

# DALGACIK DÖNÜŞÜM TABANLI SİNİR AĞLARI İLE OFTALMİK ATARDAMAR DOPPLER İŞARETLERİNİN SINIFLANDIRILMASI

Elif Derya ÜBEYLİ İnan GÜLER

Gazi Üniversitesi, Teknik Eğitim Fakültesi, Elektronik-Bilgisayar Bölümü,  
06500 Teknikokullar, Ankara

e-posta: [ubeyli@gazi.edu.tr](mailto:ubeyli@gazi.edu.tr) e-posta: [iguler@gazi.edu.tr](mailto:iguler@gazi.edu.tr)

*Anahtar sözcükler: Ultrasonik Doppler, Dalgacık dönüşümü, Yapay sinir ağları, Oftalmik atardamar*

## ÖZET

Bu çalışmada, 48'i oftalmik atardamar daralmasından rahatsız olan 105 kişinin oftalmik atardamarından alınan Doppler işaretleri dalgacık dönüşüm tabanlı yapay sinir ağları ile sınıflandırılmıştır. Yapay sinir ağının girişlerini belirlemek için oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizinde dalgacık dönüşümü kullanılmıştır. Oftalmik atardamar daralmasının teşhisi, hızlı yayılım eğitim algoritmasının kullanıldığı çok katmanlı perseptron sinir ağının kullanımı ile yapılmıştır. Ağın doğru sınıflama oranı sağlıklı kişilerde %93,33 iken oftalmik atardamar daralmasından rahatsız olan kişilerde %96,00'dür. Sınıflama sonuçları, hızlı yayılım eğitim algoritmasının kullanıldığı çok katmanlı perseptron sinir ağının oftalmik atardamar daralmasının teşhisinde başarılı olduğunu göstermiştir.

## 1. GİRİŞ

Ultrasonik Doppler, kan akış hızını, yönünü ve debisini incelemeye kullanılmaktadır. Doppler sistemlerinde, ultrasonik dönüştürücünün gönderdiği ses dalgasının kandaki kırmızı kan hücrelerinden saçılması ve yansımından dolayı frekansta değişimler gözlenir. Doppler kayma frekansı, damara gönderilen dalganın frekansı ile geri yansıyan dalganın frekansı arasındaki farktır:

$$f_D = f_t - f_r = \frac{2f_t v \cos \theta}{c} \quad (1)$$

burada,  $f_D$  Doppler kayma frekansı,  $f_t$  damara gönderilen dalganın frekansı,  $f_r$  damardan geri yansıyan dalganın frekansı,  $v$  kandaki parçacıkların hızı,  $c$  ultrasonun ortamdaki hızı,  $\theta$  ultrasonik dalga ile parçacıkların hareket yönü arasındaki açıdır. Ultrasonik Doppler'in, göz hastalıklarında oftalmik atardamarın akış karakteristiğini ve direncini gösteren güvenilir bir teknik olduğu bilinmektedir [1].

Yapay sinir ağları (YSA), girişler (sistemin bağımsız değişkenleri) ile çıkışlar (bağımlı kestirimci değişkenler) arasında ilişki kuran karmaşık ve doğrusal olmayan modeller oluşturmaktadır. YSA'lar geçen 15 yıl boyunca şekil sınıflamada kullanılmaktadır [2]. Bu konudaki çalışmaların

