

# Cep Telefonlarının Kalp Hızı Değişkenliğinin (KHD) Güç Spektral Yoğunluğu (GSY) Üzerindeki Etkileri

Metin Yıldız<sup>1</sup>

Derya Yılmaz<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Başkent Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Ankara

<sup>2</sup>Başkent Üniversitesi, Teknik Bilimler Meslek Yüksekokulu, Ankara

<sup>1</sup>e-posta: myildiz@baskent.edu.tr

<sup>2</sup>e-posta: derya@baskent.edu.tr

## Özetçe

Bu çalışmada, cep telefonlarının, otonom sinir sistemi (OSS) aktivitesinin müdahalesiz bir göstergesi olarak kabul edilen Kalp Hızı Değişkenliğinin (KHD) Güç Spektral Yoğunluğu (GSY) üzerindeki etkileri incelenmiştir. Deneye 10 adet Başkent Üniversitesi öğrencisi gönüllü olarak katılmıştır. Cep telefonu, sessiz moda alınarak deneklerin kulağına tutulmuş, bekleme anındaki durumu (ctpasif) ile daha fazla güç alış verişinde bulunacağı beklediği arama durumları (ctaktif) için beşer dakikalık Elektrokardiyogram (EKG) sinyalleri kaydedilmiştir. EKG'lerden KHD sinyalleri bulunup, analizlerde iki buçuk dakikalık durağan kısımları kullanılmıştır. KHD sinyallerinin GSY kestirimleri yapılarak; VLF, LF, HF bölgeleri güçleri, LF/HF oranı (sempato-vagal denge) ve LF, HF bölgelerinin merkez frekansları tespit edilmiştir. ctpasif ve ctaktif durumları için elde edilen sonuçlara student-t testi uygulanmıştır. ctaktif durumunda, otonom sinir sisteminin parasempatik aktivitesi sonucu ortaya çıktığı bilinen, HF bölgesi gücünde bir artış ( $p<0.01$ ) ve sempatik ve parasempatik (vagal) aktivitelerin bileşimi sonucu ortaya çıktığı bilinen LF bölgesinin ise merkez frekansında bir kayma ( $p<0.05$ ) gözlenmiştir.

## 1. Giriş

Cep telefonları elektromanyetik radyasyon alan ve ileten düşük güçlü radyo cihazlarıdır. Ülkemizde ve birçok ülkede GSM900 (900 MHz) ve DCS1800 (1.8 GHz) hücreli telefon sistemleri kullanılmaktadır.

Son yıllarda cep telefonlarının insan sağlığı üzerine muhtemel etkileri konusunda pek çok araştırma yapılmış, raporlar yayınlanmıştır [1-4]. Yapılan çalışmalar sonucunda genel olarak, cep telefonlarından yayılan elektromanyetik dalgaların beyin fonksiyonlarını kısa süreli etkilediği gösterilmekle birlikte, bu değişimlerin baş ağrısı, uykusuzluk veya psikolojik bozukluklarla ilişkisini gösteren bilimsel bir kanıt elde edilmemiştir [3].

Özgül soğurma hızı (SAR: Specific Absorption Rate, W/kg), elektromanyetik enerjinin vücut dokuları tarafından soğurma hızıdır. SAR değerinin doğrudan ölçülmesi hemen hemen olanaksızdır. Bundan dolayı, sınır değerlerin belirlenmesinde kolay ölçülebilen ve/veya gözlemlenebilen parametreler kullanılmaktadır. Bu parametreler, elektrik alan şiddeti, manyetik alan şiddeti ve güç yoğunluğudur [3].

Cep telefonları için konuşma sırasındaki çıkış gücü ortalama 250 mW civarında iken, arama esnasında cep telefonu baz istasyonuna en yüksek çıkış gücünde (900 MHz için  $<2$  W, 1800 MHz için  $<1$  W) yayın yaparak ulaşmaya çalışır [3]. Kontrolsüz etkilenme için elektrik alan cinsinden sınır değerler, ICNIRP (International Commission on Non-

Ionizing Radiation Protection) tarafından 900 MHz için 42 V/m, 1800 MHz için 57 V/m şeklinde belirlenmiştir. 1800 MHz'te çalışan, 2 W çıkış güçlü cep telefonundan 2.2 cm ötede elektrik alan şiddeti 400 V/m olarak ölçülmüştür [4].

