



121260

*Sevgi ve güvenleri ile bu seviyeye
gelmemde ödenemez katkıları olan sevgili
annem, babam ve kardeşlerime teşekkür
eder, Tezimi onlara ithaf ederim.*

**Y.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ**

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**PROSTAT AMELİYATI İÇİN μ P VEYA μ C TEMELLİ, İNSAN
TOTAL KANINDA VEYA PLAZMASINDA BULUNAN Na^+
KONSANTRASYONUNU ON-LINE (AMELİYAT SÜRESİNCE)
SÜREKLİ ÖLÇECEK SENSÖR TASARIMI**

AHMET HAYRETTİN YÜZER

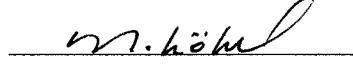
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ**

MALATYA
MAYIS 2002

Fen Bilimleri Enstitü Müdürlüğü' ne,

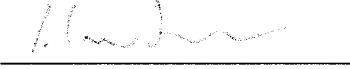
Bu çalışma Jürimiz tarafından Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.



(imza)

(Başkan)

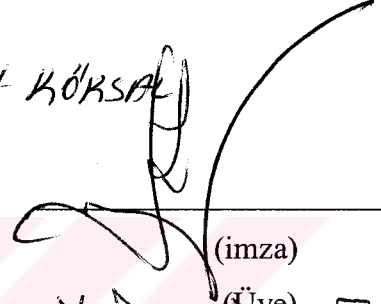
Prof. Dr. Muhammet KÖKSAL



(imza)

(Üye)

Doç. Dr. Saadetdin HERDEM



(imza)

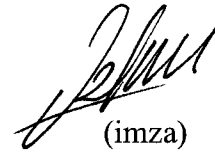
(Üye)

Y. Doç. Dr. F. Yalçınkaya

ONAY

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

29.18.1202



(imza)

Doç. Dr. Özfer YEŞİLADA

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

PROSTAT AMELİYATI İÇİN μP VEYA μC TEMELLİ, İNSAN TOTAL KANINDA VEYA PLAZMASINDA BULUNAN Na^+ KONSANTRASYONUNU ON-LİNE (AMELİYAT SÜRESİNCE) SÜREKLİ ÖLÇECEK SENSÖR TASARIMI

Ahmet Hayrettin YÜZER
İnönü Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

112+viii sayfa

2002

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Fikret YALÇINKAYA

Bu çalışmada total veya kanda onun ilgili komponentlerinde (türevlerinde) Na^+ konsantrasyonunun ölçülebilmesi amaçlanmıştır.

Günümüzde klinik amaçlı olarak kanda Na^+ derişimi ölçülmektedir. Fakat bu ölçme; ameliyattan önce hastadan bir miktar kan alınıp ölçme cihazının bulunduğu laboratuara gönderilerek yapılmaktadır.

Ameliyattan önce total kanda veya türevlerinde Na^+ derişimi değeri normal sınırlar içinde olan bir hastanın Na^+ derişimi ameliyat süresince *normal sınırlar dışına çıkmayacağı* anlamına gelmez. Bu, özellikle prostat ameliyatı için daha geçerli bir durumdur. Eğer Na^+ derişimi normal sınırların dışına çıkar ve uygun süre içinde gerekli müdahalede bulunulmadığı takdirde hastanın komaya girerek ölümüne kadar giden olaylar (terslikler) tetiklenmiş olur. Bu nedenle, prostat ameliyatı süresince Na^+ konsantrasyonu kontrol altında tutulmalıdır.

Bu çalışmada, kana batırılan elektrotun ürettiği voltaj değerine karşılık gelen konsantrasyonun bulunması; ara-değer hesaplama yöntemlerinden Lagrange Enterpolasyonu yöntemi ile yapılmaktadır. İlk olarak elektrotun Na^+ konsantrasyon değeri bilinen çözeltilerde ürettiği gerilim değerleri kaydedilecek ve daha sonra elektrot, konsantrasyonu bilinmeyen kana batırıldığında ürettiği voltaj değerine göre ara-değer hesaplama yöntemiyle konsantrasyon hesaplanacaktır.

Bu işlemleri yapabilecek ölçüm düzeneği tasarlanmış ve uygulaması yapılmıştır.

ANAHTAR KELİMELER: Prostat kanseri, Na^+ Sensörü, μC programı, Lagrange Enterpolasyonu, Ionophore, Referans sensör, 80C535 μC , Enstrümantasyon Amplifikatörü

ABSTRACT
MSc. Thesis

The Design of a μC or μP Based Sodium Sensor to Measure On-Line Na^+ Concentration in Whole Human Blood or Plasma During Prostate Surgery

Ahmet Hayrettin YÜZER

İnönü University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Electrical and Electronics Engineering Department

112 + viii pages

2002

Supervisor: Assist. Prof. Dr. F. Yalçınkaya

In this work, a sodium sensor measuring sodium ion concentration in whole human blood or plasma was studied. In the contemporary world of clinical medicine, Na^+ ion concentration can be measured via different methods in different kinds of media.

For a patient undergoing TURP surgery, the sodium ion concentration measurement must be done before the operation started. To do that, the taken blood sample need to be sent away to get the sample tested or measured with respect to sodium ion concentration. The critical point is that in case Na^+ concentration limits exceed or lack the normal physiological values due to different liquids and/or electrolytes given to or taken away from the human body during surgery, additional precautions must immediately be taken by medical personnel attending the surgery. This action might prevent any further life hazard or the risk of patient to be axe. But this process is still a time-consuming and dangerous activity on behalf of the patient waiting in the operation theatre.

Therefore, this thesis helps to develop an on-line measuring system for emergency cases or for patient currently undergoing TURP surgery.

To that end, a sensor system has been prepared, interfaced, programmed and tested. The Lagrange Interpolation has been used in μC programming to measure in-between values. The measuring system for data acquisition, in-between value estimation and displaying is made of the components: a working electrode, a reference electrode, interfacing electronics circuitry and 80C535 μC . The system has successfully been tested.

Keywords: Prostate, Sodium Sensor, μC Programming, Lagrange Interpolation, Ionophore, Reference Electrode, 80C535 μC , Instrumentation Amplifier, TURP Surgery

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın konusunu öneren ve çalışmanın her aşamasında bana yön veren ve desteğini esirgemeyen danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Fikret YALÇINKAYA'ya;

Bu çalışmanın hazırlanması sırasında 2001/2002 öğretim döneminde bölümle ilgili idari görevlerimde istemeyerek meydana gelen gecikme ve hatalarımı mazur gören tüm Bölüm hocalarıma ve Bölüm sekreterimize;

Referans elektrotların hazırlanmasında büyük emeği geçen ve malzeme desteğinde bulunan Fen Edebiyat Fakültesi Kimya Bölümü öğretim elemanı Dr. Arş. Grv. Serap TİTRETİR'e;

µC programının hazırlanması sırasında değişik fikir ve önerilerde bulunan Sayın Yrd. Doç. Dr. Ö. Faruk Özgüven'e;

Bu çalışmanın hazırlanması ve yazıya dökülmesi sırasında yardımları olan arkadaşlarım Dr. Arş. Grv. S. Ethem HAMAMCI, Arş. Grv. Didem EREN, Arş. Grv. Fatih AKARSU ve Sevinç TOSUN'a;

Okul harici tüm özel işlerimi yaparak vaktimin tamamını tezime ayırmamı sağlayan değerli arkadaşım Seyfettin YILDIZ'a;

İsmi sayamadığım diğer tüm yardımı geçen öğrencilerim, hocalarım ve arkadaşlarıma;

VE

Tüm hayatım boyunca olduğu gibi tez çalışmam süresince destek ve hoşgörülerini esirgemeyen AİLEM'e özellikle de düzenli aralıklarla arayıp moral desteği veren canım ANNEM'e;

TEŞEKKÜR EDERİM.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	I
ABSTRACT.....	II
TEŞEKKÜR.....	III
İÇİNDEKİLER.....	IV
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	VI
TABLolar LİSTESİ.....	VII
KISALTMALAR	VIII
1 GİRİŞ	1
2 KURAMSAL TEMELLER	3
2.1 Tıp Açısından Prostat Kanseri ve Na ⁺ Derişimi	3
2.1.1 Prostat'ın Vücuttaki Yeri ve Görevi	3
2.1.2 Prostat Kanserinde Klinik Bulgular ve Semptomları	4
2.1.3 Dünyada Prostat Kanseri Yaygınlığı ve Yakalanma Riski.....	4
2.1.4 Vücut açısından Na ⁺ iyonu ve önemi.....	5
2.1.4.1 Total Vücut Sodyumu.....	5
2.1.4.2 Değişebilir Sodyum	6
2.1.4.3 Vücut Sıvı Boşluklarının Anatomisi.....	6
2.1.4.4 Ekstraselüler Sıvının En Önemli Katyonu Olarak Sodyum.....	7
2.1.4.5 Ekstraselüler Sıvı Hacminin Belirleyicisi Olarak Sodyum İçeriği	7
2.1.4.6 Ekstraselüler Sıvıda Sodyumun Dağılımı.....	9
2.1.4.7 Plazma Sodyum Konsantrasyonu	10
2.1.4.8 Plazma Sodyum Konsantrasyonunun Fizyolojik Kontrolü	10
2.1.4.9 Su ve Sodyum Metabolizmaları Arasındaki İlişki.....	11
2.1.5 Na ⁺ Derişiminin Bu Ameliyattaki Önemi Ve Bu Çalışmanın Sağlayacağı Avantajlar.....	11
2.2 Konu ile ilgili çalışmalar.....	13
2.2.1 Prostat Ameliyatlarında Na ⁺ Derişimi Ölçümü	16
2.2.2 Na ⁺ Derişimi Ölçmekte Kullanılan Yöntemler.....	16
2.2.2.1 İSFET Kullanımı.....	16
2.2.2.2 Optrodes (=Optik Elektrotlar) Kullanımı	17
2.2.2.3 Alev Fotometresi Kullanımı	17
2.2.2.4 İyon Seçici Elektrotlar	17
2.2.3 İyon Seçici Elektrotlar	17
2.2.4 Enterpolasyon Yöntemleri	19
2.2.4.1 Lineer Enterpolasyon.....	19
2.2.4.2 Kuadratik Enterpolasyon	20
2.2.4.3 İleri Enterpolasyon İçin Newton Formülü.....	21
2.2.4.4 Geriye Enterpolasyon İçin Newton Formülü.....	21
2.2.4.5 Lagrange Enterpolasyonu	22
2.2.4.6 Spline Enterpolasyonu	22
2.2.4.7 Lineer Spline Enterpolasyonu.....	22
2.2.4.8 İkinci Derece Spline Enterpolasyonu	23
2.2.5 Lagrange Enterpolasyonu	24
2.3 Na ⁺ Derişimi Ölçüm Sistemi	25
2.3.1 Ölçü Düzeneginin Hazırlanması.....	25
2.3.2 Derişim-Gerilim Tablosunun Çıkarılması	26
3 ON-LİNE OLARAK Na ⁺ DERİŞİMİ ÖLÇMEDE KULLANILAN MATERYAL VE YÖNTEM	28
3.1 Derişim Ölçmede Kullanılan Malzemeler ve Ölçü Düzenegi	28

3.1.1	Elektrotlar	28
3.1.1.1	Na ⁺ Elektrodunun farklı kimyasallarla hazırlanması	29
3.1.1.2	Referans Elektrot	32
3.1.2	Enstrümantasyon Amplifikatör Devresi	34
3.1.3	Voltaj Sınırlama Devresi	36
3.1.4	µC Geliştirme Seti	37
3.1.4.1	8051 Temelli 8 bit CPU	37
3.1.4.2	Hafıza	38
3.1.4.3	8 girişli 8 bit Analog-Dijital Çevirici	39
3.1.4.4	Dört Satır 20 Karakter LCD Çıkış Modülü	45
3.2	Numuneden Alınan Gerilime Karşılık Derişimin Bulunmasında Kullanılan Nümerik Yöntem	47
3.2.1	Lagrange Enterpolasyonu	47
3.2.2	µC Programı ve Algoritması	48
3.2.2.1	µC Program algoritması	48
3.2.2.2	µC Programı	48
4	ARAŞTIRMA BULGULARI	49
4.1	Referans Elektrot Sonuçları	49
4.2	Amplifikatör devresi Sonuçları	55
4.3	µC Program Sonuçları	56
5	SONUÇLAR VE ÖNERİLER	57
5.1	Sonuçlar	57
5.2	Öneriler	57
6	KAYNAKLAR	59
7	EKLER	61
	Ek 1 Mikrokontroller Program algoritması	61
	Ek 2 Mikrokontroller Programı	85
	Ek 3 Opampların bazı Özellikleri	100
	Ek 4 Dinamik Denge Akımlar	103
	Ek 5 Dex_2_hex	104

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1 Mesanenin Sagital Kesiti.....	3
Şekil 2-2 Her 100.000 erkek için prostat kanserinin ülkelere göre oranı	5
Şekil 2-3 Vücut içindeki suyun dağılımı	6
Şekil 2-4 Sodyum eklenmesinin, suyun ekstraselüler ve intraselüler boşluklar arasındaki dağılımına etkisi	8
Şekil 2-5 Sodyumun dağılımı	9
Şekil 2-6 Sodyum alım ve atılım yol ve miktarları.....	11
Şekil 2-7 İyon seçici elektrot türleri (a) Cam, (b) İç referans elektrodu kristal membran, (c) Katı bağlantılı kristal membran, (d) Sıvı iyon değişimi ve (e) Gaz duyarlı membran.....	19
Şekil 2-8 Lineer Spline Enterpolasyonu	23
Şekil 2-9 İkinci Derece Spline Enterpolasyonu.....	23
Şekil 2-10 Lagrange Fonksiyonu.....	25
Şekil 2-11 Dinamik Denge Akımları [16]	26
Şekil 3-1 Elektriksel çift tabaka yapısı	29
Şekil 3-2 a) Tersinir Elektrot Akım-Gerilim Grafiği b) Tersinmez Elektrot Akım-Gerilim Grafiği.....	29
Şekil 3-3 Basit Seri Devre (Elektrot ve amplifikatör modeli)	35
Şekil 3-4 Enstrümantasyon Amplifikatör Devresi.....	36
Şekil 3-5 Gerilim sınırlama devresi	37
Şekil 4-1 a) Elektrot1 2 çevrim b) Elektrot1 4 çevrim c) Elektrot1 14 çevrim d) Elektrot2 2 çevrim e) Elektrot2 4 çevrim f) Elektrot2 14 çevrim g) Elektrot1 2, 4 ve 14 çevrim üst üste h) Elektrot2 2, 4 ve 14 çevrim üst üste i) Elektrot1 ve Elektrot2 14 çevrim üst üste	55
Şekil 7-1 Açık Çevrim Kazancı	101
Şekil 7-2 Voltaj Takipçisi ile Yük Sürme.....	102

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1 Derişim-Gerilim Tablosu	27
Tablo 2 Referans Elektrot Gerilimleri	33
Tablo 3 SFR: Special Function Register.....	41
Tablo 4 Test İçin Kullanılan Lagrange Enterpolasyonu Kaynak Değerleri	56



KISALTMALAR

meq	:1 meq=23 mg Na
$L_i(x)$:Lagrange Fonksiyonları
ISE	:Ion Selective Electrode (İyon seçici elektrot)
μC	:Mikrocontrollor (mikrodenetleyici)
μP	:Mikroprocessor (mikroişlemci)
ADC	:Analog Dijital Convertor (Analog dijital çevirici)
V_E	:Elektrot gerilimi
i	:Elektrottan çekilen akım
R_A	:Amplifikatör giriş direnci
CPU	:Control Processes Unit (işlem kontrol ünitesi)
P0,...,P6	: μC ' a ait giriş/çıkış portları
V_d	:Opamp giriş fark voltajı
A_{OL}	:Opamp açık çevrim voltaj kazancı
A_{CL}	:Opamp kapalı çevrim voltaj kazancı
V_{osat}	:Opamp' ın doyuma gittiğindeki çıkış voltaj değeri
V_0	:Çıkış voltajı
V_i	:Giriş voltajı
I.U.P.A.C.	:Uluslararası Temel ve Uygulamalı Kimya Birliği
Lig	:Uzunlamasına
ATP	:Adenesine Three Phosphat
ISFET	:Ion Selective FET (İyon seçeci FET)
FET	:Field Effect Transistor
Dek	:Denklem
Bk	:Bakınız
dk	:Dakika

1 GİRİŞ

Prostat ameliyatına genellikle 40-45 yaşlarından sonra ürolojik hatta meydana gelen daralma nedeniyle ihtiyaç duyulmaktadır.

Ameliyat sırasında kullanılan resectisol isimli sıvıdan dolayı kanın elektrolit dengesi düşmektedir. Kanda bulunan Na^+ konsantrasyonu vücut iletişim sisteminde ve dengesinde etkilidir. Na^+ konsantrasyonunun normal sınırlar dışına çıkması, vücut iletişim sistemini etkilemekte dolayısıyla böbrek, dalak ve beyin gibi hayati fonksiyonları yerine getiren organların durmasına sebebiyet verebilmektedir. Hatta ameliyat masasında bulunan hastanın, komaya girerek ölmesi durumu bile ortaya çıkmaktadır. Böyle bir durumla karşılaşmamak için bazen ameliyatın erken bitirilmesi zorunluluğu doğmaktadır.

Anılan sebeplerle, Na^+ konsantrasyonunun ameliyat sırasında ölçülmesi gerekliliği aşikardır.

Bu tür süreçleri ve çözüm metotlarının oluşumunu J. L. Adams şöyle formüle etmektedir: “Mühendislik sürecinin başlayabilmesi için öncelikle bir isteğin bulunması gerekir. Daha sonra, bu istek bir probleme indirgenir. Problem tanımlandıktan sonra, bazen *ön tasarım* olarak adlandırılan bir etkinliğe girilir. İlkönce, problemi çözmeye yönelik farklı yollar aranıp bulunur ve daha sonra bu yollar birbiriyle karşılaştırılır.”[1].

Bu çalışmaya, prostat ameliyatı sırasında Na^+ konsantrasyonunu ölçebilecek sensör ve devre tasarımı gerekliliği ve isteği üzerine karar verilmiştir. Öncelikle, bu ölçme işlemi yapabilecek bir ölçüm sistemi modeli oluşturulmuştur. Bu modele göre; kana batırılacak olan iki elektrot sisteminin Na^+ konsantrasyonuna orantılı olarak üreteceği potansiyel fark voltajı, enstrümantasyon amplifikatör devresi ile yükseltilecek μC 'a verilebilir düzeye getirilmelidir. μC 'a yazılacak bir program kullanılarak Na^+ konsantrasyonu hesaplanacaktır. Bu amaçla kullanılacak olan malzemeler ve özellikleri hakkında gerekli bilgi toplanıp birbirleriyle karşılaştırılacak ve literatür esas alınarak en uygun olanları seçilecektir.

Bu çalışmada 8 bitlik bir μC kullanılacağı için, sayısal işlemlerde bazı sorunların ortaya çıkacağı bilinen bir gerçektir. Bu sebeple, matematik hesaplama yönteminde ve μC 'un yapacağı sayısal işlemlerle ilgili algoritmada bazı değişikliklerin yapılması kaçınılmaz bir durum olmaktadır. Bu zor süreci ve bu sürecin ortaya çıkardığı sorunların çözümünde kullanılan bilimsel aracı, J. L. Adams isabetle tespit ederek

aşğıda verildiği şekilde özetlemektedir: “Matematik, mühendisi teknisyenden ayıran düşünsel alet çantasıdır” [1].

Ön hazırlıkları yapılan bu ölçüm sisteminin, doğru çalıştığının anlaşılabilmesi için uzun denemelere tabi tutulacaktır. Bu sürecin öznesi olan insanı ve çalışma yöntemini (=felsefesini), bilim felsefecisi olan Karl Popper şöyle tanımlamaktadır: “İnceleyen, hipotezler üreten ve onları çürütene kadar deney yapan kişi” [1].

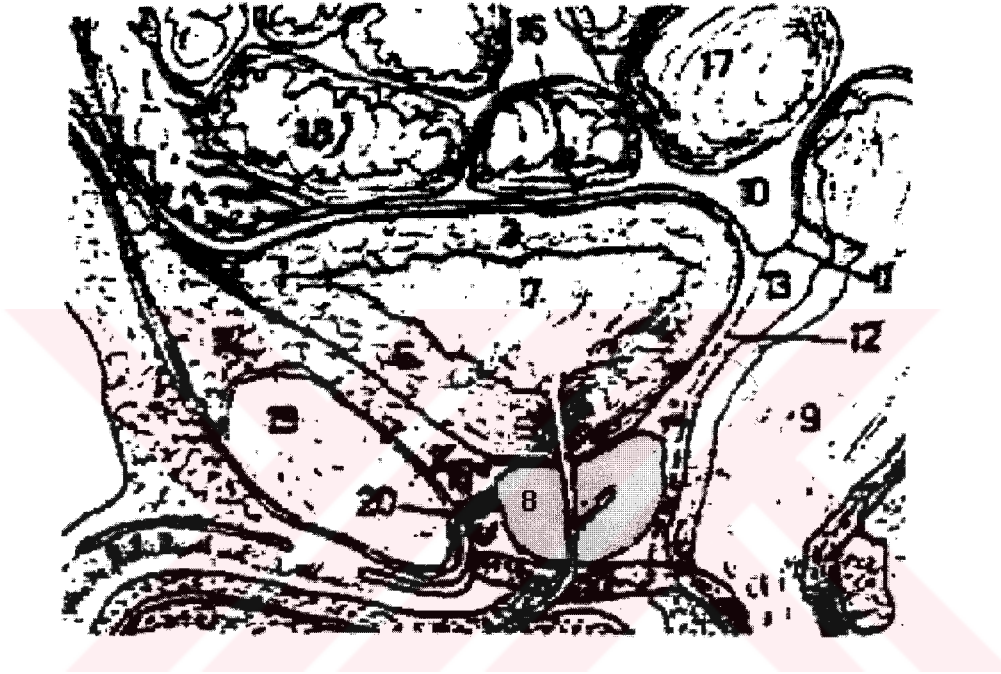


2 KURAMSAL TEMELLER

2.1 Tıp Açısından Prostat Kanseri ve Na⁺ Derişimi

2.1.1 Prostat'ın Vücuttaki Yeri ve Görevi

Erişkin insanda prostat, fibromüsküler bir stroma içinde 30-50 adet tubüloalveoler gland (gland: salgı yapan hücrelerin teşkil ettiği organ veya oluşum, salgı bezi) içeren sekretuar bir organdır.



Şekil 2-1 Mesanenin Sagital Kesiti

1. Mesane tepesi (apex vezicae) 2. Lig. umbilikale medi-anum (chorda urachü) 3. Mesane üst yüzeyi 4. Mesane tabanı (fundus vezicae) 5. Mesane boynu 6. Mesane alt yan yüzeyi 7. Mesane gövdesi 8. Prostat 9. Rektum 10. Excavatio rectovesicalis 11. Plika rektovezikalis 12. De-nonviller fasyası 13. Septum rektovezikalis 14. Septum prevezikalis 15. Septum retropubikum (Retzius aralığı ve Santorinipleksusu) 16. Periton 17. Sigmoid kolon 18. İnce bağırsaklar 19. Simfiz pubis 20. Puboprostatik ligament 21. Ürogeratal diyafram

Prostat bezi, tabanı mesane tabanına oturan, tepesi ürogenital diyaframa yakın olmak üzere inferiorda yer alan 3.5 cm genişliğinde, 3.5-4 cm uzunluğunda, 2.5-3 cm kalınlığında olan ve şekli yaklaşık koni biçiminde bir organdır. Prostat bezinin yaklaşık %30'u müsküler dokudan, geriye kalan %70'lik kısmı ise glandüler epitelden oluşmuştur. Prostat üzerinde ayrıntılı anatomik ve histolojik çalışmalardan sonra McNeal 1968'de glandüler elemanları santral zon, periferik zon ve transisyonel zon olmak üzere üç bölgeye;

nonglandüler yapıları ise anterior fibromuskuler stroma ve preprostatik sfinkter olmak üzere iki bölgeye ayırmıştır.

2.1.2 Prostat Kanserinde Klinik Bulgular ve Semptomları

Dizüri, idrar akımında yavaşlama, pollaküri ve idrar retansiyonu gibi prostatizm semptomlarıyla beraber kemik ağrılarının olması kanser şüphesi olan hastalarda en önemli bulgulardır.

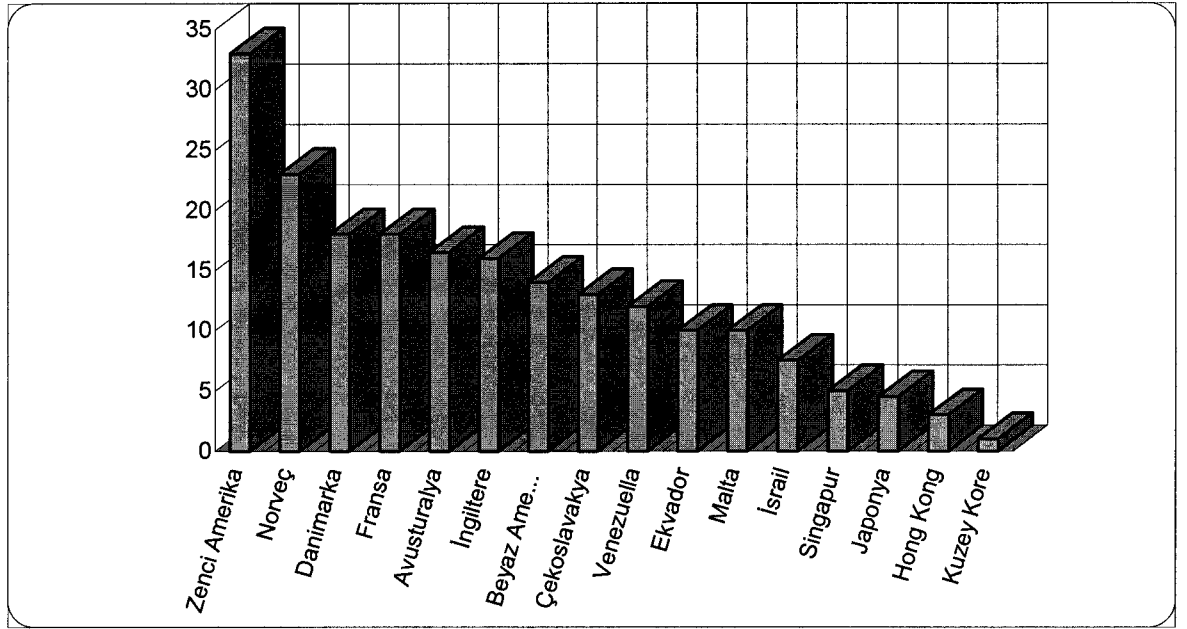
Kesik kesik idrar, aşağı bel ağrısı, genital, perimeal (bölgesel) ve perigenital ağrı, infertilite (infertility:çocuk sahibi olma yeteneğinin azlığı veya yokluğu) ve empotans sorunları olan genç erişkin erkeklerde objektif bir bulgu olmadığı halde hastalık prostat olarak yorumlanmaktadır.

2.1.3 Dünyada Prostat Kanseri Yaygınlığı ve Yakalanma Riski

Özellikle toplum ortalama yaşının yüksek olduğu ülkelerde, prostat kanseri erkek populasyon arasında tüm kanserler içinde en sık görülen kanser türünü oluşturur. Prostat kanserinin %70'i periferik zondan kaynaklanmaktadır.

Ürogenital yakınmalar nedeni ile başvuran hastaların yaklaşık %25'ine prostatit tanısı konmakta ve erkeklerin %50'si yaşamlarının herhangi bir döneminde prostatit semptomları nedeni ile klinik değerlendirmeye alınmaktadır.

Prostat kanseri dünyada, erkeklerde görülen kanserlerde dördüncü sırayı almakta ve bütün kanserlerin %32'sini teşkil etmektedir. Prostat kanseri, Amerika'da akciğer kanserlerinden sonra üçüncü sırayı aldığı belirtilirken, son yayınlanan verilere göre cilt kanserlerinden sonra ikinci sırada görülmektedir. Bu ülkede her yıl 244.000 kişi prostat kanserine yakalanmakta ve 40.400 kişi (takriben erkeklerin %6.04'ü) bu kanserden ölmektedir. Japonya'da kanser ölümleri içerisinde yedinci sıradadır. Türkiye'de ise gerçek bir istatistik mevcut değildir. (Şekil 2-2).



Şekil 2-2 Her 100.000 erkek için prostat kanserinin ülkelere göre oranı

Asya'da histolojik prostat kanseri prevalansı diğer ülkelerle benzerlik göstermesine rağmen klinik prostat kanseri insidansı oldukça düşüktür. Amerika'da yaşayan Japonlar'da oran, diğer beyazlarla eşit olmasına rağmen Japonya'da yaşayanlarda söz konusu oran daha azdır. Bu bulgular latent (latent: gizli, henüz belirgin hale geçmemiş) prostat kanserinin klinik kansere dönüşmesinde çevresel faktörlerin rolü olabileceği izlenimini oluşturmaktadır.

Birinci derecede yakın akrabalarında prostat kanseri mevcut olan insanlarda genel populasyona göre 2.1-2.8 katı fazla kanser tespit edilme riski vardır. Ailesinde meme kanseri mevcut olanlarda, prostat kanserine yakalanma riski olmayana göre daha fazladır fakat prostat kanserine yakalanan hastaların çoğunluğunda bilinen bir risk faktörü tespit edilmemiş ve en önemli riskin yaşlılık olduğu görülmüştür. Erken yaşlarda ortaya çıkan kanserlerde ailesel etkinin fazla olduğu, ileri yaşlarda ise sporadik geliştiği bilinmektedir.

Sonuç olarak; prostat kanseri, uzun süre alan kronik ve kompleks karsinogenezis olayların etkileşimi ile oluşmaktadır [2].

2.1.4 Vücut açısından Na⁺ iyonu ve önemi

2.1.4.1 Total Vücut Sodyumu

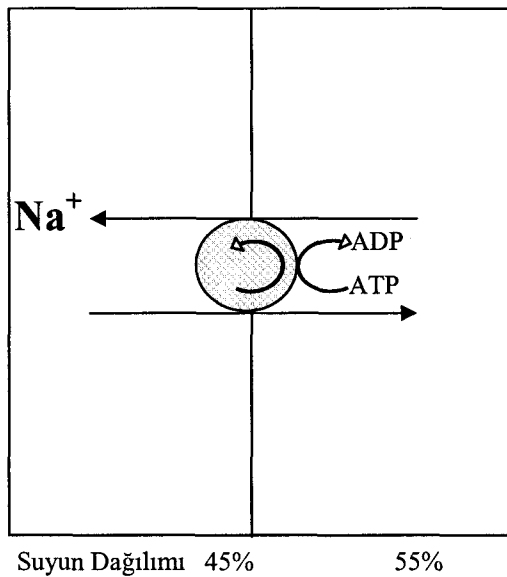
Sodyum vücuttaki en önemli katyondur. 70 kilogram ağırlığındaki bir insanda, kilogram başına ortalama 60 meq veya toplam 4200 meq sodyum bulunur. Total vücut sodyumu, erişkinlerde, vücut ağırlığının yüzdesi olarak ifade edildiğinde, yaş ve cinsiyetin bir fonksiyonu olarak önemli değişiklikler göstermez.

2.1.4.2 Değişebilir Sodyum

Total vücut sodyumunun yaklaşık %30'u bağlı durumdadır ve bunun da büyük bir kısmı kemik içinde bulunur. Bağlı durumda bulunan sodyum, diğer depolarla diffüzyonel değişime giremediğinden fizyolojik açıdan "sessiz" olduğu kabul edilir. Total vücut sodyumunun geri kalan %70'i - yaklaşık 40 meq/kg vücut ağırlığı - "değişebilir" sodyum (exchangeable) olarak tanımlanır. Değişebilir sodyum, esas olarak ekstraselüler sıvı ve ekstraselüler sıvı kompartmanları içinde erimiş halde bulunur. Değişebilir sodyum fraksiyonu, fizyolojik metabolizmaların kontrolü altındadır. Daha kolay anlaşılması amacıyla bundan sonraki bölümlerde "sodyum" terimi, değişebilir sodyum anlamında kullanılacaktır.

2.1.4.3 Vücut Sıvı Boşluklarının Anatomisi

Şekil 2-3'de görülebileceği gibi, total vücut suyu kabaca birbirine eşit olmayan iki bölüme ayrılır. Total vücut suyunun hücreler içinde bulunan %55'lik bölümüne **intraselüler hacim**, hücre dışında kalan %45'lik bölümüne de **ekstraselüler hacim** adı verilir.



