

ELEKTROKARDİYOGRAM (EKG) İŞARETLERİNİN GENELLEŞTİRİLMİŞ TEMEL TANIM VE ZARF VEKTÖR BANKALARI İLE MODELLENMESİ*

Hakan GÜRKAN

Ümit GÜZ

Sıddık B. YARMAN

İşık Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektronik Mühendisliği Bölümü
80670 Maslak-İstanbul

Tel: 90.212.286 29 60, Faks: 90.212. 285 28 75

e-posta: hakan@isikun.edu.tr guz@isikun.edu.tr yarman@isikun.edu.tr

Anahtar sözcükler: Elektrokardiyogram, Modelleme, Sıkıştırma, EKG işaretlerinin iletilmesi

ABSTRACT

In this paper, a new method to model ECG signals by means of "Generalized Signature and Envelope Vector Banks (GSEB)" is presented. Since ECG signals present quasi-stationary behavior, any ECG signal X_i is modeled by the form of $X_i \approx C_i \alpha_i \phi_i$ on a frame bases in this work. In this model, ϕ_i is defined as the Generalized Signature Vector (GSV); $\alpha_i(t)$ is referred to as Generalized Envelope Vector (GEV) and C_i is called the Frame-Scaling Coefficient (FSC). ECG signal for each frame is described in terms of the two indices "R" and "K" of GSEB and the frame-scaling coefficient C_i . Furthermore, It has been shown that the new method of modeling provides significant data compression while preserving the clinical information in the reconstructed signal.

1. GİRİŞ

Elektrokardiogram (EKG) işareti kalbin elektriksel aktivitesini gösteren ve kalp hastalıklarının teşhis edilmesinde ve izlenmesinde çok sık kullanılan elektriksel işaretlerdir. Bu nedenle 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. Belirtilen bu sorunlar, çok büyük miktarlarda veri içeren EKG işaretlerinin, teşhis açısından önemli bilgileri korunarak, uygun oranlarda sıkıştırılması ile giderilebilmektedir. EKG işaretleri sözü edilen nedenler ile sıkıştırılmalarının

gerekliliğinin yanısıra, hastalıkların izlenme sürecinde sürekli kaydedilerek değerlendirilmeleri, uygun teşhis ve tedavinin belirlenmesi ve uygulanan tedavinin izlenmesi, oluşabilecek anormalliklerin tespiti açılarından da oldukça önem taşımaktadır.

Son otuz yılda EKG işaretlerinin sıkıştırılması, modellenmesi ve yeniden oluşturulmasına yönelik bir çok algoritma geliştirilmiştir[1-21]. Geliştirilen bu algoritmaları temel olarak üç ana grupta toplamak mümkündür :

- Doğrudan Yöntemler: Doğrudan orjinal işaretin örneklerini kullanarak modelleme ve sıkıştırma yapan yöntemlerdir (TP, AZTEC, CORTES vs.) .
- Parametrik Yöntemler: İşaretleri yeniden oluşturmak için daha sonra kullanacağı bazı özellikleri çıkartmak için bir önışleme süreci kullanan yöntemlerdir (Syntactic Methods, Linear Prediction Method vs.).
- Dönüşüm Yöntemleri: Lineer dönüşüm yöntemleri ile işaretleri sıkıştırarak modelleyen yöntemlerdir (WT, DCT, KLT vs.) .

Tüm bu algoritmaların performanslarını (1) bağıntısında verilen yüzde ortalama karesel fark (PRD) ve sıkıştırma oranı (CR) belirlemektedir.

$$PRD = \frac{\sum_{n=1}^N (x(n) - \hat{x}(n))^2}{\sum_{n=1}^N (x(n) - \bar{x}(n))^2} \times 100, \quad CR = \frac{b_{org}}{b_{rec}} \quad (1)$$

* Bu çalışmanın bir bölümü, Prof. Dr. Sıddık B. YARMAN yönetiminde, Hakan GÜRKAN'ın doktora çalışması olarak sürdürülmektedir.

