

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**ÜROFLOWMETRE SİSTEMİ TASARIMI VE ÜROFLOW SİNYALLERİNİN
YORUMLANMASI**

Ahmet Semih ALTUNAY

ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

ANKARA

2006

Her hakkı saklıdır

Yrd.Doç.Dr.Ziya TELATAR ve Doç.Dr.Osman EROĞUL danışmanlığında, Ahmet Semih ALTUNAY tarafından hazırlanan bu çalışma 26/06/2006 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof.Dr. Mümtaz YILMAZ
Ankara Üniversitesi Elektronik Mühendisliği Bölümü

Üye : Doç.Dr. H.Gökhan İLK
Ankara Üniversitesi Elektronik Mühendisliği Bölümü

Üye : Doç.Dr. İrfan KARAGÖZ
Gazi Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü

Üye : Doç.Dr. Osman EROĞUL
Gülhane Askeri Tıp Akademisi Biyomedikal ve Klinik Mühendislik Merkezi Başkanlığı

Üye : Yrd.Doç.Dr. Ziya TELATAR
Ankara Üniversitesi Elektronik Mühendisliği Bölümü

Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Tezin Adı : Üroflowmetre Sistemi Tasarımı ve Üroflow Sinyallerinin Yorumlanması

Yukarıdaki sonucu onaylarım

Prof.Dr Ülkü MEHMETOĞLU
Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

ÜROFLOWMETRE SİSTEMİ TASARIMI VE ÜROFLOW SİNYALLERİNİN YORUMLANMASI

Ahmet Semih ALTUNAY

Ankara Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman : Yrd.Doç.Dr. Ziya TELATAR

Eş Danışman : Doç.Dr. Osman EROĞUL

Bu çalışmada ürolojide yaygın olarak kullanılan üroflowmetre cihazının bir uygulaması gerçekleştirilmiştir. Üroflowmetre sistemi ile elde edilen üroflow grafikleri yapay sinir ağları ile sınıflandırılmıştır. Sınıflandırma sonucunda, bireyin üriner sistemine ilişkin bir ön tanı üretilmesi amaçlanmıştır. Üroflow grafiklerinin yorumlanması ile öntanı konularak üroloji uzmanlarının kesin tanı koymasına yardımcı olunması amaçlanmıştır. Çalışmada kullanılan üroflow kayıtları Gülhane Askeri Tıp Akademisi Üroloji Polikliniği Ürodinami sisteminden elde edilmiştir. Çalışmada 700 kayıttan belirli kriterlere uygun olan 150 adedi kullanılmıştır. Bu veri kümesinden 72'si eğitim, kalan 78'si ise deneme amacıyla kullanılmıştır. Önerilen yöntem ile üretilen 78 adet ön tanıdan 62 adedinin hekim tanısı ile uyumlu olduğu görülmüştür. Bu sonuç %79 luk bir başarıma karşılık gelmektedir.

2006, 54 sayfa

Anahtar Kelimeler : Üroflowmetri, Ürodinami, Yapay Sinir Ağı, Sınıflandırma, Geri Yayılım Algoritması

ABSTRACT

Masters Thesis

UROFLOWMETER DESIGN AND INTERPRETATION OF UROFLOW SIGNALS

Ahmet Semih ALTUNAY

Ankara University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Electronics Engineering

Supervisor : Asst.Prof.Dr. Ziya TELATAR

Co-Supervisor : Assoc.Prof.Dr. Osman EROĞUL

In this study, an application of uroflowmeter system that is commonly used in urology is realised. Uroflow graphics obtained by the uroflowmeter system are classified using Artificial Neural Networks. As a result of this classification it is aimed to produce a pre-diagnosis about the urinary system of the individual. The objective of the prediagnosis via the interpretation of the uroflow graphics is to assist the urology specialists on the final diagnosis. The uroflow graphics used in this study are recorded by the urodynamic system at Gulhane Military Medical Academy Urology department. In this study 150 of 700 records which fulfil certain criteria are used. Half of this data set is used for training the artificial neural network and the remaining half is used for testing the proposed method. The 62 of 78 prediagnosis produced by the proposed method are in accord with the diagnosis of the specialists. These results correspond to 79% performance.

2006, 54 pages

Key Words : Uroflowmetry, Urodynamics, Artificial Neural Networks, Classification, Back Propagation Algorithm.

TEŞEKKÜR

Bana araştırma olanağı sağlayan ve çalışmamın her safhasında yakın ilgi ve önerileri ile beni yönlendiren danışman hocalarım, Sayın Yrd.Doç.Dr. Ziya TELATAR'a ve Doç.Dr. Osman EROĞUL'a ve hekim tanılarını konusunda çalışmama destek ve emek veren Gülhane Askeri Tıp Akademisi Üroloji anabilim dalı öğretim üyeleri Yrd.Doç.Dr Emin AYDUR ve Doç.Dr. İbrahim YILDIRIM'a ve çalışmam sırasında benden yardım ve desteklerini esirgemeyen aileme teőekkürlerimi sunarım.

Ahmet Semih ALTUNAY

Ankara, Haziran 2006

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
SİMGELER DİZİNİ.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	ix
1. GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL TEMELLER.....	3
2.1 Alt Üriner Sistem.....	3
2.1.1 Alt üriner sistem anatomisi.....	3
2.1.2 Alt üriner sistem fizyolojisi ve idrar çıkarma (miksiyon).....	4
2.2 Üroflowmetri.....	5
2.2.1 Üroflow ölçüm yöntemleri.....	6
2.2.2 Klinik yöntem.....	7
2.4 Üroflow Grafikleri ve Rakamsal Parametreleri.....	8
2.4.1 Düzenli akış grafikleri.....	8
2.4.2 Düzensiz akış grafikleri.....	11
2.4.3 Rakamsal parametreler.....	13
2.5 Üroflow Grafiklerinin Tanımsal Güvenilirliği.....	14
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	16
3.1 Yük Hücreleri Kullanılarak Bilgisayar ile Ağırlık Ölçümü.....	16
3.2. Mikrodenetleyici Devresi ve Yazılımı.....	21
3.2.1 Analog devre.....	21
3.2.2 Mikrodenetleyici yazılımı algoritması.....	24
3.3 Bilgisayar Yazılımı.....	26
3.3.1 Üroflow kayıt.....	26
3.3.2 Üroflow yorumlama.....	28
3.4 Öznitelik Çıkarım Yöntemleri.....	29
3.5 Yapay Sinir Ağı (YSA) Yapısı.....	30
3.5.1 Geri yayılım ile YSA eğitimi.....	36

3.6 Verilerin Temin Edilmesi.....	39
3.7 Veri Kullanım Kriterleri.....	39
3.8 Yorumlama Algoritmasının Performans Hesaplaması.....	40
4. ARAŞTIRMA BULGULARI.....	43
4.1 YSA Uygulaması.....	43
4.2 Hekim Tanıları ile Karşılaştırma.....	47
5. TARTIŞMA ve SONUÇ.....	49
KAYNAKLAR.....	52
EKLER	54
EK 1 TLC271 İşlevsel Yükselteci İçin Üretici Bilgi Sayfası	55
EK 2 PIC18F452 Mikrodenetleyicisi İçin Üretici Bilgi Sayfası	56
EK 3 Mikrodenetleyici Yazılımı Kaynak Kodları	57
EK 4 YSA Yazılımı Kaynak Kodları	58
EK 5 Tasarlanan Üroflowmetre Sistemi Fotoğrafları	60
ÖZGEÇMİŞ.....	61

SİMGELER DİZİNİ

A	Yüzey Alanı
DP	Doğru Pozitif
DN	Doğru Negatif
F	Uygulanan Kuvvet
GATA	Gülhane Askeri Tıp Akademisi
GUI	Görsel Kullanıcı Arayüzü
L	Metal Boyu
ml/s	Akış Hızı
ROC	Receiver Operating Curve
YP	Yanlış Pozitif
YN	Yanlış Negatif
YSA	Yapay Sinir Ağı

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Alt üriner sistem organları.....	3
Şekil 2.2 Ağırlık ölçümüne dayalı üroflowmetri.....	7
Şekil 2.3 Örnek üroflow grafiği	8
Şekil 2.4 Sağlıklı bireye ait üroflow eğrisi.....	9
Şekil 2.5 Aşırı akış.....	10
Şekil 2.6 Engelli Akışlar.....	11
Şekil 2.7.a Dalgalı düzensiz akış grafiği, b.Kesikli düzensiz akış grafiği.....	12
Şekil 2.8 Anatomik veya fizyolojik kaynaklı olmayan düzensiz akışlar.....	13
Şekil 3.1 Metalin kuvvet uygulanması karşısında şekil değiştirmesi.....	16
Şekil 3.2 Yük hücresi ölçüm iletkeni.....	19
Şekil 3.3 Wheatstone köprüsü.....	19
Şekil 3.4 İşlemsel yükselteç ile fark yükselteci uygulaması.....	22
Şekil 3.5 Üroflowmetre fark yükselteci.....	23
Şekil 3.6 Üroflowmetrede kullanılan alt geçiren süzgeç.....	24
Şekil 3.7 Mikrodenetleyici yazılımı algoritması.....	25
Şekil 3.8 Üroflow kayıt algoritması.....	27
Şekil 3.9 Yorumlama yazılımı ekran görüntüsü.....	28
Şekil 3.10 Yorumlama algoritması blok şeması.....	28
Şekil 3.11 Yapay sinir modeli.....	32
Şekil 3.12 YSA Tabakaları.....	33
Şekil 3.13 YSA Eşik fonksiyonu karakteristikleri.....	34
Şekil 3.14 İleri ve geri beslemeli YSA yapıları.....	35
Şekil 3.15 Fonksiyon ve hata sinyalleri iletimi.....	37
Şekil 3.16 Geri yayılım ile eğitim blok şeması.....	38
Şekil 3.17 Gauss dağılımına uygun tanı sonuçları.	41
Şekil 3.18 DP ve YP oranlarına göre çizilen ROC eğrisi	42
Şekil 4.1 Üroflow grafiklerinin yorumlanmasında kullanılan YSA prensip şeması.....	43
Şekil 4.2 Üroflow yorumlama algoritmasının blok şeması.....	44
Şekil 4.3.a Sağlıklı durum için örnek YSA çıktısı, b. Muhtemel patolojik durum	

için örnek YSA çıktısı (c) Patolojik durum için örnek YSA çıktısı	47
Şekil 5.1 YSA deneme sonuçlarına ait ROC eğrisi.....	50

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 Üroflow eğrisine ait önemli rakamsal parametreler.....	14
Çizelge 3.1 Üroflow eğrisi öznitelikleri.....	29
Çizelge 4.1 Yorumlama algoritması genel başarımı.....	48

1.GİRİŞ

Miksiyon (idrar çıkarma), idrar boşaltma işlemidir. Mesanenin (idrar kesesi) dolması ile miksiyon refleksi adı verilen bir dizi doğal süreç başlatılır ve vücuttan sıvı atımı gerçekleştirilir. İnsan vücudunda sıvıların ve diğer çözeltilerin miktarları ve yoğunlukları hassas bir dengede (homeostazi) tutulmaktadır. Homeostazinin sağlanmasında boşaltım sistemi ile vücuttan idrarın atılması büyük önem taşımaktadır (Guyton *et al.* 2005).

Miksiyon, insan vücudunda birden fazla sistemin birlikte veya ard arda çalışması ile gerçekleşir. Sistemlerin herhangi birinde veya birkaçında meydana gelebilecek anatomik veya fizyolojik bozuklukların sonucu olarak miksiyon süreci aksayabilir veya tamamen durabilir.

İdrar atımı görevini yerine getiren sisteme üriner sistem adı verilmektedir. Üriner sistem, üreter ve üretra kanalları, mesane, sfinkter kası ve diğer yardımcı organ ve kaslardan oluşmaktadır. Üriner sistem dinamiğinin izlenmesi için birçok yöntem denenmiştir. İdrar atımı, ürodinamik sistemin tüm bileşenlerinin ortak bir etkinliğidir ve bu nedenle sistem bileşenlerinin durumlarındaki birçok değişiklik idrar atımına yansımaktadır. Tıp elektroniğinin ve bilgisayar teknolojilerinin gelişmesi ile idrar akış rejiminin ölçülmesi ve kaydedilmesi mümkün olmuştur.

Miksiyona bağlı şikâyetlerin değerlendirilmesi ve üriner sistem dinamiğinin (ürodinami) doğal miksiyon esnasında gözlemlenmesi amacıyla kullanılan ölçüm yöntemlerinden biri üroflowmetridir.

Üroflowmetri, doğal miksiyon esnasında, idrar akış hızının birim zaman içerisindeki değişiminin ölçülmesi ve iki boyutlu bir grafik şeklinde görselleştirilmesine dayanan bir ölçüm yöntemidir.

Üroflowmetri, üriner sistem dinamiğine ilişkin şikâyetler ile uzman hekime başvuran hemen her hastaya uygulanmaktadır. Girişimsel olmaması ve ölçüm sonuçlarının

kolayca elde edilip yorumlanabilmesi yanında, üriner sistem dinamiğine ilişkin birçok veriyi uzman hekime sunabilmesi nedeniyle roflowmetri, rolojide rutin bir test haline gelmiştir.

roflow testi sonucunda elde edilen rakamların yanında, üroflow eğrisinin şekli de uzman hekim için önemli veriler içermektedir. Bu tez çalışmasında, roflowmetri ölçümünün önemi vurgulanmış, bir roflowmetri sistemi (roflowmetre cihazı) tasarımı yapılmış ve roflowmetri ölçüm sonuçlarının yorumlanması amacıyla bir Yapay Sinir Ağı (YSA) yazılımı gerçekleştirilmiştir. Tezin 2. bölümünde, üroflow eğrisi ve eğri biçiminin taşıdığı klinik anlamlar üzerinde durulmuş ve eğrinin özniteliklerinin belirlenmesine çalışılmıştır. 3. Bölümde ise, üroflow eğrisinin elde edilmesi ve üroflowmetre cihazı tasarımı üzerinde durulmuş ve elde edilen üroflow eğrilerinden yola çıkılarak hastanın ürodinamik durumu ile ilgili bir ön tanı elde edilmesi amacıyla nerilen YSA teknikleri anlatılmıştır.

Tezin 4. bölümünde, YSA sonucunda elde edilen ön tanı bulguları incelenmiş ve ön tanı için önerilen yöntem tanıtılmıştır. 5. bölümde ise elde edilen deneysel sonuçların doğruluğu ve güvenilirliği tartışılmıştır.

Çalışmada, bir üroflowmetre cihazı tasarlanmış ve çalıştırılmış olmasına karşın, YSA aşamasında kullanılan veriler Gülhane Askeri Tıp Akademisi roloji Polikliniği rodinami Sisteminden elde edilmiştir. roflow verilerinin tasarlanan üroflowmetre cihazından elde edilmemesinin nedeni, verilerin elde edilmesinin uzun zaman alması ve tasarlanan üroflowmetre cihazının hastalarda kullanılmasının, cihazın belgelendirilmemiş (CE Belgesi, TSE Belgesi vb.) olması nedeniyle doğru bulunmamasıdır.

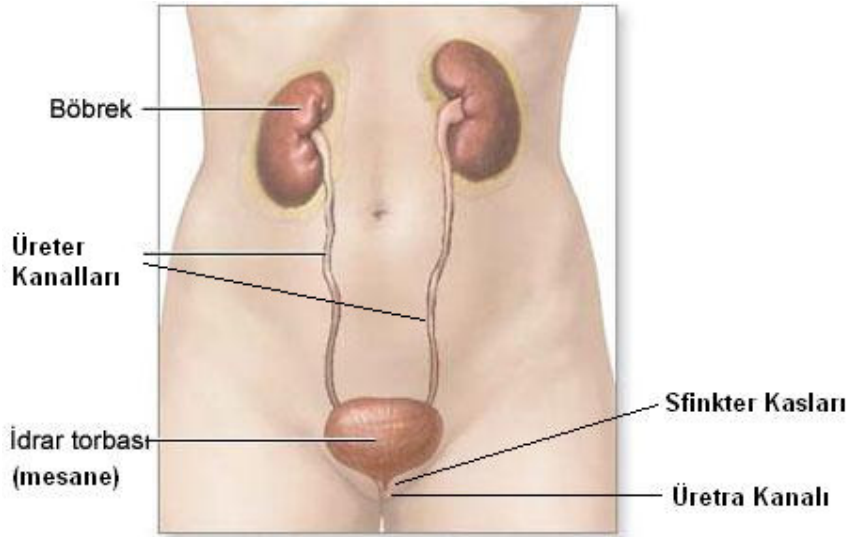
2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Alt Üriner Sistem

Alt üriner sistem, insan bedeninin idrar çıkarma (miksiyon) organlarını içeren organ, kas ve kanallar gurubudur (Guyton *et al.* 2005).

2.1.1 Alt üriner sistem anatomisi

Alt üriner sistemin başlıca elemanları, üreter kanalları, mesane, sfinkter kasları, karın kasları ve üretra kanalıdır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1 Alt üriner sistem organları

Üreter kanalları, böbreklerde oluşturulan idrarı mesaneye taşıyan boru sistemidir. Üreter kanalları, tek yönlü akışa izin verecek yapıdadırlar (Tanagho *et al.* 2003).

Mesane, üreter kanalları ile taşınan idrarı depolayan kesedir. Beyaz kaslardan oluşmuştur. Mesane, idrarı depolayan gövde ve gövdenin huni şeklindeki uzantısı olan boyun kısımlarından oluşmaktadır. Mesanenin düz kasına detrusor kası adı verilir. Bu

kasın lifleri her yönde uzanmaktadır. Detrusor, kasıldığında mesane iç basıncını yükseltmektedir. Mesane, idrar katılımı ile hacmi genişleyebilen esnek bir organdır.

Üreter kanalları, mesaneye direkt açılmazlar, bunun yerine, mesane iç zarı (mukozası) altında bir miktar ilerledikten sonra mesaneye açılırlar. Mesanenin idrar dolumu ile genişmesi durumunda, üreter kanalları gerilen mesane zarı arasında sıkışarak kapanırlar ve bu sayede idrarın böbreklere geri dönüşü engellenir.

Mesane boynunda, iki önemli kas gurubu bulunmaktadır. Bunlar iç ve dış sfinkter kaslarıdır. Sfinkter kasları, mesanede biriken idrarın kontrolsüz biçimde akışını engelleyen birer vana görevi görürler. İç sfinkter, detrusor kaslarından oluşmuştur. İç sfinkterin doğal kasılı hali (tonusu) idrarın istemsizce mesaneden çıkışını engelleyebilecek güçtedir. İç sfinkter bitiminde, mesane üretraya bağlanır. Üretra, mesane çıkışından başlayıp idrar atım noktasına kadar uzanan ve idrarı vücuttan dışarıya taşıyan bir kanalcıktır. Üretra, mesane boynu ile bağlandığı noktada dış sfinkter kası içerisinden geçer. Dış sfinkter ise kırmızı kas yapısındadır ve istemli çalıştırılabilmektedir. İdrar kesesi tam dolduğunda istemsizce boşaltmak istediğinde (miksiyon refleksi), dış sfinkter kası, beynin kontrolünde istemli olarak kasılarak kesenin boşalmasını engelleyebilir (Guyton *et al.* 2005).