Şekil 2-3 Vücut içindeki suyun dağılımı

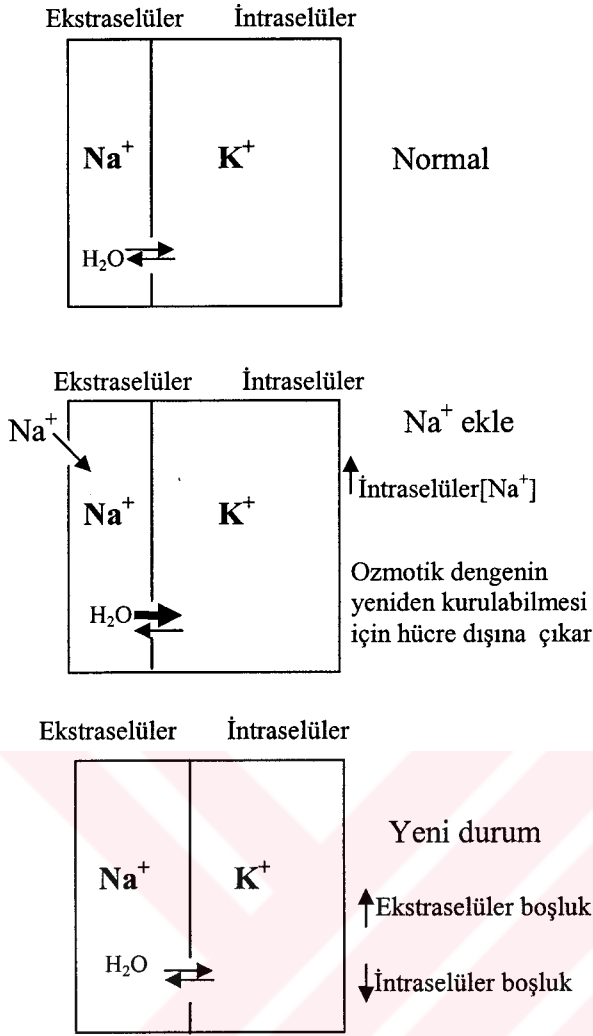
2.1.4.4 Ekstraselüler Sıvının En Önemli Katyonu Olarak Sodyum

Ekstraselüler ve intraselüler sıvıların elektrolit içerikleri birbirinden oldukça farklıdır. Şekil 2-3'de görüldüğü gibi, pratik açıdan intraselüler sıvının ana katyonu potasyum, ekstraselüler sıvının ise sodyumdur.

Hücre içinde potasyum konsantrasyonu yüksek ve sodyum konsantrasyonu düşük iken; ekstraselüler sıvı içinde sodyum konsantrasyonu yüksek ve potasyum konsantrasyonu düşüktür. Elektrolit konsantrasyonundaki bu kutuplaşmanın devamlılığı, Na^+/K^+ -ATP'in güçlü etkisi ile sağlanır. Bütün hücre membranlarında bulunan ve ATP'ye bağımlı olarak çalışan bu enzim, 3:2 oranıyla sodyumu hücre dışına çıkarırken potasyumu hücre içine pompalar.

2.1.4.5 Ekstraselüler Sıvı Hacminin Belirleyicisi Olarak Sodyum İçeriği

Su, ekstraselüler ve intraselüler boşluklar arasında ozmotik dengede bulunduğu için, suyun bu iki sıvı kompartmanı arasındaki dağılımı, sodyum ve potasyumun relatif miktarları tarafından belirlenir.



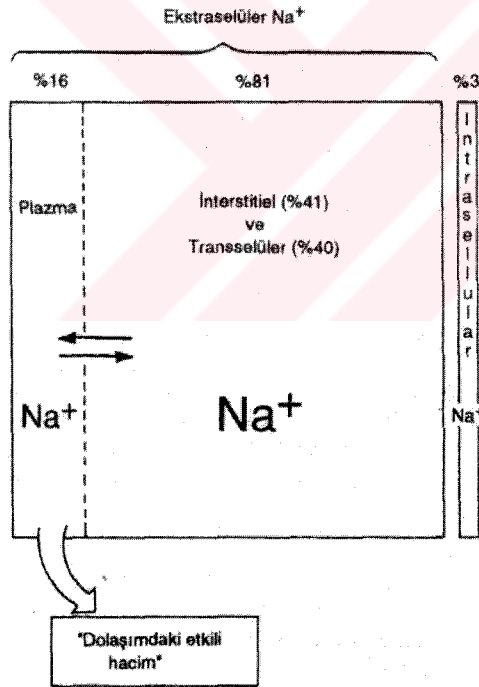
Şekil 2-4 Sodyum eklenmesinin, suyun ekstraselüler ve intraselüler boşluklar arasındaki dağılımına etkisi

Örneğin Şekil 2-4’de gösterildiği gibi, vücuda sodyum eklenmesinin sonuçlarını ele alalım. Sodyum ilavesinden önce (üst), ekstraselüler sıvıdaki sodyum ve intraselüler sıvıdaki potasyum konsantrasyonları birbirine eşittir. Bu nedenle, hücre zarında net bir su akımı yoktur. Sodyum eklenir eklenmez, hemen hücre dışına atılır (bu sırada hücre içine sızmış olan sodyum da derhal Na⁺/K⁺-ATP tarafından dışarıya pompalanır) ve sodyum ekstraselüler sıvı boşluğunda kalır. Ekstraselüler sodyum konsantrasyonunun artması, intraselüler kompartmandaki suyun ozmotik olarak ekstraselüler boşluğa çekilmesini sağlar (Şekil 2-4, orta). Suyun bu yöndeki hareketi ozmotik denge yeniden kuruluncaya kadar devam eder ve sonuçta ekstraselüler sodyum konsantrasyonu tekrar intraselüler potasyum konsantrasyonuna eşit hale gelir (Şekil 2-4, alt). Başlangıçtaki durumla karşılaştırıldığında, ekstraselüler sıvı hacmi, intraselüler sıvı hacminin azalması pahasına genişlemiştir. Bu örnek, sodyum içeriğinin potasyum içeriğine

oranının, vücut suyunun ekstraselüler ve intraselüler boşluklar arasındaki dağılımını nasıl belirlediğini göstermektedir.

2.1.4.6 Ekstraselüler Sıvıda Sodyumun Dağılımı

Şekil 2-5’de görüldüğü gibi, değişebilir sodyum esas olarak ekstraselüler sıvı boşluğunun birbirinden bağımsız üç alt birimi içinde yer alır. En önemli ve büyük alt birim, değişebilir sodyumun %41’inin yer aldığı, hücrelerin çevresindeki ve lenfatik sıvıdan oluşan **interstitiel** (hücre arası) sıvıdır. İçinde değişebilir sodyumun %40’ının bulunduğu, plazmayla difüzyonel dengeye girmesi daha uzun bir süre gerektiren, interstitiel sıvıyla fonksiyonel açıdan devamlılık içinde olan bir başka sıvı boşluğu grubu da **transselüler hacim**dir. Transselüler sıvıdaki sodyum içinde, kemik bağ dokusu ve kıkırdaktaki değişebilir sodyumun bir bölümü ile tükürük, gastrointestinal sıvılar, beyin-omurilik sıvısı, göz içi sıvısı ve ter gibi özgül ve kısmen de sekestre halde bulunan vücut sıvılarında sodyum mevcuttur. Total sodyum miktarının



Şekil 2-5 Sodyumun dağılımı

yaklaşık %81’i interstitiel ve transselüler sıvılar içinde bulunur. İntertitiel sıvıyla difüzyonel denge içinde bulunan ve değişebilir sodyumun %16’sını içeren **plazma**, total vücut sodyumunun düzenlenmesinde renal ve hemodinamik işlemleri uyaran üçüncü ve kritik bir sıvı alt birimidir. Ekstraselüler sıvı içindeki toplam sodyum miktarı (interstitiel, transselüler ve plazma) total değişebilir sodyumun %97’sini oluşturur. Total

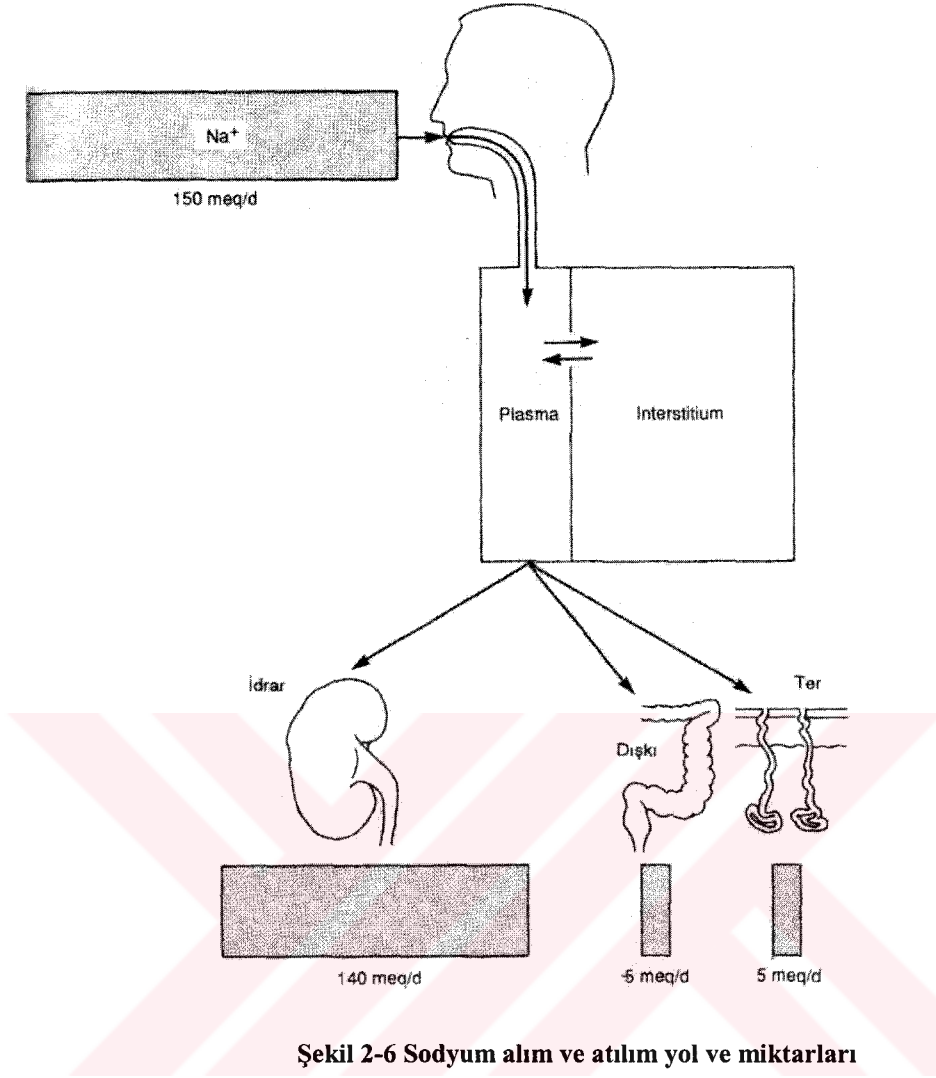
vücut sodyumunun sadece %3 kadarı intraselüler sıvı boşluğundadır. Şekil 2-3'de, sıvı hacimleri su dağılımının bir fonksiyonu olarak gösterilmişken, Şekil 2-5'de ise vücut sıvı hacimlerinin sodyum dağılımı açısından gösterildiğine dikkat edilmelidir. İkisi arasındaki en önemli fark, daha geniş olan intraselüler hacmin, sodyum tarafından değil de potasyum tarafından belirlenmiş olduğudur.

2.1.4.7 Plazma Sodyum Konsantrasyonu

Vücut sıvılarının osmolalitesi, vücuttaki değişebilir çözeltilerin (esas olarak sodyum ve potasyum) vücut suyuna bölünmesiyle elde edilen oran tarafından kontrol edilir. Pratikte, plazma osmolalitesinin ve buna bağlı olarak ekstraselüler sodyum konsantrasyonunun normal sınırlar içinde tutulabilmesi, total vücut suyu tarafından düzenlenir. Total vücut sodyumunun normal sınırların dışına taşmayan iniş ve çıkışları sırasında, total vücut suyu çok duyarlı mekanizmalar yoluyla aynı oranda değişikliğe uğratarak, ekstraselüler sodyum konsantrasyonunu sabit halde tutulabilir. Ancak, total vücut sodyum miktarı normal sınırların dışına çıkacak şekilde değişiklik gösterirse, ekstraselüler sodyum konsantrasyonu o andaki su seviyesine bağlı olarak düşük veya yüksek bulunabilir. Plazma sodyum konsantrasyonu, sodyum veya suyun miktarından ziyade, aralarındaki oranı yansıtır. Total vücut sodyumunun değerlendirilmesi klinik verilere dayanır; sadece plazma sodyum konsantrasyonuna bakılarak tahmin edilemez.

2.1.4.8 Plazma Sodyum Konsantrasyonunun Fizyolojik Kontrolü

Plazma sodyum konsantrasyonu üç yolla azalabilir: (1) total vücut sodyumunun azalması; (2) total vücut potasyumunun azalması; veya (3) total vücut suyunun artması. Plazma sodyumu, en sık total vücut sodyum veya suyunda meydana gelen değişikliklerden etkilenir (benzer değişiklik total vücut potasyumu değişimi ile de oluşabilir).



Şekil 2-6 Sodyum alım ve atılım yol ve miktarları

2.1.4.9 Su ve Sodyum Metabolizmaları Arasındaki İlişki

Plazma sodyum konsantrasyonu, total vücut sodyumunun (ve potasyumunun) total vücut suyuna oranını gösterir. Bu orandaki azalma (1) total vücut sodyumunun total vücut suyundan daha fazla kaybedilmesi; (2) total vücut sodyumunun normal olmasına karşılık total vücut suyunun artması; veya (3) total vücut sodyumundaki artışa karşılık, total vücut suyunun bundan daha fazla artması gibi üç temel nedene bağlı olabilir.

Bu nedenle, plazma sodyum konsantrasyonu, total vücut sodyumunun durumunu yansıtmaz. Total vücut sodyum miktarının tam olarak saptanabilmesi için klinik bir değerlendirilmenin yapılması gereklidir[3].

2.1.5 Na⁺ Derişiminin Bu Ameliyattaki Önemi Ve Bu Çalışmanın Sağlayacağı Avantajlar

Na⁺ iyonunun vücut açısından ne kadar önemli olduğu bir önceki bölümde anlatılmıştır. Normal bir insan için dahi Na⁺ iyonunun normal sınırlar dışına çıkmasına vücutta anormalliklerin ortaya çıkmasına sebep olmaktadır. Sağlıklı bir insanın aldığı sodyum iyonunu hangi yolla aldığı ve ne kadarını vücut dışına attığı Şekil 2-6'da görülmektedir.

Sağlıklı bir insan açısından vücut dengesinin korunmasında bu kadar önemli olan Na⁺ derişiminin, prostat ameliyatı olan hastada ne derece dikkat edilmesi gerektiğinin anlaşılabilmesi için tıp doktorlarıyla da koordineli çalışma yapılmıştır. Bu doktorlardan, Dr. Ali Güneş ve Dr. M. Derya Balbay'la yapılan görüşmeler sırasında anlaşılacaklar aşağıda birkaç soru ve onlara verilen cevaplarla özetlenmiştir.

1. Prostat kanseri olan bir hasta mutlaka ameliyat olmalı mıdır?

☺ Prostat kanseri organa sınırlı ise yani yayılmamış ise, hastanın hayat beklentisi 10 yıldan daha uzunsa ve ameliyata engel olacak kalp hastalığı, karaciğer hastalığı v.s. gibi hastalıkları yoksa en iyi tedavi ameliyattır[4].

2. “Ameliyat mutlaka 20 dk.'da bitirilmelidir” diye bir kural var mı?(ameliyat süresi sınırlı mı olmalıdır?)

☺ Kanserli olmayan prostat büyümelerinin kapalı ameliyatlarının (TURP, Transurethral resection of the prostate) 60 dk'da bitirilmesi istenir. Bu süre uzatılırsa TURP sendromu denilen hiponatremi (serum sodyum konsantrasyonunda düşüklük) ve intravasküler hemoliz (damar içinde kırmızı kan hücrelerinin kan osmolalitesinde düşmeye bağlı olarak şişerek parçalanması) başta olmak üzere böbrek yetmezliğine kadar giden klinik tablo ortaya çıkmaktadır[4].

☺ Mümkün olduğu kadar kısa olması önerilmekle birlikte bazen **1 h 30 dk** sürdüğü olmaktadır[5].

3. Sodyum derişimi normal sınırların dışına çıkarsa ameliyatta ne gibi bir müdahalede bulunulur?

☺ 120 meq altına düşürse %3'lük izotonik NaCl damardan verilir. Diğer durumlarda % 0,9'luk izotonik NaCl damardan verilir.[5]

4. Prostat ameliyatlarında sodyum derişiminin önemi nedir?

☺ Ameliyatın teknik yönüyle bir ilgisi yoktur. Ancak hastanın beyin ve böbrek fonksiyonları başta olmak üzere kan osmolalite ve elektrolit seviyesini dengede tutmak için önemlidir.[4]

5. Ameliyat olacak hastanın Na^+ derişimi değerini ameliyattan önce ölçmek yeterli midir? Ameliyat sırasında ölçüm yapılmalı mı? Ölçüm yapılması bir avantaj sağlar mı?

☺ Genellikle ameliyattan önceki ölçüm yeterlidir. Vücudun sodyum dengesini ayarlama mekanizmaları bunu belli aralıklarda tutar. Ancak bazı böbrek, kalp, karaciğer, hormonal hastalıklarda bu ayarlama mekanizması bozulabileceğinden veya yavaşlayabileceğinden kan sodyum seviyesi sık aralıklarla takip edilerek dengede tutulmalıdır.[4]

6. Sodyum derişimi ameliyat sırasında normal sınırların dışına çıkar ve müdahale edilmezse ne olur?

☺ TURP sendromu gelişir ve hastada böbrek yetmezliği ve beyin dokusunda şişme oluşur. Bu olaylar, hastanın ölümüne bile sebep olabilir.[4]

☺ Hastanın böbrek ve dalağı devre dışı kalıp sinir sistemi çökebilir. Hatta hasta komaya girip ölebilir.[5]

7. Prostat ameliyatında kullanılan “resectisol” denen madde nasıl bir maddedir? Sodyum derişimi üzerindeki etkisi nedir?

☺ Resectisol, Eczacıbaşı firması tarafından üretilen ve 300 cc’lik torbalarda satışı sunulan %5’lik Mannitli solüsyonudur. Bu solüsyonun en önemli özelliklerinden birisi içinde elektrolit bulundurmaması ve bu nedenle de elektrik akımını geçirmemesidir. TURP ameliyatında prostat, özel elektrotlar kullanılarak elektrik yardımıyla kesildiğinden uygulanan elektriğın sadece elektrotun değdiği yere gitmesi özel önem taşır. Eğer elektrolit içeren sıvılar kullanılırsa o zaman elektrik akımı tüm mesaneye dağılır ve burada yanıklara neden olur. İkinci özelliği isoosmolar oluşu. Doku kesildikçe yıkama için kullanılan sıvılar açılan damarlardan ve doku aralıklarından kana karışır, hiponatremiye ve intravasküler hemolize neden olur. Resectisol kana karışsa bile isoosmolar olduğu için hemolize neden olmaz. Ancak Na^+ içermediğinden hiponatremi gelişebilir.[4]

2.2 Konu ile ilgili çalışmalar

J. Bartroli ve çalışma arkadaşları yaptıkları yayında, bir sodyum sensöründe kullanılan sıvı iç referans çözeltilere karşılık, katı iletken polimer grafiti (kompozit malzeme olarak) kullanmışlardır. NASICON ise algılayıcı membran malzemesi olarak kullanılmaktadır. İç sıvı çözeltisi ihtiyacının yokedilmiş olması, bu tür transdüserlerin

farklı şekil ve boyutlarda kolaylıkla yapımına olanak sağlamaktadır. Bu da kolaylıkla şekil verilebilir plastik bir desteğin oluşturulmasına olanak sağlamaktadır. Epoksi-garafite kompozitesinin iletkenliği ve iletken epoksi arayüzün elektrokimyasal davranışı, empedans spektroskopisi kullanılarak karakterize edilmiştir. Elektrot potansiyelinin kararlılığı ve kendisini yeniden üretebilirliği çalışılmıştır. Referans sistemin farklı kompozisyonları çalışılmıştır. Tümüyle katı hal, yeni, tüp şekilli ve NASICON membran yapısına oturan bir sodyum sensör bu sistemde test edilmiştir/değerlendirilmiştir. Minyatür bir sodyum algılayıcının yapısı bu yayında açıklanmış ve onun akış-enjeksiyonlu analizlere uygulaması da yapılmıştır[6].

M. Attari ve çalışma ekibi yaptıkları yayında, seramik membran (=zar) kullanılarak hazırlanmış potansiyometrik bir sodyum sensörünün seçiciliğini belirleyen katsayıların ölçümünü ve bu sensörün girişim yapan iyonlara karşı cevabını/tepkisini incelemektedir. Bu yayında, bir data kayıt sistemi anlatılmaktadır. Bu sistem için 68MC701 mikrodenetleyicisi kullanılmıştır. Giriş empedansları 1000 G Ω 'dan fazla/büyük olan ve multipleksir kullanan dört kanallı uygulamalar için farklı şekillerde gerçekleştirilmiş iyon sensörleri ile veri kaydında kullanılmıştır. Bu yayın, çıkış gerilimlerini zamana bağlı olarak/zamanın fonksiyonu olarak grafiğe dökmüştür. Bu grafikler, girişim yapan farklı iyonların çıkış sinyalleri üzerinde nasıl bir evrime/değişime neden olduğunu da göstermektedir. Bu iyonlar, potasyum, kalsiyum ve lityum iyonlarıdır. 900, 1000, 1150 ve 1200 °C sıcaklıklarında dört sensörü oluşturan membran parçaları birleştirilmiştir. Deneysel bir sistem gerçekleştirilmiş ve geçiş (Transient) girişimler incelenmiştir. Deneysel sonuçlar verilmiş, dinamik ve statik karakteristikleri üzerinde dış etkilerin tesiri çalışılmıştır[7].

M. Shorted ve ekibi yaptıkları yayında, iyon değiştirici optik-elektrotların floresans metoda dayalı bir prensiple çalışmasını anlatılmaktadır, ki bu yöntem minyatürleşmeyi ve onun için (=concomitant) avantajlarından yararlanmayı mümkün kılmaktadır. Mikrometre ölçekli bu sensör oransal çalışma kapasitesine sahip, yüksek derecede sodyum seçici niteliği olan ve taç eter-capped (örtülü veya kaplı) calix (4) arene iyonoforu kullanan ve floresans prensip üzerinde çalışan fiber-optik bir sodyum sensörüdür.

Bu yayında farklı lipophilic ve floresans pH kromoiyonoforları kullanan (Nile Blue derivatives) üç sensör konfigürasyonu verilmiştir. Bu tür tasarımlar veya yapılar, okunabilir veya dedekte edilebilir limitleri geliştirmeye uygun tasarımlardır ve dinamik

ölçüm bölgesini arzulanan ilgi bölgesine ince ayarlayarak dedeksiyonunu mümkün kılmaktadırlar.

Sensörlerin ikisi özel ilgi gerektiren türdendirler; çünkü çalışma aralıkları, fizyolojik pH değerlerinde, sodyumun kandaki seviyesini veya hücreler arası (cytosolic) seviyelerini ölçme için arzulanan aralıkla çalışmaktadır. Bu optik elektrotlar (optodes veya optrodes) mükemmel sodyum seçiciliğine sahip olmalarının yanısıra, diğer fizyolojik olarak önemli katyonları da ileri düzeyde seçme yeteneğine sahiptirler (örneğin, potasyum, kalsiyum, ve magnezyum gibi). Deneysel olarak kullanılan üç floresans nitelikli sinyal mekanizması için üç basit matematiksel ilişki de verilmiştir (yoğunluk, yoğunluk oranları ve iç mekanizmadaki filtrasyon veya enerji transfer etkileri). Ki bu matematik modeller, bir tek grafik üzerinde görüntüleme olanağı vermekte ve ortak bir platformda farklı sensörlerin optik cevaplarının/tepkilerinin doğrudan karşılaştırılmasına olanak vermektedirler.

Netice olarak, bu optik-elektrotlar, konsantrasyondan ziyade nümunenin (=örneğin) sodyum aktivitesini ölçmekte kullanılırlar. Ancak bu durum bir şarta bağlanmıştır: Bu şartta, örneğin bir cam elektrodun ikinci bir sensör gibi kullanılarak, nümunenin pH değerini iyon konsantrasyonu ile eş zamanlı olarak ölçülmemesi koşuludur[8].

C. Dumschat ve ekibi, bir potansiyometrik test sensörü geliştirdiler. Bu test amaçlı sensör sistemi (=strip), bir çalışan elektrot ve bir referans elektrottan meydana gelmektedir. Her iki elektrot da filtre niteliği olan kağıt (=filter paper) üzerinde bir mikrofiber matris olarak hazırlandılar. Korunması (=encapsulated), ısı etkisiyle yapışan film (=heat-sealing film) kullanılarak yapıldı ve yalıtkan bir plastik film ile de birbirinden izole edildiler.

Sistemin referans elektrodu, bir redoks elektrodudur. İyon-seçici elektrot için ise PVC-matris temelli standard bir iyon-seçici membran kokteyli kullanıldı. Bu kokteyl bir mikrofiber matrise yapıştırıldı (=deposited).

Bu yöntem kullanılarak hem potasyum hem de sodyum test stripleri hazırlandı ve karakterize edildi. Aynı iyon seçici membran materyal kullanan makro iyon-seçici elektrotların tepkilerine yakın bir elektrokimyasal tepki gösterdiler, bu potansiyometrik test stripleri. Bu sensörlerin seri-üretimi mümkündür. Gelecekte bu sensörler, iyon deteksiyonunda (=on-site) yerinde uygulamalar için hassas ve ucuz yeni bir imkan verebilir potansiyele sahip görünmektedirler[9].

M. Borchardt ve ekibi ise yaptıkları yayında, çift matriks membran teknolojisi kullanarak yapılan tek kullanımlık sodyum sensörünü tanıtmaktadırlar. Bu sensör, bir yüzünde buharlaştırma tekniği kullanılarak elektriksel iletim için iletken bir gümüş hat oluşturulmuş filtre-kağıttan hazırlanmıştır. Yalıtım amacı ile, sensör ısının yapıştırıcılık etkisini kullanarak üzerinde çok sayıda ince delik bulunan gözenekli bir yapı ile kaplanmıştır. Fakat oluşturulan oyuklardan biri, belirli miktarda iyon-seçici polimer matriks membran kokteyli ile doldurulmuştur. Bu yapı ile iyon-seçici niteliği olan bir elektrot oluşmuştur. Bu film, çift katlı matriks membran teknolojisi kullanılarak iyon-seçici bir malzeme ile kaplanarak bir sensöre (transdüser) dönüştürülmüştür. Çift matriks membran, hem polimer matriks membran hem de filtre kağıt matriksi kullanılarak oluşturulmuştur.

Sodyum elektrodunun cevap karakteri, konvansiyonel makro iyon-seçici elektrotların tepki karakteri ile karşılaştırılacak düzeydedir. Bu teknoloji kullanılarak, düşük maliyetli sensörlerin seri üretimi mümkün görünmektedir[10].

2.2.1 Prostat Ameliyatlarında Na⁺ Derişimi Ölçümü

Prostat ameliyatlarında Na⁺ konsantrasyonu ölçümü; hasta ameliyata alınmadan önce, hastadan bir miktar kan alınıp laboratuara gönderilerek ölçülmektedir. Ameliyat esnasında anormal bir şeylerin olması durumunda tekrar hastadan kan alınarak laboratuara gönderilir.

2.2.2 Na⁺ Derişimi Ölçmekte Kullanılan Yöntemler

2.2.2.1 İSFET Kullanımı

MOS alan etkili transistörünün (MOSFET) fiziksel ve temel elektronik yapısı; fiziksel, kimyasal, çevresel ve medikal parametrelerin ölçümüne olanak sağlayan tam bir algılayıcı serisinin geliştirilmesine hiç kuşkusuz büyük bir katkı sağlamıştır. MOSFET akaç akımı denklemi, harici faktörlerden doğrudan etkilenen çok sayıda parametreye sahip bulunuyor, fakat aynı zamanda MOSFET'in orijinal(=ilk) konfigürasyonu üzerinde küçük teknolojik değişimler oluşturarak yine çok sayıda yeni algılama özellikleri üretilebilir. FET tabanlı sensörlere örnek olarak; GASFET, OGFET, ADFET, SAFET, CFT, PRESSFET, ISFET, CHEMFET, REFET, ENFET, IMFET ve BIOFET verilebilir. Bunların bir kısmı halihazırda geliştirilmiş ve bir kısmı da

araştırma – geliştirme aşamasında bulunmaktadır. Ancak bu tip sensörler, Na⁺ iyon derişimini ölçmekte kullanılmaktadırlar[11].

2.2.2.2 Optrodes (=Optik Elektrotlar) Kullanımı

Optrode uygulamalarında chromoionophores, crown ether veya neutral iyon taşıyıcılar kullanılmıştır. Ancak optrodes uygulamalarında neutral iyon taşıyıcılı yöntemler tercih edilmektedirler. Temel iyonlar için uygulamalar başarılı olarak yapılmış ve ilgili iyona duyarlı kimyasallar ticari bir ürün halini almıştır. K⁺, Na⁺, Ca²⁺, Cl⁻ ve H⁺ iyonlarını algılayan ionophore türleri geliştirilmiştir. Potasyum için doğal bir algılayıcı olan Valinomycin sensör uygulamalarında tercih edilmektedir. Potasyum optrode için ayrıca IFE (=Inner filtre effect) yöntemi de kullanılmıştır. Ca²⁺ iyonu için ETH 1001 ve H⁺ iyonu için de ETH 5294 ionophoresleri kullanılmıştır. Fiber optik de kullanılarak farklı iyon algılayıcılar geliştirilmiştir. Optrodes uygulamalarında temel algılama yöntemleri ise şunlardır: Absorpsiyon metodu, yansıma veya yansıtma yöntemi, kırılma yöntemi, fluorescence ve/ veya chemiluminescence[12].

2.2.2.3 Alev Fotometresi Kullanımı

Klinik uygulamada en çok kullanılan; potasyum, sodyum ve lityum konsantrasyonunu ölçen bir medikal alettir. Tekraredebilirliği çok yüksek olan bu alet, klinik enstrümantasyonda meydana gelen son teknolojik gelişmelerden sonra artık kullanılmamaya başlanmıştır. Ancak güvenilirliğinden ötürü kliniklerde tereddüt durumunda kullanım için hala bulundurulmaktadır.

2.2.2.4 İyon Seçici Elektrotlar

İyon seçici elektrotlar Bölüm 2.2.3'te anlatılmıştır.

2.2.3 İyon Seçici Elektrotlar

Daha önceleri iyon seçici elektrotlar yalnız hidrojen iyon aktivitesini (pH) ölçmek için kullanılırdı. Şimdilerde ise geniş bir aralıkta iyonlara tepki gösteren bir çok elektrot türü geliştirilmiştir. Bu elektrotlar kullanılan membran (=zar) tipine göre beş grupta toplanabilir.

1.Cam elektrotlar

pH ölçümü için kullanılan cam elektrot (Şekil 2-7(a)) hidrojen iyonlarını seçecek şekilde dizayn edilir fakat uygun cam membran birleşimini seçerek sodyum, potasyum, amonyum, gümüş ve diğer tek değerli katyonları seçen cam elektrotlar üretilebilir.

2. Katı hal elektrotlar

Bu elektrotlarda membran tek kristalden meydana gelmiştir. Şekil 2-7(b)'de görüldüğü gibi membran, ölçülecek eriyikten referans eriyiği ayırır. Flüorür iyonlarını seçen bir katı hal elektrotuna latanyum flüorür (LaF_3)'ün membranı uygulanmıştır. Cl^- , Br^- , I^- , Ag^+ , Cu^{2+} , Tb^{2+} vb. iyonlarını ölçmek için elektrotlar vardır.

3. Heterojen membran elektrotlar

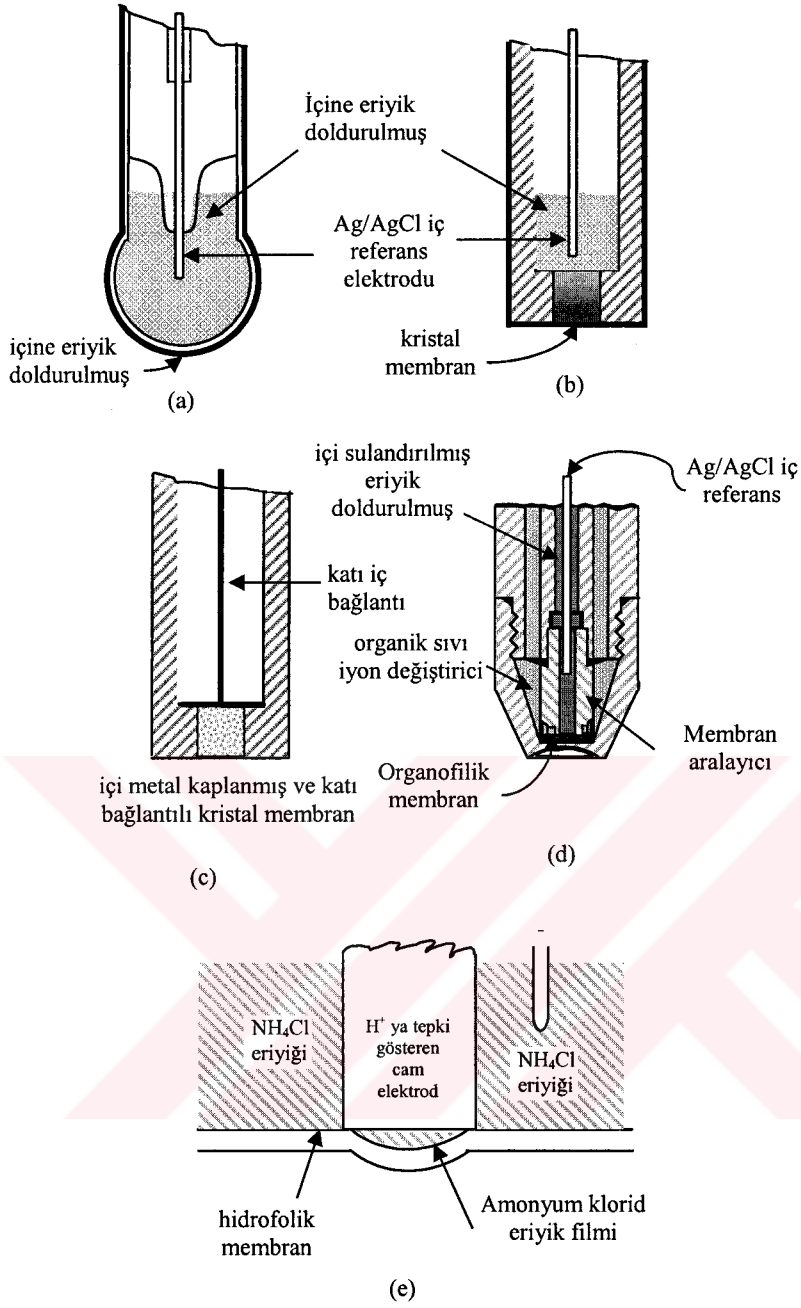
Bunlar katı hal elektrotuna benzerler fakat bunların yapısında inert matris içinde yayılan aktif malzeme vardır. Bu sınıftaki elektrotlar Cl^- , Br^- , S^{2-} ve Ag^+ iyonları için mevcuttur.