Burada $x(n)$ orjinal işareti, $\hat{x}(n)$ yeniden oluşturulan işareti, $\bar{x}(n)$ orjinal işaretin ortalama değerini, N işaretin uzunluğunu, b_{org} orjinal işaret için gerekli bit sayısını, b_{rec} yeniden oluşturulan işaret için gerekli olan bit sayısını gösterir.

PRD hata ölçütünün, yeniden oluşturulan işaretin klinik olarak kabul edilebilirliğini garanti etmediğini belirtmek gerekir. Ancak teknik yazında orjinal işaret ile yeniden oluşturulan işaret arasındaki hatayı ölçmesi anlamında oldukça sık kullanılmaktadır.

Daha önce sunulan çalışmalarda [8-12], Konuşma EKG işaretlerinden, işaretin özelliklerini yansıtan sonlu bir aralıkta kosinüs formunda Tanım Fonksiyonları (TF) üretilmiş ve bu fonksiyonların dikleştirilmesi ile Temel Tanım Fonksiyonları (TTF) elde edilmişti. Daha sonra TTF'lerin ağırlıklı kombinasyonları ile EKG işaretleri daha az parametre ile yeniden oluşturulmuştu. [13-15] numaralı çalışmalarda, herhangi bir kaynağa ilişkin ses, konuşma, ve EKG işaretleri çift tabanlı referans tabloları ile modellenmiştir. [16-21] numaralı çalışmalarda ise çok daha hızlı algoritmalar geliştirilerek önceden tanımlı vektör bankaları ile ses, konuşma, EKG ve EEG işaretlerinin modellenmesi gerçekleştirilmiştir.

2. YÖNTEM

Bir EKG işaretinin herhangi bir "i." çerçevesine ilişkin X_i vektörü,

$$X_i \cong C_i \alpha_i \varphi_i \quad (2a)$$

yaklaşıklık bağıntısı ile gösterilebilir. Bu bağıntıda C_i , gerçel bir sabittir. $C_i \varphi_i$ vektörü, En Küçük Kareler anlamında X_i 'nin hemen hemen en büyük enerjisini taşır. Başka bir deyişle, $C_i \varphi_i$ vektörü bu varsayım altında X_i çerçevesine hatanın karelerinin toplamını en aza indirecek biçimde tek bir terim ile en iyi yaklaşan vektördür ($X_i \approx C_i \varphi_i$). $L_F \times L_F$ boyutlarındaki köşegen matris α_i (2a) denklemindeki en küçük kareler hatasını en aza indirecek bir zarf terimi olarak davranmaktadır ($\alpha_i = \text{diag}[\alpha_{i1} \ \alpha_{i2} \ \alpha_{i3} \ \dots \ \alpha_{iL_F}]$). Burada L_F , herhangi bir çerçevedeki toplam eleman sayısını göstermektedir.

Sürekli Zaman bölgesinde, (2a) ifadesi,

$$X_i(t) = C_i \alpha_i(t) \varphi_i(t) \quad (2b)$$

biçimini alacaktır. Yukarıdaki açıklamalar bağlamında, aşağıdaki tanımlar yapılabilir.

Tanım 1a: φ_i vektörü, Genelleştirilmiş Temel Tanım Vektörü olarak adlandırılmakta ve bir C_i katsayısı ile EKG işaretine ilişkin X_i çerçeve vektörünün en yüksek enerjisini taşımaktadır.

Tanım 1b: Benzer anlamda sürekli zaman bölgesinde Genelleştirilmiş Temel Tanım Fonksiyonu olarak adlandırılmaktadır ($\varphi_i(t)$).

Tanım 2a: α_i köşegen matrisi, Genelleştirilmiş Zarf Matrisi olarak adlandırılmakta ve özgün EKG işaretinin çerçeve vektörünün (X_i) zarfını oluşturmaktadır.

Tanım 2b: Benzer anlamda sürekli zaman bölgesinde Genelleştirilmiş Zarf Fonksiyonu olarak adlandırılmaktadır ($\alpha_i(t)$).

Tanım 3: C_i gerçel sabiti, Çerçeve Ölçekleme Katsayısı olarak adlandırılmaktadır.

