

Görgül Mod Fonksiyonların Eliptik Analizi ile Kongestif Kalp Yetmezliği Teşhisi

Elliptic Analysis of Instinct Mode Functions based CHF Detection

Apdullah YAYIK¹, Gökhan ALTAN², Yakup KUTLU³, Serdar YILDIRIM⁴ ve Esen YILDIRIM⁵

¹Kara Kuvvetleri Komutanlığı

ayayik@kkk.tsk

^{2,3,4,5}Mustafa Kemal Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümü

galtan_mku@gmail.com, ykutlu@mku.edu.tr, serdar@mku.edu.tr eyildirim@mku.edu.tr

Özet

Kongestif Kalp Yetmezliği (KKY) dünya çapında insanları etkileyen kardiyolojik bir hastalıktır. Elektrokardiyogram (EKG) işaretleri kullanılarak KKY teşhisi önemli bir araştırma alanıdır. Bu çalışmada; KKY teşhisi için İçsel Mod Fonksiyonu (IMF) ve İkinci Derece Fark (İDF) tabanlı akıllı sistem önerilmektedir. Görgül Kip Ayrışımı yöntemiyle (GKA) EKG sinyali simetrik IMF adındaki alt bantlara ayrılmaktadır. İDF değerleri hesaplanan tüm alt bantlar kartezyen sistemde eliptik bir yapıda dağılım gösterdiklerinden öznelik olarak %95 güven eliptik parametreleri çıkarımı yapılmıştır. K-en yakın komşu yöntemi tabanlı sınıflandırıcı ile test edilen sistemin performansı IMF tabanlı farklı yaklaşımlar ile karşılaştırılmıştır.

Abstract

Congestive heart failure (CHF) is a world common cardiologic disease that affects human-beings. Detecting CHF patients via Electrocardiogram (ECG) is a vital area of research. In this paper; instinct mod function (IMF) and second order difference (SOD) method based intelligence system is proposed. ECG signal is partitioned in to IMF named bands using empirical mode decomposition (EMD). Due to SOD values of all IMF's elliptic structure %95 confidence elliptic parameters are extracted as features. Proposed system is tested using k-nearest neighbor classification method and compared with different IMF based approaches.

1. Giriş

Kongestif Kalp Yetmezliği (KKY), kalbin vücudun ihtiyaçlarını karşılayabilecek kadar kan pompalayamamasıdır. Kalbin sağ, sol veya her iki karıncığının; içindeki kanı, her vuruşunda damarlara yeterli miktarda gönderememesi sonucu oluşur. KKY hastalığının erken teşhis edilmesiyle, uygun bir şekilde tedavi edilmesi mümkün olduğundan elektrokardiyogram (EKG) kayıtlarından KKY hastalığının otomatik olarak belirlenmesi klinik açıdan oldukça önemlidir. Fiziksel ve görsel incelemeler yapılarak bazı kalp rahatsızlıklarının incelenmesi yapılmaktadır. Fakat bu incelemelerde KKY rahatsızlığının teşhisi kesin olarak koyulamamaktadır. KKY şüphesi bulunan hastalarda ekokardiyografi, anjiyografi, elektrokardiyografi, göğüs röntgen filmi, BNP (Beyin(B-tip) Natriuretik Peptid), MR görüntüleme gibi ek testlerden bir veya birkaçı uygulanmakta ve sonrasında teşhis konulmaktadır [1].

Literatürde KKY hastalığının teşhisi için farklı yöntemler kullanılarak çeşitli öznelikler ile sınıflandırma işlemleri gerçekleştirilmiştir. Bunlar içinde, İşler [1] R-R kalp hızı değişkenliği EKG sinyalinin poincare fark değerlerini ve istatistiksel değerlerini sınıflandırıcıda öznelik olarak kullanmıştır [1]. Übeyli [2] KKY hastalığını bir aritmi gibi değerlendirerek diğer aritmi çeşitleri ve normal sinyali, EKG sinyalinin öz değerlerini öznelik olarak kullanarak sınıflandırma yapmıştır. Thuraisingham [3], ikinci derece fark harita grafiği verilerini, R-R kalp hızı değişkenliği EKG verileri ile KKY ve Normal hastaların sınıflandırmak için kullanmıştır. Yayık ve Kutlu ham EKG verilerinin sadece poincare fark değerlerini [4] ve ikinci derece fark harita parametresi [5] kullanarak KKY teşhisi yapmıştır. Orhan [6] genlikte ve zamanda eşit frekans adından yeni bir ayrışma yöntemi kullanarak KKY ve Normal hastalarının ayrıştığını tespit etmiştir. Kamath [7] R-R Kalp hızı değişkenliği EKG veri setindeki Normal ve KKY hastalarının Teager enerji ikinci derece fark harita grafiği parametreleri kullanılarak k-nn sınıflandırıcı ile neredeyse % 100 genel başarımla ile sınıflandırılabilirliğini iddia etmiştir.