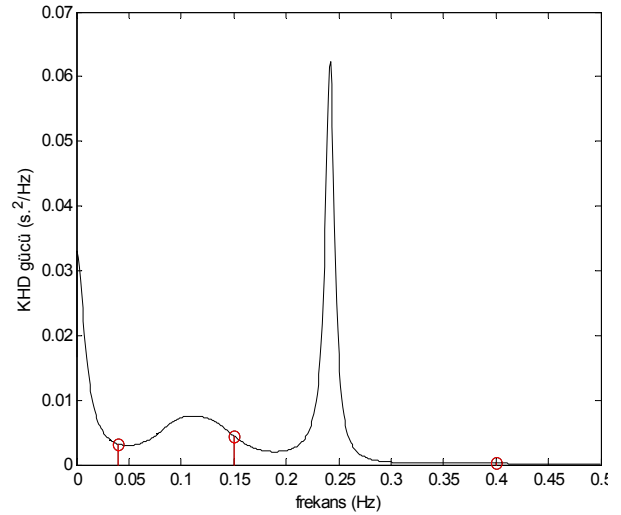
On dakikalık cep telefonu kullanımının deri ve kulaktaki sıcaklığı  $3-4^{\circ}$  arttırabileceği [5], cep telefonu ile beyinde ortalama  $0.1^{\circ}$  dolayında bir sıcaklık artışının olabileceği iddia edilmektedir [6].

Cep telefonlarının kardiyovasküler sistem üzerindeki etkileri konusu tartışmalı bir noktada bulunmaktadır. Bazı çalışmalar anlamlı bir etkisi olmadığını iddia ederken [1], bazıları olabileceğini iddia etmektedir [7].

Bu çalışmada, kalp atım hızının OSS'nin sempatik ve parasempatik kısımları vasıtası ile kontrol edildiği ve vücuttaki sıcaklık artışının kalp atım hızında büyük değişiklikler yapabileceği dikkate alınarak [8], cep telefonlarının daha yüksek güçle çalıştığı arama durumunun kalp atım hızı üzerindeki etkisi, KHD sinyallerinin spektral analizleri kullanılarak araştırılmıştır.

## 2. KHD'nin GSY Bileşenleri

KHD sinyallerinin spektral analizleri, OSS'nin sempatik ve parasempatik aktivitelerinin müdahalesiz bir gösterge olarak kabul edilmektedir [9, 10]. Şekil 1'de görülebileceği gibi, kısa dönem (2-5 dakika) KHD kayıtlarının spektrumunda üç temel spektral bileşen ayırt edilebilmektedir.



Şekil 1: KHD sinyallerinin frekans spektrumundaki bileşenler.

- Çok düşük frekans (VLF : *Very Low Frequency*): 0.04 Hz'in altındaki frekans bileşenlerini kapsamaktadır. Bu bileşenin nasıl meydana geldiği tam olarak bilinmemekle birlikte; termal ve hormonal kontrol ile vasomotor aktiviteden kaynaklandığı ve OSS ile ilişkisi olmadığı düşünülmektedir.
- Düşük frekans (LF : *Low Frequency*): 0.04 Hz ile 0.15 Hz arasındaki bölgeyi kapsamakta ve sempatik ve parasempatik etkilerin bir bileşiminden meydana geldiği düşünülmektedir.
- Yüksek frekans (HF : *High Frequency*): 0.15 Hz ile 0.4 Hz arasındaki bölgeyi kapsamakta ve OSS'nin parasempatik aktivitesi tarafından modüle edildiği düşünülmektedir [9, 10].

### 3. Materyal ve Metot

#### 3.1. Denekler ve Deneysel Düzen

Deneye daha önce kalp ve dolaşım sistemi ile ilgili herhangi bir rahatsızlığı olmadığını beyan eden, 10 adet Başkent Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü öğrencisi (20 - 24 yaş) katılmıştır. Denekler deney hakkında bilgilendirilip, oturur pozisyonda 5 dakika dinlendirildikten sonra kayıtlar alınmıştır.

