

765926

**MİKRODENETLEYİCİ KONTROLLÜ
TERMOHİPOTERM TIP CİHAZI
TASARIMI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ**

Metin KAPIDERE

**DOKTORA TEZİ
ELEKTRONİK VE BİLGİSAYAR EĞİTİMİ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Nisan 2005

ANKARA

Metin KAPIDERE tarafından hazırlanan MİKRODENETLEYİCİ KONTROLLÜ
TERMOHİPOTERM TIP CİHAZI TASARIMI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ adlı
bu tezin Doktora tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.



Doç.Dr.Raşit AHİSKA

Tez Yöneticisi

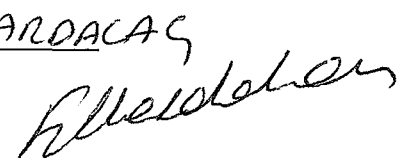
Bu çalışma, jürimiz tarafından Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalında
Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: : Prof. Dr. İnan GÜLER 

Üye : Prof. Dr. Nihal F. Güler 

Üye : Doç. Dr. Raşit AHİSKA 

Üye : Yrd. Doç. Dr. Bekir Sami TEBELİCİ 

Üye : Yrd. Doç. Dr. Fırat HANCI 

Bu tez, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygundur.



**MİKRODENETLEYİCİ KONTROLLÜ TERMOHİPOTERM
TIP CİHAZI TASARIMI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ
(Doktora Tezi)**

Metin KAPIDERE

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Nisan 2005**

ÖZET

Bu tezde, mikrodnetleyicili ve termoelektrik modüllü Termohipoterm Tıp Cihazı tasarlanmış ve test edilmiştir. Termohipoterm Tıp Cihazı (TTC); travmatolojide insan beyninin soğutularak klinik ölüm süresinin uzatılmasında, beyin ameliyatlarında, açık kalp ameliyatlarında, ameliyat sonrasında ve ateşin düşürülmesinde kullanılabilecektir. Gerçekleştirilen sistemde mikrodnetleyicili Anahtarlama Güç Kaynağı (AGK) kullanılmıştır. Sekiz termokupl kullanılarak, değişik noktalardaki sıcaklıklar ölçülmüş ve 10-bit Analog Sayısal Dönüştürücü (ASD) ile sayısal değere dönüştürülmüştür. Darbe Genişlik Modülasyonu (DGM) ve kural tabanı ile sıcaklık kontrolü edilmiştir. Kontrol sisteminin testi çeşitli sıcaklıklarda yapılmıştır.

Bilim Kodu : 626.04.01
Anahtar Kelimeler : Travma, hipotermiya, termoelektrik, mikrodnetleyici
Sayfa Adedi : 78
Tez Yöneticisi : Doç.Dr.Raşit AHISKA

**MICROCONTROLLER BASED THERMOHYPOTHERMIA
MEDICAL INSTRUMENT DESIGN AND REALIZATION**

(Phd. Thesis)

Metin KAPIDERE

**GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

April 2005

ABSTRACT

In this thesis, microcontroller and thermoelectric cooler based Thermohypothermia medical instrument has been designed and tested. Thermohypothermia medical apparatus (TMA); could be used increment clinical death time with cooling the human brain in Trauma, brain operations, the open heart operations, post operation period, lower the fever. In the produced system, microcontroller based switching mode power supply (SMPS) has been used. By using eight thermocouples, temperatures has been measured at the different point and converted to digital value by 10-bit Analog Digital Converter (ADC) Temperature control has been done as Pulse Width Modulation (PWM) and Rule Based. The test of control system was done various temperatures.

Science Code : 626.04.01

**Key Words : Trauma, hypothermia, thermoelectricity,
microcontroller**

Page Number: 78

Adviser : Assist. Prof. Raşit AHISKA

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren Prof.Dr.İnan GÜLER ve Doç.Dr.Raşit AHISKA hocalarıma, ayrıca Prof.Dr.F.Nihal GÜLER, Yrd.Doç.Dr.Bekir Sami Tezekici ve Yrd.Doç.Dr.Fırat Hardalaç hocalarıma, bölümümüzde görevli tüm çalışma arkadaşlarıma ve manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan ailerne teşekkürü bir borç bilirim.



İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET.....	iii
ABSTRACT	iv
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xii
1. GİRİŞ	1
2. İNSAN VÜCUDU ISI DAĞILIMI, KONTROL MEKANİZMALARI VE BEYNİN SOĞUTULMASI	4
2.1. Vücut Sıcaklığının Düzenlenmesi ve Isı Kayıpları	4
2.2. Vücut Sıcaklığına Etki Eden Faktörler	8
2.3. Termal Hastalıklar	9
2.4. Beyni Soğutma Yöntemleri	12
2.4.1. İçten soğutma yöntemi.....	12
2.4.2. Dıştan soğutma yöntemi	12
3. MALZEME VE YÖNTEM	14
3.1. Termoelektrik Olaylar Ve Elemanlar	14
3.1.1. Joule olayı	14
3.1.2. Termoelektrik olaylar.....	15
3.2. Mikromodül ve Termoelektrik Modül.....	17
3.2.1. Mikromodül (Termoelement)	18
3.2.2. Termoelektrik modül	20

	Sayfa
3.2.3. Temokupllar.....	21
3.2.4. Termoelektrik başlık (TB)	22
3.3. Anahtarlamaalı Güç Kaynağı (AGK).....	23
3.4. Devir Dayım Sistemi (DDS).....	25
4. TTC İÇİN TASARLANAN DEVRE VE GELİŞTİRİLEN YAZILIMLAR	27
4.1. Sıcaklık Ölçüm ve Soğuk Eklem Telafi Devresi.....	27
4.2. Mikrodenetleyicili Kontrol Devresi.....	29
4.3. H Köprü MOSFET Sürücü Devresi.....	32
4.4. LCD Modül (LCM)	33
4.5. Tuştakımı Devresi.....	33
4.6. PIC Mikrodenetleyicileri.....	34
4.7. Kontrol Kartı.....	35
4.8. Güvenlik Devresi.....	36
4.9. TTC için Geliştirilen Yazılımlar.....	37
4.9.1. Kontrol devresinin yazılımı	37
4.9.2. Güvenlik devresinin yazılımı.....	41
4.10. Termohipoterm Tıp Cihazının (TTC) Testleri	42
5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	60
KAYNAKLAR	62
EKLER.....	65
EK-1 TTC Kontrol Devresinde Kullanılan Mikrodenetleyicinin Ana Programı.....	66
ÖZGEÇMİŞ	78

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Rüzgar Etki faktörü	7
Çizelge 4.1. Dört DGM kanalı kontrolü.....	37
Çizelge 4.2. TB akımı 5A iken ölçülen sıcaklık ve gerilim değerleri	46
Çizelge 4.3. TB akımı 10A iken ölçülen sıcaklık ve gerilim değerleri	47
Çizelge 4.4. TB akımı 15A iken ölçülen sıcaklık ve gerilim değerleri	48
Çizelge 4.5. TB akımı 20A iken ölçülen sıcaklık ve gerilim değerleri	49
Çizelge 4.6 TB akımı 25A iken ölçülen sıcaklık ve gerilim değerleri	50
Çizelge 4.7 TB akımı 30A iken ölçülen sıcaklık ve gerilim değerleri	51
Çizelge 4.8. TB akım değişimine göre ölçülen iç (soğuk) yüzey sıcaklıkları.....	52
Çizelge 4.9. TB TB akım değişimine göre ölçülen dış (sıcak) yüzey sıcaklıkları	53
Çizelge 4.10. Sınıflama tablosu.....	54
Çizelge 4.11. Sınıflama tablosu kullanılarak elde edilen parametreler	54
Çizelge 4.12. Uygulanan akım ve gerilim sonucu oluşan TB'nin iç ve dış yüzey sıcaklıklarına ait sınıflama tablosu (Confusion Matrix)	55
Çizelge 4.13. Akım değişimine göre hesaplanan ve ölçülen sıcaklıklar arasındaki farkın çıkarılması	59

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 3.1. Seebeck olayını açıklayan devre	15
Şekil 3.2. Peltier olayını açıklayan devre	16
Şekil 3.3. Thomson olayını açıklayan devre	17
Şekil 3.4. Termoelementin yapısı.....	18
Şekil 3.5. Termoelektrik termoelement üzerinde oluşan ısı yükler	19
Şekil 3.6. Termoelektrik modülün yapısı	20
Şekil 3.7. Termoelektrik modülün jeneratör olarak çalışması.	21
Şekil 3.8. Esnek termomodülün yapısı.....	22
Şekil 3.9. Doğrusal gerilim regülatörü blok şeması	24
Şekil 3.10. Anahtarlama güç kaynağının blok şeması	25
Şekil 3.11. Devir dayım sistemi: a) su deposu, b) radyatör, c) fan, d) TB, e) pompa	25
Şekil 4.1. Her bir termokupl için sıcaklık algılama devresi	27
Şekil 4.2. Soğuk eklem telafi devresi.....	29
Şekil 4.3. Tek Parçalı Termoelektrik Başlıklı ve tek termokupl kullanılan ve rölelerle sürülen TTC Blok Diyagramı	30
Şekil 4.4. Tek Parçalı Termoelektrik Başlık ve 4 termokupl kullanılan TTC Blok Diyagramı	31
Şekil 4.5. Görev süresi ile TMR2 ve PR'2 ilişkisi	31
Şekil 4.6. İki Parçalı Termoelektrik Başlıklı ve 8 termokupl kullanılan TTC Blok Diyagramı	32
Şekil 4.7. H köprü MOSFET' li sürücü devresi	33
Şekil 4.8. Mikrodenetleyicili kontrol devresi.....	34
Şekil 4.9. İki DGM kanalını dörde çıkaran çoklayıcı devre.....	35
Şekil 4.10. Entegre tipi sıcaklık algılayıcılı güvenlik devresi.....	36

Şekil

Sayfa

Şekil 4.11. Kontrol devresi için hazırlanan yazılımın akış diyagramı	39
Şekil 4.12. TTC'nin ön panelinin görüntüsü.....	39
Şekil 4.13. Ayar ekranında LCM'den sırasıyla görünen görüntüler	40
Şekil 4.14. Güvenlik devresi için hazırlanan yazılımın akış diyagramı	41
Şekil 4.15. Deney düzeneği.....	42
Şekil 4.16. -1°C Ayarlı Sıcaklık Değişim Grafiği.....	43
Şekil 4.17. 30°C Ayarlı Sıcaklık Değişim Grafiği	44
Şekil 4.18. Termohipoterm tıp cihazı dış görünüşü	44
Şekil 4.19. TB'ye 5Amper akım verildiğinde oluşan V_{dc} değeri ile TB'nin iç ve dış yüzey sıcaklıklarının zamana göre değişim grafiği	46
Şekil 4.20. TB'ye 10Amper akım verildiğinde oluşan V_{dc} değeri ile TB'nin iç ve dış yüzey sıcaklıklarının zamana göre değişim grafiği	47
Şekil 4.21. TB'ye 15Amper akım verildiğinde oluşan V_{dc} değeri ile TB'nin iç ve dış yüzey sıcaklıklarının zamana göre değişim grafiği	48
Şekil 4.22. TB'ye 20Amper akım verildiğinde oluşan V_{dc} değeri ile TB'nin iç ve dış yüzey sıcaklıklarının zamana göre değişim grafiği	49
Şekil 4.23. TB'ye 25Amper akım verildiğinde oluşan V_{dc} değeri ile TB'nin iç ve dış yüzey sıcaklıklarının zamana göre değişim grafiği	50
Şekil 4.24. TB'ye 30Amper akım verildiğinde oluşan V_{dc} değeri ile TB'nin iç ve dış yüzey sıcaklıklarının zamana göre değişim grafiği	51
Şekil 4.25. TB'ye uygulanan akım göre oluşan iç yüzey sıcaklıkların grafiği	52
Şekil 4.26. TB'ye uygulanan akım göre oluşan dış yüzey sıcaklıkların grafiği.....	53
Şekil 4.27 TB'den 5A akım geçerken ölçülen sıcaklığa göre çıkarılan ROC eğrisi ..	56
Şekil 4.28 TB'den 10A akım geçerken ölçülen sıcaklığa göre çıkarılan ROC eğrisi	57
Şekil 4.29 TB'den 15A akım geçerken ölçülen sıcaklığa göre çıkarılan ROC eğrisi	57

Şekil	Sayfa
Şekil 4.30 TB'den 20A akım geçerken ölçülen sıcaklığa göre çıkarılan ROC eğrisi	58
Şekil 4.31 TB'den 25A akım geçerken ölçülen sıcaklığa göre çıkarılan ROC eğrisi	58
Şekil 4.32 TB'den 30A akım geçerken ölçülen sıcaklığa göre çıkarılan ROC eğrisi	59



SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklama
A	Amper
A_c	Yüzey alan etkisi
A_r	Vücut yüzey alanı
$^{\circ}\text{C}$	Santigrad Derece
dk	Dakika
E_r	Yayınlan Enerji Oranı
$^{\circ}\text{F}$	Fahrenhayd Derece
I	Akım
J	Joule
$^{\circ}\text{K}$	Kelvin Derece
K_c	Havanın hareket parametresi
K_r	Sabit Sayı
kg	Kilo Gram
kcal	Kilo Kalori
R	Direnç
T	Mutlak Sıcaklık
T_a	Havanın sıcaklığı
T_s	Deri sıcaklığı
T_w	Duvar sıcaklığı
Q_j	Joule ısı yükü
Q_p	Peltier ısısı
Q_t	Thomson ısısı
V	Volt
ΔT	Sıcaklık farkı

Simgeler**Açıklama** ΔV

Potansiyel fark

 α

Seebach katsayısı

 μ

Mikro

 π

Peltier katsayısı

 α_T

Thomson olayındaki EMK

 ϵ

Geçirgenlik

 σ

Stefan Boltsman Sabiti

Kısaltmalar**Açıklama****AGK**

Anahtarlama Güç Kaynağı

ASD

Analog sayısal dönüştürücü

DDS

Devir dayım sistemi

DGM

Darbe genişlik modülasyonu

EMK

Elektro motor kuvveti

GD

Güvenlik devresi

KH

Kranioserebral Hipotermiya

LCM

Sıvı kristal modül

MOSFET

Metal oksit alan etkili transistör

ROC

Receiver Operating Characteristic (Alıcı işlem karakteristiği)

SKA

Suni Kan Dolaşım Aparatı

SMPS

Switched Mode Power Supply

TB

Termoelektrik Başlık

TMR2

Zamanlayıcı 2 kaydedicisi

TTC

Termohipoterm Tıp Cihazı

PR2

Önbölme 2 oranı

PIC

Çevresel arabirim denetleyicisi

SMD

Yüzey montaj elemanı

1. GİRİŞ

İnsan vücut sıcaklığı normal seviyenin üzerine çıktığı zaman *hipertermiya* meydana gelir. Vücut sıcaklığı normalin altına düştüğünde *hipotermiya* meydana gelir. Her iki durumda da beynin korunması gerekir. Ayrıca travma durumlarında ve açık kalp ameliyatlarında kalbin herhangi bir nedenle duraklaması durumunda, kısa süre içerisinde beyinde hücre ölümü başlar. Bunu önlemek için; beynin hızlı bir şekilde soğutulması gerekmektedir (1-4).

İnsan beyninin merkezi 30-32°C'ye soğutulduğu zaman, kalbin durduğu durumda bile kansız, oksijensiz ve glikozsuz 45-60 dakika yaşayabilmektedir. Ayrıca ameliyat sonrası yoğun bakımda, epilepsi durumu, anesteziye hiçbir ilaçla ateşi düşürülemeyen hastanın ateşinin düşürülmesinde ve travma durumunda kullanılan, beyin hipotermiyasının önemi anlaşılmış ve geniş çapta kullanılmaya başlamıştır (5-9).

Beyni soğutmanın yararı yerine, hangi tür yöntemle soğutulduğu, soğutmanın hızı ve yeterliliği tartışılmakta ve araştırılmaktadır. Beyin hipotermiyası için halen kullanılmakta olan çeşitli yöntemler vardır. Bunlar dıştan ve içten soğutma yöntemleridir. *Dıştan soğutma yöntemi*: hasta vücudunun etrafına buzla doldurulmuş torbaların konulması, hastanın içinde soğuk su dolaşan battaniyeye sarılması ve hastanın soğuk suya daldırılmasıdır. Yukarıda bahsedilen sistemler ilkel, kontrolsüz ve pratik olmayan sistemlerdir. Son zamanlarda hipotermiyada freon gazlı sistemler kullanılmaktadır. Ancak bu sistemler de boyut olarak oldukça büyüktür ve yavaşlardır. *İçten soğutma yöntemleri şunlardır*; hastanın midesinin soğuk sıvı ile yıkanması ve *sunî kan dolaşım aparatı (SKA)* vasıtasıyla hastanın kanının soğutulmasıdır. İçten soğutma yöntemi sinir sistemini etkilediği için organizmaya ait ısı düzenleme sisteminin bozulmasına yol açarak hastanın reaksiyonunu değiştirebilmektedir. Kontrolsüz olduğu için de tehlikeli durumlar ortaya çıkabilmektedir. Ayrıca SKA kullanıldığında, damarlar kesildiği için hasta açısından ek travmalar söz konusudur.

Beyin travması ve yukarıdaki hastalıklar nedeniyle meydana gelebilecek ağır sonuçları önleme tedbirlerinden en önemlisi beynin dıştan doğrudan soğutulması olan kranioserebral hipotermiya (KH)'dır. Çünkü bu durumda soğuk, travmaya uğramış beyni doğrudan ve başka organların faaliyetlerini bozmadan etkilemektedir. Beyin travmalarında KH'nın kullanılmasının bir avantajı da, bu yöntemin çok basit ve klinik koşullarda kullanışlı olmasıdır (10-17).

Beyin hipotermiyasında temel problem; beyni hızla (ilk 1 saat önemli) gereken sıcaklığa kadar soğutabilmek ve bu sıcaklıkta kontrollü biçimde uzun süre tutmaktır (aylarca sürebilir). KH gerçekleştirme yöntemleri olarak; hasta kafasına buz torbası konması, soğutulmuş hava üflenmesi ve içinden soğuk su veya gaz dolaşan başlık takılmasıdır. Kullanılan bu yöntemlerin, en büyük dezavantajı beynin hızla soğutulmaması ve gereken sıcaklığa ulaştırılamamasıdır. Ayrıca bu sistemlerde sıcaklık ölçümü ve kontrolü güvenilir biçimde yapılamamaktadır. Bu sistemlerde kabul edilebilir sıcaklık ölçüm hatası $\pm 0,5$ °C'dir.

