



Cramer-Rao Alt Sınırı ile Elektrogastrogram Sinyallerinden Özbağlanım Parametrelerinin Belirlenmesi

Determinig of Autoregressive Parameters from Electrogastrogram Signals Using Cramer-Rao Lower Bound

Çiğdem Gülüzar Altıntop¹, Fatma Latifoğlu¹, Emre Çelikzencir¹, Gülten Can Sezgin², Mustafa Alper Yurci²

¹Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Erciyes Üniversitesi, Kayseri, Türkiye

{ cigdemacer, flatifoglu }@erciyes.edu.tr; emrecelikzencir1@gmail.com

²Gastroenteroloji Bölümü, Erciyes Üniversitesi, Kayseri, Türkiye
gcsezgin@yahoo.com.tr; yurci@erciyes.edu.tr

Özetçe—Gastroparezi katı yiyeceğin mide çıkışında mekanik tıkanıklık olmadan mideden boşalmasının gecikmesi olarak tanımlanan mide rahatsızlığıdır. Teşhisi invaziv tekniklerle yapılmaktadır. Teşhiste altın standart olarak sintigrafi görüntüleme tekniği kabul edilmektedir ve bu yöntem pek çok dezavantaja sahiptir. Bu çalışmada gastroparezi hastalarından ve sağlıklı gönüllülerden non invaziv Elektrogastrogram (EGG) sinyalleri elde edilmiştir. Bu sinyaller kullanılarak hastalığın teşhisi için frekans bölgesinde özellik belirleme amaçlı Güç Spektral Yoğunluğu (GSY) fonksiyonları elde edilmiştir. GSY eldesi için hangi parametrik yöntemin kullanılacağı kararına Cramer-Rao Alt Sınırı (CRLB) yöntemi ile varılmıştır.

Anahtar Kelimeler — Gastroparezi; Elektrogastrogram; Cramer-Rao Alt Sınırı; Özbağlanım Parametresi

Abstract—Gastroparesis is a kind of stomach disease that is identified with delay of gastric emptying of solid food without mechanical obstruction. The disease is diagnosed by invasive techniques. Scintigraphy imaging technique is accepted as the gold standard in diagnosis although having many disadvantages. In this study, non invasive EGG signals were obtained from gastroparesis patients and healthy volunteers. Power Spectral Density (PSD) graphs were obtained for purpose of determining feature in frequency axis for diagnosis. PSD method for which parametric method that is used to the signals, was determined using Cramer-Rao Lower Bound (CRLB) method.

Keywords — Gastroparesis; Elektrogastrogram; Cramer-Rao Lower Bound; Autoregressive Parameters

I. GİRİŞ

EGG karın bölgesinde cilt yüzeyine yerleştirilen yüzey elektrotları ile elde edilen midenin elektriksel aktivitesi

hakkında bilgi veren ölçüm yöntemidir. Bu konuyla ilgili çalışmalar ilk olarak Alvarez tarafından 1922'de yapılmıştır [1]. EGG ölçümünün non-invaziv yapılması, bireye zarar vermemesi nedeniyle uygulamada daha çok kullanılan yöntem olmaya başlamıştır. Ancak klinik uygulamaları sınırlıdır. Mide rahatsızlıklarının teşhisi, tedavisi, elektro fiziksel çalışmalar da EGG kullanımı yaygınlaşmıştır [2].

Mide hastalıklarından sık rastlanılanları mide kanseri, reflü, gastrit, hazımsızlık, mide ülseri, mide yanması, sebebi anlaşılmayan kusmalar, gastroparezi (Mide Boşalma Güçlüğü) ve mide tembelliğidir [3] :

