

## PARAVALVULAR KAÇAKLI MEKANİK KALP KAPAK SES SİNYALLERİNİN AYRIK DALGACIK DÖNÜŞÜMÜYLE İNCELENMESİ

<sup>1</sup>Sabri ALTUNKAYA

<sup>1</sup>Necmettin Erbakan Üniversitesi, Mühendislik-Mimarlık Fakültesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü,  
KONYA

<sup>1</sup> [saltunkaya@konya.edu.tr](mailto:saltunkaya@konya.edu.tr)

(Geliş/Received: 27.10.2015; Kabul/Accepted in Revised Form: 25.02.2016)

**ÖZ:** Bu çalışmanın amacı mekanik kalp kapak değişiminden sonra kapak kenarında meydana gelen kaçağın belirlenmesine yönelik mekanik kalp kapak ses sinyallerinin ayrik dalgacık dönüşümü ile incelenmesidir. Bu amaçla mekanik kapak kenarında kaçak oluşmuş 2 hasta ile mekanik kalp kapağı normal çalışan 5 hastaya ait kalp kapak ses sinyalleri kayıt edilmiştir. Kayıt edilen mekanik kalp kapak ses sinyalleri ayrik dalgacık dönüşümü ile detay ve yaklaşım katsayılarına ayrıştırılmıştır. Ayrışım sonucu elde edilen detay ve yaklaşım katsayılarından özellikler çıkarılarak normal ve hasta gruba ait özellikler istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonucunda Daubechies 2 dalgacık fonksiyonundan elde edilen özelliklerin mekanik kalp kapağı kenarında oluşan kaçağın tespitinde kullanılabileceği görülmüştür.

**Anahtar Kelimeler:** Mekanik Kalp Kapak Ses Sinyalleri, Ayrik Dalgacık Dönüşümü

### Investigation of Mechanical Heart Valve Leakage Using Discrete Wavelet Transform

**ABSTRACT:** The aim of this study is to examine mechanical heart valve sounds using discrete wavelet transform for the diagnosis of paravalvular leakage (PVL) occurs after mechanical heart valve (MHV) replacement. For this aim, mechanical heart sounds of 2 patients with PVL and 5 volunteers with normal MHV was recorded. The recorded mechanical heart valve sounds are decomposed to detail and approximation coefficient using discrete wavelet transform. Features extracted from detail and approximation coefficients used for statically comparison of normal and patients data groups. As a result of comparison, it seen that the features obtained from Daubechies 2 wavelet function can be used to detect paravalvular leakage on mechanical heart valve. As a result, it is statically shown that Daubechies 2 wavelet function is suitable for diagnosis of PVL.

**Key Words:** Sound Signals of Mechanical Heart Valve, Discrete Wavelet Transform.

### GİRİŞ (INTRODUCTION)

Kalp hastalıkları tüm dünyada olduğu gibi, ülkemizde de başta gelen ölüm nedenlerindedir. Kardiyovasküler sistemde kalp kapağı hastalıkları ise en önemli kalp rahatsızlıklarından biridir. Kalp kapağı hastalıkları kalbin kulakçıklarını karıncıklara ve karıncıkları atar damarlara bağlayan kapakçıkların deformasyonu sonucu oluşur. Kapak deformasyonu genel olarak kapakta daralma veya geri kaçırma şeklinde ortaya çıkar. Bu problemle en sık mitral ve aort kapaklarında karşılaşılır. Hastalığın başlangıç aşamalarında ilaçla tedavi düşünülmesine rağmen, ilerlemiş kapak deformasyonu

durumunda sadece cerrahi müdahale ile tedavi edilebilir. Cerrahi müdahale de ya kalp kapağı tamir edilir ya da protez (mekanik veya biyolojik) bir kapakla değiştirilir.

İlk mekanik protez kapak değişimi 1952 yılında kafes-top kapaklar ile gerçekleştirildikten sonra daha merkezi kan akışı sağlamak, pıhtı oluşumu ve enfeksiyon riskini azaltmak amacıyla kafesli-disk, tek yapraklı ve son olarak da iki yapraklı kapaklar tasarlanmıştır. Aynı amaçla kapak yapımında kullanılan materyal üzerinde de iyileştirici çalışmalar devam etmektedir. Pıhtı ve enfeksiyon riskini azaltan ve daha merkezi akışa sahip kapaklar üretmek için yapılan bütün bu çalışmalara rağmen mükemmel kapak halen üretilmemiştir ve mekanik kalp kapaklarıyla alakalı problemler önlenememiştir (Altunkaya ve diğ., 2013, Altunkaya ve diğ., 2014; Rosenberg, 2006).

