

S2 Çiftleşmesinin Anlık Frekans İzlenmesi Yöntemiyle Kestiriminde Farklı Zaman-Frekans Yöntemlerinin Karşılaştırılması

Comparison of Different Time-Frequency Analysis Methods in Estimating S2 Split by Tracking The Instantaneous Frequency

Soner Kotan¹, Nurdan Erol², İsa Yıldırım³

¹ Bilgisayar ve Öğretim Teknolojileri Eğitimi
Marmara Üniversitesi
soner.kotan@marmara.edu.tr

² Çocuk Kardiyolojisi Kliniği
Dr. Siyami Ersek Göğüs Kalp ve Damar Cerrahisi Eğt ve Arş. Hastanesi
dnurdanerol@superonline.com

³ Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği
İstanbul Teknik Üniversitesi
iyildirim@itu.edu.tr

Özetçe

Sağlıklı bir bireyde ikinci kalp sesi (S2), aortik ve pulmoner kapakçıkların kapanmasıyla oluşan ve sırasıyla aortik (A2) ve pulmoner (P2) bileşenler olarak adlandırılan kalp seslerinin birleşiminden meydana gelir. Bu iki bileşen arasında S2 çiftleşmesi olarak adlandırılan ve teşhis açısından büyük önem taşıyan bir aralık bulunmaktadır. S2 çiftleşmesinin ölçülebilmesi için birçok yöntem önerilmiştir. Önerilen bu yöntemlerin ortak ve en önemli evresi, sinyalin zaman-frekans analizinin yapılmasıdır. Bu çalışmada S2 çiftleşmesinin anlık frekans izlenmesi yöntemiyle kestiriminde kısa zamanlı Fourier dönüşümü (KZFD), sürekli dalgacık dönüşümü (SDD) ve Wigner-Ville dönüşümü (WVD) kullanılmış ve karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmalarda yapay S2 işaretleri kullanılmıştır. En iyi performans, WVD kullanılarak gerçekleştirilen kestirimde elde edilmiştir.

Abstract

The second heart sound (S2) consists of aortic (A2) and pulmonary (P2) components which are produced by closures of aortic and pulmonary valves respectively for a healthy subject. There is a time split between these components namely S2 split which has very important diagnostic potential. There have been several methods proposed to measure the S2 split. Analyzing the signal in time-frequency domain is the most common and important phase of these proposed methods. In this work, we used and compared short time Fourier transform (STFT), continuous wavelet transform (CWT) and Wigner-Ville distribution (WVD) in estimating S2 split by tracking the instantaneous frequency (IF) of the S2 signal. Simulated data set were used in our comparisons. The best performance was achieved when WVD was used in estimating the IF.

1. Giriş

Kalp ve solunum ile ilgili hastalıkların teşhisinde kalp sesi dinlemenin önemi uzun yıllardır bilinmektedir. Kalp sesleri dijital fonokardiyografi sinyali olarak kaydedilerek üzerlerine gelişmiş sinyal işleme teknikleri uygulanabilir.

Kalp sesleri, kalp kapakçıklarının kapanması ve damarlardaki kan akışı sonucu meydana gelir. Bir kalp döngüsü iki adet ana kalp sesi içerir: birinci kalp sesi (S1) ve ikinci kalp sesi (S2). S2, A2 ve P2 adı verilen ve sırasıyla aortik ve pulmoner kapakçıkların kapanmasıyla ortaya çıkan iki ana bileşenden oluşur. [1-3] Bu iki bileşenin başlangıçları arasında, bazı sık görülen kalp hastalıklarının teşhisi açısından büyük önem taşıyan ve "S2 çiftleşmesi" olarak adlandırılan bir zaman aralığı bulunur. S2 çiftleşmesinin uzunluğu solunumla değişir. Nefes alış sırasında 30 – 80 ms civarında bir uzunluğa sahipken; nefes veriş sırasında daralarak 15 ms'nin altına düşer [3]. S2 çiftleşmesinin uzunluğu bazı patolojik durumlarda farklılaşır. Belirli patolojik durumlarda sıklıkla görülen üç farklı anormal S2 çiftleşmesi çeşidi vardır: Eğer çiftleşme hem inspirasyon hem de ekspirasyon sırasında normal çiftleşmeye göre daha uzun ise "geniş çiftleşme" adını alır. Sabit çiftleşme, çiftleşmenin solunumun evreleriyle herhangi bir değişim göstermediği duruma verilen isimdir. Eğer çiftleşme inspirasyon sırasında daralıyor ve ekspirasyon sırasında genişliyor veya bileşenlerin S2 içerisindeki sırası değişmişse, bu durumda çiftleşme "paradoksal çiftleşme" adını alır. Patolojik S2 çiftleşmesine neden olan bazı sık görülen kalp hastalıkları: Pulmoner stenoz ve sağ dal bloğu (geniş çiftleşme), atriyal septal defekt ve sağ ventrikül yetmezliği (sabit çiftleşme), sol dal bloğu (paradoksal veya ters çiftleşme) [2,3]. S2 çiftleşmesi, çok kısa süreli olduğundan insan kulağı tarafından sınıflandırılması oldukça zordur [4]. Bu nedenle S2 çiftleşmesinin ölçülebilmesi için otomatik bir sisteme ihtiyaç duyulmaktadır.