2.1.2 Alt üriner sistem fizyolojisi ve miksiyon (idrar çıkarma)

Miksiyon, idrar kesesi (mesane) dolduğunda boşaltılması işlemidir. Bu işlem iki adımda gerçekleşmektedir. Birinci adımda, mesane, duvarlarındaki gerilim eşik düzeyine ulaşıncaya kadar yavaş yavaş dolar ve yükselen mesane basıncı ikinci adımı başlatır. Mesane kasları içerisine dağılmış sinir uçları, yükselen mesane basıncı ile uyarılırlar (mesane inervasyonu). Sinirsel uyarılar omurilikte, miksiyon refleksi adı verilen sinirsel bir refleks oluşturur. Miksiyon refleksi her zaman oluşmayabilir, bu durumda bilinçli idrar çıkarma arzusunun hissedilir. Miksiyon refleksi, kendi kendine oluşan ve omurilik tarafından kendi kendine (otonom) emredilen bir refleks olmasına rağmen, beyin tarafından engellenebilir veya kolaylaştırılabilir (Guyton *et al.* 2005).

İdrarın, böbrek faaliyeti ile üretilmesinin ardından, düz kas yapısındaki üreter kanalları uyarılır ve kanallar akışa izin vererek idrarı mesaneye ulaştırır.

Mesane içerisinde idrar olmadığı durumda, kese içi basıncı neredeyse sıfırdır. Kese duvarının esnek yapısı dolayısıyla, belirli bir hacme kadar (300-400ml) basınç sabit kalır. Ancak bu hacimden sonra, esnemenin devam etmesine karşın, basınç artmaya başlar. Artan basınç, detrusor içerisindeki sinir uçlarını uyararak miksiyon refleksinin başlamasını tetikler.

Miksiyon refleksinin oluşması ile detrusor kasına kasılma emri, dış sfinktere ise gevşeme emri verilir. Ancak bu emir beyin tarafından durdurabilmektedir. Şayet miksiyon refleksi, beyin emirlerinden güçlü ise istemsiz idrar çıkarma gerçekleşebilir. Ancak değilse, kese daha fazla dolup refleks emri güçlenene dek miksiyon gerçekleşmez.

İdrar çıkarmanın beyin tarafından onaylanması durumunda, miksiyon refleksi ile detrusor kasları kasılarak mesane iç basıncını yükseltirler. Bu esnada, karın kasları da istemli olarak kasılırlar ve mesane iç basıncını yükselterek miksiyon refleksinin oluşmasına yardımcı olurlar. Sfinkter kasına gönderilen gevşeme emri ile birlikte idrar atımı gerçekleşir. Normalde, idrar keseden tamamen boşaltılır (Guyton *et al.* 2005).

2.2 Üroflowmetri

Üroflowmetri, doğal idrar çıkarma (miksiyon) esnasında, idrar akış hızının birim zaman içerisindeki değişiminin ölçülmesi ve iki boyutlu bir grafik şeklinde görselleştirilmesine dayanan bir ölçüm yöntemidir (Siroky *et al.* 1990). Üroflowmetride idrar akışı, akış hızı/zaman (ml/s)/(s) grafiği ile görselleştirilir.

İdrar akışı, detrusor basıncı, karın kaslarında oluşturulan ve mesaneye uygulanan basınç, üretra ve sfinkter direnci ve idrar akışını zorlaştıran veya kolaylaştıran diğer etmenlerin tümünün ortak bir sonucudur (Abdelmagid *et al.* 1998). İdrar akış rejiminin

izlenmesi, kaydedilmesi sayesinde, akışı etkileyen tüm organ ve sistemlerin durumu hakkında bilgi edinilebilmektedir.

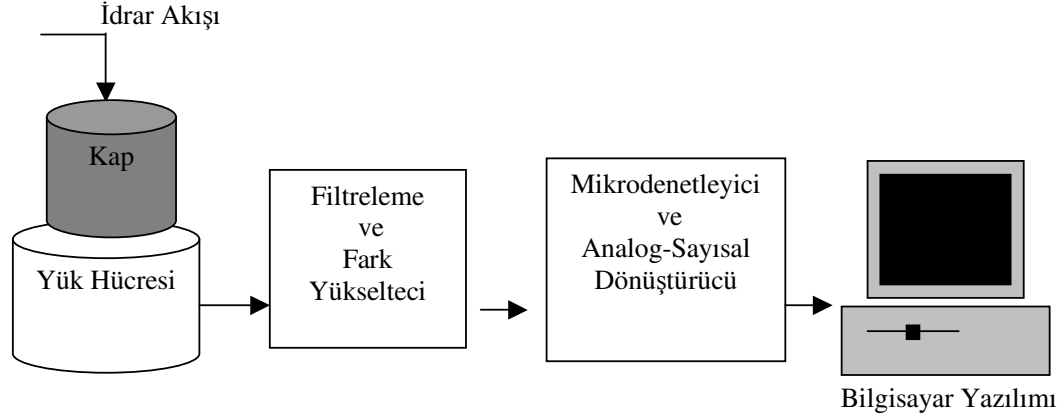
Üroflowmetri, alt üriner sistem dinamiğine ilişkin hekime genel bir veri sağlaması yanında, bazı patolojik bulguları yansıtması ile de önemli bir ölçüm yöntemidir. Ayrıca, girişimsel olmayan (non-invasive) bir yöntem olması, donanım ve uygulama maliyetinin düşük olması ve bilinen bir yan etkisinin bulunmaması nedenleriyle de hastalar üzerinde yaygın olarak uygulanabilmektedir (Willard *et al.* 1998).

2.2.1 Üroflowmetri ölçüm yöntemleri

İdrar akış hızının ölçülmesi için kullanılan iki temel yöntem ağırlık ölçümü ve doğrudan akış hızı ölçümüdür. Bunların dışında, en yüksek akış hızı ve idrar hacmi ölçümü yapabilen peakometreler de benzeri amaçla kullanılmaktadır (Colstrup *et al.* 1983).

Birinci yöntemde ölçülen ağırlık bilgisinin zamana göre birinci türevi akış hızı bilgisini, zaman göre ikinci türevi ise akış hızının birim zaman içerisindeki değişimini vermektedir.

Ağırlık ölçümüne dayalı üroflowmetri, yük hücreleri kullanılarak uygulanmaktadır. Hastanın, idrar çıkarma işlemini özelleştirilmiş bir düzenek üzerinde gerçekleştirmesi gerekmektedir. İdrar, bir toplama kabında biriktirilmekte ve kabın ağırlığı belirli sıklıkta ölçülmektedir. Ağırlık bilgisi, sinyal koşullandırıcı devreler ile yeterince hassas elde edilmekte ve sayısallaştırılarak bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. Bilgisayar, verilerin görselleştirilmesi, kaydedilmesi ve işlenmesi görevlerini yerine getirmektedir (Şekil 2.2).



Şekil 2.2 Ağırılık ölçümüne dayalı üroflowmetri

İkinci yöntem, idrar akışı ile bir pervanenin dönüşünü sağlamak ve pervane dönüş hızını ölçmektir. Daha çok su sayaçlarında kullanılan yöntemin benzeri olan bu yöntemde, idrar akış hızı bilgisi, pervanenin birim zamandaki tur sayısı bulunarak elde edilmektedir. Sistemin bilgisayar kısmı birinci yönteme benzer biçimdedir.

Günümüzde ağırlık ölçümüne dayalı üroflowmetri yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak her iki yöntemin de avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır. Ağırlık ölçümü yöntemi, idrar ağırlığının çok hassas biçimde ölçülebilmesi sonucunda yüksek kesinlikte üroflow grafikleri üretebilmektedir. Ancak, idrarın bir kapta toplanması, kabın belirli aralıklarla boşaltılması zorunluluğunu getirmektedir. İkinci yöntemde ise, idrar, pervaneyi çevirmesinin ardından biriktirilmeden tahliye edilmektedir. Ancak ikinci yöntemde, ölçümün her zaman istenilen hassasiyette yapılamaması nedeniyle, grafiğin tanısal güvenilirliği olumsuz etkilenmektedir (Kondo *et al.* 1978).

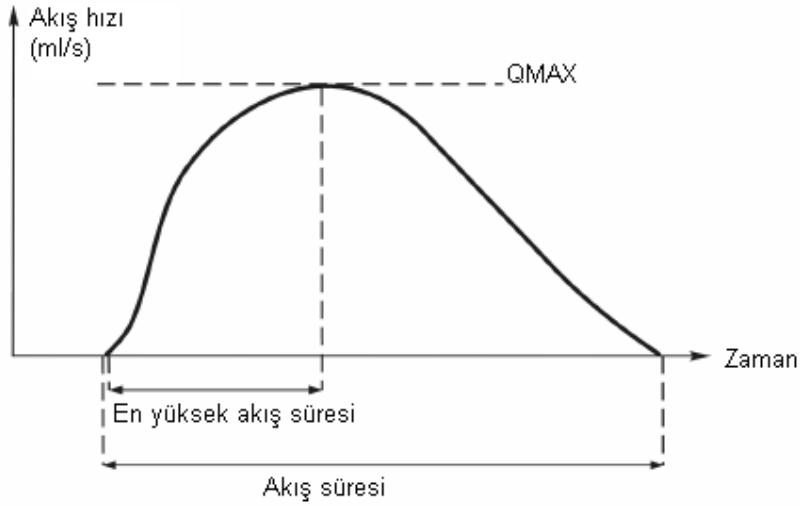
2.2.2 Klinik yöntem

Üroflowmetri öncesinde, kişinin mesanesi dolu olmalıdır. Ölçüm sonucunun klinik açıdan anlamlı olabilmesi için, idrar hacminin en az 150 ml, en çok 600 ml olması gerekmektedir. Kişinin, hekimce uygun görülen miktarda su içmesi istenir.

Ölçüm esnasında, kişinin doğal idrar çıkarma işlemine en yakın sonucu üretebilmesi önemlidir. Kişi, çevreden ve ölçüm sisteminden en az oranda etkilenerek miksiyonu gerçekleştirmelidir.

2.4 Üroflow Grafikleri ve Rakamsal Parametreleri

Sağlıklı bir bireyin tipik üroflow eğrisi Şekil 2.3’de görülmektedir. Üroflow grafiği, üriner sistemin doğal dinamiğini yansıtmaktadır. Normal idrar akışı, önce hızlanan sonrasında da yavaşlayarak sona eren bir rejime sahiptir. Mesane boşalma rejimi, doğal olarak mesanenin esnek yapısını yansıtmaktadır.

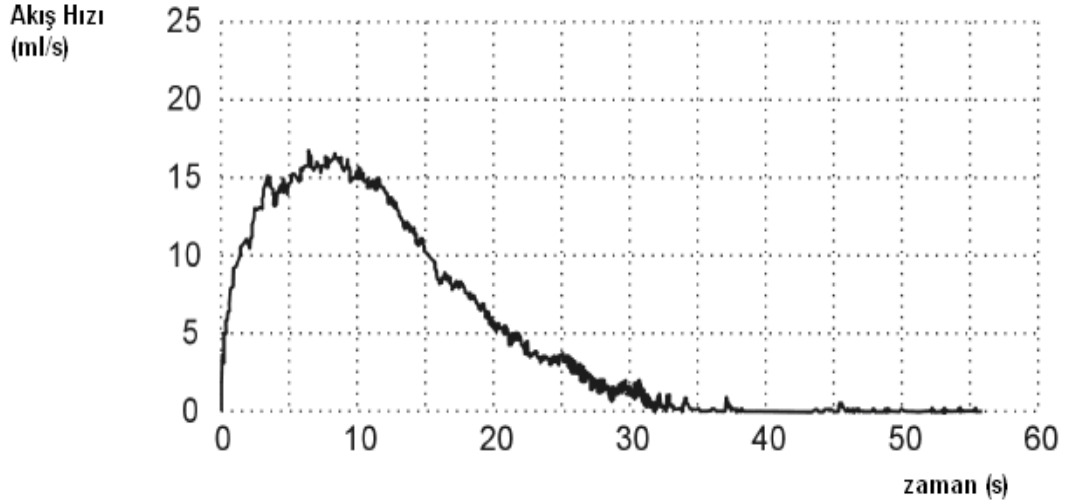


Şekil 2.3 Örnek üroflow grafiği

2.4.1 Düzenli ve devamlı akış grafikleri

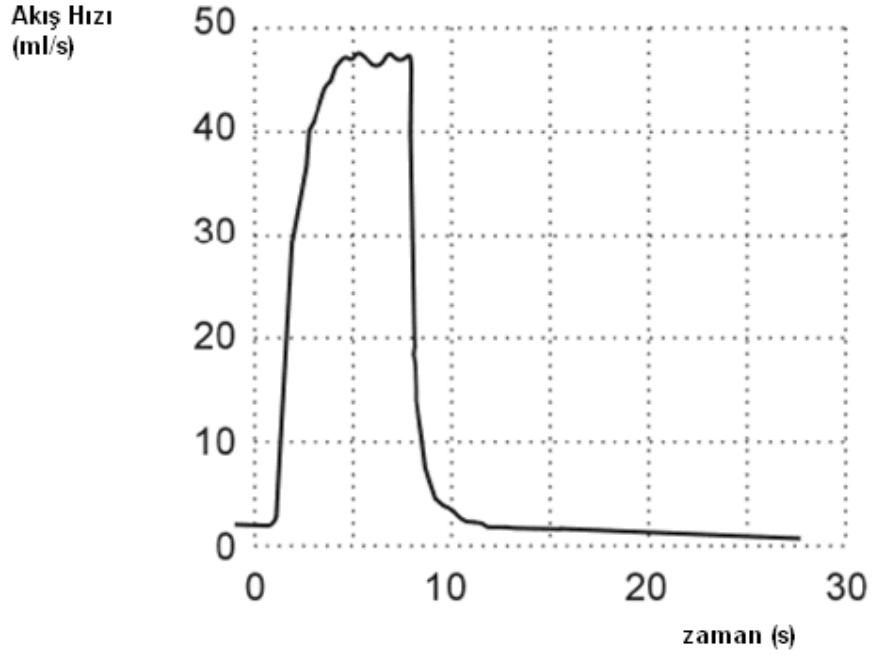
Sağlıklı bireye ait tipik üroflow grafiği, kesiksiz ve yumuşak hatlıdır. Grafik, maksimum değerine, toplam miksiyon süresinin yaklaşık 1/3’ü sürede ulaşan bir çan eğrisidir (Şekil 2.4).

Sağlıklı üroflow eğrisine ait rakamsal değerler, bireyin yaşına, cinsiyetine ve ölçümdeki idrar hacmine bağlı olarak değişiklikler gösterir. Ancak, eğrinin temel şekli aynı kalır (Abrams *et al.* 2003).



Şekil 2.4 Sağlıklı bireye ait üroflow eğrisi

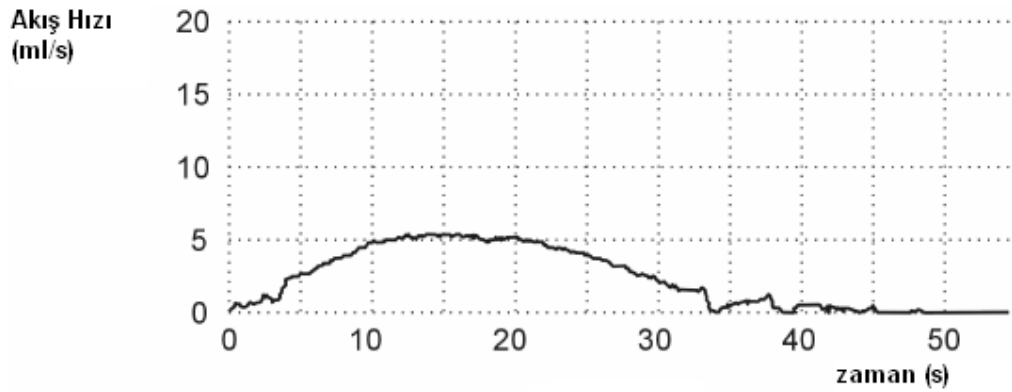
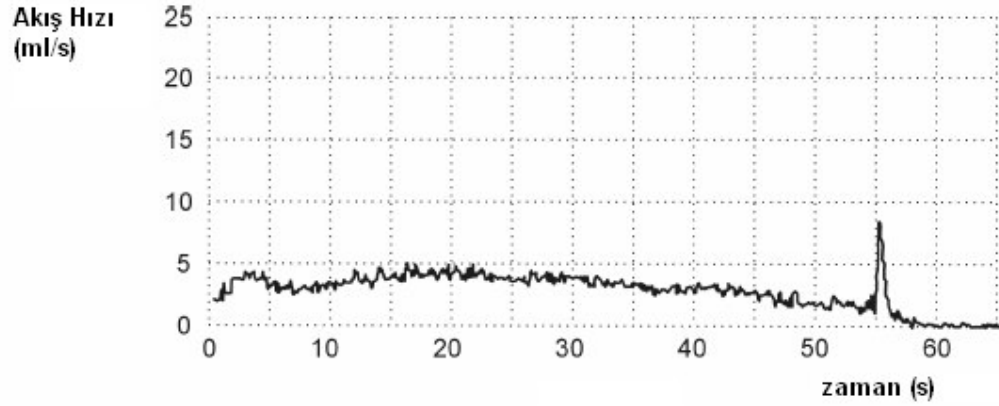
Aşırı akış (overactivity, superflow), idrar akış hızının normal akış hızının üzerine çıkması durumudur. Detrusor basıncının yükseldiği ve/veya alt üriner sistemin çıkış direncinin düştüğü anatomik/fizyolojik bozukluklarda gerçekleşir. Aşırı akış meydana gelen hastalarda, 40 ml/s olarak kabul edilen en yüksek sağlıklı akış sınırının üzerinde bir en yüksek akış hızı gözlemlenir. Aşırı akış, çok çabuk yükselen bir grafikte karakterize edilir (Şekil 2.5). Aşırı akış genelde normalden daha kısa sürmektedir ve kadınlarda erkeklere oranla daha sık gözlemlenmektedir (Boone *et al.* 1998) (Rivas *et al.* 1996). Aşırı akışın karakteristik özelliği, çok hızlı bir yükselme eğimidir. Eğrinin akış hızı/ akış süresi oranı normalden yüksektir.



Şekil 2.5 Aşırı akış

Engellenmiş (obstructive) akış, mesane çıkışında bir tür engel ile yavaşlamış ve uzamış bir akışı ifade eder. Detrusor basıncının normalin altına indiği ve/veya idrar çıkış yolları direncinin yükseldiği durumlarda gözlemlenir. Karakteristik biçimi, uzamış bir akış süresi ve idrarın büyük kısmının düşük ve/veya sabit bir hızda akıyor olması ile belirlenir (Şekil 2.6).

Engellenmiş akış, BPH (Benign Prostat Hipertrofisi- İyi huylu prostat büyümesi) durumunda, prostatın üretraya bası yapması ve idrar akışını güçleştirmesi sonucunda idrar çıkış direncinin arttığı hallerde karakteristik bir üroflow eğrisidir.