Eğer takılan mekanik kapak herhangi bir sebeple düzgün olarak çalışmazsa, bu durum kapak fonksiyon bozukluğu (dysfunction/malfunction) olarak adlandırılır. Mekanik kalp kapağında kaçak kapağın destek halkası ile hastanın kalbine dikildiği yer (annulus) arasındaki bağlantının kopmasıyla oluşur. Mekanik kapak düzgün olarak çalışmasına rağmen, kapak kapandıktan sonra bir miktar kan kaçaktan akış yönünün tersine hareket eder. Kaçak, kapak ile hastanın kalbi arasında bağlantıyı sağlayan dikişlerin yırtılması, düzgün olarak yapılmaması veya iltihap sonucu çözülmesi sonucunda meydana gelir (Dominik, 2010). Mekanik kapak kaçağı mekanik kalp kapağı değişen hastalar arasında nispeten nadir bir komplikasyondur. Fakat ileri derecede kaçağa sahip olan hastalar genellikle kalp yetmezliği, ileri derecede kansızlık gibi belirtilere sahiptir. Kaçak cerrahi olarak ya tamir ya da kapağın değiştirilmesi yoluyla tedavi edilir (Dominik, 2010; Jayawardena ve diğ., 2008; Sampaio ve diğ., 2009).

Literatürde doğal kalp kapak seslerinde meydana gelen üfürümlerin analizi için çok sayıda çalışma olmasına rağmen, mekanik kalp kapağında meydana gelen kaçağın anlaşılması için yapılmış çalışma sayısı oldukça azdır. Karşılaştığımız çalışmalardan birinde, AVR operasyonu sonrasında dört kaçaklı hastanın S2 kalp seslerinin güç spektrum yoğunluklarının(GSY) 400 Hz'in üzerinde bir spektral bileşene sahip olduğu, normal kapaklarda ise bu bileşenin olmadığı vurgulanmıştır (Sava ve McDonnell 1996). Benzer şekilde mekanik kalp kapağında kaçak oluşmuş üç AVR'li hastanın bir kalp çevriminin tamamının GSY'nun 125 Hz civarında tepe oluşturduğu ve bu bölgede sinyal enerjisinin normal mekanik kalp kapak ses sinyallerine göre arttığı görülmüştür (Zhang ve diğ., 2009).

Bu çalışmada ise mekanik kalp kapağında meydana gelmiş kaçağın belirlenmesi için kaçaklı mekanik kalp kapak ses sinyallerinin ayrık dalgacık dönüşümüyle ayrıştırılması ve ayrıklaştırma sonucu oluşan detay ve yaklaşım katsayılarından elde edilen özellikler incelenmiş, kaçaklı ve kaçaksız mekanik kalp kapak ses sinyalleri arasındaki farklar araştırılmıştır.

## **SİNYALLERİN KAYIT EDİLMESİ ve HASTA ÇALIŞMA GRUBU (SIGNALS RECORDING and PATIENTS )**

Mekanik kalp kapak ses sinyalleri bir elektronik stetoskop ve EKG sinyalleri yüzey elektrotları aracılığıyla alınmıştır. Elektronik stetoskop ve yüzey elektrotlarından alınan bilgiler veri toplama arabirimi aracılığıyla bilgisayara aktarılmıştır. Kayıt sistemine ait detaylı bilgiye Altunkaya ve diğerleri 2013'den ulaşılabilir.

St. Jude marka mitral kalp kapağı değişimi gerçekleştirilmiş ve iki ay sonra nefes darlığı, bacaklarda şişlik şikâyetleriyle hastaneye başvurmuş iki hastanın ekokardiyografi ile kontrolü gerçekleştirilmiştir. Hastaların şikâyetleri ve ekokardiyografi bulguları kardiyolog tarafından değerlendirilmiş ve mitral kapak dikişlerinde açılmaya bağlı olarak mekanik kalp kapağı etrafında kaçak tespit edilmiş ve kaçağın dikişle tamir edilmesine karar verilmiştir.

Mekanik kalp kapağında kaçak oluşmuş hastaların kalp sesleri tamir ameliyatı öncesi ikişer defa kayıt edilmiş ve toplam 147 kalp çevrimi incelenmek için elde edilmiştir. Kaçak tamiri ameliyatı sonrasında aynı hastaların kalp sesleri yine ayrı zamanlarda dört defa kayıt edilmiş ve toplam 96 kalp çevrimi incelenmek için elde edilmiştir. Normal St. Jude marka mekanik kalp kapak seslerini sahip dört hastadan da ameliyattan iki ay sonra kayıt edilen toplam 98 kalp çevrimi istatistiksel karşılaştırmalarda kullanılmıştır.