EKG kayıtları Başkent Üniversitesi Biyomedikal Cihaz Teknolojisi Laboratuvarında bulunan BIOPAC MP30 veri toplama sistemi ile gerçekleştirilmiştir. Veri toplama sistemi donanımı 0.05 Hz ile 35 Hz frekans bölgesini geçiren bir filtreye ve 10 bit'lik bir analog- dijital dönüştürücüye sahiptir. Örnekleme frekansı sistem yazılımı kullanılarak 1KHz olarak seçilmiştir. Deney sırasında, GSM900 hücreli telefon sistemini kullanan bir telefon hattı ve Siemens A55 (SAR: 0.56 W/kg) cep telefonu kullanılmıştır.

Kalp atım hızının değişimlerine etkisi olup olmadığını anlamak üzere, cep telefonu bekleme durumunda iken (ctpasif) ve çevresinde daha fazla güç yayılımının olduğu aranma durumu için (ctaktif) 5'er dakikalık EKG kayıtları yapılmıştır. Deney sırasında cep telefonu kulağa yakın pozisyonda tutulmuş ve sessiz konuma alınarak, deneğin sestten etkilenerek heyecanlanması ve kalp atımında muhtemel değişimler olması engellenmeye çalışılmıştır.

#### 3.2. KHD Sinyallerinin Analizi

##### 3.2.1. KHD Sinyallerinin Tespit Edilmesi

KHD sinyallerinin elde edilebilmesi için, EKG kayıtlarındaki birbirini takip eden QRS kompleksleri üzerindeki R noktalarının görülme anlarının tespiti ve bunlar arasındaki zaman farkının (RR aralıkları) bulunması gerekir. EKG sinyalleri, elektrot bağlantı gürültüsü, güç hattı girişimi, kas kasılmaları, solunum sırasında EKG sinyal genliğindeki modülasyon ve sinyal işlemede kullanılan elektronik cihazların gürültülerinden etkilenebilir. Bu çalışmada, bu tür gürültülere karşı bağımsızlığı oldukça yüksek olduğu daha önce gösterilmiş olan bir algoritma kullanılmıştır [11].

Bu algoritmada EKG sinyalinin birinci türevi;

$$Y(n) = -2X(n-2) - X(n-1) + X(n+1) + 2X(n+2) \quad (1)$$

eşitliğine göre bulunmaktadır. Elde edilen bu birinci derece türev dizisinin en büyük değeri bulunarak, bu değer %70'i

eğim eşiği olarak alınmaktadır. Birinci derece türev dizisi taranarak, eğim eşiği değerini geçen örneklerin zamanları belirlenmekte, bunlar arasındaki zaman farkları RR aralıklarını göstermek üzere alınarak KHD sinyali elde edilmektedir.

##### 3.2.2. GSY Kestirim Yöntemi

GSY kestirim yöntemleri, ilgilenilen sinyalin frekans bileşenleri ve güçlerinin bir kestirimini bulmak üzere kullanılır. GSY bulma yöntemleri genel olarak parametrik olmayan yöntemler, parametrik yöntemler ve alt uzay yöntemleri (Subspace methods) şeklinde üçe ayrılır. Bunlardan ilk ikisi KHD analizleri ile ilgili çalışmalarda kullanılan temel yöntemler olmuştur [9].

Bu çalışmada, parametrik GSY kestirim yöntemlerinden, AR (AutoRegressive) model parametrelerine dayanan, YuleWalker yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntem, spektral bileşenlerin daha düzgün bulunmasını sağlayarak, her bir spektral bileşenin merkez frekansının kolaylıkla tespit edilmesine imkan vermesi dolayısıyla seçilmiştir.

KHD sinyalleri 2 Hz ile örneklenmek üzere doğrusal interpolasyona tabi tutulmuş ve ortalamaları atılmıştır. Parametrik yöntemlerin, seçilen AR derecesinin doğrulanması gereksinimi gibi bir dezavantajı bulunmaktadır. KHD analizleri için en iyi AR derecesinin tespitine yönelik çalışmalar dikkate alınarak [11, 12], AR parametrelerinin model derecesi 20 olarak seçilmiştir.