Şekil 2.6 Engelli akış grafiği örnekleri

2.4.2 Düzensiz akış grafikleri

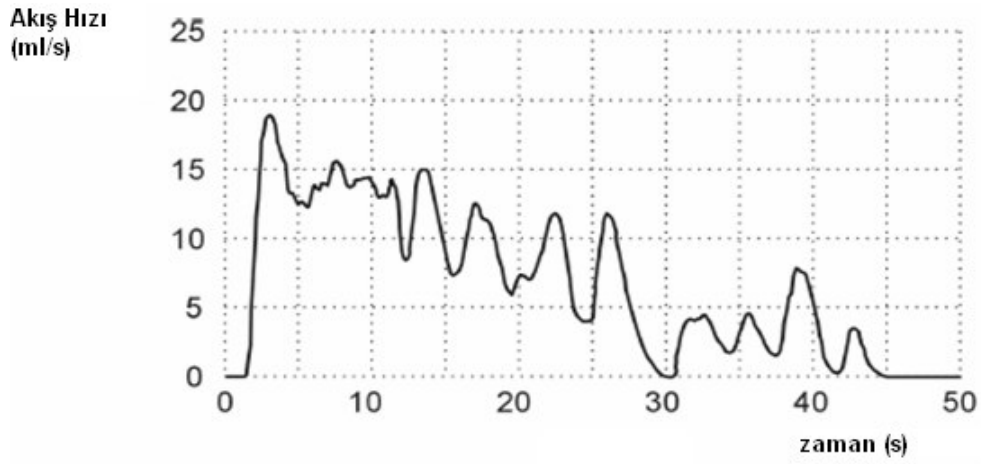
Akışta meydana gelen herhangi bir kesintinin var olduğu veya boşalmanın birkaç duraksama ile gerçekleştiği akışlardır.

İki tip düzensiz akış bulunmaktadır. Birincisi, dalgalı (fluctuating) düzensiz akıştır. Bu tipte, akış birbirini izleyen ve yerel QMAX değerleri monoton azalan ancak sifıra düşmeden tekrar yeni bir yerel QMAX değerine yükselen bir düzende ilerleyen akışlardan oluşur. İkinci tip kesikli (intermittent) düzensiz akış, birbirinden bağımsız kısa süreli akışların ard arda gelmesi ile karakterize edilir (Şekil 2.7).

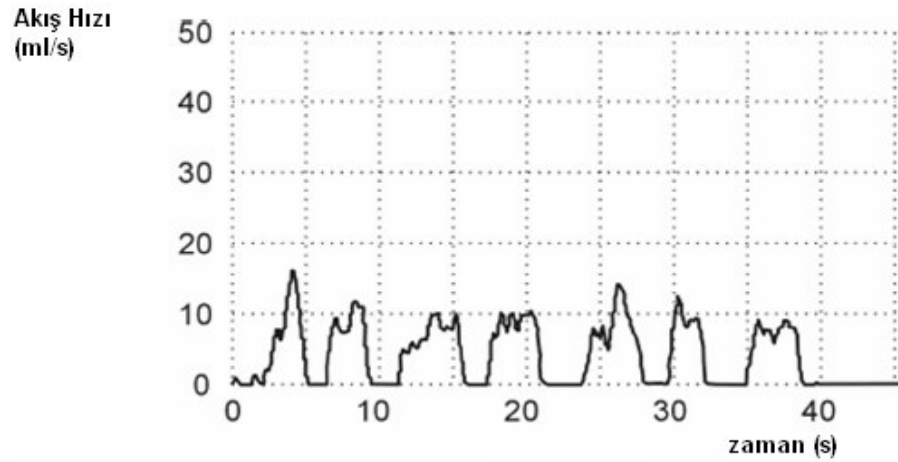
Hastanın, idrar çıkarma sırasında, karın kaslarını kasarak mesane basıncına destek olduğu durumlar olabilir. Bu durumda da dalgalı düzensiz akış gözlemlenebilir. Bu tür

akışlar, sadece bireyin idrar çıkarma alışkanlığından kaynaklanıyor olabileceği gibi, herhangi bir sebeple artmış olan idrar yolu çıkış direncini yenebilmek için karın kaslarının desteğini alıyor olmasından da kaynaklanabilir.

Şekil 2.7.b'de, detrusor-sphincter dyssynergia hastalığı sonucu oluşan kesikli (intermittent) düzensiz akış görülmektedir. Şekil 2.8'de, anatomik veya fizyolojik kaynaklı olmayan, hastanın kendisinin oluşturduğu (heyecan ve stres altında olma veya akışa müdahale vb.) düzensiz akışlar görülmektedir.

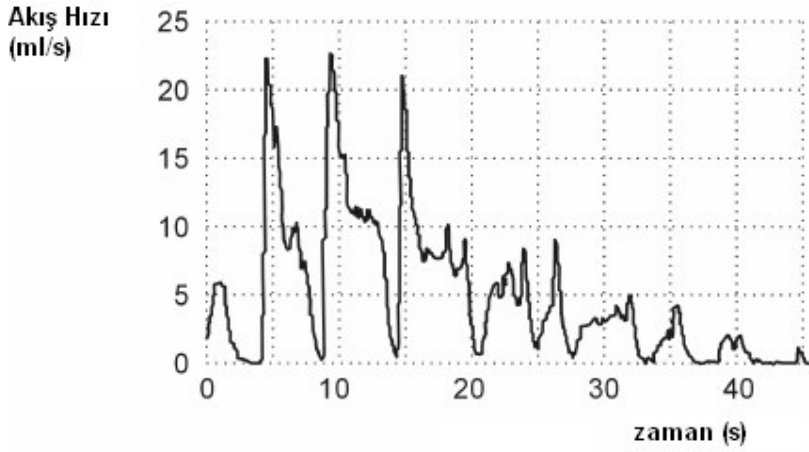
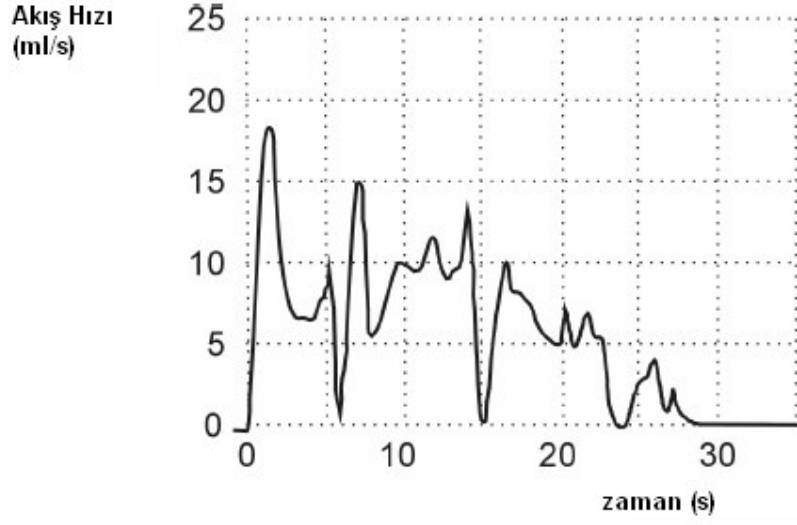


(a)



(b)

Şekil 2.7.a Dalgalı düzensiz akış grafiği, b.Kesikli düzensiz akış grafiği



Şekil 2.8 Anatomik veya fizyolojik kaynaklı olmayan düzensiz akışlar

2.4.3 Rakamsal parametreler

Üroflow eğrisinin en yüksek akış hızı, ortalama akış hızı vb. parametreleri de ölçülerek tanı aşamasında kullanılmaktadır.

Üroflow grafiğinin rakamsal değerleri, bireyin yaşı kilosu ve cinsiyetine göre çeşitlilik göstermektedir. Ancak grafiğin genel davranışı aynıdır.

Üriner sisteme ait rakamsal parametreler klinik açıdan önem taşımaktadır. Üroflow eğrisine ait belirli rakamsal parametreler Çizelge 2.1'de gösterilmektedir.

En yüksek akış hızı veya ortalama akış hızı değerleri ve hastaların yaşları kullanılarak istatistiksel çalışmalar yapılmış ve nomogramlar geliştirilmiştir. Akış hızının yaş grupları için kabul edilebilir değer aralıklarını veren nomogramlardan en sık kullanılanları Bristol ve Siroky nomogramlarıdır (Siroky *et al.* 1979) (Haylen *et al.* 1990).

Çizelge 2.1 Üroflow eğrisine ait belirli rakamsal parametreler

Maksimum akış hızı (QMAX)	Ölçülen en yüksek akış hızı.
Ortalama akış hızı (QAVG)	Boşaltılan hacim / boşalım süresi
Boşalma süresi (TVOID)	Toplam boşalım süresi (kesinti süreleri dahil)
Akış süresi (TFLOW)	Sadece akış süresi
Maksimum akışa erişim süresi (TMAX)	Akış hızının en yüksek değerine erişim süresi

2.5 Üroflow Grafiklerinin Tamsal Güvenilirliği

İdrar akış rejiminin değişimi, doğal olarak akış hızının zaman içerisindeki değişimini etkileyecektir. Üroflowmetri ile yapılan tanı çalışmalarının da dayandığı temel teori budur (Abdelmagid *et al.*1998).

Üriner sistemi oluşturan bileşenlerde meydana gelebilecek anatomik ve/veya fizyolojik değişimler/bozukluklar, idrar akış rejimini etkilemektedir. Üroflow grafiğinin şekli ve grafikten elde edilen rakamsal parametreler uzman hekimce değerlendirilir ve uygun tanı/ön tanı, hastanın yaşı, cinsiyeti, fizik muayene bulguları ve diğer tetkikler ışığında uzman hekimce konulur.

Üroflow grafiğinde, örneğin düşük akış hızı tespit edildiğinde, nedeninin birden fazla olması mümkündür (Ather *et al.* 1998). Üroflowmetri, kimi durumlarda kesin bir tanı/ön tanı üretememektedir. Buna karşın üroflowmetri, girişimsel olmamasına rağmen klinik anlamda değerli veriler üretebilmektedir. Özellikle erkeklerde, prostat büyümesi tanısı, sadece üroflow grafiğine dayanılarak %60 ila %90 oranla teşhis edilebilmektedir. (McLoughlin 1990)

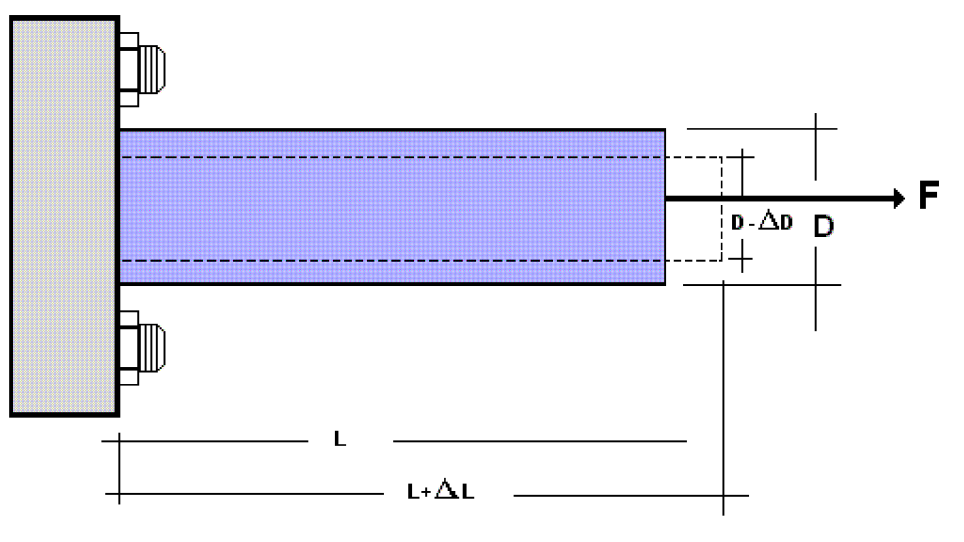
Üroflowmetrinin tanısal değeri taşıyabilmesi için, hasta mesanesinin dolu olması gerekmektedir. Birçok hekim, hastasından test öncesi belirli miktarda su içmesini istemektedir. Literatürde, sağlıklı bir ölçüm için, idrar hacminin 150 ml'nin üzerinde ve 600 ml'nin altında olmasının gerekliliği vurgulanmaktadır. Bu aralığın dışındaki hacimler klinik açıdan değerlendirme dışı tutulmaktadır (Gillenwater 2002).

3. MATERYAL ve YÖNTEM

3.1 Yük Hücresi Kullanılarak Bilgisayar ile Ağırlık Ölçümü

Üzerlerine kuvvet uygulanan metaller şekil değiştirebilmektedirler. Metalin kuvvet karşısında esneyebilme özelliği kullanılarak yük hücreleri tasarlanmıştır.

Sabit bir cisme dışarıdan bir güç uygulandığında, malzeme üzerinde gerilim ve burkulmalar meydana gelir. Gerilim, objenin harici güce karşı gösterdiği mukavemet, burkulma ise objedeki iç yer değiştirme ve biçimsel bozulma diye tanımlanır (Şekil 3.1).



Şekil 3.1 Metalin kuvvet uygulanması karşısında şekil değiştirmesi

Çapsal Gerilme: $\Delta D / D$

Boylamsal Gerilme : $\Delta L / L$

Poission Oranı (ν) : $(\Delta D / D) / (\Delta L / L)$ (3.1)

Üzerine kuvvet uygulanan materyalde meydana gelen gerilme:

Uygulanan kuvvet: F

Uygulanan alan: A 'ise

Üzerinde olu an gerilme;

Gerilim (σ) : F / A (3.2)

'dan hesaplanır.

Burkulma ise, objeye uygulanan güç sonucu materyal boyutlarında meydana gelen biçim değiştirmesinin tüm etkilenen boydaki yüzdesel dağılımıdır. Burkulma miktarı, materyalin orijinal boyundaki değişimin, ilk boyuna bölümünden hesaplanır.

Burkulma

(ϵ) : $\Delta L / L$

(3.3)

dir.

Burkulma uzaması her bir inç başına 0.005 inch'den küçük ise mikro burkulma ifadesi kullanılır.

Mikro burkulma: Burkulma $\times 10^{-6}$

Burkulma yani baskı sonucu fiziksel değişim miktarı ve gerilme yük hücreleri ile ölçülür. Yük hücreleri ile ilgili ilk çalışmalar Lord Kelvin tarafından yapılmış ve metalik iletkenlerin gerilmeye maruz bırakıldığında, elektriksel direncinin değiştiği görülmüştür. Keşfedilen bu özelliğin endüstriyel alanda ilk uygulamaları 1930 larda başlamıştır. Temelde tüm yük hücreleri (Strain Gauge'ler) mekanik hareketi, elektriksel işarete çevirmeye göre tasarlanmaktadır.

İdeal tip yük hücresi, yalnızca dış etkiyle meydana gelen zorlama sonucu hücredeki şekil değişikliğini elektriksel dirence çevirmektedir. Bununla beraber uygulamalarda çevre sıcaklığı, malzemenin imalat kusurları, yük hücresinin altındaki yüzeye olan yapışma miktarı ve metalin esnekliğe karşı fiziksel kararlılığı, elektriksel direncinin değişimini etkilemektedir.

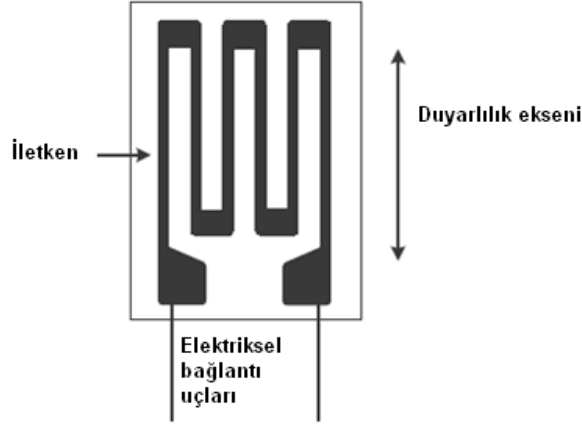
Farklı materyallerin aynı yöndeki gerilimlere karşı tepkisi de farklıdır. Bir metale uygulanan yük kristal seviyede değişik aksenal gerilemeler oluşturur. Kuvvetin bastığı yöndeki ana kuvvet haricinde poisson ve torsional gerilme gibi ölçülebilir büyüklüklerin hepsi bunlara örnek gösterilebilir.

Kesme (shear) zorlaması, materyalin baskı altında iken açısal kaçınımı olarak ifade edilir. Örneğin, bir kitaba sağ üst köşeden güç uygulandığında, kuvvet kitabı yamuk şekil almaya zorlar. Bu durumda oluşan kesme gerilmesi X ve Y eksenleri arasındaki açısız oran, yani tanjantı olarak düşünölebilir.

Poission gerilmesi ise bir metal çubuğun incelip uzaması olarak tanımlanır. Bu tip gerilme, uzamaya göre ters yöndeki negatif gerilme olarak da ifade edebilir. Boy artarken tel çapı düştüğünden iletkenlik de düşer.

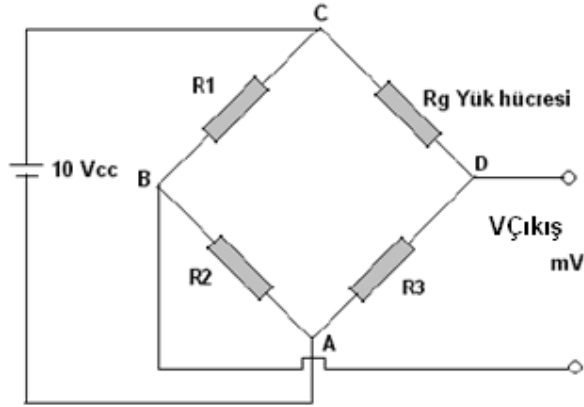
Materyal gerilmesinin ölçümünde en sık kullanılan yöntem, uygulanan yüke karşı elektriksel direncin değıştirilmesi ile iletkenin boyundaki mikroskopik değışimin ölçölmesidir. Bu tip yük hücreleri řu an en yaygın kullanım alanına sahiptir. Kapasitif ve endüktif tip yük hücreleri imal edilip kullanılmaktadır ancak vibrasyona karşı zayıf kalmaları ve buradan kaynaklanan hataların azaltılması için karmaşık montaj gereksinimleri ve sıklıkla arızalanmaları, bu tip cihazların kullanımını azaltmaktadır.

Yük hücresi, kuvvet uygulandığında esneyebilen ve boyu değışebilen bir metalin üzerinde, özel bir tel iletkenin (strain gauge) yapıştırılması ile gerçekleştirilir (Şekil 3.2). Üroflowmetre cihazlarında, sıklıkla kullanılan yük hücreleri, kap ağırlığı ile esneyerek uzayan bir çubuk metal ve metal üzerinde yapıştırmış ölçüm iletkeninden oluşur. Yüzeye bir kuvvet uygulandığında, yüzeydeki uzunluk değışimi, hücrenin boyunu uzatıp kesitini küçöltmekte gerilme kuvvetine bağılı olarak yük hücresine yapıştırmış direncini doğrusal olarak değıştirmektedir.



Şekil 3.2 Yük hücresi ölçüm iletkeni

Yük hücrelerinde, ağırlık karşısında, ölçüm iletkeninin boy değişimi oldukça azdır. Buna karşılık meydana gelen direnç değişimi de çok küçüktür. Küçük direnç değişimlerinin ölçümünde tercih edilen yöntemlerden bir Wheatstone köprüsüdür (Şekil 3.3).



Şekil 3.3 Wheatstone köprüsü

$$V_{out} = V_{cc}[(R_3/(R_3+R_g)) + (R_2/(R_1+R_2))] \quad (3.4)$$

Wheatstone köprüsü endüstride pek çok parametrenin ölçümünde bir referans seviyesi esas alınarak, karşılaştırmalı sinyal üretiminde kullanılan bir devredir. Yukarıda resmi görülen Wheatstone köprüsü çalışma prensibi olarak, şayet R1, R2, R3 ve Rg dirençleri

birbirine eşitse Vcc beslemesi köprü girişine uygulandığında B ve D çıkışında herhangi bir voltaj okunmaz. Yani çıkış 0 Volt dur. Rg'nin bağlı olduğu köprü kolunda, uygulanan yükten dolayı direnç değişimi gerçekleştiğinde çıkış terminalinde voltaj değişimi gözlenecektir. G köprü tasarımı da denilen bu yöntemde Rg direnci uygulanan kuvvetle değişir. Toplam gerilim;

$$V_{\text{çıkış}} = V_{\text{cc}}[(R_3(R_3+R_g)) - (R_2(R_1+R_2))] \quad (3.5)$$

formülüyle hesaplanır.