Bir ayrık zaman EKG işareti $x(n)$,

$$x(n) = \sum_{i=1}^N x_i \cdot \delta_i(n-i) \quad (3a)$$

$$X^T = [x(1) \ x(2) \ \dots \ x(N)] = [x_1 \ x_2 \ \dots \ x_N] \quad (3b)$$

biçiminde yazılabilir. (3b) bağıntısındaki X_i , Ana Çerçeve Vektörü olarak adlandırılmaktadır. X_i , eşit uzunluktaki çerçevelere ayrılarak sütunlarının her birini çerçeve vektörlerinin oluşturduğu ve Çerçeve Matrisi (M_F) adı verilen bir matris oluşturulmaktadır.

$$M_F = [X_1 \ X_2 \ \dots \ X_{N_F}] \quad (4a)$$

$$X_i^T = [x_{(i-1)L_F+1} \ x_{(i-1)L_F+2} \ \dots \ x_{iL_F}], \quad i=1,2,\dots,N_F \quad (4b)$$

$N_F = N/L_F$, X^T de yer alan toplam çerçeve sayısını göstermektedir. Herbir X_i vektörü, düzgün dikleştirilmiş vektörler $\{V_{ki}; k=1,2,3,\dots,L_F\}$ ile oluşturulan bir vektör uzayına

$$X_i = \sum_{k=1}^{L_F} c_{ki} V_{ki} \quad (5)$$

$$c_{ki} = (X_i)^T V_{ki} \quad (6)$$

biçiminde açılabilir. Buradaki V_{ki} vektörleri,

$$\varepsilon = X_i - \sum_{k=1}^{L_F} c_k V_{ki} \quad \text{hata vektörünü en aza indirecek}$$

biçimde hesaplanmaktadır. Bu işlem V_{ki} 'nin En Küçük Kareler anlamında belirlenmesi olarak adlandırılmaktadır. V_{ki} vektörleri, X_i dizilerinin R_i özilinti matrislerinin özvektörleri olarak hesaplanmaktadır. Yukarıdaki en küçük kareler yaklaşımı bir özdeğer problemine işaret etmektedir.

$$R_i V_{ki} = \lambda_{ki} V_{ki}; \quad k=1,2,3,\dots,L_F \quad (7)$$

λ_{ki} ve V_{ki} sırası ile özdeğer ve özvektörler olup, λ_{ki} özdeğerleri gerçel ve pozitif, özvektörlerinin tümü ise birimdir. Özdeğerler, kendilerine karşı gelen özvektörlerin eşliğinde azalan biçimde sıralandıklarında ($\lambda_{1i} \geq \lambda_{2i} \geq \lambda_{3i} \dots \geq \lambda_{L_F i}$), herhangi bir çerçevenin toplam enerjisi $X_i^T X_i$ biçiminde yazılabilir.

$$X_i^T X_i = \sum_{k=1}^{L_F} x_{ki}^2 = \sum_{k=1}^{L_F} c_{ki}^2 = \sum_{k=1}^{L_F} \lambda_{ki} \quad (8)$$

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 işarettaki en büyük değişim yönünü gösterdiklerinden temel

bileşenler olarak adlandırılırlar. Bu durumda (9) bağıntısı en yüksek enerjili ilk 'p' tane temel bileşenin alınması ile özgün işarete yaklaşılabılır.

$$X_i \cong \sum_{k=1}^p c_{ki} \cdot V_{ki} \quad (9)$$

p = 1 olması durumunda V_{Ii} özvektörleri Temel Tanım Vektörleri olarak adlandırılır ve en küçük kareler anlamında herbir çerçeveyi özgün işarete ilişkin çerçevelere en az hata ile yaklaşıtırlar.

$$X_i \cong c_{Ii} \cdot V_{Ii} \quad (10)$$

Bu durumda, L_F uzunluğundaki çerçevelerin hemen hemen tüm enerjisi (5) bağıntısındaki ilk terime aktarılacak, diğer terimler enerji anlamında çok az bir katkıya sahip olduklarından gözardı edileceklerdir. Herbir çerçeve için tanımlanan köşegen zarf matrisi A_i 'nin katılması ile (10) bağıntısı,

$$X_i = C_i A_i V_{Ii} \quad (11)$$

biçimine dönüştürülür. (11) eşitliğindeki A_i matrisinin köşegen elemanları (a_{ir}), $a_{ir} = x_{ir} / C_i v_{Iir}$; $r = 1, 2, 3, \dots, L_F$ biçiminde elde edilir.