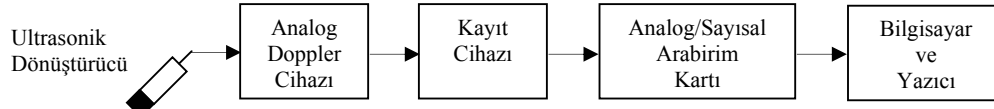
artması ile farklı ağ yapıları ve eğitim algoritmaları üzerinde araştırmalar yapılmıştır. Çok katmanlı perseptronun, YSA uygulamalarında önemli bir yeri vardır. Çok katmanlı perseptron sinir ağlarının eğitiminde kullanılan farklı algoritmalar bulunmaktadır. Geri yayılım algoritması en çok kullanılan fakat bazı problemleri olan bir algoritmadır. Geri yayılım algoritmasının problemlerini ortadan kaldıracak olan hızlı yayılım gibi farklı algoritmalar geliştirilmiştir [2, 3]. Hastalık teşhisleri, şekil sınıflama işlemi olarak incelenebilmektedir. Girişlerin belirsiz olması ve değişkenlik göstermesi durumunda geleneksel şekil sınıflama sistemleri sınıflamada başarılı olamayabilir. YSA'lar ise girişlerin değişken ve belirsiz olmaları durumunda şekil sınıflamada başarılı olmaktadır [2]. Tıbbi alanda YSA uygulamaları oldukça fazladır. Bununla birlikte, Doppler işaretlerinin sinir ağları ile analizi yeni çalışılan bir konudur [4]. Tıbbi alandaki uygulamalar, YSA'ların hastalık teşhisini içeren şekil sınıflama için uygun olduklarını göstermektedir.

Bu çalışmada, oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılması hızlı yayılım eğitim algoritmasının kullanıldığı çok katmanlı perseptron sinir ağı ile yapılmıştır. 57'si sağlıklı, 48'i oftalmik atardamar daralmasından rahatsız olan toplam 105 kişiden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılması yapılmıştır. Ağın girişlerini belirlemek için oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizinde dalgacık dönüşümü kullanılmıştır. Kişilerden alınan oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin kullanımı ile ağ eğitilmiş ve test edilmiştir. Ağın eğitim ve test performansının analizi yapılarak ağın sınıflama başarısı tespit edilmiştir.

## 2. MATERYAL VE METOD

Bu çalışmadaki sınıflama dört işlemde oluşmaktadır: (i) renkli Doppler cihazı ile oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin ölçümü, (ii) dalgacık dönüşümü ile spektral analiz (128 ayrıntılı dalgacık katsayısının sinir ağının girişleri olarak seçimi), (iii) hızlı yayılım eğitim algoritmasının kullanıldığı çok katmanlı perseptron sinir ağı ile sınıflama, (iv) sınıflama sonuçları (sağlıklı oftalmik atardamar, oftalmik atardamarda daralma).

Doppler işaretlerinin oftalmik atardamardan ölçümü, 10 MHz'lik ultrasonik dönüştürücünün kullanıldığı renkli Doppler cihazı (Diasonics Synergy) ile yapılmıştır. Ölçme sisteminin blok diyagramı Şekil 1'de görülmektedir. Ultrasonik dönüştürücünün göz kapağına uygulanmasından önce göz kapağına



Şekil 1. Ölçme sisteminin blok diyagramı

## 2.1. Oftalmik Atardamar Doppler İşaretlerinin Dalgacık Dönüşümü İle Spektral Analizi

Doppler işaretlerinin spektral içeriğinden kan akışı ile ilgili sonuçlar çıkarılabilir. Spektral şeklin ve parametrelerin analizi ile işaretin sağlıklı veya hastalıklı atardamara ait olduğu belirlenir. Bu çalışmada, oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin spektral analizi dalgacık dönüşümü ile yapılmıştır. Dalgacık dönüşümünün biyomedikal uygulamaları oldukça fazladır. Durağan olmayan işaretlerin spektral analizi için uygun olmasından dolayı dalgacık dönüşümünün Fourier dönüşümüne göre üstünlükleri vardır. Dalgacık dönüşümünün en önemli avantajı, düşük frekanslar için geniş, yüksek frekanslar için dar olacak şekilde değişen pencere boyutlarının olmasıdır. Böylece, bütün frekans aralıklarında optimum zaman-frekans çözünürlüğü sağlanabilmektedir [5].