**AYRIK DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ (DISCRETE WAVELET TRANSFORM)**

Zamanın bir fonksiyonu olan  $x(t)$  sinyalinin dalgacık dönüşümü Denklem 1'de gösterilmiştir.

$$SDD(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{a,b}^*(t) dt \quad (1)$$

Denklem 1'de  $x(t)$  analiz edilecek sinyali,  $\psi(t)$  dalgacık fonksiyonu,  $\psi_{a,b}^*(t)$  dalgacık fonksiyonun karmaşık eşleniği,  $a$  genişleme parametresi (skala),  $b$  dalgacığın konum (öteleme) parametresidir. Denklem 2'da temel dalgacık fonksiyonundan elde edilen  $\psi_{a,b}(t)$ 'nin  $a$  skala parametresi ile genişletilmesi ve  $b$  öteleme parametresi ile kaydırılması gösterilmektedir (Daubechies, 1990; Mallat, 1998; Soltani, 2002; Adeli ve diğ., 2003).

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2)$$

Denklem 2'de verilen dalgacık fonksiyonun olası her skala  $a$  ve öteleme  $b$  değeri için hesaplanması oldukça zahmetli bir iştir ve sonuçta elde edilen veri miktarı oldukça fazladır. Ayrıca skala değerinin ilk ve son değerlerinin sonsuz olması teorik olarak dalgacık dönüşümünün hesaplanması için pek çok sıkıştırılmış dalgacık fonksiyonunun kullanılmasını gerektirir. Ayrık dalgacık dönüşümünde (ADD) dalgacık fonksiyonun ötelenmesi ve genişletilmesi için kullanılan  $a$  ve  $b$  parametreleri ikinin kuvveti olan değerler için hesaplanır. Böylece dalgacık dönüşümünde bütün değerler için hesaplanan dalgacık dönüşümü sadece ikinin kuvvetleri için hesaplanarak genişletme ve öteleme değerleri ayrıştırılır.

$a$  ve  $b$  parametrelerinin ayrıştırılması için doğal bir yol,  $a$  öteleme parametresi logaritmik ayrıştırılması ( $a \rightarrow a^m$ ) ve  $b$  parametresinin yeni  $a$  parametresi ile ilişkilendirilmesiyle olur.  $b$ 'yi  $a$  ile ilişkilendirmek için de her  $b$  ile yapılacak öteleme miktarı  $a$  ile orantılı ( $b \rightarrow nba^m$ ) hale getirilir. Dalgacık fonksiyonun bu tür bir ayrıştırması Denklem 3'de gösterilmiştir (Addison, 2002).

$$\psi_{m,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{a_0^m}} \psi\left(\frac{t-nb_0a_0^m}{a_0^m}\right) \quad (3)$$

Denklem 3'de  $m$  ve  $n$  birer tamsayıdır ve dalgacık fonksiyonun sırasıyla sıkıştırma ve öteleme miktarını kontrol eden yeni parametrelerdir.  $a_0$  birden büyük özel belirlenmiş bir sıkıştırma parametresi ve  $b_0$  sıfırdan büyük öteleme parametresidir.  $a_0$  ve  $b_0$  dalgacık fonksiyonu parametreleri için yaygın olan seçim sırasıyla iki ve birdir. Bu seçim yeni ölçek, ikinin kuvveti şeklinde logaritmik hale getirilmiş olur. İkinin kuvveti şeklinde ayrıştırma pratik açıdan uygulaması en kolay ve en etkili ayrıştırma yöntemidir.  $a_0 = 2$  ve  $b_0 = 1$  değerleri Denklem 3'de yerine konursa yeni dalgacık fonksiyonunu Denklem 4 verildiği şekli ile elde edilmiş olur.

$$\psi_{m,n}(t) = 2^{-m/2} \psi(2^{-m}t - n) \quad (4)$$

Denklem 4'de verilen ayrıştırılmış dalgacık fonksiyonu kullanılarak sinyalin ADD'si denklem 5 ile elde edilir (Addison, 2002).

$$d(m, n) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{m,n}(t) dt \quad (5)$$

ADD sonucunda dalgacık dizi ayrışması (wavelet series decomposition) olarak bilinen sinyali tanımlayan bir dizi dalgacık katsayısı ( $d(m,n)$ ) elde edilir. Bu dalgacık katsayıları ile ağırlıklandırılmış dalgacık fonksiyonlarının toplamı ile sinyalin tekrar oluşturulması ise Denklem 6 ile verilmiştir.

$$x(t) = \sum_{m,n} d(m, n) \psi_{m,n}(t) \quad (6)$$

Ancak Denklem 6'deki dalgacık fonksiyonu  $\psi_{m,n}(t)$ 'nin spektrumunun bant geçiren filtre yapısında olması, sinyalin tekrar oluşturulmasında teorik bir problem oluşturur. Bu problemin çözümünü sifıra kadar bütün spektrumunu kapsayacak şekilde dalgacık fonksiyonunu genişletmeye devam etmek yerine düşük frekanslı bileşenleri tanımlayacak bir temel fonksiyonu Denklem 6 içine yerleştirmektir (Valens, 1999). Bu temel fonksiyon skala fonksiyonu olarak adlandırılır. Skala fonksiyonu kullanarak Denklem 6'nın tekrar düzenlenmesi ile  $x(t)$  sinyalinin yeniden inşası Denklem 7'de verilmiştir (Valens, 1999; Addison, 2002; Burrus ve diğ., 1998).

