

EKG İşaretlerinin Dalgacık Dönüşümüyle Modele Dayalı Sıkıştırılması

B. Uğur Töreyn, Y. Ziya İder, A. Enis Çetin

Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü
Bilkent Üniversitesi 06800, Bilkent, Ankara

{ugur, ider, cetin}@ee.bilkent.edu.tr

Özetçe

Bu çalışmada, EKG işaretlerine ait dalgacık dönüşümü katsayıları, kesirli düşük seviye istatistiksel çözümleyicisi kullanılarak işlenmiştir. İşleme tabi tutulan işaretin Gauss gürültülü bölgeleri, çözümleyici çıkışında sifra yakın olarak elde edilirken, işaretin kalp atımının olduğu QRS bölgeleri yüksek değerler üretmiştir. Çözümleyici çıkışına bağlı bir kodlayıcı, kesirli düşük seviye istatistiksel çözümleyicisi çıktısına göre, kalp atımının yoğun olduğu bu bölgeler için dinamik bir biçimde daha çok bit ataması yapmaktadır.

1. Giriş

Literatürdeki EKG sıkıştırma yöntemlerinin pek çoğu, konuşma, görüntü ve video sıkıştırma algoritmalarının değişik şekilleridir[1]-[5]. Bu yöntemlerin hemen hiçbiri, EKG işaretlerinin fizyolojik özelliklerini tam olarak göz önünde bulundurmamaktadır. EKG kodlama yöntemleri, farklı uygulamalara yönelik olarak düzenlendiği takdirde, çok daha yüksek sıkıştırma oranlarına erişilebilir. Örneğin, atım ritminin bozukluğuna yönelik yapılacak çözümlerle QRS bölgelerinin korunması büyük önem arz etmektedir. Dolayısıyla, ritm bozukluğuna yönelik bir uygulamada kullanılacak sıkıştırma yöntemi, işaretin QRS bölgelerine, ritm bozukluğuyla ilgili klinik bilgi içermeyen T-dalgasına nazaran daha çok önem vermelidir.

Önerdiğimiz yöntemde, EKG işareti, fizyolojik özellikleri dikkate alınarak, iki durumlu basit bir işaret olarak kabul edilmiştir. Varsayımımıza göre, kaydedilen veriler, her dönemi için birbirinden farklı iki bölgeden oluşmaktadır. Herhangi bir kalp hareketi olmadığı durumlar için işaret Gauss gürültüsüyle bozulmaktadır. Bu durumda işarete, anlamlı bilgi pek azdır. Kalp hareketinin gözlemlendiği bölgeler ise, klinik açıdan anlamlı bilgiler içermektedir. Ayrıca, bu bölgelerde işaretin şiddeti, kaydın gürültülü bölgelerine göre çok daha baskındır.

Tüm biyomedikal işaret sıkıştırma yöntemlerinin ortak amacı, kayıt boyutunu, klinik yönden önemli hiçbir veriyi kaybetmeden, azaltmaktır. EKG kodlayıcımız, kalp hareketinin, gürültülü bölgelere göre çok daha fazla olduğu kısımları için, dinamik olarak daha fazla sayıda bit ataması yapmaktadır. İşaretin gürültülü kısmının tespiti için, geometrik üs istatistiğine dayalı, kesirli düşük seviye istatistiksel testi kullanılmıştır [7],[8]. [8]'de açıklanmış olan kesirli düşük seviye istatistiksel testi, verinin, ortalama değeri sıfır olan Gauss gürültüsü benzeri bölgelerinde, sifra yakın değerler üretmektedir. Öte yandan, işaretin QRS bölgeleri civarında, test sonucu elde edilen

değerler sıfırdan çok büyük olmaktadır ve işaret, Gauss dışı, belirgin kuyruklu bir yapı sergilemektedir. Bu test, asıl işaret yerine, işaretin dalgacık dönüşümü katsayıları üzerinde kaydırılan pencerelere uygulanmaktadır. Bu yaklaşımda bulunmamızın en önemli nedeni, dalgacık dönüşümü hesaplanması sırasında kullanılan yüksek geçiren süzgecin, EKG işaretindeki kaymaları ve yavaş ilerleyen değişimleri geçirmemesidir. Ayrıca, dalgacık dönüşümü sonucu elde edilen işaretin ortalama değeri sıfırdır. Bu, işaretin dalgacık dönüşümü yoluyla daha hassas bölüntülenmesini sağlamaktadır. Tüm bunlara ek olarak, bölüntülenme sonucu kullanılacak kodlayıcı eğer dalgacık dönüşümü tabanlı bir EKG kodlayıcysa, [3]-[5],[10], katsayılar halihazırda elde edilmiş olacaktır.