Dalgacık dönüşümü aşağıda verilen şartı sağlayan alçak geçiren filtre ( $h$ ) ile belirtilebilir:

$$H(z)H(z^{-1}) + H(-z)H(-z^{-1}) = 1 \quad (2)$$

burada  $H(z)$ ,  $h$  filtresinin  $z$ -dönüşümüdür. Bu filtrenin tamamlayıcı yüksek geçiren filtresi ( $g$ ) şu şekilde tanımlanabilir:

$$G(z) = zH(-z^{-1}) \quad (3)$$

Artan uzunluklar ile filtre dizisi ( $i$  indeksi ile) şu şekilde elde edilir:

$$H_{i+1}(z) = H(z^{2^i})H_i(z)$$

$$G_{i+1}(z) = G(z^{2^i})H_i(z), \quad i = 0, \dots, I-1 \quad (4)$$

burada başlangıç şartı  $H_0(z) = 1$ 'dir. Bu, zaman domeninde şu şekilde ifade edilir:

$$\begin{aligned} h_{i+1}(k) &= [h]_{\uparrow 2^i} * h_i(k) \\ g_{i+1}(k) &= [g]_{\uparrow 2^i} * h_i(k) \end{aligned} \quad (5)$$

burada,  $[\cdot]_{\uparrow m}$  indeksi  $m$  faktörü ile yukarı örnekleme yapıldığını gösterir ve  $k$  eşit olarak örneklenmiş ayrık zamanı belirtir.

sterilize edilmiş metilselüloz sürülmüştür. Oluşabilecek bozucu etkenlerden kaçınmak için göze basınç uygulanmamasına dikkat edilmiştir. Ultrasonik dönüştürücünün probu, gözün orta kısmından uç kısmına doğru 60 derecelik açı ile yerleştirilerek 37-42 mm derinlikten işaretler alınabilmektedir [1].

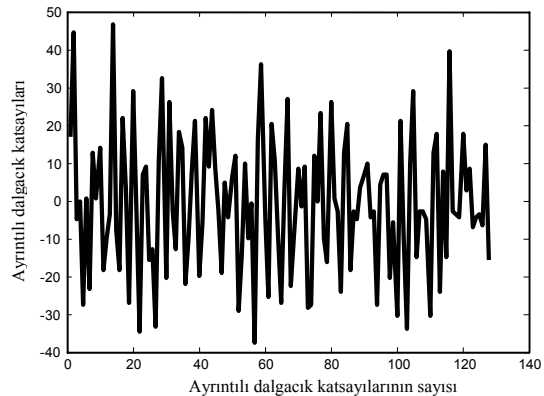
Normalize edilmiş dalgacık ve ölçek temelli fonksiyonlar  $\varphi_{i,l}(k)$ ,  $\psi_{i,l}(k)$  şu şekilde tanımlanır:

$$\begin{aligned} \varphi_{i,l}(k) &= 2^{i/2} h_i(k - 2^i l) \\ \psi_{i,l}(k) &= 2^{i/2} g_i(k - 2^i l) \end{aligned} \quad (6)$$

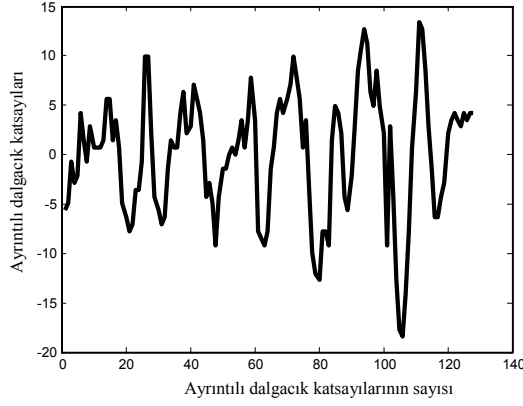
burada,  $2^{i/2}$  faktörü iç çarpım normalizasyonudur,  $i$  ölçeklendirme parametresi,  $l$  dönüşüm parametresidir. Ayrık dalgacık dönüşüm ayrışımı şu şekilde belirtilir:

$$\begin{aligned} s_{(i)}(l) &= x(k) * \varphi_{i,l}(k) \\ d_{(i)}(l) &= x(k) * \psi_{i,l}(k) \end{aligned} \quad (7)$$