Gastroparezi katı yiyeceğin mide çıkışında mekanik tıkanıklık olmadan mideden boşalmasının gecikmesi olarak tanımlanan mide hareketliliğinin kronik rahatsızlığıdır. Teşhisi sintigrafi görüntüleme, endoskopi, gastrik manometri, nefes testi ve WMC ile yapılmaktadır. Klinikte yaygın olarak kullanılan endoskopi ve sintigrafidir. Gastroparezi şüphesini doğrulayan gecikmiş mide boşalması gastrik sintigrafi ile ölçülmektedir. Gecikmiş mide boşalmasının teşhisinde sintigrafik görüntüleme altın standart olarak kabul edilmektedir. Fakat sintigrafi yöntemi invaziv bir yöntemdir. Teşhis konulacak kişiye radyonüklid madde verilmesi ve gama kamera tarafından görüntüleme için bu kişinin radyoaktif maddeyi yayıcı olması bu yöntemin en büyük dezavantajıdır. Ayrıca sintigrafi pahalı bir görüntüleme tekniğidir. Bu dezavantajlar gastroparezi teşhisi için değişik tanı yöntemi arayışlarına yol açmaktadır. EGG non-invaziv, kolay uygulanabilir bir yöntem olmakla birlikte sonuçlarının standardize edilememesinden dolayı rutin uygulamaya girememiştir. Kolay bir yöntem olmasına rağmen



Sinyal İşleme 1

1. Gün / 27 Ekim 2016, Perşembe

yaygınlaşmaması çalışma alanı olarak bu konuya olan ilgiyi arttırmıştır.

EGG gastroparezi teşhisi için çok kullanılan bir yöntem olmamakla birlikte mide-barsak rahatsızlıklarının patogenezi hakkında detaylı bilgi verir. Chen JD ve ark. yemek sonrası EGG' de oluşan anormalliklerin gecikmiş mide boşalmasını teşhis edebileceğini belirtmişler ve mide boşalması ile EGG'nin ilişkili olduğunu göstermiştir [2,4,5].

Literatür çalışmaları ve tez çalışmaları incelendiğinde EGG sinyallerinin analizi için GSY, Dalgacık Dönüşümü (DD), Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD), Fourier Dönüşümü (FD), Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) gibi yöntemlerin kullanıldığı görülmektedir. Genel olarak çalışmalar disaritmielerin elde edilmesine yöneliktir. Bunun için çoğunlukla zaman-frekans veya frekans analizi yöntemlerinin kullanıldığı görülmektedir [6,7,8]. Bu çalışmalarda GSY fonksiyonları elde edilirken, kullanılan yöntemlerin sezgisel olarak seçildiği anlaşılmaktadır. Bu nedenle yaptığımız çalışmada CRLB yöntemi ile EGG sinyallerinde GSY eldesi için hangi yöntemin kullanılması gerektiği belirlenmiştir [9].

II. MALZEME VE YÖNTEM

A. Veri Seti

Gerçekleştirilen bu çalışmada gönüllülerden EGG sinyalleri 30 dakika aç karnına ve 30 dakika tok karnına olmak üzere toplam 1 saatte elde edilmiştir. Açlık kaydından sonra bireylere diyetisyen tarafından menü edilen 536 kcal peynir (veya hindi) sandviç, 200ml meyve suyu verilip tokluk ölçümleri alınmıştır (%69.4 karbonhidrat, %13.8 protein ve %16.8 yağ içermektedir). Hasta tarafından kullanılan ilaçlar EGG işleminden en az 3 gün önceden kesilmiştir. Açlık kaydı için gönüllülerden 8 saat öncesinden itibaren hiçbir şey yemeyip içmemeleri istenmiştir.

EGG kayıtları 6 elektrot kullanarak MP-150 sisteminden ayrı 2 kanalla elde edilmiştir. Elektrot yerleşimleri ref. (9)'da belirtildiği gibi gerçekleştirilmiştir. EGG kayıtları 15 sağlıklı gönüllü ve 9 gastroparezi hastasından alınmıştır.

B. Cramer-Rao Alt Sınırı (Cramer Rao Lower Bound)

CRLB genel olarak istatistiksel sinyal işlemede kullanılan bir yöntemdir. Kestirim için olasılık yoğunluk fonksiyonu kullanılması dolay istatistiksel yöntem olarak kabul edilir. CRLB radar sistemlerinde hedefin yerini belirlemede [10], deniz altı sistemlerinde [11], parmak izi belirlemede [12], Doppler sistemlerinde [13], EEG (Elektroensefalografi) /MEG(Manyetoensefalografi) sistemlerinde elektriksel dipolün yerini belirlemede [14] kullanılmaktadır. Çalışmalar incelendiğinde CRLB yöntemi çoğunlukla hedef yeri belirleme, radar, deniz altı, navigasyon, haberleşme sistemleri, frekans tahmini, aralık tahmini, AR (Autoregressive/ Özbağlanım) parametere tahmini gibi amaç ve alanlarda kullanılmaktadır.