##### 3.2.3. KHD'nin GSY'si Üzerinde Hesaplanan Parametreler

KHD analizleriyle ilgili standartlar, 17 üyeden oluşmuş, Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology (1996), isimli kurul tarafından ortaya konmuştur. Bu çalışma referans alınarak, KHD'nin GSY grafikleri üzerinde VLF, LF ve HF bölgelerinin mutlak güçleri, 2048 noktada çizdirilen GSY grafiği üzerinden trapezoidal integral alma yöntemi kullanılarak tespit edilmiştir.

OSS'nin sempatik ve parasempatik aktiviteleri dolayısıyla ortaya çıktıkları bilinen LF ve HF bölgelerindeki güçlerin merkez frekansları da, cep telefonunun etkisi ile değişim olup olmadığını gözlemlemek üzere, ilgili frekans bölgesindeki en büyük güçlü frekans bileşenin tespiti ile bulunmuştur.

##### 3.2.4. İstatistiksel Analizler

Cep telefonunun bekleme ve aranma durumları için hesaplanan tüm veriler eşleştirilmiş student-t testi kullanılarak, ortalamalarda istatistiksel açıdan bir fark olup olmadığı tespit etmek üzere karşılaştırılmıştır. Hesaplamalar sırasında, Excel'in istatistiksel hesaplamalar gereci kullanılmış, istatistiksel anlamlılık düzeyi  $p < 0.05$  olarak seçilmiştir.

### 4. Deneysel Sonuçları ve Tartışma

Tablo 1'de, cep telefonunun bekleme anındaki durumu (ctpasif) ile daha fazla güç alışı durumunda bulunacağı aranma durumu (ctaktif) için GSY üzerinden hesapladığımız veriler görülmektedir. Tablo 2'de ise bu değerlere dayanarak hesaplanan ortalamalar, standart sapmalar (ss) ve student-t test sonuçları görülmektedir.

Tablo 1: Cep telefonunun pasif ve aktif durumları için KHD'nin GSY'si üzerinde hesaplanan parametreler.

	VLF(ms. <sup>2</sup> )		LF(ms. <sup>2</sup> )		HF(ms. <sup>2</sup> )		LF/HF		LFmf		HFmf	
	ctpasif	ctaktif	ctpasif	ctaktif	ctpasif	ctaktif	ctpasif	ctaktif	ctpasif	ctaktif	ctpasif	ctaktif
Denek1	119.82	201.06	523.83	461.83	568.31	634.92	0.92	0.73	0.10	0.11	0.29	0.30
Denek2	483.91	845.67	324.44	384.35	165.07	279.48	1.97	1.38	0.11	0.11	0.36	0.33
Denek3	1086.8	1004.4	399.37	1206.4	234.27	356.67	1.70	3.38	0.10	0.10	0.32	0.32
Denek4	1475.2	558.49	347.26	596.57	309.89	452.28	1.12	1.32	0.07	0.11	0.19	0.22
Denek5	211.33	121.80	211.38	183.54	116.68	159.91	1.81	1.15	0.12	0.12	0.35	0.36
Denek6	702.72	531.86	496.06	250.04	751.01	833.00	0.66	0.30	0.06	0.11	0.31	0.27
Denek7	195.47	1702.9	292.71	372.65	378.06	245.99	0.77	1.51	0.10	0.10	0.25	0.29
Denek8	1153.5	543.29	805.98	626.77	1759.4	1988.1	0.46	0.32	0.11	0.13	0.30	0.30
Denek9	175.99	368.73	276.53	293.69	541.42	787.01	0.51	0.37	0.09	0.08	0.31	0.29
Denek10	485.76	730.50	604.45	531.27	246.10	347.63	2.46	1.53	0.08	0.10	0.30	0.27

VLF: Very Low Frequency bölgesi gücü, LF: Low Frequency bölgesi gücü, HF: High Frequency bölgesi gücü, LF/HF: Simpoto-vagal balance, LFmf: LF merkez frekansı, HFmf: HF merkez frekansı.

Tablo 2: Cep telefonunun pasif ve aktif durumları için hesaplanan değerlerin karşılaştırılması.