4. Sıvı iyon değişimli elektrotlar

Bu tip elektrotta (Şekil 2-7(d)) iç referans eriyiği ve ölçülen eriyik, suda düşük çözünübilirliğe sahip organik sıvı içeren poröz tabaka ile ayrılmıştır. Sıvı iyon değişimli elektrotların sınırları, cam veya katı hal elektrotlarından daha kesindir. Ca^{2+} , Cl^- , ClO_4^- , NO_3^- vb. iyonlarının tayininde kullanılabilir.

5. Gaz duyarlı membran elektrotları

Bu elektrotların membranlarından akım geçmediği için, gerçek membran elektrotları değildir.



Şekil 2-7 İyon seçici elektrot türleri (a) Cam, (b) İç referans elektrodu kristal membran, (c) Katı bağlantılı kristal membran, (d) Sıvı iyon değişimi ve (e) Gaz duyarlı membran

[13]

2.2.4 Enterpolasyon Yöntemleri

Nümerik işlemlerde ara-değer hesabı için kullanılabilen altı tip enterpolasyon yöntemini kısaca şöyle özetleyebiliriz:

2.2.4.1 Lineer Enterpolasyon

Bir $f(x)$ fonksiyonunun x_k, x_{k+1} gibi farklı iki noktadaki değeri biliniyorsa, bu durumda $x \in [x_k, x_{k+1}]$ noktasındaki değerinin hesaplanması, bu iki noktadan geçen birinci dereceden bir polinom yardımıyla yapılabilir.

$A[x_k, f(x_k)]$ ve $B[x_{k+1}, f(x_{k+1})]$ noktalarından geçen doğrunun eğimi,

$$m = \frac{f(x_{k+1}) - f(x_k)}{x_{k+1} - x_k}$$

olarak verilir. O halde, bu iki noktadan geçen doğru denklemi;

$$\begin{aligned} y - f(x_k) &= m(x - x_k) \\ &= \frac{f(x_{k+1}) - f(x_k)}{x_{k+1} - x_k} (x - x_k) \\ y &= f(x_k) + \frac{f(x_{k+1}) - f(x_k)}{x_{k+1} - x_k} (x - x_k) \end{aligned}$$

olarak bulunur.

Burada yapılan işlem, fonksiyon yerine, bu iki noktadan geçen doğruyu seçme işleminden başka bir şey değildir.

2.2.4.2 Kuadratik Enterpolasyon

$f(x)$ fonksiyonunun $(x_0, y_0), (x_1, y_1)$ ve (x_2, y_2) gibi üç noktası belli ise $[x_0, x_2]$ aralığındaki herhangi bir x noktasındaki fonksiyonun değeri, bu üç noktadan geçen parabole eşdeğer yaklaşım polinomu seçilerek bulunabilir.

$$p(x) = a_0 + a_1(x - x_0) + a_2(x - x_0)(x - x_1)$$

kabul edelim.

$$p(x_0) = y_0, \quad p(x_1) = y_1 \quad \text{ve} \quad p(x_2) = y_2$$

olacak şekilde a_0, a_1 ve a_2 katsayıları belirlenecektir.

$$p(x_0) = a_0$$

olduğundan, $a_0 = y_0$ bulunur.

$$p(x_1) = a_0 + a_1(x_1 - x_0) = y_1$$

eşitliğinden

$$a_1 = \frac{y_1 - y_0}{x_1 - x_0}$$

elde edilir.

$$p(x_2) = a_0 + a_1(x_2 - x_0) + a_2(x_2 - x_0) = y_2$$

eşitliğinde a_0 ve a_1 yerine konursa

$$a_2 = \frac{\left(\frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} - \frac{y_1 - y_0}{x_1 - x_0} \right)}{(x_2 - x_0)}$$

elde edilir. Böylece $p(x)$ polinomu,

$$p(x) = y_0 + \frac{y_1 - y_0}{x_1 - x_0}(x - x_0) + \left(\frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} - \frac{y_1 - y_0}{x_1 - x_0} \right) \frac{(x - x_0)(x - x_1)}{(x_2 - x_0)}$$

olarak hesaplanmış olur.

2.2.4.3 İleri Enterpolasyon İçin Newton Formülü

$(n+1)$ adet eşit aralıklı noktada fonksiyon değerlerinin bilindiğini varsayalım.

Enterpolasyon polinomu,

$$P_n(x) = a_0 + a_1(x - x_0) + a_2(x - x_0)(x - x_1) + \dots + a_n(x - x_0)(x - x_1) \dots (x - x_{n-1})$$

şeklinde n . dereceden bir polinom olsun. a_0, a_1, \dots, a_n katsayıları

$$P_n(x) = a_0 = y_0$$

ve

$$P_n(x_1) = a_0 + a_1(x_1 - x_0) = y_1$$

denklemlerinden

$$a_1 = \frac{y_1 - y_0}{x_1 - x_0} = f[x_1, x_0]$$

bulunur.

$$P_n(x_2) = a_0 + a_1(x_2 - x_0) + a_2(x_2 - x_0)(x_2 - x_1) = y_2$$

denklemden a_0, a_1 değerleri yerine yazılarak,

$$y_2 - y_0 = \frac{y_1 - y_0}{x_1 - x_0}(x_2 - x_0) + a_2(x_2 - x_0)(x_2 - x_1)$$

elde edilir. Son denklemden a_2 çekilerek,

$$a_2 = \frac{(y_2 - y_0)(x_1 - x_0) - (y_1 - y_0)(x_2 - x_0)}{(x_2 - x_0)(x_1 - x_0)(x_2 - x_1)} = f[x_2, x_1, x_0]$$

elde edilir. Benzer şekilde işlemlere devam edilerek

$$a_n = f[x_n, x_{n-1}, \dots, x_2, x_1, x_0]$$

elde edilir.

2.2.4.4 Geriye Enterpolasyon İçin Newton Formülü

Bu yöntem de “İleri Enterpolasyon İçin Newton Formülü” metodunun hemen hemen aynı prensibini kullanmaktadır.

$$P_n(x) = a_0 + a_1(x-x_0) + a_2(x-x_0)(x-x_1) + \dots + a_n(x-x_0)(x-x_1)\dots(x-x_{n-1})$$

şeklinde polinom göz önüne alınarak önceki yönteme benzer şekilde a_0, a_1, \dots, a_n katsayıları bulunur.

2.2.4.5 Lagrange Enterpolasyonu

Bu konu 2.2.5.’de ayrıntılı bir şekilde anlatılmıştır.

2.2.4.6 Spline Enterpolasyonu

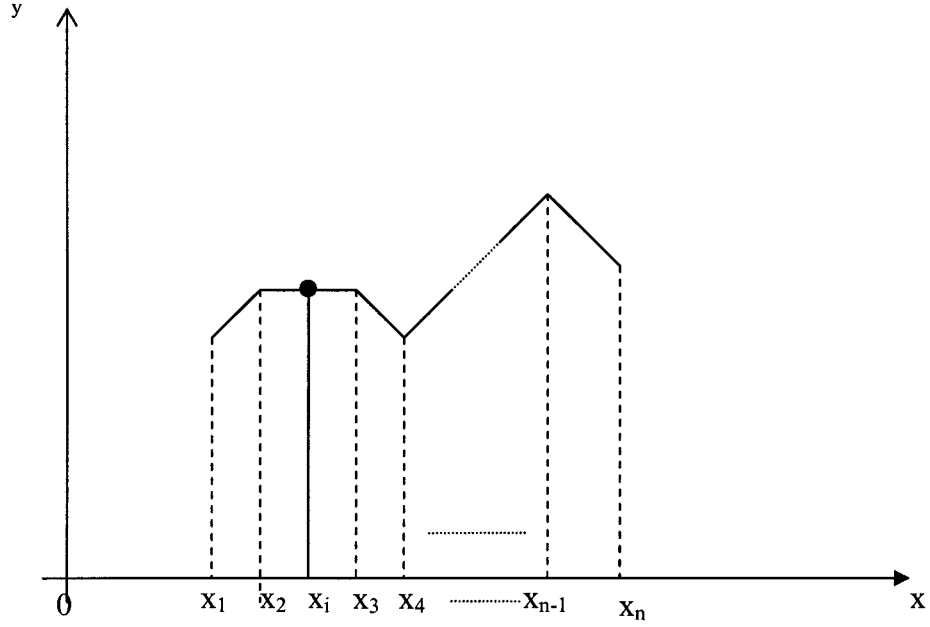
Çok sayıdaki veri noktalarına bir tek eğri ile yaklaşmak büyük kolaylıklar sağlasa da bazı hallerde bu durum büyük hatalara neden olabilir. Ayrıca bu amaçla kullanılan Newton ve Lagrange Enterpolasyon polinomlarının derecesi nokta sayısı arttıkça artacağından, bu tür polinomlarla yapılacak işlemler zorlaşır. İşte bu nedenlerden dolayı, peş peşe gelen iki veri arasında birinci, ikinci, üçüncü dereceden fonksiyonlarla yaklaşımın yapıldığı “Spline Enterpolasyon” yöntemi önerilmektedir. Spline Enterpolasyon yöntemi, veri aralıklarını çeşitli aralıklara bölerek, her bir aralıkta daha küçük dereceden polinomlarla yaklaşım yapma esasına dayanır.

2.2.4.7 Linear Spline Enterpolasyonu

Veri aralıklarını çeşitli aralıklara bölerek her bir aralıkta doğrusal fonksiyonlar kullanma esasına dayanır.

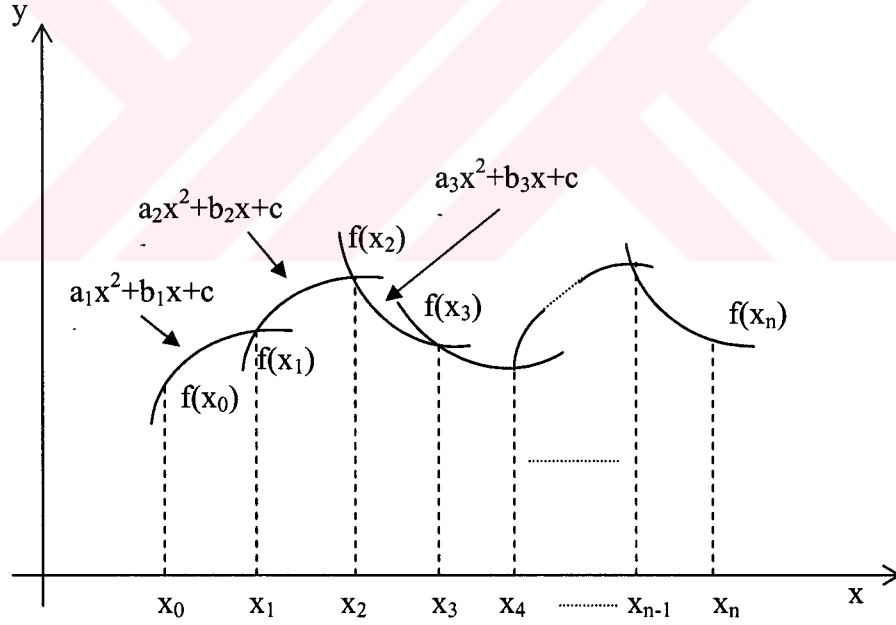
$$f(x) = f(x_{n-1}) + m_{n-1}(x - x_{n-1})$$

$$m_i = \frac{f(x_{k+1}) - f(x_k)}{x_{k+1} - x_k}$$



Şekil 2-8 Linear Spline Enterpolasyonu

2.2.4.8 İkinci Derece Spline Enterpolasyonu



Şekil 2-9 İkinci Derece Spline Enterpolasyonu

Bu yöntemde, her bir aralık için seçilen fonksiyonlar, $(n+1)$ adet nokta için,

$$f_i(x) = a_i x^2 + b_i x + c_i, \quad i = 0, 1, \dots, n$$

şeklinde olur. n adet aralıkta tanımlanacak olan n tane ikinci derece polinomun katsayılarını hesaplamak için gerekli olan $3n$ adet şart aşağıdaki kabuller sonucunda elde edilecektir;

i. İç noktalarda fonksiyon değerleri eşit olacaktır. Yani,

$$a_{i-1}x_{i-1}^2 + b_{i-1}x_{i-1} + c_{i-1} = f(x_{i-1})$$

$$a_i x_{i-1}^2 + b_i x_{i-1} + c_i = f(x_{i-1}), \quad i=2,3,\dots,n$$

olacaktır.

ii. İlk ve son fonksiyonlar uç noktalarından geçecektir. Yani,

$$a_1 x_0^2 + b_1 x_0 + c_1 = f(x_0)$$

$$a_n x_n^2 + b_n x_n + c_n = f(x_n)$$

olacaktır.

iii. İç noktalarda birinci türevler eşit olacaktır. Yani,

$$2a_{i-1}x_{i-1} + b_{i-1} = 2a_i x_i + b_i, \quad i=1,2,\dots,n$$

Böylece toplam $3n-1$ adet bağıntı elde edilmiştir. Geriye kalan son bağıntı ise ilk noktada ikinci türevin sıfır olduğu varsayımını koyarak oluşturulur. Bu ise ilk iki noktanın doğru ile birleşeceği, yani $a_1=0$ olacağı anlamını taşır.

Bu enterpolasyon yönteminde, değeri bulunulacak verinin bulunduğu aralıktaki iki veriye göre, karşılığı bulunmaktadır. Oysa, Lagrange Enterpolasyonu yönteminde ilk değerden en son değere kadar tüm veriler, ara-değer hesabı üzerinde etkilidirler[14].

2.2.5 Lagrange Enterpolasyonu

x_i ($i=0,1,\dots,n$) mesnet noktalarında $y_i=f(x_i)$ ($i=0,1,\dots,n$) değerleri belirli iken bu değerlere bağımlı olarak bilinmeyen x ara-değerine karşılık $y=f(x)$ değerinin bulunması amacıyla interpolasyon polinomu bulunur.

$$g(x) = L_0(X)y_0 + L_1(X)y_1 + \dots + L_n(X)y_n = \sum_{i=0}^n f(x_i)L_i(x)$$

$L_i(X)$ fonksiyonları n . mertebeden polinomlardır ve 'Lagrange Fonksiyonları' olarak isimlendirilirler.

$L_i(X)$ Lagrange fonksiyonları,

$x = x_i$ için $g(x_i) = f(x_i) = y_i$ şartı göz önüne alınırsa

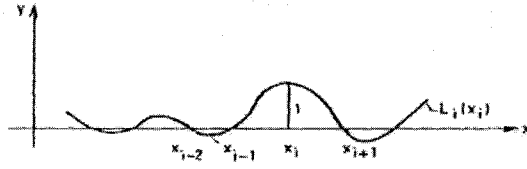
$$L_i(x_i) = 1$$

$$L_j(x_i) = 0$$

Yani

$$L_i(x_j) = \delta_{ij} \quad i=0,1,\dots,n, \quad j=0,1,\dots,n \text{ olması gerekir.}$$

(Dek. 2-1)



Şekil 2-10 Lagrange Fonksiyonu

(Dek. 2-1) şartını sağlayacak $L_i(x)$ fonksiyonu

$$L_i(x) = c_i(x-x_0)(x-x_1)\dots(x-x_{i-1})(x-x_{i+1})\dots(x-x_n)$$

(Dek. 2-2)

şeklinde seçilebilir.

$x=x_0, x=x_1, \dots, x=x_{i-1}, x=x_{i+1}, \dots, x=x_n$ için sıfır olur. $L_i(x_i)=1$ şartından ise bilinmeyen c_i katsayısı hesaplanır.

$$c_i = \frac{1}{(x_i - x_0)(x_i - x_1)\dots(x_i - x_{i-1})(x_i - x_{i+1})\dots(x_i - x_n)}$$

Lagrange Fonksiyonu

$$L_i(x) = \frac{(x - x_0)(x - x_1)\dots(x - x_{i-1})(x - x_{i+1})\dots(x - x_n)}{(x_i - x_0)(x_i - x_1)\dots(x_i - x_{i-1})(x_i - x_{i+1})\dots(x_i - x_n)}$$

$$L_i(x) = \prod_{\substack{k=0 \\ i \neq j}}^n \frac{x - x_k}{x_i - x_k} \text{ şeklinde ifade edilebilir [15].}$$

2.3 Na⁺ Derişimi Ölçüm Sistemi

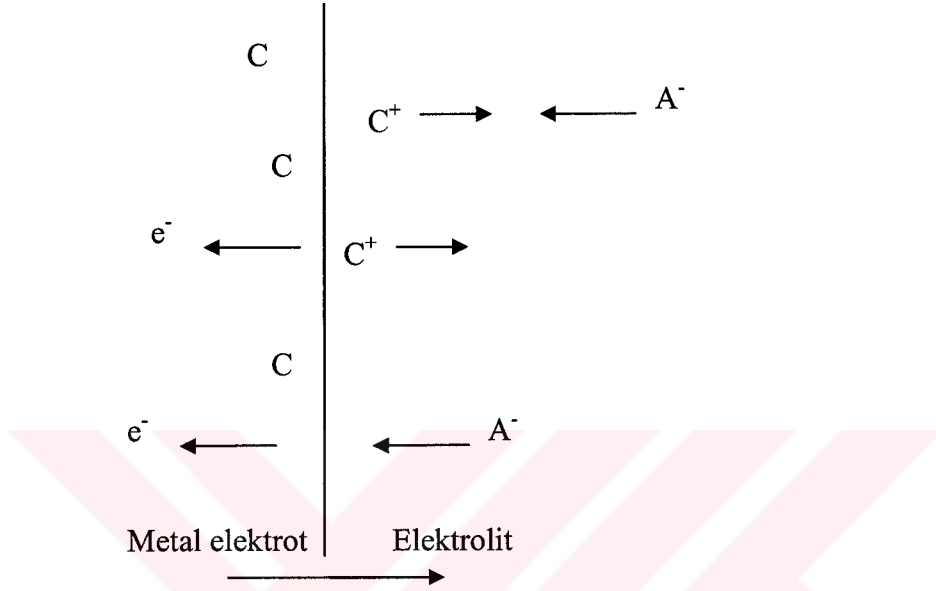
Total insan kanında, serumda, karışık çözeltilerde veya tekli çözeltilerde Na⁺ derişimi ölçebilmek için ölçüm düzeneğinde bir ISE (Ion Selective Electrode), bir referans elektrot, analog sinyal devreleri ve 80C535 μC seti kullanılmıştır.

Uygulamaya geçmeden önce planlanan ölçüm düzeneği kısaca şöyle verilebilir:

Elektrot kana batırıldığında Na⁺ derişimi değerine bağlı olarak bir voltaj (mV) üretecektir. Elektrotun ürettiği bu küçük gerilim değeri (mV) sağlıklı olarak ölçülemeyeceğinden dolayı yükseltmek amacıyla bir enstrümantasyon amplifikatör devresine verilmesi gerekir. Yükseltilen bu gerilim değeri üzerinde sayısal işlem yapabilmek için μC setini kullanmak gerekmektedir.

2.3.1 Ölçü Düzeneğinin Hazırlanması

3.1.1’de belirtilen özelliklere sahip bir elektrot, kan içine batırıldığında üretim kalitesine göre ve yapısında bulunan kompozisyona göre kanda bulunan Na^+ iyonlarına orantılı bir voltaj üretecektir. Üretilen bu gerilim mV düzeyinde bir gerilimdir. Bu sırada elektrot ile çözelti arasında karşılıklı dinamik denge akımları akmaktadır (Şekil 2-11 Dinamik Denge Akımları). Elektrottan akım çekilmediği sürece bu akımların toplam değeri sıfırdır. (Bu denge akımları ile ilgili ayrıntılı bilgi için Ek.4’e bakılabilir.)



Şekil 2-11 Dinamik Denge Akımları [16]

Elektrottan akım çekmemek için entrümantasyon amplifikatör devresi, giriş direnci çok büyük olacak şekilde uygun değerlerle tasarlanmıştır (Bk.3.1.2).

Amplifikatörde yükseltilecek gerilim, μC setinin seçilmiş ADC girişine verilerek dijital değeri elde edilir. Artık, elektrotun numunedeki Na^+ derişimine orantılı olarak ürettiği gerilim değerine karşılık gelen molarite değerinin bulunması için işlemlere başlanabilir. Gerilim değerinin, 2.3.2’de verilen Tablo 1’e bağlı olarak hangi derişim değerine karşılık geldiği ‘Lagrange Enterpolasyonu’(Bk.3.2.1.) metoduyla μC ’a yazılmış program (Bk.3.2.2) tarafından bulunur.

2.3.2 Derişim-Gerilim Tablosunun Çıkarılması

İnsan kanı üzerinde ölçüm yapılacağı için bu sistemin ölçebileceği derişim sınırları, sağlıklı bir insan kanındaki Na^+ derişimi sınırlarından biraz daha geniştir. Yani 130mM-160mM aralığındadır. 130mM-160mM aralığında 11 adet NaCl çözeltisi hazırlanmıştır. Ölçüm düzeneğinde kullanılan elektrot, derişim değeri önce küçük sonra da büyük olana gelecek şekilde birer birer hepsine batırılıp ürettiği gerilimler

kaydedilmiştir. Gerilim değerleri X ve derişim değerleri Y diye tanımlanarak çözeltilerden okunan X_i/Y_i ($i=0, \dots, 10$) değerleri tablo olarak aşağıda verilmiştir.

➤ X:Gerilim (mV)

➤ Y:Derişim (mM)

Tablo 1Derişim-Gerilim Tablosu [17]

i	X(mV)	Y(mM)
1	162.703	0.00191
2	172.162	0.00268
3	191.270	0.00476
4	210	0.00701
5	242.162	0.01227
6	262.973	0.01933
7	293.432	0.03439
8	314.054	0.05182
9	348.11	0.09348
10	361.351	0.13332
11	372.703	0.17033

3 ON-LİNE OLARAK Na⁺ DERİŞİMİ ÖLÇMEDE KULLANILAN MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Derişim Ölçmede Kullanılan Malzemeler ve Ölçü Düzenegi

3.1.1 Elektrotlar

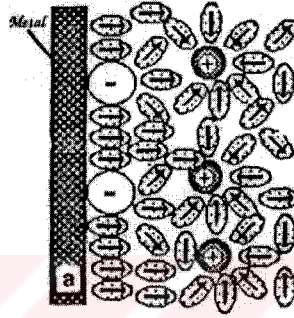
En basit biyolojik birim olan "hücre"den organlara kadar uzanan bütün canlı mekanizmalarda, faaliyetlerinden dolayı kendilerine özgü elektriksel potansiyeller (biyopotansiyeller) oluşur. Bu canlı mekanizmaların faaliyetlerinin, fonksiyonlarının ve uyumsuzluklarının tanınmasında ve/veya tedavi süreçlerinin izlenmesinde, bu biyopotansiyel işaretlerin incelenmesi veya ölçülebilmesi gerekmektedir. Bu potansiyel işaretlerin ölçülebilmesi için, vücut ile ölçme cihazı arasında iletişimi sağlayan bir algılayıcı eleman gerekir ki bu iletişimi sağlayan elemanlara biyopotansiyel elektrotlar adı verilir. Her ne kadar elektriksel olarak işlenecek büyüklüklerin potansiyel olması nedeniyle neticede bir dönüştürme işlemi gerekmeyecek gibi görünüyor ise de elektrotlarda bir dönüştürme işlemi gerçekleşir, çünkü ölçme yapabilmek için az da olsa ölçülecek düzene etki edilmesi yani biyopotansiyel kaynaklardan az da olsa akım çekilmesi gerekir, oysa vücutta akacak olan veya biyopotansiyel kaynaktan çekilecek olan akım ancak iyon akımı olabilir. Bu şekli ile elektrotlar biyopotansiyel işaretlerin ölçülmesinde kullanılan ve iyon akımını elektron akımına dönüştüren elemanlardır. Başka bir deyişle, elektrotlar kimyasal-elektriksel enerji dönüşümünü yapan birer dönüştürücülerdir.

Genel olarak bir ölçü sisteminde, biyoelektrik ölçümler için ilk ölçüm basamağını elektrotlar oluşturur.

Elektrotların seçiminde zehirleneme, elektriksel iletkenlik ve mekanik dayanıklılık önemli faktörlerdir. Biyoelektrik uygulamalarda en çok kullanılan elektrot metalleri platin, altın, gümüş, tantal, tungsten, paslanmaz çelik ve alüminyumdur. Platin pahalılık dezavantajı yanında yüksek iletkenliği, aşınmaya (korozyona) ve deformasyona dayanıklılığı nedenleri ile özellikle iridyumla alaşımı organ içine gömülü (=implantable) elektrotlar için en uygundur. Gümüş iyi iletkenidir, kolay oksitlenir. Paslanmaz çelik, korozyona uğrasa da dış uygulamalar ve bazen de iç uygulamalar için uygun sayılmaktadır. Deri yüzeyine yapılan uygulamalar için alüminyum da kullanılmaktadır. Bakır, oksitlenebilirliği sebebi ile uygun değildir.

Elektrolit çözeltilerde ve canlı dokularda akım, iyonlar aracılığı ile taşınır. Dokularda, Na^+ ve Cl^- iyonlarının akıma katkıları egemendir.

Elektrot metalleri ile çözeltilerin temasta bulunduğu arayüzün davranışı oldukça karmaşıktır. Çözeltiye bir metal daldırılınca, bazı iyonların metal yüzeyine tutunması (adsorption), çözelti içinde ise zıt yüklü iyonların belirli bir uzaklıkta toplanması sonucu, Şekil 3-1’de şematize edildiği gibi, elektriksel çift tabaka (=double layer) adı verilen bir tabaka ortaya çıkar. Benzer tabakalar, sulu çözeltilerdeki makromoleküllerin çevresinde de oluşur. Elektriksel çift tabaka, sızıntılı bir kondansatörü andırır ve bu nedenle dokuların empedansları doğru akım kullanılarak ölçülemez.



Şekil 3-1 Elektriksel çift tabaka yapısı



Şekil 3-2 a) Tersinir Elektrot Akım-Gerilim Grafiği b) Tersinmez Elektrot Akım-Gerilim Grafiği

Çoğu uygulamalarda, çözelti içinde iyonu bulunan bir metalin elektrot olarak kullanılması tercih edilir. Arayüzde bir potansiyel düşmesi olmadan, akımın iki yönde de geçebildiği bu türden elektrotlara tersinir (reversible) elektrot denir. Tersinir elektrotlar için akım-voltaj karakteristiği Şekil 3-2a’daki gibidir ve ohm yasasına uyar. Diğer yandan, çözelti içinde metalin kendi iyonları yok ise (örneğin NaCl çözeltisi içinde paslanmaz çelik elektrotlar), bu tür elektrotlara tersinmez (irreversible) elektrot denir. Akım-voltaj karakteristikleri Şekil 3-2b’deki gibi olan tersinmez bir elektrot sisteminde hissedilir bir akım başlatabilmek için oldukça büyük potansiyel farkları gerekir. *Biyoelektrik gözlemler için Ag/AgCl tersinir elektrodu tercih edilir. Bu çalışmada da Ag/AgCl tersinir elektrodu kullanılmıştır*[18].

3.1.1.1 Na^+ Elektrodunun farklı kimyasallarla hazırlanması

Uygulama 1 ve Sensör tipi: ETH 227 temelli solvent polimerik membran elektrotlar ile total kanda, plazmada, serumda, idrarda ve sulu çözeltilerde Na⁺ aktivitesini ölçmede kullanılan elektrot kompozisyonu.

Önerilen hücre yapısı:

Referans||örnek çözelti||sıvı membran|0.1 M NaCl |AgCl,Ag

Önerilen membran bileşimi:

1.00 wt% Sodyum ionophore 1 (ETH 227)
66.00 wt% Bis (1-butylpentyl) decane-1,10-diyl diglurate (ETH 469)
33.00 wt% Poly (vinyl chloride) yüksek moleküler ağırlıklı[19]

Uygulama 2 ve Sensör tipi: ETH 157 temelli solvent polimerik membran elektrotlar ile kanda Na⁺ aktivitesini ölçme de kullanılan elektrot kompozisyonu.

Önerilen hücre yapısı:

Referans||örnek çözelti||sıvı membran|0.1 M NaCl |AgCl,Ag

Önerilen membran bileşimi:

1.00 wt% Sodyum ionophore 2 (ETH 157)
66.00 wt% Bis (1-butylpentyl) adipate
33.00 wt% Poly (vinyl chloride) yüksek moleküler ağırlıklı[20]

Uygulama 3 ve Sensör tipi: ETH 2120 temelli solvent polimerik membran elektrotlar ile total kanda, plazmada, serumda ve sulu çözeltilerde Na⁺ aktivitesini ölçme de kullanılan elektrot kompozisyonu.

Önerilen hücre yapısı:

Referans||örnek çözelti||sıvı membran|0.01 M NaCl |AgCl,Ag

Önerilen membran birleşimi:

1.00 wt% Sodyum ionophore 3 (ETH 2120)
66.00 wt% Bis (1-butylpentyl) adipate
33.00 wt% Poly (vinyl chloride) yüksek moleküler ağırlıklı[21]

Uygulama 4 ve Sensör tipi: Yüksek dereceli lipophilic sodyum ionophore 5 temelli solvent polimerik membran elektrotlar ile Na⁺ aktivitesini ölçme de kullanılan elektrot kompozisyonu.

Önerilen hücre yapısı:

Referans||örnek çözelti||sıvı membran|0.01 M NaCl |AgCl,Ag

Önerilen membran birleşimi:

1.00	wt%	Sodyum ionophore 5
0.06	wt%	Potassium Tetrakis (4-chlorophenyl) borate
66.00	wt%	Bis (1-butylpentyl) dipate
33.00	wt%	Poly (vinyl chloride) yüksek moleküler ağırlıklı[22]

Uygulama 5 ve Sensör tipi: Sodyum ionophore 6 temelli solvent polimerik membran elektrotlar ile Na⁺ aktivitesini ölçme de kullanılan elektrot kompozisyonu.

Önerilen hücre yapısı:

Referans||örnek çözelti||sıvı membran|0.01 M NaCl |AgCl,Ag

Önerilen membran birleşimi:

6.50	wt%	Sodyum ionophore 6
66.70	wt%	2-Nitrophenyl octyl eter
26.80	wt%	Poly (vinyl chloride) yüksek moleküler ağırlıklı[23]

Uygulama 6 ve Sensör tipi: Sodyum ionophore 10 temelli solvent polimerik membran elektrotlar ile Na⁺ aktivitesini ölçme de kullanılan elektrot kompozisyonu.

Önerilen hücre yapısı:

Referans||örnek çözelti||sıvı membran|0.1 M NaCl |AgCl,Ag

Önerilen membran birleşimi:

0.70	wt%	Sodyum ionophore 10
0.20	wt%	Potassium Tetrakis (4-chlorophenyl) borate
66.10	wt%	2-Nitrophenyl octyl eter
33.00	wt%	Poly (vinyl chloride) yüksek moleküler ağırlıklı[24]

Uygulama 7 ve Sensör tipi: Monensin decylester temelli solvent polimerik membran elektrotlar ile Na⁺ aktivitesini ölçme de kullanılan elektrot kompozisyonu..

Önerilen hücre yapısı:

Referans (dıştaki elektrolit:0.3 M NHO₄NO₃) ||örnek çözelti||sıvı membran|0.001 M NaCl |AgCl,Ag

Önerilen membran birleşimi:

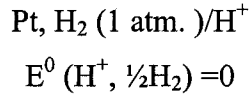
3.00	wt%	Monensin Decylester
1.00	wt%	Potassium Tetrakis (4-chlorophenyl) borate
63.00	wt%	2-Nitrophenyl octyl eter

33.00 wt% Poly (vinyl chloride) yüksek moleküler ağırlık[25]

3.1.1.2 Referans Elektrot

3.1.1.2.1 Hidrojen Standart Elektrodu ve Standart Elektrot Potansiyelleri

Elektrot potansiyellerinin mutlak değerlerinin denel olarak tayinin zorluğundan dolayı elektrot potansiyelleri hidrojen elektrodu potansiyeline göre ifade edilir. Platin süngeriyile kaplanmış ve bir atmosfer basınç altında hidrojen gazı ile doyurulmuş bir platin tel veya levhanın hidrojen iyonları aktivitesi bire eşit bir çözeltiye batırılmasıyla elde edilen elektroda, standart hidrojen elektrodu denir. Böyle bir elektrodun potansiyeli sıfır kabul edilir.



3.1.1.2.2 Elektrot Potansiyellerinin İşareti

Bu hususta, iki işaret sistemi (Avrupa ve Amerikan sistemleri) kullanıla gelmiştir. Bugün, genellikle kabul edilen işaret sistemi 1953 Stockholm'da toplanan Uluslararası Temel ve Uygulamalı Kimya Birliği (I.U.P.A.C.) kongresinde kabul edilen sistemdir.