Sinyal İşleme 4

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

Geçmişte S2 çiftleşmesinin ölçülebilmesi için birçok yöntem önerilmiştir. Xu ve diğ. Çiftleşme kestirimi için A2 ve P2 bileşenleri için doğrusal olmayan anlık civıltı modellemesi kullanmışlardır [5]. Çalışmada S2 sinyalinin zaman-frekans dönüşümü WVD kullanılarak elde edilmiştir. A2 bileşeninin anlık faz ve genlik fonksiyonlarının kestirimleri, bileşene bir maskeleye operasyonu uygulanarak elde edilmiş ve bu kestirimler kullanılarak A2 bileşeni elde edilmiştir. Elde edilen bu A2 sinyali S2 sinyalinden çıkartılarak P2 sinyali elde edilmiştir. Elde edilen A2 ve P2 sinyalleri kullanılarak da S2 çiftleşmesi kestirimi yapılmıştır. Leung ve diğ. S2 sinyalinin zaman-frekans dönüşümünü elde edebilmek için KZFD tabanlı bir uyarlamalı ayrıştırma algoritması kullanmışlardır [6]. Çalışmada A2 ve P2 bileşenlerinin başlangıç anları doğrudan S2 sinyalinin zaman-frekans gösterimi üzerinden belirlenmiş ve böylelikle S2 çiftleşmesi kestirilmiştir. Yukarıda bahsedilen çalışmalarda S2 çiftleşmesinin kestirimi için A2 ve P2 bileşenlerinin başlangıç anları manuel işlemlerle elde edilmiştir ve bu durum gerçek hayatta uygulanabilirlik açısından elverişli değildir. Bu nedenle S2 çiftleşmesinin kestiriminde tamamıyla otomatik bir yöntem ihtiyacı duyulmuştur. Yıldırım ve diğ. çiftleşme kestirimini S2 sinyalinin anlık frekansının izlenmesi yöntemiyle elde etmişlerdir [7]. Çalışmada anlık frekans eğrisi, S2 sinyalinin Wigner-Ville dağılımının birinci momenti hesaplanarak elde edilmiştir. Bu yöntem tamamıyla otomatiktir fakat çalışmada AF eğrisinin elde edilmesinde yalnızca WVD kullanılmış, diğer iyi bilinen zaman-frekans dönüşümü yöntemleri kullanılmamıştır. Bu çalışmada, anlık frekansın elde edilmesinde kısa zamanlı Fourier dönüşümü (KZFD), sürekli dalgacık dönüşümü (SDD) ve Wigner-Ville dönüşümü (WVD) kullanılmış ve karşılaştırılmıştır. Çalışmanın devamı şu şekilde organize edilmiştir: II. bölümde çalışmada kullanılan yöntem verilmiştir. III. bölümde yapay verilerle elde edilen sonuçlar verilmiştir. IV. bölümde ise sonuç ve tartışma kısımları verilmiştir.