$$x(t) = \sum_n c_m(n) \varphi_{m,n}(t) + \sum_n \sum_m d(m,n) \psi_{m,n}(t) \quad (7)$$

Denklem 7'de  $m$  ve  $n$  tamsayı,  $\varphi_{m,n}(t)$  skala fonksiyonu,  $\psi_{m,n}(t)$  dalgacık fonksiyonu,  $d(m,n)$  detay (detail) veya dalgacık katsayıları,  $c_m(n)$  yaklaşım (approximation) veya skala katsayılarıdır. Böylece Denklem 7'deki sağ taraftaki toplamla orijinal sinyal  $x(t)$ 'nin düşük frekanslı değişimi skala fonksiyonu ile tanımlanırken, eşitliğin sol tarafındaki toplamla orijinal sinyal  $x(t)$ 'nin yüksek frekanslı bileşenleri dalgacık fonksiyonu ile tanımlanır. Denklem 7'deki yaklaşım ve detay katsayıları sinyalin ayrık dalgacık dönüşümüdür. Bu katsayılar orijinal sinyali tamamen tanımlayabilir ve sinyalin analizi, filtrelenmesi ve yeniden oluşturulması için kullanılabilir (Burrus ve diğ., 1998).

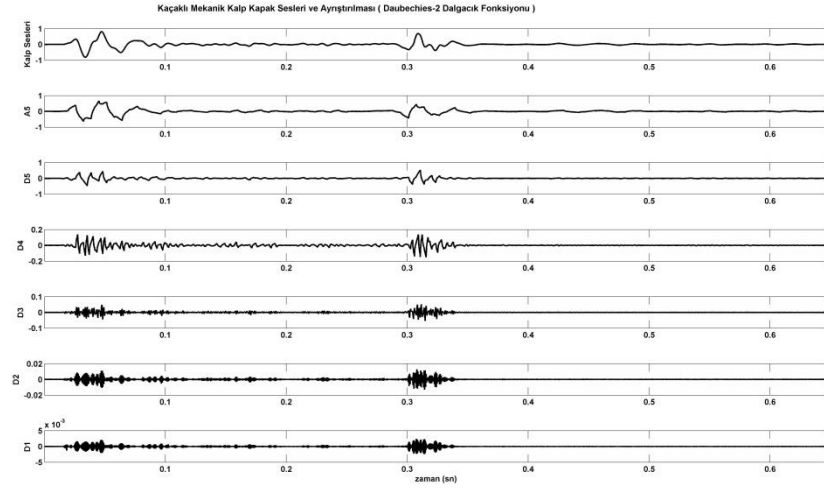
Yaklaşım ve detay katsayılarını hesaplayabilmek için frekans domeninde dalgacık fonksiyonun bant geçiren bir filtre ve skala fonksiyonun alçak geçiren bir filtre gibi davrandığı bilgisinden yararlanılır. Bu bilgiye dayanarak, farklı skala değerlerine genişletilmiş dalgacık fonksiyonu dizisi ve skala fonksiyonu ile sinyalin tanımlanması için hesaplanması gereken skala ve dalgacık katsayıları, sinyalin filtre bankası (filter bank) ile alt frekans bantlarına ayrıştırılması ve örnek azaltımı ile bulunabilir (Valens 1999, Adeli ve diğ., 2003).