Bu tezde yukarıda bahsedilen temel problemin çözümü için sıcaklığı mikrodenetleyici kontrollü Termohipoterm Tıp Cihazı (TTC) tasarlanmış, gerçekleştirilmiş ve test edilmiştir. Sistemin tasarımı ile ilgili ilk uygulama devresine başlanmadan, insan vücudu sıcaklık analizi yapılmış, ısı kayıpları ve termal hastalıklar araştırılmıştır. İnsan beynindeki sıcaklık kontrol mekanizması incelendikten sonra, TTC üç aşamalı bir çalışma ile gerçekleştirilmiştir. Birinci aşamada tek sıcaklık algılayıcı ile tek parçalı Termoelektrik Başlık (TB) kullanılmış ve rölelerle aç/kapa tekniği ile sıcaklık kontrolü yapılmıştır. İkinci aşamada dört adet sıcaklık algılayıcısı ile tek parçalı TB kullanılmış ve sıcaklık kontrolünde dört adet N tipi MOSFET'den oluşan tam köprü devresi kullanılmıştır. Üçüncü aşamada ise sekiz adet sıcaklık algılayıcısı ile iki parçalı TB kullanılmış ve her bir parçanın sıcaklığı ayrı ayrı kontrol edilmiştir. Tasarımı gerçekleştirilen sistem, temel olarak TB ve onun kontrol ünitesinden meydana gelmiştir. Kontrol ünitesi; sıcaklık ölçüm devresi, Anahtarlama Güç Kaynağı (AGK), Devir Dayım Sisteminden (DDS) oluşmaktadır. Tek parça TB 120 adet esnek termoelektrik modülden meydana gelmiştir. TB'nin çalışması için her bir modüle 0,1 Volt gerilim uygulanır. Seri bağlı modüllerin

tamamı en fazla 40 Amper akım çekerler. Sıcaklık ölçüm devresinde sıcaklık algılayıcı olarak sekiz adet T tipi termokupl kullanılarak, $-5.00\text{ }^{\circ}\text{C}$ ile $+46.15\text{ }^{\circ}\text{C}$ arasında ölçüm yapılabilmektedir. PIC16F877 mikrodenetleyicisinin 8 Analog Sayısal Dönüştürücüsü (ASD) kanalı ile ölçülen sıcaklık, 10-bit sayısal değere dönüştürülmektedir. Ölçülen ve ayarlanan sıcaklığa göre oransal kontrol yapılmaktadır. Soğutma yapan TB'nin yüzey sıcaklığı $-1\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'nin altına düştüğü zaman, saç derisine zarar verebilmektedir. Soğutma yapılırken kafa derisi korunması için, modüllerin soğutma sıcaklığına sınırlama getirilmiştir. DDS ise TB'nin ısınan yüzeylerinin soğutulması için gerekli soğutmayı sağlar. Su dolaşımını sağlayan pompa 24 saat veya daha uzun süre çalışacak ve gürültüsü az olacak şekilde seçilmiştir.

Ayrıca hastanın ve TTC'nin güvenliği düşünülerek, kontrol ünitesinden bağımsız çalışan bir Güvenlik Devresi (GD) geliştirilmiştir. GD ile TB'nin yüzey sıcaklığı ve MOSFET'lerin soğutucu sıcaklığı kontrol edilerek, aşırı ısınmalarda sesli uyarı yapmaktadır. Herhangi bir elektrik kaçağı durumunda hastanın güvenliği düşünülerek, 220V besleme girişine kaçak akım rölesi ve sigortaları konmuştur. Ayrıca şebeke girişine faz ve nötr için iki ayrı sigorta ve pasif şebeke filtresi konmuştur. TTC'nin performans analizi yapılarak, tüm birimlerinin testleri gerçekleştirilmiştir.

Tezin 2. bölümünde; insan vücudu ısı dağılımı, kontrol mekanizmaları ve beynin soğutulması anlatılmıştır. Ayrıca termal hastalıklar anlatılmıştır. Tezin 3. bölümünde malzeme ve yöntem anlatılmıştır. Tezde kullanılan malzemeler ve özelliklerinden bahsedilmiştir. Tezin 4. bölümünde TTC için tasarlanan devreler ve geliştirilen yazılımlar anlatılmıştır. Tasarlanan devrelerin çalışması ve geliştirilen yazılımların akış diyagramlarla açıklanmış ve TTC parametrelerinin grafik yorumları yapılmıştır. Tezin 5. ve son bölümü ise, sonuç ve tartışmalara ayrılmıştır.

2. İNSAN VÜCUDU ISI DAĞILIMI, KONTROL MEKANİZMALARI VE BEYNİN SOĞUTULMASI

Hipotalamus, beynin ortasına yerleştirilmiştir ve beyin sıcaklığını kontrol eder. Vücuttaki çok küçük değişiklikleri algılar ve ona göre ayarlama yapar. Vücut sıcaklığı ayarlanan değerinden saptığı zaman sıcaklık, merkezi hipotalamus devreye girerek ısı kaybettirir (soğutur) veya ısı meydana getirir. Böylece iç sıcaklık güvenli oran içinde tutulur. Vücut kendini terleyerek, damarlarını açarak ve vücut ısı üretimini engelleyerek soğutur. Eğer hipotalamus vücut sıcaklığının çok düşük olduğunu algılasa, sinyal göndererek vücutta ısı üretimini arttırarak koruma sağlar. Vücut kan damarlarını daraltarak, kasları titreterek ve saçları dikerek ısınısını korur. Isı, tüm vücut hücrelerindeki kimyasal reaksiyonlar ile vücut mekanizması tarafından üretilir. Yiyecek, metabolizma için başlıca yakıt kaynağıdır. Vücut dinlenme durumunda ısı üretir. Hareket esnasında en önemli ısı üretimi kaslardan gelir. Kuşkusuz tiroid hormonları ve sinir-vericileri dahi ısı üretimini etkiler (18,19).

2.1. Vücut Sıcaklığının Düzenlenmesi ve Isı Kayıpları

Vücut ısı üretirken aynı zamanda ısı da kaybeder. Cilt yapısı ve çevre şartlarıyla radyasyon, iletim, ısı yayım ve buharlaşma yoluyla normal ısı kaybı sabit şekilde olur.

Isı organlarda ve vücudun dokularında oluşturulur, bunun çoğu deri yüzeyinde dağıtılır. Isı kaybının tümü radyasyon, ısı yayılımı ve terleme tarafından oluşur. Buna ilave olarak, soğuk nefes alınan hava ısıtıldığında ve nemi verilen nefeste havaya eklendiğinde biraz vücut serinliği sağlanır. Sıcak veya soğuk yiyecek yeme de vücudu sıcak veya soğuk yapabilir. Vücut sıcaklığını normal değere yakın bir değerde tutmak için vücudun, bir ev termostatından daha iyi bir termostata sahip olması gerekir. Beynin hipotalamusu vücudun termostatıdır. Eğer normal vücut sıcaklığı yükselirse, hipotalamus damarları genişletmeye başlar, yani yüzeye yakın kan damarları genişler ve daha çok kan ve deriye ısı taşınır. Bu terleme ve radyasyon kaybını sağlayan deri sıcaklığını artırır. Bu reaksiyonların her ikisi de çevreye olan

ısı kaybını artırır. Eğer harici durumlar deri sıcaklığının normalin altına düşmesine sebep olursa, örneğin soğuk suda yüzmek gibi, derideki termo reseptörler hipotalamusu bilgilendirir ve titreme başlatılır, istemsiz kas hareketindeki bu artış normal vücut sıcaklığını yükseltmek için bir etkidir.

Radyasyon: Radyasyon bir maddeden diğerine aralarında gerçek temas olmadan yapılan ısı transferidir. Koyu renkli ve sıkı dokulu giysiler giyerek, radyasyonla büyük miktarda kaybolan ısı azaltılır. Çocuk pozisyonunda yatan bir kişi, açıkta kalan deri yüzeyi daha az olduğundan ısı kaybetmeyecektir. Isı kaybını büyük miktarda deri yüzeyi açıkta bırakarak, kolları ve bacakları açarak ve daha hafif veya yünsüz kıyafetler, açık renkli kıyafetlerle kolaylaştırılabilir. Sıcaklıkları ne olursa olsun tüm nesneler enerjilerini elektromanyetik radyasyon şeklinde dışarı verirler. Genelde; vücut tarafından çıkarılan enerji miktarı, mutlak sıcaklığın dördüncü kuvvetiyle orantılıdır (2.1. eşitliği).

$$E_r = \epsilon A \sigma T^4 \quad [2.1]$$

Burada E_r , yayılan enerji oranı ϵ ; $0 \leq \epsilon \leq 1$ arasında değerlere sahip ve tam bir yayıcı olmayan bir yüzey için belirtilen geçirgenlik, A alan, σ Stefan-Bolt zaman sabiti ve T mutlak sıcaklıktır. Vücut aynı zamanda etraftaki nesnelerden yayılan enerjiyi alır. Vücuttan yayılan enerji ile çevreden radyasyondan alınan enerji arasındaki yaklaşık fark 2.2. eşitliği kullanılarak hesaplanabilir. Daha sonra soğutucu çevrenin radyasyonu sonucunda vücuttan kaybettirilen enerjinin yaklaşık net oranı hesaplanır. Bu vücut tarafından yayılan ve vücudun bulunduğu çevreden vücut tarafından alınan enerji oranları arasındaki farktır.

$$H_r = K_r A_r \epsilon (T_s - T_w) \quad [2.2]$$

Burada H_r , radyasyon nedeniyle kaybolan (veya kazanılan) enerji oranı, A_r radyasyon yayan etkin vücut yüzey alanı, ϵ yüzey geçirgenliği, T_s deri sıcaklığı ($^{\circ}\text{C}$) ve T_w etraftaki duvarların sıcaklığıdır ($^{\circ}\text{C}$). [Burada K yerine C kullanılabilir çünkü ΔT hesaplanabilmektedir. K_r ayrı fiziksel parametrelere bağlı olan bir sabittir ve yaklaşık $2,1 \times 10^4 \text{ J}/(\text{m}^2 \text{ hr } ^{\circ}\text{C})$ ($5,0 \text{ kcal}/(\text{m}^2 \text{ hr } ^{\circ}\text{C})$)'dir.] İnfrared (kıızıl ötesi) ortamda

geçirgenlik (ϵ) derinin renginden bağımsızdır ve yaklaşık olarak 1'e eşittir, bu da gösterir ki bu dalga boyunda deri tam bir alıcı ve radyasyon yayıcıdır.

Normal şartlar altında etraftaki duvarların sıcaklığı vücut sıcaklığından daha düşük olmasa bile enerji kaybının yaklaşık yarısı radyasyonun sonucudur.

İletkenlik: İletkenlik vücut ile bağlantılı herhangi bir madde veya yüzeyin ısı transferidir. İletkenlik alıcı durumunda kullanışlı olabilir. Bu yüzden hastanın ateşinin düşürülmesinde, hızlı soğuma durumunda kriz meydana gelebileceği de düşünülerek ılık su kullanılır.

Isıyayım: Sıvı zerrecikleri veya ısınmış havanın bir yüzeyden taşınması ile yapılan ısı transferidir. Bu rüzgarlı bir günde veya fan kullanımı ile artırılabilir.

Vücut her zaman vücut yüzeyindeki soluk vermeden dolayı atılan nem ile (ter ile karıştırılmamalı) biraz ısı ve su buharlaşma ile kaybeder. Yaklaşık 600ml nem deriden nefes alıp verirken buharlaşır. Bu sıvı kaybı sabittir ve sıcaklık regülasyonunda önemli bir rol oynamaz. Isıyayım nedeniyle ısı kaybı (H_c) yaklaşık olarak 2.3 eşitliğinde verilmektedir.

$$H_c = K_c A_c (T_s - T_a) \quad [2.3]$$

K_c , havanın hareketine bağlı olan bir parametre; A_c , yüzey alan etkisi; T_s , deri sıcaklığı ve T_a havanın sıcaklığıdır. Vücut dinlenirken ve fark edilecek kadar bir rüzgar yokken, K_c yaklaşık $2,3 \text{ kcal}/(\text{m}^2 \text{ hr } ^\circ\text{C})$ 'dir. Hava sıcaklığı $25 \text{ }^\circ\text{C}$ 'de olduğunda deri sıcaklığı $34 \text{ }^\circ\text{C}$ ve etkin yüzey alanı $1,2 \text{ m}^2$ 'dir. Çıplak vücut, ısıyayım ile yaklaşık 25 kcal/saat kaybetmektedir. Bu, vücut sıcaklık kaybının yaklaşık %25'ini oluşturmaktadır. Hava hareketliken, K_c sabiti deneysel eşitliğe göre artar.

$$K_c = 10,45 - v + 10\sqrt{v} \text{ kcal} / \text{m}^2 / \text{saat}^\circ\text{C} \quad [2.4]$$

Rüzgarın hızı v , m/s'dir. Bu eşitlik, 2 m/s ($\sim 5 \text{ mph}$) ve 20 m/s ($\sim 45 \text{ mph}$) arasındaki hızlar için geçerlidir.

Isıyayımın ısı kaybı; havanın durgun halinde olduğu zamandan, hareketli olduğu zamanda daha büyüktür. Bu, bir insanın rüzgarlı bir günde sıcaklığı hissetmesi ölçülen sıcaklıktan daha soğuktur fikri olan rüzgar soğuğu fikrini ortaya çıkarır. Kışın hava raporlarında şehirler için iki sıcaklık söylenir, biri gerçek sıcaklığı temsil eden sıcaklık, diğeri de rüzgarın etkisini simgeleyen ve rüzgar soğuğu olarak adlandırılan sıcaklıktır. Çizelge 2.1, yukarıda verilen K_c formülü bu iki sıcaklığın toplamını tanımlamaktadır. Örneğin $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ gerçek bir sıcaklık ve 10 m/s 'deki bir rüzgarda (sert bir meltem) vücudun soğukluk etkisi durgun bir gündeki $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$ ile aynıdır.

Çizelge 2.1. Rüzgar Etki faktörü

Gerçek Sıcaklık ($^{\circ}\text{C}$)							
Rüzgar Hızı (m/s)	30	20	10	0	-10	-20	-30
Rüzgar Etki Sıcaklığı ($^{\circ}\text{C}$)							
2	30	20	10	0	-10	-20	-30
5	29	17	5	7	-19	-31	-43
10	29	15	1	-13	-27	-40	-54
15	29	14	-1	-16	-30	-45	-60
20	28	13	-2	-17	-32	-48	-63

Diğer taraftan terleme; buharlaşma kayıplarından dolayı vücut sıcaklığını kontrol eder. Derinin dermal katmanına yerleştirilen ter bezi sodyum ve klorid içeren sulu bir solüsyon üretir. Vücut sıcaklığı yükseldiği zaman, ter bezleri ter gerçekleştirir. Bu da deri yüzeyindeki buharlaşmayı artırarak ısı kaybı meydana getirir. Egzersiz, heyecan veya zihinsel stres terlemeye sebep olur. Sıcaklık düştüğü zaman, ter üretimini durdurur. Bu da vücut sıcaklığını korur.

Buharlaşmayla ısı kaybı: Bize en tanıdık olan ısı kaybı metodu terleme buharlaşmasıyla oluşandır. Normal sıcaklık durumlarında ve ağır iş veya egzersizin olmadığı, bu soğuma metodu radyoaktif ve konvektif soğumayla

karşılaştırıldığında oldukça önemsizdir. Vücut terli olduğunu hissetmediği zaman bile ter nedeniyle biraz ısı kaybı vardır. Bu yaklaşık 7 kcal / saat veya vücut ısı kaybının %7'sini oluşturmaktadır. Isının ve egzersizin aşırı olduğu durumlarda, bir kişi saatte 1 lt'lik sıvıdan (10^{-3} m^3) daha fazla terleyebilir. Buharlaşan suyun her bir kilogramı 580 kcal'lik buharlaşma ısıyla taşındığı için 1 litrelik buharlaşma 580 kcal ile taşınır. Tabi ki ter, bu üşüme etkisini vermek için deriden buharlaşmalıdır; vücuttan çıkan ter aslında üşüme yapmaz. Buharlaşma miktarı hava hareketine ve bağlı neme bağlıdır.

Solunumla ısı kaybı: Benzer bir ısı kaybının sebebi de nefes borusundaki ve akciğerlerdeki nemin buharlaşmasıdır. Havada nefes aldığımızda, bu akciğerlerde suyla doymuş hale gelir. Havaya eklenen tüketilmiş su deriden buharlaşıyormuş gibi aynı ısı miktarını uzağa taşır. Bununla birlikte, soğuk havada kaldığımızda vücut sıcaklığımız soğur ve ısı kaybeder. Tipik durumlar altında toplam solunum ısı kaybı, vücut ısı kaybının yaklaşık %14'üdür.

Toplardamar kan akışı ısı kaybını azaltabilir: Vücuttan ısı radyasyonu ve ısının havaya transferi deri sıcaklığına bağlı olduğundan deri sıcaklığına etki eden her faktör aynı zamanda ısı kaybına da etki etmektedir. El ve ayaklara giden kandaki az ısı, geri dönen kanı ısıtmak için kullanılır. Bu ısı değişimi el ve ayakların sıcaklığını düşürür ve çevreye verilen ısı kaybını azaltır. Yazın veya ılık bir çevrede, geri dönen toplardamardan geçen kan deriye yakın aktığı için derinin sıcaklığını artırır ve bunun için vücuttaki ısı kaybı artar.

Giyisinin etkisi: Normal bir deri sıcaklığı 34 °C'dir. Bu sıcaklık, aktiviteye uygun kıyafet tarafından korunur (20).

2.2. Vücut Sıcaklığına Etki Eden Faktörler

Yaşlılık vücut sıcaklığını etkiler. Çünkü yaş ile sıcaklık kontrol mekanizması gelişir. Bir bebek yetersiz sıcaklık kontrol regülasyonuna sahiptir. Bu yüzden çevresindeki değişikliklerden dolayı sıcaklığında büyük değişiklikler meydana gelebilir. Sıcaklık

regülasyonu ergenlik yaşına ulaşana kadar kararsızdır. Normal sıcaklık oranı kişiye bağlı olarak yaşlandıkça yavaş yavaş düşer. Yaşlı yetişkinler özellikle en küçük sıcaklık değişimini algırlar. Çünkü iç sıcaklık düzenleri zayıflamış, büyük miktarda deri altı dokusu azalmış, terleme bezi aktivitesi azalmış ve metabolizmaları yavaşlamıştır.

Vücut sıcaklığı normal olarak $0,5^{\circ}\text{C}$ ile 2°C arasında 24 saatlik periyotta inip çıkar. Kişinin sıcaklığı saat:1 ile 4 arasında genellikle en düşük seviyededir. Gün boyu vücut sıcaklığı yaklaşık saat:18'e kadar yükselir, daha sonra sabahki seviyesine tekrar döner. Stres fiziksel veya duygusal sebepler vücut sıcaklığını artırır. Strese bağlı fiziksel değişimler kalp atışını artırır, solunum hızını artırır, metabolizmayı hızlandırır. Buda ısı üretimini artırır.

