

Yutkunmanın Kalp Hızı Değişkenliği Üzerine Etkisi

Serian YAZGI^{a,1} ve Metin YILDIZ^a

^aBiyomedikal Mühendisliği Bölümü, Başkent Üniversitesi, Ankara

The Effect of Swallowing on The Heart Rate Variability

Abstract. In this study, the requirement for considering swallowing in heart rate variability (HRV) analysis was researched. On the basis of 12 young subjects' electrocardiogram (ECG), respiration and stethoscope recordings, spectral analysis was applied to regions with swallowing and without swallowing seperately. In addition, to observe differences of analysis results that were done without taking care about swallowing, whole signal's HRV was also analysed individually. HRV spectrums' powers were calculated according to specific frequency intervals given in the literature. Paired t test was applied to three groups' powers and differences between these groups were assessed statistically. Results bring up that these regions with swallowing cause differences in signal's HRV's power spectrum.

Keywords. Heart rate variability, spectral analysis, ECG, swallow

Özet. Bu çalışmada, kalp hızı değişkenliği (KHD) analizlerinde yutkunmanın göz önünde bulundurulmasının gerekliliği incelenmiştir. 12 genç denekten alınan elektrokardiyogram (EKG), solunum ve steteskop kayıtlarına dayanarak, yutkunmalı ve yutkunmasız bölgelere ayrı ayrı spektral analiz uygulanmıştır. Ayrıca, yutkunmayı dikkate almadan yapılan analizlerin sonuçlarının farklılığını gözlemlemek adına tüm sinyalin KHD' si de ayrı olarak analiz edilmiştir. KHD spektrumlarının literatürde var olan belirli frekans aralıklarına göre güçleri hesaplanmıştır. Üç grubun güçleri arasında eşleştirilmiş ttest uygulanmış ve gruplar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Sonuçlar yutkunmalı bölgelerin sinyalin KHD' sinin güç spektrumunda değişime neden olduğunu ortaya koymaktadır.

Anahtar Kelimeler. Kalp hızı değişkenliği, spektral analiz, EKG, yutkunma, ttest

Giriş

Düzenli kalp atımı kardiyak sağlığın bir işaretidir. Elektrokardiyogram (EKG) sinyallerindeki ard arda gelen QRS komplekslerinde bulunan R dalgaları arası zaman

¹ Sorumlu Yazar: Başkent Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Eskişehir Yolu 20. Km Bağlıca Kampüsü Mühendislik Binası 3. Kat B-314, Ankara Tel: 0312-2341010/1439; E-posta: serian@baskent.edu.tr URL: www.baskent.edu.tr/~serian.

değişimi ya da kardiyovasküler sistemdeki sapma oranı kalp hızı değişkenliği (KHD) olarak adlandırılır[1-2-3]. KHD, klinik ve fizyolojik önemi nedeniyle tıp alanındaki araştırmaların ilgi odağı olmuştur. Öyle ki, PubMed te yapılan bir taramada sadece 2009 yılında KHD ile ilgili yapılan çalışmaların sayısı 358 olarak tespit edilmiştir. KHD analizleri vücudun istemsiz hareketlerinden sorumlu olan otonom sinir sisteminin aktivitesinin girişimsiz bir göstergesi olarak kabul edilmektedir. KHD parametrelerinin çok düşük olması bazı patolojik durumlara, kalp yetmezliği, diyabet, yüksek tansiyon, MI (miyokardiyal enfarktüs) gibi hastalıklara işaret olabilir[2-3-4-5-6-7-8].

KHD'nin güç spektral yoğunluğu (GSY) sempatik ve parasempatik otonom sinir sistemi (OSS) aktivitelerini belirlemede kullanılır. KHD güç spektrumunun 0.04-0.15Hz aralığını kapsayan düşük frekans bileşeni (LF) sempatik ve parasempatik aktivitelerden etkilenir. 0.15-0.4 Hz arası yüksek frekans bileşeni (HF) çoğunlukla parasempatik aktiviteden etkilenir. LF/HF oranı ise sempatovagal dengenin göstergesi olarak kabul edilmektedir [4-5-6-7-8-9].