burada,  $s_{(i)}(l)$ ,  $d_{(i)}(l)$  sırası ile  $i$  çözünürlüğündeki yaklaşık katsayılar ve ayrıntılı katsayılarıdır [5]. Dalgacık katsayılarının hesaplanmasında işaretlere 4. dereceden Daubechies dönüşümü uygulanmıştır. Ayrıntılı dalgacık katsayıları işaret hakkında önemli bilgi içerdiği için bu çalışmada, her kişiye ait olan oftalmik atardamar Doppler işaretinin ayrıntılı dalgacık katsayıları (128 adet) ağ girişi olarak kullanılmıştır. Ayrıntılı dalgacık katsayıları MATLAB program paketi kullanılarak hesaplanmıştır. Şekil 2'de sağlıklı kişiye (kişi no: 10) ait oftalmik atardamar Doppler işaretinin ayrıntılı dalgacık katsayıları, Şekil 3'te oftalmik atardamar daralması olan kişiye (kişi no: 21) ait oftalmik atardamar Doppler işaretinin ayrıntılı dalgacık katsayıları görülmektedir.



Şekil 2. Sağlıklı kişiye (kişi no: 10) ait oftalmik atardamar Doppler işaretinin ayrıntılı dalgacık katsayıları



Şekil 3. Oftalmik atardamar daralması olan kişiye (kişi no: 21) ait oftalmik atardamar Doppler işaretinin ayrıntılı dalgacık katsayıları

## 2.2. Yapay Sinir Ağları

Bu çalışmada, giriş katmanı, gizli katman ve çıkış katmanından oluşan çok katmanlı perseptron sinir ağı kullanılmıştır (Şekil 4). Çok katmanlı perseptronda gizli katmandaki  $j$  indisli her bir nöron,  $x_j$  giriş işaretini bağlantının ağırlığı  $w_{ji}$  ile çarptıktan sonra toplar ve  $y_j$  çıkışını toplamın fonksiyonu olarak şu şekilde hesaplar:

$$y_j = f\left(\sum w_{ji}x_i\right) \quad (8)$$

burada,  $f$  aktivasyon fonksiyonudur. Çıkış nöronunun istenilen değeri ve gerçek değeri arasındaki farkın toplamının karesi  $E$  şu şekilde ifade edilir:

$$E = \frac{1}{2} \sum_j (y_{dj} - y_j)^2 \quad (9)$$

burada,  $y_{dj}$   $j$  indisli çıkış nöronunun istenilen değeri ve  $y_j$  bu çıkış nöronunun gerçek değeridir [2].

Çok katmanlı perseptron sinir ağı, ağın çıkışındaki hatayı hesaplar ve hatayı azaltmak için nöronların ağırlıklarını yeniden düzenler. Her bir  $w_{ji}$  ağırlığının yeniden düzenlenmesinde ağırlıklara  $\Delta w_{ji}$  eklenir.

$\Delta w_{ji}$ 'nin hesaplanması eğitim algoritmasına bağlıdır.

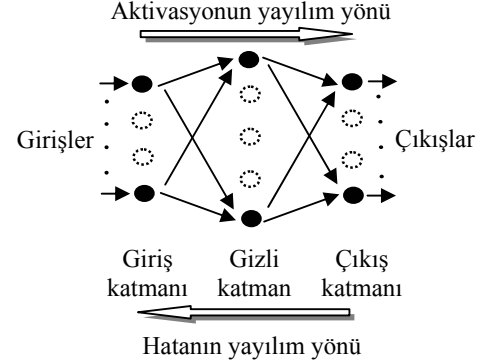
Bu çalışmada kullanılan hızlı yayılım algoritması Fahlman tarafından 1988 yılında sunulmuştur ve ağın eğitim hızını artıran değiştirilmiş geri yayılım algoritmasıdır [3]. Hızlı yayılım algoritmasına göre  $k$ 'nci iterasyondaki  $i$  ve  $j$  indisli nöronlar arasında mevcut olan bağlantıdaki değişim  $(\Delta w_{ji}(k))$  şu şekilde ifade edilir:

$$\Delta w_{ji}(k) = -\alpha \frac{\partial E}{\partial w_{ji}(k)} + \mu \Delta w_{ji}(k-1) \quad (10)$$

burada,  $\alpha$  öğrenme katsayısı,  $\Delta w_{ji}(k-1)$  bir önceki iterasyondaki ağırlık değişimi,  $\mu$  momentum katsayısıdır ve

$$\mu = \frac{\partial E / \partial w_{ji}(k)}{(\partial E / \partial w_{ji}(k-1)) - (\partial E / \partial w_{ji}(k))} \quad \text{olarak}$$

tanımlanır. Bu çalışmada, öğrenme katsayısı  $\alpha$  deneysel olarak belirlenmiş ve 0,1 olarak alınmıştır.



Şekil 4. Çok katmanlı perseptron sinir ağı

## 3. SONUÇLAR VE İRDELEME

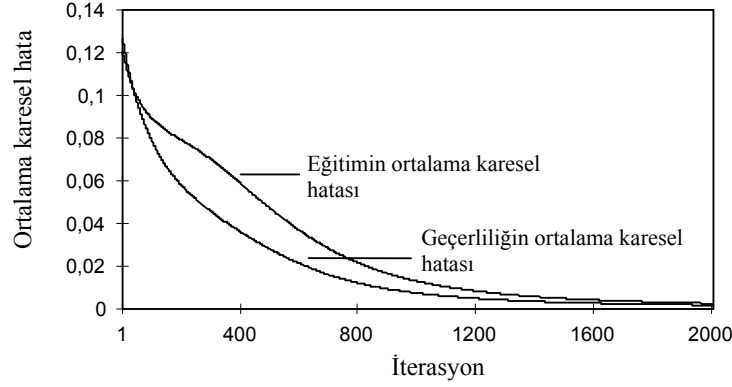
Bu çalışmada, ağ girişleri her kişiye ait oftalmik atardamar Doppler işaretinin ayrıntılı dalgacık katsayılarıdır (128 adet). Çok katmanlı perseptron sinir ağının uygulanmasında MATLAB program paketi kullanılmıştır. Ağın çıkış vektörleri şu şekilde tanımlanmıştır:

[0 1] = sağlıklı oftalmik atardamar

[1 0] = oftalmik atardamarda daralma

Bu çalışmada, 57'si sağlıklı, 48'i oftalmik atardamar daralmasından rahatsız olan toplam 105 kişiden oluşan veri tabanından 50'si ağın eğitimi için geriye kalanı ise ağın testi için kullanılmıştır. Ağın daha iyi genelleme yapmasını sağlamak için eğitimde kullanılan 50 kişiden 10 kişi geçerlilik verisi olarak kullanılmıştır. Şekil 4'teki ağ girişlerinin belirlenmesi ve sinir ağının performansının tespit edilmesi sınıflandırıcının başarısının değerlendirilmesi açısından önemlidir.

Ağın eğitilmesi sırasında çıkış ile istenilen sonuç arasındaki farkın azaltılması için ağırlıklar sürekli olarak değişir. Ortalama karesel hata eğrisi, eğitim iterasyonları boyunca ağın çıkışı ile istenilen sonuç arasındaki farkın karesini gösterir (Şekil 5). Ağın fazla eğitilmesi durumunda ağın genelleştirme yapması zorlaşır. Ağın eğitimi durdurmak için geçerlilik kriteri kullanılır. Şekil 5'te eğitim ve geçerlilikteki hata aynı grafik üzerinde görülmektedir. Geçerlilikteki hatanın artması durumunda iyi bir genelleştirme elde edilebilmesi için ağın eğitimi durdurulmalıdır. Tablo 1'den görüldüğü gibi, bu çalışmada eğitim 2000 iterasyonda yapılmıştır ve iterasyon sayısı geçerliliğe göre belirlenmiştir.