Sonuç olarak, herhangi bir i . çerçeve X_i , en küçük kareler anlamındaki yaklaşım hatasını en aza indiren bir temel tanım vektörünün bir c_i katsayısı ile birlikte temel tanım vektör bankasından çekilmesi ile oluşturulmaktadır ($X_i \approx c_i V_p$).

Bu çalışmada çok sayıda farklı kişilere ait EKG işaretleri incelenmiş ve binlerce çerçeve analiz edilmiştir. Bu incelemenin sonunda gerek temel tanım vektörlerinin gerek ise zarf vektörlerinin tekrarları özellik gösterdiği gözlenmiştir. Bu nedenle (12) bağıntısında verilen ilinti katsayısı ile karşılaştırılarak benzer olan vektörler elenmiştir.

$$W = [w_1 \ w_2 \ \dots \ w_L], Y = [y_1 \ y_2 \ \dots \ y_L]$$

olmak üzere

$$\rho_{WY} = \frac{\sum_{i=1}^L (w_i \cdot y_i) - \left(\sum_{i=1}^L w_i \sum_{i=1}^L y_i \right) / L}{\sqrt{\left(\sum_{i=1}^L w_i^2 - \left(\sum_{i=1}^L w_i \right)^2 / L \right) \cdot \left(\sum_{i=1}^L y_i^2 - \left(\sum_{i=1}^L y_i \right)^2 / L \right)}} \quad (12)$$

İndirgenmiş temel tanım vektörleri Genelleştirilmiş Temel Tanım Vektör Bankası (GTTVB) adı altında toplandırılmıştır $\{ \varphi_{n_s}(n); n_s = 1, 2, 3, \dots, N_S \}$. N_S sayısı bu bankada yeralan "**Genelleştirilmiş Temel Tanım Vektör**" sayısını vermektedir. Benzer biçimde, indirgenmiş zarf vektörleri veya köşegenleştirilmiş zarf matrisleri Genelleştirilmiş Zarf Vektör Bankası (GZVB) adı altında toplandırılmıştır ($\alpha_{n_e}(n)$ $n_e = 1, 2, 3, \dots, N_E$). N_E sayısı bu banka içerisinde yeralan "**Genelleştirilmiş Zarf Vektör**" sayısını vermektedir. Genelleştirilmiş Temel Tanım ve Zarf vektörleri sürekli zaman bölgesi fonksiyonları olarak genelleştirilmiş temel tanım fonksiyonları $\{ \varphi_{n_s}(t); n_s = 1, 2, 3, \dots, N_S \}$ ve genelleştirilmiş zarf

fonksiyonları $\{ \alpha_{n_e}(t); n_e = 1, 2, 3, \dots, N_E \}$ olarak ifade edilebilirler. Sonuç olarak, yukarıda değinilen ve temel yaklaşım bağıntısını gerçekleyen tüm açıklamaların ışığında; herhangi bir EKG işarete ilişkin bir çerçevenin (X_i), genelleştirilmiş temel tanım $\varphi_i(t)$ ve genelleştirilmiş zarf $\alpha_i(t)$ fonksiyonları ile, bir C_i katsayısının çarpımı biçiminde temsil edilebileceği ya da yeniden oluşturulabileceği ($X_i(t) \cong C_i \alpha_i(t) \varphi_i(t)$) açıkça görülebilmektedir.

Yeni modelleme yöntemi iki temel algoritma tarafından gerçekleştirilmektedir.

3. ALGORİTMA

Algoritma 1: Genelleştirilmiş Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları'nın Oluşturulması

Girişler: X, L_F

Adım 1: Toplam çerçeve sayısının hesaplanması $N_F = N / L_F$.

Adım 2: Ana çerçeve vektörünün çerçeve vektörlerine ayrılması X_i .