KHD birçok sebeple değişimler gösterebilmektedir. Soluk alıp verme hızı, solunum hacmi gibi solunum parametreleri KHD üzerinde büyük değişimlere yol açmaktadır. Bu yüzden KHD analizlerinin solunum da dikkate alınarak yapılmasının gerekli olduğu çeşitli çalışmalarda belirtilmiştir[5-9]. Ayrıca bir çok çalışmada yaş ve cinsiyetin KHD üzerinde etkili olduğu görülmüştür[2-3]. EKG kaydının ayakta, yatar pozisyonda veya aç tok alınması gibi farklı durumlarda da sonuçların değiştiği ortaya konulmuştur[2-3-18]. Bunlar dışında psikolojik faktörler ve konuşma da KHD analizini etkileyen faktörler arasında sıralanabilmektedir[3-12]. KHD ölçümünde güvenilirlik değişken olmakla beraber bu değişim kontrollü olarak dinlenme şartlarında yapılan stabil EKG kayıtlarında en aza indirilmektedir[2].

Yutkunmanın kalp atım hızı üzerine etkileri ile ilgili literatürde az sayıda çalışmaya rastlanmaktadır. Bunlardan bir kısmı çeşitli hastalık durumlarında yutkunma sırasında normalden büyük RR aralığı değerleri ortaya çıktığının ve bu durumun vazovagal refleksiyle hastalarda bayılmaya neden olduğunu gösteren vaka analizleridir. [13-14]. Fizyolojik olarak yutkunma intratorasik basınçta ani bir değişime neden olur. Intratorasik basınçtaki değişim venöz dönüşü ve kan basıncını etkiler. Bunlar Bainbridge refleksi ve barorefleksi ile kalp atım hızını değiştirir[12]. Yutkunmanın KHD ye etkisini inceleyen şimdiye kadarki çalışmalar solunum fazı ile KHD ilişkisi üzerinde durmuşlardır[12-15].

Bundan önceki hiçbir çalışmada yutkunmanın KHD nin güç spektrumu üzerinde yarattığı etki incelenmemiştir. Bu çalışmada, deneklerden alınan EKG, solunum ve yutkunma sinyallerine dayanarak KHD güç spektrumunda oluşturabileceği değişimler incelenmiş ve bu durumun OSS'nin durumunun değerlendirilmesine olan etkisi tartışılmıştır.

1. Gereç ve Yöntem

1.1. Veri Seti ve Kayıt Sistemi

Veriler kaydedilirken KHD'yi etkileyebilecek faktörler dikkate alınmıştır. Psikolojik faktörleri önleyebilmek için kayıtlar tamamıyla sessiz bir ortamda ve denekler yalnız başına bırakılarak alınmıştır. Yemek sonrası kayıtlarda yemek öncesine göre KHD parametrelerinde değişimler görüldüğünü rapor eden çalışmalara dikkate alınarak[19-

20], tüm kayıtlar aç olarak alınmıştır. Ayrıca deneklerden kayıt gününde sigara, kahve, içki ve ilaç kullanmamış olmaları istenmiştir.

Deneye 12 genç ve kardiovasküler sistemle ilgili herhangi bir rahatsızlığı olmadığını beyan eden denek katılmıştır. Denekler deney hakkında bilgilendirilip, deneye gönüllü katıldıklarına dair yazılı izinleri alınmıştır. Deneklerden KHD sinyallerini elde etmek için EKG, solunumdaki değişimlerin KHD üzerindeki etkilerini kontrol edebilmek için solunum sinyalleri kaydedilmiştir. Yutkunma anlarını tespit etmenin ivmeölçerle, mikrofonla ve elektromyogram (EMG) sinyallerinden yararlanılması şeklinde birkaç yöntemi bulunmaktadır. Bu çalışmada yutkunma anındaki seslerin tespitine dayanan mikrofon yöntemi kullanılmıştır. Kayıtlar Başkent Üniversitesi Biyomedikal Cihaz Teknolojisi Laboratuvarındaki BIOPAC fizyolojik veri toplama sistemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Ölçüm yapılan sensör ve elektrotlar bağlandıktan sonra denekler oturur pozisyonda beş dakika dinlendirilmiştir. Deneklerden deneyin ilk iki buçuk dakikasında kesinlikle yutkunmamaları, sonraki iki buçuk dakikasında ise belirli aralıklarla yutkunmaları istenmiştir.