Köprü denge gerilimi ile uygulanan ağırlık arasındaki ilişki, tasarım esnasında kalibre edilmelidir. Kalibrasyon, esnek metalin ağırlığa karşı ürettiği yanıttır. Metaller, belirli bir esneme kuvvetine kadar yay gibi davranmaktadırlar. Metaller üzerlerine uygulanan kuvvet çok arttırıldığında ise şekil değiştirmektedirler. Yük hücrelerinde, metalin şekil değiştirmeden çalışabildiği ağırlıklar ölçülmektedir. Metalin esnek davrandığı kuvvet aralığındaki yanıtı yay denkleminde uymaktadır.

$$F = -kx \quad (3.6)$$

Burada F, metal üzerine uygulanan kuvvet
k, metalin özellikleriyle belirlenen yay sabiti ve
x, uygulanan kuvvet sonucu meydana gelen boy değişimidir.

Üroflowmetre tasarımında, yük hücresi, idrar toplama kabının ağırlığını ölçmek üzere konumlandırılmıştır. Kap idrar ağırlığı, yük hücresi çıkışında gerilim düzeyi olarak okunmakta ve belirli aralıklarla örneklenmektedir. Bu sayede idrar ağırlığının birim zamandaki değişimi elde edilmektedir.

3.2. Mikrodenetleyici Devresi ve Yazılımı

Bu çalışmada kullanılan yük hücresi Etasis marka, 5V beslemeli 330 ohm birim dirençli bir yük hücresidir. Hücrenin ölçüm kapasitesi 6kg dır.

3.2.1 Analog devre

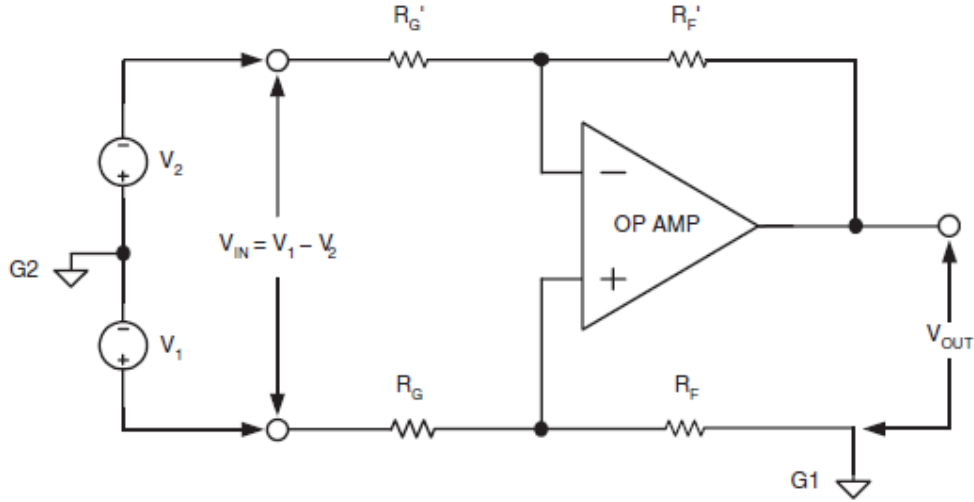
Bir yük hücresi çıkışında, ağırlık değişimine karşılık bir gerilim değişimi meydana gelecektir. Wheatstone köprüsünün dengesi değiştikçe, çıkış voltajı doğrusal olarak değişmektedir. Üroflowmetre cihazında, yük hücresi üzerinde her zaman bir ağırlık bulunmaktadır (kap ağırlığı). Bu nedenle, yük hücresi çıkışında, Wheatstone köprüsü gerilimine bağlı olarak hep bir pozitif yönlü değişim, yani ağırlıkla birlikte artan çıkış gerilimi gözlemlenecektir.

Üroflowmetre cihazında, kap ağırlığının birim zamandaki değişimi ölçülmektedir. Kap ağırlığı, idrar çıkarma esnasında devamlı artmaktadır. Buna bağlı olarak, çıkış gerilimi de sadece artan yapıdadır.

Yük hücresine ağırlık uygulandığında, köprü çıkışında meydana gelen gerilim milivolt düzeyindedir. Mikrodenetleyici, 5 Volt besleme gerilimi ile çalıştırılmaktadır ve mikrodenetleyici üzerindeki analog sayısal dönüştürücü modülü ölçüm aralığı 0–5 voltur. Yük hücresi çıkışında elde edilen gerilim, analog sayısal dönüştürücü tarafından ölçülebilecek seviyeye yükseltilmelidir. Çevreden sisteme etkiyen elektriksel gürültüler göz önüne alındığında, milivolt düzeyindeki sinyal genliklerini yükseltmek için fark yükselteci kullanılması doğru bir seçim olacaktır.

Bir fark yükselteci, tersleyen ve terslemeyen girişleri arasında çıkartma işlemi yapan bir yükselteçtir. Bu çalışmada, bir işlemsel yükselteç fark yükselteci olarak kullanılmıştır. Fark yükselteci olarak kullanılan bir işlemsel yükselteç iki girişe sahiptir. Yükseltilmesi istenen işaret, işlemsel yükseltecin tersleyen ve terslemeyen girişlerine uygulanır. Yük hücresine ve bağlantı kablolarına etkiyen çevresel elektriksel gürültü, işlemsel yükseltecin tersleyen ve terslemeyen girişlerine aynı işaretli elektriksel işaretler olarak ulaşacaktır. Çıkartma yapan fark yükselteci, tersleyen ve terslemeyen girişlerine uygulanan aynı işaretli sinyaller için bir çıkış gerilimi üretmemelidir. Fark yükseltecinin bu özelliğine ortak işaret bastırması adı verilmektedir. Fark yükselteci ile işaret yükseltme uygulamalarında, yükseltilmesi istenen işaret işlemsel yükselteç girişlerine uygulanır. Fark yükselteci, gürültü işaretinden farklı olarak, yükseltilmesi istenen işaret

için kazanç sağlamalıdır. İşaret, fark yükselteci girişleri arasında bir gerilim farkı olarak, yani aynı işaretin 180 derece faz farklı iki durumu gibi görülecektir. Çıkartma işlemi sonucunda, 180 derece faz farklı sinyaller toplam durumuna dönüşecek ve kazanç sağlanacaktır. Ayrıca, işlemsel yükseltecin kazancı ile yükseltileen işaret, yükselteç çıkışında istenen düzeye ulaşabilecektir (Junk 2005).



Şekil 3.4 İşlemsel yükselteç ile fark yükselteci uygulaması (Junk 2005)

$$G = R_F / R_G \quad (3.7)$$

Şekil 3.4 de, bir işlemsel yükselteç ile fark yükselteci uygulaması görülmektedir. Fark yükseltecinin net girişi:

$$V_{in} = V_1 - V_2$$

dir.

Bu durumda, genel yükselteç kazancı eşitliği:

$$G = V_{çıkış} / (V_1 - V_2) \quad (3.8)$$

olacaktır.

Bir işlemsel yükseltecin fark yükselteci olarak kullanılabilmesi için ortak işaret bastırma oranı istenilen düzeyde olmalıdır. Yüksek bir ortak işaret bastırması için,

$$R_G = R_{G'} \quad (3.9-a)$$

$$R_F = R_{F'} \quad (3.9-b)$$

şartları sağlanmalıdır.

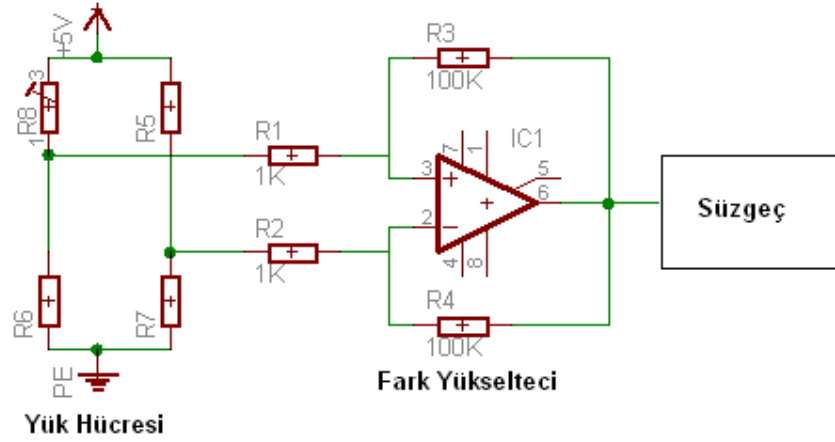
Direnç değerlerinin tam eşitlendiği bir uygulamada, yükselteç kazancı,

$$G = R_F / R_G \quad (3.10)$$

İle ifade edilir.

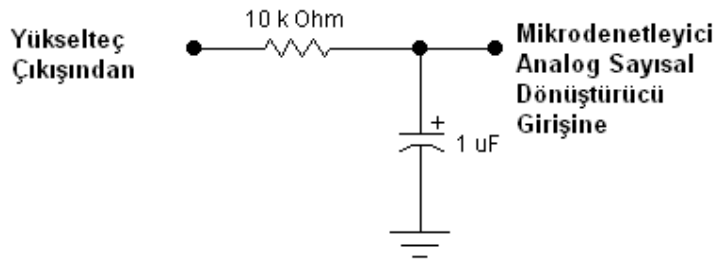
Kullanılan devre Şekil 3.5 de görülmektedir.

Tasarlanan fark yükseltecinde TLC271 işlemsel yükselteci kullanılmıştır. Yükselteç kazancı 3.10 denklemi ile hesaplanmış ve 1000 olarak bulunmuştur (EK 1).



Şekil 3.5 Üroflowmetre fark yükselteci

Yükselteç çıkışı, olası yüksek frekanslı gürültü sinyallerinin, analog sayısal dönüştürücüde eş görüngüleme yanlığı (anti-aliasing error) meydana getirmemesi için süzlmüştür. Kullanılan alt geçiren süzgeç kesim frekansı 20 Hz dir. Kullanılan süzgeç Şekil 3.6 da görülmektedir.



Şekil 3.6 Üroflowmetrede kullanılan alt geçiren süzgeç

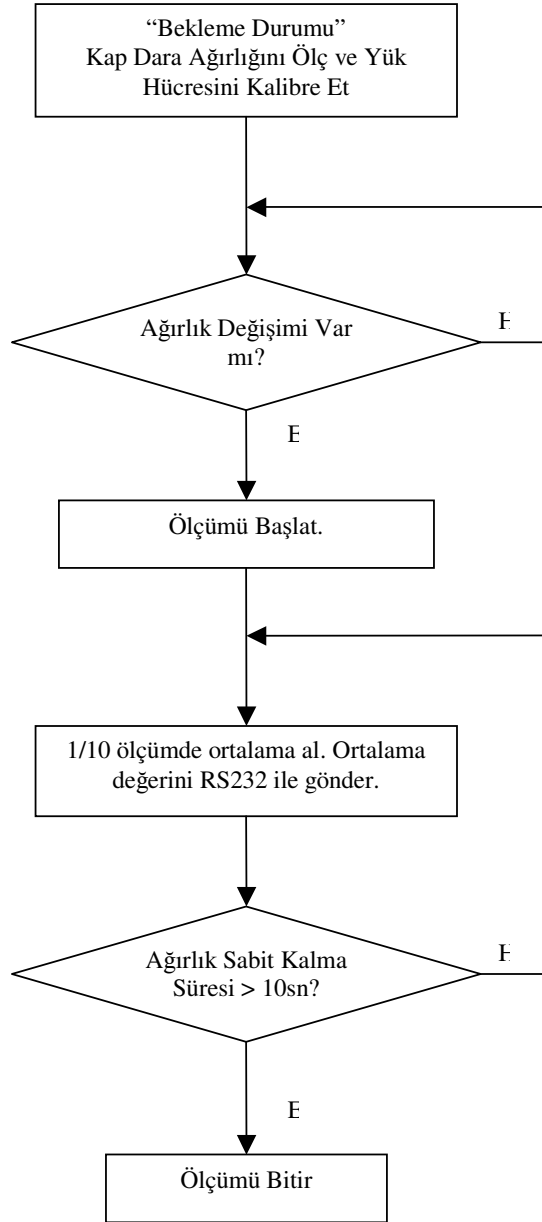
Süzülen sinyal, PIC18F452 mikrodnetleyicisinin analog-sayısal dönüştürücüsüne uygulanmış ve sinyal 100 örnek/saniye hızında ve 10 bit çözünürlüğünde örneklenmiştir. Elde edilen örnekler, mikrodnetleyicinin RS232 arayüzü ile 19200 baud hızında bilgisayara iletilmiştir (EK 2).

3.2.2 Mikrodnetleyici yazılımı algoritması

Ürolowmetre sisteminde, ölçümü en doğru ve en kolay biçimde ve hasta kontrolünden bağımsız olarak yapmak gerekmektedir. Bu nedenle, ağırlık ölçümünü otomatik olarak başlatan ve hastayı herhangi bir butona basmak zorunda bırakmayan bir algoritma tasarlanmıştır (EK 3).

Üroflowmetre cihazının ard arda farklı hastalarca kullanılması gerekebilmektedir. Bu gibi durumlarda, her hasta için, idrar toplama kabının boşaltılması, kullanımı zorlaştıracaktır. Ağırlığın belirli bir süre boyunca değişmediği durumlarda, mevcut ağırlık sıfır kabul edilerek kabın dara ağırlığı hesaplanmakta ve yeni ölçüm için sistem hazır hale gelmektedir. Analog gerilim saniyede 100 defa örneklenmekte ve her 10 örnekte bir örneklenen değerlerin aritmetik ortalaması alınarak bilgisayara gönderilmektedir.

Mikrodnetleyici yazılımı algoritması şekil 3.7'de görülmektedir.



Şekil 3.7 Mikrodenetleyici yazılımı algoritması

3.3 Bilgisayar Yazılımı

Üroflowmetre donanımı ile sayısallaştırılan verilerin görselleştirilmesi, saklanması ve yorumlanması amacıyla iki aşamalı bir bilgisayar yazılımı geliştirilmiştir. Birinci yazılım aşaması, verileri RS232 seri yolu ile donanım mikrodenetleyicisinden alarak görselleştirip saklama görevini yerine getiren “üroflow kayıt yazılımıdır” ve “Visual Basic” dilinde yazılmıştır. İkinci yazılım aşaması ise, elde edilen verilerin işlenerek yorumlanması için yazılan “üroflow yorumlama yazılımı”dır ve MATLAB ortamında yazılmıştır.

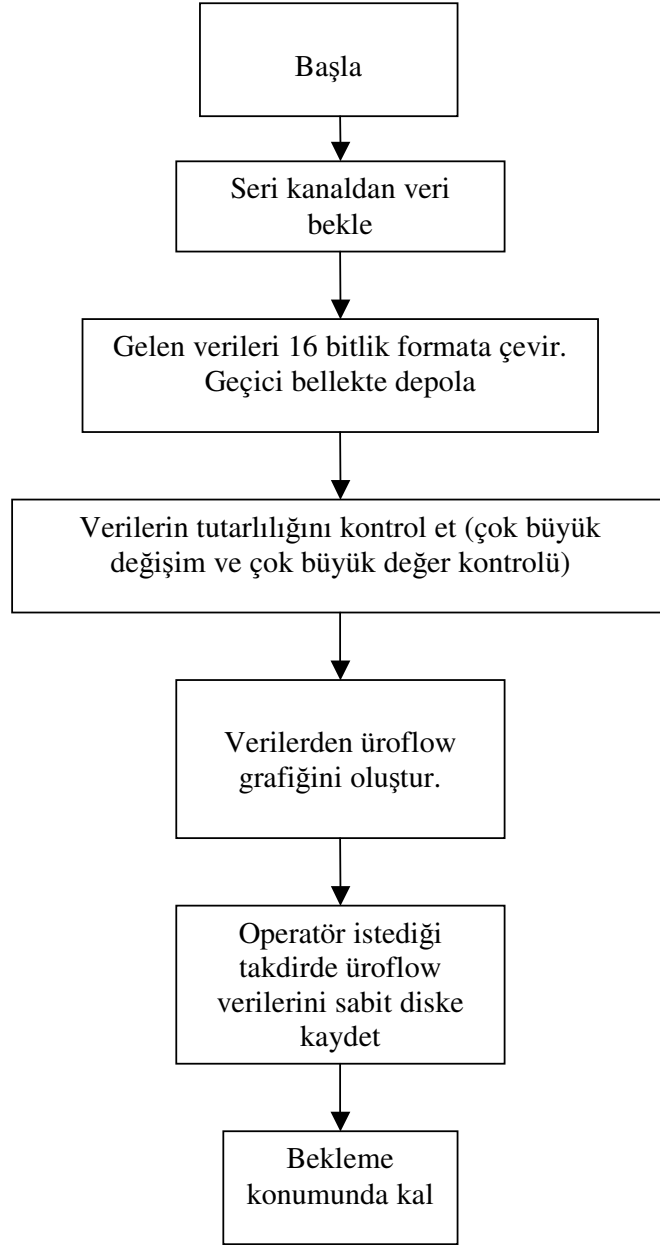
3.3.1 Üroflow kayıt

Mikrodenetleyici, ölçülen ağırlık değerlerini RS232 seri kanalıyla, bilgisayara iletir. İletim sıklığı saniyede 10 defadır.

Üroflow ölçüm değerleri, mikrodenetleyiciden alınarak bilgisayar ekranına iletilir ve devamlı bir eğriye dönüştürülür. Eğri, en yüksek 50ml/s ölçümü görselleştirebilecek biçimde çizilmektedir. Bu değer, çizilmesi gereken en yüksek patolojik idrar akış hızı olarak tanımlanmaktadır (Gillenwater 2002).

Kayıt yazılımının kullanılabilirliğini arttırmak amacıyla bir görsel kullanıcı arayüzü tasarlanmıştır. Bu arayüz ile ölçümü elle başlatıp bitirmek ve daha önce yapılmış ölçümleri açarak tekrar incelemek mümkündür.

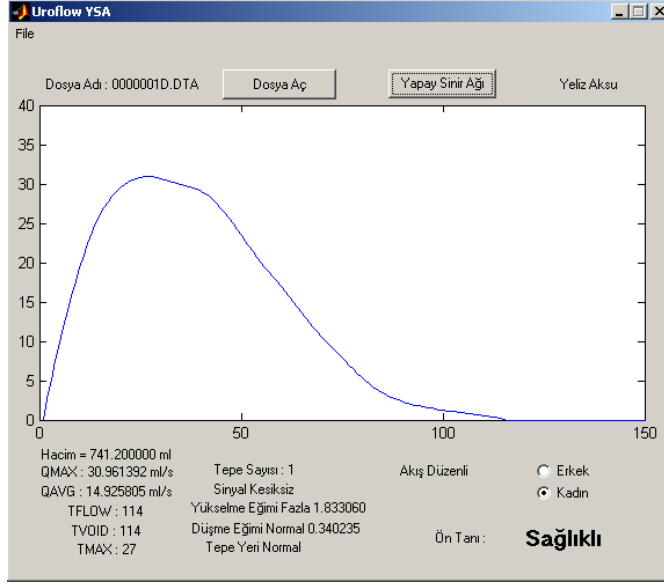
Bilgisayar yazılımı, belirli bir süre mikro denetleyiciden veri alamaması durumunda zaman aşımına karar verir ve çizimi bitirir. Eğriyi, hastanın yaş ve cinsiyet bilgileri ile birlikte dosyalayarak sabit diskte saklar.