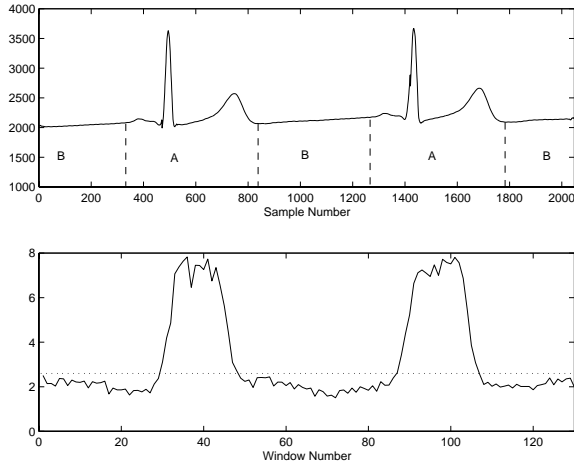
2. Kesirli Düşük Seviye İstatistiksel Testi

Şekil 1-a, tipik bir EKG işaretini göstermektedir. Bu işaret 250 Hz.'te, 11 bit/örnek hızında örneklenmiştir. Bu işaretin bölüntülenmesi, Şekil 1-b'de görülen kesirli düşük seviye istatistiksel parametresine göre gerçekleştirilmiştir. Bu parametre, tek adımlı, ikici dalgacık dönüşümüyle elde edilen x_h dalgacık işaretinden kestirilmiştir. x_h işaretinin sıklık içeriği [62,5 125]Hz altbandından gelmektedir. Tipik bir EKG işaretinin, birbirinden farklı iki bölgeden oluştuğu varsayılabilir. Kalp dinlenme evresindeyken kaydedilen veriler çoğunlukla gürültüdür. Bu gürültüye karşılık gelen dalgacık dönüşümü katsayıları da Gauss gürültüsünü andırmaktadır. Kalp atımının olduğu evrede kaydedilen işaretse, göreceli olarak çok daha yüksek şiddettedir. Yüksek geçiren süzgeçten geçirilip örnek sayısı düşürülen işaretle elde edilen dalgacık dönüşümü katsayıları da, bu evre için, aykırı değerlere sahiptir. Dalgacık bölgesindeki bu aykırı değerlerin tespit edilmesiyle, zaman içinde kalp atımının olduğu anlar bulunabilecektir.

Kesirli düşük seviye istatistiksel test yöntemiyle atımlı süreçlerin çözümlenmesi [7] ve [8]'de önerilmiştir. Bu çalışmada ise EKG işaretinin dalgacık dönüşümü katsayılarının çözümlenmesinde, geometrik üs [8], sınama istatistiği olarak kullanılmıştır. Geometrik üs şu şekilde tanımlanmıştır:

$$S = \exp\left(\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \log|e[n]|\right) \quad (1)$$

Bu ifadede e ile temsil edilen, dalgacık dönüşümü katsayılarıdır. Örneğin $e = x_h$ eşitliği, EKG işaretinin ikici dalgacık dönüşümünün ilk yüksek bant alt işaretini temsil etmektedir. (1) ifadesinde, x_h , x_{hh} , vb. dalgacık dönüşümü işaretleri



Şekil 1: (a) Orijinal EKG dalgası ve (b) Bu dalgaya karşılık gelen geometrik üs değerlerinin pencere numarasına göre değişimi.

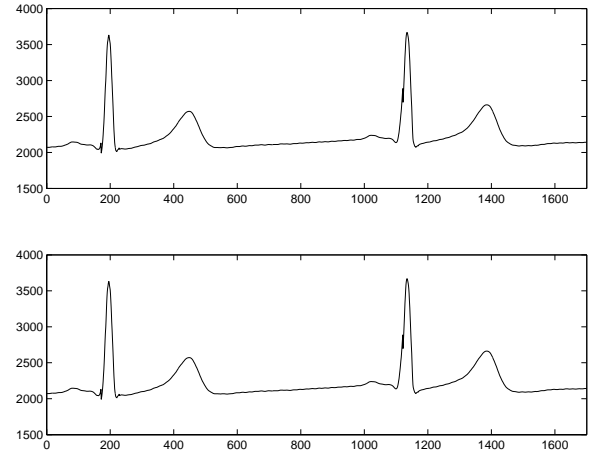
ve bunların doğrusal bileşimleri de kullanılabilir. Deneysel olarak, dalgacık dönüşümü katsayılarının $[70\ 150]$ Hz bandını kapsamaları gerektiğini tespit ettik. N parametresi, S 'nin kestirildiği pencerenin uzunluğunu temsil etmektedir. Geometrik üs, işaretin gürültü benzeri kısımlarında düşük, dalgacık bölgesinde aykırı değerlerin belirlediği kısımlarında ise yüksek değerler almaktadır. EKG işaretinin bulunduğu durumu belirlemek için, dalgacık dönüşümüyle elde edilen işaret, uzunluğu N olan, birbiriyle örtüşen ve kayan pencerelere bölünmüştür. Kesirli düşük seviye istatistiksel testi, bu kayan pencereler üzerinde şu şekilde gerçekleştirilmektedir: eğer $S < T_h$ ise, bu pencereye karşılık gelen kısım Gauss benzeri gürültü içermektedir, yani klinik yönden önemsizdir. Değilse, ilgili pencereye karşılık gelen kısım, önemli bölge olarak belirlenip, yüksek kaliteli bir sıkıştırma işlemine tabi tutulmaktadır. N değeri, ilk dalgacık ölçeği için 16 olarak belirlenmiştir. Bu değer, zaman içinde 32 örnek sayısına denktir. Pencere sayısına göre geometrik üs değerleri Şekil 1-b'de gösterilmiştir. $T_h = 2,5$ eşik değeri deneysel olarak belirlenmiştir.