Zaman serilerinin analizinde sistem veya modelin parametre tahmini önemlidir. Tahmin edilen parametrenin doğruluğunu test etmek için farklı yöntemler kullanılmaktadır. CRLB yönteminde parametre tahmini için kullanılan yöntemin gerçek değere yakın tahmini yani başarılı tahmin yapılabilmesi için en düşük varyansa sahip olması gerekmektedir. Tahminin performansı için Cramer-rao sınırı adı verilen varyans sınırı belirlenmektedir [15].

Tahmin işleminin doğru yapılabilmesi için tahmin kutupsuz (unbiased) ve düşük varyanslı olmalıdır. θ tahmin edilecek parametre vektörü, $\hat{\theta}$ tahmini yapılan parametre vektörü olmak üzere, tahminin varyansı (1)'deki gibi hesaplanmaktadır.

$$\text{var}(\hat{\theta}) = E\left\{\left[\hat{\theta} - E(\hat{\theta})\right]^2\right\} \quad (1)$$

Bu eşitlikte $E[\cdot]$ beklenen değer operatörüdür. Optimal tahmin olasılık yoğunluğunun ortalama değere yaklaşması ile anlaşılmaktadır. Bu nedenle varyansın sifıra yakın olması tahminin daha doğru olması demektir [15].

Kutup ise $b(\hat{\theta}) = \theta - E(\hat{\theta})$ denklemi ile hesaplanmaktadır. Tahminin gerçek değerden ortalama sapmasının ölçüsünü vermektedir. Tahmin kutupsuz ise başarılıdır. Kutupsuz olabilmesi için $E(\hat{\theta}) = \theta$ olmalıdır. CRLB metodunda tahmin işlemi için olasılık yoğunluk fonksiyonu kullanılır. Bilinmeyen parametreyi içeren olasılık yoğunluk fonksiyonuna "olabilirlik (likelihood) fonksiyonu" adı verilir ve $p(x; \theta)$ şeklinde gösterilir. Burada $\theta = [\theta_1, \theta_2, \theta_3, \dots, \theta_p]^T$ tahmin edilecek parametre vektörüdür. CRLB yönteminde öncelikle olabilirlik fonksiyonunun doğal logaritması alınır. Cramer-Rao alt sınırı aşağıdaki gibi hesaplanır [15]:

$$\text{var}(\hat{\theta}_i) \geq \left[I^{-1}(\theta)\right]_{ij} \quad (2)$$

Denklem (2)'de verilen $[I(\theta)]$ Fisher bilgi matrisidir. Bu matris (3)'teki denklem ile hesaplanmaktadır [15].

$$[I(\theta)]_{ij} = -E\left[\frac{\partial^2 \ln p(x; \theta)}{\partial \theta_i \partial \theta_j}\right] \quad i = 1, \dots, p \quad \text{ve} \quad j = 1, \dots, p \quad (3)$$

Yukarıdaki denklemden görüldüğü üzere CRLB hesabı Fisher bilgi matrisinin tersi alınarak yapılmaktadır. Fisher matrisi ise olasılık yoğunluk fonksiyonunun türevinin beklenen değeri alınarak elde edilmektedir [15].

C. CRLB ile AR Parametre Tahmini

Kay, AR (Autoregressive) parametreleri için CRLB'yi AR modelin Güç Spektral Yoğunluğunu kullanarak elde etmiştir. $\{x[0], x[1], \dots, x[N-1]\}$ veri seti için tahmin edilen parametreler ile oluşturulan GSY aşağıdaki gibidir [15]:



$$\hat{P}_{xx}(f) = \frac{\hat{\sigma}_u^2}{\left|1 + \sum_{m=1}^p \hat{a}[m]e^{-2\pi f m}\right|^2} \quad (4)$$
$$P_{xx}(f; \theta) = \frac{\hat{\sigma}_u^2}{|A(f)|^2}$$