Norden E. Huang tarafından önerilmiş olan Görgül Kip Ayrışımı (GKA) metodu hem doğrusal hem de durağan olmayan işaretlerin analizine imkân veren adaptif ve etkili bir yöntemdir [8]. GKA metoduyla, sinyal her biri tek elemanlı diğer bir deyişle en küçük zaman biriminde tek frekans içeriğine sahip, sınırlı ve küçük sayıda fonksiyona bileşene ayrılır. Bu bileşenler IMF olarak adlandırılırlar. GKA yönteminin EKG işaretlerine uygulanmasıyla, bu işaretlerin eksiksiz olarak incelenmesi mümkündür. GKA yöntemi, biyomedikal işaret işleme alanında pek çok çalışmada kullanılmıştır. Elektrokardiyogram (EKG) verilerinin gürültüden arındırılması [9], yüzey elektromiyografi (EMG) işaretlerinden öznelik çıkarılması [10] EMG işaretlerinin filtrelenmesi [11] ve sizofrenik EEG işaretlerindeki faz uyumu bu çalışmalardan bazılarıdır. Son zamanlarda EEG işaretlerinden epilepsi tespitinde de GKA yöntemi kullanılmıştır [12], [13].

KKY ve Normal hastalara ait EKG sinyali gözle incelendiğinde aralarında fark maalesef yeterli düzeyde anlaşılamamaktadır. Bu sebeple literatürdeki çalışmalardaki geleneksel tekniklerden farklı olarak sinyali meydana getiren deneysel (görgül) alt bileşenleri inceleme ihtiyacı araştırma ekibimiz tarafından hissedilmiştir.

Bu çalışmada IMF lerin İkinci Derece Fark Değerlerinin %95 güvenli elips parametreleri yoluyla Kongestif Kalp Yetmezliği teşhisi yapılması amaçlanmaktadır. Bu amaç, doğrultusunda

içsel mod fonksiyonlarının ikinci derece fark değerleri dağılımının eliptik parametreleri elde edilerek sınıflandırıcıda öznitelik olarak kullanılmıştır. K -en yakın komşu yöntemi tabanlı sınıflandırıcı ile test edilen sistemin performansı İMF tabanlı farklı yaklaşımlar ile karşılaştırılmıştır. Takip eden bölümlerde; GKA ve İMF yöntemlerinin açıklanması, eliptik özniteliklerin elde edilmesi, verilerin elde edilmesi, k -en yakın komşu sınıflandırıcısı, performans parametrelerinin elde edilişi, farklı yaklaşımlar ile kıyaslanması ve sonuçların yorumlanması konuları üzerinde durulmuştur.

2. Materyal ve Metot

2.1. Görgül Kip Ayrışımı ve İçsel Mod Fonksiyonların Hesaplanması

Görgül Kip Ayrışımı (GKA) sinyali/işaretin farklı sinyallerin birleşiminden meydana geldiği varsayımından hareketle geliştirilmiştir. GKA doğrusal durağan olmayan sinyallere uygulanan Fourier transformu gibi bir ayrıştırma metodudur. GKA metodu kullanılarak bir sinyal veri tabanı sonlu küçük

sayıda salınım modunu simgeleyen ve aşağıdaki özellikleri sağlayan İçsel Mod Fonksiyonuna (İMF) ayrıştırılmaktadır.