Şekil 5. Ağın eğitim ve geçerliliğinin ortalama karesel hata eğrileri

Tablo 1. Ağın eğitim ve geçerliliğinin ortalama karesel hataları

|                               | Eğitim  | Geçerlilik |
|-------------------------------|---------|------------|
| İterasyon                     | 2000    | 2000       |
| Minimum ortalama karesel hata | 0,00247 | 0,00173    |
| Son ortalama karesel hata     | 0,00247 | 0,00173    |

Ağın eğitiminden sonra ağın testi yapılmıştır. Başarılı eğitim ve doğru ağ topolojisinden dolayı ağın test performansı yüksek bulunmuştur. Tablo 2’de sınıflama sonuçları, Tablo 3’te testin performans sonuçları verilmiştir. Tablo 2’deki sonuçlara göre sağlıklı kişilerden 2 tanesi daralması olan kişi olarak sınıflandırılırken; daralması olan kişilerden 1 tanesi sağlıklı olarak sınıflandırılmıştır. Tablo 3’teki test performans sonuçlarına göre ortalama karesel hatanın ve ortalama mutlak hatanın düşük olmasından ve korelasyon katsayısının 1’e yakın olmasından dolayı test performansının yüksek olduğu belirtilebilir.

Tablo 2. Sınıflama sonuçları

| Çıkış/İstenen | Sağlıklı | Daralma |
|---------------|----------|---------|
| Sağlıklı      | 28       | 1       |
| Daralma       | 2        | 24      |

Tablo 3. Test performans sonuçları

| Performans               | Sağlıklı | Daralma |
|--------------------------|----------|---------|
| Ortalama karesel hata    | 0,0016   | 0,0015  |
| Ortalama mutlak hata     | 0,0124   | 0,0107  |
| Korelasyon katsayısı (r) | 0,91     | 0,94    |

Sınıflamanın performansı aşağıdaki istatistiksel parametreler kullanılarak hesaplanmıştır:

Duyarlılık: doğru sınıflandırılmış daralma olan kişi sayısı / toplam daralma olan kişi sayısı  
 Belirlilik: doğru sınıflandırılmış sağlıklı kişi sayısı / toplam sağlıklı kişi sayısı  
 Doğruluk: doğru sınıflandırılmış kişi sayısı / toplam kişi sayısı

Bu istatistiksel parametreler Tablo 4’te verilmiştir.

Tablo 4. İstatistiksel sonuçlar

| İstatistiksel parametre | Değeri |
|-------------------------|--------|
| Duyarlılık              | %96,00 |
| Belirlilik              | %93,33 |
| Doğruluk                | %94,55 |

Tablo 4’teki sonuçlar sağlıklı kişilerin %93,33 doğrulukla, oftalmik atardamar daralması olan kişilerin ise %96,00 doğrulukla sınıflandırıldığını göstermektedir. Sağlıklı ve oftalmik atardamar daralması olan kişilerin %94,55 doğrulukla sınıflandırıldığı görülmektedir. Sonuç olarak, hızlı yayılım eğitim algoritmasının kullanıldığı çok katmanlı perseptron sinir ağının oftalmik atardamar Doppler işaretlerinin sınıflandırılmasında başarılı olduğu görülmüştür.

## KAYNAKLAR

- [1] Güler İ., Hardalaç F., Übeyli E.D., Determination of Behcet disease with the application of FFT and AR methods, COMPUTERS IN BIOLOGY AND MEDICINE, Vol 32, pp 419-434, 2002.
- [2] Haykin S., NEURAL NETWORKS: A COMPREHENSIVE FOUNDATION, Macmillan, New York, 1994.
- [3] Fahlman S.E., An empirical study of learning speed in backpropagation networks, COMPUTER SCIENCE TECHNICAL REPORT, CMU-CS-88-162, 1988.
- [4] Wright I.A., Gough N.A.J., Rakebrandt F., Wahab M., Woodcock J.P., Neural network analysis of Doppler ultrasound blood flow signals: A pilot study, ULTRASOUND IN MEDICINE & BIOLOGY, Vol 23, Iss 5, pp 683-690, 1997.
- [5] Zhang Y., Wang Y., Wang W., Liu B., Doppler ultrasound signal denoising based on wavelet frames, IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL, Vol 48, Iss 3, pp 709-716, 2001.