Ateş: Ateşin en basit tanımı, dinlenme durumunda ölçülen 38°C 'nin üzeri rektal sıcaklığıdır. Kalp ve solunum ile ilgili oranlar, ateş ile artar. Uzun süreli ateş nefes alma çalışması ve enerji deposundaki tüketim yüzünden kişiyi ciddi şekilde zayıflatır. Düzensizlik, beyindeki oksijen seviyesinin azalması yüzünden yüksek ateşle sonuçlanacağı gibi bazı durumlarda tersine de dönebilir. Metabolizmada ki artış, ısı kaybı için buharlaşmadan dolayı meydana gelen kuruma, hızlı solunum ile daha fazla nem kaybolması ve ağızdan alınan şeylerin azalması kişiyi riske sokar.

2.3. Termal Hastalıklar

Termal hastalıklar; ısı tüketimi, ısı felci ve hipotermiyayı kapsar. Isı kaybı, kişi çok fazla miktarda su kaybederse ve sodyum terle çok miktarda atıldığında meydana gelir. Bu oldukça fazla su ve sodyum kaybı, aşırı susuzluk, mide bulantısı, kusma, güçsüzlük, baş ağrısı, baş dönmesi, vücut sıcaklığında yükselme, hızlı kalp atışı ve kişi hareketsiz dururken kan basıncında düşmeye sebep olur.

Isı tüketiminin tedavisi derhal terlemeyi durdurmak ve soğuk bir yere kişiyi yerleştirmekten ibarettir. Kişi ısı tüketiminden kaçınmalıdır. Bir şeyler içerek ısı yenilenmesine ihtiyaç duyabilir. Havale tehlikeli bir durumdur. Çünkü yüksek ölüm

oranına sahiptir. İnsanlar havaleden dolayı çoğunlukla risk altındadır(Bebekler ve yaşlı büyükler, çok şişman kişiler, kalp hastaları, şeker hastaları ve alkolikler v.b.). Havalenin en önemli belirtisi sıcak ve kuru deridir. Hasta, beynin bir yerinden regüle edilen sıcaklık bozulma fonksiyonu ve katı elektrolit kaybı yüzünden terli değildir. Havalenin diğer belirti ve işaretleri; düzensizlik, sayıklama, çok fazla susamak, mide bulantısı, kas krampları ve görsel rahatsızlıklardır. Bunlar oldukça yüksek sıcaklık, hızlı kalp atışı oranı, düşük kan basıncı olacaktır.

Kişiyi havale sırasında dinlenmesi için soğuk bir yere taşımak yeterli değildir. Bu insanlar; buz paketleri, soğuk hava, suyla ıslanmış havlu ve hava akışı ile soğutulmalıdır. İnsanın havale durumunda korunması gereken en önemli organı beyndir. Bu organ soğutulduğu takdirde diğer organlarda dolaylı olarak soğutulmuş olur.

Hipotermiya kişinin vücut iç sıcaklığı 35°C 'nin altına düştüğünde meydana gelir. Bu kişiler kontrolsüz titremeye ve hafıza kaybına, depresyona veya duyu kaybına sahiptir. Eğer vücut iç sıcaklığı 34.4°C 'nin altına düşerse kalp atış oranı, solunum oranı ve kan basıncı düşecektir ve deri cyanotic (oksijensizlikten mavi) olacaktır. Eğer hipotermiya ilerlerse, kişinin kalp ritmi değişir. Bu da öldürücü olabilir, bilinci kaybedebilir ve derin uykuya dalar. Hipotermiyayı tedavi etmek tekrar ısıtmaktır. Bu durumda ıslak elbise çıkarılır, kişi sıcak ve kuru battaniyeye sarılır. Eğer kişi bilinçli ise sıcak bir şeyler içirilir ve ısı kaynağının yanına yerleştirilir (ateş, fırın, ısıtma pedleri). Hipotermiya durumunda da beyin ısıtılarak korunabilir.

Sıcaklık Ölçümleri: Ağız, kulak, rektum ve koltuk altı vücut sıcaklığını ölçmek için ortak yerlerdir. Ağız sıcaklığı değişkenlerden bir tanesinden etkilenebilir. Sıcaklığı ölçmeden önce eğer yemek yenmişse veya sıcak soğuk bir şeyler içilmişse, sigara içilmişse veya ağır egzersiz hareketleri yapılmışsa 20 ile 30 dakika arasında beklemek gerekir. Oral termometre kişinin ağzı uzun süre kapalıyken, burundan nefes alırsa güvenilir olabilir. Termometreler ağızda en az 5 dakika durmalıdır. Rektal en güvenilir ölçüm yapılan yer olarak bilinir. Çünkü çok az faktör sonucu

değiştirebilir. Bir rektal termometre bebeklerde ve küçük çocuklarda kullanılır. Fakat yeni doğan bebeklerde kullanılmaz.

Koltuk altı sıcaklık ölçümü, özellikle yeni doğanlar için en güvenilir yerdur. Bununla birlikte termometreyle ölçüm için zaman gerekir ve uygunluğu ve doğruluğu az olan koltuk altı bölgesine termometre yerleştirmek zordur. En doğru okuma için 7-10 dakika sonra koltuk altından çıkarılmalıdır.

Kulak zarı en doğru iç sıcaklık kaynağıdır. Timpanik zarı, yüksek yapısı ve kolay ulaşılabilir olması nedeniyle sıcaklık ölçümleri için mükemmel bir yerdur. Termometre kulak zarı yönünü doğrudan göstermelidir. Düzgün ölçüm için termometreyi doğru bir şekilde yerleştirmek gerekir. Ayrıca kulakta meydana çıkan kir okumayı büyük oranda etkiler.

Vücutta elektrik içeren akım araştırmaları: Otonom sinir sistemi irade kontrol altında olmamasına rağmen harici bir uyarıcı tarafından uyarılabilir.

Eğer geri besleme bazı aletlerin çıkışının kontrol edilmesinde kullanılması istenirse, yükselteç veya vücudun bazı kısımları gibi, ilk olarak ne olduğunu görmek için çıkışı ölçülür. Sonra, çıkışı istenen bir şekilde etkilemek için bu bilgi girişe geri beslenir. Negatif geri besleme sabit bir çıkış üretir ve çoğu vücut fonksiyonunun düzenlenmesiyle ilgilidir. Buna en iyi örnek vücuttaki sıcaklık kontrol mekanizmasıdır. Beyin travması gibi durumlarda bu mekanizmada meydana gelebilecek istenmeyen durumlar için dışarıdan bir müdahale gerekir. Bunlardan en önemlisi beynin dıştan doğrudan soğutulması olan kranosebral hipotermiyadır. Çünkü bu durumda soğuk, travmaya uğramış beyne doğrudan ve başka organların faaliyetlerini bozmadan etkilemektedir.

Beyin travmalarında kranosebral hipotermiyanın kullanılmasının bir avantajıda bu yöntem çok basit ve narkoz gerektirmediği için klinik koşullarda kullanışlıdır. Bu şekilde beyin kendini korumaya alır. Bunu yapmanın değişik yöntemleri vardır (15).

2.4. Beyni Soğutma Yöntemleri

İnsan beyni 30-32 °C'ye soğutulduğu zaman; beyin kansız, oksijensiz ve glikozsuz yaşayabilmektedir. Kalbin durduğu durumda bile 45–60 dk beyin yaşayabilmektedir. Bundan dolayı beyin hipotermiyasının önemi anlaşılmış ve geniş çapta kullanılmaya başlanmıştır.

Ayrıca beyin hipotermiyasını gerçekleştiren sistemler üzerinde (malzeme ve yöntem) geniş çapta araştırma yapılmaktadır. İnsan beynini soğutmada kullanılan yöntemleri iki gruba ayırabiliriz. Birincisi içten soğutma, ikincisi dıştan soğutmadır.

2.4.1. İçten soğutma yöntemi

İçten soğutma yöntemleri şunlardır; hastanın midesinin soğuk sıvı ile yıkanması ve suni kan dolaşım aparatı (SKA) vasıtasıyla kan soğutulmaktadır. Damar kesildiği için komplikasyonlar meydana gelebilmektedir.

İçten soğutma yöntemi sinir sistemini etkilediği için organizmanın termoregülasyon sisteminin bozulmasına yol açarak hastanın reaksiyonunu değiştirebilmektedir. Kontrolsüz olduğu için tehlikeli durumlar ortaya çıkabilmektedir.

2.4.2. Dıştan soğutma yöntemi

Dıştan soğutma yöntemleri şunlardır; hasta vücudunun etrafına buzla doldurulmuş torbaların konulması veya hastanın soğuk suyun içine daldırılması, içinde soğuk su dolaşan battaniye veya dalgıç elbisesinin hastaya uygulanması, hastaya soğutulmuş hava üflenmesi, soğuk suyla ıslatılmasıdır. Bahsedilen sistemler ilkel, kontrolsüz ve kullanışlı olmayan sistemlerdir.

Son zamanlarda hipotermiyada freon gazlı sistemler kullanılmaktadır. Geleneksel soğutma sistemleri üç ana parçadan oluşur. Bunlar; evaporatör, kompresör ve kondenserdir. Evaporatör veya soğuk bölümde, sistemde oluşan gazın kaynatılıp,

buharlaştırılıp sıvı halden gaz haline geçmesi sağlanır. Burada ayrıca oluşan ısı enerjisi alınıp atılır. Kompresör bu gazı yeniden sıkıştırır ve gaz halden sıvı hale geçirir. Sıkıştırma esnasındaki oluşan ısıyı ve evaporatörün tuttuğu ısıyı kondenser atar ve böylelikle soğutma işlemi yapılır. Geleneksel soğutma sistemi hem çok parçaya sahip, hem boyutları büyük, hemde maliyeti fazladır (4). Bu sistemlerde tehlikeli gaz kaçaqları meydana gelebilmektedir. Ayrıca boyut olarak oldukça büyük ve soğutma zamanları uzundur. Çünkü bu soğutma sisteminde kafaya temas yoktur. Soğutma esnasında kafa derisi üzerinde buz tabakası meydana gelmekte buda ısı izolasyonu yapmaktadır.

Beyin hipotermiyasında temel problem beyni hızla (ilk 1 saat önemli) gereken sıcaklığa kadar soğutabilmek ve bu sıcaklıkta kontrollu biçimde uzun süre bu soğutmayı gerçekleştirilmesidir (aylarca sürebilir). Ayrıca soğutma yapılırken kafa derisi korunmalıdır. Bu temel problemin çözümü için Mikrodenetleyici Kontrollü Termohipoterm Tıp Cihazı Gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır.

Bu sistemin diğer sistemlerden üstünlüğü; istenen sıcaklık farkının hızlı ve kararlı biçimde elde edilebilmesi, kontrol edilebilir olması, sessiz ve uzun süre çalışabilmesi, taşınabilir olması (ambulanslarda kullanılabilir), yan etkilerinin olmaması, tasarruf bakımından iyi olması ve maliyetinin düşük olmasıdır.

3. MALZEME VE YÖNTEM

Termohipoterm tıp cihazı aşağıdaki belirtilen kısımlardan oluşmaktadır. Sistemin parçaları aşağıdaki sıraya göre birleştirilerek ve ayrı ayrı test ederek gerçekleştirilmiştir. Bunlar;

- Termoelektrik Başlık (TB)
- Anahtarlama Güç Kaynağı (AGK)
- Devir dayım sistemi (pompa, radyatör ve fan)

şeklinde sıralanmaktadır.

3.1. Termoelektrik Olaylar Ve Elemanlar

Herhangi bir maddeyi karakterize eden, uygulama açısından da önemli olan, maddenin elektriksel özellikleridir. Elektriksel özellikleri karakterize eden Joule ve termoelektrik olaylarıdır.

3.1.1. Joule olayı

James Prescott Joule'un elektrik enerjisinin ısı enerjisine dönüşümünü ifade eden ve kendi adı ile isimlendirilen kanununa göre, akım taşıyan bir iletken, direnci ve içinden geçen akımın karesiyle orantılı olarak ısınıp ısınıp artırı.

Bir elektrik devresinde birim zamanda ortaya çıkan Joule ısı miktarı (Watt olarak) eşitlik 3.1 ile ifade edilir.

$$Q_j = I^2 R \quad [3.1]$$

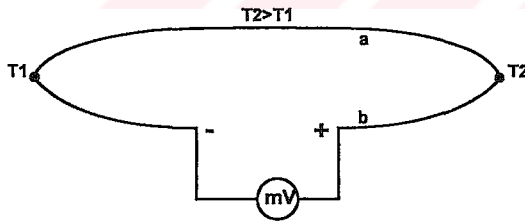
Burada Q_j , devreden geçen I akımının etkisi ile ortaya çıkan toplam Joule ısı yükünü, I devreden geçen akım miktarını R ise devrenin elektrik akımına gösterdiği toplam direnç miktarını ifade etmektedir.

3.1.2. Termoelektrik olaylar

Isı enerjisi ile elektrik enerjisinin birbirlerine doğrudan dönüşümünü termoelektrik olayını tanımlar. Bu tanım, İngiliz fizikçi James P. Joule'ün tanımladığı geri dönüşümü olmayan elektrik-ısı dönüşümü ile Seebeck, Peltier ve Thomson tarafından keşfedilen ve kendi adlarıyla anılan üç tersine çevrilebilir etkiyi kapsar.

Seebeck etkisi: Alman fizikçi Thomas J. Seebeck 1820'de, farklı metallerden yapılmış iki tel parçasının uçlarını birleştirerek bir kapalı devre meydana getirildiğinde ve metallerin birleşim noktaları arasında bir sıcaklık farkı meydana getirildiğinde, sıcaklık farkıyla doğru orantılı bir gerilim meydana geldiğini bulmuştur. Böyle bir devre "termokupl" olarak adlandırılır.

Şekil 3.1'de gösterildiği üzere a ve b gibi farklı maddelerden oluşan ve temas uçları arasında sıcaklık farkı ($\Delta T = T_2 - T_1$) meydana getirildiğinde bu uçlar arasında potansiyel farkı (ΔV) meydana gelir.



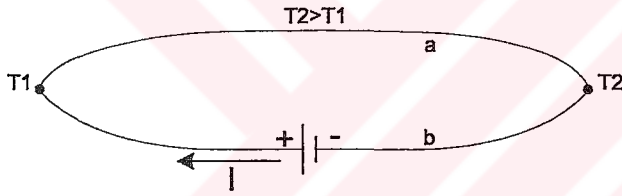
Şekil 3.1. Seebeck olayını açıklayan devre

$$\Delta V = \alpha \cdot \Delta T \quad [3.2]$$

Burada α Seebeck katsayısını veya termo emk'yi ifade eder. Birimi $V / ^\circ C$ 'dir. α 'nın değeri devreyi oluşturan maddelerin özelliklerine bağlıdır. Örneğin bakır konstantandan yapılan bir termokupl için $\alpha = 40 \mu V / ^\circ C$ 'dır. Yani her $1 ^\circ C$ sıcaklık farkı için $40 \mu V$ 'luk bir emk üretir. Yarıiletkenlerde bu değerler çok daha yüksektir. α 'nın değeri $100 \mu V / ^\circ C$ 'den büyük olan yarıiletkenlere "termoelektrik yarıiletkenler" denir. Yarıiletkenlerin tipine göre α 'nın işareti değişmektedir. N tipi

yarıiletkenler için α negatif, p tipi yarıiletkenler için ise pozitifdir. Metallerde Seebeck olayı, termokupl veya ısı algılayıcısı gibi, termoelektrik yarıiletkenlerde ise jeneratör gibi kullanılır.

Peltier etkisi: 1834'de Fransız fizikçi Jean C. A. Peltier (1785–1845), Seebeck etkisinin tersi bir durum keşfetti. Eğer termokupl içerisinde bir akım geçerse, Joule ısısı ile birlikte bir eklem noktasından ötekisine ısı transferi sağlayacak şekilde bir ucun sıcaklığı düşerken ötekisinin sıcaklığı yükselir. Joule ısısından farklı olarak ortaya çıkan bu ısıya *Peltier ısısı* denir. Açığa çıkan ısı miktarı, uygulanan akım şiddetiyle orantılıdır ve yönü akım yönünün değiştirilmesi ile değişir. Peltier olayını açıklayan devre Şekil 3.2'de gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Peltier olayını açıklayan devre

Birim zamanda üretilen Peltier ısısı (Watt olarak) eşitlik 3.3 ile bulunur. Burada π , Peltier katsayısını ifade eder.

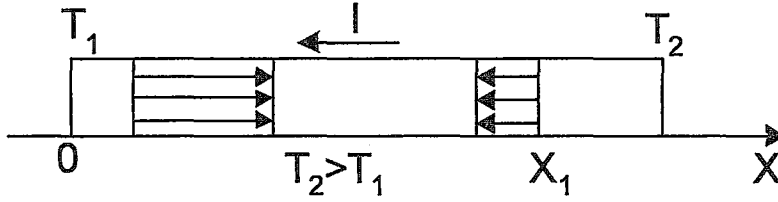
$$Q_p = \pi I \quad [3.3]$$

Thomson etkisi: İskoç bilim adamı William Thomson (daha sonraları Lord Kelvin olarak anılacaktır), 1856'da termoemk (α) ile Peltier katsayısı (π) arasındaki bağıntıyı kaydetmiştir.

$$\alpha = \frac{\pi}{T(^{\circ}K)} \quad [3.4]$$

Buna ek olarak kendi ismini taşıyacak olan yeni bir olayın hipotezini ortaya atmıştır. Bu olay 1867'de Leru tarafından deneysel olarak kanıtlanmıştır. Thomson olayı şöyle açıklanabilir. Şekil 3,3'de görüldüğü gibi, akım taşıyan bir iletkenin herhangi

iki noktası arasında bir sıcaklık farkı varsa akım yönüne göre iletkende Joule ısısına ek olarak Thomson ısısı (Q_T) açığa çıkmaktadır.



Şekil 3.3. Thomson olayını açıklayan devre

Birim zamanda ortaya çıkan Thomson ısısı, akım şiddeti (I), sıcaklık farkı (ΔT) doğru orantılıdır.

$$Q_T = I\alpha_r\Delta T = \alpha_r(T_2 - T_1) \quad [3.5]$$

İki farklı metalden oluşan bir devre için Thomson termo emk'ları arasındaki ilişki aşağıdaki bağıntıda ifade edilmiştir.

$$\alpha_r = (\alpha_{ra} - \alpha_{rb}) \frac{T_2 - T_1}{T_2} \quad [3.6]$$

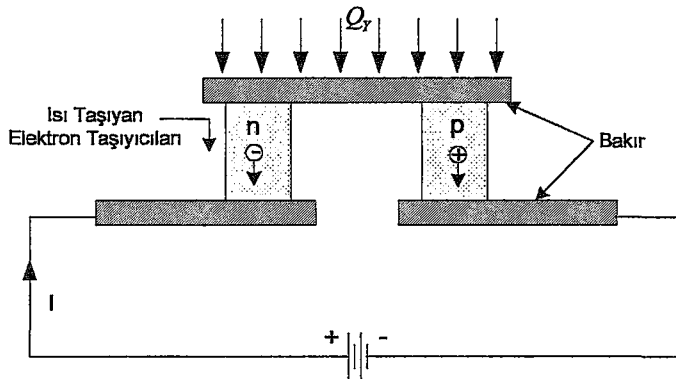
Buradaki α_r Thomson olayında meydana gelen termo emk dır. Formüldeki α_{ra} ve α_{rb} sayıları farklı maddelerden oluşan devreyi ifade etmek için kullanılmaktadır. Termoelektrik olaylar oluşan devrelerde Thomson olayını yok etmek için α_r değerleri eşit olan malzemeler seçilmelidir.