	VLF(ms. <sup>2</sup> )		LF(ms. <sup>2</sup> )		HF(ms. <sup>2</sup> )		LF/HF		LFmf		HFmf	
	ctpasif	ctaktif	ctpasif	ctaktif	ctpasif	ctaktif	ctpasif	ctaktif	ctpasif	ctaktif	ctpasif	ctaktif
Ortalama	609.05	660.87	428.20	490.71	507.02	608.50	1.24	1.20	0.09	0.11	0.30	0.29
(+/-) ss	479.66	455.97	180.76	290.74	483.07	535.73	0.70	0.91	0.02	0.01	0.05	0.04
Student-t	0.80		0.52		0.01*		0.87		0.04*		0.74	

\* : p<0.05 istatistiksel anlamlılık düzeyi (kısaltmalar Tablo 1 ile ortaktır)

Tablo 1 ve 2 incelendiğinde, VLF bölgesi gücü, LF bölgesi gücü, LF/HF oranı ve HF merkez frekansında (HFmf) ortalamalarda değişimler olmasına rağmen, istatistiksel açıdan bir farklılık gözlenmemiştir. Kalp atım hızındaki 2.5 sn (0.4 Hz) ile 6.6 sn (0.15 Hz) civarındaki değişimlerden oluşan HF bölgesinin gücünde ise ctaktif durumunda, ctpasif durumuna göre ortalamalarda bir artış (p<0.05) gözlenmiştir. Kardiyovasküler kontrol sistemi kontrol halkasındaki rezönans kaynaklandığı düşünülen LF bölgesinin merkez frekansında (LFmf) [13, 14], ctaktif durumunda, ctpasif durumuna göre bir artış (p<0.05) gözlenmiştir.

HF bölgesindeki gücün otonom sinir sisteminin parasempatik aktivitesine bağlı olduğu düşünüldüğünde cep telefonunun yaydığı radyasyonun nispeten daha yüksek olduğu arama ve arama durumunda, parasempatik aktivitenin arttığı söylenebilir. HF bölgesindeki değişimlerin solunumdan dolayı ortaya çıktığı çeşitli çalışmalarla gösterilmiştir [15]. Burada gözlenen durumun gerçekten parasempatik aktivitenin artmasından mı, yoksa solunum hacmi veya frekansındaki değişimlerden mi ortaya çıktığı, EKG ile birlikte solunum da kaydedilerek yapılacak çalışmalarla daha iyi bir şekilde değerlendirilebilir.

LF rezönans frekans bölgesinin değişmesi ise kardiyovasküler kontrol sistemi elemanlarının çeşitli parametrelerinin (damar genişleme veya daralmaları ile kan akışına karşı gösterilen direncin değişimi vb.), cep telefonu tarafından yayılan elektromanyetik radyasyonun sebep olduğu ısınmadan kaynaklanmış olabilir.

Atlasz ve ark. 2006, cep telefonundan yayılan radyo frekans dalgalarının kalp atım hızı ve değişiminde istatistiksel açıdan anlamlı bir fark oluşturmadığını, genç ve sağlıklı deneklerde cep telefonunun kalp atımı regülasyonuna etkisi olmadığını rapor etmişlerdir [7]. Bizim çalışmamız ise, cep telefonlarının yüksek çıkış gücü ile çalıştığı arama ve

arama durumlarında (ctaktif), kalp atım regülasyonunun etkilenebileceğini göstermektedir.

Wile ve ark., 2006 çalışmalarında 10 dakika boyunca 1W/kg elektromanyetik enerjiye maruz bıraktıkları deneklerin kalp hızı değişimi frekans düzlemi analizleri sırasında LF/HF oranında anlamlı bir farklılığın görüldüğünü rapor etmişlerdir [1]. Bizim çalışmamızda, LF/HF oranında anlamlı bir fark görülmemesine rağmen, kalp atım hızının regülasyonu mekanizmalarında değişimler olabileceğini göstermesi bakımından, Wile ve ark., 2006 çalışmasını desteklemektedir.