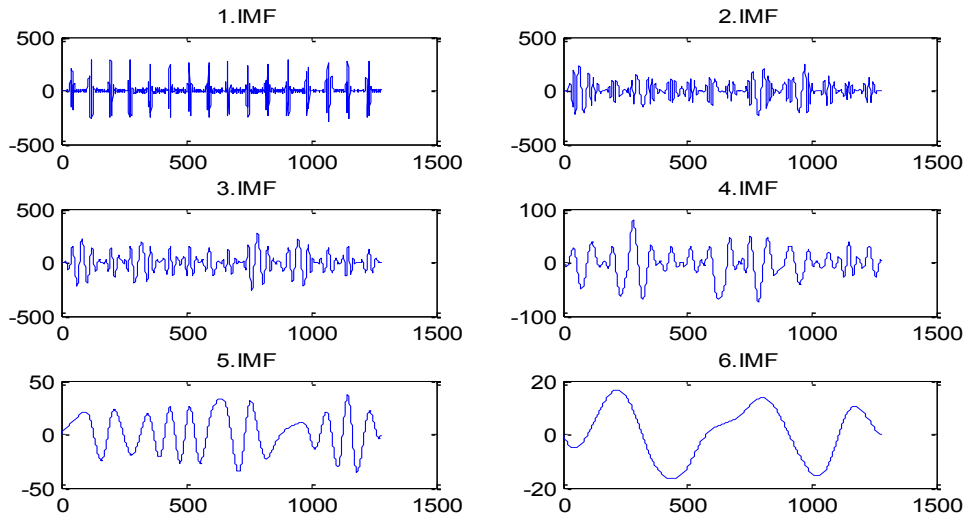
Ampirik Kip Ayrışımı Algoritması

for all Q

- 1: Sinyalin birbirine karşılık gelen yerel en yüksek ve en düşük noktalarının genliklerini bul.
- 2: Yerel en yüksek ve en düşük verilerin ortalamalarını hesapla.
- 3: Sinyalden ortalama değerleri çıkar.
- 4: Elde Edilen Sinyalin İMF olma koşulu sorgula.

end for

1-Tüm veri tabanında, uç değer sayısı ile 0 (sıfır) geçişi sayısı arasındaki fark en fazla bir olabilir. 2-Her hangi bir noktada, yerel en minimum değer ve yerel maksimum değer tarafından tanımlanan zarfın ortalama değerleri sıfır olmalıdır. Bu iki koşul İMF üzerinde anlık frekans ve genlik hesaplaması için gereklidir. İMF değerinin hesaplanması için yukarıdaki 4 adım sonunda İMF olma şartı oluşana kadar döngü Q kez tekrarlanır. Şekil 1.'de KKY hastasının EKG sinyalinin ilk 6 içsel mod fonksiyonu gösterilmektedir.



Şekil 1. KKY hastasının EKG sinyalinin ilk 6 adet İçsel Mod Fonksiyonu

2.2. İkinci-Derece Fark Harita Grafiği ve Eliptik Alan Parametrelerinin Hesaplanması

İkinci-Dereceden Fark (IDF) Haritası kalp hızı değişkenliği hakkında anlamlı bilgi taşımaktadır [3], [5] n saniye EKG veri setinin t anındaki sinyali değerini X_t olarak kabul edersek,