Şekil 3.8 Üroflow kayıt algoritması

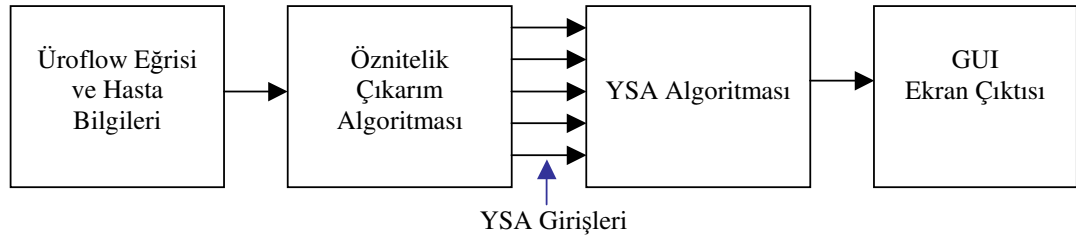
3.3.2. Üroflow yorumlama

Kaydedilmiş üroflow eğrileri ve rakamsal değerleri, üroflow yorumlama yazılımı ile açılır. Bu yazılım için ayrı bir görsel kullanıcı arayüzü tasarlanmıştır (Şekil 3.9). Bu arayüz, istenilen kaydın açılmasını ve yorumlama sonuçlarının ekrandan izlenmesini sağlamaktadır.



Şekil 3.9 Yorumlama yazılımı ekran görüntüsü

Yorumlama yazılımı, iki ana bölümden oluşmaktadır. Birinci bölümde, eğrinin öznitelikleri elde edilmekte ve yapay sinir ağı (YSA) girişlerine uygun hale getirilmektedir. İkinci bölümünde ise, geliştirilen yapay sinir ağı algoritması bulunmaktadır. Yorumlama yazılımı özniteliklerden elde edilen girişleri değerlendirerek hastalığa ait ön tanıyı üretmektedir (Şekil 3.10).



Şekil 3.10 Yorumlama algoritması blok şeması

3.4 Öznitelik Çıkarım Yöntemleri

Üroflow eğrileri, normal, patolojik ve ileri patolojik durumlar için karakteristik biçimlerdedir. Eğrinin şekline ilişkin bir takım özellikler, hastanın alt üriner sisteminin belirgin davranışlarını yansıtmaktadır. Eğrinin yükselme düşme davranışları, sabit kalma biçimi, kesiklilik biçimi gibi, hekimlerin göz önünde bulundukları bir takım özelliklerin varlıkları, bir öznitelik çıkarım algoritması ile belirlenmektedir. Eğriye ilişkin her bir öznitelik, YSA için birer mantıksal giriş (1/0) olarak değerlendirilmektedir (Çizelge 3.1).

Çizelge 3.1 Üroflow eğrisi öznitelikleri

Öznitelik
İlk Yükselme Eğimi Değerinin $\frac{1}{2}$ den büyük/küçük olması
Son Düşme Eğimi Değerinin $\frac{1}{2}$ den büyük/küçük olması
İlk Yükselmenin toplam sürenin ilk $\frac{1}{3}$ 'ünde olması
Eğrinin tepesinin düz olması
Birden fazla tepenin varlığı
Birden fazla tepe durumunda yerel eğim değerlerinin $\frac{1}{2}$ den büyük/küçük olması
Eğrinin kesikli olması
Kesikli Eğri durumunda, kesinti süresinin toplam sürenin $\frac{1}{4}$ 'ünden büyük olma durumu
Eğri tepe /süre oranının $\frac{1}{2}$ den Büyük/küçük olma durumu

Üroflow eğrisi özniteliklerinin ayırt edilebilmesi amacıyla, her bir öznitelik için birer alt algoritma yazılmıştır. Eğrinin yükselme ve düşme eğimleri, genel yükselme düşme davranışları ve yerel eğimler önemlidir. Bu amaçla, eğrinin genel en yüksek (global

maksimum) noktası belirlenmiştir. Eğrinin yükselmeye başladığı nokta, 0 ml/s değerinden ilk farklılaşma noktasıdır ve bu iki nokta ile hesaplanacak eğim değeri, eğrinin genel yükselme davranışını verecektir.

Benzer biçimde, eğrinin en yüksek noktasının zaman eksenindeki yerinin tüm idrar çıkarma süresine oranı da bir özneliktir. En yükseğe ulaşma noktası, sağlıklı bir idrar çıkarma için ilk 1/3 lük sürede gerçekleşmelidir.

Eğrinin başlangıç ve bitiş noktaları arasında süreksizliklerin görülmesi olasıdır. Bu durumda, eğride süreksizliğin gerçekleştiği sürenin, eğrinin toplam süresine oranının ¼ den fazla olma durumu da bir öznelik olarak sisteme eklenmiştir (Gillenwater, 2002).

3.5 YSA Yapısı

Bu çalışmada, ürologların üroflow eğrileri ve rakamsal parametrelerinden yola çıkarak tanıları öğrenmeleri ve vakaları yorumlamalarına benzer bir biçimde, bir yapay sinir ağı yazılımının üroflow eğrilerini yorumlaması amaçlanmıştır.

Üroflow eğrilerinin yorumlanmasında, kullanılabilir iki yol öngörülmüştür. Birincisi, eğriye ait özneliklerin belirlenmesinin ardından, her bir özneliğin anlamının ve sonuca katkısının belirlenip yazılım ile tanımlanmasıdır. Bu yöntem, kontrollü ve iyi tanımlanmış bir algoritmadır, ancak eğriye ait özelliklerle ilgili kesin ve detaylı bir bilgi birikimi ve literatür desteği gerektirmektedir.

İkinci yol ise, belirlenen özneliklerin var olma durumlarının, sonuca etkilerini hesaplamakta kullanılabilir bir adaptif yöntemdir. Her bir özneliğin varlığının etkilerini ayrı ayrı belirlemek ve sonuca olan katkısını kesin bir biçimde hesaplamak yerine, adaptif bir değerler havuzunu çözülmüş problemlerle biçimlendirmek, problem çözümünde kolaylıklar getirecektir.

İkinci yolun dezavantajı, birinciye göre daha belirsiz ve daha az kontrollü algoritmaların kullanılması zorunluluğudur. Adaptif sistemlerde kesinliğin ve güvenilirliğin artırılması, sistemin tasarım kurallarının iyi tanımlanmış olmasına ve yine sistemin

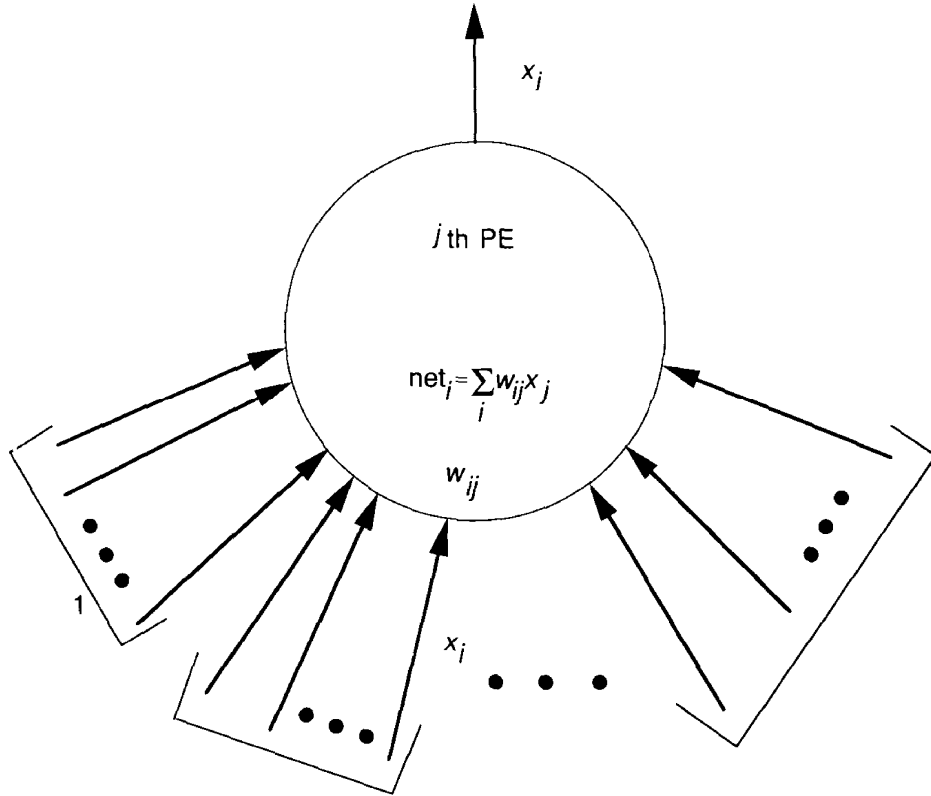
kararlı çalışabilmesine bağlıdır. Adaptif yöntem, bir öznitelik girişinin çıkışa olan etkisini tam olarak bilmemizi sağlamayacaktır.

Üroflow sinyallerinde, el yazısında olduğu gibi, aynı temel şekillerin farklı bireylerce üretilmesi söz konusudur (Kröse *et al.* 1996). Şekillerin ayırt edici özniteliklerinin belirlenmesinin ardından, her bir öznitelik adaptif sisteme bir giriş olarak tanıtılmaktadır. Her bir giriş durumu için, hedeflenen çıkış değerine ulaşılmaya çalışılmakta, adaptif sistemin çıkış değeri ile hedeflenen çıkış değerleri arasındaki fark (hata değeri), adaptif sistem katsayılarının hesaplanması için kullanılmaktadır.

Yapay Sinir Ağları, basit biyolojik sinir sisteminin çalışma şeklini simüle etmek için tasarlanan programlardır. Simüle edilen sinir hücreleri (nöronlar) çeşitli şekillerde birbirlerine bağlanarak ağı oluştururlar. Bu ağlar öğrenme, hafızaya alma ve veriler arasındaki ilişkiyi ortaya çıkarma kapasitesine sahiptirler. Diğer bir ifadeyle, YSA'lar, normalde bir insanın düşünme ve gözlemlemeye yönelik doğal yeteneklerini gerektiren problemlere çözüm üretmektedir. Bir insanın, düşünme ve gözleme yeteneklerini gerektiren problemlere yönelik çözümler üretebilmesinin temel sebebi ise insan beyninin ve dolayısıyla insanın sahip olduğu yaşayarak veya deneyerek öğrenme yeteneğidir (Yurtoğlu 2005).

Biyolojik sistemlerde öğrenme, nöronlar arasındaki sinaptik (synaptic) bağlantıların ayarlanması ile olur. Yani, insanlar doğumlarından itibaren bir “yaşayarak öğrenme” süreci içerisine girerler. Bu süreç içinde beyin sürekli bir gelişme göstermektedir. Yaşayıp tecrübe ettikçe sinaptik bağlantılar ayarlanır ve hatta yeni bağlantılar oluşur. Bu sayede öğrenme gerçekleşir. Bu durum YSA için de geçerlidir. Öğrenme, eğitime yoluyla örnekler kullanarak olur; başka bir deyişle, gerçekleşme girdi/çıkı verilerinin işlenmesiyle, yani eğitime algoritmasının bu verileri kullanarak bağlantı ağırlıklarının (weights of the synapses) bir yakınsama sağlanana kadar, tekrar tekrar ayarlanmasıyla olur (Yurtoğlu 2005).

Yapay sinir ağı, veya diğer adları ile “bağlantısal modeller” veya “dağıtık paralel işleme” geliştirilmesi, McCulloch ve Pitts’in “basitleştirilmiş sinir” modelini tanımlamaları ile başlamıştır (McCulloch and Pitts 1943). Basitleştirilmiş sinirler, biyolojik sinirlerin modelleridir ve bazı hesaplamaları gerçekleştirebilecek devreler şeklinde tasarlanmıştır (Şekil 3.11).



Şekil 3.11 Yapay sinir modeli

Bir yapay ağı, birbirine, bağlı oldukları ağırlıklandırılmış düğümlerle sinyaller gönderebilen basit işlem birimlerinin oluşturduğu havuzdur (McClelland *et al.* 1986).

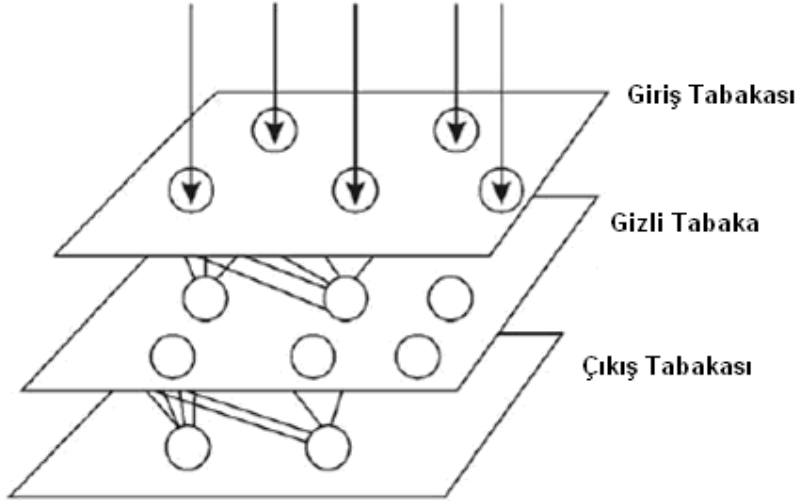
Bir işlem birimi (yapay sinir), komşu birimlerden veya çevreden aldığı girdi sinyallerini belirli bir kurala göre hesaplar ve bir çıktı üretir. Bu çıktı, sonraki birimler için bir giriş sinyalidir. Yapay sinir ağlarında üç tip birim söz konusudur. Bunlar giriş birimleri, çıkış birimleri ve saklı birimlerdir.

Yapay Sinirler, birleştirilerek oluşturdukları ve sinirin tipini belirleyen alt havuzlara tabaka veya katman adı verilir. Basit bir sinir ağı, giriş, çıkış ve saklı tabalardan oluşur.

Giriş tabakasında bulunan yapay sinirler, dış dünyadan sinyaller alırlar. Aldıkları sinyalleri, yapay sinir ağına kullanılacak sinyaller haline getirirler. Biyolojik sinir ağlarındaki karşılığı, sıcaklık, basınç gibi duyu sinyallerini algılayan ve elektriksel sinyallere dönüştüren özelleşmiş sinir uçlarıdır.

Çıkış tabakası, elde edilen hesaplama sonuçlarını dış dünyaya iletme görevini yerine getirir.

Saklı tabaka, giriş ve çıkış sinyalleri yapay sinir ağının içerisinde kalan tabaka veya tabakalardır. Hesaplama amacıyla, giriş tabakasından sinyaller alırlar ve ürettikleri sonuçları diğer saklı tabakalara veya çıkış tabakasına gönderirler (Şekil 3.12).



Şekil 3.12 YSA Tabakaları

Bir yapay sinir, kendisine bağlı birimlerden gelen çıkış sinyallerini giriş olarak kabul eder. Her bir giriş sinyali için, yapay sinir içerisinde bir ağırlık değeri mevcuttur. Yapay sinir için toplam giriş değeri, tüm girişlerin ağırlıklandırılmış toplamıdır. Gerekliğinde bir sabit bir bias terimi bu toplama eklenebilir.

$$s_k(t) = \sum_j w_{jk}(t)x_j(t) + \Theta_k(t) \quad (3.11)$$

Burada $s_k(t)$ toplam giriş değeri

$w_{jk}(t)$ ağırlık değeri

$x_j(t)$ giriş değeri

$\Theta_k(t)$ bias terimidir.

Hesaplanan toplam giriş değerinden bir çıkış değeri üretebilmek için bir çıkış (aktivasyon-eşik) fonksiyonu kullanılır. Aktivasyon fonksiyonları eşik fonksiyonları olarak da adlandırılmaktadır.

$$y_k(t+1) = F_k(s_k(t)) = F_k(\sum_j w_{jk}(t) x_j(t) + \Theta_k(t)) \quad (3.12)$$

Burada $y_k(t+1)$ üretilen çıkış değeri

$F_k(s_k(t))$ çıkış eşik fonksiyonu

$w_{jk}(t)$ ağırlık değeri

$x_j(t)$ giriş değeri

$\Theta_k(t)$ bias terimidir.

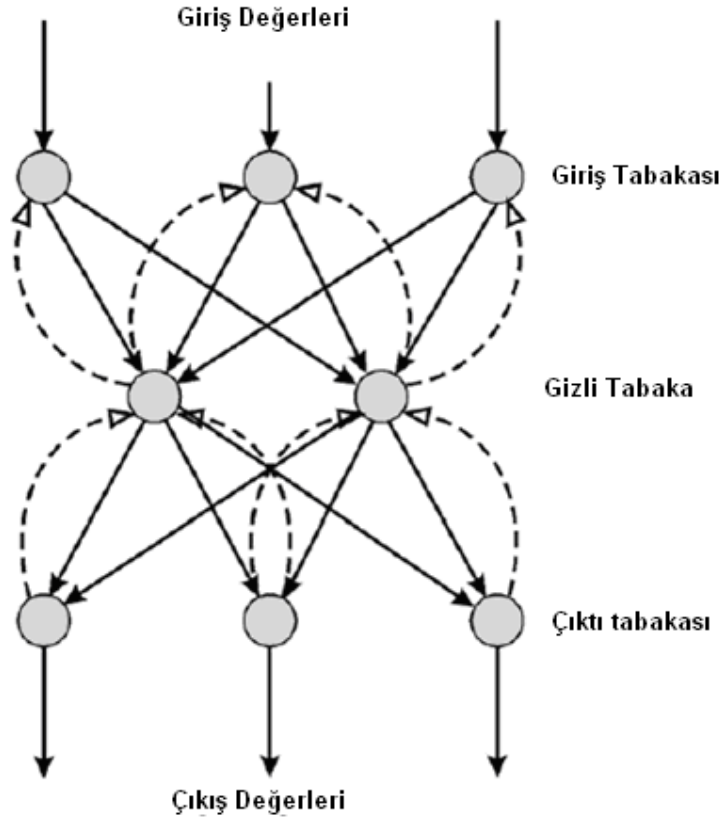
Aktivasyon fonksiyonlarından sık kullanılan birkaçı, birim basamak, lineer, yarı-lineer ve sigmoiddir. Eşik fonksiyonu tipi, çözülmesi istenen problemin yapısına uygun olarak seçilmelidir (Şekil 3.13).



Şekil 3.13 YSA Eşik fonksiyonu karakteristikleri

Sinirler arasındaki sinyallerin iletilme yöntemine göre, YSA'lar ileri beslemeli ve geri beslemeli olarak ikiye ayrılırlar. İleri beslemeli yapı, yapay sinir çıkışlarının sadece bir sonraki tabakaya iletiildiği bir bağlantı şemasıdır. Sinir çıkışları, ileri beslemeli bir

yapıda aynı tabaka içerisinde veya önceki tabakalara doğru yayılmamaktadır. Geri beslemeli bağlantı yapısında ise, bir tabakadaki yapay sinirlerin çıkışları, aynı tabakada, ileri tabakalarda veya geri tabakalarda bir giriş sinyali olarak kullanılabilir. Şekil 3.14 de kesiksiz çizgili ok işaretleri sinyallerin ileri beslendiği, kesikli çizgili ok işaretleri ise sinyallerin geri beslendiği bağlantıları göstermektedir.