#### KAÇAKLI MEKANİK KALP KAPAK SESLERİNİN ANALİZİ (ANALYSIS OF MECHANICAL HEART VALVE SOUNDS WITH PARAVALVULAR LEAKAGE)

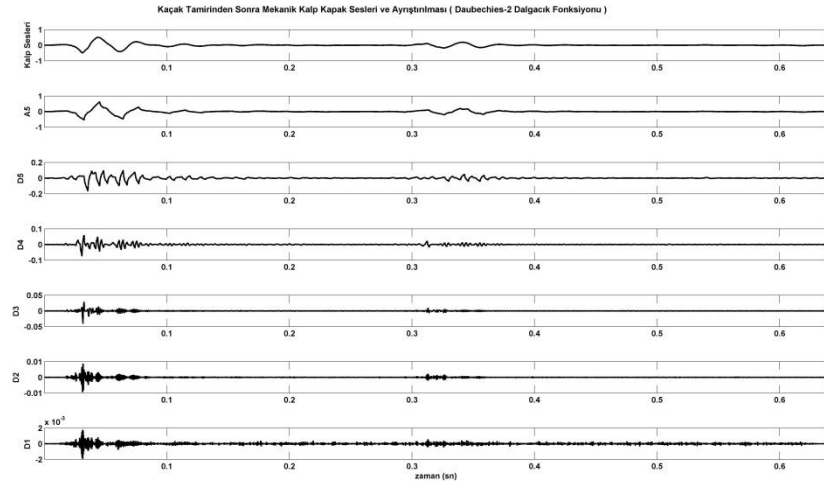
Ayrık dalgacık dönüşümü mekanik kalp kapağında kaçak oluşmuş hastaların (KO), aynı hastaların kaçak tamir ameliyatından sonraki (KS) ve normal St. Jude mekanik kalp kapağına sahip hastalardan (N) kayıt edilen kalp ses sinyallerine uygulanmıştır. Ayrık dalgacık dönüşümünde ayrıklaştırma seviyesi beş alınmıştır. Böylece mekanik kalp kapak ses sinyalleri D1,D2,D3,D4, D5 detay ve A5 yaklaşım alt bandına ayrıştırılmıştır. Çalışmada kullanılan örnekleme frekansı 5000 Hz olduğu için ayrıştırılmış sinyallere karşılık gelen frekans bantları D1 için 1250–2500 Hz, D2 için 625–1250 Hz, D3 için 312.5–625 Hz, D4 için 156.25–312.5 Hz D5 için 78.125–156.25 Hz ve A5 için 0–78.125Hz'dir. Bu ayrıştırma sonucunda ham kalp sinyallerinin yukarıda belirtilen farklı frekans bantlarını ayrı ayrı incelenebilecektir. Ayrıklaştırma işlemi Daubechies 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, Symlet 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, Coiflet 1, 2, 3, 4, 5 dalgacık fonksiyonları için tekrarlanmıştır.

Kaçaklı bir hastanın, aynı hastanın kaçak tamiri operasyonundan sonraki ve normal mekanik kalp kapağına sahip bir hastanın bir kalp çevrimine ait kalp ses sinyalleri ve bu sinyallerin Daubechies 2 dalgacık fonksiyonu ile beşinci seviyeye kadar ayrıştırılması sırasıyla Şekil 1, 2 ve 3'de gösterilmektedir. Her şekilde ilk satır bir kalp çevrimine ait ham kalp ses sinyallerini, ikinci satır beşinci seviye yaklaşım katsayıları kullanılarak tekrar elde edilen A5 alt bandı, üçüncü, dördüncü, beşinci, altıncı ve yedinci satır ise ilgili detay katsayıları kullanılarak elde edilen D5, D4, D3, D2, D1 alt bantlarını göstermektedir.

Bir kalp çevriminin ADD'si sonucu elde edilen detay ve yaklaşım katsayılarından elde edilen alt bant sinyalleri kalp çevriminin fizyolojik özelliklerinden yararlanılarak dört parçaya bölünmüştür. Her kalp çevrimi kasılma (systole) ve gevşeme (diastole) evrelerinden oluşur. Birinci kalp sesi sistolün başlangıcında ikinci kalp sesi ise diyastolün başlangıcında meydana gelir. Bu bilgiler ışığında kalp çevrimi parçalara ayrıldığında; ilk parça S1 seslerinin olduğu bölgeyi, ikinci parça S1 seslerinin olduğu bölge hariç sistol bölgesi, üçüncü parça S2 seslerinin olduğu kısım, dördüncü parça ise S2 seslerinin olduğu kısım hariç diyastol bölgesidir.

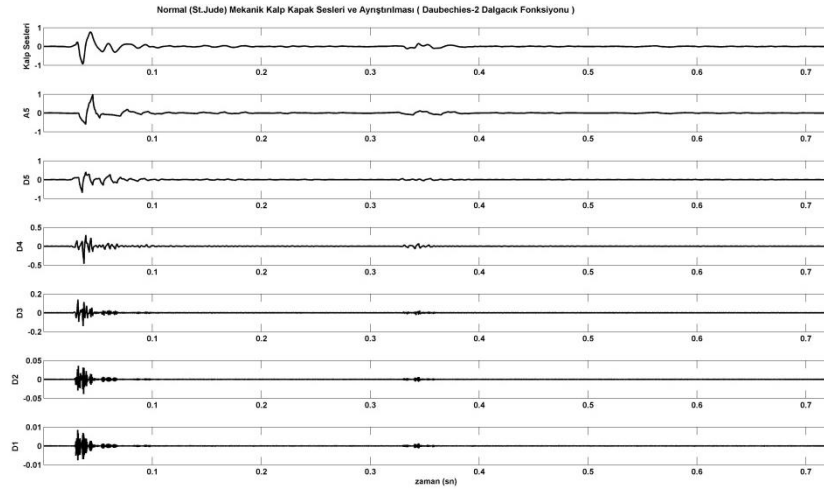


Şekil 1. Kaçaklı mekanik kalp kapak ses sinyalleri ve ADD sonucu elde edilen alt bantları  
 Figure 1. Sound signals of mechanical heart valve with paravalvular leakage and subbands obtained from DWT