Adım 3: Herbir X_i için, R_i 'nin hesaplanması.

Adım 4: Herbir R_i 'ye ilişkin λ_{ki} ve V_{ki} hesaplanması.

Adım 5a: $\lambda_{ri} = \max\{\lambda_{1i}, \lambda_{2i}, \lambda_{3i}, \dots, \lambda_{L_F i}\}$ biçiminde

tanımlanan en büyük özdeğere karşı gelen özvektörün (V_{ri}) belirlenmesi. Belirlenen özvektörün çerçeve indisinin V_{Ii} olarak değiştirilmesi.

Adım 5b: C_i katsayısının en küçük kareler anlamında $X_i \approx C_i V_{Ii}$ yaklaşımını elde edecek biçimde bulunması.

Adım 6: Adım 5'in tüm çerçeveler için ($i=1, 2, \dots, N_F$) gerçekleşmesi ve herbir çerçeve için en yüksek enerjili özvektörlerin bulunması.

Adım 7: Adım 6'da elde edilmiş tüm özvektörlerin ilinti katsayısı ile karşılaştırılması ve benzer özvektörlerin elenmesi. İndirgenmiş sayıdaki V_{Ii} özvektörlerinden Genelleştirilmiş Temel Tanım Vektör Bankası'nın $\{ \varphi_{n_s}(n); n_s = 1, 2, \dots, N_S \}$ oluşturulması.

Adım 8: Adım 5b'de hesaplanan herbir $C_i V_{Ii}$ için Köşegenleştirilmiş Zarf Matrisinin köşegen elemanlarının $a_{ir} = x_{ir} / (C_i v_{Iir})$; $r=1, 2, \dots, L_F$ denklemi yardımı ile hesaplanması.

Adım 9: Adım 7 ile benzer biçimde, elde edilen tüm zarf vektörlerinin ilinti katsayısı ile karşılaştırılması ve benzer zarf vektörlerinin elenmesi. İndirgenmiş sayıdaki özgün dizilerden Genelleştirilmiş Zarf Vektör Bankasının $\{ \alpha_{n_e}(n); n_e = 1, 2, \dots, N_E \}$ oluşturulması.

Algoritma 2: EKG İşaretlerinin Genelleştirilmiş Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları ile Yeniden Oluşturulması

Girişler: Modelleneyecek EKG işareti $\{ X(n), n=1, 2, \dots, N \}$, Algoritma 1' in kullanılması ile oluşturulmuş Genelleştirilmiş Temel Tanım ve Zarf vektör bankası ve çerçeve uzunluğu L_F .

Adım 1: Modelleneyecek EKG işaretinin ($X(n)$) çerçeve vektörlerine ayrılması.

Adım 2: Modelleneyecek işaretin özgün çerçeve vektörleri arasındaki hatayı ($\delta = \| X_i - C_k \varphi_k \|^2$;

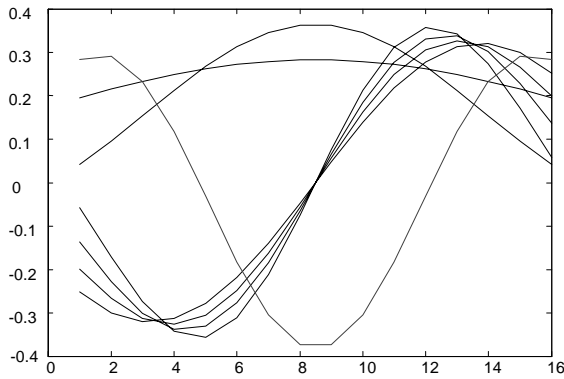
$k=1,2,\dots,N_S$) en aza indiren uygun bir genelleştirilmiş temel tanım vektörünün (φ_k) GTTVB'den çekilmesi ve φ_k vektörüne karşı gelen K indis sayısının belirlenmesi ($X_i \approx C_K \varphi_K$).