3.2. Mikromodül ve Termoelektrik Modül

Herhangi bir termoelektrik cihaz veya sistemin temelinde mikromodüllerden (termoelementler) oluşan termoelektrik modül bulunmaktadır. Bir termoelektrik modül termoelementlerin elektriksel olarak seri ve termal olarak paralel bağlanmasıyla meydana gelir.

3.2.1. Mikromodül (Termoelement)

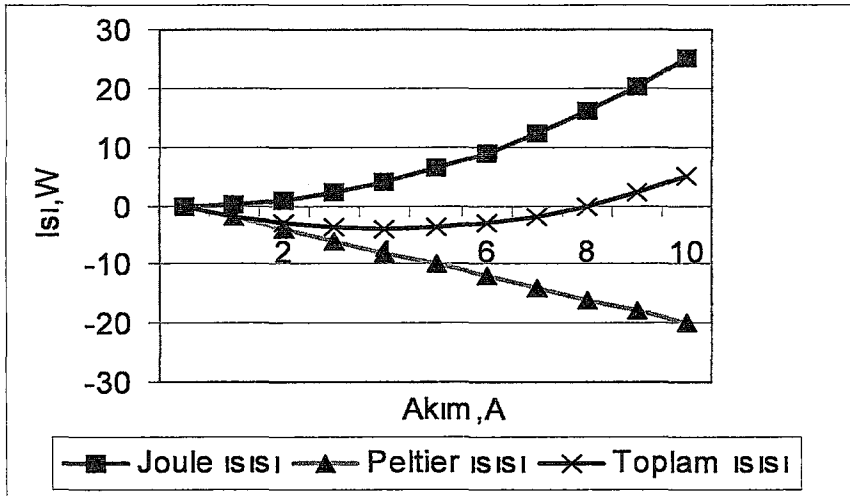
Bir termoelement, n ve p tipi yarıiletkenlerin, Şekil 3,4'de gösterildiği gibi, bir iletkenle (Bakır) elektriksel olarak seri bağlanmasıyla oluşur. Burada n tipi yarıiletken termoelement'in negatif, p tipi yarıiletkende termoelementin pozitif kolları olarak tanımlanır. Bir termoelementin çalışma prensibine bakılırsa, eğer termoelemente Şekil 3,4'deki gibi DC bir gerilim uygulanırsa, yük taşıyıcıları, enerji seviyesi düşük olan üstteki bakırdan yarıiletkene geçerler. Bakır ile yarıiletken arasında mevcut olan enerji duvarını aşmak için elektron ve delikler bakırın örgüsünden enerji sağlarlar. Böylece üstteki bakırın sıcaklığı düşecektir. Alttaki bakıra gelince, yüksek enerji seviyesinden düşük enerji seviyesine geçen yük taşıyıcıları sahip oldukları fazla enerjiyi alttaki iletkene aktararak ısınmasına neden olacaktır. Bu geçiş sırasında soğuyan yüzeyden ısı emilirken soğuk yüzeyin sıcaklığı düşecek, ısının pompalandığı sıcak yüzeyin sıcaklığı ise artacaktır. Devreye uygulanan akımın yönü değiştirilirse soğuyan yüzey ısınır ısınan yüzey soğur. Eğer çalışan bir termoelementin sıcak yüzeyinde açığa çıkan ısıyı herhangi bir ısı transfer sistemiyle çevreye yayarak T_1 sıcaklığı sabit tutulursa devreden geçen I akım şiddetine bağlı olarak soğuk yüzey sıcaklığı belli bir T_2 değerine kadar düşer. Bir termoelement üzerinden geçen akım şiddeti sabit tutulduğunda T_2 sıcaklığının değeri soğuk yüzeye gelen ve emilen Q_r ısı yüküne bağlıdır. Bu ısı yükü çevreden ve sıcak levhadan soğuk levhaya ısı iletiminden dolayı gelen ve termoelement devresinden geçen akım şiddeti etkisi ile açığa çıkan Joule ısıısından oluşur.



Şekil 3.4. Termoelementin yapısı

Şekil 3.5’de bir termoelementin soğuyan levhasına düşen Joule (Q_J) ve Peltier (Q_P) ısılarını ve bu ısıların ($Q = Q_J + Q_P$) toplamının akım şiddetine (I) göre değişim grafikleri gösterilmiştir. Peltier ve Joule olayları aynı elektrik devrede gerçekleştiğinden dolayı uygulanan herhangi bir akım şiddeti için bir termoelementin ısısal dengesi Q_P ve Q_J ’nin cebirsel toplamı olan $Q = Q(I)$ fonksiyonu ile karakterize edilmektedir.

Şekil 3.5’deki $Q = Q(I)$ grafiği bir minimumdan geçmektedir. Toplam ısısının minimuma ulaştığı akım şiddetine maksimum akım (I_{max}) denir. Bir termoelemente maksimum akım uygulandığında soğuyan levha üzerindeki sıcaklık düşümü maksimum olur. Bir termoelementin veya termoelementlerden oluşan bir modülün maksimum akım şiddetinin değeri termoelementin üretiminde kullanılan termoelektrik yarıiletkenlerin kalitesine, boyutlarına ve yapısal özelliklerine göre değişir. Bir termoelemente uygulanan akım şiddeti, I_{max} ’dan büyük olduğunda Joule ısısı Peltier ısısından fazla olur. Bu nedenle soğuma etkisi azalır ve akımı maksimum akımın iki katına ($I = 2I_{max}$)’a ulaştığında soğutma gerçekleşmez. Bu durumda Peltier ısısı Joule ısısını dengeler. Akım değeri daha da arttığında, yani $I > I_{max}$ olduğunda ısısal denge bozulur. Joule ısısı Peltier ısısından daha fazla olur ve termoelement soğutma özelliğini kaybeder. Bu durumda termoelement bir rezistans gibi davranır ve ısınır (21,22).

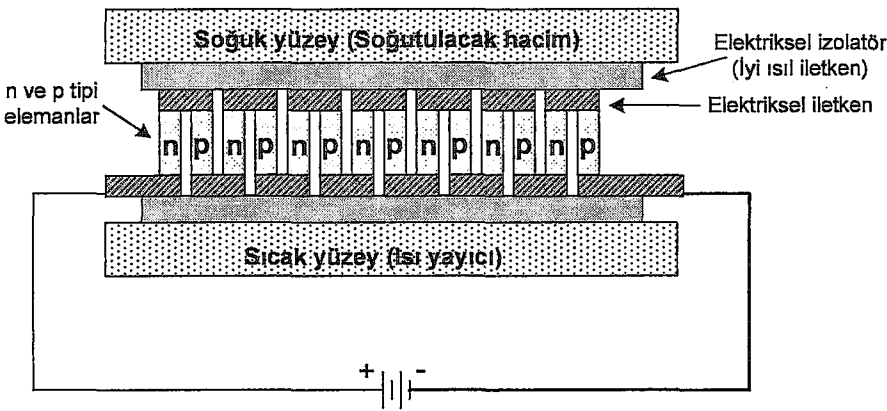


Şekil 3.5. Termoelektrik termoelement üzerinde oluşan ısı yükleri

Bir termoelementin çalışmasını en çok etkileyen Joule ısısıdır. Peltier ısısı akım şiddeti ile doğru orantılı iken Joule ısısı akım şiddetinin karesi ile doğru orantılıdır. Bir yaklaşım olarak, termoelementin üzerinde açığa çıkan Joule ısısının levhalar arasında eşit paylaştığını kabul edersek soğuyan levhaya düşen ısı miktarı Joule ısısının yarısıdır.

3.2.2. Termoelektrik modül

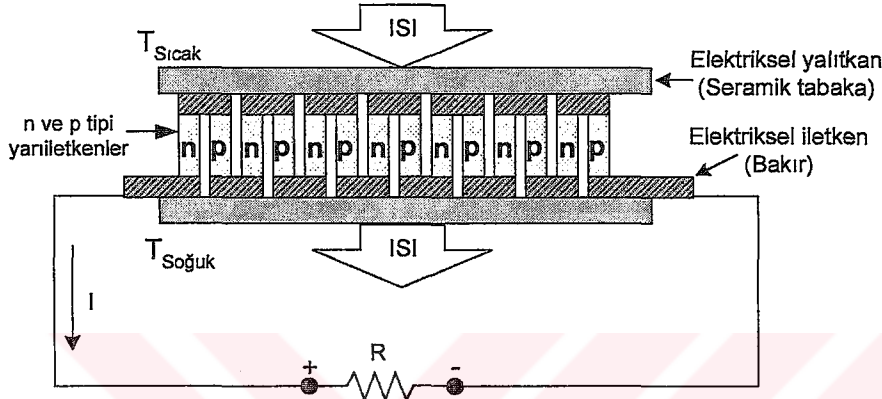
Onlarca termoelement, elektriksel olarak seri termal olarak paralel, bağlanarak çeşitli amaçlar için çeşitli büyüklüklerde termoelektrik modüller elde edilmektedir. Termoelektrik modüller, hareketli parçası olmayan küçük birer ısı pompasıdır. Termoelektrik modüller genelde alan sınırlamasının olduğu, güvenilirliğin önemli olduğu ve zararlı soğutucu gazların kullanılmasının istenmediği ortamlarda tercih edilirler. Termoelektrik soğutucu, DC gerilimle çalışmakla beraber akım yönünün değiştirilmesiyle soğutma veya ısıtma rejimine kolayca geçebilmektedir. Soğutma, termoelektrik modülün bir yüzeyindeki ısının diğer yüzeye taşınmasıyla gerçekleşmektedir. Şekil 3.6'da bir termoelektrik modülün yapısı görülmektedir.



Şekil 3.6. Termoelektrik modülün yapısı

Termoelektrik modüller sadece soğutma ısıtma amaçlı değil aynı zamanda enerji üretiminde de kullanılmaktadır. Eğer termoelektrik modülün iki yüzeyi arasında sıcaklık farkı meydana getirilirse o zaman modülde meydana gelen Seebeck

olayından dolayı, modül bir DC güç kaynağı gibi davranır. Mevcut olan güneş pillerinden farklı olarak termoelektrik jeneratörler yüksek derecede akım ve orta derecede gerilim üretebilmektedir (23,24). Termoelektrik modülün jeneratör olarak çalışmasını sağlayan devre Şekil 3.7’de gösterilmiştir.



Şekil 3.7. Termoelektrik modülün jeneratör olarak çalışması.

3.2.3. Termokupllar

TTC’de sıcaklık ölçümü için algılayıcı olarak termokupllar tercih edilmiştir. Küçük boyutları, istenilen noktalarda ölçüm yapabilmesi ve fiyatlarının uygunluğu için tercih edilmiştir. Dezavantajı ise soğuk eklem telafi devrelerine ihtiyaç duymalarıdır. Düz telli termokupllar; bina içinde ve laboratuvar gibi korunmuş bir çevrede kullanılırlar, aksi halde kılıflı düz telli termokupllar kullanılabilir. Mümkün olan en hızlı tepki istenen fabrikalarda da kullanılır. Bununla beraber kırılabilir olmaları ve kimyasal tepkiyeme girmeleri dezavantajlarıdır. Tellerin PVC veya cam-yünü kılıflar ile yalıtımak mümkündür. Daha yüksek sıcaklıklarda kullanmak için teller ısıya dayanıklı seramik yatak ve kılıflar ile yalıtılabilir.

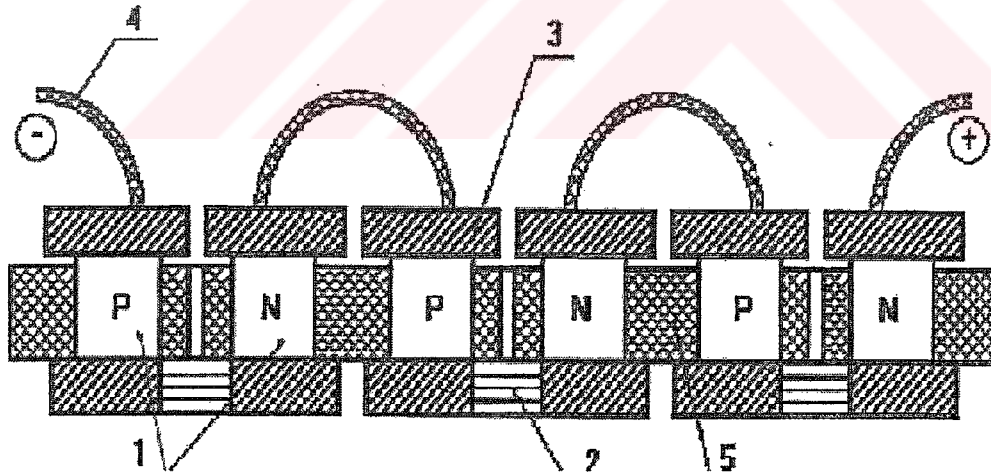
Sağlıklı olmalarının istendiği fabrikalarda veya bir başka sıcaklık ölçme cihazı ile değiştirilebilme ihtiyacının duyulduğu yerlerde, termometre cebinde veya işlem kabına direkt sokulan çelik veya paslanmaz çelik kılıflı termokuplların kullanılması mümkündür. Kılıflı termokuplların özellikle seramik kılıflıların bir iki dakika olan tepki süreleri bir dezavantajdır. Bununla beraber mekanik özelliklerinin gerektirdiği

yerler, sıcaklıkların hızlı değişmediği ağır sanayidir.

Üreticiler termokupl imalinde genellikle BS 4937 standardından daha hassas tolerans kullanır. Fakat maksimum doğruluk istenilen tesisatta kullanılan termokuplların ayarlanması ve bu ayarlama işleminin düzenli aralıklarla tekrarlanması gereklidir. Tekrarlanan bu ayarlama işlemi ile sıcak eklem kısmında yabancı maddelerin difüzyonu yada korozyon sebebi ile monitörde herhangi bir bozulma olup olmadığı kontrol edilir. Yüksek doğruluk istenilen yerlerde ilk önce termokupllarda okuma cihazının ayarlanması gerekir ve sonra cihaz ile bağlantılı olan termokuplun kendisi ayarlanır.

3.2.4. Termoelektrik başlık (TB)

Termoelektrik cihazların yapımında ilk olarak esnek termobatarya tasarlanmıştır. Şekil 3.8’de esnek batarya gösterilmiştir (10,25).



Şekil 3.8. Esnek termomodülün yapısı: 1. N ve P tipi malzeme, 2. Soğuk tarafın esnek bağlantısı, 3. Sıcak tarafın radyatörü, 4. Esnek çok telli kablo, 5. Esnek temel blok

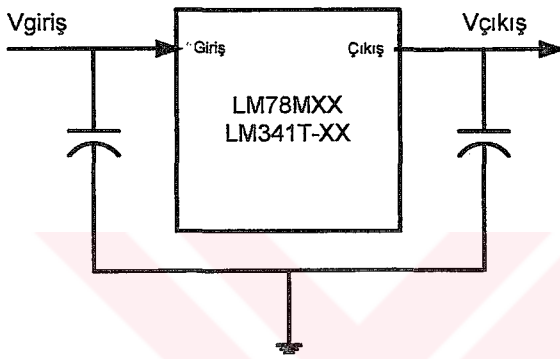
Esnek birleşim tekniği bu sınırları ortadan kaldırmakla beraber sıcaklık farkının meydana getirdiği termo mekanik gerilimleri sıfıra indirerek termo bataryanın sağlamlığını ve garantili çalışma süresinin arttırılmasını sağlamaktadır. Bu tekniğin

en önemli üstünlüğü esnek birleşim yöntemi; termobatarya üretim teknolojisini sadeleşmekte ve sağlamlaşmaktadır. Bu da elde edilen termo modüllerin ve termo bataryaların maliyetini düşürmektedir. Esnek termo bataryanın tıpta kullanılmasının önemli avantajı da bu bataryanın ayrı ayrı esnek modüllerden oluşması nedeniyle soğutulacak alanın şekline kolayca getirilebilmesidir. Tasarlanan ve tasarımı gerçekleştirilen termoelektrik soğuk başlıkta 120 tane mikro modül bulunmaktadır. Bu modüllerin çalışma gerilimleri 0,1V ve çektikleri maksimum akım 40 Amperdir. Modüllerin seri bağlandığı tüm alt sistemleri sürebilmek için 12V DC gerilime ihtiyaç vardır. Termoelektrik başlık ikiye bölündüğünde iki adet 6V DC besleme kaynağına ihtiyaç vardır. Kaynakların kontrolü ayrı ayrı yapılır. Besleme kaynaklarının çıkış gerilimlerinin yönünü değiştirerek, termoelektrik başlık sıcak başlık olarak da çalışabilir. Hatta bir taraf soğutulurken diğer taraf ısıtılabilir. Bu da değişik hastalıkların tedavisi için gerekebilir. Klinik uygulamalar için soğuk veya sıcak kaynağı olarak başlık şeklinde esnek termo batarya tasarlanmıştır.