1.2. Sinyal İşleme Uygulamaları

KHD nin elde edilmesi için EKG sinyallerindeki QRS bileşenlerinin R dalgaları arası zamanlarını bulmak gerekmektedir. Literatürde birçok QRS bulma yöntemi bulunmaktadır. EKG sinyallerinde; 50 Hz lik güç hattı girişimleri, elektrot, hareket, kas kasilması, solunum, elektriksel cihaz kaynaklı çeşitli gürültüler vardır. QRS bulma yöntemlerinin başlangıcında da sinyale gürültü gibi karışımları temizlemek için ön işlem uygulanır. dört temel algoritma tipi vardır. Bunlar; genlik ve birinci türev tabanlı, birinci ve ikinci türev tabanlı, sadece birinci türev tabanlı ve dijital filtrelerdir. EMG karışıklı EKG sinyallerinde genlik ve eğim tabanlı algoritmalar en iyi performansı gösterirken, karışık gürültülü sinyallerde dijital filtre algoritmaları en iyi performansı gösterir[16].

Bu çalışmada, QRS tespit algoritmalarını karşılaştıran Friesen ve ark., (1990) çalışmasında en iyi performansı gösteren dijital filtre seçilmiştir ve uygulaması MATLAB üzerinde gerçekleştirilmiştir. Bu algoritma Engelese ve Zeelenberg, (1979) tarafından geliştirilen algoritmanın modifiye edilmiş halidir.

Algoritmada ilk olarak 50 Hz lik band durduran filtre kullanılmış olup (denklem 1), sonrasında sinyal dijital alçak geçiren filtreden geçirilmiştir (deney 2).

$$Y_0(n) = X(n) - X(n - 5) \quad (1)$$

$$Y_1(n) = Y_0(n) + 4Y_0(n - 1) + 6Y_0(n - 2) + 4Y_0(n - 3) + Y_0(n - 4) \quad (2)$$

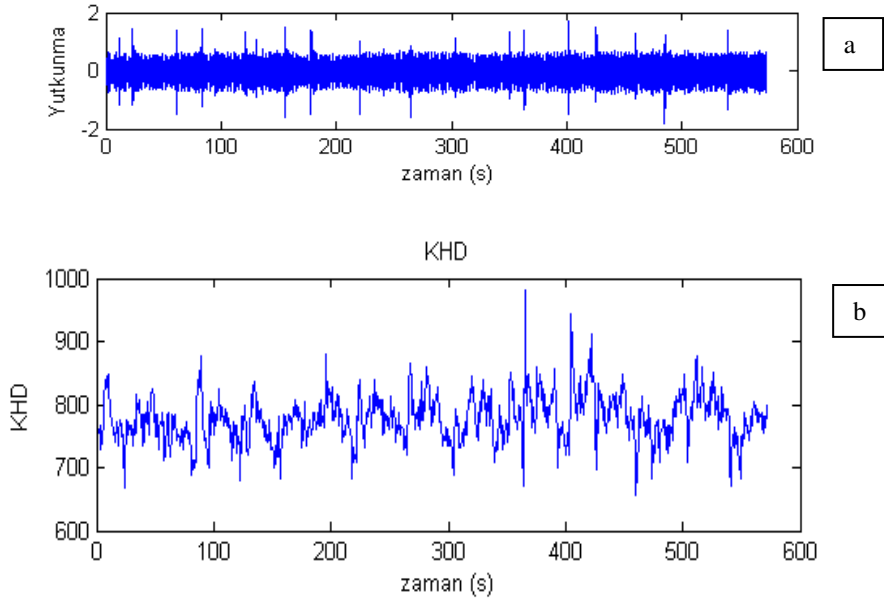
Alçak geçiren filtreden çıkan sinyalin genliğinin pozitif eşik değerini geçtiği nokta bulunur ve bu nokta sonraki 40 örneklilik bölgenin başlangıç noktası kabul edilir. Bu bölgede diğer bazı eşik değeri kontrolleri yapılarak bulunan noktanın gerçek QRS olup olmadığı tespit edilir. Kontrollerden herhangi biri şartı sağlıyorsa nokta QRS bileşeni R noktasıdır[16].