2. Yöntem

Bu çalışmada kullanılan yöntem anlık frekansın izlenmesine dayanmaktadır. Anlık frekans birçok farklı çalışmada kullanılmıştır. Yoshida ve diğ. Anlık frekansı zararsız ve patolojik üfürümü sınıflandırmada kullanmışlardır [8]. Çalışmada fonokardiyogram sinyallerinin ortalama WVD'leri kullanılarak anlık frekanslar elde edilmiştir. Xu ve diğ. A2 ve P2 bileşenlerini gürültüsüz ve çapraz terimsiz olarak elde edebilmek için, bu bileşenlerin anlık frekanslarını kullanmışlardır [5]. Yi-Li ve diğ. üçüncü ve dördüncü kalp seslerini saptayabilmek için anlık frekans kullanmışlardır [9]. Çalışmada Hilbert-Huang dönüşümü kullanılarak azami anlık frekansın ayırık yerleşimi gerçekleştirilmiştir.

Yıldırım ve diğ. S2 sinyalinin anlık frekansını izleyerek çiftleşme kestirimi yapmışlardır. Çalışmada anlık frekans, S2 sinyalinin birinci momenti hesaplanarak elde edilmiştir. A2 ve P2 bileşenlerinin anlık frekansları hızlı azalan karakteristiğe sahiptirler. Bileşenlerin başlangıç kısımlarında, anlık frekans değerleri yüksektir (yaklaşık olarak A2 için 250 Hz ve P2 için 200 Hz) ve hızla azalır (A2 ve P2 bileşenlerinin her ikisinde de 50 Hz civarına düşer) [10,11]. S2 sinyalinin bileşenlerinin uzunluğu 80 ms'nin altındadır [5,10]. İlk bileşen başladığında anlık frekans eğrisi keskin bir şekilde

yükselir ve ikinci bileşenin başlangıcına kadar düşer. İkinci bileşen başladığında eğri tekrar keskin bir şekilde yükselir. Bu durum anlık frekans eğrisi üzerinde, ikinci bileşenin başladığı bölgede eğimin sıfır olduğu bir bölge oluşmasına neden olur. P2 bileşeninin başlangıcındaki sıfır eğime sahip bölge, anlık frekansın spektral bileşenlerinin eğim bilgisini tutan bir frekans seçici bir türev alıcı sayesinde belirlenir. Zaman-Frekans Analizi Çiftleşme kestirimleri anlık frekans eğrisi kullanılarak yapılmıştır. Anlık frekans eğrisi S2 sinyalinin zaman-frekans dönüşümü kullanılarak elde edildiğinden, zaman-frekans dönüşümünün elde edilmesi yöntemin en önemli aşamasıdır. Bu çalışmada bu amaçla KZFD, SDD ve WVD kullanılmış ve karşılaştırılmıştır.

2.1.1. Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü

KZFD, ses sinyallerinin zaman-frekans dönüşümlerinin elde edilmesinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir [12]. Bir sinyalin KZFD'si, sinyalin uygun bir kayan pencere ile çarpılmasıyla elde edilir.

$$X(t, w) = \int x(\tau)w(t - \tau)e^{-jw\tau} d\tau \quad (1)$$

Eşitlik (1)'de $x(t)$ analiz edilen sinyal, $w(\tau-t)$ ise pencere fonksiyonudur. Uygulamanın türüne göre farklı pencere çeşitleri kullanılabilir. Bu çalışmada pencere olarak Hamming fonksiyonu kullanılmıştır.

2.1.2. Sürekli Dalgacık Dönüşümü

SDD, ses sinyallerinin zaman-frekans analizinin yapılması açısından son derece elverişlidir [13] ve geçmişte birçok çalışmada kalp seslerinin ve üfürüm seslerinin analizinde kullanılmıştır [14-16]. SDD, bir $x(t)$ sinyalinin, dalgacık fonksiyonu adı verilen ve değişken uzunluk ve frekansa sahip fonksiyonlarla korelasyonunun hesaplanmasıyla elde edilir.

$$X_w(a, b) = \frac{1}{\sqrt{b}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-a}{b}\right) dt \quad (2)$$

Eşitlik (2)'de $x(t)$ zaman sinyali, $\psi(\cdot)$ ana dalgacık olarak adlandırılan pencere fonksiyonu, a ve b ise sırasıyla kaydırma ve ölçekleme parametreleridir. Bu çalışmada dalgacık fonksiyonu olarak Morlet kullanılmıştır. Bunun nedeni Morlet'in kalp sesi analizinde yüksek performans göstermesidir [17].