3.3. Anahtarlama Güç Kaynağı (AGK)

Termohipoterm Tıp Cihazını taşınır hale getirebilmek için boyutlarının ve ağırlığının azaltılması gerekir. Bu da, doğrusal güç kaynağı yerine, bir anahtarlama güç kaynağı kullanmakla mümkün olur. Doğrusal regülatörlü güç kaynaklarına göre anahtarlama güç kaynaklarının temel avantajları, verimlerinin yüksek olması, boyutlarının küçük olması, yüksek güçlerde maliyetlerinin düşük olmasıdır. Bunun yanında olumsuzlukları; yüksek gürültü ve dalgalanma oranı, yük değişimlerine yavaş tepki, ekranlama ve özel filtreler kullanım gerekliliği, yapısal olarak daha karmaşık olmasıdır. Mevcut termohipoterm cihazlarında soğutmada gerekli enerjiyi sağlamak için kullanılan güç ünitesi doğrusal tipte olup, 500-600 W civarındadır. Kullanılan güç kaynağı ünitesi doğrusal tipte olduğu için yaklaşık 10 kg gelmektedir. Ayrıca boyutları da oldukça büyüktür. Doğrusal güç kaynağında, giriş gerilimi transformatör tarafından istenilen seviyeye düşürülür, düşürülen bu gerilim doğrultucu tarafından doğrultulur ve filtre kondansatörüne uygulanır. Şekil 3.9'daki doğrusal gerilim regülatörünün birinci sakıncası burada oluşur. Bu durumda filtre kondansatörünün depo ettiği enerji, yük akımını beslemek zorundadır ve yük akımı

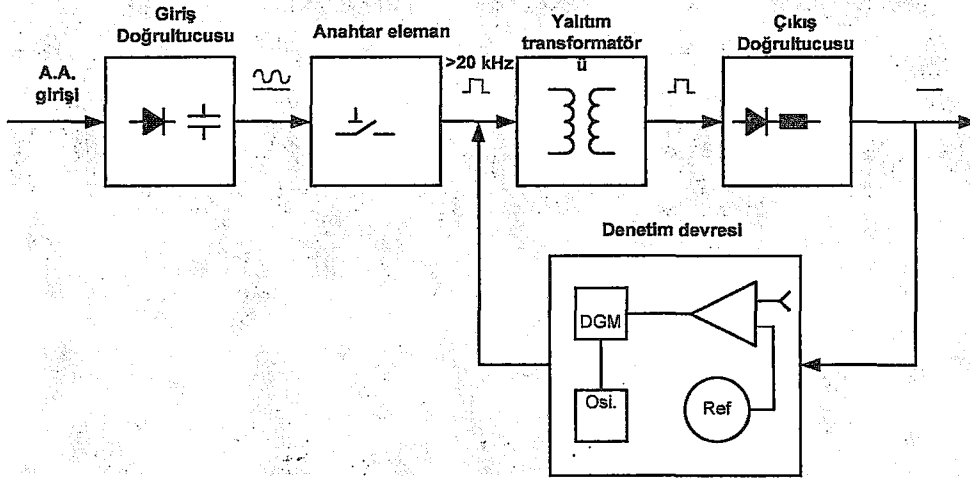
arttığında filtre kondansatörünün değeri de büyütülmelidir. Gerilim regülâtörlerinde, değişik yüklerde çıkış geriliminin sabit kalması istenir, bu da seri ve paralel regülâtörlerle sağlanır. Seri ve paralel kullanılan eleman genellikle değişken bir direnç olan güç transistördür. Transistor devamlı iletimde olacağı için gücün yaklaşık yarısı bu eleman üzerinde ısı şeklinde kaydedilir ve verim %50'lere kadar düşer.



Şekil 3.9. Doğrusal gerilim regülâtörü blok şeması

Diğer bir sakıncada kullanılan transformatörün kaynak frekansında (50Hz) çalışması nedeniyle boyutlarının oldukça büyük olmasıdır. Bütün bu sebepler doğrusal güç kaynaklarının maliyetini, boyutlarını ve ağırlıklarını artırmaktadır.

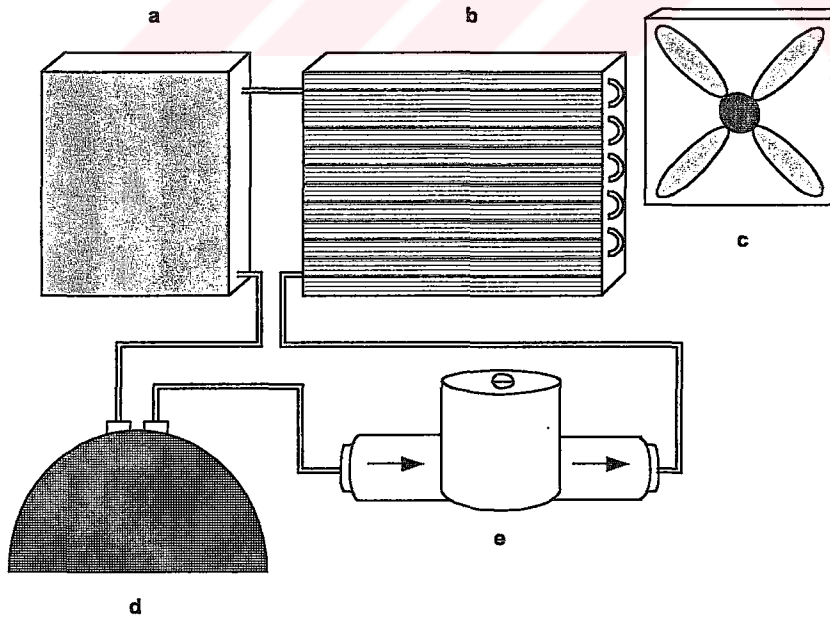
Doğrusal güç kaynaklarının olumsuzluklarını gidermek için ilk defa 1960'lı yıllarda NASA tarafından Anahtarlama Güç Kaynakları (Switched Mode Power Supply-SMPS) geliştirilmiştir. Anahtarlama güç kaynaklarında çıkışın denetlenmesini sağlayan transistor ya iletimde yada yalıtımda tutulur. Bu sebepten üzerindeki güç kaybı en az düzeyde tutulur ve verim % 90'lara kadar çıkarılır. Gerilimi düşürmek veya azaltmak için kullanılan transformatör yüksek frekansta kullanıldığı için boyutları küçülür. İlk uygulamada gerilimi ve akımı ayarlı doğrusal güç kaynağı kullanılarak, TB çalışmasıyla ilgili testler yapılmıştır. Sonraki uygulamalarda AGK kullanılmıştır. Şekil 3.10'da AGK'nın blok diyagramı verilmiştir (26-30).



Şekil 3.10. Anahtarlamalı güç kaynağının blok şeması

3.4. Devir Dayım Sistemi (DDS)

Mikro modüllerin sıcak taraflarının ısınmasını önlemek için ısı yayıcılarından kapalı devir daim sistemi ile sıvı dolaştırılır. Bu sistemin blok diyagramı Şekil 3.11’de verilmiştir.



Şekil 3.11. Devir dayım sistemi: a) su deposu, b) radyatör, c) fan, d) TB, e) pompa

Depodaki sıvı başlıktan geçtikten sonra radyatöre pompalanır. Radyatörden geçen sıvı fanla soğutularak yeniden depoya döner. Başlangıçta pompa daha sonra fan, en son olarak ta AGK çalıştırılır. Pompa ve fan çalışmıyorsa AGK devreye giremez. Böylece modüllerin aşırı ısınarak bozulması önlenmiş olur. Ayrıca güvenlik devresinin sıcaklık algılayıcısı su sıcaklığını güvenlik devresine iletir. Güvenlik devresinden ileride bahsedilecektir. Başlık yüzeyindeki, ortamdaki ve hasta beynindeki sıcaklığı ölçebilmek için bir sıcaklık ölçüm sistemi tasarımına gerek duyulmuştur. Bu sayede cihaz sadece tedavi için değil, soğüğün organizmaya olan etkisini araştırmak için ölçüm sistemi olarak da kullanılabilir. Mikro modüllerin sıcak taraflarının ısınmasını önlemek için ısı yayıcılarından kapalı devir dayım sistemi ile su dolaştırılır.

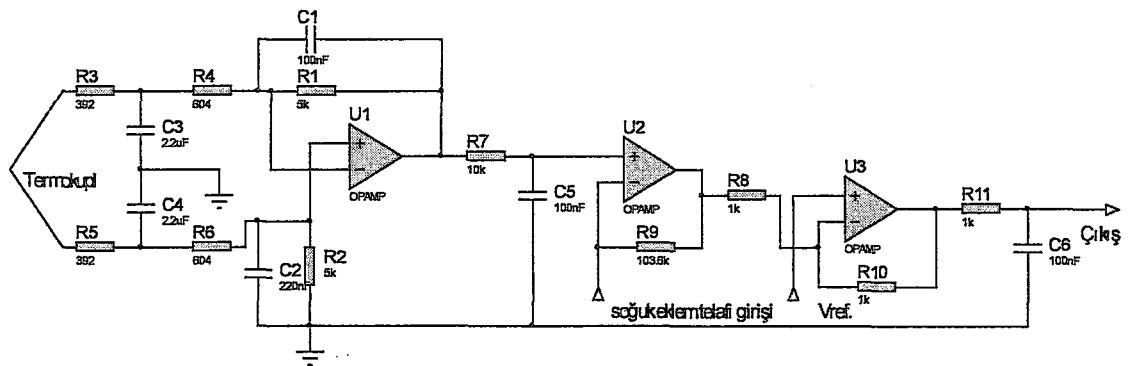


4. TTC İÇİN TASARLANAN DEVRE VE GELİŞTİRİLEN YAZILIMLAR

Tasarlanan Termohipoterm Tıp Cihazı birçok devreden meydana gelmiştir. Bunlar; sıcaklık ölçüm ve soğuk eklem telafi devresi, mikrodenetleyicili kontrol devresi, H köprü MOSFET’li sürücü devresi, LCM, tuştakımı, güvenlik devresidir. TTC’nin kontrol devresi ve güvenlik devresinin mikrodenetleyicileri için gerekli yazılımlar hazırlanmıştır. Bu bölümde sırasıyla tasarlanan devreler ve geliştirilen yazılımlar anlatılmıştır.

4.1. Sıcaklık Ölçüm ve Soğuk Eklem Telafi Devresi

TTC’de kullanılan sıcaklık algılama devresi Şekil 4.1’de görülmektedir. Devrenin girişine bağlanan termokupldan ölçülen sıcaklık değerinin karşılığı gerilim μV seviyesindedir. U_1 işlemsel yükselteci ile bu genlik 5 kat yükseltilir ve Darbe Genişlik Modülasyonu (DGM) ve çevre şartlarından dolayı oluşan gürültü alçak geçiren filtrelerle bastırılır. U_2 işlemsel yükseltecinin eviren girişi soğuk eklem telafi devresine bağlanır. U_2 termokupldan ölçülen sıcaktan soğuk eklem telafi devresinden gelen voltajın farkını alır. U_3 işlemsel yükselteci referans voltajına göre çıkış verir. 0 volt $-5^\circ C$ ’yi ve 5 volt ise $+46.15^\circ C$ ’yi temsil eder. Mikrodenetleyici programı ölçüm sonucunu bu şekilde algılar ve ona göre işlem yapar. Ölçüm devresinin DGM’den etkilenmemesi için, kata alçak geçiren filtre konmuştur.



Şekil 4.1. Her bir termokupl için sıcaklık algılama devresi

Soğuk eklem telafisi: Endüstriyel uygulamalarda soğuk eklemi 0 °C de tutmak normal olarak pratik değildir. Fakat soğuk eklem çevre sıcaklığında tutulması için soğuk eklem denkleştirilmesi gerekir. Soğuk eklem telafisini gerçekleştirmek için, sıcak eklem t °C'de soğuk eklemi çevre sıcaklığında tutulan ve E.m.k.'sı E_{a-t} olan bir termokupl alınır. Cihaz 0 °C'de soğuk eklemi olması halinde E_{0-t} , e.m.k.'sına sahip olması gerekir. Bu istenen sinyali sağlaması için e.m.k., E_{0-a} 'ya ilave edilmelidir.

$$E_{0-t} = E_{a-t} + E_{0-a} \quad [4.1]$$

E_{0-a} voltajına eklem telafi voltajı denir. Bu soğuk eklem telafi e.m.k., termokupl devresinde direnç termometresi, termistör veya yarı iletken algılayıcısı gibi sıcaklığa duyarlı eleman kullanarak otomatik olarak sağlanabilir.

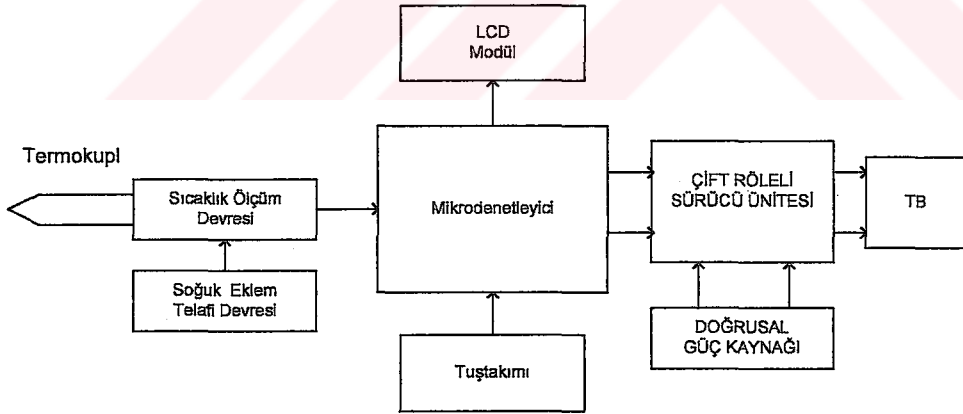
En çok kullanılan temel metal termokupl tipleri E, J, K ve T tipleridir. Bunlardan J ve K en kullanışlı olanlarıdır. Bunların e.m.k. çıkışları yüksektir, K tipi aşınma ve çürümeye karşı oldukça dirençlidir. T tipinin az bir avantajı vardır, sıcaklık ölçme noktalarının cihazlardan uzak olduğu yerlerde, bağlantı sağlayan iletken bakır ise devrenin toplam direnci diğer tiplerden daha düşük olabilir (31-33).

Tasarlanan sistemde kullanılan termokuplların ölçüm yaptığı ortam sıcaklığı 0°C olması gerekmektedir. Fakat gerçek şartlarda bunu sağlamak mümkün olmamaktadır. Bu durumda ölçüm hataları meydana gelir çünkü termokuplların gövde sıcaklıkları da ölçüme dahil edilir. Gövde sıcaklıklarının oluşturduğu ölçüm hatasını telafi etmek gerekmektedir. Bu yüzden ölçüm hatalarını gidermek için soğuk telafi devresine ihtiyaç vardır. Bu devre yukarıda bahsedilen hatayı giderir. Şekil 4.2'de gerçekleştirilen soğuk eklem telafi devresi görülmektedir. Her bir termokupl soğuk telafiden sonra sıcaklık ölçüm devresine bağlanır. Dört termokupl için dört adet sıcaklık ölçüm devresine, sekiz termokupl için sekiz adet ölçüm devresine ihtiyaç vardır. Sıcaklık ölçüm devresi termokupllardan ölçülen sıcaklıktan, soğuk telafi sıcaklığını çıkarır ve girilen referans gerilimine göre 0-5,12 volt arasında çıkış verir. Sıcaklık ölçüm devresinin ölçüm aralığı -5 °C ile +46,15 °C arasındadır. Her 1 °C sıcaklık artışı devre çıkışında 100 mV'luk artış olarak alınır. Tüm termokupllar aynı telafi devresine bağlıdır. Böylece soğuk telafi devresindeki hata her ölçüm devresine

ve ölçülen sıcaklık değerlerinin yazdırılması, TB'nin beslemesini sağlayan MOSFET'lere DGM sinyalinin üretilmesi bunlardan birkaçıdır.

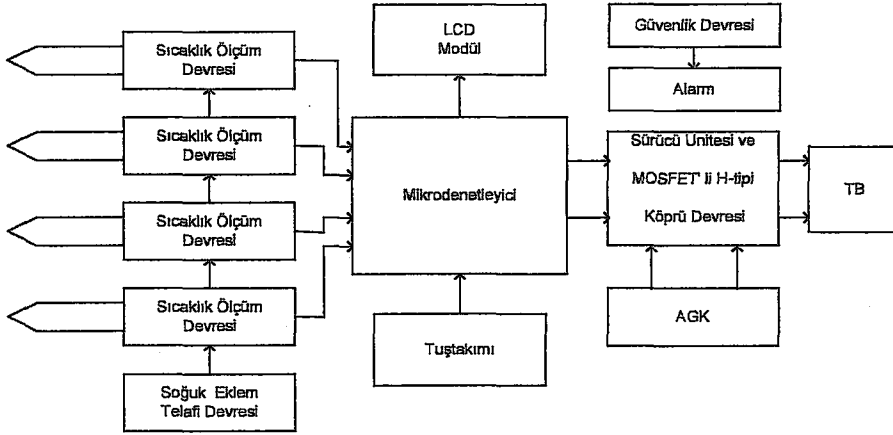
Mikrodenetleyicili kontrol kartı tüm sistemin kontrolünü sağlayan kısımdır. Girilen ve ölçülen sıcaklıklar burada karşılaştırılarak kontrol edilir. TTC üç aşamalı bir çalışma ile gerçekleştirilmiştir. İlk olarak tek termokupl ve röleler kullanılan TTC'dir. Şekil 4.3'te ilk uygulama devresinin blok diyagramı verilmiştir.

Gerçekleştirilen kontrol devresi ile termoelektrik modüllerden oluşan TB'nin çalışması kontrol edilmiştir. Güç kaynağı olarak akım ve gerilimi ayarlı doğrusal bir güç kaynağı kullanılmıştır. Güç kaynağı en fazla 40A akım verebilmektedir. Gerilim 12V'a ayarlanmış ve TB ile güç kaynağı arasına röleler bağlanmıştır. Klavyeden girilen alt ve üst sıcaklık değerlerine göre mikrodenetleyici röleleri kontrol eder. Gerekli durumlarda röleleri açıp, kapar. Bu şekilde TB'nin sıcaklığı istenen aralıkta sabit tutulmuş olur (35).



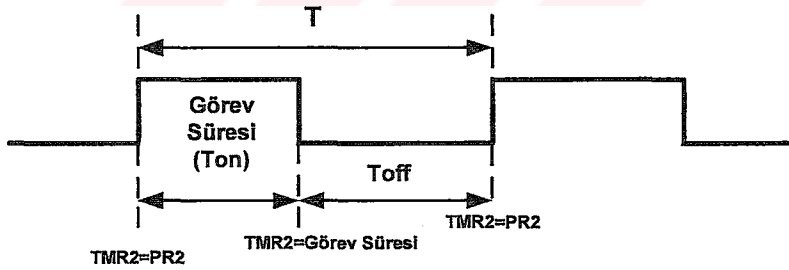
Şekil 4.3. Tek Parçalı Termoelektrik Başlıklı ve tek termokupl kullanılan ve rölelerle sürülen TTC Blok Diyagramı

İkinci olarak dört termokupl kullanılan TTC kontrol devresi tasarlanmıştır. Şekil 4.4'te devrenin blok diyagramı verilmiştir. İlk tasarımdan farkı sıcaklık ölçümü ve kontrolü için dört adet T tipi termokupl kullanılması ve TB'nin kontrolünün H köprü MOSFET sürücü ile yapılmasıdır (36,37).