$\theta = [a[1], a[2], \dots, a[p], \sigma_u^2]^T$ tahmin edilecek parametrelerdir. CRLB yöntemine göre öncelikle $\frac{\partial \ln P_{xx}(f; \theta)}{\partial a[k]}$ ve $\frac{\partial \ln P_{xx}(f; \theta)}{\partial \sigma_u^2}$ türevleri alınır. Fisher bilgi matrisi hesabı sonucu AR parametreleri ve gürültünün varyansı için alt sınırı (5)'deki gibi hesaplanmaktadır [15].

$$\text{var}(\hat{a}[k]) \geq \frac{\sigma_u^2}{N} [R_{xx}^{-1}]_{kk} \quad (5)$$
$$\text{var}(\sigma_u^2) \geq \frac{2\sigma_u^4}{N}$$

Denklem (5)'deki $R_{xx} [R_{xx}]_{ij} = r_{xx}[i - j]$ eşitliğine sahip $p \times p$ boyutlu Teopltz matristir.

Bu çalışmada çeşitli AR parametresi tahmin yöntemleri kullanılmıştır. Tahmin edilen parametrelerin hasta ve sağlıklı kişiler için CRLB varyans alt sınır değeri elde edilmiştir. Bu değere göre en iyi parametre tahmin yöntemi seçilmiştir.

III. SONUÇ

Bu çalışmada sağlıklı ve hasta bireylerin EGG sinyallerinden Kovaryans, Burg, Yule-walker, En Küçük Kareler ve Modifiye Kovaryans metodu ile 4., 5. ve 6. dereceden AR parametreleri hesaplanmıştır. Yöntemlerin karşılaştırılması için bu parametrelerin CRLB varyans değeri elde edilmiştir. Bu varyans değeri sonucu en düşük ve en yüksek değere sahip yöntem seçilerek tüm sinyallerde bu iki yöntemle AR parametre tahmini yapılmıştır. Tablo 1 ve Tablo 2'de 4. derece AR parametrelerinin ortalaması için CRLB değerleri gösterilmektedir.

Tablo 1 ve Tablo 2 incelendiğinde Kovaryans metodu en düşük değeri, Yule-Walker metodunun ise en yüksek verdiği görülmektedir. Bu nedenle, AR parametreleri ve CRLB tüm hasta ve sağlıklı bireylerin EGG sinyallerine Kovaryans ve Yule-walker metodu kullanılarak hesaplanmıştır.

Veri	Yöntem	Cramer-Rao Alt Sınırı
Hasta aç karmına	Burg	0.937500181 E-06
	Kovaryans	0.937500144 E-06
	Modifiye Kovaryans	0.937500181 E-06
	Yule-Walker	0.937500229 E-06
	Least-Square	0.937500144 E-06

Sağlıklı aç karmına	Yöntem	Cramer-Rao Alt Sınırı
Sağlıklı aç karmına	Burg	0.937500195 E-06
	Kovaryans	0.9375001909 E-06
	Modifiye Kovaryans	0.9375001909 E-06
	Yule-Walker	0.937500259 E-06
	Least-Square	0.937500191 E-06

Tablo 1. Hasta ve Sağlıklıda çeşitli analiz yöntemleri için CRLB değerleri

Veri	Yöntem	Cramer-Rao Alt Sınırı
Hasta tok karmına	Burg	0.937500154 E-06
	Kovaryans	0.93750015 E-06
	Modifiye Kovaryans	0.937500154 E-06
	Yule-Walker	0.937500194 E-06
	Least-Square	0.93750015 E-06
Sağlıklı tok karmına	Burg	0.937500126 E-06
	Kovaryans	0.937500128 E-06
	Modifiye Kovaryans	0.937500128 E-06
	Yule-Walker	0.937500131 E-06
	Least-Square	0.937500128 E-06

Tablo 2. Hasta ve Sağlıklıda çeşitli analiz yöntemleri için CRLB değerleri

Öncelikle 4. 5. ve 6. Dereceden AR parametreleri hasta ve sağlıklıların aç ve tok (iki kanal içinde) sinyalleri için Kovaryans ve Yule-walker metodu ile tahmin edilmiştir. Tablo 3'de hastalardan açıklık durumunda elde edilen sinyallerinin birinci kanal verileri için Kovaryans ve Yule-Walker metodu ile 4. Dereceden AR parametrelerinin ortalama ve standart sapma sonuçları verilmiştir.