1.3. Hesaplamalar

Dijital filtre tabanlı algoritma sonucu bulunan R dalgaları arası indis sayıları örnekleme aralığı ile çarpılarak zaman aralıkları hesaplanmıştır. KHD, EKG, solunum ve yutkunma grafiklerine dayalı yutkunmalı ve yutkunmasız aralıkların seçimi gerçekleştirilmiştir. Bu aralıkların ve tüm sinyalin KHD'lerinin güç spektral analizi için Matlab Sinyal İşleme Araç Kiti kullanılmıştır.

KHD spektral analizlerinde kullanılan yöntemler Fourier dönüşümüne (FT) dayalı klasik metotlar ve AR (autoregressive) model parametrelerin tahminine dayalı modern metotlar olarak ikiye ayrılır. Bunların birbirine göre avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Bu çalışmada her iki yöntemin birer örneği kullanılarak sonuçların farklı olup olmadığı da incelenmiştir. GSY analizleri için Periyodogram ve AR tabanlı çalışan Burg algoritması seçilmiş ve matlabda uygulanmıştır.

Spektral analiz yöntemlerinin tamamı ancak KHD stabil olduğu durumlarda anlamlı bir sonuç üretir[3-7-8-17-18]. Yutkunma KHD üzerinde kısa süre için stabilliği bozan bir etki yaratır. Dinlenme durumunda dahi insanlar sık sık istemsiz olarak yutkunurlar. Şekil 1a' da bu durumun bir örneği görülmektedir. Sinyalde pikler yutkunma olaylarını göstermektedir. Bu durumda Şekil 1b' de olduğu gibi KHD sinyalleri analiz için alınan aralıklarda stabil görülür.



Şekil 1-a. Yutkunmanın stabil aralıklarda görüldüğü örnek bir sinyal b. Sinyalin KHD grafiği

KHD güç spektrumu üzerinden LF, HF bölgelerinin güçleri frekans aralıklarına göre numerik yamuk kuralına göre hesaplanmıştır.