Adım 3: Uygun zarf vektörlerinin α_R , ($\delta_R = \min\{\|X_i - C_K \alpha_R \varphi_K\|^2; r=1,2,\dots,N_E\}$) hata tanımını en aza indirecek biçimde GZVB'den çekilmesi ve α_R vektörüne karşı gelen R indis sayısının belirlenmesi. Bu adım sonlandırıldığında, özgün alt çerçeveyi en iyi biçimde temsil edecek zarf vektörü α_R ve temel tanım vektörü φ_k uygun bir seçim ile belirlenmiş olacaktır. Başka bir deyişle X_i çerçeve vektörü en iyi biçimde α_R ve φ_k vektörlerinin kullanılması ile oluşturulabilecektir $X_i \approx \alpha_R \varphi_K$.

Adım 4: Elde edilen sabitlenmiş α_R ve φ_K vektörlerini kullanarak, $\delta_{Global} = \min\{\|X_i - C_i \alpha_R \varphi_K\|^2\}$ hata değerini en küçük yapacak biçimde yeni çerçeve katsayılarının (C_i) hesaplanması. Bu adımda, çerçeve vektörü yukarıda hesaplanan değerler yardımı ile, $X_i \equiv C_i \alpha_R \varphi_K$ biçiminde elde edilir.

Adım 5: Yukarıdaki adımlar, yeniden oluşturulacak EKG işaretinin ($X(n)$) her bir çerçevesinin oluşturulması için yinelenir.

Yukarıda verilen algoritmaların gerçekleştirilmesi ile, EKG işaretinin her bir çerçevesini en iyi biçimde temsil edecek olan çerçeve katsayıları (C_i) ile genelleştirilmiş temel tanım ve zarf vektörlerinin indis numaraları olan K ve R belirlenmiş olmaktadır. Böylece, her bir çerçeve, kabul edilebilir bir hata sınırı içerisinde, çerçeve ölçekleme katsayısı C_i ve sırası ile genelleştirilmiş temel tanım ve zarf vektörlerinin indis numaraları olan K ve R ile temsil edilmiş olacaktır.



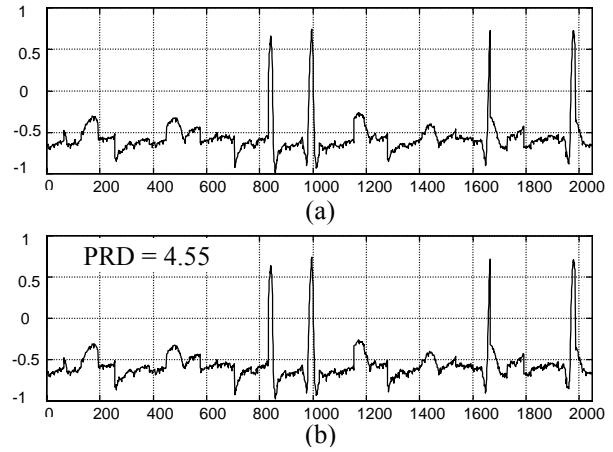
Şekil 1. EKG İşaretlerine İlişkin Genelleştirilmiş Temel Tanım Vektör Bankası

4. SİMÜLASYON SONUÇLARI

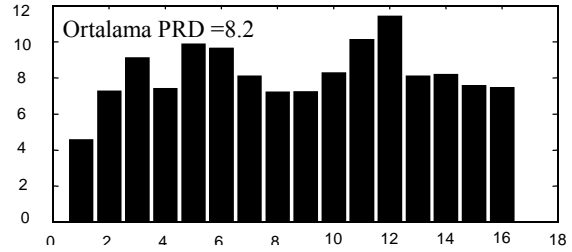
Bu çalışmada, 500Hz'de örneklenmiş 12 bitle kodlanmış ve +1 ile -1 arasında normalize edilmiş 24 adet EKG işaretlerinden oluşan bir veri bankasından yararlanılmıştır. Bu çalışmada çerçeve uzunluğu $N_F=16$ olarak seçilmiştir. Bu durumda birinci algoritma kullanılarak Şekil 1.'de verilen 7 tane

genelleştirilmiş temel tanım vektörü ($N_S=7$) ve 1024 tane genelleştirilmiş zarf vektörü ($N_E=1024$) elde edilmiştir. Sunulan yöntemde, her çerçeve için tanımlanan çerçeve ölçekleme katsayısı C_i , çerçeve indisleri R ve K sırasıyla 8, 10, 3 bit ile temsil edilmektedir. Bu durumda sunulan yöntemin sağladığı sıkıştırma oranı CR=9.2 olmaktadır.