Yukarıda da açıklandığı gibi bir elektrodun potansiyeli; sağ elektrodu çalışan elektrot olarak ve sol elektrodu da bir standart hidrojen elektrot olarak kullanılan bir pilin voltajıdır.

$$E_{\text{pil}} = E_{\text{sağ}} - E_{\text{sol}} = E_{\text{sağ}} - E_{\text{H}} = E_{\text{sağ}} - 0 = E_{\text{sağ}}$$

Elektrot potansiyelinin işareti, sol elektrotta H₂ gazının çıkışına ya da hidrojenin iyonlaşmasına bağlı olarak belirlenir. Eğer sol elektrotta Hidrojen gazı çıkışı varsa Hidrojen elektrodu pozitif ve diğer elektrot potansiyeli ise negatiftir. Eğer sol elektrotta Hidrojen iyonlaşması var ise Hidrojen elektrot negatif ve diğer elektrot pozitif kutup olur. Böylece I.U.P.A.C. anlaşmasında bütün elektrot potansiyelleri, indirgenme (redüksiyon) potansiyelleridir.

Tablo 2 Referans Elektrot Gerilimleri [26]

<u>Metal</u>	<u>E₀ yarı-hücre potansiyeli (V)</u>
Al ³	-1,71
Zn ²	-0,76
Cr ³	-0,74
Fe ²	-0,41
Ni ²	-0,23
H ¹	0
AgCl	0,22
Cu ²	0,34
Ag ¹	0,80
Au ³	1,42
Au ¹	1,68

3.1.1.2.3 Referans Elektrot Hazırlanması

Öncelikle elektrodun yapılabilmesi için tedariki gerekli olan malzemeler şöyle sıralanabilir: 6 mm² kesitine sahip bakır tel, %99,9 oranında saf gümüş tel, cam tüp, poröz, yapıştırıcı ve kapaklar. 2.5 cm uzunluğunda iki adet bakır tel kesilip, uçları törpülenerek düzleştirilir. Bakır tellerin düzleştirilen taraflarına çivi veya matkap ile gümüş telin sığabileceği kadar bir oyuk açılır. Gümüş tel, bakır telin merkezine gelecek şekilde oyuk ayarları yapılarak lehimlenir. Gümüş teller üzerinde mikroskop kullanılarak mikroskobik boyutta oyuklar, çizgiler ve/veya çukurlar kalmayacak şekilde 1200'lük zımpara ile dış yüzeyleri düzeltilir. Düzeltelen gümüş teller, distile su ile yıkandıktan sonra 5 dk. süre ile ultrasonic banyoda ayrıca yıkanır. Temizlenen gümüş

teller, önce distile su ile sonra da aseton ile bir kez daha yıkanır. Elektroliz olayında kullanılan akım hesabı metodu şöyle verilebilir:

Telin çapı=1,1 mm=r

Uzunluk=5,2 cm=h

Yüzey alanı= $2 \cdot \pi \cdot r \cdot h = 2 \cdot \pi \cdot 1,1 \cdot 5,2 = 3,594 \text{ cm}^2$ / teorik alan

$3,594 \text{ cm}^2 \cdot 2 = 7,188 \text{ cm}^2$ /gerçek alan

Gümüş telden geçecek sabit akım= $7,188 \cdot 0,4 = 2,875 \text{ mA}$

Bir elektroliz kabında 0,1 M HCl çözeltisi hazırlanıp içerisine bir adet platin elektrot batırılır. Sabit akım kaynağı 2,875 mA değerine ayarlanır. Gümüş tel, çözeltiye batırılıp sabit akım kaynağına bağlanır. Gümüş tel üzerinden, 75 dk. süreyle sabit akım geçirilir. Bu süre sonunda gümüş tel, AgCl ile kaplanır. AgCl ile kaplanan tel mikroskopla incelenerek kaplamanın homojen olup olmadığı incelenir. Homojenliği sağlanıncaya kadar, kaplama, zımpara ile sıyrılıp daha önce uygulanan proses aynen tekrarlanır.

Diğer taraftan asit banyosunda temizlenen cam tüp, distile su ile yıkanıp kurutulur. Cam tüpün ucuna poröz yapıştırılıp iki gün süreyle kurumaya bırakılır. Kurutma prosesinden sonra tüpün içerisine 3M KCl çözeltisi doldurulur. İki gün boyunca dinlenmeye bırakılan gümüş klörür ile kaplanmış tel, cam tüpün içerisine konularak üstten hava almayacak şekilde yapıştırılır. Hazırlanan elektrot, bir gün süreyle saf suda bekletilerek sıvı sızıntısı olup-olmadığı kontrol edilir. Elektrodun uygun çalışıp çalışmadığı $\text{K}_4\text{Fe}(\text{CN})_4$ çözeltisi ile test edilir. Deney sonuçları Bölüm 4'te verilmiştir.

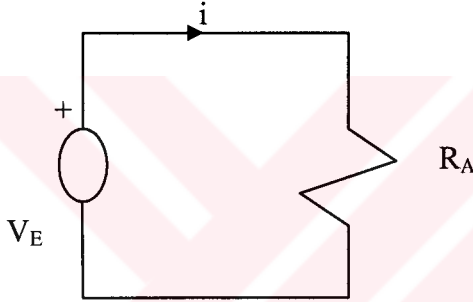
3.1.2 Enstrümantasyon Amplifikatör Devresi

Amplifikatör devresi tasarlanırken dikkat edilmesi gereken en önemli üç özellik minimum giriş gerilimi, yükseltme oranı ve giriş direncidir.

Elektrodun üreteceği gerilim mV düzeyinde olacağı için amplifikatörün bu derece düşük bir gerilim değerini hassas olarak okuyabilmesi gereklidir. Örneğin, giriş gerilim aralığı 0-5 V olan amplifikatör girişine gelen 10 mV'luk bir değişmeyi devre okuyamayabilir. Diğer taraftan, giriş gerilim aralığı 0-200 mV olan bir amplifikatör 10 mV'luk bir değişmeyi tam olarak okuyabilir. Bu yüzden giriş geriliminin sınırları belirlenirken dikkat edilmelidir.

Yükseltme oranı, devre elemanlarının değerleri değiştirilerek ayarlanabilir. Ölçüm düzeneğinde kullanılan ve devre şeması Şekil 3-4'de görülen devrenin en son çıkış elemanı, bir opamp olmasından dolayı bu devrenin verebileceği maksimum çıkış gerilimi, amplifikatör devresinin çıkışında kullanılan opampın verebileceği maksimum gerilim kadardır. Yükseltme oranı, maksimum giriş gerilimi maksimum çıkış gerilimini aşmayacak şekilde seçilmelidir. Aksi taktirde opamp doyuma girer. Doyum ise ölçme hatasına sebep verecektir. Yükseltme oranı öyle seçilmelidir ki; maksimum giriş gerilimi yükseltildiğinde maksimum çıkış geriliminden küçük ama ona çok yakın bir değer elde edilmelidir.

Ölçüm için kullanılan elektrottan fazla akım çekilmemesi gerektiği 3.1.1'de belirtilmiştir. Elektrodun ürettiği gerilimi minimum akım çekerek okuyabilmek için Ohm yasası gereği amplifikatör devresinin giriş direnci maksimum olmalıdır.



Şekil 3-3 Basit Seri Devre (Elektrot ve amplifikatör modeli)

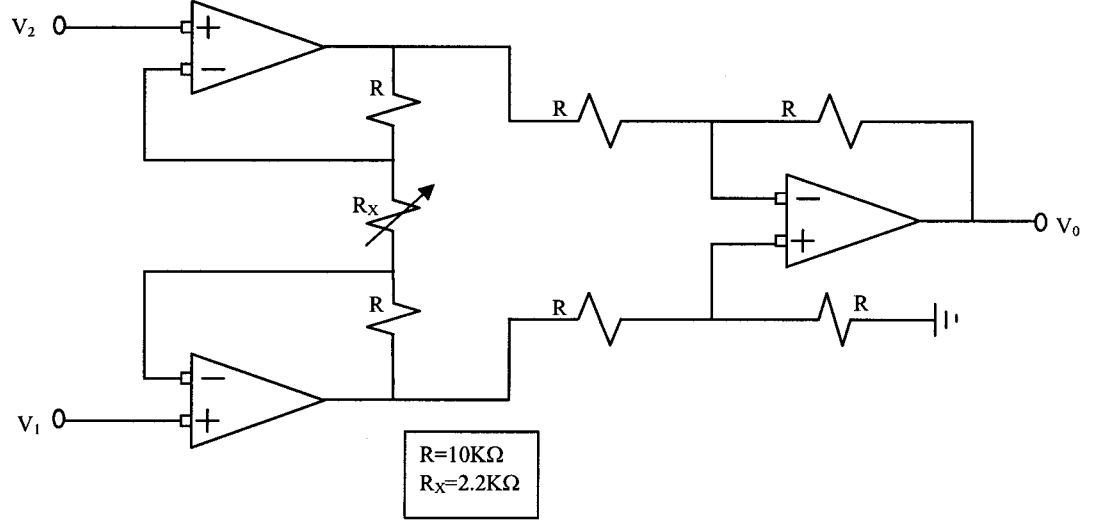
$$i = \frac{V_E}{R_A} \quad i_{\min} = \frac{V_E}{R_{A\max}}$$

V_E :Elektrot gerilimi

i :Elektrottan çekilen akım

R_A :Amplifikatör giriş direnci

Bu noktalar göz önünde bulundurularak düzenlenen amplifikatör devresi ve sayısal değerleri aşağıdadır.



$$V_1 > V_2 \text{ olsun} \quad V_0 = \left(1 + \frac{2R}{R_X}\right) (V_1 - V_2) \quad V$$

Şekil 3-4 Enstrümantasyon Amplifikatör Devresi

3.1.3 Voltaj Sınırlama Devresi

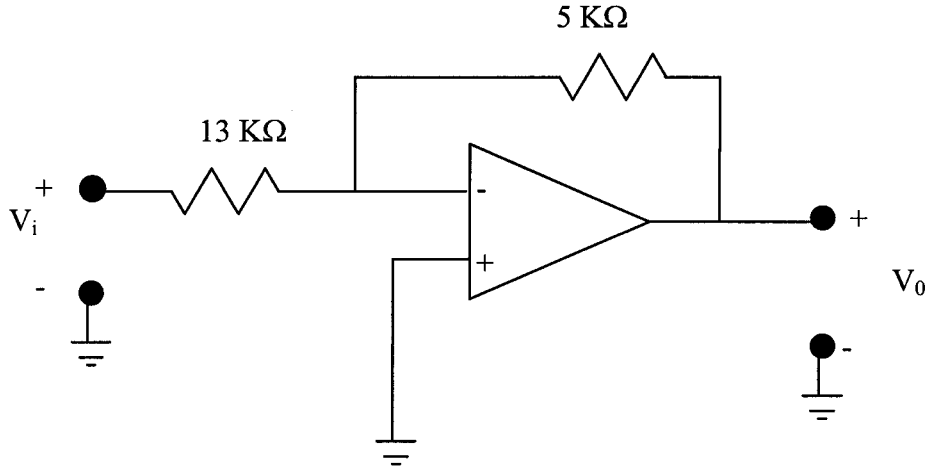
3.1.1'de belirtildiği gibi enstrümantasyon amplifikatör devresi çıkış gerilimi, çıkışta kullanılan opampın besleme gerilimine göre değişmektedir. Bu çıkış gerilim değeri de opampın türüne bağlıdır. Enstrümantasyon amplifikatörünün çıkış gerilim değerini 80C535 μC 'ün ADC devresi dijitalle çevirecektir. ADC'nin maksimum giriş gerilimi 5 V'tur. Yükselteç devresinin yükseltme oranı, amplifikatör çıkış gerilimi 5 V'u aşmayacak şekilde ayarlanabilir. Yalnız, hata sonucu hesaplanan maksimum giriş geriliminden daha büyük bir gerilim amplifikatör girişine gelecek olursa, bu gerilim yükseltildiğinde 5 V'tan büyük olacak ve bu da 80C535'in ADC'sinin yanmasına sebep verecektir. Böylesi bir hata ihtimaline karşılık amplifikatörün yükselttiği gerilim ADC'ye verilmeden önce 5 V'un altında olduğundan emin olunmalıdır. Opamp maksimum çıkış gerilimi 13 V olduğuna göre, 13 V'u 5 V'a düşüren bir devre tasarladığımızda, opamp maksimum çıkış verse bile ADC aşırı gerilimden korunmuş olur. Devre ve eleman değerleri aşağıda verildiği gibidir.

$$V_0 = -\frac{R_2}{R_1} V_i$$

$$\frac{R_2}{R_1} = \frac{5}{13}$$

seçilmesi durumunda, $V_i = V_{op_max}$ değerine ulaşsa bile $V_{0max} = 5$ V olacaktır.

V_{op_max} : opamp gerilimi



Şekil 3-5 Gerilim sınırlama devresi

$$V_0 = -\frac{5}{13} V_i$$

3.1.4 μ C Geliştirme Seti

μ C geliştirme setinde bulunan malzemeler

1. 8051 temelli 8 bit CPU
2. Hafıza
 - a. 8 Kb monitör programı EPROM
 - b. 8 Kb kullanıcı için RAM
3. 8 girişli 8 bit ADC
4. LCD Ekran

Geliştirme setinde, yukarıda belirtilenlere ek olarak farklı elemanlar bulunmasına rağmen ölçüm sistemimizde kullanıldıkları için anılan dört bölüm detaylandırılacaktır.

3.1.4.1 8051 Temelli 8 bit CPU

Ölçüm sisteminde kullanılan 80C535 μ C, 8051 ailesinden bir μ C'dür. μ C'da giriş/çıkış için 7 adet port bulunmaktadır. Bu portlardan 6 numaralı port ADC portudur

ve analog gerilim girişi için kullanılmaktadır. P0 ve P2 portları, μ C tarafından harici RAM ve EPROM'a ulaşabilmek için kullanılmaktadır. Genel amaçlı giriş/çıkışlar için P1, P3, P4 ve P5 portları kullanılabilir. μ C, +5 V DC gerilim ile çalışmaktadır. 80C535, CMOS tabanlı 8 Kbyte dahili ROM, 256 byte dahili RAM ve 4 adet 16 bitlik sayıcısı olan 8 bitlik bir işlemcidir. **Eğer 8 bitten büyük sayılarla işlem yapılacaksa özel bazı algoritmalar kullanılmalıdır.** RAM'de sıralı adreslerde bulunan sayılar birbiri yanına yazılarak daha büyük sayılar elde edilir. Mesela RAM'in 80 numaralı adres gözünde 77h ve 81 numaralı gözünde 25h var ise 80 adres gözü low byte, 81 adres gözü high byte olarak düşünülürse 16 bitlik bir sayı (2577) elde edilmiş olur. Daha çok adres gözü ardı ardına düşünülerek daha büyük sayılar elde edilebilir. Yalnız işlem yaparken şu duruma dikkat edilmelidir. μ C'ün "mul ab" komutu 8 bitlik a ve b registerlerindeki sayıları çarparak high byte'ı b registerinde, low byte'ı a registerinde olan "ba" sayısını üretir. **Ancak 16 bitlik çarpma işlemi yapabilmek için başka türlü algoritmalar kullanmak gereklidir.** Bölüm 3.2.2'de bu tür bir işlem için bir algoritma üretilerek 240 bitlik işlemler yapılmıştır.

3.1.4.2 Hafıza

80C535 μ C'ün iki tür hafızası vardır: "Program Memory" ve "Data Memory". μ C geliştirme seti, ilk açıldığında program memory'de yazılı olan programı okuyarak deney yapmaya hazır hale gelir. Kullanıcıların yaptığı programlar, data memory'ye yazılarak oradan çalıştırılır.

a) 8 Kb Monitör programı EPROM

80C535'in deneye hazır hale gelebilmesi için bu tür hizmetleri verecek bir tür işletim sisteminin yüklenmesi gerekir. μ C'ün "EA" girişine Lojik 0 verildiği için harici ROM'da yazılı olan programı okuyarak hazır hale gelir. Bu program deney seti üreticileri tarafından yapılmıştır ve kullanıcı buraya müdahale edemez. Bu program, set üzerinde bulunan kullanıcıya ait 5 port ile LCD ekranını, tuş takımını, analog girişi ve 7-parça display'leri kontrol eder ve seri port aracılığı ile bilgisayarla haberleşir. Bu 8 Kb'lık ROM set üzerinde bulunan 2764 entegresidir.

b) Kullanıcının deneme amaçlı programlarını çalıştırılabilmesi, silip yeniden yazabilmesi amacıyla set üzerinde 8 KB'lık RAM olarak 6264 entegresi vardır. Kullanıcı bilgisayarda yazdığı programı MSC-51 derleyici programı vasıtasıyla μ C

kodlarına dönüştürebilir. Bu kodlar seri port aracılığı ile deney setinin RAM'ine aktarılır ve orada çalıştırılır.

3.1.4.3 8 girişli 8 bit Analog-Dijital Çevirici

μC 'ün içinde bir adet ADC vardır ve bu ADC'ye 8 ayrı girişten analog gerilim alınabilmektedir. Giriş ucunu, Multiplexer Çoktan Seçici kontrol eder. Multiplexer ise ADCON registeri tarafından kontrol edilir. μC 'da yapılacak işlemlerin şekli özel registerlerde belirlidir.



F8h	P5																					
	P5.7	P5.6	P5.5	P5.4	P5.3	P5.2	P5.1	P5.0														
F0h	B																					
	B.7	B.6	B.5	B.4	B.3	B.2	B.1	B.0														
E8h	P4																					
	P4.7	P4.6	P4.5	P4.4	P4.3	P4.2	P4.1	P4.0														
E0h	ACC																					
	ACC.7	ACC.6	ACC.5	ACC.4	ACC.3	ACC.2	ACC.1	ACC.0														
D8h	ADCON										ADDAT	DAPR	P6									
	BD	CLK	-	BSY	ADM	MX2	MX1	MX0														
D0h	PSW																					
	CY	AC	F0	RS1	RS0	OV	--	P														
C8h	T2CON																					
	T2PS	I3FR	I2FR	T2R1	T2R0	T2CM	T2I1	T2I0														
C0h	IRCON										CCEN	CCL1	CCH1	CCL2	CCH2	RCCL3	CCH3					
	EXF2	TF2	IEX6	IEX5	IEX4	IEX3	IEX2	IADC														
B8h	IEN1										IP1											
	EXEN2	SWDT	EX6	EX5	EX4	EX3	EX2	EADC														
B0h	P3																					
	P3.7	P3.6	P3.5	P3.4	P3.3	P3.2	P3.1	P3.0														
A8h	IEN0										IP0											
	EAL	WDT	ET2	ES	ET1	EX1	ET0	EX0														
A0h	P2																					
	P2.7	P2.6	P2.5	P2.4	P2.3	P2.2	P2.1	P2.0														
98h	SCON										SBUF											

	SM0	SM1	SM2	REN	TB8	RB8	T1	R1						
90h	P1													
	P1.7	P1.6	P1.5	P1.4	P1.3	P1.2	P1.1	P1.0						
88h	TCON													
	TF1	TR1	TF0	TR0	IEN1	IT1	IE0	IT0			TL0	TL1	TH0	TH1
80h	P													
	P0.7	P0.6	P0.5	P0.4	P0.3	P0.2	P0.1	P0.0			DPL	DPH		PCON

Table 3 SFR: Special Function Register

Bu registerlerden ADC'ye müdahale edebilen registerler şunlardır:

- ADCON :Analog giriş seçici, çevrim başlatıcı
DAPR :Referans gerilim seçici
IEN0 :Genel interrupt ve timer kontrolörü
IEN1 :ADC girişinin aktif hale getirilmesi ve yakalama/karşılaştırma kontrolörü
IRCON : Çevrim bitimi sinyali ve harici interrupt kontrolörü
IP0 ve IP1 : IP0.0 ve IP1.0 bitlerine göre ADC interrupt önceliği

ADCON-D8H							
BD	CLK	-	BSY	ADM	MX2	MX1	MX0
BD							
CLK							
BSY		0→ADC'nin çevirme işleminin bittiğini ve sonucun ADDAT'a yazıldığını belirtir. 1→ADC'nin çevirme işleminin devam ettiğini belirtir.					
ADM		1→ADC'nin tek çevrim yapması 0→ADC'nin sürekli çevrim yapması					
MX2	MX1	MX0	Analog girişlerin seçimi				
0	0	0	Analog giriş 0				
0	0	1	Analog giriş 1				
0	1	0	Analog giriş 2				
0	1	1	Analog giriş 3				
1	0	0	Analog giriş 4				
1	0	1	Analog giriş 5				
1	1	0	Analog giriş 6				
1	1	1	Analog giriş 7				

DAPR-DAH (Çevrime başla START)									
D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0		
D7	D6	D5	D4	Vref(+)	D3	D2	D1	D0	Vref(-)
0	0	0	0	5.0	0	0	0	0	0.0
0	0	0	1	----	0	0	0	1	0.3125
0	0	1	0	----	0	0	1	0	0.625
0	0	1	1	----	0	0	1	1	0.9375
0	1	0	0	1.25	0	1	0	0	1.25

0	1	0	1	1.5625	0	1	0	1	1.5625
0	1	1	0	1.875	0	1	1	0	1.875
0	1	1	1	2.1875	0	1	1	1	2.1875
1	0	0	0	2.5	1	0	0	0	2.5
1	0	0	1	2.875	1	0	0	1	2.8125
1	0	1	0	3.125	1	0	1	0	3.125
1	0	1	1	3.4375	1	0	1	1	3.4375
1	1	0	0	3.75	1	1	0	0	3.75
1	1	0	1	4.0625	1	1	0	1	----
1	1	1	0	4.375	1	1	1	0	----
1	1	1	1	4.6875	1	1	1	1	----

IEN0-A8H							
EAL	WDT	ET2	ES	ET1	EX1	ET0	EX0
EAL	Tüm harici kesme girişlerini aktif yap						
WDT							
ET2							
ES							
ET2							
EX1							
ET0							
EX0							

IEN1-B8H							
EXEN2	SWDT	EX6	EX5	EX4	EX3	EX2	EADC
EXEN2							
SWDT							
EX6							
EX5							
EX4							
EX3							
EX2							

EADC	Yazılım ile harici ADC girişini aktif yap
------	---

IRCON-C0H							
EXF2	TF2	IEX6	IEX5	IEX4	IEX3	IEX2	IADC
EXF2							
TF2							
IEX6							
IEX5							
IEX4							
IEX3							
IEX2							
IADC	ADC çevrimi bittiğini belirten dahili kesme.						

PSW-D0H							
CY	AC	F0	RS1	RS0	OV	--	P
CY	Carry Taşma bitinin yazıldığı yer						
AC	Alt 4 bitten taşma olduğunu belirtir						
F0	Genel amaçlı bayrak biti						
RS1	RS0	Register bloğu seçme					
0	0	Register Bloğu 0					
0	1	Register Bloğu 1					
1	0	Register Bloğu 2					
1	1	Register Bloğu 3					
OV	İşaretili toplama ve çıkarmada 7. bitten sonraki taşmanın yazıldığı yer						
P	Acc'deki bitlerin tek mi çift mi olduğunun bildirir. Çift=0, Tek=1						

	TF2+EXF2	R1+T1	TF1	IE1	TF0	IE0
	IEX6	IEX5	IEX4	IEX3	IEX2	IADC
IP0-A9H	IP0.5	IP0.4	IP0.3	IP0.2	IP0.1	IP0.0
IP1-B9H	IP1.5	IP1.4	IP1.3	IP1.2	IP1.1	IP1.0

IPX.1	IPX.0	İnterup öncelik sırası
0	0	Öncelik sırası 0 (en az öncelik)
0	1	Öncelik sırası 1
1	0	Öncelik sırası 2
1	1	Öncelik sırası 3 (en çok öncelik)

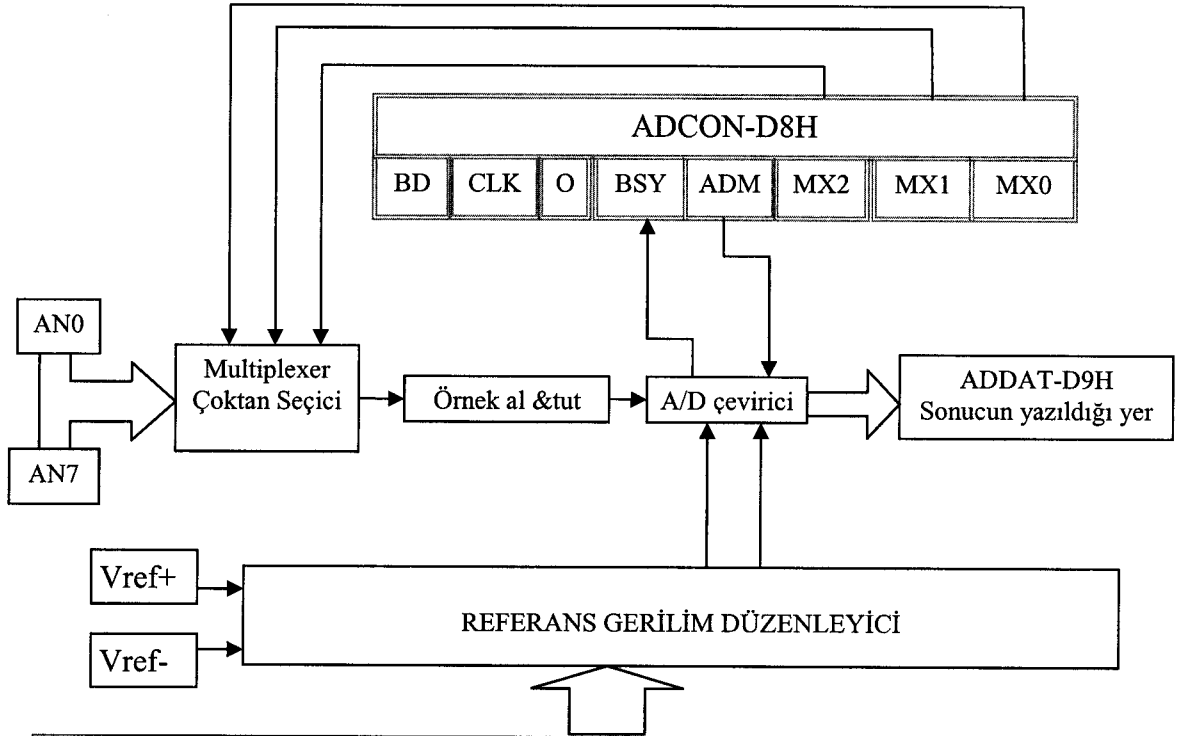
DAPR registerinden görüldüğü gibi ADC maksimum +5V ile 0V arası gerilimleri dijitalle çevirebilmektedir. Bu sınırlar dışında bir gerilimin ADC girişine verilmesi ADC'yi bozabilir. Bu nedenle bu gerilim sınırları dışında gerilim girişini engelleyecek bir devre girişe eklenmiştir. (Bk. 3.1.3)

3.1.4.4 Dört Satır 20 Karakter LCD Çıkış Modülü

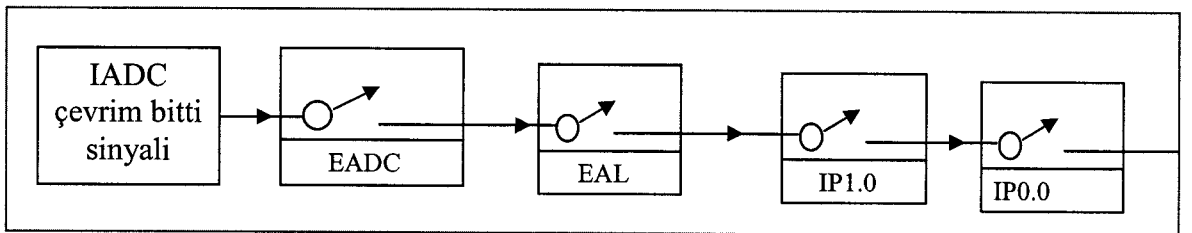
Deney seti üzerinde bulunan LCD görüntü modülü 16 bitlik sayı kodlarıyla kontrol edilir. Bu amaçla μ C'ün P1 ve P3 portları kullanılmaktadır. Displeyde görüntülenecek satır sayısı, harf puntosu gibi özellikler displey ilk açıldığında hexadecimal kodlar olarak LCD'ye gönderilir. LCD'nin kullanıma hazır hale gelebilmesi için yapılması gereken birkaç işlem vardır. Bu işlemler kısaca:

- İnterface'in (bağlantı) özelliği (4 bit mi 8 bit mi olacak)
- Fonksiyon set tanıtılır (Displey satır sayısı, karakter puntosu).
- Displeyi kapat
- Displeyi temizle
- Kürsörü başa getir
- Ekran yazmaya hazır

Bu işlemler yapıldıktan sonra LCD yazmaya hazırdır. Ekran yazılmak istenen karakterin ASCII kodunun LCD'ye gönderilmesi durumunda karakter, kürsörün bulunduğu konumda görüntülenir. LCD'ye ASCII kodların gönderilmesi işini deney seti üreticileri tarafından hazırlanan program yapmaktadır.



DAPR-DAH (Çevrime başla START)									
D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0		
D7	D6	D5	D4	Vref(+)	D3	D2	D1	D0	Vref(-)
0	0	0	0	5.0	0	0	0	0	0.0
0	0	0	1	----	0	0	0	1	0.3125
0	0	1	0	----	0	0	1	0	0.625
0	0	1	1	----	0	0	1	1	0.9375
0	1	0	0	1.25	0	1	0	0	1.25
0	1	0	1	1.5625	0	1	0	1	1.5625
0	1	1	0	1.875	0	1	1	0	1.875
0	1	1	1	2.1875	0	1	1	1	2.1875
1	0	0	0	2.5	1	0	0	0	2.5
1	0	0	1	2.875	1	0	0	1	2.8125
1	0	1	0	3.125	1	0	1	0	3.125
1	0	1	1	3.4375	1	0	1	1	3.4375
1	1	0	0	3.75	1	1	0	0	3.75
1	1	0	1	4.0625	1	1	0	1	----
1	1	1	0	4.375	1	1	1	0	----
1	1	1	1	4.6875	1	1	1	1	----



[27]

3.2 Numuneden Alınan Gerilime Karşılık Derişimin Bulunmasında Kullanılan Nümerik Yöntem

3.2.1 Lagrange Enterpolasyonu

Aradeğer hesaplama problemlerinde birçok yöntem kullanılmaktadır. Bu tezde, bu yöntemlerden biri olan ‘Lagrange Enterpolasyonu’ kullanılmıştır. **X eksenindeki dağılımlar eşit aralıklı olmadığı için bu yöntem seçilmiştir.** Aradeğer hesabı yapabilmek için öncelikle bu değerlere uygun bir fonksiyon bulunmalıdır (‘Lagrange Enterpolasyonu’). Daha sonra bu fonksiyon üzerinden değer hesaplaması yapılır. Lagrange Fonksiyonu,

$$y = f_n(x) = \sum_{i=0}^n L_i(x) \cdot y_i \quad L_i(x) = \prod_{\substack{j=0 \\ i \neq j}}^n \frac{x - x_j}{x_i - x_j}$$

olarak hesaplanır[28].

Lagrange enterpolasyonu hakkında ayrıntılı matematiksel açıklama Bölüm 2.2.5.’te verilmiştir.

Bulunacak fonksiyonun derecesi n olacaktır. Bu tezde kurulan sistemde, aradeğer hesaplaması 80C535 μC kullanılarak yapılmaktadır. Kullanılan μC , 8 bitlik sayılar üzerinde işlem yapmaktadır. $L_i(x)$ fonksiyonlarının hesaplanmasında hassasiyetin artırılması amacıyla 8 bitten büyük sayılarla işlem yapılması gerekmiştir. 80C535 ile 8 bitten büyük bölme işlemleri yapılamayacağından, gerekli nümerik işlemleri yapabilmek için hesaplama yönteminde aşağıdaki değişiklikler yapılarak yeni bir fonksiyon elde edilmiştir:

$$y = f_n(x) = \sum_{i=0}^n K_i(x) \cdot \frac{Y_i}{M_i} \quad M_i = \prod_{\substack{j=0 \\ i \neq j}}^n (x_i - x_j), \quad K_i(x) = \prod_{\substack{j=0 \\ i \neq j}}^n (x - x_j)$$

M_i değerleri x_i değerlerine bağlı sabit sayılardır. $\frac{Y_i}{M_i}$ değerleri, x_i değerleri değişmediği

sürece sabit olduklarından bilgisayarda hesaplanmıştır. μC ’de 8 bitten büyük sayıların oluşturulması μC geliştirme seti’nde anlatılmıştır.