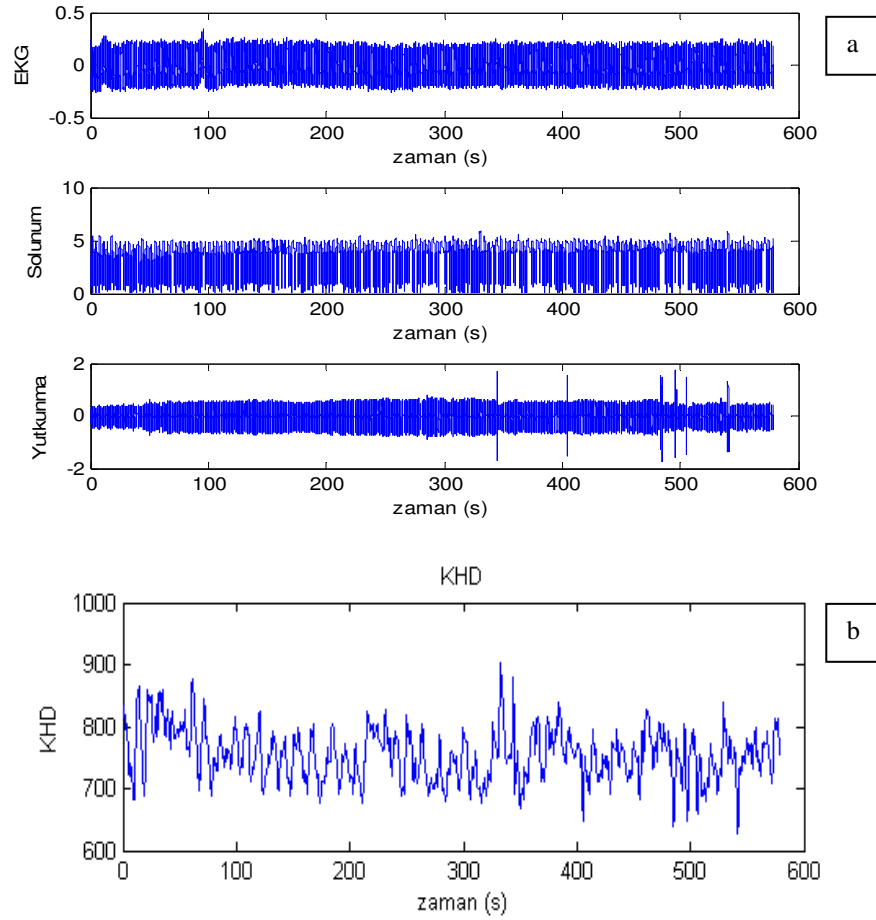
1.4. İstatistiksel Test

Yutkunmanın KHD üzerindeki etkisini görmek için, yutkunmasız ve yutkunmalı bölgeden alınan iki buçuk dakikalık ve her iki bölgeyi içeren beş dakikalık sinyaller

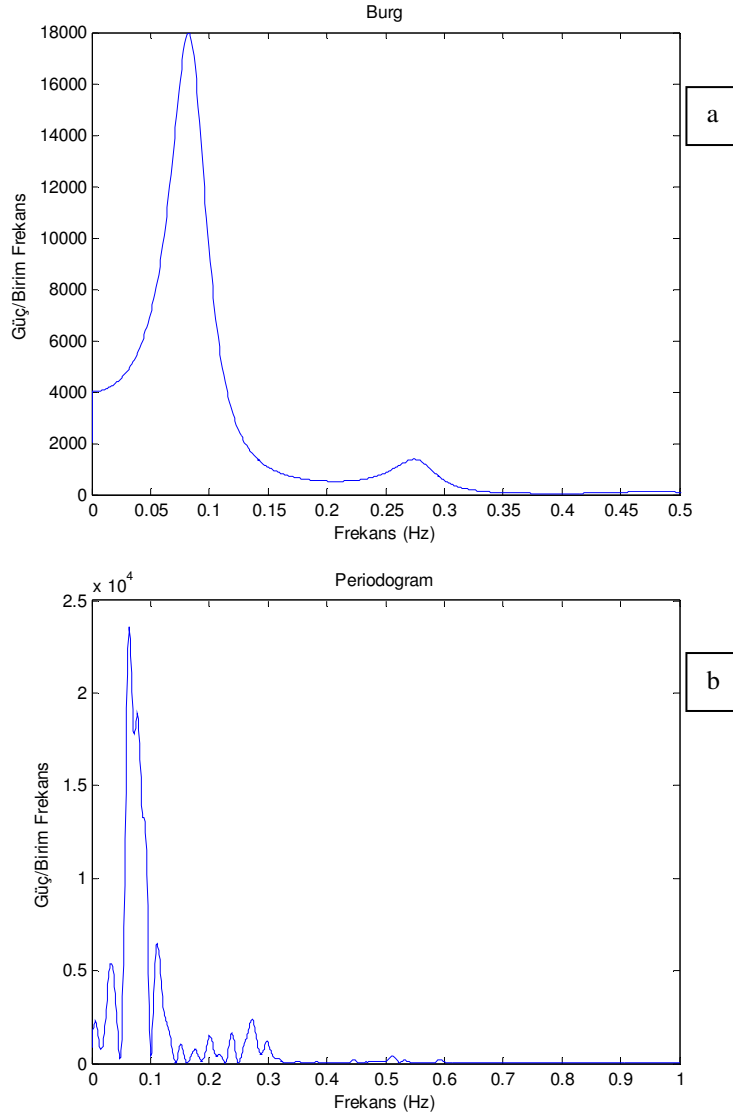
alınmıştır. Her üç grupta da değerler aynı bireylerden elde edildiği için eşleştirilmiş student t-test kullanılmıştır. Bu aşamada Microsoft Office Excel hazır fonksiyonu TTEST kullanılmış olup, gruplar ikişerli olarak incelenmiştir. $P < 0.05$ in altındaki değerler gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu şeklinde yorumlanmıştır.

2. Bulgular

Şekil 2a' da bir denekten alınan EKG, solunum ve yutkunma sinyallerine bir örnek gösterilmiştir. Yutkunmalı ve yutkunmasız bölgelerin seçimi Şekil 2b'deki KHD grafiğine göre yapılmıştır.