Tipik bir bölüntülenme sonucu Şekil 1-a'da sunulmuştur. İşaretin QRST denilen bölgelerini içeren A bölümü, T_h eşik değerini geçen pencerelerin birleşim kümesidir. Bu bölüm, eşik değerinin altında kalan pencerelerin birleşimi olan B bölümüne göre çok daha hassas kodlanmalıdır.

3. EKG Verisi Sıkıştırılması ve Deneysel Sonuçlar

İşaretin sıkıştırılması amacıyla, dalgacık dönüşümü tabanlı bir EKG kodlayıcısı kullanılmıştır[10]. Çözümleyicinin çıkısına bağlı olarak kodlayıcı, iki sıkıştırma seviyesi arasında gidip gelmektedir. A bölümündeki değerler, B bölümündekilere göre çok daha hassas kodlanmıştır. Böylelikle, bu bölümün kodlanması için daha fazla sayıda bit ataması yapılmıştır.

Şekil 1-a'daki EKG işareti, önce sıkıştırılmış, sonra yeniden oluşturulmuştur. Yeniden oluşturulan bu işaret Şekil 2-



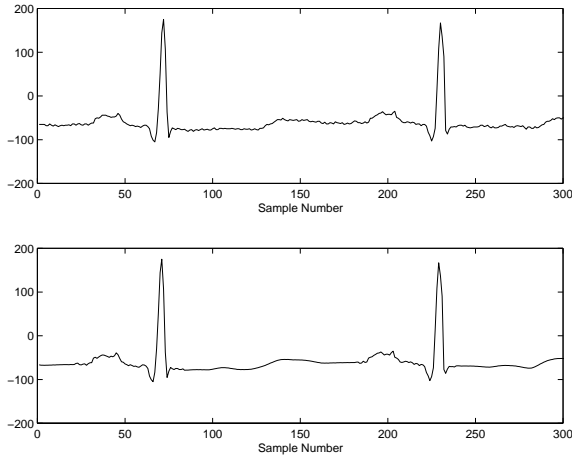
Şekil 2: (a) Sıkıştırma oranı 5,99 olan, yöntemimizle sıkıştırılmış EKG dalgası ve (b) Herhangi bir dalgacık dönüşümü kodlayıcısıyla kodlanmış EKG dalgası, sıkıştırma oranı 3,1.

a'da gösterilmiştir. Ortalama sıkıştırma oranları $A(B)$ bölümü için 3,7 (7,79)'dur. Yüzde olarak etkin değer farkı (YOEDF), yeniden oluşturulan işaretler için yaygın olarak kullanılan bir karşılaştırma ölçütüdür. Şu şekilde tanımlanmıştır:

$$YOEDF = \sqrt{\frac{\sum_{n=0}^{N-1} [x(n) - x_{yen}(n)]^2}{\sum_{n=0}^{N-1} x^2(n)}} * 100 \quad (2)$$

Bu ifadedeki N , EKG, $x(n)$ işaretindeki toplam örnek sayısıdır ve $x_{yen}(n)$ yeniden oluşturulan EKG işaretidir. Bu örnek için toplam sıkıştırma oranı 5,99 ve YOEDF da %0,45'tir. Eğer işaretin tümü, [10]'daki kodlama algoritmasına göre kodlanmış olsaydı sıkıştırma oranı 3,1 ve YOEDF da %0,15 olacaktı. Bu yöntemle sıkıştırılıp yeniden oluşturulan işaret Şekil 2-b'de sunulmuştur. Bu iki işaret arasında klinik yönden hiçbir fark olmamasına karşın, toplamda sıkıştırma oranı olarak %40'a varan bir iyileştirme sağlanmıştır. Aslında, A olarak adlandırılan bölümler için iki durumda da aynı şekilde kodlama yapılmıştır.