Şekil 2. Kaçak tamir operasyonu sonrasında kayıt edilen mekanik kalp kapak sesleri ve ADD sonucu elde edilen alt bantları

Figure 2. Mechanical heart valve sound signals recorded after leakage repair operation and subbands obtained from DWT



Şekil 3. Normal mekanik kalp kapak sesleri ve ADD sonucu elde edilen alt bantları

Figure 3. Mechanical heart valve sound signals and subbands obtained from DWT

**Çizelge 1.** Daubechies 2 dalgacık fonksiyonuyla yapılan ayrıştırma sonucunda elde edilen maxD5, minD5, maxD4 ve Symlet 2 dalgacık fonksiyonuyla yapılan ayrıştırma sonucunda elde edilen EntD4 özelliklerinin ortalama ve standart sapması

*Table 1. Mean and standart deviation of maxD5, minD5, maxD4, minD4 features obtained from decomoposition using Daubechies 2 wavelet function and EntD4 features obtained from decomoposition using Symlet 2 wavelet function*

Dalg. Fonk. (Özellik)	KO (ort.±ss).	KS (ort.±ss.)	N (St. Jude) (ort.±ss.)
maxD5 (db2)	1,09e-01±2,42e-02	6,03e-02±2,86e-02	3,76e-02±7,19e-03
minD5 (db2)	-1,06e-01±1,83e-02	-6,06e-02±2,93e-02	-3,95e-02±6,88e-03
EntD4 (sym2)	3,96e-01±8,69e-02	1,91e-01±1,21e-01	1,14e-01±2,21e-02
maxD4 (db2)	5,55e-02±1,70e-02	2,88e-02±1,40e-02	2,45e-02±3,51e-03
minD4 (db2)	-5,79e-02±1,93e-02	-2,96e-02±1,49e-02	-2,53e-02±2,94e-03

İlk parça kalp çevriminin Shannon enerjisinin başlangıcındaki % 20'lik kısmında maksimum olduğu noktanın her iki tarafında 75ms'lik kısım yani birinci kalp sesinin olduğu bölgedir. Üçüncü parça ise ikinci kalp sesinin olduğu bölgedir. Üçüncü parça kalp çevriminin Shannon enerjisi ve EKG T dalgasından yararlanılarak bulunur. Yani EKG T dalgası ve sonrasındaki 150 ms içinde Shannon enerjisinin maksimum olduğu nokta S2 seslerinin merkezi olarak alınır ve merkezin her iki tarafındaki 50 ms'lik kısım üçüncü bölge olarak kabul edilir. İkinci parça, birinci ve üçüncü parça arasında kalan bölge yani S1 sesi ayrıldıktan sonra kalan sistol bölgesi, dördüncü parça ise üçüncü parçanın sonundan kalp çevriminin sonuna kadar olan bölge yani S2 sesi ayrıldıktan sonra kalan diyastol bölgesidir.

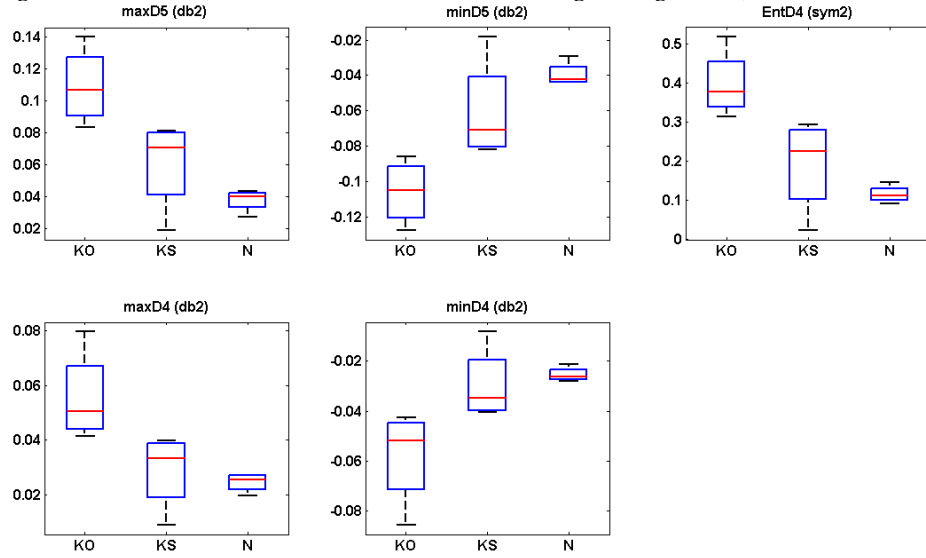
Böylece bir kalp çevrimi S1 sesini temsil eden (partS1), S2 sesini temsil eden (partS2), S1 sesi hariç sistol bölgesini temsil eden (partSis) ve S2 sesi hariç diyastol bölgesini temsil eden (partDias) olmak üzere bir kalp çevrimi dört parçaya bölünmüş olur.