Şekil 2 –a. Deneklerden alınan EKG, solunum ve yutkunma sinyallerinin örnekleri b. Deneğin KHD grafiği



Şekil 3 – a. Örnek bir seçili yutkunmasız bölgenin AR tabanlı Burg güç spektrum grafiği **b.** Örnek bir seçili yutkunmasız bölgenin FT tabanlı Periyodogram güç spektrum grafiği

Yutkunmanın solunum üzerindeki etkisi gözle fark edilememektedir. Ancak; KHD grafiklerinde tam yutkunma anlarında ani bir değişim gözlenmektedir. AR tabanlı Burg algoritmasına göre çıkarılan GSY grafiği Şekil 3a’ da, FT tabanlı periyodogram GSY grafiği ise Şekil 3b’ de gösterilmiş olup, AR sonucunda daha yumuşak bir GSY grafiği elde edildiği görülmüştür. Tablo-1 ve Tablo-2 de iki farklı spektral analiz yöntemiyle elde edilen sonuçlar görülmektedir.

Bu tablolara göre yutkunma ile KHD spektrumunda önemli değişimlerin olduğu anlaşılmaktadır. Yutkunmalı bölgelerde ortalama RR aralığı değerinde önemli bir fark görülmemekle beraber, RR aralıklarının standart sapmalarında yükselme görülmektedir.

OSS'nin göstergesi olarak kabul edilen LF ve HF bölgelerinin güçlerinde de yutkunma durumunda istatistiksel açıdan anlamlı farklar gözlenmiştir.

Tablo1. Periyodogram Sonuçları

	1-Yutkunmalı Bölge	2-Yutkunmasız Bölge	3-Tüm Sinyal	P
Ortalama RR	817,236±91,642	815,07±83,171	818,561±86,939	1-2 : 0,697
				2-3: 0,311
				1-3: 0,673
Standart Sapma RR	56,319±14,355	42,317±9,383	57,884±12,069	1-2 : 0,001
				2-3: 0,000
				1-3: 0,643
LF Güç	1263,077±697,023	551,856±392,377	953,535±540,95	1-2 : 0,005
				2-3: 0,002
				1-3: 0,029
HF Güç	836,543±383,168	554,907±358,504	690,279±282,31	1-2 : 0,053
				2-3: 0,103
				1-3: 0,151
LF Güç / HF Güç	1,612±0,728	1,724±1,894	1,414±0,675	1-2 : 0,833
				2-3: 0,454
				1-3: 0,454

Tablo 2. Burg Sonuçları

	Yutkunmalı Bölge	Yutkunmasız Bölge	Tüm Sinyal	P
Ortalama RR	817,236±91,642	815,07±83,171	818,561±86,939	1-2 : 0,697
				2-3: 0,311
				1-3: 0,673
Standart Sapma RR	56,319±14,355	42,317±9,383	57,884±12,069	1-2 : 0,001
				2-3: 0,000
				1-3: 0,643
LF Güç	1489,381±787,381	719,521±524,902	1194,638±544,171	1-2 : 0,003
				2-3: 0,002
				1-3: 0,109
HF Güç	793,683±343,896	571,668±344,498	718,307±294,936	1-2 : 0,034
				2-3: 0,015
				1-3: 0,297
LF Güç / HF Güç	1,981±0,845	1,962±1,998	1,832±0,828	1-2 : 0,972
				2-3: 0,765
				1-3: 0,526

3. Tartışma

Ortalama RR de değişim görülmemesinin, yutkunma sırasında RR aralıklarının uzama ve kısalma miktarlarının yaklaşık olarak aynı olmasından kaynaklandığı değerlendirilmiştir. Normalde burada görüldüğü şekilde LF ve HF gücündeki artışlar sempatik ve parasempatik aktivitede artış olduğu şeklinde yorumlanır. Fakat burada görüldüğü gibi yutkunmadan dolayı olan değişimler dikkate alınmazsa OSS' nin durumu yanlış değerlendirilebilir. Bu çalışma KHD analizleri sırasında yutkunmanın da

analizlere dahil edilmesinin gerekliliğini göstermiştir. KHD analizleri sırasında ya yutkunma olan bölgelerin seçilmemesi, yada bu bölgelerde yutkunmanın KHD üzerindeki etkilerini elimine edecek yöntemler geliştirilmesi gerekmektedir.