Şekil 3.14 İleri ve geri beslemeli YSA yapıları

3.5.1 Geri yayılım ile YSA eğitimi

Belirli bir uygulamaya yönelik bir ağ yapılandırıldıktan sonra, ağın eğitilmesi gerekmektedir. Bu aşama, daha önce değinilmiş olan deneyim yoluyla öğrenme özelliği için kilit önem taşımaktadır. Çünkü bu, bağlantı ağırlıklarının belirlendiği aşamadır. Genel olarak, başlangıç ağırlıkları rassal olarak seçilmekte ve eğitime, ya da diğer bir ifadeyle öğrenme işlemi başlatılmaktadır. Eğitim işlemi için “yönlendirmeli (supervised)” ve “yönlendirmesiz (unsupervised)” olmak üzere iki yaklaşım vardır. Yönlendirmeli eğitim, ağın çıktı için istenilen veri değerlerini verebilmesi için girdi-çıkıtı ilişkisini elde edebilmesini sağlayacak bir mekanizma içermektedir. Yönlendirmesiz eğitim ise dış müdahale olmaksızın, girdilerin ağ tarafından analiz edilmesi ve bu analiz sonucunda bağlantıların oluşturulmasıdır (Yurtoğlu 2005).

Kullanılan ağların büyük çoğunluğu yönlendirmeli eğitimi kullanmaktadır. Yönlendirmesiz eğitim, girdi kümelerini sınıflandırma veya veri benzeşimlerini tespit etme gibi amaçlarla kullanılmaktadır. Bununla beraber, kendi kendine öğrenme kavramı parlak bir gelişme potansiyeli taşısa da günümüzde tam olarak çalışmamaktadır (Yurtoğlu 2005).

Yönlendirmeli eğitimde hem girdi hem de çıktı verileri kullanılmaktadır. Öncelikle, ağ rassal olarak belirlenen başlangıç ağırlıklarını kullanarak girdileri işler ve çıktıyı istenilen çıktı ile karşılaştırır. Elde edilen hatalar sistem içinde geriye gönderilir ve bu hatalar kullanılarak ağı kontrol eden bağlantı ağırlıkları güncellenir. Bu işlem defalarca tekrarlanır ve bağlantı ağırlıkları sürekli olarak ayarlanır. Eğitim sırasında kullanılan veri seti “eğitime veri kümesi” olarak adlandırılır. Bir ağın eğitilmesi sırasında, aynı veri seti bağlantı ağırlıkları belirleninceye kadar defalarca işlemden geçirilir.

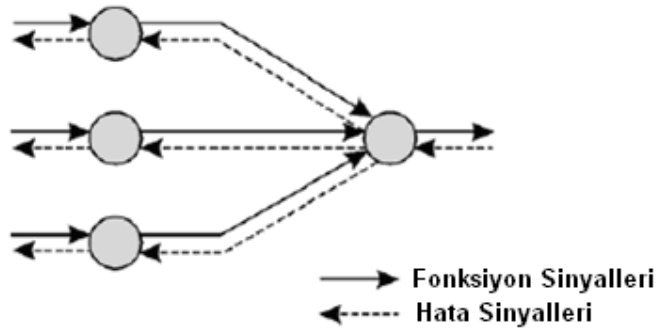
Tek tabakalı bir yapay sinir ağı sadece çok basite indirgenmiş problemleri çözebilmektedir ve yetenekleri sınırlıdır (Kröse *et al.* 1996). Minsky ve Papert, 1969’da, iki tabakalı bir yapay sinir ağının, problemleri çözmeye birçok kısıtlamaları aşabildiğini göstermişlerdir (Minsky *et al.* 1969). Ancak, iki tabakalı bir ağ için, katsayı ağırlık

değerlerinin nasıl güncelleneceği konusunda net bir yorum getirmemişlerdir. Bu sorunun cevabı Rumelhart, Hinton and Williams tarafından 1986 da, saklı tabaka için hata değerlerinin, çıkış tabakasında elde edilen hata değerlerinden elde edilebileceği önerisiyle verilmiştir (Rumelhart *et al.* 1986). Bu geriye gidiş yaklaşımından yola çıkılarak yönteme “geri yayılım” yöntemi adı verilmiştir.

Geri yayılım yöntemi, genelleştirilmiş delta kuralı adı verilen bir eğitim prensibine göre sinir ağırlıklarını güncellemektedir.

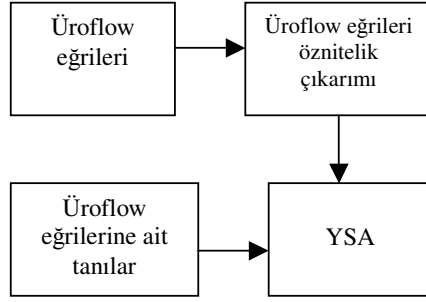
Genelleştirilmiş delta kuralında, belirli bir giriş değeri için, çıkış tabakasında oluşan çıkış değerleri (fonksiyon sinyalleri) ve beklenen çıkış değerleri arasındaki hata değerleri e_o bulunur. Bulunan hata değeri, çıkış sinirinden, kendisine sinyal gönderen her saklı tabaka sinirine iletilir (geri yayılma). Saklı tabaka sinirleri, kendilerine geri yayılan hata değerleri ile ağırlık değerlerini güncellerler.

Bir saklı tabaka siniri için, kendisine bağlı her çıkış sinirinden geri yayılan hata değerleri, yinelemeli (recursive) bir formülle hesaplanır ve delta değeri elde edilir. Delta değeri aktivasyon fonksiyonuna uygulanarak ağırlıklar güncellenir (Şekil 3.15).



Şekil 3.15 Fonksiyon ve hata sinyalleri iletimi

Geri yayılım yöntemi, sonuçlandırılmış problemleri kullanarak YSA'nın eğitilmesini öngörmektedir (Freeman *et al.* 1991)(Şekil 3.16).



Şekil 3.16 Geri yayılım ile eğitim blok şeması

Geri-yayılmalı bir yapay sinir ağında giriş değerleri $x_p = \{x_1, x_2, x_3, \dots, x_n\}$ ve saklı tabaka ağırlık değerleri $w_{ij} = \{w_{11}, w_{12}, \dots, w_{nm}\}$ olmak üzere;

j indisli saklı tabaka siniri çıkışı:

$$net_j = \sum_i (w_{ij} x_i) \quad (3.13)$$

ve k indisli çıkış tabakası için çıkış değeri:

$$o_k = f(net_k) \quad (3.14)$$

ile hesaplanır. Burada, doğrusal sinir aktivasyon fonksiyonu kullanılmıştır. Her çıkış siniri için hata hesabı:

$$\delta_k = (y_k - o_k) \quad (3.15)$$

δ_k : k indisli sinir için hata miktarı

y_k : Beklenen çıkış değeri

o_k : Gerçekleşen çıkış değeri

Çıkış ve saklı tabakalarda, hata üzerinden ağırlıkların güncellenmesi:

$$w_{kj}^o(t+1) = w_{kj}^o(t) + \eta \delta_k^o i_{kj} \quad (3.16)$$

$$w_{kj}^h(t+1) = w_{kj}^h(t) + \eta \delta_k^h x_{kj} \quad (3.17)$$

olarak elde edilir. YSA eğitimi ve testi için tanısı konulmuş vakalardan yararlanılarak ayırık setler oluşturulmuştur. Tanısı konulmuş üroflow grafikleri ve rakamsal verileri hekimlerce, sağlıklı, patolojik ve ileri patolojik olarak üç ana sınıfa ayrılmıştır. Üroflow eğrisine ilişkin, eğri biçimi, eğimleri, kesiklilik ve düzensizlik tipleri gibi, hekim

görüşleri ile belirlenen öznitelikler üzerinden YSA eğitilmiş ve yine tanısı konulmuş vakalar ile sistem başarımı sınanmıştır.

3.6 Verilerin Elde Edilmesi

Üroflowmetri kayıtlarının elde edilmesi amacıyla bir üroflowmetre cihazı ve bilgisayar yazılımı hazırlanmıştır. Bir üroflowmetre cihazı için 1 mg ölçüm hassasiyeti yeterli bulunmaktadır (Abrams 2003). Hazırlanan üroflowmetre cihazı denenmiş ve gerekli hassasiyette (1 mg) çalışabildiği gözlemlenmiştir.

YSA eğitimi ve denenmesi amacıyla, olası tüm hastalık tiplerini kapsayan bir veri setine gereksinim duyulmuştur. Tasarlanan üroflowmetre cihazı ile bu veri setinin oluşturulmasının ve farklı hastalık tiplerine ilişkin kayıtların yeterli sayıda elde edilmesinin uzun zaman alacağı göz önüne alınarak, YSA eğitim ve deneme verilerinin mevcut bir üroflowmetre cihazının veri tabanından derlenmesine karar verilmiştir.

Ayrıca, tasarlanan bir cihazın, hastane ortamında, hastalara kullanılması, kullanımının ve sonuçlarının güvenilir ve tekrarlanabilir olması ve elektriksel güvenilirliği belirli belgelendirmelere bağlanmıştır. TSE, CE gibi kalite belgelerine sahip olmayan bir ürünün hastane ortamında kullanılması uygun bulunmamıştır.

Üroflowmetri eğitim ve deneme verileri Gülhane Askeri Tıp Akademisi (GATA), Üroloji polikliniği bünyesinde kurulu ürodinami sisteminin (Urocap Uroflowmeter, Laborie Medical Inc.) kayıtlarından elde edilmiştir. Kurulu sistem, uzun zamandır kullanılmakta olan ve veri tabanında çok çeşitli hastalıklara ait verilerin kaydedilmiş olduğu bir kaynaktır.

3.7 Veri Kullanım Kriterleri

GATA üroloji polikliniğinde, test uygulanan her hastanın verileri kayıt altında tutulmaktadır. Bu çalışmada, toplam miksiyon hacmi 150–600 ml arasında olan, yetişkin hastalara ait ve üroflow eğrisi yapay etkilerle değişmemiş (ölçüm hataları, hastanın müdahalesi vb.) veriler kullanılmıştır (Abrams 2003). Bu kriterler dışında kalan veriler, uzman hekimlerin önerileri ile eğitim ve test setlerinden çıkartılmıştır. Belirlenen kriterleri sağlayan 144 adet hastaya ait verinin 72 adedi, sistemin eğitimi,

geriye kalan 72 adedi ise sınanması amacıyla ayrılmıştır. Eğitim ve sınama setlerinin sayılarının artırılması amacıyla kayıt alma işlemleri devam etmektedir.

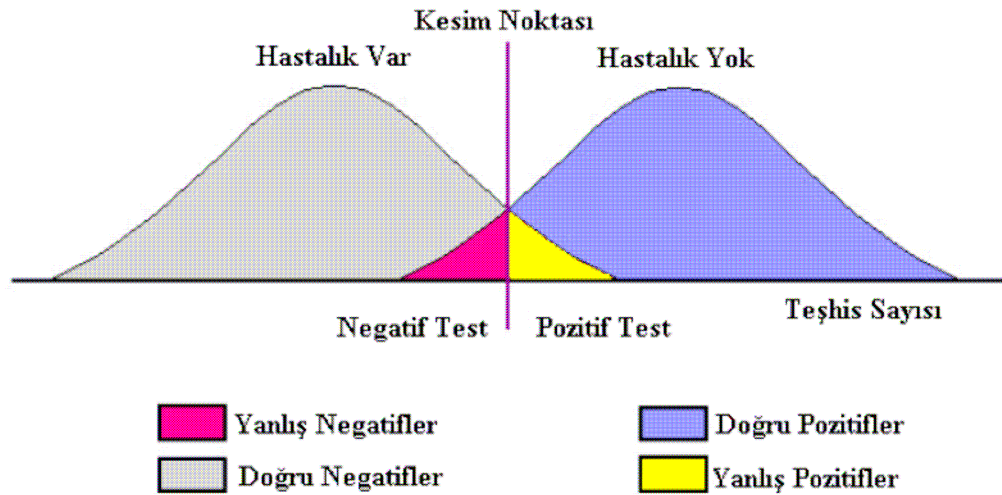
Eğitim setinde kullanılan kayıtların her biri, ayrıca uzman hekim denetiminden geçirilmiştir. Geri yayımlı YSA eğitimin başarılı olabilmesi için, seçilen eğitim verilerinin, farklı kümelerden karışık seçilmelidir (Freeman, 1991). Aynı veri kümesinden ısrarla benzer verilerin YSA'ya uygulanması, saklı tabaka sınırlarında, ağırlık değerlerinin sadece belirli veri setlerine odaklanmasına neden olmaktadır.

Bu nedenle, eğitim değerleri uzman hekimlerin desteğinde, birbirine yakın sayılarda farklı kümelerde toplanmıştır.

3.8 Yorumlama Yazılımının Performans Hesaplaması

ROC (Receiver Operating Curve) analizi, biyomedikal karar sistemlerinin performans değerlendirmesinde kullanılan yöntemlerden biridir. Radar performansının tespit edilmesi amacıyla 1940lı yıllarda geliştirilmiştir (Fawcett 2003).

ROC analizi, grafiksel sonuçlar üreten bir yöntemdir. Sınıflandırıcı performansı, 0-1 aralığında skorlandırılmaktadır (Duman 2005).



Şekil 3.17 Gauss dağılımına uygun tanı sonuçları

ROC grafiğinin çizilebilmesi için, gerçek tanılara karşın sınıflandırıcı başarımı şekil 3.17 deki gibi bir grafikte görselleştirilir. Sınıflandırıcı sonuçları için skarlama kriterleri aşağıda verilmiştir.

Doğru Pozitif (DP) : Hastalık var ve sınıflandırıcı hastalık var olarak tespit etti.

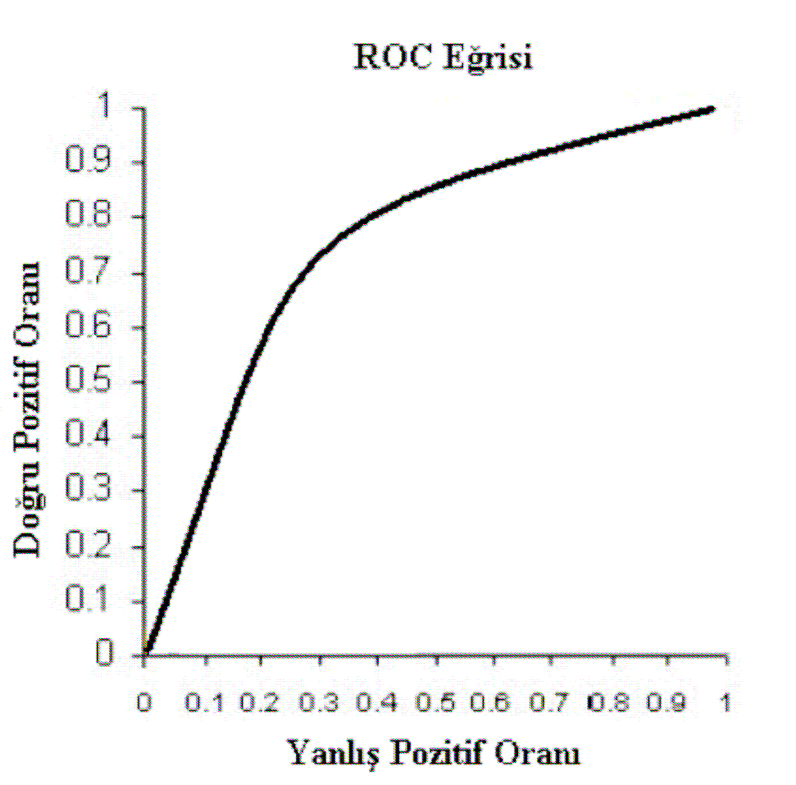
Doğru Negatif (DN) : Hastalık yok ve sınıflandırıcı hastalık yok olarak tespit etti.

Yanlış Pozitif (YP): Hastalık yok ve sınıflandırıcı hastalık var olarak tespit etti.

Yanlış Negatif (YN): Hastalık var ve sınıflandırıcı hastalık yok olarak tespit etti.

Kesim noktası, doğru ve yanlış tanıların ayırım noktasıdır. İdeal bir sistemde YP ve YN sayısı 0 olmalıdır.

ROC eğrisinde düşey eksen doğru olarak sınıflandırılan pozitif teşhislerin, yatay eksen ise yanlış olarak sınıflandırılan negatif teşhislerin oranıdır (Şekil 3.18).



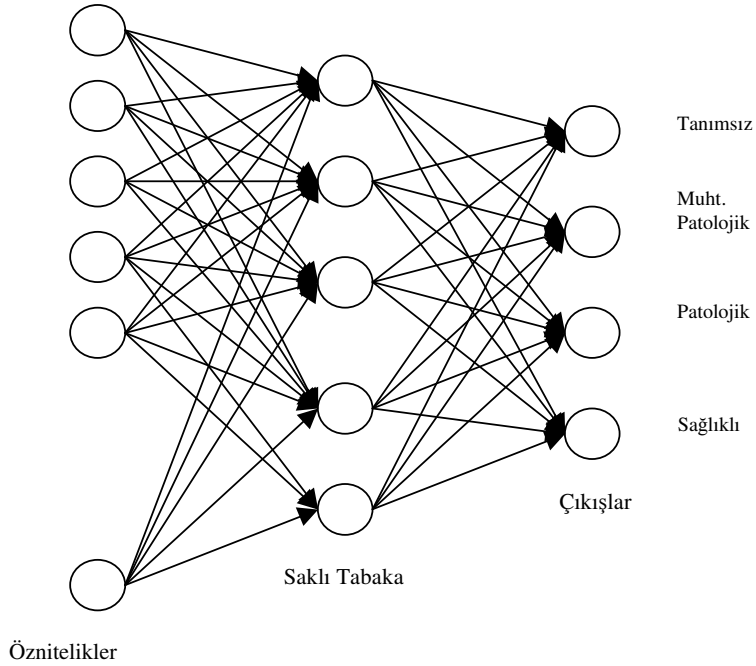
Şekil 3.18 DP ve YP oranlarına göre çizilen ROC eğrisi

Sınıflandırıcı performansı, eğrinin altında kalan alan ölçülerek bulunur. 0.9-1 aralığı çok iyi, 0.8-0.89 aralığı iyi olarak değerlendirilebilir (Fawcett 2003).

4. ARAŞTIRMA BULGULARI

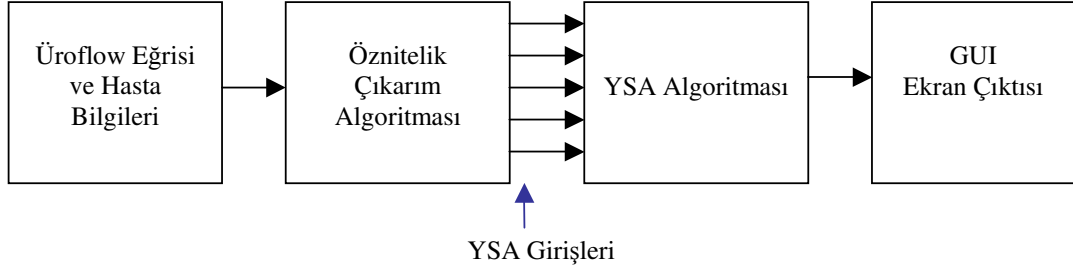
4.1 YSA Uygulaması

Bu çalışmada tasarlanan YSA, üç tabakadan oluşmaktadır (Şekil 4). Giriş tabakası, öznelilik çıkarım algoritmasının sonuçlarıdır. Saklı tabaka, YSA sinirleri arasındaki ilişkilerin düzenlendiği matrislerden oluşmaktadır. Çıkış tabakası, “sağlıklı”, “muhtemel patolojik” ve “patolojik” sonuçlarının üretildiği karar matrisleridir. YSA’nın herhangi bir çıkışı üretmediği istisna durumları için bir adet “tanımsız” çıkışı öngörülmüştür (Şekil 4.1).