Bundan sonraki çalışmalarda, denek sayısının azlığı dikkate alınarak, çok daha fazla denek ile çalışma tekrarlanabilir. Ayrıca solunumun KHD üzerindeki etkilerini ortaya koyan çalışmalar da [15-17] dikkate alınarak, deney sırasında EKG yanında solunum ve kulak civarındaki ısınma da kaydedilerek sonuçların güvenilirliği artırılabilir.

## 5. Teşekkür

Verilerin kayıt edilmesi konusundaki yardımlarından dolayı Alper Dinler'e teşekkür ederiz.

## 6. Kaynakça

- [1] Wile J., Johansson A., Kalezić N., Lyskov E. and Sandstro M., "Psychophysiological Tests and Provocation of Subjects With Mobile Phone Related Symptoms", *Bioelectromagnetics* 27:204-214, 2006.
- [2] Balıkcı K., "Cep Telefonu Kullanımının İnsan Sağlığına Olan Etkileri", *URSİ-Türkiye*, 2004.
- [3] *Elektromanyetik Dalgalar Ve İnsan Sağlığı, Sıkça Sorulan Sorular Ve Yanıtları*, Tübitak-Bülten, 2001.

- [4] IEGMP (Independent Expert Group on Mobile Phones) Raporu, “*Mobile Phones and Health*”, (<http://www.iegmp.org.uk>)
- [5] Sandström M., Klucharev V., Mild K. H. and Lyskov E., “Investigation of The Effects of Mobile Phone Use on Tympanic Membrane, Skin Temperature and Critical Flicker Fusion”, *Proceedings from the International workshop Clinical and physiological investigations of people highly exposed to electromagnetic fields*, 2000.
- [6] “FEB - The Swedish Association for the electroSensitive”, [www.feb.se/NEWS/index.htm](http://www.feb.se/NEWS/index.htm)
- [7] Atlasz et al, “The Application of Surface Plethysmography for Heart Rate Variability Analysis After GSM Radiofrequency Exposure”, *Journal of Biochemical and Biophysical Methods*, 69:233-236, 2006.
- [8] Guyton, A.C., Hall,J.E., “*Tıbbi Fizyoloji*”, 10. Baskı Nobel Tıp Kitapları, İstanbul,Türkiye, 2001.
- [9] ESC/NASPE (European Society of Cardiology/North American Society of Pacing and Electrophysiology) Task Force, “Heart Rate Variability: Standards of Measurements, Physiological Interpretation, and Clinical Use”, *Circulation*, 93:1043–1065, 1996.
- [10] Kleiger R. E., Stain P. K. and Bigger J. T., “Heart Rate Variability: Measurement an Clinical Utility, *A. N. E.* 10(1):88-101, 2005.
- [11] Freisen. G. M., Jannett T. C, Jadallah M. A, Yates S. L, Quint S. R. and Nagle H. T., “A Comparison of The Noise Sensitivity of Nine QRS Dedection Algorithms”, *IEEE Trans. Bio. Med. Eng.*, 37:85-98, 1990.
- [12] Boardman A., Schlindwein F. S, Rocha. A. P. and Leite A., 2002, “A Study on the Optimum Order of Autoregressive Models for Heart Rate Variability”, *Physiol. Meas.*, 23:323-336, 2002.
- [13] Kuusela T. A., Kaila T. J. and Kähönen M., “Fine Structure of The Low-Frequency Spectra of Heart Rate and Blood Pressure”, *BMC Physiology*, 3:11, 2003.
- [14] Eckberg DL., “Physiological Basis for Human Autonomic Rhythms”, *Ann. Med.*, 32: 341-349, 2000.
- [15] Brown T. E., Larry A. B, Koh J, and Eckberg D. L, Important Influence of Respiration on Human R-R Interval Power Spectra is Largly Ignored”, *J.Appl. Physiol.*, 75(5):2310-2317, 1993.
- [16] Tripathi L. C. K., “Respiration And Heart Rate Variability A Review With Special Reference To Its Application In Aerospace Medicine”, *Ind J Aerospace Med*, 48(1):64-75, 2004.
- [17] Yildiz M., Ider Y. Z., “Model Based and Experimental Investigation of Respiratory Effect on HRV Power Spectrum”, *Physiol. Meas.*, 27:973-988, 2006.