2.1.3. Wigner-Ville Dönüşümü

WVD, anlık frekans eğrisinin elde edilebilmesi için oldukça güçlü bir zaman-frekans dönüşüm yöntemidir. WVD, sinyalin otokorelasyon fonksiyonunun Fourier dönüşümü olarak tanımlanabilir ve geçmiş çalışmalarda kalp ve üfürüm seslerinin analizinde sıkça kullanılmıştır [6,8].

$$W(t, w) = \int x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) x\left(t + \frac{\tau}{2}\right) e^{-jw\tau} d\tau \quad (3)$$

Sinyal İşleme 4

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

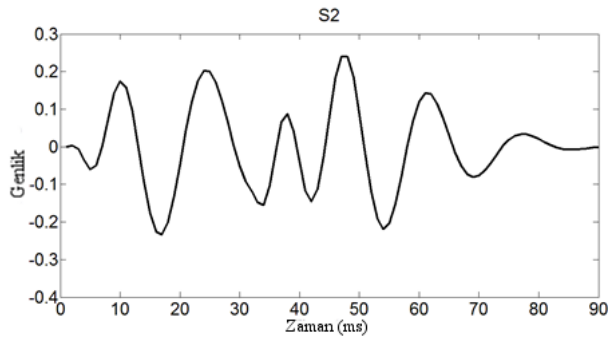
Eşitlik (3)'de $x(t)$ analizi yapılan sinyal ve $x^*(t)$ bu sinyalin karmaşık eşleniğidir. Bu dönüşümü en büyük eksisi işlem sonucunda ortaya çapraz terimlerin çıkmasıdır. Bu çapraz terimler anlık frekans eğrisini büyük oranda etkileyeceğinden, çiftleşme kestiriminin de hatalı yapılmasına neden olacaktır. Bunun önlenmesi için çalışmada yumuşatılmış Wigner- Ville dönüşümü (smoothed Wigner-Ville distribution) kullanılmıştır. Burada sinyalin WVD'si hesaplandıktan sonra zaman ve frekans eksenlerinin uygun kayan pencerelerle çarpılarak (alçak geçiren) filtrelenmesidir [18].

Bir sinyalin anlık frekansı, sinyalin anlık fazının türevi alınarak hesaplanır. Anlık frekans aynı zamanda, sinyalin zaman-frekans dönüşümünün birinci momenti alınarak hesaplanabilir. Bir sinyalin anlık frekansı:

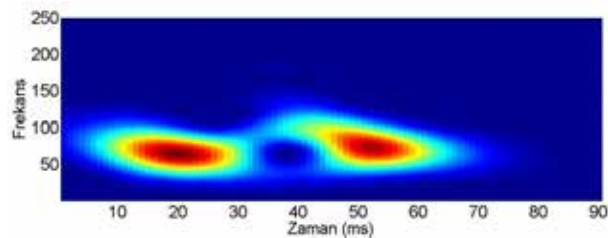
$$f_x(t) = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} f TFR_x(t,f) df}{\int_{-\infty}^{\infty} TFR_x(t,f) df} \quad (8)$$

Eşitlik (8)'de $TFR_x(t,f)$, analizi yapılan sinyalin zaman-frekans dönüşümü ve f sinyalin yerel frekansdır.

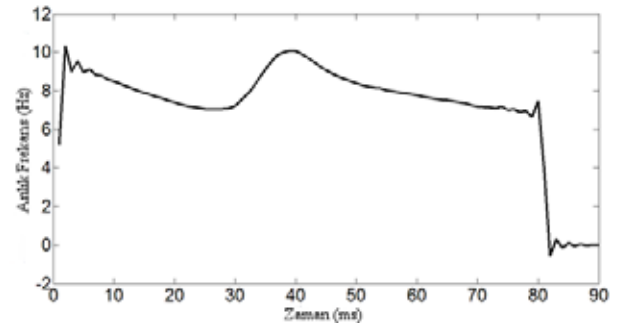
Şekil 1'de 30 ms çiftleşme uzunluğuna sahip yapay bir S2 sinyali, şekil 2'de bu sinyale ait WVD dönüşümü, şekil 3'te ise sinyale ait anlık frekans eğrisi gösterilmiştir.



Şekil 1: 30 ms çiftleşmeye sahip yapay S2 sinyali.