Teşekkür

Sinyal kayıtlarını yapan Koray SAĞLAM'a teşekkür ederiz.

Kaynakça

- [1] Metin Yıldız, Y.Ziya İder, Yüksel Özbay. Ektopik Atımlar ve Kayıp Veri İçeren HRV Sinyallerinin Gerçek Zamanlı Spektral Analizi.
- [2] Gavin R.H. Sandercock, Paul D. Bromley, David A. Brodie. The reliability of short-term measurements of heart rate variability. *International Journal of Cardiology* 2005;103:238-247.
- [3] Dipali Bansal, Munna Khan, A. K. Salhan. A Review of Measurement and Analysis of Heart Rate Variability. *International Conference on Computer and Automation Engineering* 2009.
- [4] Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology (Membership of the Task Force listed in the Appendix). Heart rate Variability. *European Heart Journal* 1996;17:354-381
- [5] M. Yıldız, Y. Z. İder. Model based and experimental investigation of respiratory effect on the HRV power spectrum. *Physiological Measurement* 2006;27:973-988.
- [6] M. Yıldız, D. Yılmaz. The effects of electromagnetic fields emitted by GSM 900 based mobile phones on autonomic nervous system.
- [7] Colombo J, Shoemaker WC, Iffrig K, Aysin E, Aysin B, Arora RR. Spectral Analysis of Respiratory Activity Provides a Second Autonomic Measure Associated With Spectral Analysis of Heart rate Variability. *Spectral Analysis and Modelling* 2006:Poster #54.
- [8] Editorial. Power spectrum analysis of heart rate variability: a tool to explore neural regulatory mechanisms. *British Heart Journal* 1994;71:1-2.
- [9] S. V. Nesterov, V. P. Nesterov, A. I. Burdygin. The Effect of Respiratory Frequency on Heart Rate Variability. *Doklady Biological Sciences* 2005;400:25-27.
- [10] L. T. Mainardi, G. Anastasi, R. Comi, S. Cerutti. Quantification of respiratory influence in heart rate variability through wavelet packets decomposition algorithm.
- [11] Hiromitsu Kobayashi. Normalization of Respiratory Sinus Arrhythmia by Factoring in Tidal Volume. *Applied Human Science* 1998;17(5):207-213.
- [12] K. Kotani, M. Tachibana, K. Takamasu. Investigation of the influence of swallowing, coughing and vocalization on heart rate variability with respiratory-phase domain analysis. *Methods Inf Med* 2007;46:179-185
- [13] H. Kakuchi, N. Sato, Y. Kawamura. Swallow syncope associated with complete atrioventricular block and vasovagal syncope. *Heart* 2000;83:702-704.
- [14] S Bajwa, J A D Stewart, S Treadwell and D R Lakhani. Swallow syncope: reflex or reflux?. *Postgrad. Med. J.* 2008;84:160-162
- [15] O. Gilad, C. A. Swenne, L. R. Davrath, S. Akselrod. Phase-averaged characterization of respiratory sinus arrhythmia pattern. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2005;288: H504–H510.
- [16] Gary M. Friesen, Thomas C. Jannett, Manal Afify Jadallah, Stanford L. Yates, Stephen R. Quint, H. Troy Nagle. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1990;37(1).
- [17] Nina Y. Belova, Stoyan V. Mihaylov, Boriana G. Piryova. Wavelet transform: A better approach for the evaluation of instantaneous changes in heart rate variability. *Autonomic Neuroscience : Basic and Clinical* 2007;131:107-122.
- [18] John L. Semmlow. *Biosignal and Biomedical Image Processing (Matlab-Based Applications)*. Marcel Dekker Press. 2004.
- [19] Lu, C. L., Zou, X., Orr, W. C., Chen, J. D. Z. Postprandial changes of symphovagal balance measured by heart rate variability. *Dig. Dis. Sci.* 1999;44:857-861.
- [20] Friesen, C. A., Lin, Z., Schurman, J. V., Andre, L., Mccallum, R. W. Autonomic nervous system response to a solid meal and water loading in healthy children: its relation to gastric myoelectrical activity. *Neurogastroenterol Motil* 2007;19:376-382.