Yöntem	a1	a2	a3	a4
Kovar. Yöntemi	-1.41 ± 0.23	0.29 ± 0.2	0.014 ± 0.01	0.1 ± 0.11
Yule-Walker Yöntemi	-1.29 ± 0.16	0.15 ± 0.1	0.017 ± 0.01	0.11 ± 0.11

Tablo 3. AR parametre tahmini

Tablo 3'deki gibi AR parametreleri üç derece için de iki yöntemle hesaplanmıştır. Tüm sinyaller için bu yöntem uygulanmıştır ve parametrelerin ortalamaları alınmıştır. Yani a1 parametresinin 9 hasta kişi için ortalaması alınmış ve Cramer-Rao alt sınırı hesaplanmıştır. Son olarak ayrı ayrı hesaplanan a1, a2, a3, a4 parametreleri için CRLB değerlerinin ortalaması alınmıştır. Tablo 4'de hastaların ilk kanal verileri için CRLB değerleri verilmiştir.

AR parametre tahmin yöntemi	4. derece	5. derece	6. derece
Kovaryans	5.25E-07	6.60E-07	7.53E-07
Yule-Walker	6.32E-06	1.09E-05	1.10E-05

Tablo 4. Hastalarda ilk kanalın CRLB değeri

AR parametre tahmin yöntemi	4. derece	5. derece	6. derece
Kovaryans	1.36E-07	3.37E-07	4.72E-07
Yule-Walker	5.84E-07	6.93E-07	7.62E-07

Tablo 5. Hastalarda ikinci kanalın CRLB değeri

AR parametre tahmin yöntemi	4. derece	5. derece	6. derece
Kovaryans	5.95E-07	7.12E-07	7.93E-07

Sinyal İşleme 1

1. Gün / 27 Ekim 2016, Perşembe

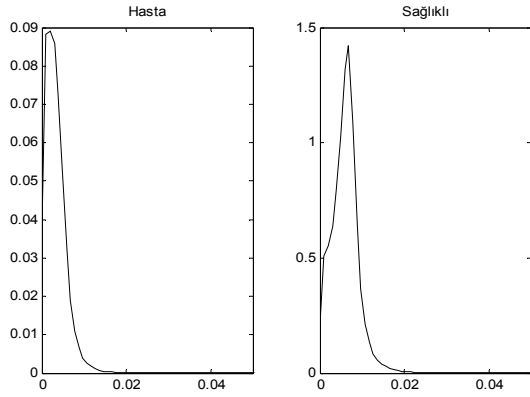
Yule-Walker	6.85E-07	7.77E-07	8.39E-07
-------------	----------	----------	----------

Tablo 6. Sağlıklılarda ilk kanalın CRLB değeri

AR parametre tahmin yöntemi	4. derece	5.derece	6.derece
Kovaryans	5.57E-07	6.77E-07	7.60E-07
Yule-Walker	7.13E-07	7.98E-07	8.55E-07

Tablo 7. Sağlıklılarda ikinci kanalın CRLB değeri

Tablo 4-7 incelendiğinde CRLB değerinin Kovaryans metodunda daha düşük olduğu sonucu elde edilmiştir. Bu sonuca göre GSY eldesinde bu yöntemin daha başarılı sonuç vereceğini göstermektedir. Üç ayrı derece için CRLB değerlerine bakıldığında ise 4. dereceden AR parametrelerin her iki yöntemde de düşük olduğu görülmektedir. Bu nedenle GSY fonksiyonlarının Kovaryans metodu ile 4. dereceden elde edilmesinin daha doğru sonuç vereceği anlaşılmaktadır. Şekil 1 de hasta ve sağlıklı bir bireye ait 4. dereceden kovaryans metodu ile elde edilen GSY grafikleri görülmektedir.