Sonra her bir alt banttan elde edilen dört parçanın her biri için Shannon entropi (Ent), en küçük (min) ve en büyük (max) değerler birer özellik olarak hesaplanmıştır. Kaçaklı hastaların tedavi öncesi ve sonrası elde edilen özellikler arasında anlamlı fark olup olmadığı %99 güven aralığında eşli t-test ile, kaçaklı hasta ile normal hastalardan elde edilen özellikler arasında anlamlı fark olup olmadığı %99 güven aralığında eşsiz t-test ile karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonucunda istatistiksel olarak hem KO ile KS hem de KO ile N arasında anlamlı farka sahip olan ( $p < 0.01$ ) özelliklerin ortalama ve standart sapma değerleri Çizelge 1'de verilmiştir. Çizelge 1'de ilk sütun özelliği ve elde edildiği dalgacık fonksiyonunu, ikinci sütun kaçak oluşmuş hastalardan, üçüncü sütun kaçak tamirinden sonra aynı hastalardan ve son sütun normal hastalardan elde edilen özelliklerin ortalama ve standart sapma değerleri gösterilmektedir. Çizelge 1'de verilen bütün özellikler ses sinyallerinin PartSis yani S1 ses sinyalleri hariç sistol evresine ait seslerden elde edilmiştir. Çizelge 1'de ilk satır da verilen Daubechies 2 dalgacık fonksiyonuyla ayrıştırması yapılan ses sinyallerinin 5. detay (D5) katsayılarının PartSis kısmındaki en büyük değeri bütün gruplar arasında istatistiksel olarak en anlamlı farkı ortaya koymuştur. Diğer satırlarda sırayla bu farka göre sıralanmıştır. Şekil 4'de bu özelliklere ait kutu çizimleri verilmektedir.

## SONUÇ ve TARTIŞMALAR (RESULTS and DISCUSSIONS)

Kalp çevrimini oluşturan fizyolojik olaylardan da bilindiği gibi karıncık içerisindeki kanın aort ve pulmoner artere pompalanması kalbin kasıldığı sistol evresinde gerçekleşmektedir. Mekanik kalp kapağını kalbe bağlayan dikişlerin açılması, kalbin kasılması sonucu bir miktar kanın bu açıklıktan kulakçıklara doğru geçmesine neden olmaktadır. Aynı durum karıncıklar ile kulakçıkları bağlayan aort kapakta da görülebilir. Mekanik kalp kapağındaki kaçak, kalp yetmezliğine neden olan mekanik kalp kapağında tromboz oluşumundan sonra en önemli hastalıklardandır.

Literatürde kullanılan spektrum belirleme yöntemlerinin farklılığından dolayı iki çalışma için farklı frekans tepeleri bulunmasına rağmen, sonuç olarak normal mekanik kalp kapak seslerinin frekans bileşenlerine göre kaçaklı mekanik kalp kapak ses sinyallerinin daha yüksek frekanslarda bir enerjiye sahip olduğu görülmektedir. (Sava ve McDonnell 1996, Zhang ve diğ., 2009)



**Şekil 4.** Daubechies 2 dalgacık fonksiyonuyla yapılan ayrıştırma sonucunda elde edilen maxD5, minD5, maxD4, minD4 ve Symlet 2 dalgacık fonksiyonuyla yapılan ayrıştırma sonucunda elde edilen EntD4 özelliğinin kutu çizimi

*Figure 4.* Box plot of maxD5, minD5, maxD4, minD4 features obtained from decomposition using Daubechies 2 wavelet function and EntD4 features obtained from decomposition using Symlet 2 wavelet function

Bu çalışmada aynı hastalar için gerçekleştirdiğimiz zaman-frekans domeni analizlerinde ise normal ve mekanik kalp kapakları ses sinyalleri arasındaki farkın partSis yani S1 ses sinyalleri hariç sistol bölgesinden elde edilen özelliklerden bulunabileceği görülmüştür. Dolayısıyla buradaki sonuçlardan mekanik kalp kapağındaki kaçığın S1 sesleri oluşuktan sonra meydana geldiği kolaylıkla anlaşılmaktadır. Literatürdeki çalışmalarda kayıt edilen sinyallerin güç spektrum yoğunlukları incelendiği için kaçığın oluştuğu ana yönelik bir bilgi elde edilmemiştir. Zaman-frekans domeni analiz ile hem kaçığa ait fizyolojik bilgi elde edilmiş hem de kaçaklı kalp ses sinyalleri kaçak oluşmamış kalp ses sinyallerinden belirlenen özelliklerle ayrıştırılabildiği ortaya konmuştur. Ayrıca bu özellikler dördüncü ve beşinci derece detay alt banlarından elde edildiği için mekanik kalp kapağında oluşan kaçığın özellikle D4 için 156.25 - 312.5 Hz ve D5 için 78.125-156.25 Hz frekans bandında etkili olduğu anlaşılmaktadır.