Şekil 3-a'da ise, MIT-BIH kalp atım ritmi bozukluğu veritabanından alınan bir EKG işareti gösterilmektedir. Bu işaret, 360 Hz.'te 11 bit/örnek hızında örneklenmiştir. Kesirli düşük seviye istatistiksel testi, bu işaretin, [90 180]Hz. sıklık bandına karşılık gelen ilk dizi dalgacık dönüşümü katsayıları üzerinde uygulanmıştır. Bu durumda, işaretin T-dalgası olarak adlandırılan kısmı, B bölümünde kalmıştır. Ritm bozukluğu tespiti açısından bakıldığında, klinik olarak, işaretin yalnızca QRS kısmı önem arz etmektedir. Bu bakımdan, T-dalgası önemli değildir ve T_h eşik değerinin yükseltilmesine ihtiyaç duyulmamıştır. Eğer, yalnızca ritm bozukluğu bilgisine gereksinim duyuluyorsa, daha yüksek sıkıştırma oranlarına erişmek olasıdır. Bu durum için yeniden oluşturulan işaret Şekil 3-b'de sunulmuştur. Bu durumda sıkıştırma oranı 5.62 ve YOEDF da %2,21'dir. Eğer işaretin tümü, [10]'daki algoritma uyarınca sıkıştırılmış olsaydı, sıkıştırma oranı 3,67 ve



Şekil 3: (a) MIT-BIH veritabanından bir EKG örneği ve (b) Sıkıştırılmış EKG dalgası, sıkıştırma oranı 5,62.

YOEDF değeri de %1.72 olacaktır. Bu iki işaret arasında, diğer örnekte olduğu gibi, klinik açıdan hiçbir fark bulunmamaktadır. Önerdiğimiz yöntemle, MIT-BIH kalp atım ritim bozukluğu veritabanındaki işaretler için ortalama olarak %25'e varan alan korunumu sağlanmıştır.

Kesirli düşük seviye istatistiği tabanlı çözümleyici, temel olarak heran kodlayıcıyı işaretin içeriğine bağlı olarak bilgilendirmektedir. Bu yöntem EKG işaretinin pencereler içindeki durumunun belirlenmesi için kullanılmıştır. Bu çalışmada, iki-durumlu EKG modelinin ve kesirli düşük seviye istatistiksel çözümleyicisinin iyi tarafları [10]'da açıklanan dalgacık dönüşümü tabanlı kodlayıcı kullanılarak gösterilmiştir. Benzer kazanımlar, işaretin bölüntülenmesi için burda önerilen yöntemin, [1]-[5]'tekiler de dahil olmak üzere herhangi bir kodlayıcıda kullanılmasıyla da sağlanabilir.

4. Kaynakça

- [1] S. M. S. Jalaleddine, C. G. Hutchens, R. D. Strattan, W. A. Coberly, "ECG Data Compression Techniques-A Unified Approach," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, cilt BME-37, no. 4, s. 329-343, 1990.
- [2] A. E. Çetin, H. Köymen, "Biomedical Engineering Handbook," J. Bronziona, Editor, in CRC and IEEE Press.
- [3] M. C. Aydın, A. E. Çetin, H. Köymen, "ECG Data Compression by Sub-Band Coding," *Electron. Lett.*, cilt 27-4, s. 359-360, 1991.
- [4] A. E. Çetin, H. Köymen, M. C. Aydın, "Multichannel ECG Data Compression by multirate signal processing and transform coding techniques," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, cilt BME-40, s. 495-499, 1993.
- [5] Z. Lu, D. Kim, W. Pearlman "Wavelet Compression of ECG Signals by Set Partitioning in Hierarchical Trees Algorithm," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, cilt 47, s. 849-856, 2000.
- [6] T. Akgül, M. Sun, R. J. Scabassi, A. E. Çetin "Characterization of Sleep Spindles Using Higher Order Statistics and

Spectra," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, cilt 47, s. 997-1009, Ağustos 2000.

- [7] M. Shao, C.L. Nikias, "Characterization of Sleep Spindles Using Higher Order Statistics and Spectra," *Proc. of the IEEE*, cilt 81, s. 986-1009, 1993.
- [8] J. Gonzalez, G.R. Arce, "Zero Order Statistics: A Signal Processing Framework for Very Impulsive Processes," *IEEE Signal Proc. Workshop on Higher Order Statistics*, Banff, Canada, Temmuz 1997.
- [9] M. Sabry-Rizk, W. Zgallai, P. Hardiman, J. O'Riordian, "Third Order Cumulant Signature Matching Technique for Non-Invasive Fetal Heart Beat Identification," *Proc. IEEE ICASSP'97, 1997* cilt 5, s.3781-3784
- [10] A. Djohan, T. Q. Nguyen, W. J. Tompkins, "ECG Compression Using Discrete Symmetric Wavelet Transform," *17th Int. Conf. IEEE in Medicine and Biology, 1995*