Şekil 2: Yapay S2 sinyalinin WVD dönüşümü



Şekil 3: Yapay S2 sinyalinin anlık frekans eğrisi

3. Sonuçlar

Bu çalışmadaki simülasyonlarda yapay S2 sinyalleri olarak, Xu ve diğ. tarafından kullanılmış olan anlık cıvıltı sinyali modeli [5,7] kullanılmıştır.

Simüle sinyaller olarak, farklı çiftleşme zamanları (10-60 ms) ve gürültü seviyelerine sahip S2 sinyalleri kullanılmıştır. Çiftleşme kestirimleri 30 defa tekrar edilmiş ve ortalama değerleri ve standart sapmaları bu 30 deneme için hesaplanmıştır.

Gürültüsüz sinyallerle yapılmış S2 çiftleşme kestirim sonuçları Tablo 1'de verilmiştir. Buna göre gürültüsüz sinyaller için WVD ve KZFD, SDD'ye göre daha iyi performans sergilemişlerdir. 10 ms çiftleşme uzunluğu için tüm kestirimler hatalıdır. Bunun nedeni bileşenlerin başlangıçlarında enerji seviyesinin düşük olmasıdır [5].

Tablo 1: Gürültüsüz verilerle elde edilmiş kestirimler

	10 ms	20 ms	30 ms	40 ms	50 ms	60 ms
KZFD	19	19	28	39	49	57
SDD	16	20	28	37	44	52
WVD	17	22	27	40	49	59

Tablo 2-4 sırasıyla 5,10 ve 15 dB gürültü seviyeleri altında üç farklı zaman-frekans dönüşümü yönteminin performanslarını göstermektedir. Tablolardan; SDD ile karşılaştırıldığında KZFD ve WVD'nin daha iyi çiftleşme kestirimi yapılmasını sağladığı sonucu çıkarılabilir. WVD ve KZFD'nin birbirlerine yakın ortalama değerler vermesine rağmen, WVD'nin KZFD'ye göre daha düşük standart sapma değerleri verdiği görülmektedir. Bu durumun, KZFD'nin zaman ve frekans çözünürlükleri arasındaki ödünleşim nedeniyle ortaya çıktığı yorumu yapılabilir. Ayrıca, SDD'nin 5dB SNR değerinde çiftleşme kestirimi yapılmasına yeterli olmadığı da Tablo 2'den görülebilir. Bu da SDD'nin SNR değerine oldukça bağlı olduğunu göstermektedir.

Tablo 2: 5 dB SNR altında üç farklı zaman-frekans dönüşümünün kestirim performansları

	10 ms	20 ms	30 ms	40 ms	50 ms	60 ms
	Ort ± Std	Ort ± Std	Ort ± Std	Ort ± Std	Ort ± Std	Ort ± Std
KZFD	16.4 ± 4.3	20.3 ± 3.8	29.6 ± 5.3	36.4 ± 5.7	43.7 ± 5.1	53.0 ± 6.7
SDD	-	-	-	-	-	-
WVD	18.0 ± 1.3	21.5 ± 2.0	27.0 ± 2.5	36.7 ± 2.1	44.9 ± 4.9	50.5 ± 8.4

Tablo 3: 10 dB SNR altında üç farklı zaman-frekans dönüşümünün kestirim performansları

	10 ms	20 ms	30 ms	40 ms	50 ms	60 ms
	Ort ± Std	Ort ± Std	Ort ± Std	Ort ± Std	Ort ± Std	Ort ± Std
KZFD	18.20 ± 2.5	19.5 ± 3.2	28.7 ± 4.5	38.4 ± 3.0	48.4 ± 2.0	54.8 ± 4.4
SDD	-	19 ± 1.5	25.4 ± 1.3	34.0 ± 2.4	41.0 ± 2.0	48.0 ± 2.7
WVD	17.8 ± 2.5	22.0 ± 0.9	26.5 ± 1.9	38.5 ± 1.2	47.4 ± 4.3	58.0 ± 0.8

Tablo 4: 15 dB SNR altında üç farklı zaman-frekans dönüşümünün kestirim performansları