Şekil 4.4. Tek Parçalı Termoelektrik Başlık ve 4 termokupl kullanılan TTC Blok Diyagramı

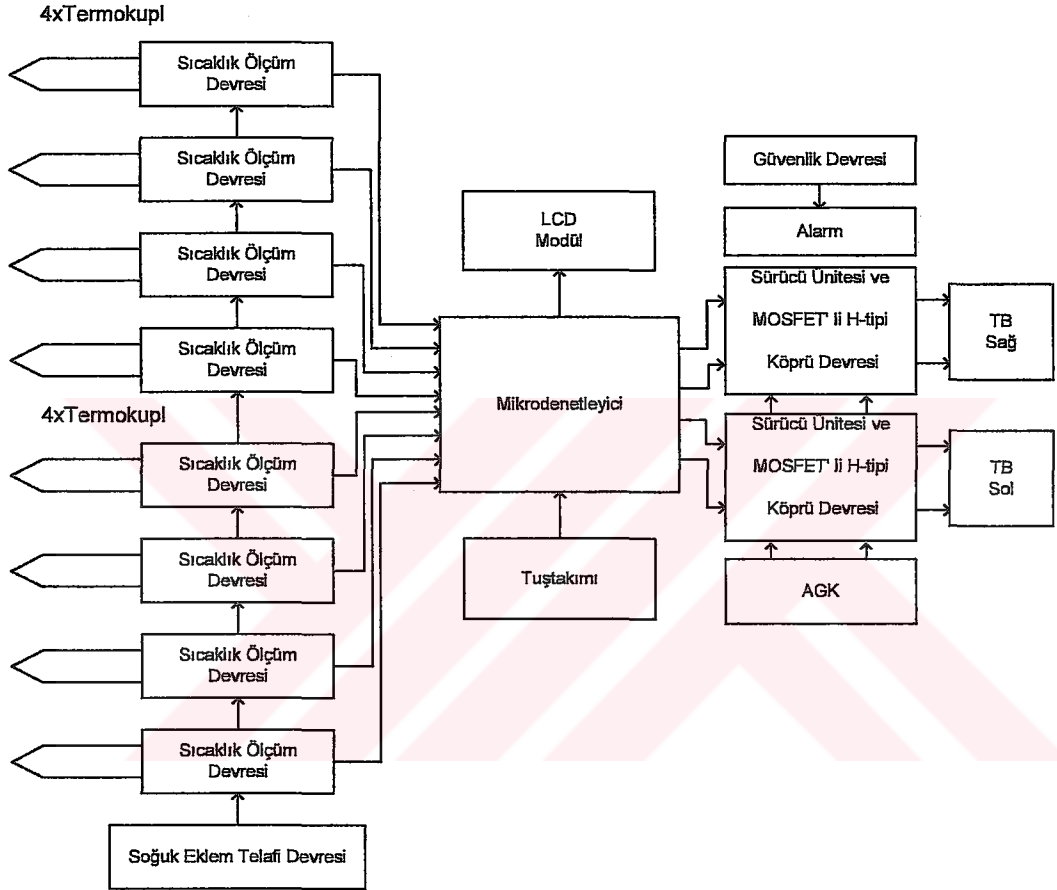
TB için gerekli akımın kontrolü için DGM ile görev süresi kontrol edilmiştir. Şekil 4.5'te görev süresi ile TMR2 (TIMER2-Zamanlayıcı2) ve PR2 (Precaler2-önbölme2) ilişkisi verilmiştir. PIC16F877'nin 10bit çözünürlüklü 2 PWM (DGM) kanalı vardır. Bu kanallardan alınan DGM'li sinyal ile TB'nin akımı kontrol edilmektedir. DGM için $T = T_{on} + T_{off}$ olmaktadır. DGM ayarının yazılımla yapılması yazılım tasarımı konusunda anlatılacaktır.



Şekil 4.5. Görev süresi ile TMR2 ve PR'2 ilişkisi

Üçüncü olarak sekiz termokupl ve kullanılan TTC kontrol devresi tasarlanmıştır. Şekil 4.6'da devrenin blok diyagramı verilmiştir. İlk tasarımdan farkı sıcaklık ölçümü ve kontrolü için sekiz adet T tipi termokupl kullanılması ve iki parçalı TB'nin kullanılmasıdır. TB'de bulunan seri bağlı termoelementler (mikromodüller) ortadan ayrılarak, iki ayrı yük haline dönüştürülmüştür. Böylece her bir parçanın sıcaklığı ayrı ayrı kontrol edilebilmektedir. TB'nin sağ tarafına TB sağ ve sol tarafına

da TB sol ismi verilmiştir. Sağ ve sol TB ayrı ayrı H köprü sürücü ile sürülmektedir. Bir taraf soğutulurken diğer taraf ısıtılabilir. Böylece beynin sağ ve sol taraflarının sıcaklıkları istendiği gibi ayarlanmaktadır.

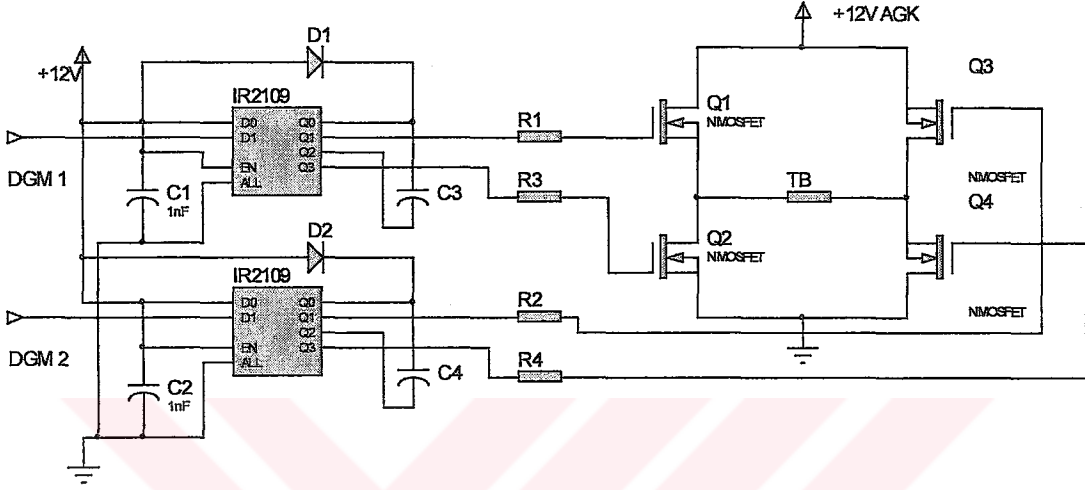


Şekil 4.6. İki Parçalı Termoelektrik Başlıklı ve 8 termokupl kullanılan TTC Blok Diyagramı

4.3. H Köprü MOSFET Sürücü Devresi

TB'nin beslemesi 12 Volt 40 Amper AGK ile yapılmaktadır. TB sıcaklığını akım kontrolü ile yapmak mümkündür. Fakat tasarımı gerçekleştirilen sistemde akım yönünün de kontrolü gereklidir. TB'nin soğutma veya ısıtma modunda çalışması akım yönünün kontrolü ile mümkündür. Bu amaca uygun olması nedeniyle sistemde H köprü MOSFET sürücü kullanılmaya karar verilmiştir. Mikrodenetleyici ile üretilen DGM sinyalleri ısıtma ve soğutma durumuna göre Q1 ve Q4'ü veya Q2 ile

Q3'ü iletimde tutarak TB'nin çektiği akımın yönünü de kontrol eder. DGM sinyalinin görev süresini ayarlayarak akım kontrolü yapılır. Şekil 4.7'de H köprü MOSFET'li sürücü devresi görülmektedir. Daha önceki uygulamada tek termokupl ile sıcaklık ölçülmüş ve TB'nin kontrolü rölelerle yapılmıştır.



Şekil 4.7. H köprü MOSFET' li sürücü devresi

4.4. LCD Modül (LCM)

Kullanılan LCM'ler (Liquid Crystal Modul- Sıvı Kristal Modül) akıllı göstergeler olarak anılırlar ve LCD'lerin sürülme dezavantajlarını ortadan kaldırır. İnce bir baskılı devre üzerine SMD (Surface Mount Device) tekniği ile monte edilmiş bir sürücü entegre bloğu, alfanümerik LCD gösterge ve yapıyı sağlamlaştırmak için metal bir çerçeve LCM modülleri oluştururlar.

LCM'ler PIC ile kontrol edilebilen ideal göstergelerdir, bunun en büyük nedeni az sayıda çıkış bacağı gereksinimidir. Kullanılan LCM ise 4x20 (4 satır, 20 karakter) ebatlarında bir göstergedir. Mikrodenetleyiciden gönderilen her karakterin LCM ekranında görünmesi LCM'nin veri modunda çalıştığını işaret eder.

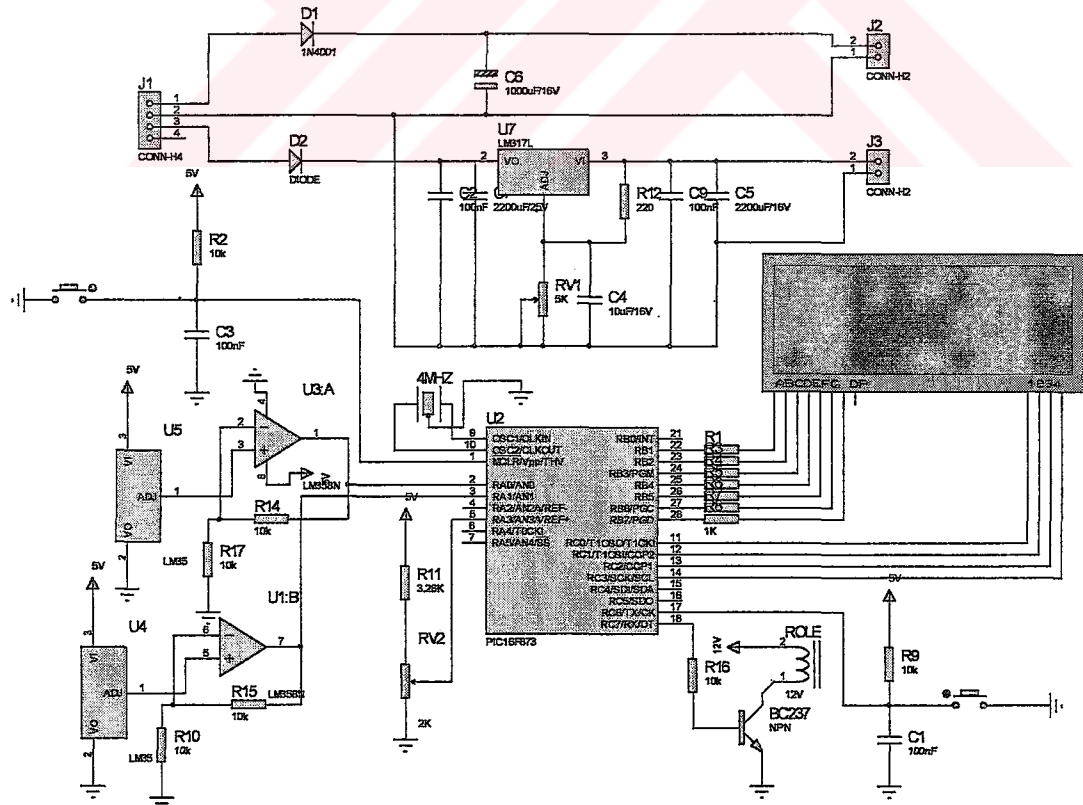
4.5. Tuştakımı Devresi

Mikrodenetleyiciyle kontrol yapabilmek için mikrodenetleyiciye bir takım kontrol parametrelerinin girilmesi gerekmektedir. Soğuk başlığın çalışması istenen sıcaklık

4.9’da iki DGM kanalını dörde çıkaran çoklayıcı devre görülmektedir. PIC mikrodenetleyicisinin DGM1 ve DGM2 kanalları KON.1 ve KON.2 (kontrol.1 ve kontrol.2) uçlarıyla çoklanmış ve dört DGM kanalı elde edilmiştir.

4.8. Güvenlik Devresi

TTC’den bağımsız çalışan bir güvenlik devresi tasarlanmıştır. Bu devre TTC’yi kontrol eder. TB’de meydana gelebilecek aşırı ısınma durumunda hastayı ve TB’yi korumak için güvenlik devresi devamlı olarak TB’yi soğutan suyun sıcaklığını ölçmekte, ayarlanan alarm değerine ulaştığında alarm vermekte ve TTC’nin enerjisini kesmektedir. Ayrıca TB’nin enerjisini aldığı köprü sürücüsünde bulunan MOSFET’lerin de aşırı ısınıp bozulması ve hasta ve TB için tehlikeli durumlar oluşmaması için 2. sensör MOSFET soğutucularına bağlanmıştır. Güvenlik devresinin kontrol elemanı PIC16F873 mikrodenetleyicisidir. TTC’nin ön panelinde devamlı olarak su ve soğutucularının sıcaklığı görülür.



Şekil 4.10. Entegre tipi sıcaklık algılayıcılı güvenlik devresi

Şekil 4.10'da güvenlik devresi görülmektedir. Su ve MOSFET'lerin sıcaklıklarını ölçmek için LM35DZ sıcaklık algılayıcıları kullanılmıştır. Algılayıcılar 0 ile 100 °C ölçüm aralığında 10mV/°C çıkış vermektedir(18). Su ve MOSFET'lerin sıcaklıklarının voltaj değerleri işlemsel yükselteçler ile 2 kat artırılarak mikrodnetleyicinin iki ASD kanalına verilir. Vref + ve Vref – dahili olarak alınır. PIC mikrodnetleyicisinin beslemesi LM317 ayarlı voltaj düzenleyici ile 5.12 volt olarak ayarlanır. Ayarlanan alarm sıcaklığını, su veya MOSFET'lerin sıcaklıklarında herhangi biri aştığı zaman devre çıkışındaki röle ile alarm devresinin uyarı vermesi sağlanmaktadır.

4.9. TTC için Geliştirilen Yazılımlar

TTC' nin verimli çalışabilmesi için programlanabilir elemanlardan oluşan devreler tasarlanmıştır. Bu devrelerin etkin bir biçimde çalışabilmesi için yazılımlar hazırlanmıştır. Kontrol ve güvenlik devresi için iki farklı yazılım hazırlanmıştır (38).

4.9.1. Kontrol devresinin yazılımı

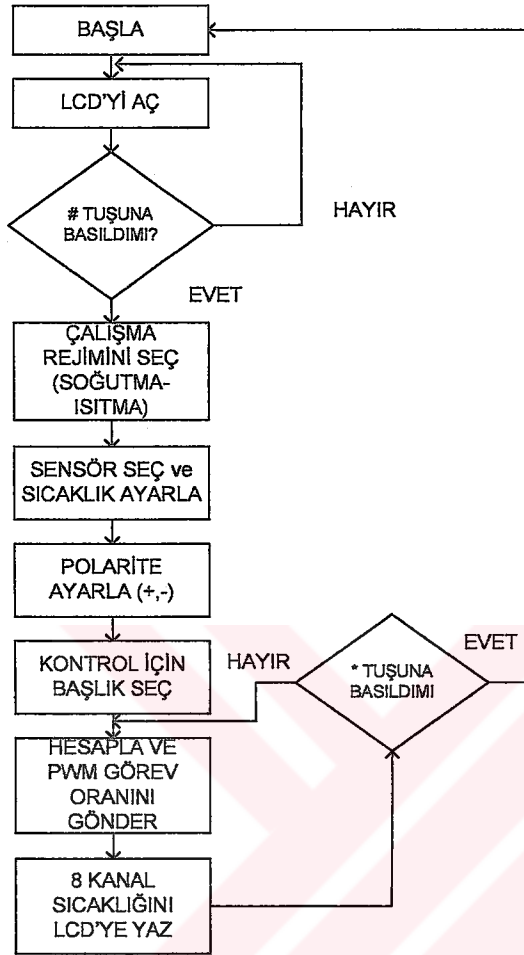
Kontrol kartında kullanılan PIC16F877 mikrodnetleyicisi için MPLAB editör programında yazılım hazırlanmıştır. Program yazmadan önce sistemin çıkış parametreleri incelenmiş ve buna göre uzman kontrol programı yazılmıştır.

Bu parametreler ve sistemin testleri 5.Bölüm'de verilmiştir. Şekil 4.9'da verilen iki DGM kanalını dörde çıkaran çoklayıcı devre için mikrodnetleyicinin içinde de program yazılması gerekmiştir. Dört DGM kanalı kontrolü için Çizelge 4.1 hazırlanmıştır. Çizelgeye göre gerekli yazılımlar hazırlanmıştır. A, B, C ve D çoklanmış DGM kanallarıdır.

Çizelge 4.1. Dört DGM kanalı kontrolü

DGM1	DGM2	KONT.1	KONT.2	A	B	C	D
0	0	0	0				
0	0	0	1				
0	0	1	0				
0	0	1	1				
0	1	0	0				1
0	1	0	1			1	
0	1	1	0				1
0	1	1	1			1	
1	0	0	0		1		
1	0	0	1		1		
1	0	1	0	1			
1	0	1	1	1			
1	1	0	0		1		1
1	1	0	1		1	1	
1	1	1	0	1			1
1	1	1	1	1		1	

Şekil 4.11’de hazırlanan yazılımın akış diyagramı verilmiştir. Programda ilk önce LCD açılış ekranı görünür. Daha sonra ayar ekranına otomatik olarak geçilir. Ayar ekranında önce sıcaklık kontrolü için sensör seçimi yapılır. Daha sonra soğutma veya ısıtma rejimi seçilir. # tuşuna basılarak sol modül için de aynı ayarlar yapılır. En son olarak Sağ, Sol veya her ikisi seçilir. TB’nin her bir parçası ayrı ayrı kontrol edilebilir. Tekrar # tuşuna basılarak, TB’ye enerji verilir. Ölçülen sıcaklık değerine göre DGM görev oranı uzman kontrol yazılımı ile belirlenir. Görev oranında eksiklik veya fazlalık var ise telafi edilir. Uzman kontrol sistemi görev oranını artırıp, azaltabilir. Tuştakımı ile ayarlanan sıcaklık değerine TB’ın gelmesi sağlanır. TTC’nin ön panelinin görüntüsü Şekil 4.12’de verilmiştir.



Şekil 4.11. Kontrol devresi için hazırlanan yazılımın akış diyagramı



Şekil 4.12. TTC'nin ön panelinin görüntüsü

Ayar ekranında LCM'den sırasıyla görünen görüntüler Şekil 4.13'te verilmiştir. İlk ekran giriş görüntüsü ikinci, üçüncü ve dördüncü ekranlar ayar ekranıdır. Son olarak da sekiz kanalın sıcaklıklarının gösterildiği çalışma ekranı görülmektedir.



Şekil 4.13. Ayar ekranında LCM'den sırasıyla görünen görüntüler

4.9.2. Güvenlik devresinin yazılımı

TB’de meydana gelebilecek aşırı ısınma durumunda hastayı ve TB’yi korumak için güvenlik devresi tasarlanmıştır. Devre devamlı olarak TB’yi soğutan suyun ve MOSFET’lerin sıcaklığını ölçmekte, ayarlanan alarm değerine ulaştığında alarm vermekte ve TTC’nin enerjisini kesmektedir. Güvenlik devresinin kontrol elemanı PIC16F873 mikrodenetleyicisidir. Şekil 4.14’de hazırlanan yazılımın akış diyagramı verilmiştir. Güvenlik devresinde ilk olarak su MOSFET sıcaklıkları gösterilir. TTC’nin ön panelinde bulunan ayar butonuna basılarak alarm sıcaklığı ayarlanır. Ayarlanan sıcaklık ile su ve MOSFET’lerin sıcaklıkları karşılaştırılır. Ayarlanan sıcaklık aşıldınca alarm verilir.