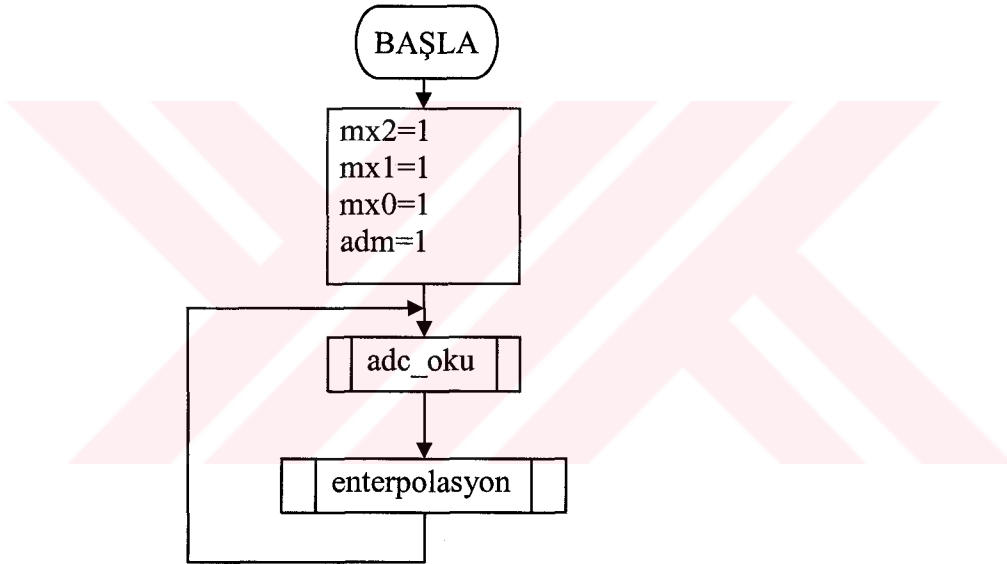
$\frac{Y_i}{M_i}$ değeri, bilgisayar programlama dillerinden Delphi’de hazırlanan özel bir program vasıtası ile virgülden sonra 14 basamak hassasiyetle bulunup decimal

sayılardan binary sayılara ve oradan da hexadecimal kodlara dönüştürülmüştür. Programla ilgili ayrıntılı açıklama Ek5'te verilmiştir.

3.2.2 μ C Programı ve Algoritması

Kan içerisine batırılan elektrodun ürettiği gerilime göre Na^+ derişiminin bulunmasında mikrodenetleyici programı son basamaktır. Bu işlem için 80C535 μ C komutları ile bir program yazılmıştır. μ C programı ve algoritması tam olarak Ek.1-2'de verilmiştir. Programın nasıl çalıştığının anlaşılması amacıyla aşağıda genel olarak program ve algoritması verilmiştir.

3.2.2.1 μ C Program algoritması



3.2.2.2 μ C Programı

anaprogram:

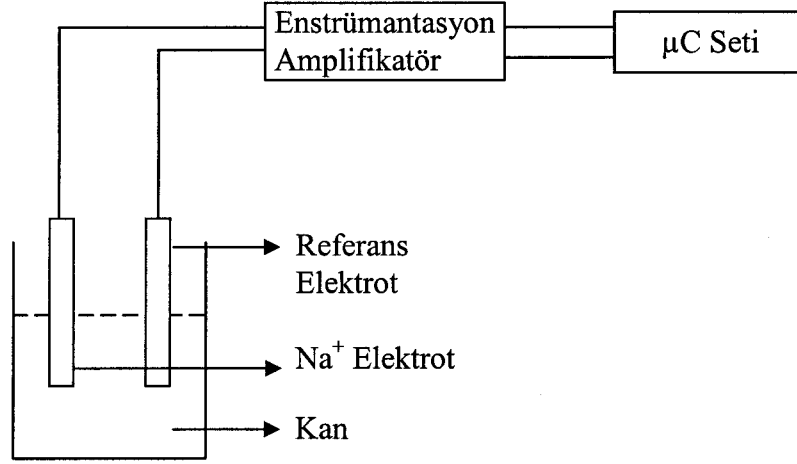
```
setb mx2  
setb mx1  
setb mx0  
setb adm
```

yukari:

```
lcall adc_oku  
lcall enterpolasyon  
lcall yukari
```

4 ARAŞTIRMA BULGULARI

Giriş bölümünde de belirtildiği gibi[1] kanda Na^+ derişimi ölçme düzeni aşağıda verildiği gibi modellenmiştir.



Kandaki Na^+ derişimi değeri, yukarıda verilen modelden de görülebileceği gibi ardi ardına yapılacak birkaç işlem sonucu bulunabilmektedir. Yapılacak işlemler sırasıyla şu şekilde özetlenebilir:

Kana batırılan elektrotlar (referans elektrot ve Na^+ elektrot) mV düzeyinde bir gerilim üretecek ve bu gerilim enstrümantasyon amplifikatör devresinde yükseltilerek µC setine verilecektir.

Prosesle mühendislik açısından bakıldığında ise yapılacak işlemler şu şekilde sıralanabilir: Öncelikle, girişe gelen ve mV düzeyinde olan bu gerilimi yükselterek çıkışa aktaran bir enstrümantasyon amplifikatör devresi tasarlanacaktır. İkinci aşamada ise yükseltilen gerilim değeri üzerinde sayısal işlemler yapabilecek µC programı yazılacaktır.

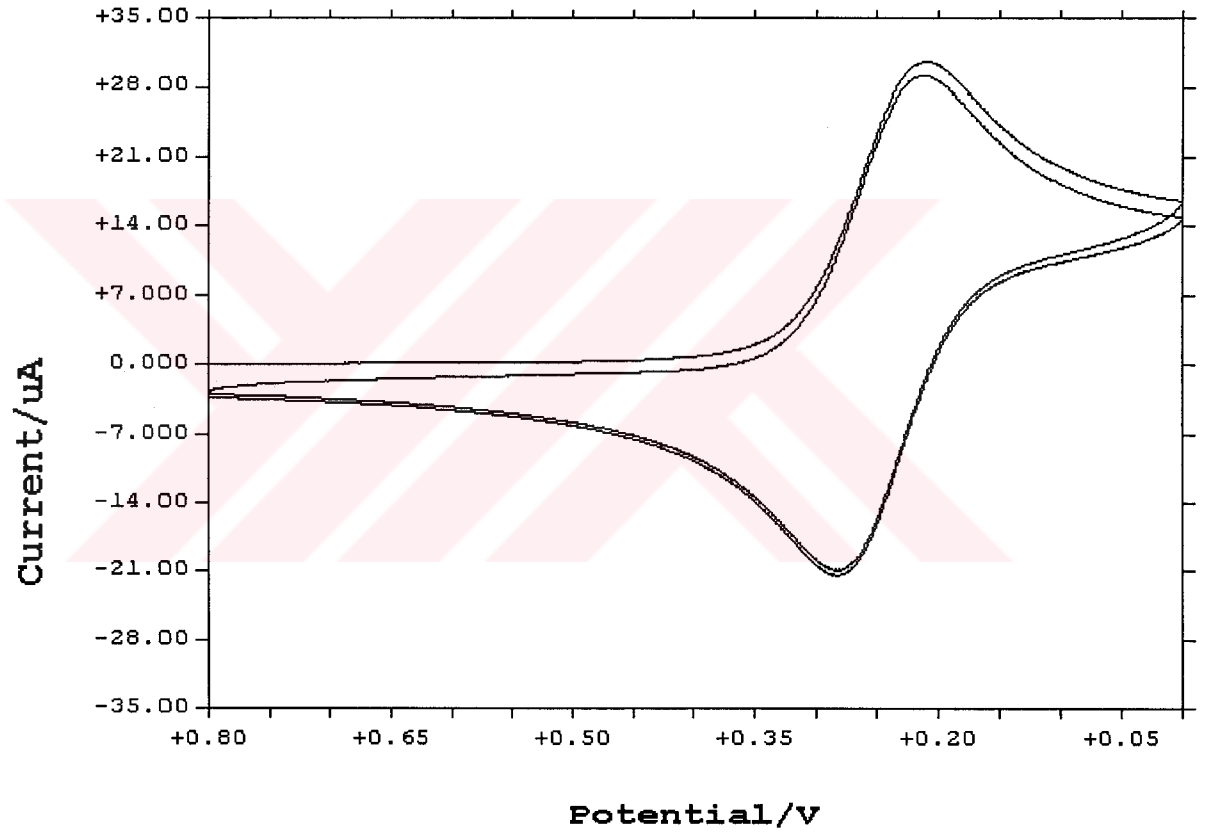
Üretilen sistemin çalışıp-çalışmadığının anlaşılması amacıyla yapılan işler ve elde edilen sonuçlar aşağıda verilmiştir.

4.1 Referans Elektrot Sonuçları

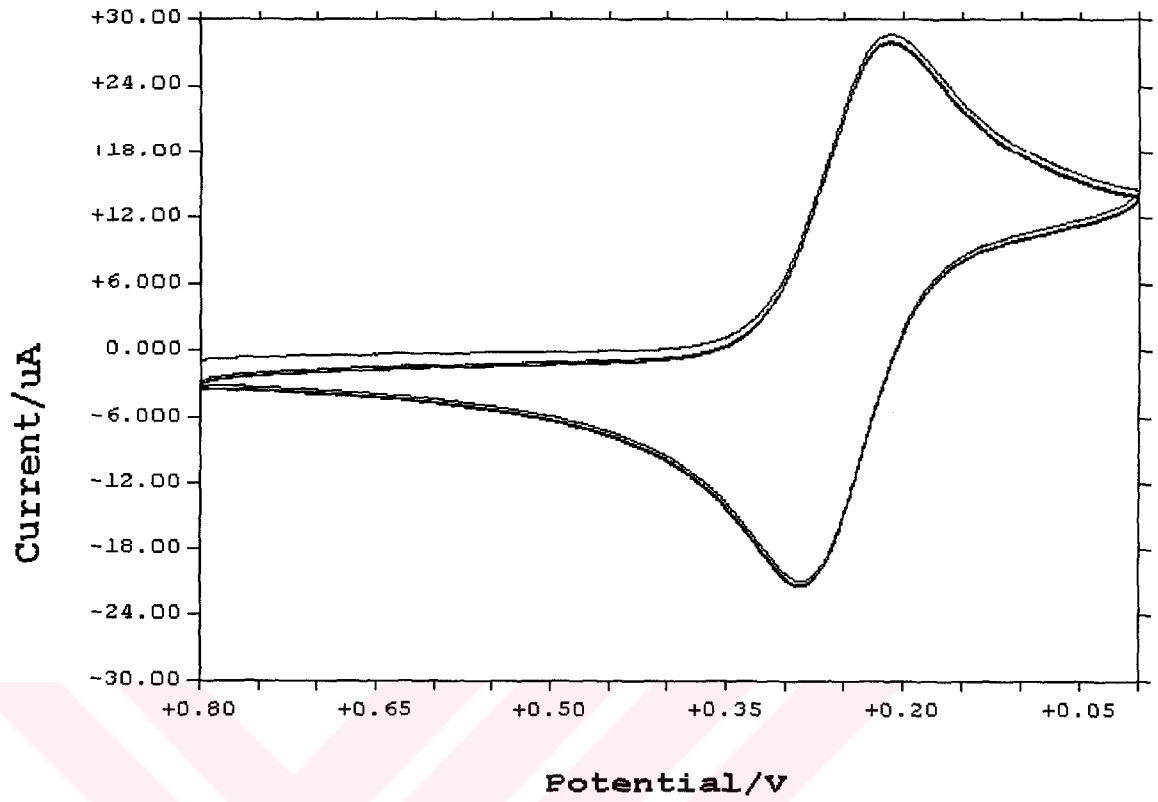
Bölüm 3.1.1.2'de belirtildiği gibi hazırlanmış olan elektrotlar, içinde $\text{K}_4\text{Fe}(\text{CN})_4$ çözeltisi bulunan bir düzeneğe bu tez çalışmasında ortaya çıkan referans elektrot, bir hidrojen elektrodu ve bir de ticari olarak mevcut referans elektrot batırılarak voltametik yöntemle test edilmiş ve elde edilen sonuçlar aşağıda verilmiştir. İnönü Üniversitesi

Fen-Edebiyat Fakültesi Kimya Bölümü Laboratuarında yapılan Ag/AgCl elektrodun, ticari olarak üretilmiş diğer bir referans elektrot ve hidrojen elektrodu kullanılarak voltametrik yöntemle yapılan test sonuçları aşağıda verilmiştir. Hazırlanan her iki referans elektrot için 2 döngü, 4 döngü ve 14 döngülük ölçümler yapılmış ve grafikleri aşağıda verilmiştir. En son olarak her iki elektrodun grafikleri birlikte (=üst üste) verilmiştir. Aşağıda hem elektrot-1 hem de elektrot-2 için 2 çevrim, 4 çevrim ve 14 çevrimlik akım (μA) –gerilim (V) karakteristikleri verilmiştir.

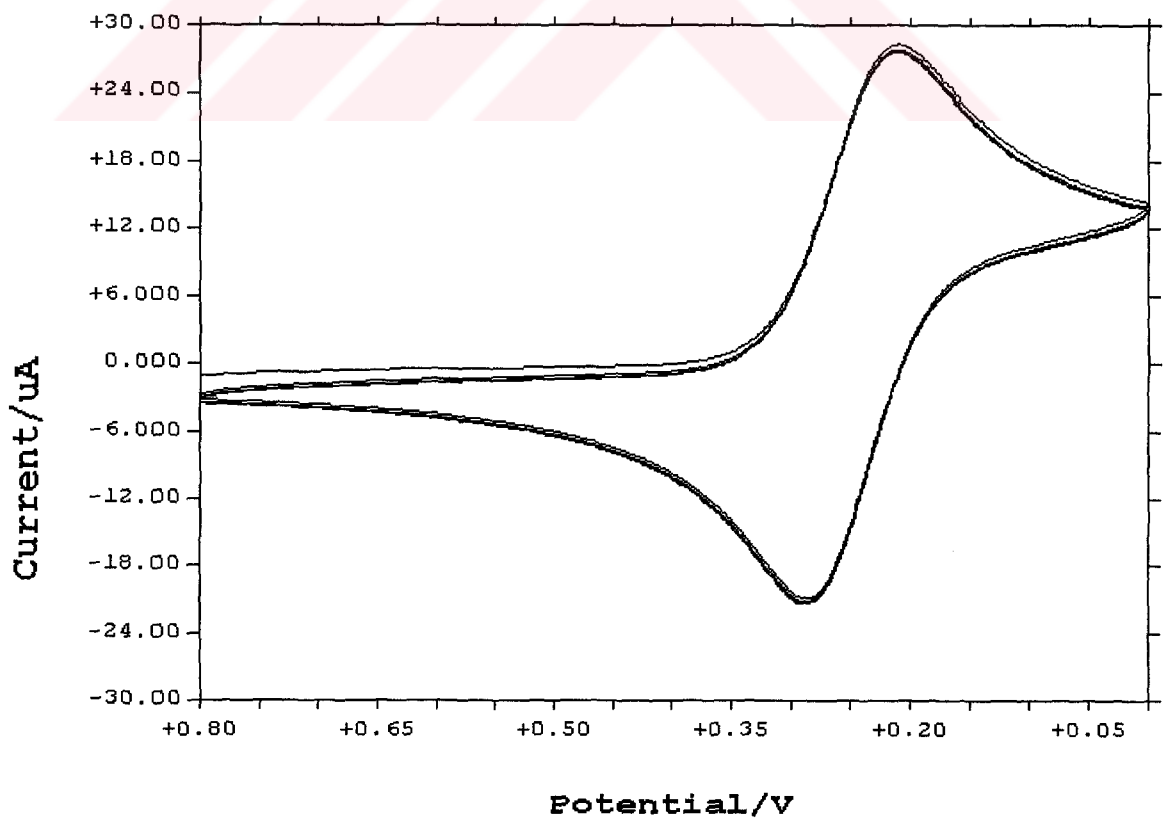
a) Elektrot1-2 çevrim



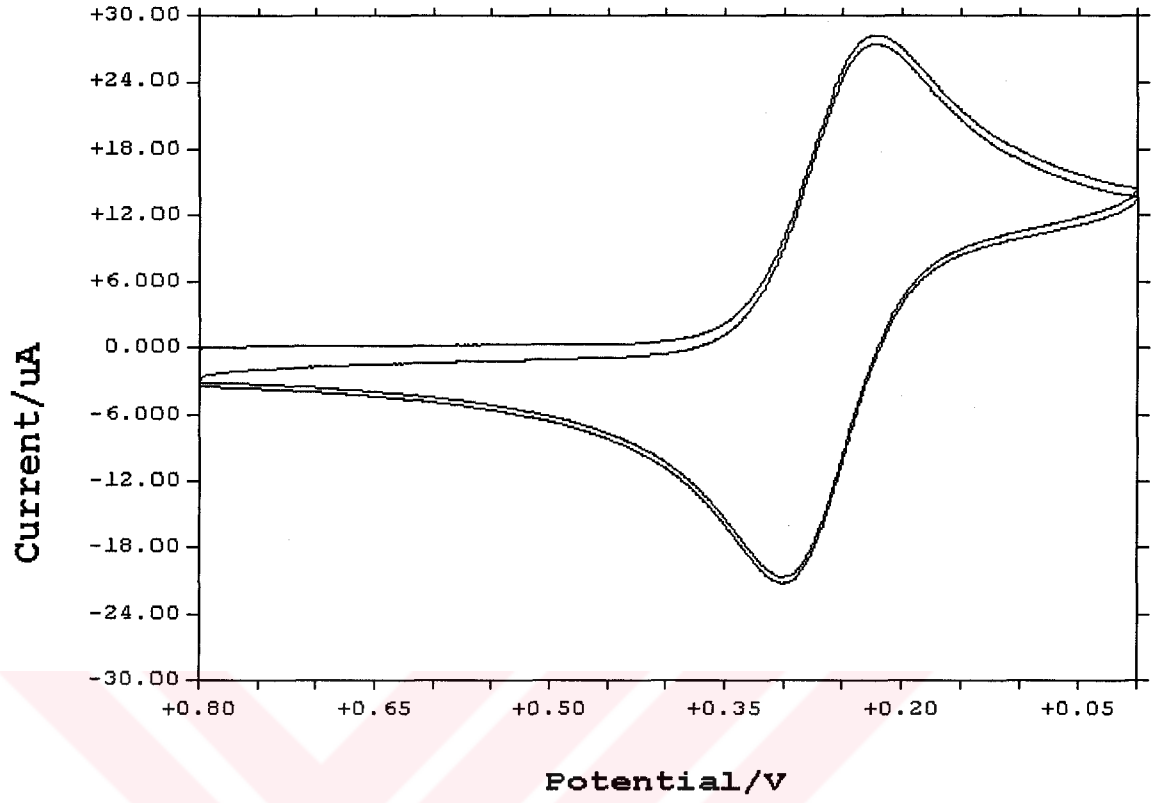
b)Elektrot1-4 çevrim



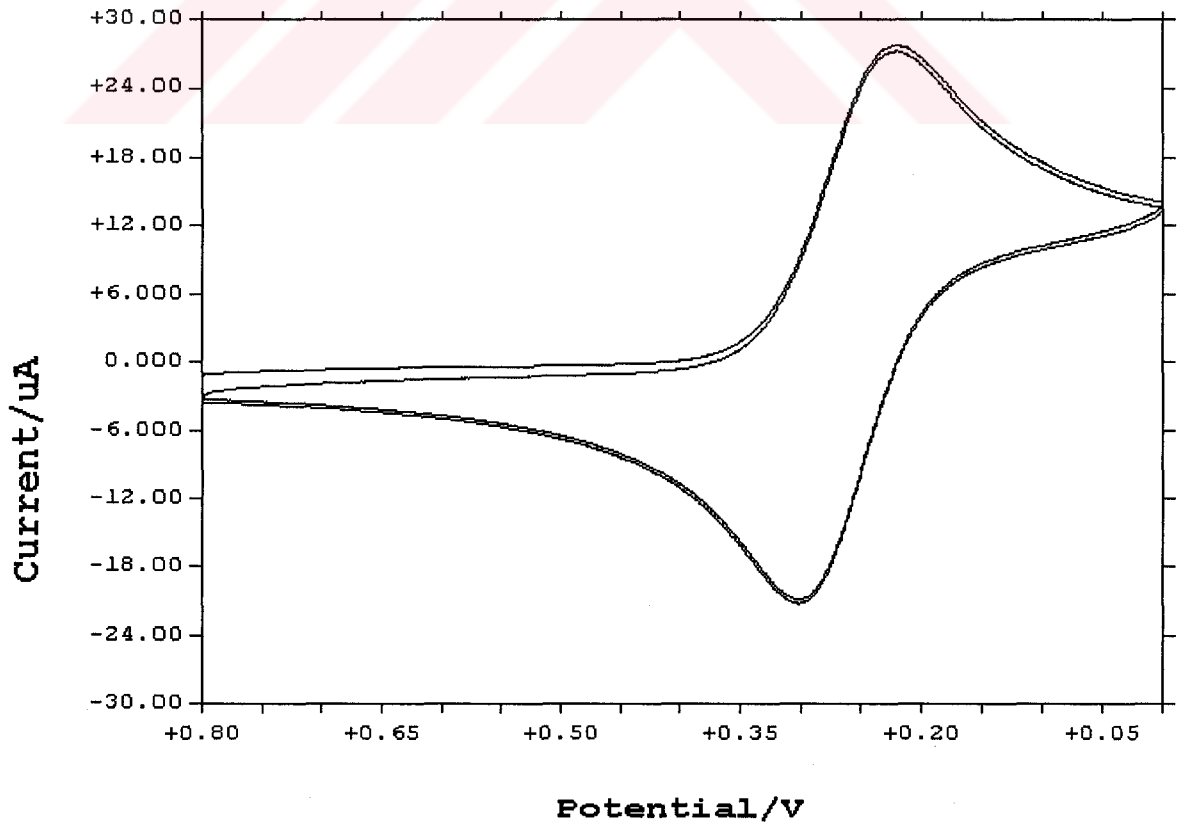
c) Elektrot1 14 çevrim



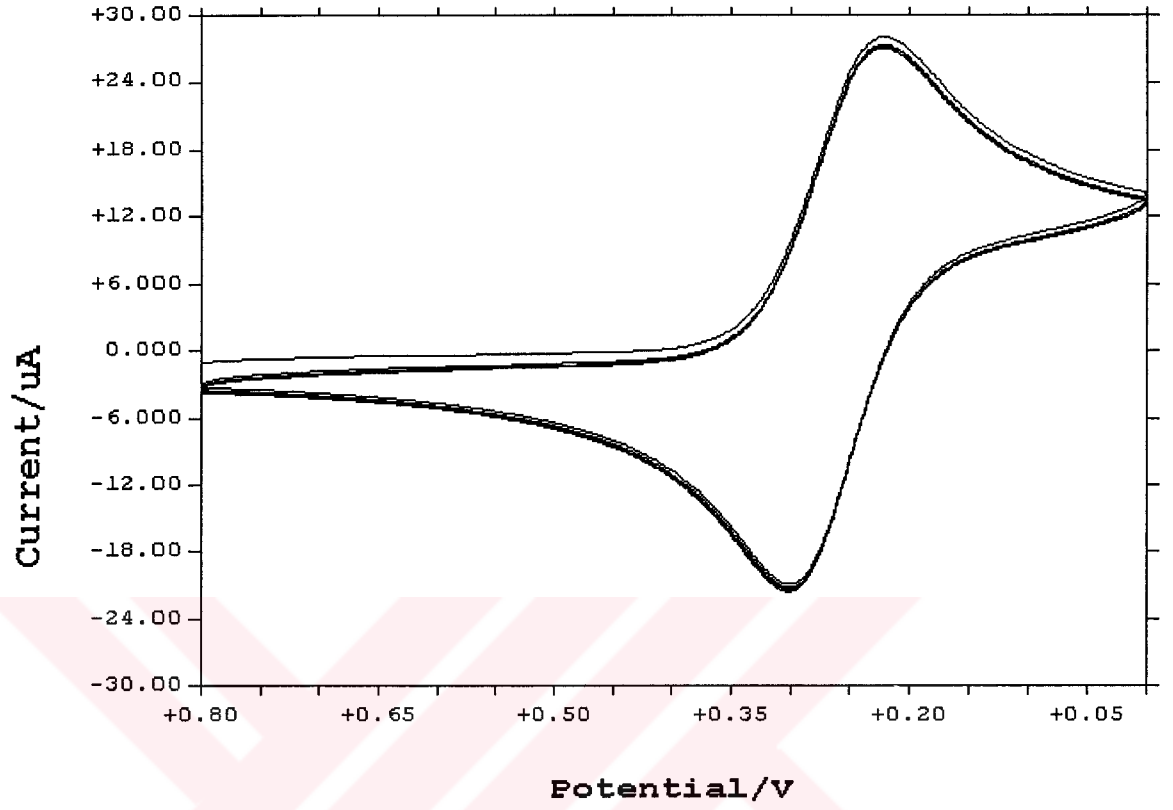
d)Elektrot2-2 çevrim



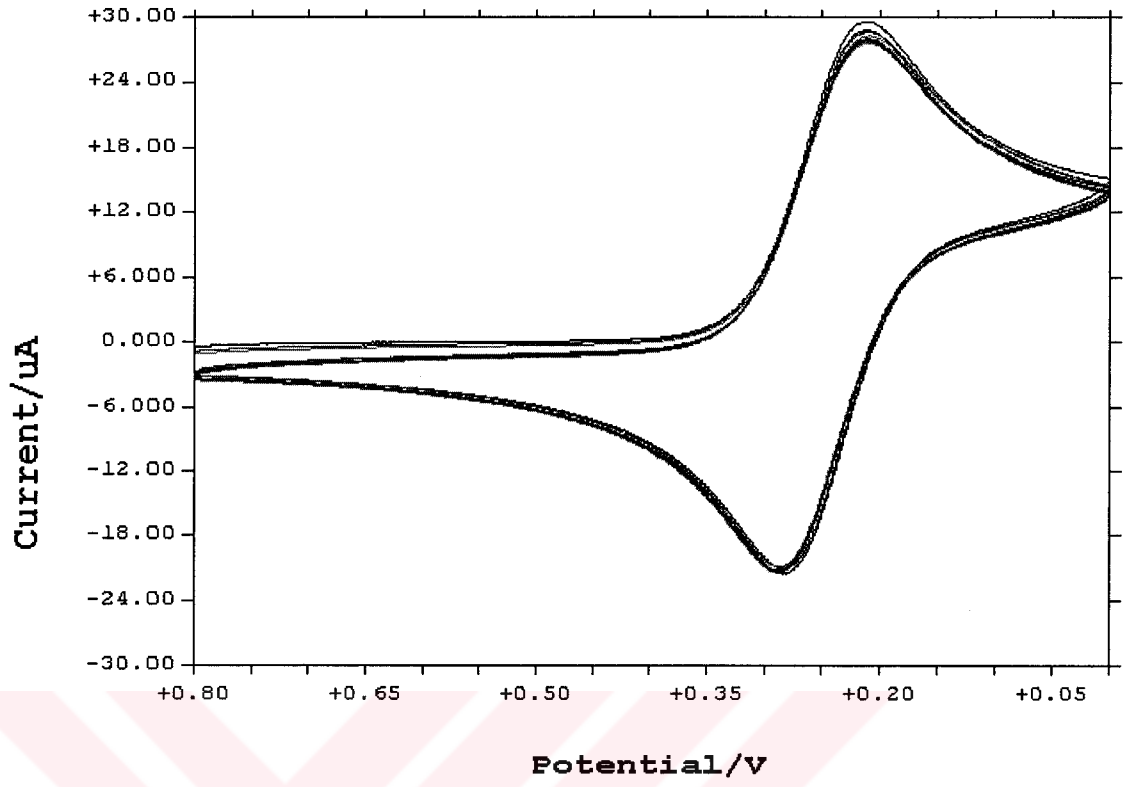
e)Elektrot2-4 çevrim



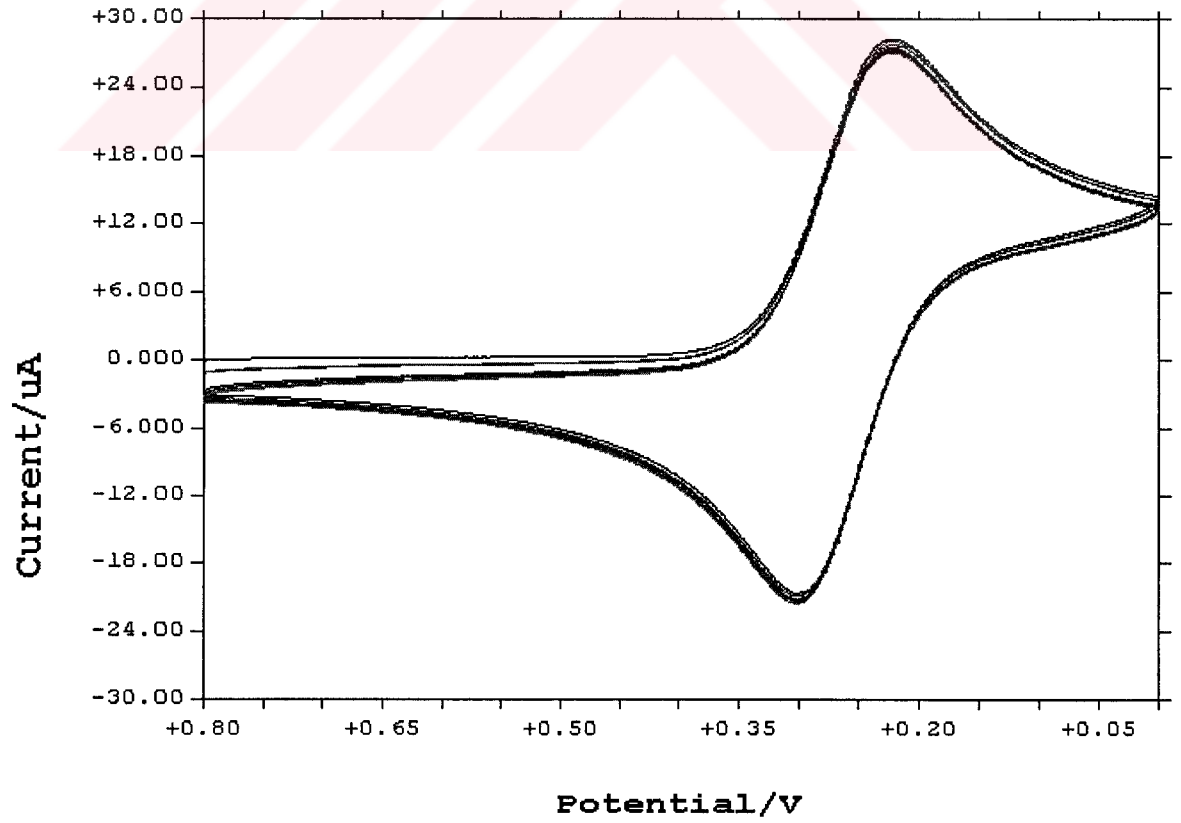
f)Elektrot2-14 çevrim



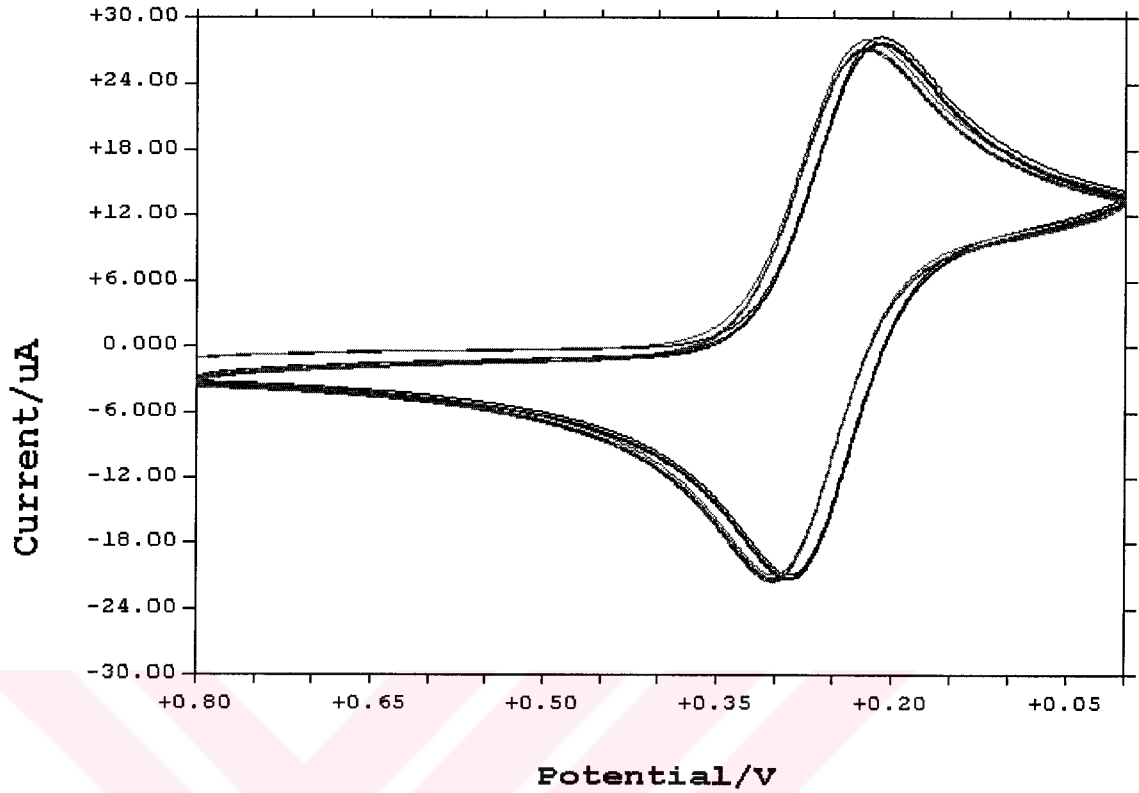
g)Elektrot1 için 2, 4 ve 14 çevrim üst üste



h) Elektrot2 için 2, 4 ve 14 çevrim üst üste



ı) Elektrot1 ve Elektrot2 için 14 çevrim üst üste



Şekil 4-1 a) Elektrot1 2 çevrim b)Elektrot1 4 çevrim c)Elektrot1 14 çevrim d)Elektrot2 2 çevrim e)Elektrot2 4 çevrim f)Elektrot2 14 çevrim g)Elektrot1 2, 4 ve 14 çevrim üst üste h)Elektrot2 2, 4 ve 14 çevrim üst üste i)Elektrot1 ve Elektrot2 14 çevrim üst üste

4.2 Amplifikatör devresi Sonuçları

Ek 3 ve Bölüm 3.1.2.'de opamplar ve amplifikatörler hakkında verilen özelliklere göre Şekil 3-4'deki devre tasarımı yapılmıştır. Teorik hesaplara göre çalışması gereken enstrümantasyon amplifikatör devresi, İnönü Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Devre Analizi Laboratuvarında test edilmiştir. İki adet enstrümantasyon devresi dizayn edilmiştir.