Şekil 4.1 Üroflow yorumlama YSA prensip şeması

YSA'nın, karar vermesi aşamasında hafıza etkilerine gerek görülmemiştir. Her girdi seti, yalnız o hastaya ait tutarlı bir veri kümesini temsil etmektedir. Bu nedenle, bir girdi setine karşılık üretilecek çıkış değeri için, bir önceki girdi setinin çıktıları bir anlam taşımamaktadır. Bunun sonucu olarak YSA ileri beslemeli yapıdadır (Şekil 4.2).



Şekil 4.2 Üroflow yorumlama algoritması blok şeması

Giriş değerleri, öznitelik çıkarım algoritması sonucunda, $x(k) = \{x_1, x_2, x_3, \dots, x_n\}$ şeklinde bir işaret dizisi olarak elde edilir.

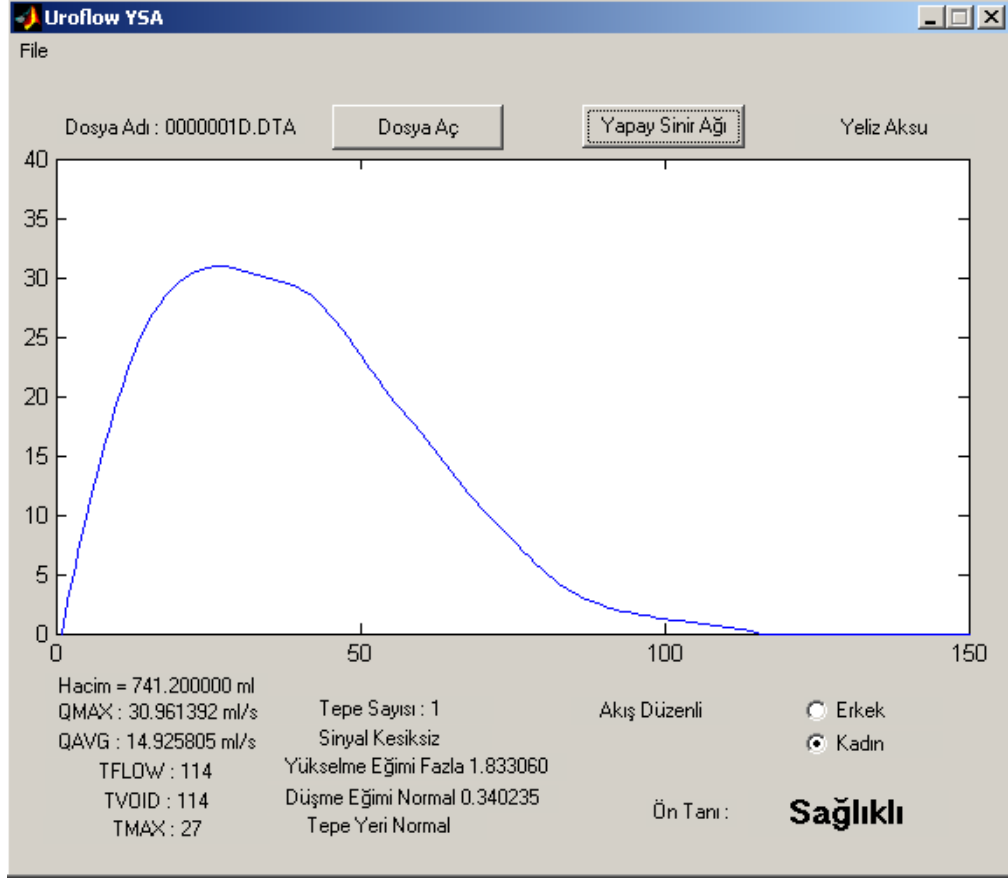
YSA'nın denenmesi amacıyla deneme setleri oluşturulmuştur. Deneme setleri, uzman hekimler tarafından, sistemin her türlü olası hastalık tipi ile denenebilmesi amacıyla belirlenmiş üroflow grafikleridir.

Belirlenen grafikler için, uzman hekimlerin incelemeleri sonucu öntanımlar üretilmiş ve her bir üroflow grafiği “sağlıklı”, “patolojik” ve “muhtemel patolojik” olarak kaydedilmiştir.

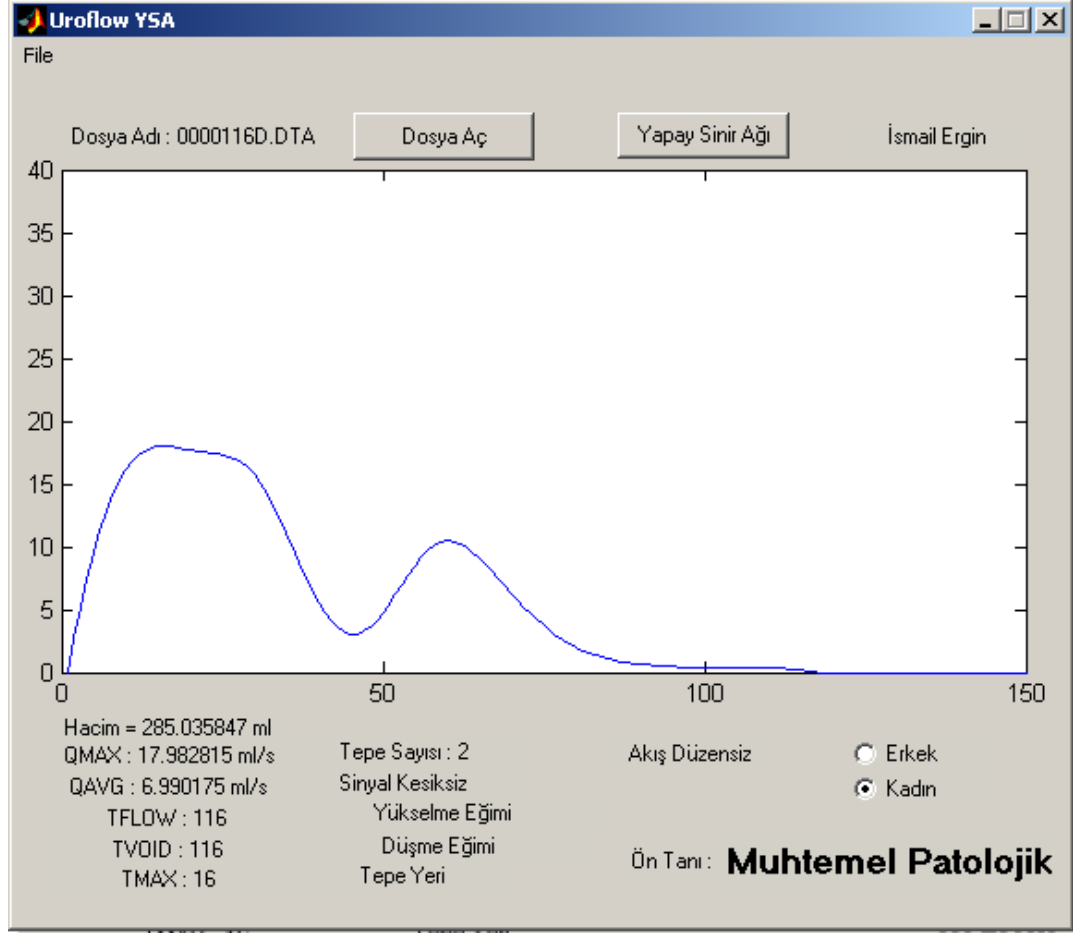
Şekil 4.3.a’da, sağlıklı bir bireyin üroflow grafiği için YSA çıktısı görülmektedir. Çıktı ekranında, toplam idrar hacmi, ortalama akış hızı, en yüksek akış hızı gibi bilgiler de görülmektedir. YSA çıkışı, “sağlıklı” sonucunu üretmiştir ve bu sonuç hekim ön tanısı ile uyumludur.

Şekil 4.3.b’de bir muhtemel patolojik tanısı görülmektedir. Üroflow eğrisinin birden fazla tepeye sahip olması sağlıklı bir durum değildir. İdrar akış hızının zaman içerisinde değişiklik göstermesi, bireyin karın kasları ile mesaneye bası uygulamasından kaynaklanabileceği gibi, idrar yolunda oluşmuş bir engeli veya bir daralmayı yenebilmek için karın kaslarıyla mesaneye yardımcı olduğu bir durum da olabilmektedir. Birinci ihtimal, doğal ve normal bir etkidir ancak ikinci durumda, bir muhtemel daralma veya engellenme olması söz konusudur ve muhtemelen patolojik bir durumdur (Abrams 2003). Sağlıklı olmadığı açık olan ancak kesin olarak patolojik olduğu söylenemeyen bu gibi durumlar için sistem, şekilde görüldüğü gibi “Muhtemel Patolojik” ön tanısını üretmiştir.

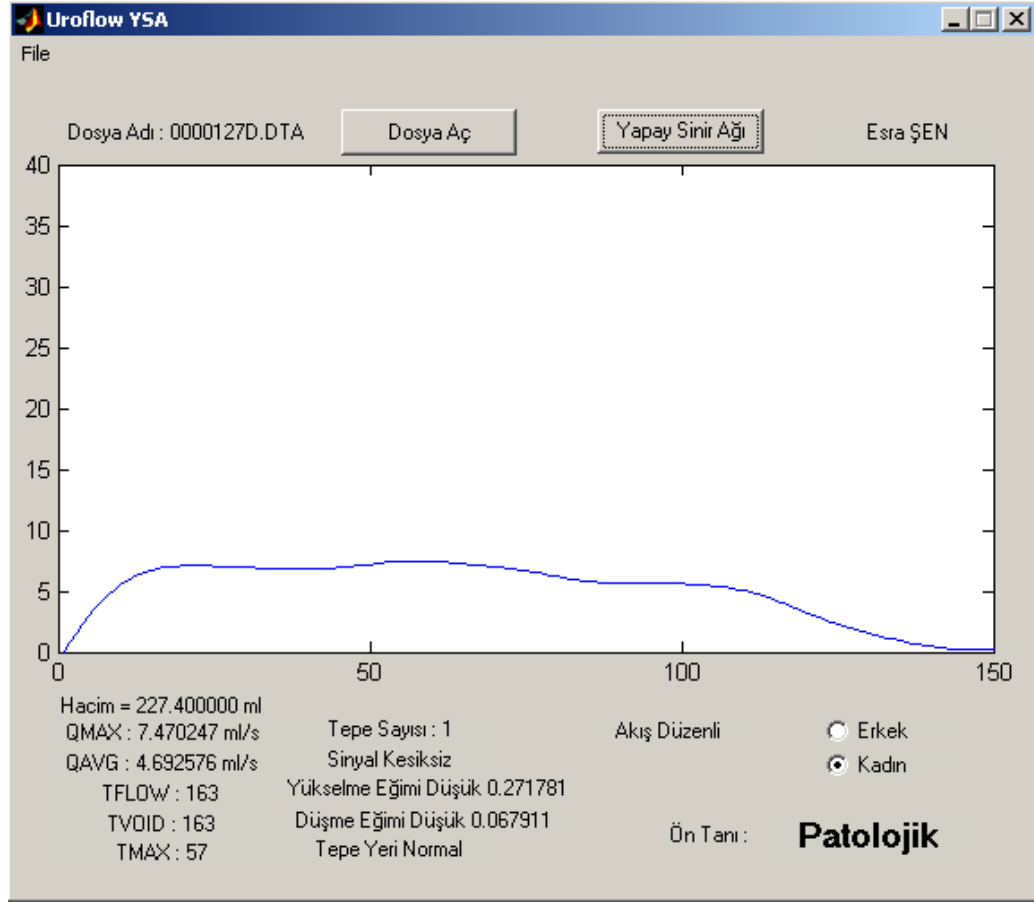
Şekil 4.3.c’de, YSA çıkışında “patolojik” ön tanısı gözlemlenmektedir. Üroflow eğrisi, şekil itibariyle sağlıklı tipik eğriye benzememektedir.



Şekil 4.3.a Sağlıklı durum için örnek YSA çıktısı, b.Muhtemel patolojik durum için örnek YSA çıktısı, c.Patolojik durum için örnek YSA çıktısı (devam)



Şekil 4.3.a Sağlıklı durum için örnek YSA çıktısı, b.Muhtemel patolojik durum için örnek YSA çıktısı, c.Patolojik durum için örnek YSA çıktısı (devam)



Şekil 4.3.a Sağlıklı durum için örnek YSA çıktısı, b.Muhtemel patolojik durum için örnek YSA çıktısı, c.Patolojik durum için örnek YSA çıktısı (devam)

Deneme seti verileri, YSA yazılımına uygulanmış ve sonuçlar uzman hekim tanıları ile karşılaştırılarak sistemin başarımı gözlemlenmiştir. Deneme ve eğitim için tasarlanan YSA yazılımı MATLAB ortamında hazırlanmış ve grafiksel kullanıcı arayüzü (GUI) üzerinden çalıştırılmıştır.

4.2 Hekim Tanıları ile Karşılaştırma

Geliştirilen YSA algoritması toplam 72 kişi için çalıştırılmıştır. Sistemin denemesi amacıyla, 26 adet sağlıklı, 26 adet muhtemel patolojik ve 26 adet patolojik ön tanısı konulmuş vaka kullanılmıştır. YSA, sağlıklı insanlardan alınan 26 örnekten 23 adedini “sağlıklı” olarak yorumlamış ve % 88 lük bir başarı göstermiştir. Hastalıklı olması

muhtemel 26 vaka için 19 adet “muhtemel patolojik” tanısı üretilmiştir. Bu durum % 73 lük bir başarıma karşılık gelmektedir. Hastalıklı oldukları bilinen 26 vakadan 20si için “patolojik” tanısı üretilmiştir ve karşılık gelen başarıım % 77 dir. Sistemin genel başarıım oranı Çizelge 4.1’de verildiği gibi %79 olarak gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.1 Yorumlama yazılımı genel başarıımı

Ön Tanı	Hasta Sayısı	Doğru Ön Tanı Sayısı	Başarı Yüzdesi
Sağlıklı	26	23	%88
Muhtemel Patolojik	26	19	%73
Patolojik	26	20	%77
Genel Başarı	78	62	%79

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Literatürde, Üroflowmetride elde edilen rakamsal parametrelere dayanan ve nomogramik ön tanı yönteminin bilgisayar destekli uzman sistemlerce gerçekleştirilmesini sağlayan çalışmalar mevcuttur (Chande *et al.* 1991). Ancak, üroflow eğrisinden yola çıkarak yorum üreten bir çalışma mevcut değildir. Bu çalışmayla, hastanın alt üriner sistem dinamiğine ait hastalıkların ön tanısının konulmasına yeni bir yaklaşım getirilmiştir.

Alt üriner sistem, birden fazla organın bir arada çalışması ile miksiyon etkinliğini gerçekleştirmektedir. Miksiyon, insan yaşamının önemli bir parçasıdır ve prostat büyümesi gibi bazı hastalıklar, hastaların yaşam kalitesini çok olumsuz etkilemekte ve ciddi acılar çekmelerine neden olmaktadır (Guyton *et al.* 2005).

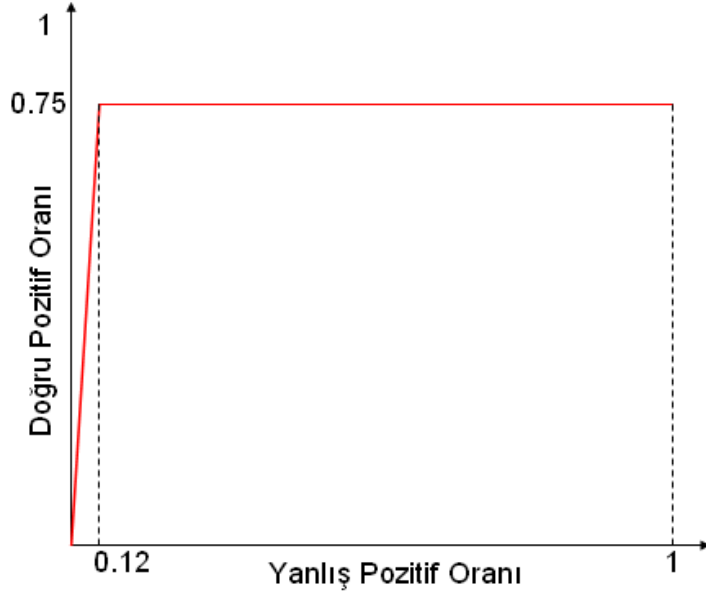
Sağlıklı bir insan günde ortalama bir litre idrar çıkarmaktadır. Gün içerisinde dağılan idrar çıkarma işleminin sorunlu hatta ağrılı olması ciddi bir durumdur. İstatistikler, her üç erkekte birinin prostat sorunu yaşadığını göstermektedir. Miksiyona bağlı hemen hemen tüm şikâyetlerde üroflow testi uygulanmaktadır (Tanagho *et al.* 2003). Üroflow verilerinin bir yazılım ile yorumlanması ve ön tanı üretilmesi, hekimlere yol gösterici olacaktır.

Üroflowmetre sinyallerinden oluşturulan grafik dikkate alınarak ve yapay sinir ağları kullanılarak ön tanı koymaya yönelik olarak geliştirilen bu yaklaşım, ürologlara yeni bir karar destek sistemi sağlamıştır. Yararlanılan üroflow veri tabanında, hastaların yaşlarının kayıtlı olmaması nedeniyle, sistemin nomogramik teknikle desteklenmesi mümkün olmamıştır. Üroflowmetrik bir nomogramın da bir YSA girişi olarak sisteme eklenmesinin başarımı arttıracığı düşünülmektedir.

Sistemde YSA girişleri olarak kullanılan özniteliklerin YSA çıktılarına katkı ağırlıklarının belirlenmesi ile özniteliklerin ön tanılara etkilerinin daha yüksek bir doğrulukta belirlenebileceği düşünülmektedir.

“Muhtemel Patolojik” ön tanısı, uzman hekimlerin tanı kriterleri ile tanımlamadıkları, ancak şüpheli durumlar için kullandıkları bir tanımlamadır. Abdominal Straining (karın kaslarının kasılması ile mesaneye bası uygulanması) durumu sonucunda oluşan üroflow eğrisi muhtemel patolojik ön tanısına neden olmaktadır. Bunun nedeni, karın kasları ile mesaneye bası uygulanması, bireyin normal bir davranışı olabileceği gibi, idrar yolunda meydana gelmiş bir engeli (veya darlığı) yenebilmek için hastanın bir tepkisi olabilmektedir (Abrams, 2003). YSA eğitimi aşamasında, şüpheli durumların öğrenilmesinin, kesin durumlara göre daha zor ve yavaş gerçekleştiği gözlemlenmiştir. Bu nedenle, “muhtemel patolojik” setine ait başarımlar daha düşük gerçekleşmiştir.

Sistemin denenmesi amacıyla kullanılan veri seti için üretilen sonuçların hekim tanıları ile karşılaştırılması amacıyla ROC analizi uygulanmıştır. ROC analizinde, bireyin gerçekten “hasta” veya “sağlıklı” olması kesim noktası olarak belirlenmiştir. Muhtemel patolojik ön tanısı, daha objektif bir değerlendirme yapabilmek amacıyla kesim noktasının “hasta” tarafında değerlendirilmiştir. Bu seçim sonucunda, ROC eğrisi altında kalan alan 0.705 birim karedir.