Şekil 4.14. Güvenlik devresi için hazırlanan yazılımın akış diyagramı

4.10. Termohipoterm Tıp Cihazının (TTC) Testleri

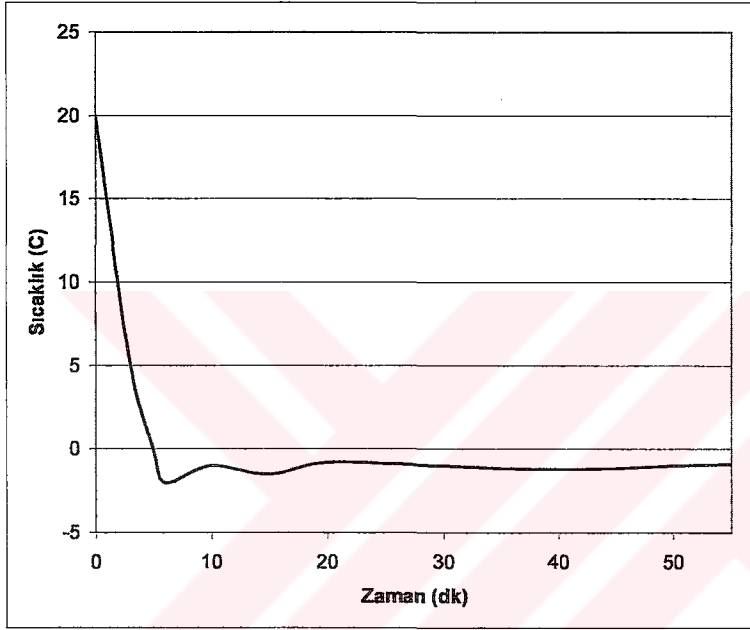
Termohipoterm Tıp Cihazı çeşitli vakalarda hasta tedavisinde kullanılacağı için iki hususa dikkat edilmesi gerekmektedir. Birincisi, TB'nin hastanın kafasına takıldığında soğutmadan dolayı kafa derisi zarar görmemelidir. Bunun için TB'nin iç yüzeyindeki sıcaklığın -2°C 'nin altına düşmemesi gerekmektedir. İkinci husus kranioserebral hipotermiya uygulandığında beyin iç sıcaklığı 28°C 'nin altına düşmemesi gerekir. Ayrıca beyindeki sıcaklık 30°C olduğunda hipotermiyanın maksimum koruyucu etkisi bilinmektedir (1-4).



Şekil 4.15. Deney düzeneği

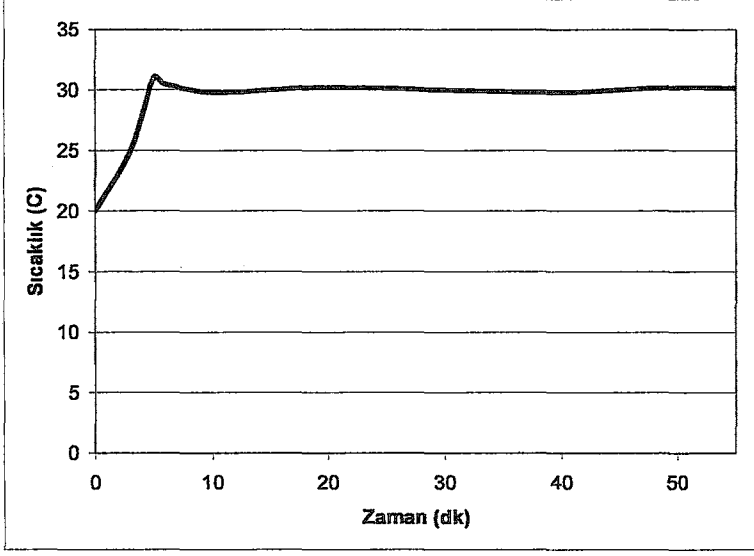
Bunun için geliştirilen sistemin termokuplla ölçülen 30°C sıcaklığı sabit tutması gerekmektedir. Termohipoterm tıp cihazının bu özelliklerini araştırmak için laboratuvar şartlarında iki ayrı uygulama gerçekleştirilmiştir. Şekil 4.15'te deney düzeneği görülmektedir. Uygulamalar 25°C 'lik dış sıcaklık ortamında 60 dakika

süreyle yapılmıştır. Sıcaklık ölçümleri her 2 dakikada bir kaydedilmiş, her ölçüm on defa yapılmak suretiyle ortaya çıkabilecek hatalar önlenmiştir. İlk model uygulamasında alt sıcaklık değeri olarak $-0,5^{\circ}\text{C}$ ve üst sıcaklık değeri de $-1,5^{\circ}\text{C}$ ayarlanarak, -1°C 'de TB'nin iç yüzey sıcaklığı sabit tutulmuştur. Ölçüm sonuçları Şekil 4.16'da gösterilmiştir.

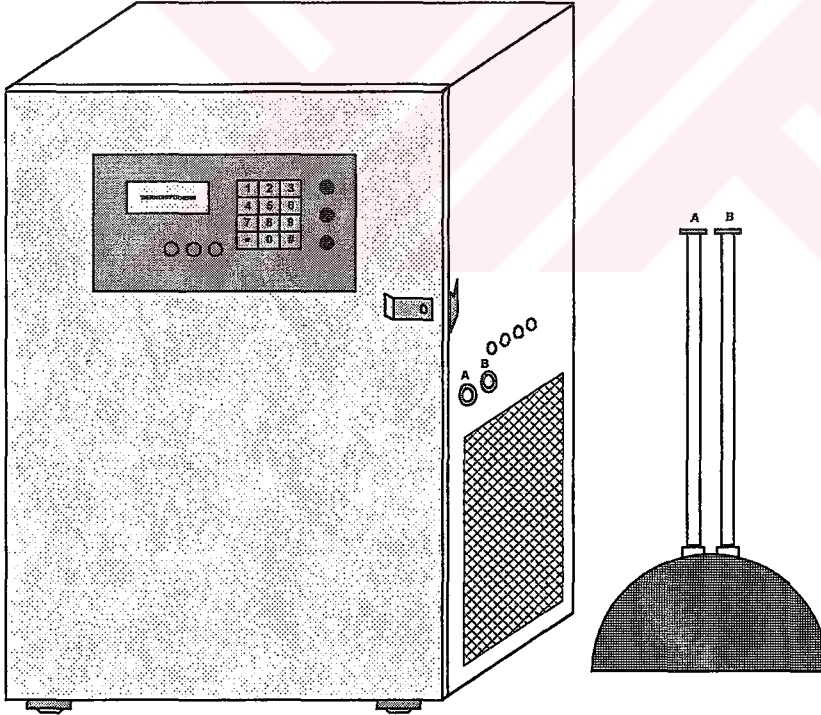


Şekil 4.16. -1°C Ayarlı Sıcaklık Değişim Grafiği

İkinci model uygulamasında termokuplun beynin içinde bulunabileceği düşünülerek, alt sıcaklık değeri $29,5^{\circ}\text{C}$ ve üst sıcaklık değeri de $30,5^{\circ}\text{C}$ olarak ayarlanarak, 30°C 'de TB'nin içi yüzey sıcaklığı sabit tutulmuştur. Elde edilen sonuçlar Şekil 4.17'de gösterilmiştir. Bu model uygulamalarda elde edilen sonuçlara göre Termohipoterm Tıp Cihazı soğutma ve ısıtma rejiminde çalışabilmekte ve ayarlanan sıcaklıklar kararlı bir biçimde tutulabilmektedir.



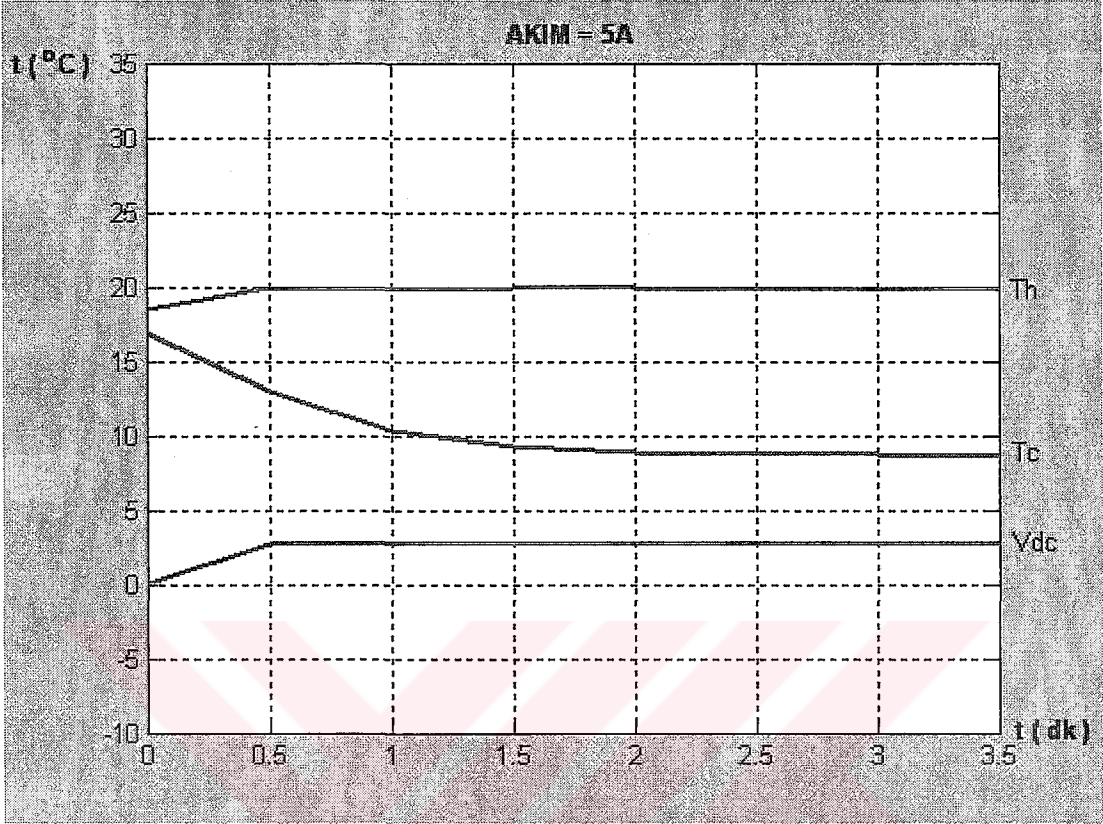
Şekil 4.17. 30°C Ayarlı Sıcaklık Değişim Grafiği



Şekil 4.18. Termohipoterm tıp cihazı dış görünüşü

Tasarımı gerçekleştirilen termohipoterm tıp cihazın Şekil 4.18’de görülmektedir. Taşınabilir olması için kasa tekerlekli yapılmıştır. Ön panel oldukça sade ve kolay kullanılabilecek şekilde tasarlanmıştır. Devir dayım sistemi hava sirkülasyonu için

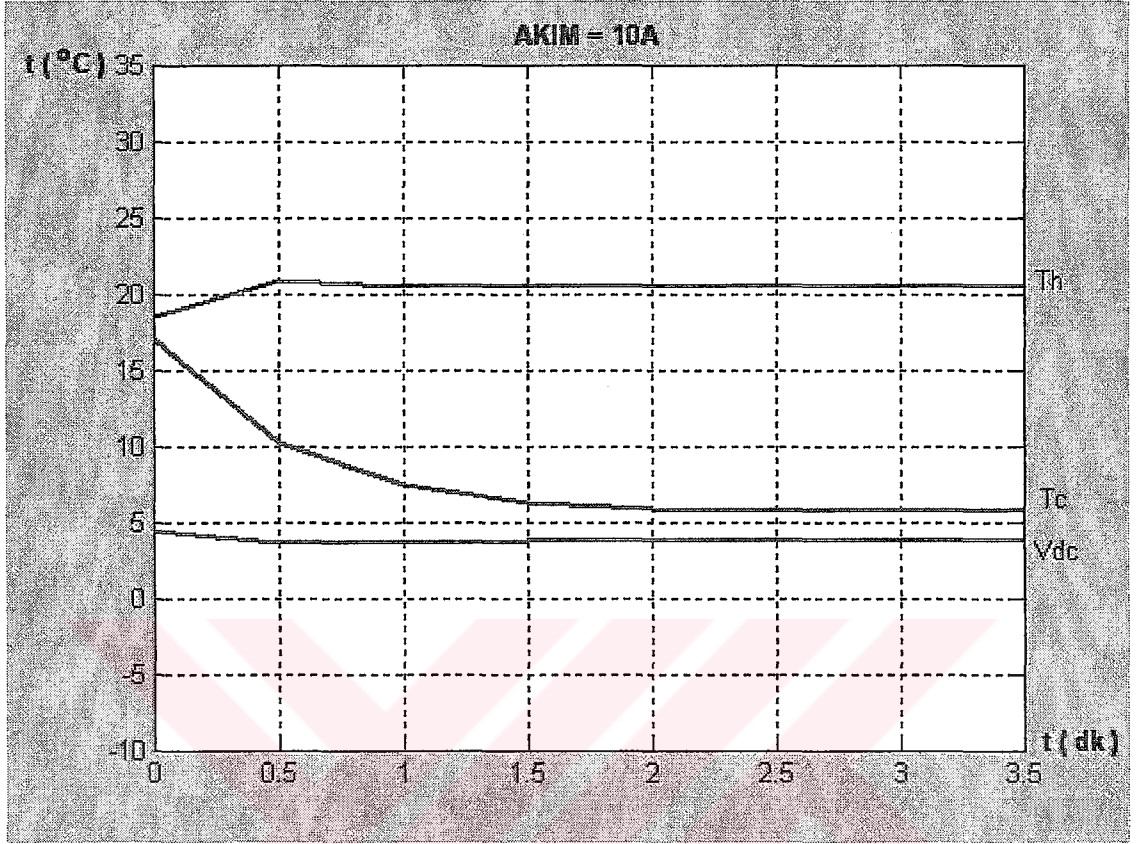
kasanın yanı hava geçirecek şekilde tasarlanmıştır. Kapak kısmı kolay açılıp, kapanacak şekilde yapılmıştır. TB kasaya kolaylıkla takılıp, çıkarılabilmektedir. Termohipoterm tıp cihazında çeşitli testler yapılmıştır. Değişik akımlarda TB'nin iç yüzey sıcaklığının zaman göre değişimleri HP Agilent 34970A veri toplama ünitesi ve 34901A genel amaçlı 20 kanal çoklayıcı ile kaydedilmiştir. Bu kayıtlar daha sonra bilgisayara aktarılmış ve elde edilen verilerin grafikleri Şekil 4.19'da verilmiştir. Ayrıca uygulanan değişik akımlar için TB gerilim değişimleri ölçülerek, veri toplama ünitesi ile bilgisayara kaydedilmiştir. Kayıtların akım-gerilim grafikleri Şekil 4.20'de verilmiştir. Grafiklerde de görüldüğü gibi TB iç yüzey soğukluğu, TB akımı ve gerilimiyle doğru orantılıdır. Akım veya gerilim arttıkça termoelektrik modüller daha fazla soğukluk üretmektedir. TB beslemesinde kullanılan H köprü MOSFET sürücü ile DGM kullanılarak, gerilim dolayısıyla akım kontrol edilmiş olur. Akım kontrolü ile TB iç yüzey sıcaklığı da kontrol edilmiş olur. Her sıcaklığın karşılığı bir akım değeri vardır. Bu akım değerini elde etmek için gerekli hesaplamalar yapılarak, gerekli DGM'li sinyal mikrodenetleyici tarafından üretilir.



Şekil 4.19. TB'ye 5Amper akım verildiğinde oluşan V_{dc} değeri ile TB'nin iç ve dış yüzey sıcaklıklarının zamana göre değişim grafiği

Çizelge 4.2. TB akımı 5A iken ölçülen sıcaklık ve gerilim değerleri

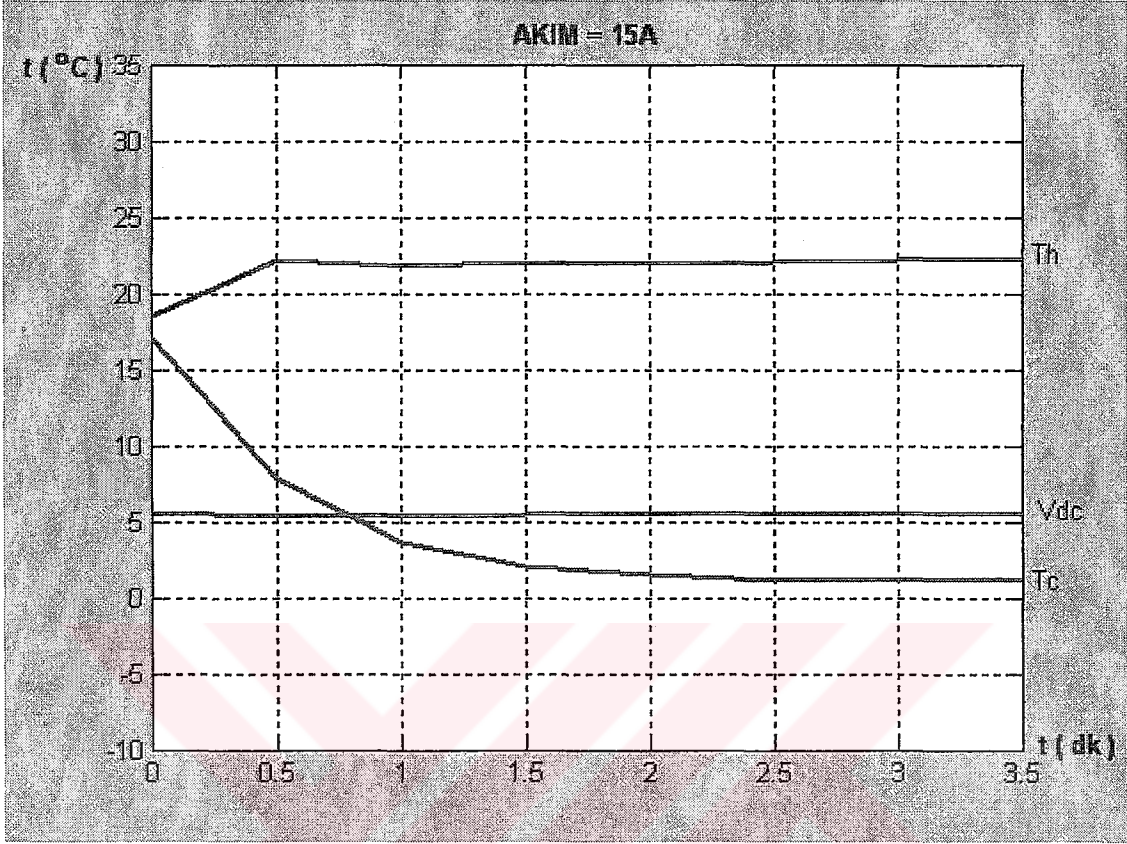
Zaman (dakika)	Th (°C)	Tc (°C)	V _{dc} (Volt)
0.00	18.47	16.94	0.00
0.50	19.98	13.02	2.66
1.00	19.77	10.30	2.67
1.50	19.88	9.23	2.68
2.00	19.95	8.92	2.69
2.50	19.85	8.71	2.68
3.00	19.80	8.69	2.68
3.50	19.77	8.68	2.68