1. devreden ölçülen değerler

$$V_1-V_2=0.41 \text{ V}$$

$$V_a=2.25 \text{ V}$$

$$V_b=-1.84 \text{ V}$$

$$V_x=0.41 \text{ V}$$

$$V_r=1.84 \text{ V}$$

$$V_d=0.4 \text{ mV}$$

2. devreden ölçülen değerler

$$V_1-V_2=0.52 \text{ V}$$

$$V_a=2.57 \text{ V}$$

$$V_b=2.04 \text{ v}$$

$$V_x=0.53 \text{ V}$$

$$V_r=2.37 \text{ V}$$

$$V_d=0.43 \text{ mV}$$

$$V_0=4.22 \text{ V}$$

$$V_0=5.3 \text{ V}$$

4.3 μC Program Sonuçları

Elektrotların ve enstrümantasyon amplifikatör devresinin uygun çalışmaları gözlemlendikten sonra μC programının doğru sonuçlar verip-vermediğinin anlaşılması amacıyla bazı denemeler yapılmıştır.

İlk olarak μC ADC devresinin dijitale çevirdiği gerilimin sayısal değerinin program tarafından doğru okunduğunun anlaşılması için ADC devresine değeri bilinen bir gerilim verilmiştir. Okunan bu değer LCD ekranda görüntülenerek doğru olduğu görülmüştür.

İkinci adım olarak μC programının enterpolasyon işlemini doğru yapıp-yapmadığını kontrol etmek amacıyla μC deney seti üzerinde birkaç test yapılmıştır. Tablo 2-1'de olması gereken y değerleri, $y=2x+3$ fonksiyonuna göre hesaplanmıştır.

Tablo 4 Test İçin Kullanılan Lagrange Enterpolasyonu Kaynak Değerleri

x_i	2	3	5	7	8	A	C	10	14	19	1E
y_i	7	9	D	11	13	17	1B	23	2B	35	3F

Bulunan y değerleri hexadecimal sayı sistemine göre hesaplanmıştır. $y(x)$ fonksiyonuna göre x_b aradeğerine karşılık gelen y değeri $y(x_b)=2.x_b+3$ olduğunu biliyoruz. $x_b=0B$ değerinin karşılığı olan y_b değerinin bulunması için μC programı çalıştırıldığında LCD ekranda 19 değeri görülmüştür. μC hex sayılar üzerinde işlem yaptığı için 19 sayısı decimal sayı sisteminde 25'e eşittir. Bu da teorik olarak bizim hesapladığımız değerle aynıdır.

5 SONUÇLAR VE ÖNERİLER

5.1 Sonuçlar

Bu çalışmada “Prostat ameliyatı için μP veya μC temelli, insan total kanında veya plazmasında bulunan Na^+ konsantrasyonunu on-line (ameliyat süresince) sürekli ölçecek sensör tasarımı” için çalışılmıştır. Tasarımların uygulamaları yapılmıştır. Bu uygulamalar sonunda elde edilen deneysel sonuçlar Bölüm 4’te verilmiştir. Bu veriler ışığında aşağıda maddeler halinde sıralanan sonuçlar ortaya çıkmıştır:

- 1) Bölüm 3.1.1.2.’de belirtilen şekilde hazırlanmış olan bir referans elektrodun ticari olarak üretilen elektrotlarla aynı sonuçları verdiği gözlemlenmiştir (Şekil 4-1-a).
- 2) Aynı yöntemle hazırlanan iki ayrı referans elektrodun aynı çözelti içerisinde ürettikleri cevabın (Şekil 4-1-ı) yaklaşık olarak aynı olduğu görülmüştür. Elektrotların aynı çözeltilerde ürettikleri gerilim değerleri sırasıyla 303.4 mV, 296.2 mV dur. Arada 7.2 mV’luk fark, %2.37’lik bir hataya karşılık gelmektedir.
- 3) Dört kanallı enstrümantasyon amplifikatör devresi mV düzeyindeki gerilimleri, ölçüm yapılabilecek düzeye kadar yükseltebilmektedir.
- 4) μC programı önceden verilen x ve y değerlerine göre x_b değerinin karşılığını Lagrange Enterpolasyonu yöntemiyle %100 doğrulukla hesaplayabilmektedir.
- 5) Yukarıda belirtilen sonuçların elde edildiği sistemlerin uygun şekilde bir araya getirilmesiyle Na^+ derişimi ölçü düzeneği elde edilmiştir. Yukarıda anılan dört maddede alınan sonuçlara dayanarak, tasarımı yapılan Na^+ derişimi ölçü düzeneğinin “kana batırılan elektrodun ürettiği gerilim değerine göre μC programı kandaki Na^+ derişimi değerini hesaplayabilir” sonucu çıkarılmıştır.

5.2 Öneriler

Tasarımı yapılan bu çalışma, insan hayatı ile ilgili kararlar vermede kullanılacağı için hata payının sıfır olması istenir. Kullanılan malzemelerin bir süre sonra aşınma ve ısı etkisinden dolayı bozulma ihtimaline karşı belirli aralıklarla kalibrasyonu yapılmalıdır. Özellikle referans değerlerimiz esas alınarak (Tablo 1Derişim-Gerilim Tablosu [17]

) gerekli kontroller yapılmalıdır.

Ticari elektrotların kullanım ömürleri üretici firmaların ilgili kataloglarında verilir.

Enstrümantasyon amplifikatör devresinde kullanılan opampların, aşırı ısıdan veya kaynak gerilimindeki dalgalanmalardan dolayı hassasiyetlerini kaybetmeleri veya bozulmaları ihtimaline karşı amplifikatör devrelerinin de düzenli aralıklarla kontrolü yapılmalıdır.

Aradeğer hesabında kullanılan “Lagrange Enterpolasyonu” yöntemi yerine “İkinci Derece Spline Enterpolasyonu” yöntemi kullanılabilir.



6 KAYNAKLAR

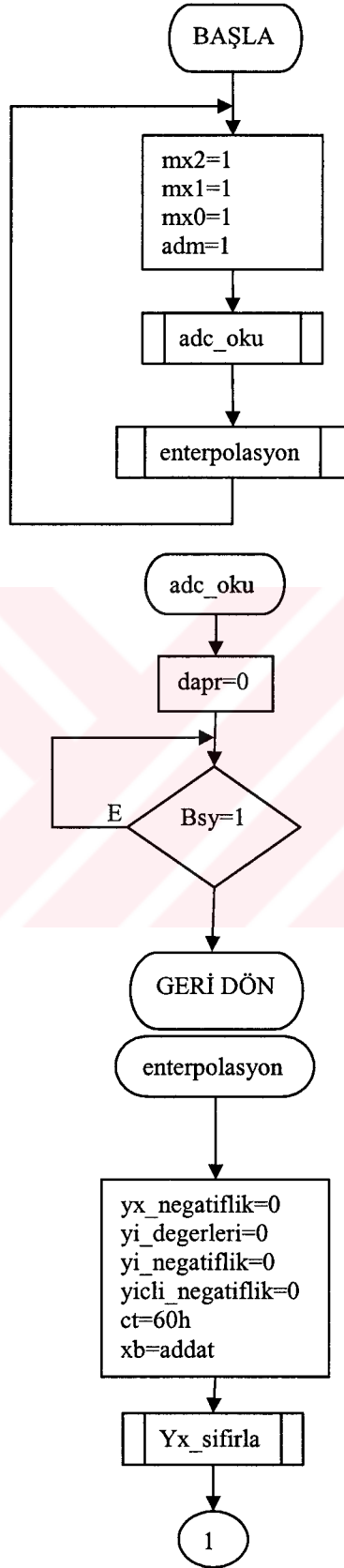
- [1] James L. Adams, Bir Mühendisin Dünyası, 1996, 50, 47, 172
- [2] Prof. Dr. Can Baydınç, Genel Üroloji 1995, s.12, 20, 21, 120, 726, 727, 728
- [3] Martin G. Cogan , Sıvı ve Elektrolitler, 1994, s.1, 2, 3, 4, 13, 95, 122
- [4] Dr. Mevlana Derya Balbay ile e-mail Haberleşmesi 15 Nisan 2002 11:38 (mdbmd@hotmail.com)
- [5] Dr. Ali Güneş, Özel görüşme, İnönü Üniversitesi Tıp Fak. Araştırma Hastanesi, (Mart 2002)
- [6] Bartroli J, Alerm L, Fabry P, Siebert E, Akış Enjeksiyonlu Analizler için ASICON temelli Sodyum İyon Seçici Elektrotlarda Katı İç Referans Olarak Kullanılan Epoksi Grafite Kompanzasyonu, Analytica Chimica Acta ,308 (1-3), 102-108, 1995
- [7] Attari M, Fabry P, Bir Sodyum Sensörünün Statik ve Dinamik Seçiciliği, IEEE Transactions on Instrumentation and Measurment 49 (4) 732-735 Aug 2000
- [8] Shorted M, Bakker E, Kopelman R, Floresans pH kromoiyonoforu ve ayarlanabilir dinamik bölgesi bulunan iyon değişimine dayalı sodyum-seçici minyatür optik elektrot, Analytical Chemistry 68 (15), 2656-2662, Aug 1996
- [9] Dumschat C;Borchardt M, Diekman c, Cammann K, Knoll M, Potansiyometrik Test Sensörleri, Sensors and Actuators B-Chemical 24 (1-3) 279-281 Mar 1995
- [10] Borchardt M, Diekmann C, Dumschat C, Cammann K, Koll M. Tek Kullanımlık Sodyum Elektrotları, Talanta 41(6), 1025-1028, 1994
- [11] F. Yalçınkaya, R. Tutuk ve S. Eyol, mosfet tabanlı sensörler, yayınlanmamış review makale
- [12] F.Yalçınkaya, Towards Biomedical Intelligent Sensors, PhD Tezi, 1998, s. 70-75
- [13] B. E. Noltingk, Cihaz Teknolojisi 2, 1994, s. 228, 229, 230
- [14] Doç. Dr. Eyüp Sabri Türker, Arş. Grv. Engin Can, Bilgisayar Uygulamalı Sayısal Analiz Yöntemleri, 1999, s. 166, 167, 168, 170, 171, 173, 199, 200, 201, 202, 203
- [15] Prof. Dr. Nahit Kumbasar, Prof. Dr. Sumru Pala, Bilgisayar Programları ile Sayısal Hesap, 1992
- [16] Dr. Mehmet Korürek, Tıp Elektroğinde Kullanılan Kuvvetlendiriciler ve Dönüştürücüler, 1987, s. 38
- [17] U. Lemke, K. Cammann, C. Kötter, C. Sundermeier and M. Knoll, Multisensor array for pH, K⁺, Na⁺ and Ca²⁺ measurements based on coated-film electrodes, Sensors and Actuators B, 7 (1992) 488-491
- [18] Prof. Dr. Ferit Pehlivan, Biyofizik, 1989, s. 139, 140, 141
- [19] D. Amman, P. Anker, P. Anker, E. Metzger, U. Oesch, W. Simon, Ion Measurements in Physiology and Medicine, 1985, s.102
- [20] D. W. Lübbers, I. A. Silver, W. Simon, Ion and Enzyme Electrodes in Biology and Medicine, 1976, s.22
- [21] T. Maruzumi, D. Wegmann, G. Suter, D. Ammann, W. Simon, Mikrochim. Acta, 1986, s.331
- [22] P. Gehrig, B. Rusterholz, W. Simon, Anal. Chim. Acta, 1990, s. 233,295
- [23] T. Shono, M. Okohara, I. Ikeda, K. Kimura, H. Tamura, J. Electroanal. Chem. Inrefacial Electrochem. 1982, s. 99, 132
- [24] A. M. Cadogan, D. Diamond, M. R. Smyth, M. Deasy, M. A. McKervey, S. J. Harris, Analyst, 1993, s. 64, 2496
- [25] G. Hayenga, Fluka Chemie AG, 1995
- [26] Prof. Dr. Ali Rıza Berkem, Elektrokimya, 1994, s..292,293

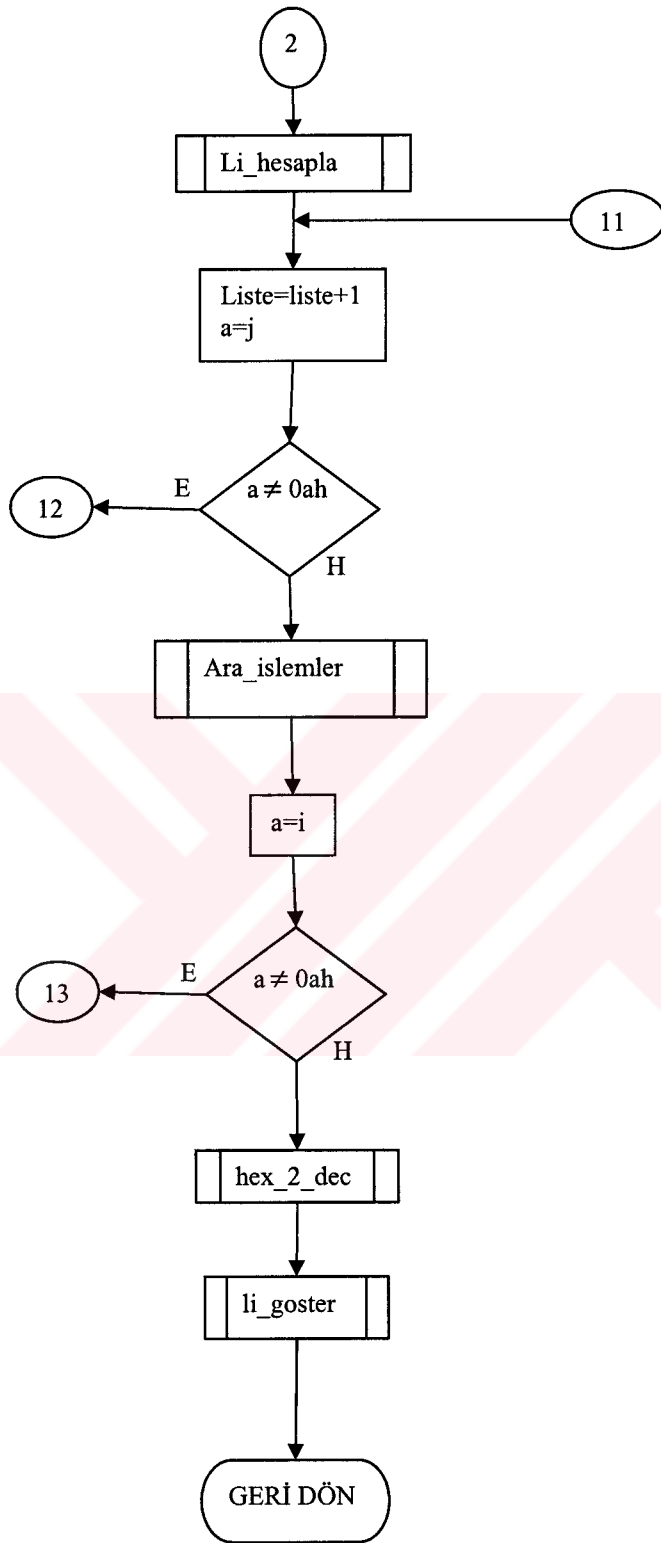
- [27] Çokesen Elektronik San. Tic.Ltd. Şti., ES800 Eğitim Cihazı Kitabı, s. 3, 5, 11, 12, 13, 26, 27, 52, 53
- [28] Seven C. Chapra, Raymond P. Canole, Numerical Methods, 1990, s. 379, 380
- [29] Prof. Dr. Mustafa Alçı, Yr. Doc. Dr. Sadık Kara, Elektronik Devre Tasarımında Opamp ve Lineer tümdevreler, 2000, Bölüm 2-s.8, 10, 18

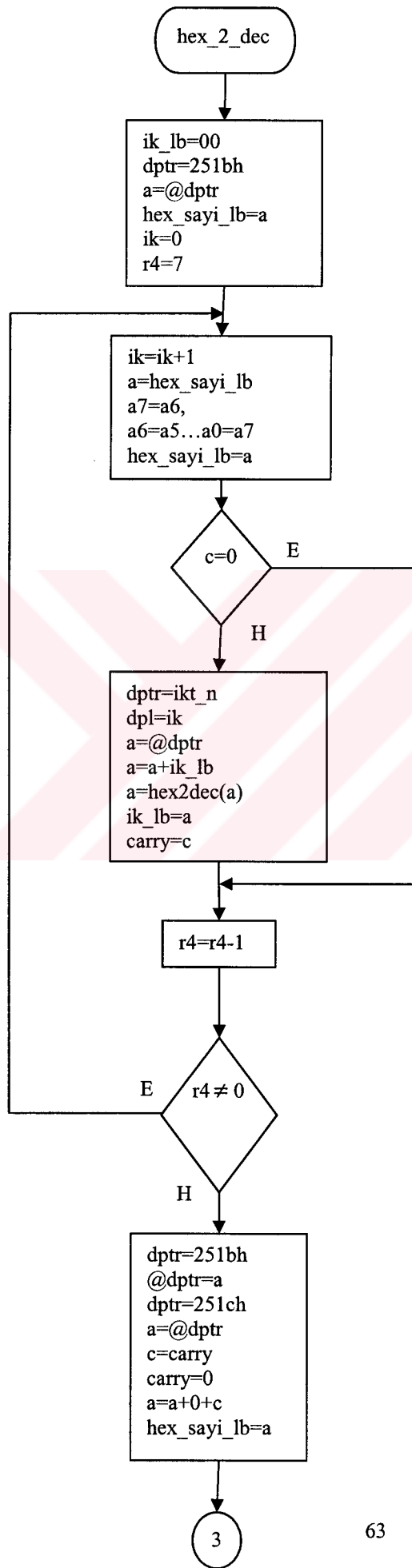


7 EKLER

Ek 1 Mikrokontrolör Program algoritması







3

```
dptr=dec_sayi  
a=0  
@dptr=a  
dptr=dptr+1  
@dptr=a  
dptr=dptr+1  
ik=ffh  
r4=10h
```

```
ik=ik+1  
a=hex=sayi_hb  
c=a7, a6=a7, a5=a6...a7=c  
hex_sayi_hb=a  
a=hex_sayi_lb  
c=a7, a6=a7, a5=a6...a7=c  
hex_sayi_lb=a
```

c=0

H

E

ik_oku

```
c=carry  
dptr=dec_sayi  
a=@dptr  
a=a+ik_lb+c  
a=dec2hex(a)  
@dptr=a  
dptr=dptr+1  
a=@dptr  
a=a+ik_mb+c  
a=dec2hex(a)  
@dptr=a  
dptr=dptr+1  
a=@dptr  
a=a+ik_hb+c  
a=dec2hex(a)  
@dptr=a
```

r4=r4-1

r4 0

E

H

4

4

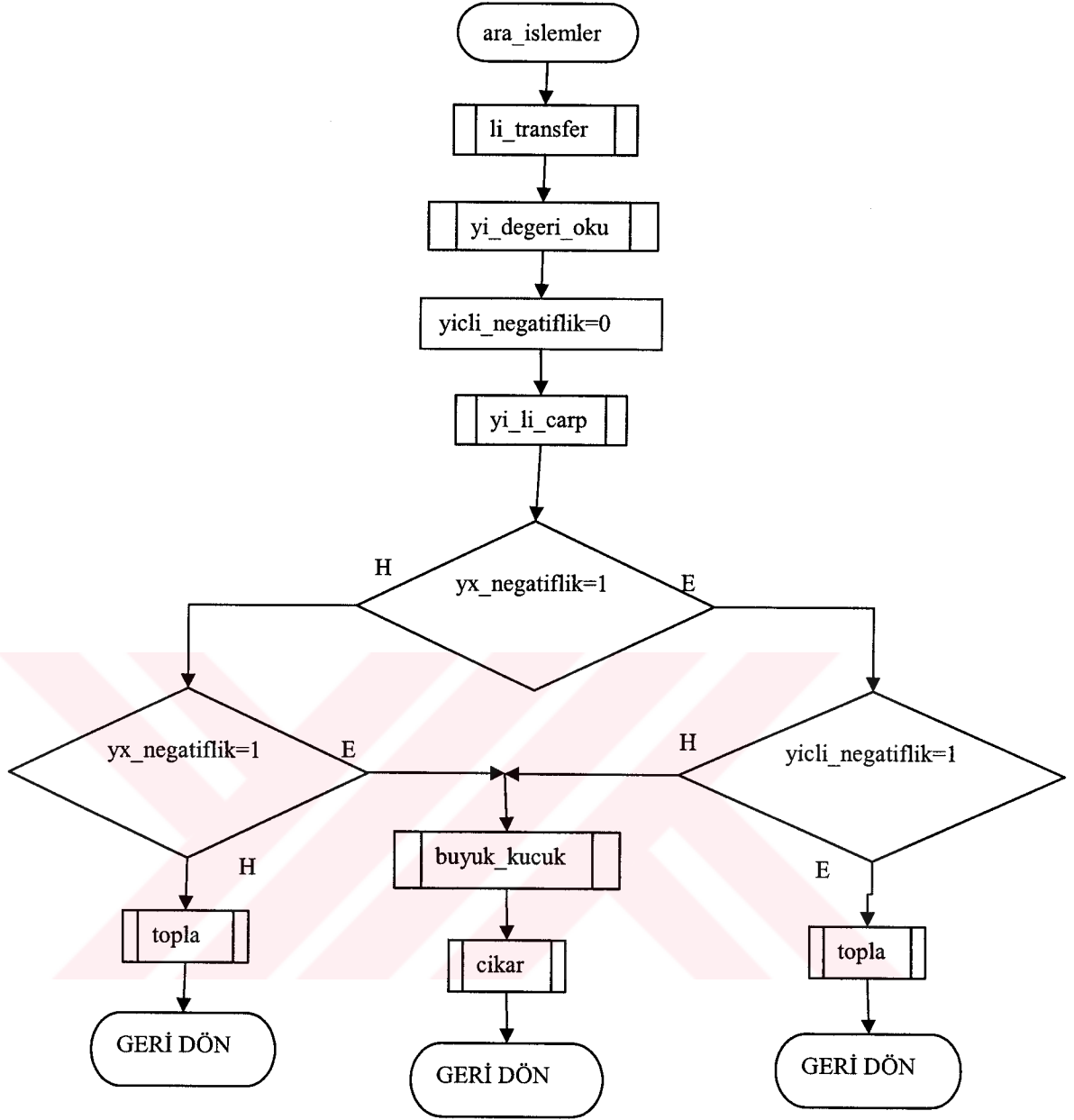
```
dptr=2735h
a=@dptr
ik_lb=a
dptr=dptr+1
a=@dptr
ik_mb=a
dptr=dptr+1
a=@dptr
ik_hb=a
dptr=251ch
a=ik_lb
@dptr=a
dptr=dptr+1
a=ik_mb
@dptr=a
dptr=dptr+1
a=ik_hb
@dptr=a
```

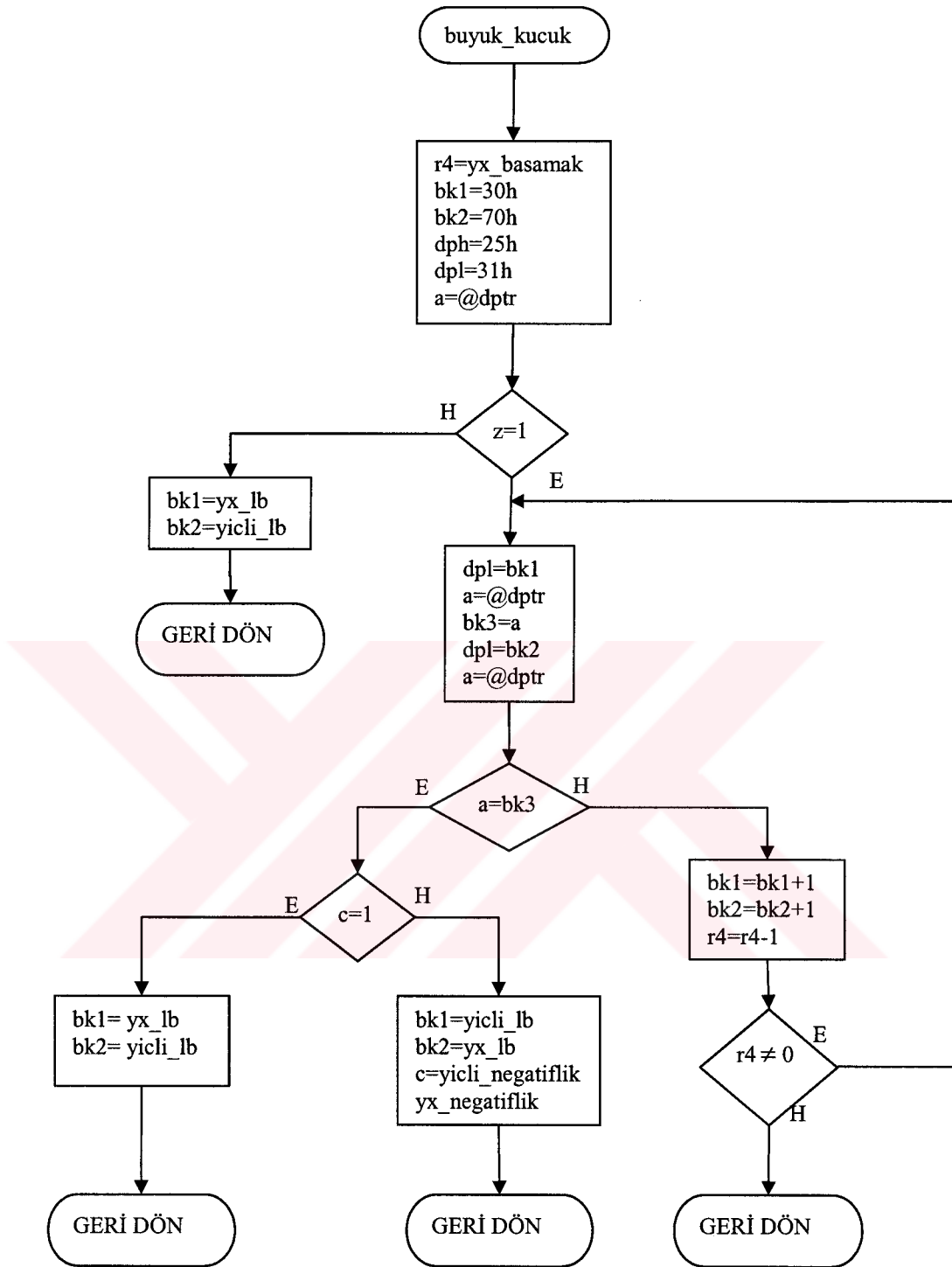
GERİ DÖN

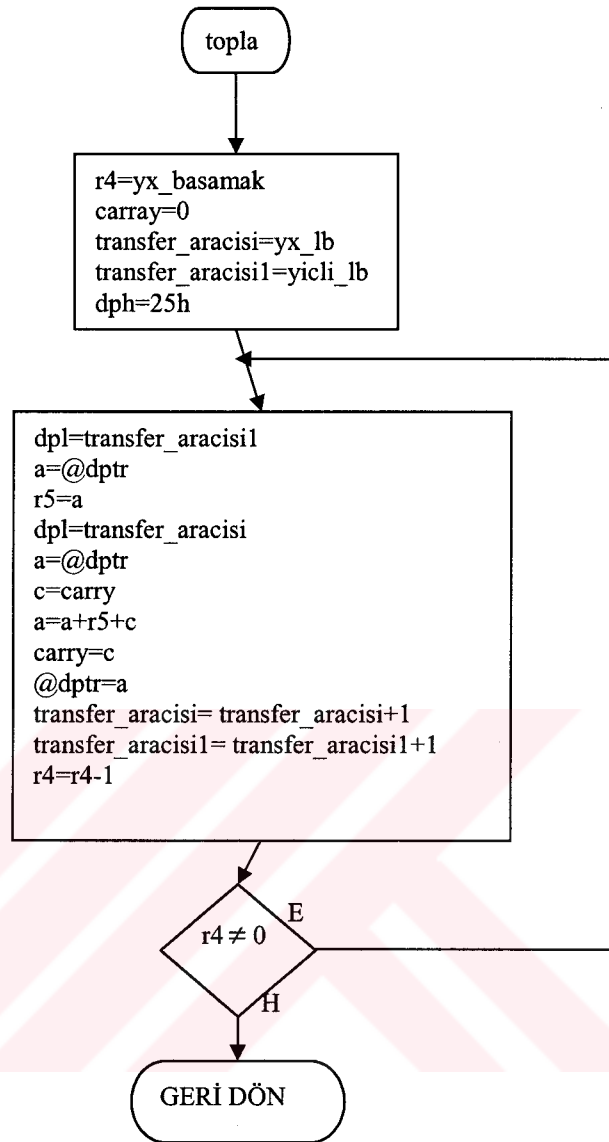
ik_oku

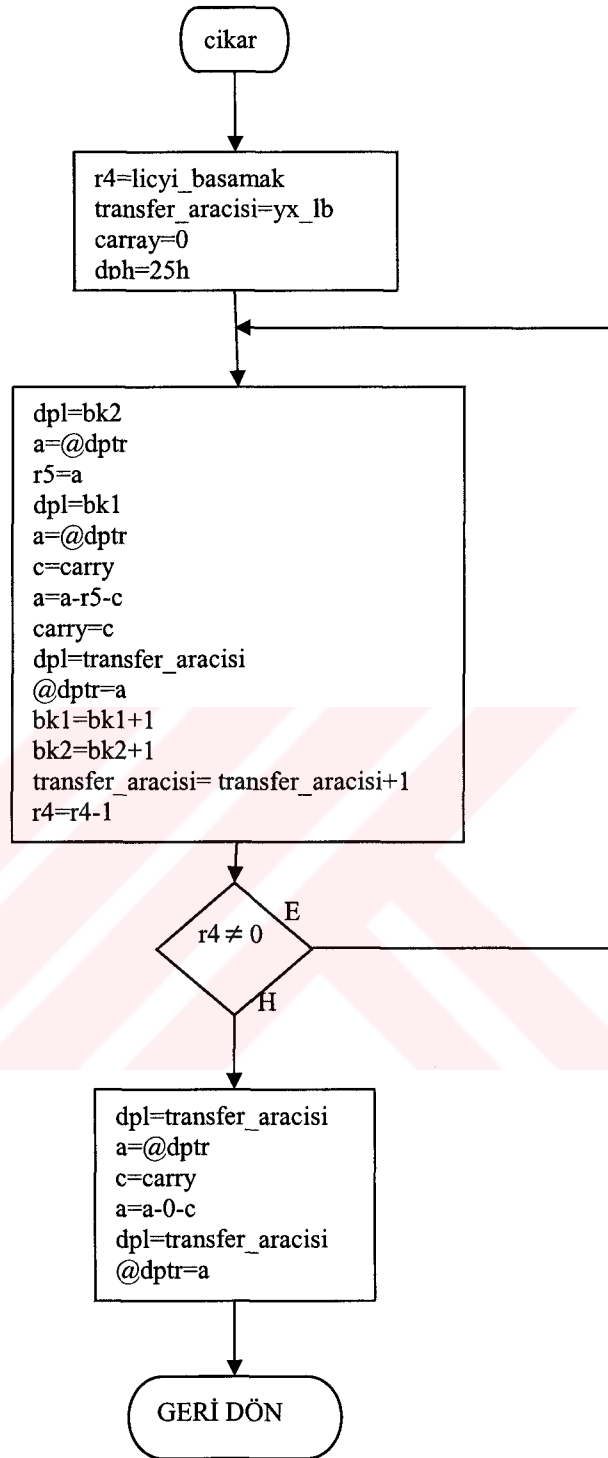
```
dptr=ikt
a=ik
b=3
a=(a*b)lb
b=(a*b)hb
dpl=a
a=a@dptr
ik_lb=a
dptr=dptr+1
a=a@dptr
ik_mb=a
dptr=dptr+1
a=a@dptr
ik_hb=a
dptr=dptr+1
```