Çizelge 1’de verilen maxD5, maxD4 ve EntD4 özelliklerinin KO’dan elde edilen ortalama değerleri KS ve N’den elde edilen ortalama değerlerden daha büyük, minD5 ve minD4 özelliklerinin KO’dan elde edilen ortalama değerleri ise KS ve N’den elde edilen ortalama değerlerden daha küçüktür. Şekil 4’da bu özelliklere ait kutu çizimleri incelendiğinde KO ve KS’den elde edilen özelliklerin aldığı değerlerin N’e göre dağılımlarının daha geniş olduğu yani KO ve KS’den elde edilen özelliklerin standart sapmasının N’e göre daha büyük olduğu görülmektedir. Ancak KO ve KS’den elde edilen özelliklerin standart sapmalarının büyük olmasına rağmen KO veri kümesinin hem KO hem de N ile örtüşmediği görülmektedir. Bu yüzden ayrık dalgacık dönüşümünden elde edilen bu özelliklerin kaçaklı mekanik kalp kapak seslerinin teşhisi için kullanılabilir önemli birer parametre olduğu düşünülmektedir. Bunun yanında bu erken sonuçların etkinliğinin kanıtlanabilmesi için daha fazla katılımın sağlandığı çalışmalar yapılması gerekmektedir.

**KAYNAKLAR (REFERENCES)**

- Altunkaya, S.; Kara, S.; Gormus, N. & Herdem S., 2013, "Comparison of first and second heart sounds after mechanical heart valve replacement", *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16:4, 368-380
- Altunkaya, S.; Kara, S.; Gormus, N., 2014, "Wavelet analysis of mechanical heart valve sounds with paravalvular leakage," *Computer Technologies in Physical and Engineering Applications (ICCTPEA)*, 2014 International Conference on , vol., no., pp.7,8, June 30 2014-July 4 2014
- Addison, P.S., 2002, "Illustrated wavelet transform handbook introductory theory and applications in science, engineering, medicine and finance, IOP Publishing Ltd., London, UK.
- Adeli, H., Zhou, Z., Dadmehr, N. , 2003, Analysis of EEG records in an epileptic patient using wavelet transform, *J. Neurosci. Methods*,123 (1), 69-87.
- Burrus, C.S., Gopinath, R.A., Guo, H., 1998, Introduction the wavelet and wavelet transform, Prentice-Hall, USA, 10-30.
- Daubechies, I., 1990, The wavelet transform, time-frequency localization and signal analysis, *IEEE Transactions On Information Theory*, 36 (5), 961-1005.
- Dominik, J., Zacek, P., 2010, Heart valve surgery an illustrated guide, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1.Basım, 383-386.
- Jayawardena, S., Sooriabalan, D., Burzyantseva, O., Sinnapunayagm, S., 2008, Paravalvular mitral valve leakage presenting as congestive heart failure, missed by TTE but diagnosed by TEE: a case report, *Cases Journal*, 1-216.
- Mallat, S., 1998, A wavelet tour of signal processing, Academic Press, USA.
- Rosenberg, G., 2006, Tissue engineering and artificial organs, Bronzino, J.D., (edt.) CRC Press, USA, 64-1-64-21.
- Sampaio, R.O., Costa da Silva, F., Oliveira, I.S. ve diğ., 2009, postoperative outcome of patients with prosthetic valve leak, *Arq Bras Cardiol*, 93 (3), 262-267.
- Sava, H.P., McDonnell, J.T.E., 1996, "Spectral composition of heart sounds before and after mechanical heart valve implantation using modified forward-backward prony's method", *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 43 (1), 734-742.
- Soltani, S., 2002, On the use of the wavelet decomposition for time series prediction, *Neurocomputing*, 48, 267-277.
- Valens, C., 1999, A really friendly guide to wavelets, <http://polyvalens.pagesperso-orange.fr/clemens/wavelets/wavelets.html>, [Ziyaret Tarihi: 20.08.2015]
- Zhang, D., He, J., Yao, J., Wu, Z., Du, M., "Spectral analysis of heart sounds produced by disorder mechanical prosthetic heart valves", 2nd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, BMEI'09, 17-19 Oct. 2009, Tianjin, China.