Orjinal işaret ile yeniden oluşturulan işarete ilişkin simulasyon sonucu Şekil 2'de sunulmuştur. Ayrıca kullanılan veri bankasında yer alan bazı EKG işaretlerinin yeniden oluşturulması sırasında elde edilen PRD değerleri ve ortalama PRD değeri Şekil 3'de verilmiştir.



Şekil 2. (a) Orjinal EKG İşareti (b) Yeniden Oluşturulan EKG İşareti



Şekil 3. Değişik 16 EKG İşareti için Elde Edilen PRD Değerleri

5. SONUÇ

Bu çalışmada EKG işaretlerinin modellenmesine ilişkin yeni bir yaklaşım sunulmuştur. Sunulan yöntem, EKG işaretleri için oluşturulan temel tanım ve zarf vektörlerinin ilinti katsayısı kullanılarak indirgenmesi ile oluşturulan Genelleştirilmiş Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları ile EKG işaretlerinin modellenmesine dayanmaktadır. Ayrıca geliştirilen yöntem, klinik anlamda önemli bilgileri koruyarak EKG işaretlerinin yaklaşık 10:1 oranında sıkıştırılmasını da sağlamaktadır. Genelleştirilmiş temel tanım ve zarf vektörlerinin fonksiyonlar ile modellenmesi ve kalp hastalıklarının tespit edilmesi aşamasında kullanılmasına yönelik çalışmalar sürdürülmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] Shankara B. R., Murthy I.S.N., ECG data compression using Fourier descriptors, IEEE TRANS. BIOMED. ENG., Vol. BME-33, No.4, pp.428-434, April 1986.
- [2] Aydın M. C., Cetin A. E., Köymen H., ECG data compression by Sub-Band coding, IEEE TRANS. BIOMED. ENG., Vol.27-4, pp.359-360, 1991.
- [3] Bradie B., Wavelet Packet-Based Compression of Single Lead ECG, IEEE TRANS. BIOMED. ENG., Vol. 43, No.5, pp. 493-501, May 1996.
- [4] Hilton M. L., Wavelet and Wavelet Packet Compression of Electrocardiograms, IEEE TRANS. BIOMED. ENG., Vol. 44, No.5, pp.394-402, May 1997.
- [5] Jalaleddine M. S., Hutchens C. G., Strattan R. D., Coberly W. A., ECG Data Compression Techniques- A Unified Approach, IEEE TRANS. BIOMED. ENG., Vol. 37, No.4, pp.329-343, April 1990.
- [6] Miaou S. G., Yen H. L., Lin C. L., Wavelet-Based ECG Compression Using Dynamic Vector Quantization with Tree Codevectors in Single Codebook, IEEE TRANS. BIOMED. ENG., Vol. 49, No.7, pp.671-680, July 2002.
- [7] Cardenas-Barrera J. L., Lorenzo-Ginori J. V., Mean-Shape Vector Quantizer for ECG Signal Compression, IEEE TRANS. BIOMED. ENG., Vol. 46, No.1, pp.62-70, January 1999.
- [8] Kardeş M., Yarman B. S., A New Approach for Representing Discrete Signal Waveforms via Private Signature Base Sequences, 12TH EUROPEAN CONFERENCE ON CIRCUIT THEORY AND DESIGN (ECCTD'95), Istanbul, Turkey, pp.875-878, August 27-31, 1995.
- [9] Kardeş M., Yarman B. S., A New Method for the Compression of ECG Signals: The YARKAR Method, ICSPAT'97, San Francisco, USA, September 14-17, 1997.
- [10] Akdeniz R., Yarman B. S., Speech Coding by Signature Base Sequences, 6. SINYAL İŞLEME VE UYGULAMALARI KURULTAYI, Ankara, Türkiye, sayfa 178-183, 28-30 Mayıs, 1998