Şekil 5.1 YSA deneme sonuçlarına ait ROC eğrisi

Sistemin uygulama kalitesinin ve başarımının yükselmesi, YSA eğitiminin daha geniş bir veri seti ile devam ettirilmesi ve öznelik çıkarım algoritmasının yeni çalışmalarla geliştirilmesi ile mümkün olabilecektir.

KAYNAKLAR

- Abdelmagid, M. E. and Gajewski, J. B. 1998. Critical Review of the Uroflowmetry, Canadian Journal of Urology. 5(2):569-575.
- Abrams, P. 2003. Urodynamics Second Edition. Springer Publishing, 352p. Great Britain.
- Ather, M.H. and Memon, A. 1998. Uroflowmetry and Evaluation of Voiding Disorders. Techniques Urology. 4(3):111-7.
- Chande, P.K., Katiyal, S., Shrivastava, M. and Ramani, A.K. 1991. Expert Based Uroflow Metering System. Industrial Electronics, Control and Instrumentation Proceedings, IECON '91. Page(s):1521-1524 vol.2
- Colstrup, H., Andersen, J.T., Walter, S. and Rytte, S. 1983. A Disposable Uroflowmeter for Recording of Maximum Flow Rate. Accuracy and clinical acceptability. Scand J Urol Nephrol. 1983;17(3):303-6.
- Ding, Y.Y., Lien, P.K. and Choo, P.W. 1998. Use of the Uroflow Study in the Diagnosis of Bladder Outlet Obstruction in Elderly Men. Med J Malaysia. 53(3):209-16.
- Drake, W.M. 1998. The Invention of the Modern Uroflowmeter. Urology Journal. Apr;51(4):671-4.
- Duman, F. 2005. Eeg Sinyallerinin Analizi ile Uyku Durumunun Belirlenmesi. Yüksek Lisans Tezi. Ankara Üniversitesi, 58 s., Ankara.
- Fawcett, T. 2003. ROC Graphs: Notes and Particular Considerations for Data Mining Researchers. Hewlett-Packard Company documentation notes.
- Freeman, J.A. and Skapura, D.M. 1991. Neural Networks Algorithms, Applications and Programming Techniques. Addison-Wesley Publishing, 401 p., Houston.
- Gillenwater, J.Y., Grayhack, J.T., Howards S.S. and Mitchell, M.E. 2002. Adult and Pediatric Urology. 4th Edition, Williams & Wilkins Publishing, 1564p. USA.
- Guyton, A.C. and Hall, J.E. 2005. Textbook of Medical Physiology. Saunders/Elsevier, 11th Edition, 1104p., USA

- Haylen, B.T., Parys, B.T., Anyaegbunam, W.I., Ashby, D. and West, C.R. 1990. Urine flow rates in male and female urodynamic patients compared with the Liverpool nomograms. *Br J Urol.* 1990 May;65(5):483-7.
- Junk, W. 2005. *Operational Amplifier Applications Handbook*. Newnes, 878 p., USA.
- Kondo, A., Mitsuya, H. and Torii, H. 1978. Computer Analysis of Micturition Parameters and Accuracy of Uroflowmeter. *Urol. Int.* 1978;33(5):337-44.
- Kröse, B. and Smagt, P. 1996. *An Introduction to Neural Networks*. University of Amsterdam Publication, 131 p., Amsterdam.
- McClelland, J.L. and Rumelhart, D.E. 1986. *Parallel Distributed Processing: Explorations in the Microstructure of Cognition*. The MIT Press.
- Tanagho, E.A. and McAninch J.W. 2003. *Smith's General Urology*, 16th Edition. McGraw-Hill /Appleton & Lange, 830p., SanFrancisco.
- Siroky, M.B., Olsson, C.A. and Krane, R.J. 1979. The flow rate nomogram: I. Development. *J Urol.* Nov;122(5) : 665-8.
- Siroky, M.B. 1990. Interpretation of Urinary Flow Rates. *Urol. Clin. North Am.* Aug;17(3):537-42.
- Siroky, M.B., Robert, A., and Robert, K. 1998. *Manual of Urology : Diagnosis and Therapy* 2nd Edition. Lippincott Williams&Wilkins, 362p., Boston.
- Yurtoğlu, H. 2005. *Yapay Sinir Ağları ile Öngörü Modellemesi : Bazı Makroekonomik Değişkenler için Türkiye Örneği*. Devlet Planlama Teşkilatı Uzmanlık Tezi, Yayın No :DPT-2683, 104s., Ankara

EKLER

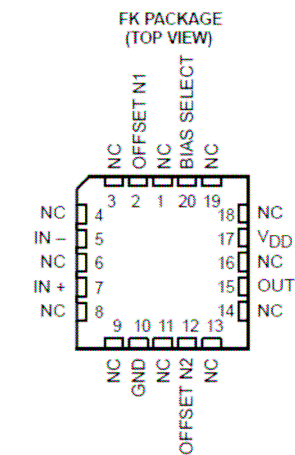
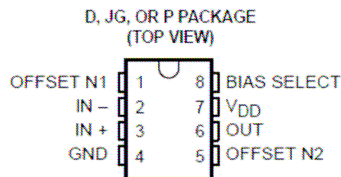
- | | |
|-------------|--|
| EK 1 | TLC271 İşlevsel Yükselteci İçin Üretici Bilgi Sayfası |
| EK 2 | PIC18F452 Mikrodenetleyicisi İçin Üretici Bilgi Sayfası |
| EK 3 | Mikrodenetleyici Yazılımı Kaynak Kodları |
| EK 4 | YSA Yazılımı Kaynak Kodları |
| EK 5 | Tasarlanan Üroflowmetre Sistemi Fotoğrafları |

EK 1 TLC271 İşlevsel Yükselteci İçin Üretici Bilgi Sayfası

TLC271, TLC271A, TLC271B LinCMOS™ PROGRAMMABLE LOW-POWER OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS090D – NOVEMBER 1987 – REVISED MARCH 2001

- Input Offset Voltage Drift . . . Typically 0.1 $\mu\text{V}/\text{Month}$, Including the First 30 Days
- Wide Range of Supply Voltages Over Specified Temperature Range:
0°C to 70°C . . . 3 V to 16 V
–40°C to 85°C . . . 4 V to 16 V
–55°C to 125°C . . . 5 V to 16 V
- Single-Supply Operation
- Common-Mode Input Voltage Range Extends Below the Negative Rail (C-Suffix and I-Suffix Types)
- Low Noise . . . 25 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ Typically at $f = 1 \text{ kHz}$ (High-Bias Mode)
- Output Voltage Range Includes Negative Rail
- High Input Impedance . . . $10^{12} \Omega$ Typ
- ESD-Protection Circuitry
- Small-Outline Package Option Also Available in Tape and Reel
- Designed-In Latch-Up Immunity



NC – No internal connection

description

The TLC271 operational amplifier combines a wide range of input offset voltage grades with low offset voltage drift and high input impedance. In addition, the TLC271 offers a bias-select mode that allows the user to select the best combination of power dissipation and ac performance for a particular application. These devices use Texas Instruments silicon-gate LinCMOS™ technology, which provides offset voltage stability far exceeding the stability available with conventional metal-gate processes.

AVAILABLE OPTIONS

T _A	V _{I(O)max} AT 25°C	PACKAGE			
		SMALL OUTLINE (D)	CHIP CARRIER (FK)	CERAMIC DIP (JG)	PLASTIC DIP (P)
0°C to 70°C	2 mV 5 mV 10 mV	TLC271BCD TLC271ACD TLC271CD	—	—	TLC271BCP TLC271ACP TLC271CP
–40°C to 85°C	2 mV 5 mV 10 mV	TLC271BID TLC271AID TLC271ID	—	—	TLC271BIP TLC271AIP TLC271IP
–55°C to 125°C	10 mV	TLC271MD	TLC271MFK	TLC271MJG	TLC271MP

The D package is available taped and reeled. Add R suffix to the device type (e.g., TLC271BCDR).



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

LinCMOS is a trademark of Texas Instruments.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

**TEXAS
INSTRUMENTS**

POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 2001, Texas Instruments Incorporated

1



PIC18FXX2

28/40-pin High Performance, Enhanced FLASH Microcontrollers with 10-Bit A/D

High Performance RISC CPU:

- C compiler optimized architecture/instruction set
 - Source code compatible with the PIC16 and PIC17 instruction sets
- Linear program memory addressing to 32 Kbytes
- Linear data memory addressing to 1.5 Kbytes

Device	On-Chip Program Memory		On-Chip RAM (bytes)	Data EEPROM (bytes)
	FLASH (bytes)	# Single Word Instructions		
PIC18F242	16K	8192	768	256
PIC18F252	32K	16384	1536	256
PIC18F442	16K	8192	768	256
PIC18F452	32K	16384	1536	256

- Up to 10 MIPS operation:
 - DC - 40 MHz osc./clock input
 - 4 MHz - 10 MHz osc./clock input with PLL active
- 16-bit wide instructions, 8-bit wide data path
- Priority levels for interrupts
- 8 x 8 Single Cycle Hardware Multiplier

Peripheral Features:

- High current sink/source 25 mA/25 mA
- Three external interrupt pins
- Timer0 module: 8-bit/16-bit timer/counter with 8-bit programmable prescaler
- Timer1 module: 16-bit timer/counter
- Timer2 module: 8-bit timer/counter with 8-bit period register (time-base for PWM)
- Timer3 module: 16-bit timer/counter
- Secondary oscillator clock option - Timer1/Timer3
- Two Capture/Compare/PWM (CCP) modules. CCP pins that can be configured as:
 - Capture input: capture is 16-bit, max. resolution 6.25 ns ($T_{CY}/16$)
 - Compare is 16-bit, max. resolution 100 ns (T_{CY})
 - PWM output: PWM resolution is 1- to 10-bit, max. PWM freq. @: 8-bit resolution = 156 kHz
10-bit resolution = 39 kHz
- Master Synchronous Serial Port (MSSP) module, Two modes of operation:
 - 3-wire SPI™ (supports all 4 SPI modes)
 - I²C™ Master and Slave mode

Peripheral Features (Continued):

- Addressable USART module:
 - Supports RS-485 and RS-232
- Parallel Slave Port (PSP) module

Analog Features:

- Compatible 10-bit Analog-to-Digital Converter module (A/D) with:
 - Fast sampling rate
 - Conversion available during SLEEP
 - Linearity ≤ 1 LSB
- Programmable Low Voltage Detection (PLVD)
 - Supports interrupt on-Low Voltage Detection
- Programmable Brown-out Reset (BOR)

Special Microcontroller Features:

- 100,000 erase/write cycle Enhanced FLASH program memory typical
- 1,000,000 erase/write cycle Data EEPROM memory
- FLASH/Data EEPROM Retention: > 40 years
- Self-reprogrammable under software control
- Power-on Reset (POR), Power-up Timer (PWRT) and Oscillator Start-up Timer (OST)
- Watchdog Timer (WDT) with its own On-Chip RC Oscillator for reliable operation
- Programmable code protection
- Power saving SLEEP mode
- Selectable oscillator options including:
 - 4X Phase Lock Loop (of primary oscillator)
 - Secondary Oscillator (32 kHz) clock input
- Single supply 5V In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™) via two pins
- In-Circuit Debug (ICD) via two pins

CMOS Technology:

- Low power, high speed FLASH/EEPROM technology
- Fully static design
- Wide operating voltage range (2.0V to 5.5V)
- Industrial and Extended temperature ranges
- Low power consumption:
 - < 1.6 mA typical @ 5V, 4 MHz
 - 25 μ A typical @ 3V, 32 kHz
 - < 0.2 μ A typical standby current

EK 3 Mikrodenetleyici Yazılımı Kaynak Kodları

(Mcc18 C derleyicisi, PIC18F452)

```
int dara, previous_weight;

void main(void){
    int weight;

    Init_Port_Directions();
    Init_ADC();
    Init_RS232_Comm();

    while(1){
        Calibrate();                //Kap Ağırlığını Hesapla
        while( Check_Change());    //Ağırlık Değişimi var mı?
        do{
            weight = Measure();    //Ağırlığı Ölç ve 1/10 hesapla
            Putch(weight);         //RS232 ile gönder
            check_timeout();       //Ağırlığın sabit kalma süresi 10sn
        } while(timeout)}

void Calibrate(void){
    dara = Measure();
}

int Check_Change(void){
    unsigned int tempweight;
    tempweight = Measure();
    if((tempweight – previousweight) > (previousweight / 20)){
        previous_weight = tempweight;
        return 0;                //değişim var.
    }
    else{
        return 1;                //değişim yok.
    }
}

int Measure(void){
    int mea_weight;
    Open_Adc();                  //Microchip Kütüphane Fonksiyonu
    while(Busy_Adc);             //Microchip Kütüphane Fonksiyonu
    mea_weight = Read_Adc;

    if((meaweight – previousweight) > (previousweight / 20)){
        Write_Timer1(0x00);      //zaman aşımını sıfırla
        Previous_weight = mea_weight;
    }

    return(mea_weight);          //Microchip Kütüphane Fonksiyonu
}

void check_timeout(void){
    if(Read_Timer1() > 30000) timeout = 0;    //zaman aşımı meydana geldi.
}
```

EK 4 YSA Yazılımı Kaynak Kodları

MATLAB 6.5 Yazılım Ortamı

```
%Uroflow Yorumlama Fonksiyonu
function uroflow(fname, handles, hObject)
% f1,f2,f3,f4,f5,f6,f7,f8,f9, f11,f12,f13,f14
%rakamsal parametreler ve öznitelikler
handles.inp(1:16) = 0;
[d, vol, dizi_uzunlugu, isim, err] = uro_openfile(fname); % dosyadan okunuyor
if err == 0
[f1, f2] = vol_check(vol); % hacim Değerlendirme
qmax = uro_qmax(d, dizi_uzunlugu); % en yüksek akış
tflow = uro_tflow(d, dizi_uzunlugu); % toplam akış süresi
tvoid = uro_tvoid(d, dizi_uzunlugu); % boşalım süresi
qavg = uro_qavg(d, dizi_uzunlugu); % ortalama akış
tmax = uro_tmax(d, dizi_uzunlugu); % yükselme süresi
[f15, f16] = get_cins(handles); % Cinsiyet bilgisi al

[interm, f7] = uro_intermittent(d,dizi_uzunlugu); % sinyal kesikliliği
[maxima, f9] = uro_maxima(d, dizi_uzunlugu, qmax); % tepe sayısı
[genlik, f3, f4, f5, f6] = genlik_degerlendirme(qmax, handles); % sinyal genliği istatistiksel
değerlendirme

if maxima == 1 % Şayet tepe sayısı 1 ise tepenin yerine bak
[maxp, f8] = tepe_yeri(dizi_uzunlugu, tmax); % tepe noktasının yeri
[y_egim , egim_y, f11, f12] = y_egimler(d, dizi_uzunlugu, tmax); % yükselme ve düşme
egimleri
[d_egim , egim_d, f13, f14] = d_egimler(d, dizi_uzunlugu, tmax);
else
y_egim = 0;
d_egim = 0;
maxp = 0; f8=0;f11=0;f12=0;f13=0;f14=0;
end

%Öznitelik Çıkarım Fonksiyonlarına bir örnek verilmiştir.
% ----- sinyal yorumlama kodları -----
%1-)Sinyalin kesikli olup olmadığı
function [interm, f7] = uro_intermittent(d, dizi_uzunlugu)
if ((uro_tflow(d, dizi_uzunlugu) - uro_tvoid(d,dizi_uzunlugu)) > (uro_tvoid(d,dizi_uzunlugu) /
10))
%sinyal kesikli
interm = 1;
f7 = 1;
else
%Sinyal Devamlı
interm = 0;
f7 = 0;
end

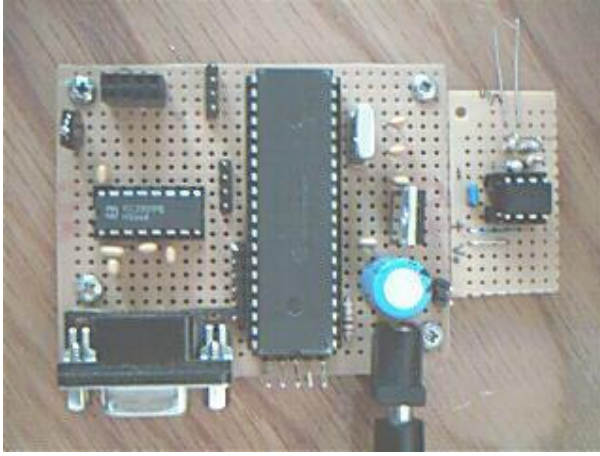
%Neural Network Kodları
```

EK 4 YSA Yazılımı Kaynak Kodları (devam)

```
Inputs = [f1,f2,f3,f4,f5,f6,f7,f8,f9,f10,f11,f12,f13,f14,f15,f16,f17,f18];
```

```
if Test == 1                                %YSA Test Ediliyor
    %Giriş değerleri Saklı Tabaka matrisleri ile perceptron kuralına uygun olarak çarpılıyor.
    %Eşik Fonksyonu doğrusal
    [Hidden_Output] = Hidden_Layer_Perceptron(Inputs);
    %Saklı Tabaka çıkışları Çıkış tabakasının girişi değerleri
    %Çıkış tabakası ağırlık matrisleri ile perceptron kuralına uygun olarak çarpılıyorlar.
    [Decision] = Decision_Layer_Perceptron(Hidden_Output);
    %Decision matrisi değerleri GUI ile kullanıcıya bildiriliyor (Sağlıklı, Muht.Patolojik,
    Patolojik, Tanımsız)
else                                          %YSA Eğitiliyor
    %Giriş değerleri test aşamasındaki gibi işleniyor.
    [Hidden_Output] = Hidden_Layer_Perceptron(Inputs);
    [Decision] = Decision_Layer_Perceptron(Hidden_Output);
    %Elde edilen sonuçlarla beklenen sonuçlar kullanılarak hata hesaplanıyor
    [Errors] = Calc_Error(Decision, Desired);
    %Hatalar ve çıkış değerleri kullanılarak yeni çıkış tabakası ağırlıkları bulunuyor.
    [New_Desired] = Back_Propagate(Errors, Desired);
    %Hatalar ve Saklı tabaka değerleri kullanılarak yeni saklı tabaka ağırlıkları bulunuyor.
    [New_Hidden] = Back_Propagate(Errors, Hidden_Output);
    %Değerler Güncelleniyor
    DesiredLayer = New_Desired;
    HiddenLayer = New_Hidden;
end
```

EK 5 Tasarlanan Üroflowmetre Sistemi Fotoğrafları



ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Ahmet Semih ALTUNAY

Doğum Yeri : Merzifon

Doğum Tarihi : 10/11/1981

Medeni Hali : Bekar

Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu

Lise : Turhal Anadolu Lisesi, 1999

Lisans : Gazi Üniversitesi Elektrik Elektronik Müh, 2003

Yüksek Lisans: Ankara Üniversitesi Elektronik Müh. A.D., (2004 – 2006)

Çalıştığı Kurum ve Yıl

EAS Elektronik San.Tic.A.Ş., 2004-...

Yayımlar (Bildiriler)

1. Semih ALTUNAY, Ziya Telatar, Osman Eroğul, Emin AYDUR. Üroflow Grafiklerinin Yapay Sinir Ağları ile Yorumlanması. SIU 2006, Antalya.