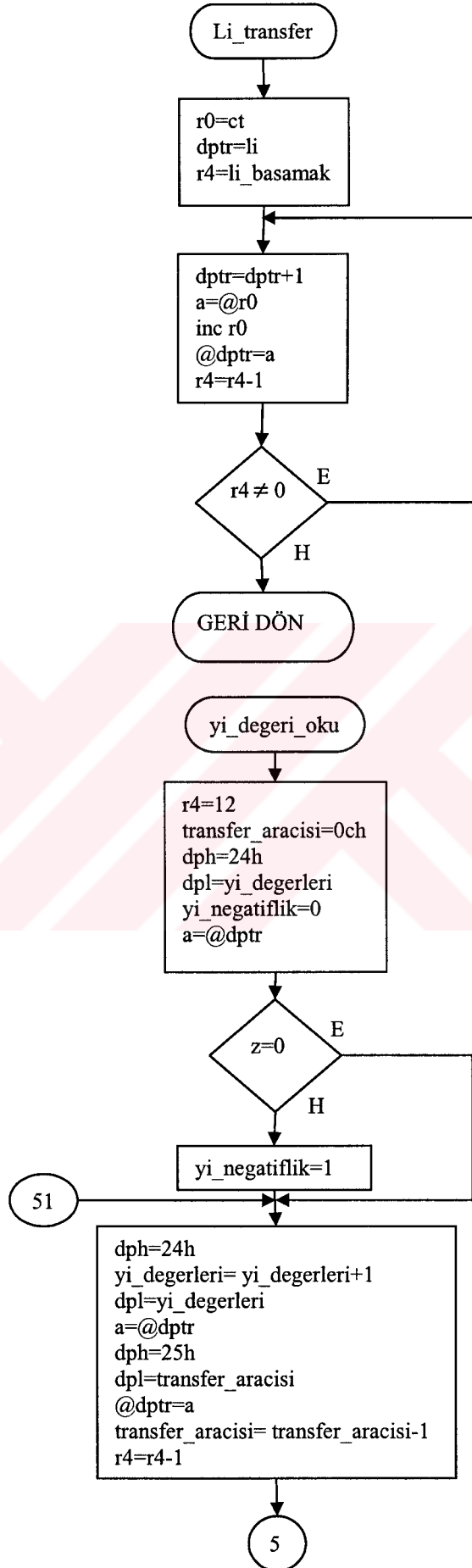
GERİ DÖN

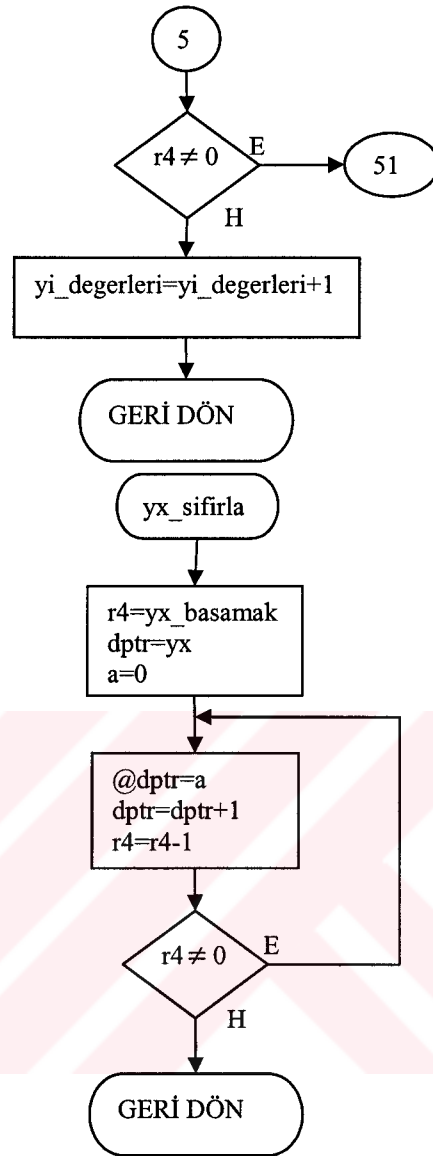


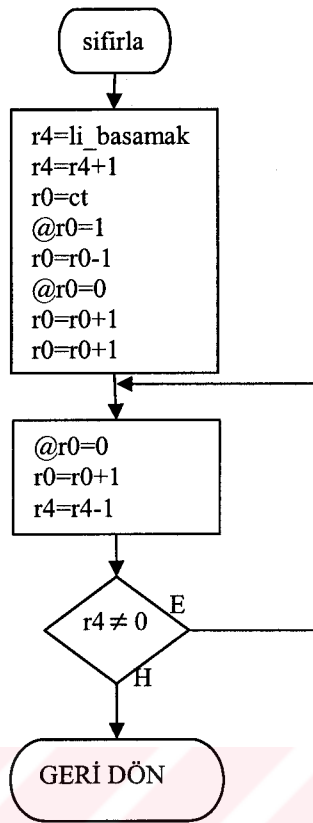


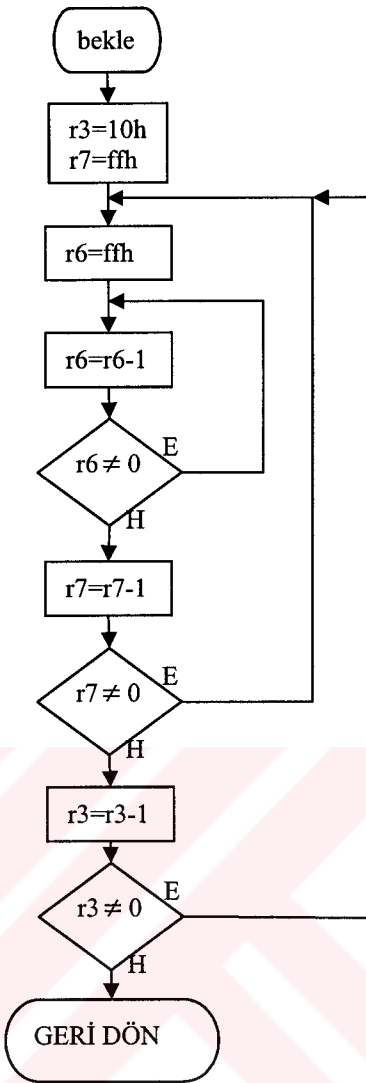


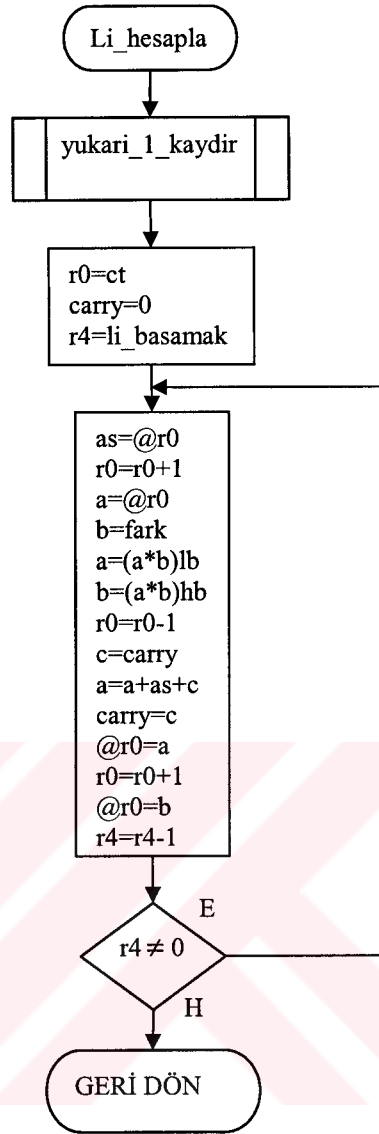


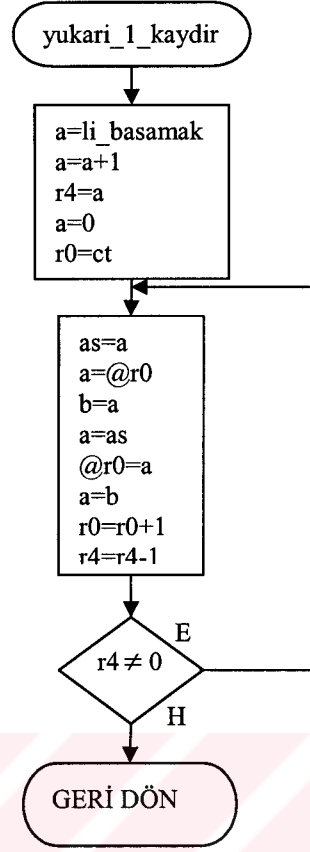


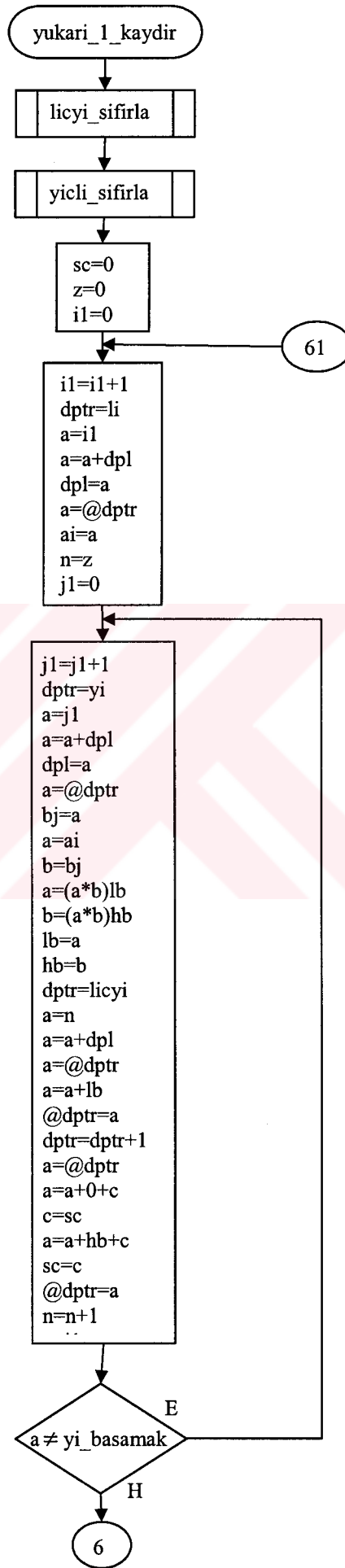


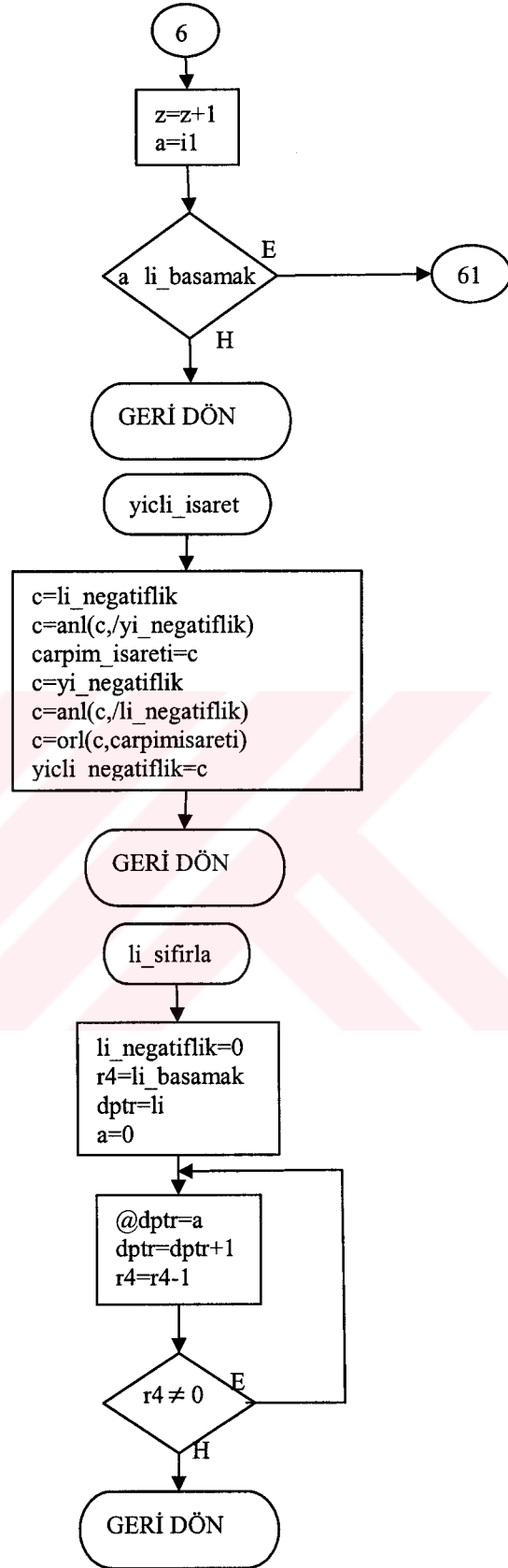


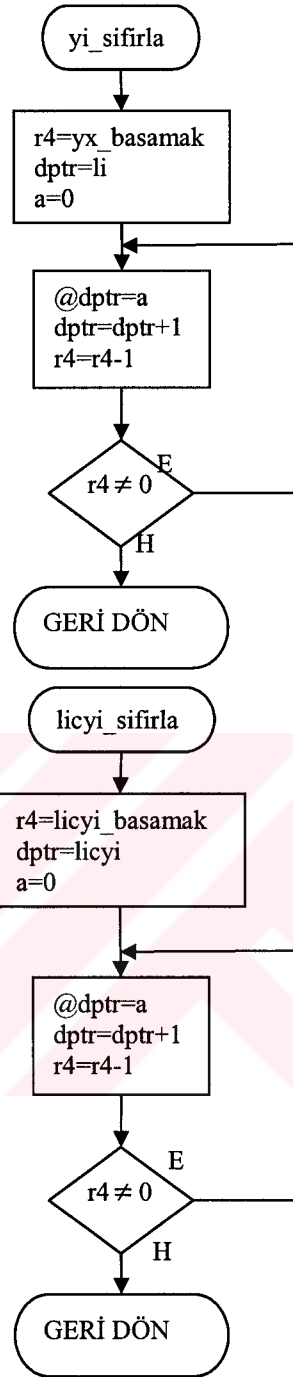


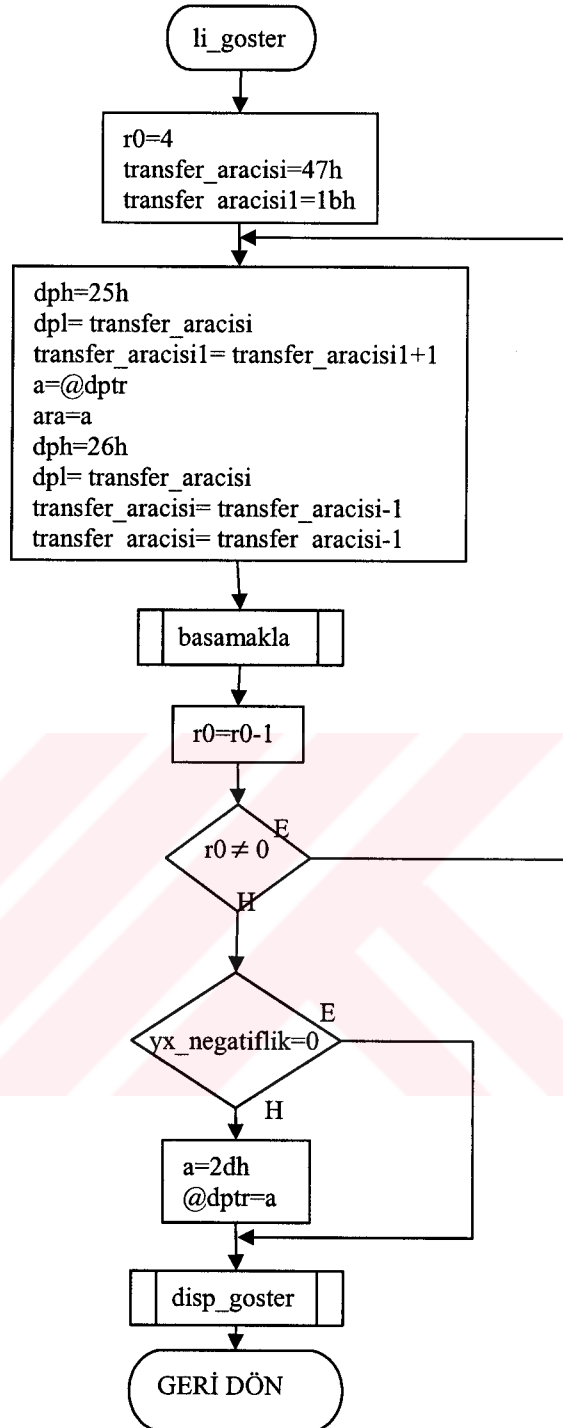


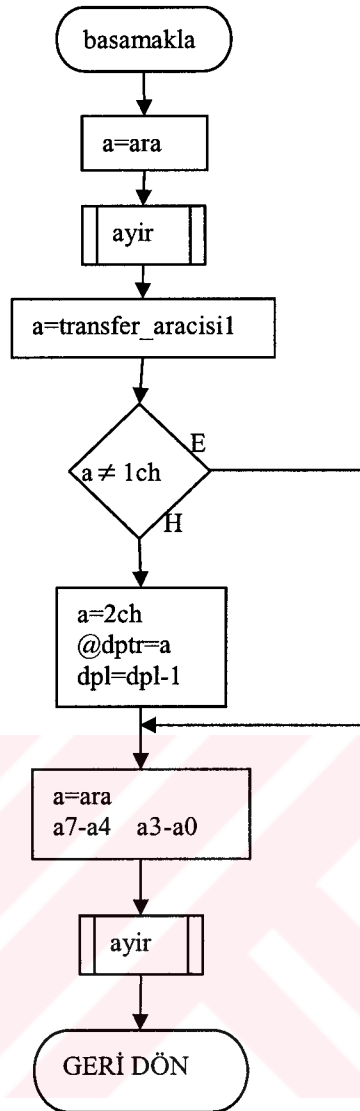


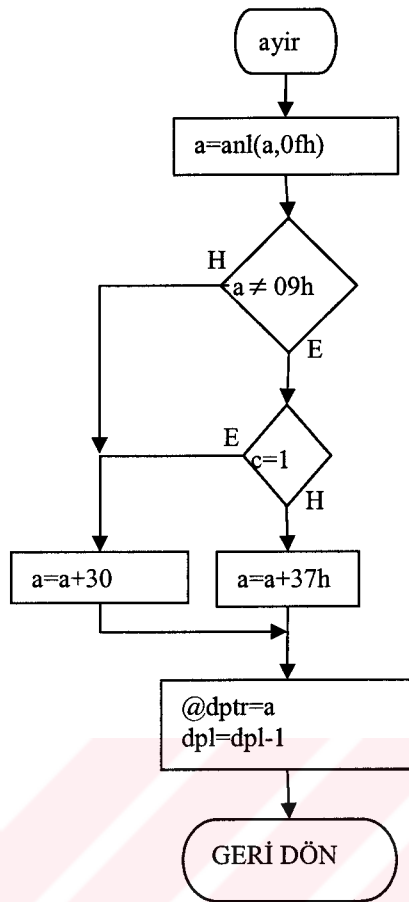


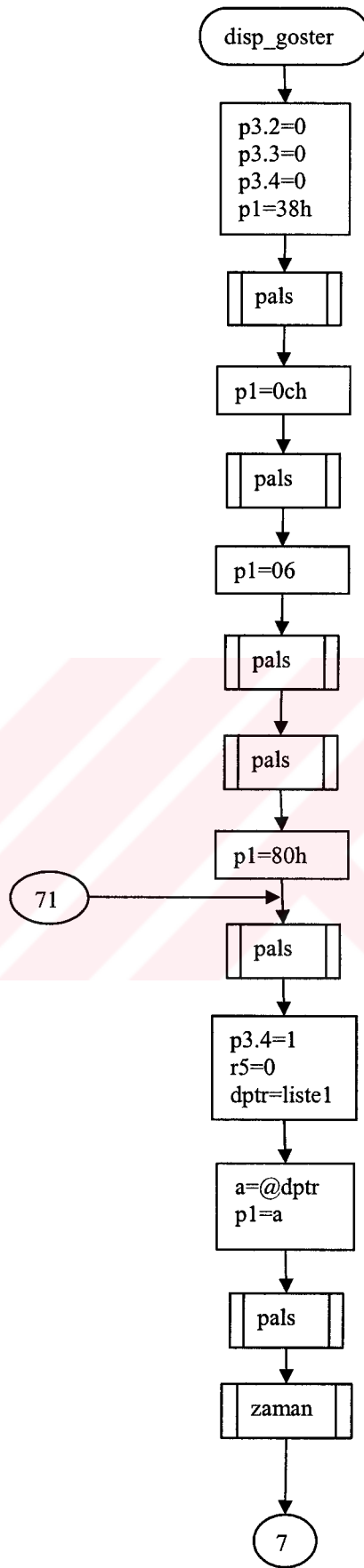


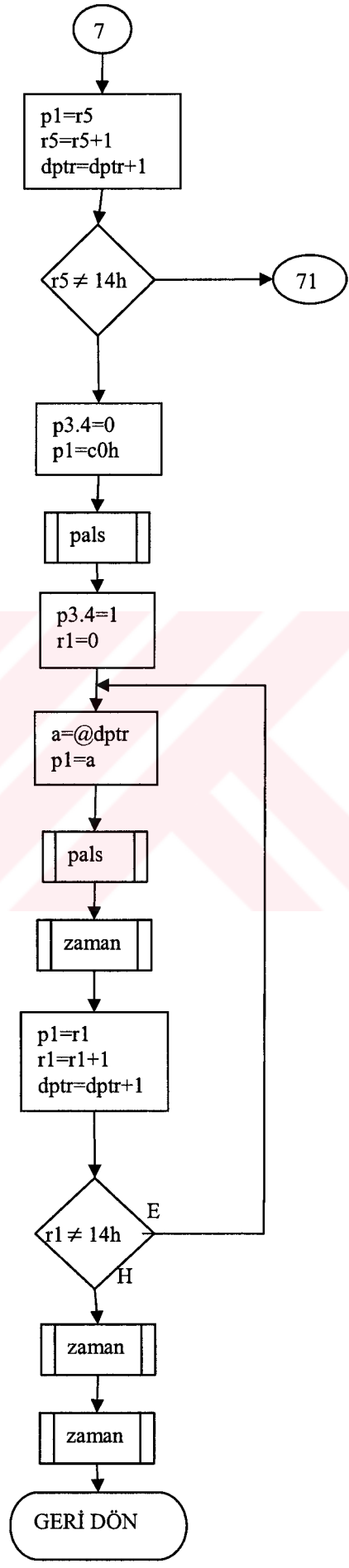


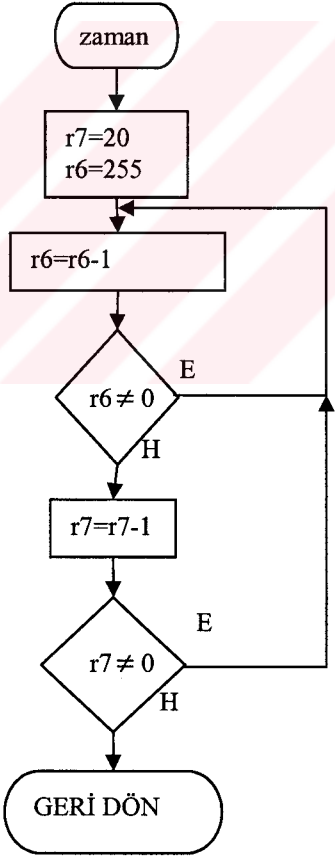
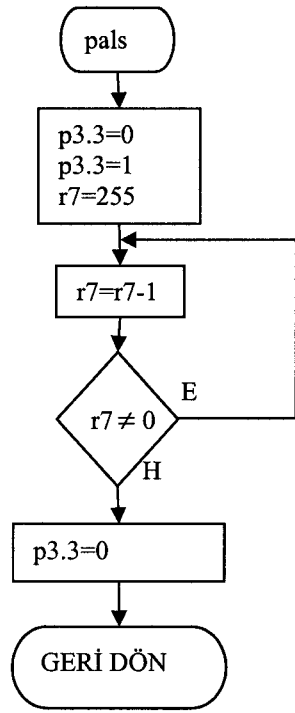












Ek 2 Mikrokontroller Programı

```
ik equ 56h
ikt equ 2700h
ikt_n equ 2800h
ik_lb equ 58h
ik_mb equ 5ah
ik_hb equ 5eh
hex_sayi_hb equ 60h
hex_sayi_lb equ 61h
dec_sayi equ 2735h
```

```
p4 equ 0e8h
p5 equ 0f8h
;adc degiskenleri
mx2 equ 0dah
mx1 equ 0d9h
mx0 equ 0d8h
adm equ 0dbh
bsy equ 0dch
dapr equ 0dah
addat equ 0d9h
iadc equ 0c0h
eadc equ 0b8h
eal equ 0afh
```

```
;enterpolasyon degiskenleri
yi_basamak equ 12d
li_basamak equ 20d
licyi_basamak equ 33d
yx_basamak equ 34d
```

```
i equ 31h
j equ 32h
as equ 33h ;Li hesaplanirken arada sayi tutar
xb equ 34h
liste equ 35h ;x degerleri okunurken
ara equ 36h ;lcd de iki ayri rakam gostermede kull.
fark equ 37h ;(xb-xj) carpma programinda
;b degerine atanacak
ct equ 38h ;carma sonucu elde olan Li degerlerinin
;konacagi tablo adresi
;20 byte ilerisi ne kadar dolu
yi_degerleri equ 39h
z equ 3ah
n equ 3bh
ai equ 3ch
bj equ 3dh
i1 equ 3eh
j1 equ 3fh
```



```
lb equ 40h
hb equ 41h
transfer_aracisi equ 42h ;y degerleri okunurken
transfer_aracisi1 equ 46h
bk1 equ 47h
bk2 equ 48h
bk3 equ 49h
yi_lb equ 00h
li_lb equ 35h
yicli_lb equ 50h
yg_lb equ 00h
yx_lb equ 10h
```

```
yi equ 2500h
li equ 2535h
licyi equ 2550h
yg equ 2400h
liste1 equ 2620h
yx equ 2510h
carpim_isareti equ 26h
```

```
carry equ 20h ;Li hesaplanirken lazim
sc equ 21h ;sonraki carry bit adresi
li_negatiflik equ 22h ; bit adresi
yi_negatiflik equ 23h
yicli_negatiflik equ 24h
yx_negatiflik equ 25h
```

```
org 2400h
db 0h,0h,0h,0h,0h,0h,0h,0h,0h,27h,6eh,0f6h,0eh
db 1h,0h,0h,0h,0h,0h,0h,0h,1bh,18h,49h,09h,89h
db 0h,0h,0h,0h,0h,0h,0h,0h,0ebh,0a6h,68h,29h,0e6h
db 1h,0h,0h,0h,0h,0h,0h,3h,9eh,0c1h,82h,0f1h,7bh
db 0h,0h,0h,0h,0h,0h,0h,8h,52h,0d8h,3eh,69h,8fh
db 1h,0h,0h,0h,0h,0h,0h,0ch,46h,08h,0e6h,7eh,19h
db 0h,0h,0h,0h,0h,0h,0h,0bh,0f6h,0a4h,0eeh,19h,8ah
db 1h,0h,0h,0h,0h,0h,0h,7h,0a8h,04h,0a0h,3ah,0ach
db 0h,0h,0h,0h,0h,0h,0h,2h,0f5h,92h,3dh,0dch,0c4h
db 1h,0h,0h,0h,0h,0h,0h,0h,99h,06h,0b9h,0cch,2dh
db 0h,0h,0h,0h,0h,0h,0h,12h,10h,0cbh,0h,25h
;y degerleri ilk byte iYaret(1->negatif,0 ->pozitif)
;sonraki 12 byte bir y degeri toplam 13*11 byte
;y degeri icin yer
```

```
org 2600h ; x degerleri
;db 02h,03h,05h,07h,08h,0ah,0ch,10h,14h,19h,1eh
;adc icin
db 0h,19h,32h,4bh,64h,7dh,96h,0afh,0c8h,0e5h,0ffh
```

```

    org 2000h
anaprogram:
    setb mx2
    setb mx1
    setb mx0
    setb adm
yukari:
    lcall adc_oku
    lcall enterpolasyon
    ljmp anaprogram

adc_oku:
    mov dapr,#00h
    jb bsy,$
    mov p4,addat
    ret

enterpolasyon:
    clr yx_negatiflik
    mov yi_degerleri,#00h
    lcall yx_sifirla ; toplam sonucunun bulunacagi adresler
    clr yi_negatiflik
        clr yicli_negatiflik
    mov ct,#60h
    mov xb,addat
    mov i,#0ffh
dev: inc i ;yeni li ve yi degeri hesaplanacak
    lcall sifirla;Li nin bulunacagi 20 byte i sifirla
    clr li_negatiflik ;Li nin durumu (-/+)
    mov j,#0ffh
    mov dph,#26h
    mov liste,#00h
devam:inc j
    mov a,j
    cjne a,i,j_art; i=j ise islem yok
    sjmp art
j_art:mov dpl,liste
    movx a,@dptr
    mov r5,a
    mov a,xb
    clr C
    subb a,r5
    jc evrik_al ;sonuc negatif
    sjmp pozitif
evrik_al:clr C
    cpl li_negatiflik
    cpl a
    add a,#1
pozitif:mov fark,a

```

```

    lcall Li_hesapla
art: inc liste
    mov a,j
    cjne a,#0ah,devam ;j leri sayiyor
    lcall ara_islemler
sonraki_i:mov a,i
    cjne a,#0ah,dev ;i leri sayiyor
    lcall hex_2_dec
    lcall li_goster
    ret

```

hex_2_dec:

```

    ;ondalik kisim
    mov ik_lb,#00h ;dec sayi
    mov dptr,#251bh
    movx a,@dptr
    mov hex_sayi_lb,a
    mov ik,#0h
    mov r4,#7
diger_bit1:inc ik
    mov a,hex_sayi_lb
    rlc a
    mov hex_sayi_lb,a
    jnc toplama_yok
    ;ikinin negatif ss bulunacak
    mov dptr,#ikt_n
    mov dpl,ik
    movx a,@dptr
    add a,ik_lb
    da a
    mov ik_lb,a
    mov carry,c
toplama_yok:djnz r4,diger_bit1
    mov dptr,#251bh
    movx @dptr,a ;noktadan sonraki kisim dec olarak yazildi

    ;tam kisim
    mov dptr,#251ch
    movx a,@dptr
    mov c,carry
    clr carry
    addc a,#00
    mov hex_sayi_lb,a
    inc dptr
    movx a,@dptr
    mov hex_sayi_hb,a
    mov dptr,#dec_sayi
    mov a,#00
    movx @dptr,a

```

```

inc dptr
movx @dptr,a
inc dptr
movx @dptr,a
mov ik,#0ffh
mov r4,10h
diger_bit:inc ik
mov a,hex_sayi_hb
rrc a
mov hex_sayi_hb,a
mov a,hex_sayi_lb
rrc a
mov hex_sayi_lb,a
jnc azat
lcall ik_oku
mov c,carry
mov dptr,#dec_sayi
movx a,@dptr
addc a,ik_lb
da a
movx @dptr,a
inc dptr
movx a,@dptr
addc a,ik_mb
da a
movx @dptr,a
inc dptr
movx a,@dptr
addc a,ik_hb
da a
movx @dptr,a
azat: djnz r4,diger_bit
mov dptr,#2735h
movx a,@dptr
mov ik_lb,a
inc dptr
movx a,@dptr
mov ik_mb,a
inc dptr
movx a,@dptr
mov ik_hb,a
mov dptr,#251ch
mov a,ik_lb
movx @dptr,a
inc dptr
mov a,ik_mb
movx @dptr,a
inc dptr
mov a,ik_hb
movx @dptr,a

```

```

ret
ik_oku:
mov dptr,#ikt
mov a,ik
mov b,#3
mul ab
mov dpl,a
movx a,@dptr
mov ik_lb,a
inc dptr
movx a,@dptr
mov ik_mb,a
inc dptr
movx a,@dptr
mov ik_hb,a
inc dptr
ret

```

```

org 2700h
db 1h,0h,0h,2h,0h,0h,4h,0h,0h,8h,0h,0h,16h,0h,0h
db 32h,0h,0h,64h,0h,0h,28h,1h,0h,56h,02h,0h,12h,05h,0h
db 24h,10h,0h,48h,20h,0h,96h,40h,0h,92h,81h,0h,84h,63h,01h
db 68h,27h,03h

```

```

org 2801h
db 50h,25h,13h,6h,3h,2h,1h,1h

```

```

ara_islemler:
lcall li_transfer
lcall yi_degeri_oku
clr yicli_negatiflik
lcall yi_li_carp

    jb yx_negatiflik,ilknegatif ;yx -> -
    jb yicli_negatiflik,pn ;yi*li-> -
    lcall toplama
    ret
pn:
    lcall buyuk_kucuk
    lcall cikar
    ret
ilknegatif:
    jb yicli_negatiflik,nn
    sjmp pn
nn:
    lcall toplama
    ret

```

```

buyuk_kucuk:

```

```

mov r4,#yx_basamak
mov bk1,#30h ;yx =(2510+yx_basamak)
mov bk2,#70h ;licyi =(2550+licyi_basamak)
mov dph,#25h
mov dpl,#31h ;=(2510+yx_basamak)
movx a,@dptr
jz bk_kontrol
mov bk1,#yx_lb
mov bk2,#yicli_lb
ret
bk_kontrol:mov dpl,bk1 ;yx
movx a,@dptr
mov bk3,a
mov dpl,bk2
movx a,@dptr ;licyi
cjne a,bk3,esit_degil ;licyi!=yx
inc bk1
inc bk2
djnz r4,bk_kontrol
ret
esit_degil:jc yicli_kucuk;yx-yicli
mov bk1,#yicli_lb;buyuk
mov bk2,#yx_lb;kucuk
mov c,yicli_negatiflik
mov yx_negatiflik,c
ret
yicli_kucuk:
mov bk1,#yx_lb;buyuk
mov bk2,#yicli_lb;kucuk
ret

```

```

topla:
mov r4,#yx_basamak
clr carry
mov transfer_aracisi,#yx_lb ;yx
mov transfer_aracisi1,#yicli_lb ;yi*li
mov dph,#25h
top_devam:mov dpl,transfer_aracisi1
movx a,@dptr
mov r5,a
mov dpl,transfer_aracisi

movx a,@dptr
mov c,carry
addc a,r5
mov carry,c
movx @dptr,a
inc transfer_aracisi
inc transfer_aracisi1