- [11] Akdeniz R., Yarman B. S., Turkish Speech Coding by Signature Base Sequences, INTERNATIONAL CONFERENCE ON SIGNAL PROCESSING APPLICATIONS & TECHNOLOGY (ICSPAT'98), Toronto, Canada, pp. 1291-1294, September 13-16, 1998.
- [12] Yarman S., Akdeniz R., Generation of Optimum Signature Base Sequences for Speech Signals, FIRST IEEE BALKAN CONFERENCE ON SIGNAL PROCESSING, COMMUNICATION, CIRCUITS AND SYSTEMS, Istanbul, Turkey, Conference Digest-CD, pp. 1-4, June 1-3, 2000,
- [13] Güz Ü., Gürkan H., Yarman B. S., Çift Tabanlı Referans Tablolarıyla Ses İşaretlerinin Modellenmesinde Özgün Bir Yaklaşım, SİU'2001 IEEE SINYAL İŞLEME VE UYGULAMALARI KURULTAYI, Gazi Magusa, K.K.T.C., Cilt 2, sayfa 693-698, 25-27 Nisan 2001.
- [14] Gürkan H., Güz Ü., Yarman B. S., EKG (ElectroCardioGram) İşaretlerinin Özgün Temel Tanım Fonksiyonları ile Modellenmesi, SİU'2001 IEEE SINYAL İŞLEME VE UYGULAMALARI KURULTAYI, Gazi Magusa, K.K.T.C., Cilt 2, sayfa 587-592, 25-27 Nisan 2001.
- [15] Akdeniz R., Güz Ü., Gürkan H., Yarman B. S., Farklı Ses Kaynaklarından Üretilen Temel Tanım Dizileri ile Konuşma İşaretlerinin Modellenmesi, SİU'2001 IEEE SINYAL İŞLEME VE UYGULAMALARI KURULTAYI, Gazi Magusa, K.K.T.C., Cilt 1, sayfa 128-133, 25-27 Nisan 2001.
- [16] Güz Ü., Yarman B. S., Gürkan H., A New Method to Represent Speech Signals via Predefined Functional Bases, PROCEEDINGS OF ECCTD'01 EUROPEAN CONFERENCE ON CIRCUIT THEORY AND DESIGN, Espoo, Finland, Vol: II/III, pp: 5-8, August 28-31, 2001.
- [17] Yarman B. S., Gürkan H., Güz Ü., Aygün B., 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, Istanbul, Turkey, Conference Digest-CD, No:778, pp.1-4, October 25-28, 2001.
- [18] Güz Ü., Türkçe Konuşma İçin Optimum Temel Tanım Fonksiyonlarının Belirlenmesinde Yeni Bir Yaklaşım, Doktora Tezi (Tez Danışmanı: Prof. Dr. B. Siddık YARMAN), İstanbul Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik Müh. Anabilim Dalı, Şubat 2002.
- [19] Güz Ü., Gürkan H., Yarman B. S., Ses İşaretlerinin Modellenmesi için Optimum Temel Tanım Fonksiyonlarının Belirlenmesinde Yeni Bir Yaklaşım, SİU'2002 SINYAL İŞLEME VE İLETİŞİM UYGULAMALARI KURULTAYI, Denizli, Türkiye, Cilt 2, sayfa 691-696, 12-14 Haziran 2002.
- [20] Gürkan H., Güz Ü., Yarman B. S., EEG (ElectroEncephaloGram) İşaretlerinin Optimum Temel Tanım Fonksiyonları ile Modellenmesinde Yeni Bir Yaklaşım, SİU'2002 SINYAL İŞLEME VE İLETİŞİM UYGULAMALARI KURULTAYI, Denizli, Türkiye, Cilt 2, sayfa 1204-1209, 12-14 Haziran 2002.
- [21] Zaim İ., A Novel Method to Represent ECG Signals via Predefined Personalized Signature and Envelope Functions, Lisans Tezi (Tez Danışmanı: Prof. Dr. B. Siddık YARMAN), Işık Üniversitesi Müh. Fak. Haziran 2002