	10 ms	20 ms	30 ms	40 ms	50 ms	60 ms
	Ort ± Std	Ort ± Std	Ort ± Std	Ort ± Std	Ort ± Std	Ort ± Std
KZFD	18.2 ± 1.1	19.9 ± 1.4	29.1 ± 2.7	38.5 ± 0.8	47.9 ± 0.8	57.1 ± 1.3
SDD	15.4 ± 2.3	19.1 ± 0.7	26.1 ± 1.0	33.1 ± 1.2	41.0 ± 1.0	50.0 ± 0.9
WVD	17.7 ± 1.0	21.8 ± 0.4	27.2 ± 0.5	38.7 ± 1.0	47.4 ± 4.3	58.8 ± 0.8

4. Kaynakça

- [1] A. Harris, G. Sutton, M. Towers, *Physiological and Clinical Aspects of Cardiac Auscultation, Medicine Ltd.*, London, UK, 1976. D.F. Pilkey, Happy conservation laws, in: Neural Stresses, J. Frost, ed., Controlled Press, Georgia, 1995, pp. 332–391.
- [2] D.N. Novey, M. Pencar, J.M. Stang, *The Guide to Heart Sounds: Normal and Abnormal*, CRC Press, Boca Raton, FL, 1990.
- [3] J.A. Shaver, R. Salerni, P.S. Reddy, *Normal and abnormal heart sound in cardiac diagnosis, Part I: systolic sounds*, Curr. Probl. Cardiol. 10 (3) (1995).
- [4] FEIGEN, L.P (1971). *Physical characteristics of sound and hearing*. American journal of Cardiology, 28 (2), 130-133.
- [5] J. Xu, L. Durand, P. Pibarot, “Nonlinear transient chirp signal modeling of the aortic and pulmonary components of the second heart sound”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Volume 47, Issue 10, Page(s):1328 – 1335, Oct. 2000.
- [6] T.S. Leung, P.R. White, J. Cook. *Analysis of the second heart sound for diagnosis of paediatric heart disease*. IEE Pvoc.-Sei. Meas. Technol., Vol. 145, No. 6, November 1998.
- [7] I. Yildirim, R. Ansari, “A Robust Method to Estimate Time Split in Second Heart Sound Using Instantaneous Frequency Analysis”, 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale, Lyon, France August 23-26, 2007.
- [8] Hisashi Yoshida, Hideaki Shinot, Kazuo Yanat, “Instantaneous frequency analysis of systolic murmur for phonocardiogram”, Proceedings - 19th International Conference - IEEE/EMBS Oct. 30 - Nov. 2, 1997 Chicago, IL. USA.
- [9] Yi-Li Tseng, Pin-Yu Ko, Fu-Shan Jaw, “Detection of the third and fourth heart sounds using Hilbert-Huang transform”, BioMedical Engineering OnLine 2012.
- [10] Xu J, Durand L, Pibarot P: Extraction of the aortic and pulmonary components of the second heart sound using a nonlin-ear transient chirp signal model. IEEE Trans Biomed Eng 2001, 48(3):277–283.
- [11] Xu J, Pibarot P, Durand L: Method and apparatus for estimating systolic and mean pulmonary artery pressures of a patient. 2002. [US Patent 6,368,283].
- [12] L. R. Rabiner and R. W. Schafer, Digital Processing of Speech Signals. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1978.
- [13] J. M. Coubes, A. Grossman, ph. Tchanmitchian, “Wavelet, Time-Frequency methods and Phase Space, Springer, Berlin, IPTI, 1989.
- [14] Khadra L, El-Asir B, Mawagdeh S. The wavelet transform and its applications to phonocardiogram signal analysis. Med. Inform 1991; 16(3): 271-277.
- [15] Bulgrin JR, Thompson CR, Moody JM. Comparison of short-time Fourier, wavelet and time-domain analysis of intra-cardiac sounds. Biomed Sci Instrum 1993; 29: 465-472.
- [16] Bentley PM. Wavelet Transforms: An Introduction. Electronics and Communications Engineering Journal 1994; 175-186.
- [17] HM Mgdob, JN Torry, R Vincent, B Al-Naami, “Application of Morlet Transform Wavelet in the Detection of Paradoxical Splitting of the Second Heart Sound”, Computers in Cardiology 2003;30:323–326.
- [18] Abdelghani Djebbari, Fethi Bereksi-Reguig: Detection of the valvular split within the second heart sound using the reas-signed smoothed pseudo Wigner–Ville distribution: BioMedical Engineering OnLine 2013.