$$X_t = x_{t+1} - x_t \quad (1)$$

$$Y_t = x_{t+2} - x_{t+1} \quad (2)$$

$$Q_t = (X_t, Y_t) \quad (3)$$

$$t=1 \rightarrow n-2$$

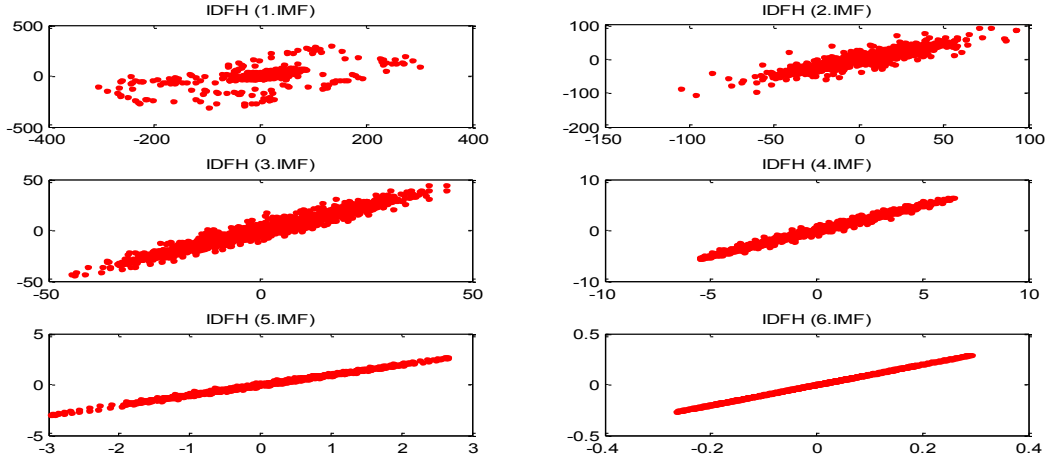
$Q(X, Y)$ Noktalarının oluşturduğu harita IDF grafiğidir. Diğer bir değişle EKG sinyalindeki ardışık noktaların farklarının birbirlerine göre saçılımlarından oluşmaktadır. Böylece ardışık farkların değerlerinin istatistiksel durumu gözlenebilmektedir.

Şekil 2'de KKY sinyallerinden elde edilen İMF'lerin İDF haritası örneği gösterilmektedir.

2.3. Özniteliklerin Elde Edilmesi

Bu çalışmada kullanılan öznitelikler Görgül Kip ayrışımı ile elde edilen 7 adet İçsel Mod Fonksiyonunun ikinci derece fark harita değerlerinin eliptik parametreleridir.

IDF değerleri hesaplana İMF lerin dağılımlarının eliptik özellik gösterdiğinden (Şekil 2) %95 güven elips parametreleri hesaplanarak sınıflandırıcıda öznitelik olarak kullanılmıştır. %95 güven elips parametreleri işlem süreçleri aşağıda belirtilmiştir. Yukarıdaki 7 adet değişken IDF değeri alınan her İMF için hesaplanmıştır ve öznitelik vektörü olarak kullanılmıştır. Eliptik eğri parametrelerine dayanan öznitelik veri setinin [14] Şekil 2.'de görüldüğü üzere ayırt edici özellikleri kapsadığından sınıflandırıcının başarısını arttıracakları değerlendirilmektedir.



Şekil.2 İlk 6 adet İçsel Mod Fonksiyona Ait İkinci Derece Fark Harita Grafiği

$$S_x = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} X(n)^2} \quad (4)$$

$$S_y = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} Y(n)^2} \quad (5)$$

$$S_{xy} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} X(n)Y(n)} \quad (6)$$

$$D = \sqrt{(S_x^2 + S_y^2) - 4(S_x^2 - S_y^2 - S_{xy}^2)} \quad (7)$$

$$a = 1.7321 \sqrt{S_x^2 + S_y^2 + D} \quad (8)$$

$$b = 1.7321 \sqrt{S_x^2 + S_y^2 - D} \quad (9)$$

$$\text{Bu parametreler kullanılarak elips alanı şöyle hesaplanır;} \\ A_{elips} = \pi ab \quad (10)$$

3. Deneysel Çalışma

3.1. Verilerin elde edilmesi

Bu çalışmadaki kullanılan EKG sinyali verileri Physionet internet sitesinde ücretsiz olarak temin edilen Kongestif kalp yetmezliği ve normal sinüs ritim ham EKG veri tabanıdır [14]. Kongestif kalp yetmezliği veri tabanı, yaşları 22 ile 71 arasında değişen 15 adet hastadan alınmış 24 saatlik kayıtlardır. Normal sinüs ritim veri tabanı ise yaşları 20 ile 50 arasında değişen 18 hasta olmayan gönüllüden alınmış kayıtlardır 24 saatlik kayıtlardır. EKG kayıtların örnekleme hızını 128 Hz olarak düzenlenmiştir. Ham EKG verileri ile KKY kayıtları öznitelik çıkarma işleminden önce her örnek için normalizasyon işlemi yapılmıştır.