Şekil 1. Kovaryans Yöntemi sonucu GSY grafikleri

IV. TARTIŞMA

EKG sinyalleri ile yapılan frekans analizi çalışmaları incelendiğinde çoğunlukla FD, HFD, KZFD ve Welch metodunun kullanıldığı görülmektedir. Bu çalışmada literatürdeki parametrik olmayan yöntemler yerine Burg, Kovaryans, Modifiye Kovaryans, En küçük kareler ve Yule-Walker gibi parametrik yöntemler kullanılmıştır. AR parametre tahmininde en başarılı yöntemin kararına CRLB yöntemi ile varılmıştır. Sonuç olarak hasta, sağlıklı kişilerden alınan EKG sinyallerinden elde edilen AR parametre tahmini sonuçlarında açlık/tokluk, birinci/ikinci kanal için Kovaryans yöntemi daha düşük varyans değeri vermektedir. Bu nedenle çalışmanın frekans analizi aşamasında GSY değerlerinin hesabı için Kovaryans metodunun kullanılmasının doğru olacağı sonucuna varılmıştır. Model derecesi ise en küçük CRLB değerini veren 4. derece olarak belirlenmiştir. Böylece hasta ve sağlıklı grupları belirlemek için GSY den elde edilecek özellikler daha ayırt edici olacaktır.

V. TEŞEKKÜR

Bu çalışmada gönüllülerden sinyal eldesi, Erciyes Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurul'unun 20.02.2015 tarih ve 2015/115 karar numaralı etik kurul onayı sonucu yapılmıştır. Ayrıca ilk yazar TÜBİTAK 2211-Yurt İçi Doktora Burs Programı kapsamında desteklenmiştir.

KAYNAKÇA

- [1] Alvarez, W.C., "The electrogastrogram and what it shows", *Journal of American Medical Association*, 78: 1116-1118., 1922.
- [2] Stern, R.M., Koch, K.L., Stewart, W.R., and Vasey, M.W., "Electrogastrography: current issues in validation and methodology", *Psychophysiology*, 24: 55-64, 1987.
- [3] Bolen, B., Stomach Problems Causes, 2014. <http://ibs.about.com/od/symptoms/ib1/a/StomachProblemsCause.htm>. (Erişim Tarihi: Ağustos 2014)
- [4] Rothstein, R.D., Alavi, A. and Reynolds, J.C., "Electrogastrography in patients with gastroparesis and effect of longterm cisapride", *Digestive Diseases and Sciences*, 38: 1518-1524, 1993.
- [5] Chen, J.D., Lin, Z., Pan, J. and McCallum, R.W., "Abnormal gastric myoelectrical activity and delayed gastric emptying in patients with symptoms suggestive of gastroparesis", *Digestive Diseases and Sciences*, 41(8): 1538-1545, 1996.
- [6] Koch, K.L. and Stern, R.M., *Handbook of Electrogastrography*, Oxford Press, New York, 244 pp, 2004.
- [7] Smout, A.J.P.M., Van der Schee E.J. and Grashuis, J.L., "What is measured in electrogastrography?", *Digestive Diseases and Sciences*, 25: 179-187, 1980.
- [8] Akay, M., Time-frequency analyses of the electrogastrogram, pp. 147-180. In: *Time Frequency and Wavelets in Biomedical Signal Processing* (Eds. M. Akay). The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc., New York, 1998.
- [9] Acer, Ç.G., 2015. Gastroparezi Hastalığının Teşhisi İçin Elektrogastrogram Sinyallerinden Özellik Çıkarımı. Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Kayseri, 105 s.
- [10] Godrich, H., Haimovich, A.M., Blum, R.S., "Target localization accuracy gain in MIMO radar-based Systems", *Information Theory, IEEE Transactions on*, 56(6): 2783,2803, 2010.
- [11] Wen, X., Jianlong, L., "Study of statistical signal models in low-frequency underwater acoustic applications", *Journal of Geophysical Research*, 1-5, 2011.
- [12] Oktem, T., Slock, D., "Cramer-rao bounds for power delay profile fingerprinting based positioning", *Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP), 2011 IEEE International Conference on*, 2484-2487. 22-27 May 2011.
- [13] Baral-Baron, G., Lahalle, E., Fleury, G., Lacondemine, X., Schlotterbeck, J., "Signal parameters estimation using time-frequency representation for Laser Doppler Anemometry", *Signal Processing Conference (EUSIPCO), 2012 Proceedings of the 20th European*, 2318- 2322, 27-31 Aug. 2012.
- [14] Muravchik, C.H., Nehorai, A., "EEG/MEC error bounds for a static dipole source with a realistic head model", *Signal Processing, IEEE Transactions on*, 49 (3): 470-484, 2001.
- [15] Kay, S.M., *Fundamentals of Statistical Signal Processing Estimation Theory*, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, 595 pp, 1993.