```

```
djnz r4,top_devam
ret
```

```
cikar: mov r4,#licyi_basamak
      mov transfer_aracisi,#yx_lb
      clr carry
      mov dph,#25h
cik_devam:mov dpl,bk2
      movx a,@dptr
      mov r5,a
      mov dpl,bk1
      movx a,@dptr
      mov c,carry
      subb a,r5
      mov carry,c
      mov dpl,transfer_aracisi;sonucu yx e tekrar yazdi
      movx @dptr,a
      inc bk1
      inc bk2
      inc transfer_aracisi
      djnz r4,cik_devam
      mov dpl,transfer_aracisi
      movx a,@dptr
      mov c,carry
      subb a,#0
      mov dpl,transfer_aracisi;sonucu yx e tekrar yazdi
      movx @dptr,a
      ret
```

Li_transfer:

```
      mov r0,ct
      mov dptr,#li
      mov r4,#li_basamak
li_ttransfer:inc dptr
      mov a,@r0
      inc r0
      movx @dptr,a
      djnz r4,li_ttransfer
      ret
```

```
yi_degeri_oku:
      mov r4,#12d ;yi/mi nin bir adedi
      mov transfer_aracisi,#0ch
      mov dph,#24h
      mov dpl,yi_degerleri
      clr yi_negatiflik
      movx a,@dptr
      jz yi_pozitif ;yi nin isareti pozitif ise
      setb yi_negatiflik
```

```

yi_pozitif:
    mov dph,#24h
    inc yi_degerleri
    mov dpl,yi_degerleri
    movx a,@dptr
    mov dph,#25h
    mov dpl,transfer_aracisi
    movx @dptr,a
    dec transfer_aracisi
    djnz r4,yi_pozitif
    inc yi_degerleri
    ret

```

```

yx_sifirla:
    mov r4,#yx_basamak
    mov dptr,#yx
    clr a
yukle4:movx @dptr,a
    inc dptr
    djnz r4,yukle4
    ret

```

```

sifirla:
    mov r4,#li_basamak
    inc r4
        mov r0,ct
    mov @r0,#01h
    dec r0
    mov @r0,#00h
    inc r0
    inc r0;r0=ct+1 oldu
yukle:mov @r0,#00h
    inc r0
    djnz r4,yukle
    ret

```

```

bekle: mov r3,#10h
    mov r7,#0ffh
azlt:mov r6,#0ffh
    djnz r6,$
    djnz r7,azlt
    djnz r3,azlt
    ret

```

```

Li_hesapla:
    lcall yukari_1_kaydir
    mov r0,ct
    clr carry
    mov r4,#li_basamak

```



```

hsb: mov as,@r0
      inc r0
      mov a,@r0
      mov b,fark ;xb-xj
      mul ab
      dec r0
      mov c,carry
      addc a,as
      mov carry,C
      mov @r0,a
      inc r0
      mov @r0,b
      djnz r4,hsb
      ret

```

```

yukari_1_kaydir:
      mov a,#li_basamak
      add a,#1
      mov r4,a ;li_basamak+1 tane hane kayacak
      clr a
      mov r0,ct ;burasi ct idi
kay:  mov as,a
      mov a,@r0
      mov b,a
      mov a,as
      mov @r0,a
      mov a,b
      inc r0
      djnz r4,kay
      ret

```

```

yi_li_carp:
      lcall licyi_sifirla
      lcall yicli_isaret
      clr sc
      ;lcall li_sifirla
      ;lcall yi_sifirla

      mov z,#00h
      mov i1,#00h
i1_art:inc i1
      ;ai okunuyor
      mov dptr,#li
      mov a,i1
      add a,dpl
      mov dpl,a
      movx a,@dptr
      mov ai,a

      mov n,z

```

```
    mov j1,#00h
j1_art:inc j1
    ;bj okunuyor
    mov dptr,#yi
    mov a,j1
    add a,dpl
    mov dpl,a
    movx a,@dptr
    mov bj,a
```

```
    mov a,ai
    mov b,bj
    mul ab
    mov lb,a
    mov hb,b
    mov dptr,#licyi
    mov a,n
    add a,dpl
    mov dpl,a
    movx a,@dptr
    ;mov c,sc
    ;addc a,lb
    add a,lb
    movx @dptr,a
    inc dptr
    movx a,@dptr
    addc a,#0
    mov c,sc
    addc a,hb
    mov sc,c
    movx @dptr,a
    inc n
    mov a,j1
    cjne a,#yi_basamak,j1_art
    inc z
    mov a,i1
    cjne a,#li_basamak,i1_art
    ret
```

```
yicli_isaret:
    mov c,li_negatiflik
    anl c,/yi_negatiflik
    mov carpim_isareti,c
    mov c,yi_negatiflik
    anl c,/li_negatiflik
    orl c,carpim_isareti
    mov yicli_negatiflik,c
    ret
```

```

li_sifirla:
    clr li_negatiflik
    mov r4,#li_basamak
    mov dptr,#li
    clr a
yukle3:movx @dptr,a
    inc dptr
    djnz r4,yukle3
    ret

yi_sifirla:
    mov r4,#yx_basamak
    mov dptr,#li
    clr a
yukle1:movx @dptr,a
    inc dptr
    djnz r4,yukle1
    ret

licyi_sifirla:
    mov r4,#licyi_basamak

    mov dptr,#licyi
    mov a,#0h
yukle2:movx @dptr,a
    inc dptr
    djnz r4,yukle2
    ret

li_goster:
    mov r0,#04h
    mov transfer_aracisi,#47h
    mov transfer_aracisi1,#1bh ;Yx
sat1:mov dph,#25h
    mov dpl,transfer_aracisi1
    inc transfer_aracisi1
    movx a,@dptr
    mov ara,a
    mov dph,#26h
    mov dpl,transfer_aracisi
    dec transfer_aracisi
    dec transfer_aracisi
    lcall basamakla
    djnz r0,sat1
    jnb yx_negatiflik,pozitif2

```

```
    mov a,#2dh
    movx @dptr,a
pozitif2: lcall disp_goster
    ret
```

```
ct_goster: mov dpl,#47h
```

```
    mov r0,ct
sat: mov a,@r0
    mov ara,a
    lcall basamakla
    inc r0
    cjne r0,#68h,sat
```

```
    jnb li_negatiflik,pozitif1
    mov a,#2dh
    movx @dptr,a
pozitif1: lcall disp_goster
    ret
```

```
basamakla:
```

```
    mov a,ara
    acall ayir
    mov a,transfer_aracisi
    cjne a,#1ch,virgul_yazma
    mov a,#2ch
    movx @dptr,a
    dec dpl
    ;dec transfer_aracisi
```

```
virgul_yazma:
```

```
    mov a,ara
    swap a
    acall ayir
    ret
```

```
ayir:
```

```
    anl a,#0fh
    cjne a,#09h,bak
    sjmp otuz_ekle
bak: jc otuz_ekle;a daki sayi harf ise
    add a,#37h
    sjmp yaz
otuz_ekle: add a,#30h
yaz: movx @dptr,a
    dec dpl
    ret
```

```
disp_goster:
```

```

clr p3.2
clr p3.3
clr p3.4
mov p1,#38h
acall pals
mov p1,#0ch
acall pals
mov p1,#06h
acall pals
; mov p1,#01h;lcd in sönmesini engelliyor
acall pals
mov p1,#80h
acall pals
setb p3.4
mov r5,#00h
mov dptr,#liste1
j2:   movx a,@dptr
      mov p1,a
      acall pals
      acall zaman
      mov p1,r5
      inc r5
      inc dptr
      cjne r5,#14h,j2
      clr p3.4
      mov p1,#0c0h
      acall pals
      setb p3.4
      mov r1,#00h

      ;ikinci satir gosterilmiyor
      ; sjmp ikinci_satir_yok
      mov dptr,#liste2
j3:   movx a,@dptr
      mov p1,a
      acall pals
      acall zaman
      mov p1,r1
      inc r1
      inc dptr
      cjne r1,#14h,j3
      acall zaman
      acall zaman
ikinci_satir_yok:ret

pals:  clr  p3.3
       setb p3.3
       mov r7,#255
       djnz r7,$

```

```
        clr    p3.3
        ret

zaman:  mov r7,#20
        mov r6,#255
azalt:  djnz r6,$
        djnz r7,azalt
        ret

org 2634h
liste2: db 'Molarite=  '
org 2620h
liste5: db 'A. Hayrettin Yuzer'

        end
```



Ek 3 Opampların bazı Özellikleri

Bir opampın açık çevrim voltaj kazancının idealde sonsuz veya gerçekte büyük olması bu elemanların girişindeki her fark voltajını aynı oranda yükselteceği anlamına gelmez. Yani kısaca $A_{OL}=10^6$ olan bir opampın girişindeki fark voltajı $V_d=+1$ mV ise çıkışında $V_0= A_{OL} * V_d=1000$ V değerinde bir voltaj elde edilemez. Bir opampın girişindeki fark voltajı en fazla V_{0sat} değerine ulaşabilir. V_{0sat} ise besleme kaynağının değerine bağlıdır. Eğer opamp ± 15 V'luk kaynaktan besleniyorsa çıkış voltajı en fazla $\pm V_0=\pm V_{0sat}=\pm 13$ V olabilir.

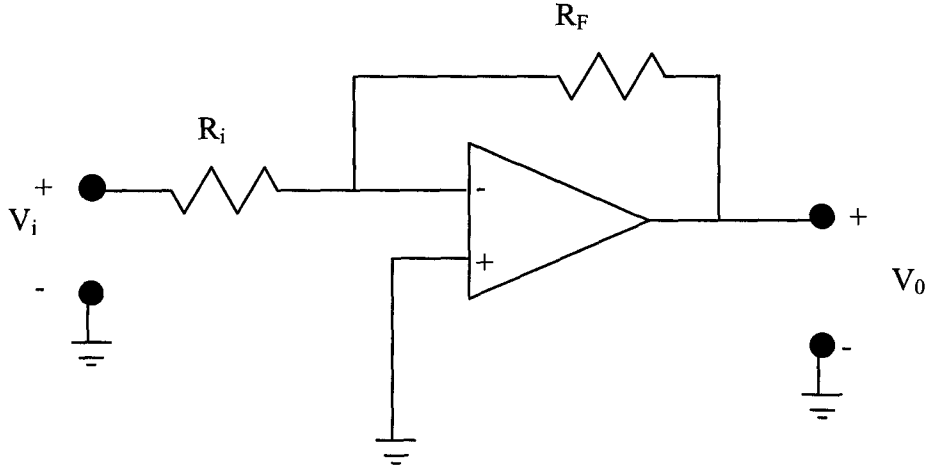
Bir opamp için çıkıştaki saturasyon voltaj değeri bilindiği takdirde maksimum fark giriş voltajının değeri hesaplanabilir.

$$\pm V_{d \max} = \frac{\pm V_{0sat}}{A_{OL}}$$

Açık çevrim kazancı 130.000 ve besleme voltajı ± 15 V olan bir opampda maksimum fark giriş voltajı

$$\pm V_{d \max} = \frac{\pm 13}{13.10^4} = \pm 100 \mu V = \pm 0.1 \text{ mV}$$

olarak bulunur. Fark voltajının bu değeri oldukça düşük sayılabilir. Bu kadar küçük değerdeki bir voltaj herhangi bir sensörden, dönüştürücüden veya biyoelektrik işaret olarak elektrotlardan sağlanabilir. Bir gürültü işareti düzeyindeki (=genlikte) bir giriş voltajının bile bir opamp tarafından kuvvetlendirebildiğine dikkat edilmelidir. Piyasada açık devre kazançları milyonlarla ifade edilebilen opampların mevcut olduğu bilinmelidir. Ölçü aletinin cinsi, kademesi ve hata miktarı gibi sebeplerle bu kadar yüksek değerli işaretleri ölçmenin kolay olmadığı hatırlanmalıdır. Ancak girişe el ile dokunulduğunda dahi vücudun statik elektrik yükünden dolayı bazı opampların çıkışlarının saturasyona gidebileceğine dikkat edilmelidir. Opampların açık çevrimli kazançlarının çok yüksek olması her zaman iyi bir avantaj gibi düşünülmemelidir. Önemli olan elemanın kazancının kullanıcılar tarafından kontrol edilebilmesidir.



$$V_o = -\frac{R_F}{R_i} * V_i$$

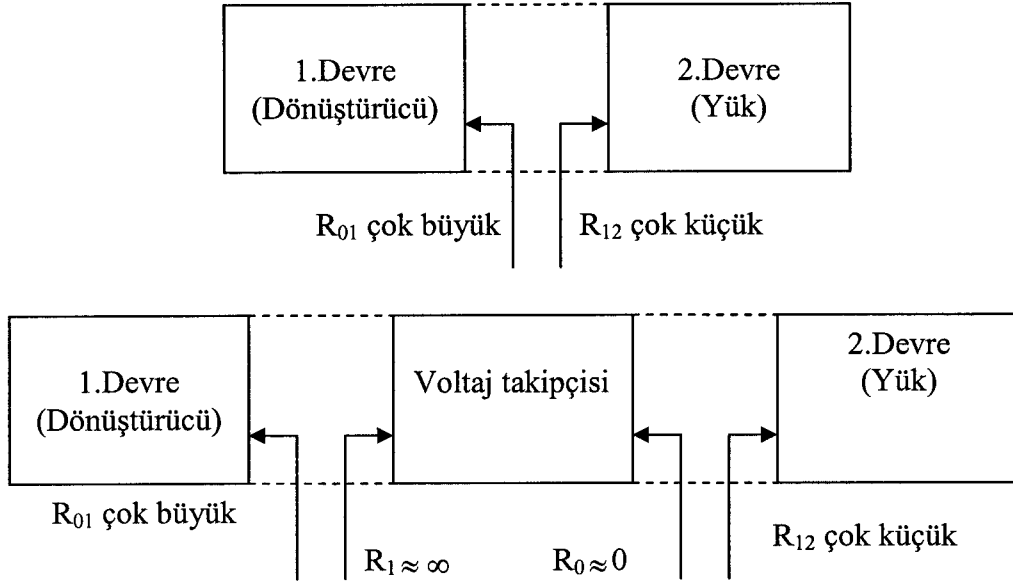
Şekil 7-1 Açık Çevrim Kazancı

Opamplar Şekil 7-1’de görüldüğü gibi düzenlenirse evirici kuvvetlendirici devresi elde edilir. Opampa bağlanan R_i ve R_F dirençleri ile elemanın açık çevrim kazancı değişmemekte fakat kullanıcı tarafından kontrol edilebilen bir kapalı çevrim kazancı (A_{CL}) sağlanmaktadır.

$$A_{CL} = \frac{V_o}{V_i} = -\frac{R_F}{R_i}$$

Şekil 7-2’de görüldüğü gibi, çıkış direnci büyük ve işaret çıkışı küçük genlikli olan bir elektronik devre veya dönüştürücü düşünölsün. Bu devrenin yükü de giriş direnci küçük olan bir başka elektronik devre veya cihaz olsun. Böyle bir sistemde, ikinci devre veya yükün küçük değerli giriş direnci, çıkış direnci çok büyük olan birinci devreyi aşırı yükleyecektir. Burada maksimum güç transferi gerçekleşmeyeceği gibi muhtemelen yük devresi, birinci devreyi aşırı yüklemeyen dolayı bozacaktır.

Bir elektronik devrenin çalışma şartlarını bozmadan ondan işareti alarak, bu işareti kendisinden sonra gelen devrenin giriş direncinden etkilenmeden çıkışa aktarabilmek için devrenin büyük bir giriş direncine ve küçük bir çıkış direncine sahip olması gerekir.

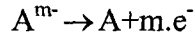


Şekil 7-2 Voltaj Takipçisi ile Yük Sürme

İdeal bir opamp, bir geri besleme kaynağı vasıtasıyla kutuplandırılıp giriş uçları topraklanırsa $V_0=0$ olmalıdır. Fakat, opampın girişinde bulunan fark kuvvetlendiricisindeki transistorler arasındaki dengesizlikten dolayı, pratikte girişler toprak yapılmasına rağmen çıkış sıfır olamamaktadır ($V_0 \neq 0$). Giriş dengesizlik voltajı sanki bir voltaj takipçisinin girişinde V_{i0} kadar bir voltaj kaynağı varmış gibi düşünülmektedir. Birkaç mV mertebelerinde olan giriş dengesizlik voltajı, açık çevre kazancı yüksek olan opamp'ların girişlerine dışarıdan bir işaret kaynağı uygulanmasa bile çıkışlarını doyuma sürebilir veya opamp devresinden beklenen fonksiyonu tamamen değiştirebilir. Bu nedenle, opamp'ların giriş offset voltajları ihtiyaç duyulduğunda dengelenmelidir. Bunun için üretici firmalar ürettikleri opamp'ların ilgili kataloglarında giriş offset voltajını ayarlama devrelerini ayrıca vermektedirler. Ancak bu devreler verilmesede dahi herhangi bir opamp için giriş offset voltajı ölçülebilir ve bunun pozitif yada negatif olmasına göre girişe yaklaşık ± 10 mV'luk ayarlı bir kaynak uygulanarak ayarlama işlemi gerçekleştirilebilir[29].

Ek 4 Dinamik Denge Akımlar

Elektrodların, iyon akımını elektron akımına dönüştürme işlemi, elektrodların içinde buldukları sıvı ortamda (elektrolit içinde) ve elektroda yakın olan yüzeyde (arayüzde) gerçekleşir. Şekil 2-11'de bu dönüşüm işleminin gerçekleştiği arayüz görülmektedir. Bu arayüzün elektrod tarafında akım taşıyıcı olarak elektronlar ve elektrolit tarafında ise katyon (C+) ve anyonlar (A-) bulunur. Elektrolit içinde, kullanılan elektrod malzemesinden katyonların bulunduğu durum gözönüne alınarak elektrod atomlarının elektronlarını kaybederek elektrolit içinde katyon (pozitif iyon) durumuna gelmesi veya tersine elektrolit içindeki elektrod malzemesinden olan katyonların elektrodan elektron çalarak elektrod yüzeyinde birikmesi işlemleri ile karşılaşılır. Elektrodan akım(elektron) çekilmediği sürece kimyasal birer reaksiyon durumunda olan bu iki işlem birbirlerini dengeleyecek biçimde sürüp gider. Şekil 2-11'de elektrottan elektrolite doğru bir akım aktığında iyon hareket yönleri gösterilmiştir. Bu durumda elektrod atomları, elektronlarını elektroda bırakarak elektrolite iyon olarak geçmektedir ve ayrıca elektroda elektron bırakma işine, elektroda yaklaşarak nötr duruma geçen (okside olan) anyonlar da katılır. Elektrodta elektron açığa çıkaran bu çeşit kimyasal reaksiyona oksidasyon reaksiyonu adı verilir ve aşağıdaki biçimde gösterilir;



ki bu eşitliklerde n ve m sırasıyla katyon ve anyonlarla valanslarını (değerliklerini) göstermektedir. Elektrodta elektron eksiltecek şekilde üst tarafta verilen eşitliklerinde gösterilen reaksiyon yönleri tersine dönebilir ki bu çeşit reaksiyona eksiltme reaksiyonu adı verilir. Termodinamik dengede bu iki reaksiyon birbirini dengedeler şekilde mevcuttur ve bu yüzden arayüzden akan net akım sıfırdır.

Ek 5 Dex_2_hex

Sabit Yi/Mi değerleri hesaplandığında virgülden sonra ilk 7-8 basamak sıfır olup ondan sonra değişik sayılar oluşmaktadır. Ve 25. basamağa kadar dadevam etmektedir. Basamak sayısı bu kadar büyük olan bir sayının decimal'den hexadecimal'e dönüştürülmesi çok uzun işlemler gerektirmektedir. Bunun sonucu olarak, hata meydana gelme olasılığı artmaktadır. Bu sebeple Yi/Mi değerlerinin bulunması ve hexadecimal'e dönüştürülmesi için Delphi programlama dilinde kısa bir program hazırlanmıştır. Program arayüzü ve program aşağıda verilmiştir.

X Değerleri	Y Değerleri
0	3
1	53
2	103
3	153
4	203
5	253
6	303
7	353
8	403
9	461
10	513

```
unit dec2bin;
```

```
interface
```

```
uses
```

```
Windows, Messages, SysUtils, Classes, Graphics, Controls, Forms, Dialogs,  
StdCtrls, Mask;
```

```
procedure Button1Click(Sender: TObject);
```

```

procedure cevir;
procedure x_y_okuClick(Sender: TObject);
procedure sonucu_al;
procedure Button2Click(Sender: TObject);
private
  { Private declarations }
public
  { Public declarations }
end;

var
  Form1: TForm1;
  b2:Extended;
  hex2,hex1:string;
  hex3:integer;
  x: array[1..11] of extended;
  y:array[1..11] of extended;
  mi:array[1..11] of extended;
  k:integer;
implementation

{$R *.DFM}

procedure TForm1.cevir;
begin
case hex3 of
0000:hex1:='0';
0001:hex1:='1';
0010:hex1:='2';
0011:hex1:='3';
0100:hex1:='4';
0101:hex1:='5';
0110:hex1:='6';
0111:hex1:='7';
1000:hex1:='8';
1001:hex1:='9';
1010:hex1:='A';
1011:hex1:='B';
1100:hex1:='C';
1101:hex1:='D';
1110:hex1:='E';
1111:hex1:='F';
end;
end;

procedure TForm1.Button1Click(Sender: TObject);
var i, b3:integer;
h:string;
begin
  edit4.text:="";

```

```

edit5.text:="";
edit6.text:="";
edit7.text:="";
edit8.text:="";
edit9.text:="";
edit10.text:="";
edit11.text:="";
edit12.text:="";
edit13.text:="";
edit14.text:="";
edit15.text:="";
edit39.Text:="";
Edit40.Text:="";
edit3.text:="";

```

```

b2:=ABS(strtfloat(edit2.text));
for i:=0 to strtoint(edit1.text)-1 do
begin

```

```

    b2:=2*b2 ;
    if b2>1 then
    begin
        h:='1';
        edit3.text:=edit3.Text+h;
        b2:=b2-1;
    end
    else
    begin
        h:='0';
        edit3.text:=edit3.Text+h;
    end;

```

```

case trunc(i/8) of
0:edit4.text:=edit4.text+h;
1:edit5.text:=edit5.text+h;
2:edit6.text:=edit6.text+h;
3:edit7.text:=edit7.text+h;
4:edit8.text:=edit8.text+h;
5:edit9.text:=edit9.text+h;
6:edit10.text:=edit10.text+h;
7:edit11.text:=edit11.text+h;
8:edit12.text:=edit12.text+h;
9:edit13.text:=edit13.text+h;
10:edit14.text:=edit14.text+h;
11:edit15.text:=edit15.text+h;
12:edit39.text:=edit39.text+h;
13:edit40.text:=edit40.text+h;
end;
end;

```

```

hex3:=strtoint(copy(edit4.text,0,4));

```

```
cevir;
edit16.text:=hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit4.text,5,4));
cevir;
edit16.text:=edit16.text+hex1;

hex3:=strtoint(copy(edit5.text,0,4));
cevir;
edit17.text:=hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit5.text,5,4));
cevir;
edit17.text:=edit17.text+hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit6.text,0,4));
cevir;
edit18.text:=hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit6.text,5,4));
cevir;
edit18.text:=edit18.text+hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit7.text,0,4));
cevir;
edit19.text:=hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit7.text,5,4));
cevir;
edit19.text:=edit19.text+hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit8.text,0,4));
cevir;
edit20.text:=hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit8.text,5,4));
cevir;
edit20.text:=edit20.text+hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit9.text,0,4));
cevir;
edit21.text:=hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit9.text,5,4));
cevir;
edit21.text:=edit21.text+hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit10.text,0,4));
cevir;
edit22.text:=hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit10.text,5,4));
cevir;
edit22.text:=edit22.text+hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit11.text,0,4));
cevir;
edit23.text:=hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit11.text,5,4));
cevir;
edit23.text:=edit23.text+hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit12.text,0,4));
cevir;
```



```

edit24.text:=hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit12.text,5,4));
cevir;
edit24.text:=edit24.text+hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit13.text,0,4));
cevir;
edit25.text:=hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit13.text,5,4));
cevir;
edit25.text:=edit25.text+hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit14.text,0,4));
cevir;
edit26.text:=hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit14.text,5,4));
cevir;
edit26.text:=edit26.text+hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit15.text,0,4));
cevir;
edit27.text:=hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit15.text,5,4));
cevir;
edit27.text:=edit27.text+hex1;

hex3:=strtoint(copy(edit39.text,0,4));
cevir;
edit41.text:=hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit39.text,5,4));
cevir;
edit41.text:=edit41.text+hex1;

hex3:=strtoint(copy(edit40.text,0,4));
cevir;
edit42.text:=hex1;
hex3:=strtoint(copy(edit40.text,5,4));
cevir;
edit42.text:=edit42.text+hex1;

end;

procedure TForm1.x_y_okuClick(Sender: TObject);
var i,t,j:integer;

begin
x[1]:=StrToFloat(edit4.Text);
y[1]:=strtofloat(edit16.text);
x[2]:=strtofloat(edit5.text);
y[2]:=strtofloat(edit17.text);
x[3]:=strtofloat(edit6.text);
y[3]:=strtofloat(edit18.text);
x[4]:=strtofloat(edit7.text);

```

```

y[4]:=strtofloat(edit19.text);
x[5]:=strtofloat(edit8.text);
y[5]:=strtofloat(edit20.text);
x[6]:=strtofloat(edit9.text);
y[6]:=strtofloat(edit21.text);
x[7]:=strtofloat(edit10.text);
y[7]:=strtofloat(edit22.text);
x[8]:=strtofloat(edit11.text);
y[8]:=strtofloat(edit23.text);
x[9]:=strtofloat(edit12.text);
y[9]:=strtofloat(edit24.text);
x[10]:=strtofloat(edit13.text);
y[10]:=strtofloat(edit25.text);
x[11]:=strtofloat(edit14.text);
y[11]:=strtofloat(edit26.text);

```

```

for i:=1 to 11 do
begin
    mi[i]:=1;
    for j:=1 to 11 do
    begin
        if i<>j then
            mi[i]:=mi[i]*(x[i]-x[j]);

    end;

    mi[i]:=y[i]/mi[i];
end;

```

```

for t:=1 to 11 do
begin
    edit2.text:=floattostr(mi[t]);
    Button1 Click(Sender);
    k:=t;
    sonucu_al;
end;
memo1.Clear;
memo1.lines.add(edit28.text);
memo1.lines.add(edit29.text);
memo1.lines.add(edit30.text);
memo1.lines.add(edit31.text);
memo1.lines.add(edit32.text);
memo1.lines.add(edit33.text);
memo1.lines.add(edit34.text);
memo1.lines.add(edit35.text);
memo1.lines.add(edit36.text);
memo1.lines.add(edit37.text);
memo1.lines.add(edit38.text);

```



```

end;
procedure TForm1.sonucu_al;
begin
case k of
1:edit28.text:='db 0'+edit16.text+'h,0'+edit17.text+'h,0'+
edit18.text+'h,0'+edit19.text+'h,0'+edit20.text+'h,0'+
edit21.text+'h,0'+edit22.text+'h,0'+edit23.text+'h,0'+edit24.

text+'h,0'+edit25.text+'h,0'+edit26.text+'h,0'+edit27.text+'h,0'+Edit41.Text+'h,0'+Edit42
.Text+'h';
2:edit29.text:='db 0'+edit16.text+'h,0'+edit17.text+'h,0'+
edit18.text+'h,0'+edit19.text+'h,0'+edit20.text+'h,0'+
edit21.text+'h,0'+edit22.text+'h,0'+edit23.text+'h,0'+edit24.

text+'h,0'+edit25.text+'h,0'+edit26.text+'h,0'+edit27.text+'h,0'+Edit41.Text+'h,0'+Edit42
.Text+'h';
3:edit30.text:='db 0'+edit16.text+'h,0'+edit17.text+'h,0'+
edit18.text+'h,0'+edit19.text+'h,0'+edit20.text+'h,0'+
edit21.text+'h,0'+edit22.text+'h,0'+edit23.text+'h,0'+edit24.

text+'h,0'+edit25.text+'h,0'+edit26.text+'h,0'+edit27.text+'h,0'+Edit41.Text+'h,0'+Edit42
.Text+'h';
4:edit31.text:='db 0'+edit16.text+'h,0'+edit17.text+'h,0'+
edit18.text+'h,0'+edit19.text+'h,0'+edit20.text+'h,0'+
edit21.text+'h,0'+edit22.text+'h,0'+edit23.text+'h,0'+edit24.

text+'h,0'+edit25.text+'h,0'+edit26.text+'h,0'+edit27.text+'h,0'+Edit41.Text+'h,0'+Edit42
.Text+'h';
5:edit32.text:='db 0'+edit16.text+'h,0'+edit17.text+'h,0'+
edit18.text+'h,0'+edit19.text+'h,0'+edit20.text+'h,0'+
edit21.text+'h,0'+edit22.text+'h,0'+edit23.text+'h,0'+edit24.

text+'h,0'+edit25.text+'h,0'+edit26.text+'h,0'+edit27.text+'h,0'+Edit41.Text+'h,0'+Edit42
.Text+'h';
6:edit33.text:='db 0'+edit16.text+'h,0'+edit17.text+'h,0'+
edit18.text+'h,0'+edit19.text+'h,0'+edit20.text+'h,0'+
edit21.text+'h,0'+edit22.text+'h,0'+edit23.text+'h,0'+edit24.

text+'h,0'+edit25.text+'h,0'+edit26.text+'h,0'+edit27.text+'h,0'+Edit41.Text+'h,0'+Edit42
.Text+'h';
7:edit34.text:='db 0'+edit16.text+'h,0'+edit17.text+'h,0'+
edit18.text+'h,0'+edit19.text+'h,0'+edit20.text+'h,0'+
edit21.text+'h,0'+edit22.text+'h,0'+edit23.text+'h,0'+edit24.

text+'h,0'+edit25.text+'h,0'+edit26.text+'h,0'+edit27.text+'h,0'+Edit41.Text+'h,0'+Edit42
.Text+'h';
8:edit35.text:='db 0'+edit16.text+'h,0'+edit17.text+'h,0'+
edit18.text+'h,0'+edit19.text+'h,0'+edit20.text+'h,0'+
edit21.text+'h,0'+edit22.text+'h,0'+edit23.text+'h,0'+edit24.

```

```
text+'h,0'+edit25.text+'h,0'+edit26.text+'h,0'+edit27.text+'h,0'+Edit41.Text+'h,0'+Edit42
.Text+'h';
```

```
9:edit36.text:='db 0'+edit16.text+'h,0'+edit17.text+'h,0'+
edit18.text+'h,0'+edit19.text+'h,0'+edit20.text+'h,0'+
edit21.text+'h,0'+edit22.text+'h,0'+edit23.text+'h,0'+edit24.
```

```
text+'h,0'+edit25.text+'h,0'+edit26.text+'h,0'+edit27.text+'h,0'+Edit41.Text+'h,0'+Edit42
.Text+'h';
```

```
10:edit37.text:='db 0'+edit16.text+'h,0'+edit17.text+'h,0'+
edit18.text+'h,0'+edit19.text+'h,0'+edit20.text+'h,0'+
edit21.text+'h,0'+edit22.text+'h,0'+edit23.text+'h,0'+edit24.
```

```
text+'h,0'+edit25.text+'h,0'+edit26.text+'h,0'+edit27.text+'h,0'+Edit41.Text+'h,0'+Edit42
.Text+'h';
```

```
11:edit38.text:='db 0'+edit16.text+'h,0'+edit17.text+'h,0'+
edit18.text+'h,0'+edit19.text+'h,0'+edit20.text+'h,0'+
edit21.text+'h,0'+edit22.text+'h,0'+edit23.text+'h,0'+edit24.
```

```
text+'h,0'+edit25.text+'h,0'+edit26.text+'h,0'+edit27.text+'h,0'+Edit41.Text+'h,0'+Edit42
.Text+'h';
```

```
12:edit39.text:='db 0'+edit16.text+'h,0'+edit17.text+'h,0'+
edit18.text+'h,0'+edit19.text+'h,0'+edit20.text+'h,0'+
edit21.text+'h,0'+edit22.text+'h,0'+edit23.text+'h,0'+edit24.
```

```
text+'h,0'+edit25.text+'h,0'+edit26.text+'h,0'+edit27.text+'h,0'+Edit41.Text+'h,0'+Edit42
.Text+'h';
```

```
13:edit40.text:='db 0'+edit16.text+'h,0'+edit17.text+'h,0'+
edit18.text+'h,0'+edit19.text+'h,0'+edit20.text+'h,0'+
edit21.text+'h,0'+edit22.text+'h,0'+edit23.text+'h,0'+edit24.
```

```
text+'h,0'+edit25.text+'h,0'+edit26.text+'h,0'+edit27.text+'h,0'+Edit41.Text+'h,0'+Edit42
.Text+'h';
```

```
end;
```

```
end;
```

```
procedure TForm1.Button2Click(Sender: TObject);
```

```
begin
```

```
memo1.SelectAll;
```

```
memo1.CopyToClipboard;
```

```
end;
```

```
end.
```

ÖZGEÇMİŞ

Ahmet Hayrettin Yüzer; 1977 yılında Hatay'ın İskenderun ilçesinde doğdu. İlk öğrenimini Belen İlkokulu'nda tamamladı. Ortaokul'un 1. ve 2. sınıflarını Belen Lisesi'nde okuduktan sonra 3. sınıfı Malatya Hasan Varol Ortaokulu'nda tamamladı. Lise öğrenimini ise Malatya Hacı Ahmet Akıncı Lisesi'nde tamamladı. 1995 yılında İnönü Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü'nü kazandı. 1999 yılında üniversite eğitimini bölüm ikincisi olarak tamamladı. Aynı yıl İnönü Üniversitesi araştırma görevliliğini ve Fen Bilimleri Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı yüksek lisansını kazandı.

Halen aynı görevde çalışmaktadır.



**TC YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
BOKÜMANTASYON MERKEZİ**