3.2. K-En Yakın Komşu Yöntemi Tabanlı Sınıflandırıcı

Önerilen sistemde sınıflandırıcı olarak k -en yakın komşu yöntemi tercih edilmiştir. K -en yakın komşu (k -nn) algoritması, parametrik olmayan bir sınıflandırıcı olmasından dolayı örüntü tanımadada en klasik yöntemlerden biridir [15]. K -nn algoritması, öznitelik uzayında objeleri sınıflandırırken eğitim kümesine en yakın olmasını temel alan bir yöntemdir.

K -nn algoritması, makine öğrenme algoritmalarının en kolayıdır. Algoritma, eğitim örneklerinin istatistiksel dağılımlarından bağımsızdır. Sınıflandırma işlemi, eğitim örneklerine en yakın olan komşuya göre gerçekleşmektedir. Farklı uzaklık ölçümleri kullanılmaktadır. Öklid uzaklığı en sık kullanılan ölçüm yöntemidir. K tane komşusuna olan uzaklıklarına bakarak çoğunluk oya göre sınıflandırılır. K genelde küçük ve tek seçilir. Önerilen sistemde $k=3$ tercih edilmiştir. Sınıflandırıcının başarımları parametreleri olarak duyarlılık, seçicilik, belirlilik, doğruluk ve genel başarımları [16] hesaplanmıştır.

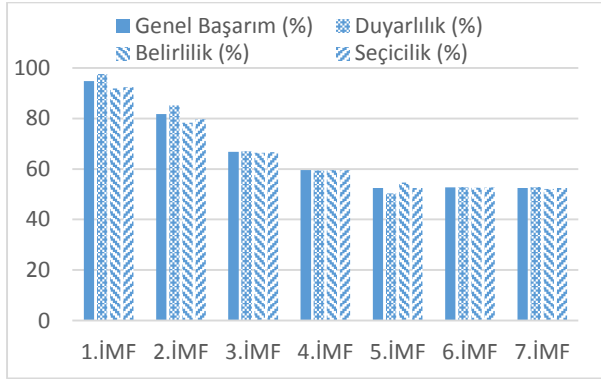
4. Sonuç ve Tartışma

Bu çalışma, Core2Due, 2.4 GHz işlemci, 4GB belleğe sahip bir PC ve MATLAB paket programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Görgül kip ayrışımı metodu ile elde edilen ilk 7 adet içsel mod fonksiyonunun (İMF) ikinci derece fark harita değerlerinin %95 güven eliptik parametreleri öznitelik olarak k -nn sınıflandırıcıda kullanılmıştır. Şekil 1 incelendiğinde görgül kip ayrışım işlemi uygulandıkça Bölüm 1' de anlatıldığı gibi sinyalin simetrik olduğu görülebilmektedir. Simetrik verilerin IDF değerleri doğrusal bir doğru olma eğiliminde olduğu Şekil 2' de görülmektedir. İMF lerin sistemin performansına etkisini tespit etmek, anlamlılıklarını analiz etmek ve ardından öznitelik azaltma yapabilmek için tekli İMF yaklaşımı yapılmıştır

Çizelge 1. Sınıflandırıcının Tek İMF Kullanılarak Performans Parametreleri

Öznitelik	Duyarlılık (%)	Belirlilik (%)	Seçicilik (%)	Doğruluk (%)	Genel Başarımlar (%)
1.İMF	97,58	91,89	92,32	94,73	94,73
2.İMF	85,11	78,33	79,70	81,72	81,72
3.İMF	67,05	66,45	66,65	66,75	66,75
4.İMF	59,43	59,57	59,51	59,50	59,50
5.İMF	50,27	54,58	52,53	52,42	52,42
6.İMF	52,80	52,55	52,67	52,67	52,67
7.İMF	52,85	52,10	52,46	52,47	52,47

. Diğer bir deyişle her bir İMF tek başına öznel olarak kullanılmıştır ve sınıflandırıcının performans değerleri hesaplanmıştır. Sistemin performans parametreleri Çizelge 1’de ve Şekil 3’de sunulmuştur.



Şekil 3. Sistemin Tek İMF Kullanıldığında Performans grafiği

Burada 1.İMF verileri öznel olarak kullanıldığında sistemin genel başarımının en yüksek (% 94.73) olduğu görülmektedir. Sadece 1.İMF değerinin tek başına anlamlı olması öznel çıkarım işleminin azalmasını ve hızlanmasını sağlaması açısından önemlidir. Görgül kip ayrışımı işlemi sonucunda elde edilen İMF lerin simetrik olma eğiliminin ECG sinyalinde bulunan kongestif kalp yetmezliği hastalığı bilgisini azalttığı görülmektedir. Görgül kip ayrışımı ve IDF değerleri ile elde edilen verilerin eliptik parametrelerin Kongestif kalp yetmezliği hastalığını ifade edebileceği gösterilmiştir. Önerilen sistemin yüksek performansı klinik uygulamalarda kullanılabilirliğini arttırmaktadır.

5. Kaynaklar

- [1] Y. İşler and M. Kuntalp, "Combining classical HRV indices with wavelet entropy measures improves to performance in diagnosing congestive heart failure.," *Comput. Biol. Med.*, vol. 37, no. 10, pp. 1502–10, Oct. 2007.
- [2] E. D. Übeyli, "Combining recurrent neural networks with eigenvector methods for classification of ECG beats," *Digit. Signal Process.*, vol. 19, no. 2, pp. 320–329, Mar. 2009.
- [3] R. A. Thuraishingham, "A Classification System to Detect Congestive Heart Failure Using Second-Order Difference Plot of RR Intervals.," *Cardiol. Res. Pract.*, vol. 2009, p. 807379, Jan. 2009.
- [4] Y. Kutlu and A. Yayık, "Diagnosis of Congestive Heart Failure Using Poincare Map Plot," *Signal Process Commun. Conference*, 2012.
- [5] A. Yayık and Y. Kutlu, "Topographic Analysis of Second-Order Difference Map Plot Features of Congestive Heart Failure," *Signal Process Commun. Conference*, 2014.
- [6] U. Orhan, "Real-time CHF detection from ECG signals using a novel discretization method.," *Comput. Biol. Med.*, vol. 43, no. 10, pp. 1556–62, Oct. 2013.
- [7] C. Kamath, "A new approach to detect congestive heart failure using sequential spectrum of electrocardiogram signals.," *Med. Eng. Phys.*, vol. 34, no. 10, pp. 1503–9, Dec. 2012.
- [8] N. E. Huang, Z. Shen, S. R. Long, M. C. Wu, H. H. Shih, Q. Zheng, N.-C. Yen, C. C. Tung, and H. H. Liu, "The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis," *Proc. R. Soc. A Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 454, no. 1971, pp. 903–995, Mar. 1998.
- [9] K. Chang, "Arrhythmia ECG Noise Reduction by Ensemble Empirical Mode Decomposition," *Sensors* 2010, pp. 6063–6080, 2010.
- [10] M. Lei, G. Meng, and C. Jiashui, "Analysis of surface EMG signal based on empirical mode decomposition," *IEEE 11th Int. Conf. Rehabil. Robot. Kyoto Int. Conf. Cente*, pp. 230–233, 2009.
- [11] A. O. Andrade, S. Nasuto, P. Kyberd, C. M. Sweeney-reed, and F. R. Van Kanijn, "EMG signal filtering based on Empirical Mode Decomposition," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 1, pp. 44–55, 2006.
- [12] R. B. Pachori, "Discrimination between Ictal and Seizure-Free EEG Signals Using Empirical Mode Decomposition," *Res. Lett. Commun.*, vol. 2008, pp. 1–5, 2008.
- [13] L. Orosco, E. Laciari, A. G. Correa, A. Torres, and J. P. Graffigna, "An Epileptic Seizures Detection Algorithm based on the Empirical Mode Decomposition of EEG," *31st Annu. Int. Conf. IEEE EMBS Minneap.*, pp. 2651–2654, 2009.
- [14] A.L. Goldberger and coworkers, "PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals," *Circ. 101(23)e215-e220*.
- [15] P. E. Cover, T. M. and Hart, "Nearest Neighbor Pattern Classification," *IEEE Trans. Inform. Theory.*, 1968.
- [16] Y. Kutlu and D. Kuntalp, "A multi-stage automatic arrhythmia recognition and classification system," *Comput. Biol. Med.*, vol. 41, no. 1, pp. 37–45.