Şekil 4.20. TB'ye 10Amper akım verildiğinde oluşan V_{dc} değeri ile TB'nin iç ve dış yüzey sıcaklıklarının zamana göre değişim grafiği

Çizelge 4.3. TB akımı 10A iken ölçülen sıcaklık ve gerilim değerleri

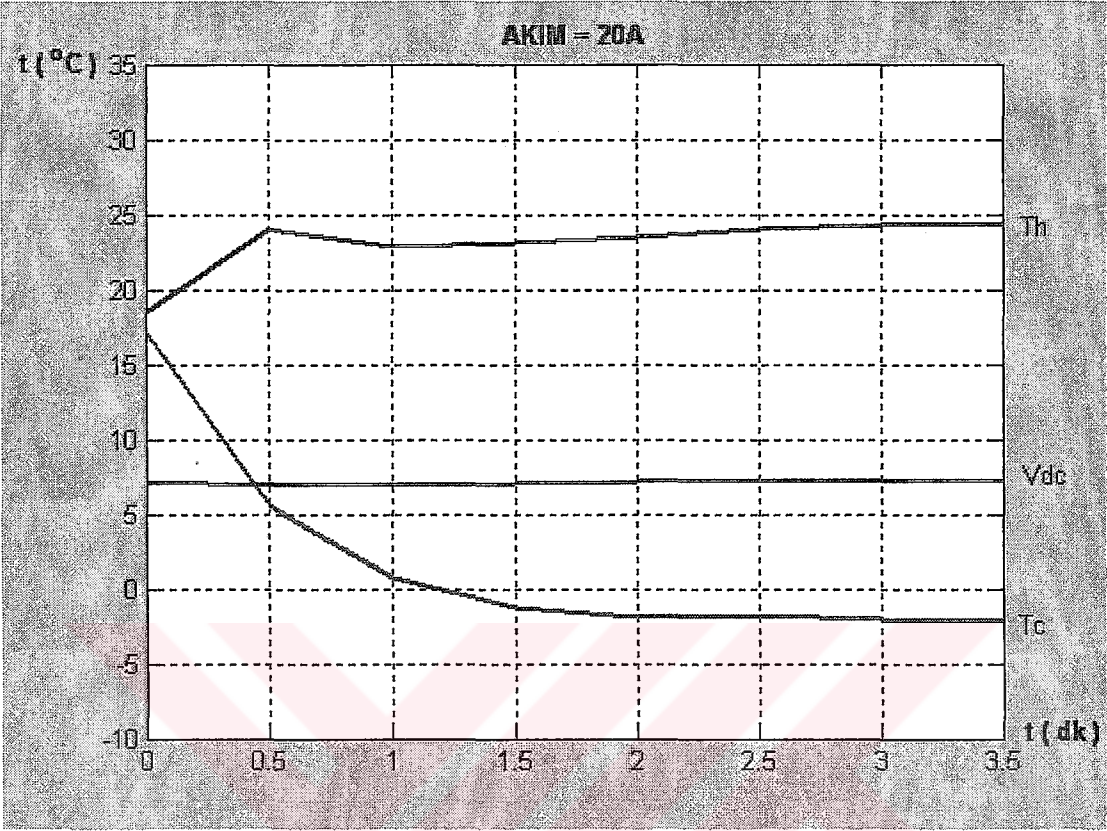
Zaman(dakika)	$T_h(^{\circ}\text{C})$	$T_c(^{\circ}\text{C})$	$V_{dc}(\text{Volt})$
0.00	18.47	17.09	4.46
0.50	20.92	10.22	3.65
1.00	20.49	7.43	3.64
1.50	20.51	6.26	3.72
2.00	20.54	5.87	3.71
2.50	20.50	5.76	3.71
3.00	20.51	5.71	3.71
3.50	20.57	5.67	3.70



Şekil 4.21. TB'ye 15Amper akım verildiğinde oluşan V_{dc} değeri ile TB'nin iç ve dış yüzey sıcaklıklarının zamana göre değişim grafiği

Çizelge 4.4. TB akımı 15A iken ölçülen sıcaklık ve gerilim değerleri

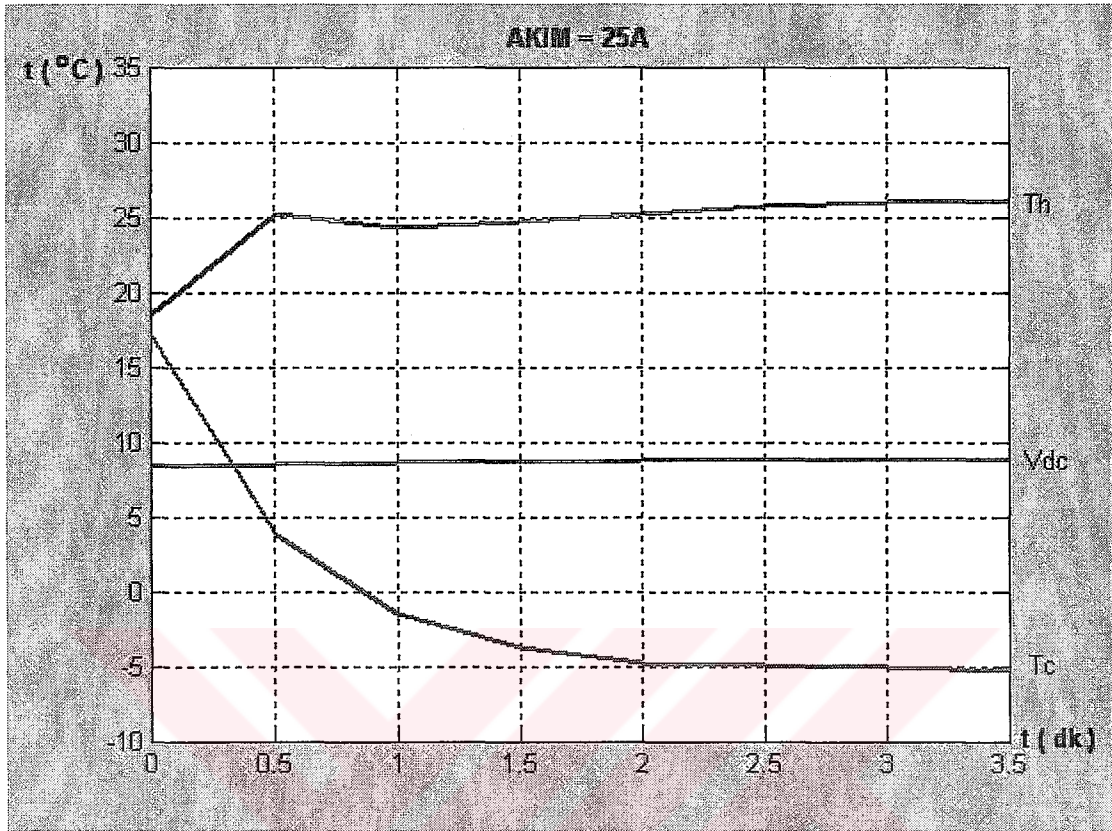
Zaman(dakika)	$T_h(^{\circ}\text{C})$	$T_c(^{\circ}\text{C})$	$V_{dc}(\text{Volt})$
0.02	18.44	17.05	5.63
0.50	22.21	7.82	5.35
1.00	21.81	3.68	5.34
1.50	22.08	2.07	5.51
2.00	21.91	1.51	5.51
2.50	22.00	1.15	5.51
3.00	22.22	1.18	5.50
3.50	22.28	1.09	5.53



Şekil 4.22. TB’ye 20Amper akım verildiğinde oluşan V_{dc} değeri ile TB’nin iç ve dış yüzey sıcaklıklarının zamana göre değişim grafiği

Çizelge 4.5. TB akımı 20A iken ölçülen sıcaklık ve gerilim değerleri

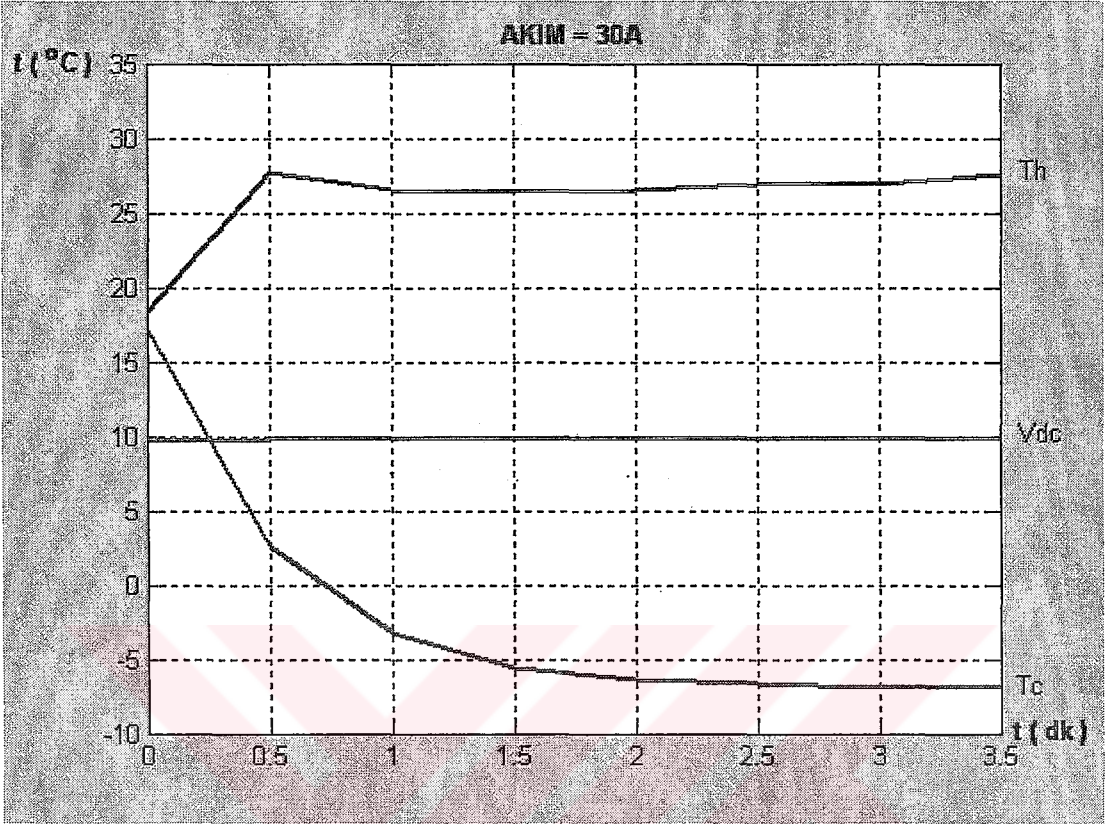
Zaman(dakika)	$T_h(^{\circ}\text{C})$	$T_c(^{\circ}\text{C})$	$V_{DC}(\text{Volt})$
0.00	18.52	17.23	7.16
0.50	23.97	5.60	6.96
1.00	22.77	0.70	6.95
1.50	23.14	-1.19	7.10
2.00	23.49	-1.95	7.15
2.50	23.97	-1.75	7.15
3.00	24.23	-2.09	7.19
3.50	24.42	-2.13	7.19



Şekil 4.23. TB'ye 25Amper akım verildiğinde oluşan V_{dc} değeri ile TB'nin iç ve dış yüzey sıcaklıklarının zamana göre değişim grafiği

Çizelge 4.6 TB akımı 25A iken ölçülen sıcaklık ve gerilim değerleri

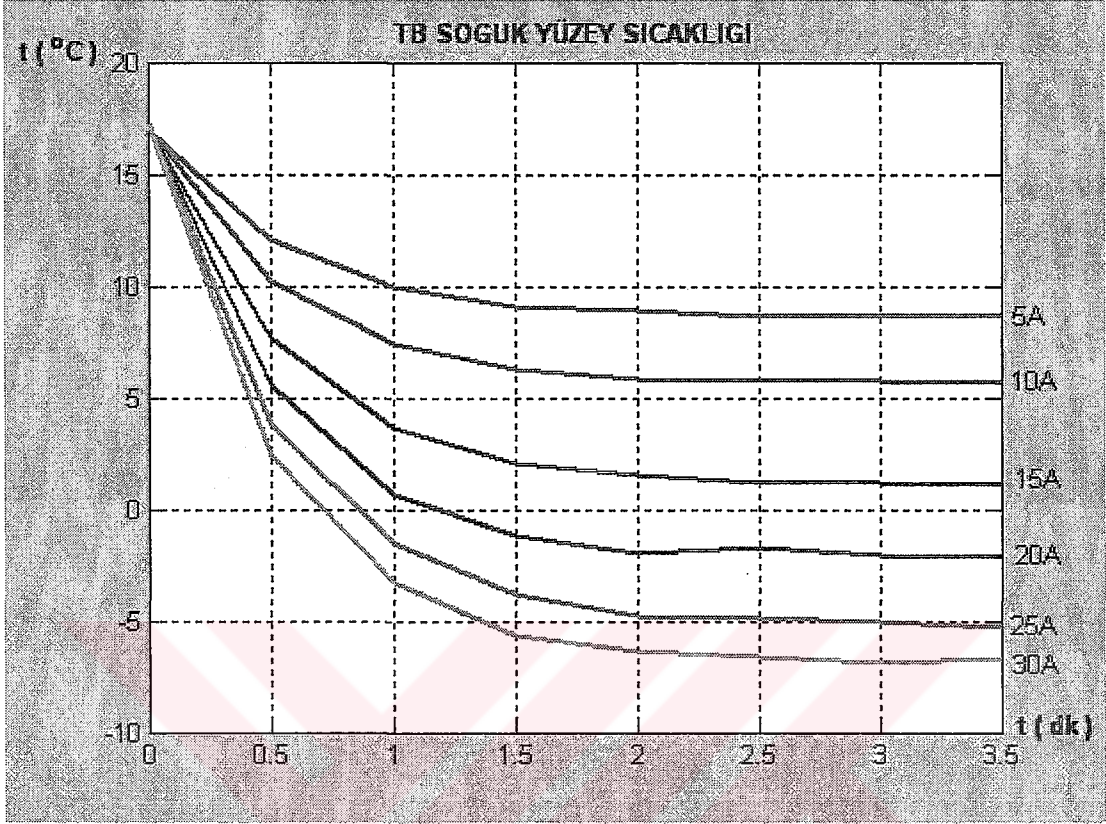
Zaman(dakika)	Th(°C)	Tc(°C)	V_{dc} (Volt)
0.01	18.48	17.20	8.34
0.51	25.15	3.79	8.46
1.00	24.27	-1.45	8.66
1.50	24.69	-3.81	8.66
2.00	25.20	-4.79	8.73
2.50	25.66	-4.89	8.81
3.01	26.03	-5.03	8.79
3.50	26.17	-5.27	8.77



Şekil 4.24. TB’ye 30Amper akım verildiğinde oluşan V_{dc} değeri ile TB’nin iç ve dış yüzey sıcaklıklarının zamana göre değişim grafiği

Çizelge 4.7 TB akımı 30A iken ölçülen sıcaklık ve gerilim değerleri

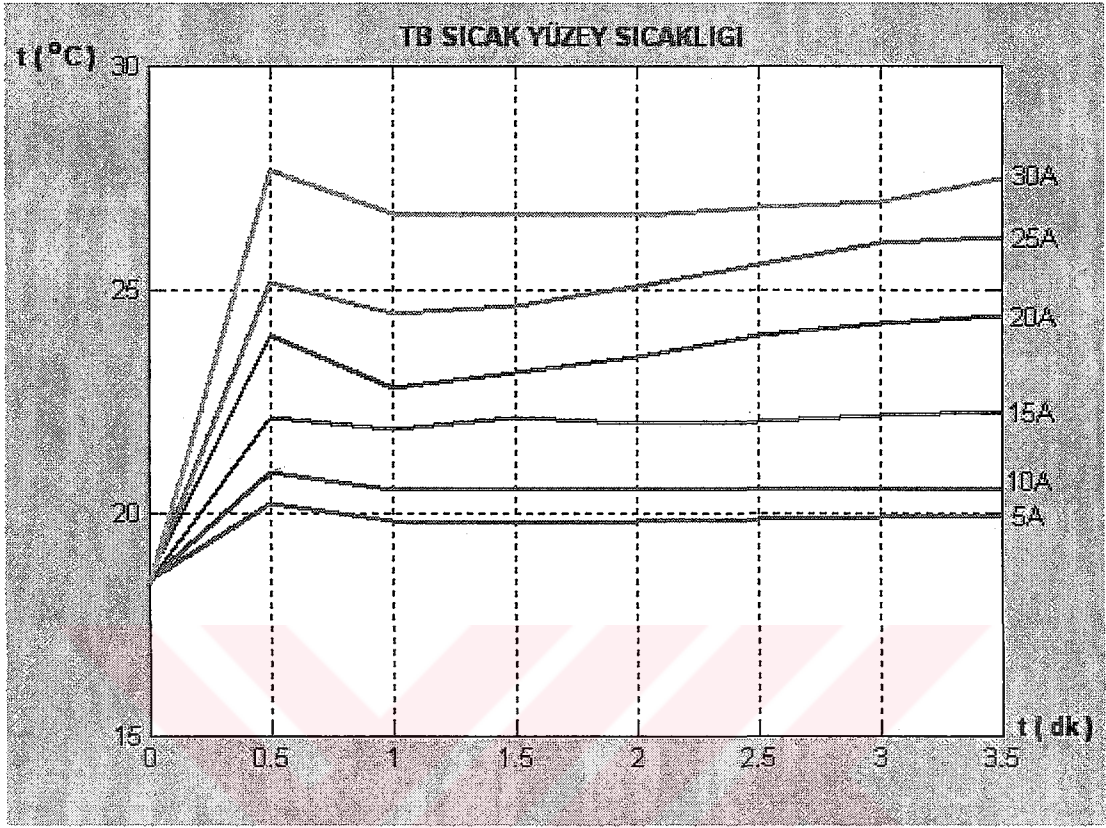
Zaman (dakika)	Th (°C)	Tc (°C)	V _{DC} (Volt)
0.00	18.38	17.19	9.70
0.50	27.67	2.63	9.82
1.00	26.55	-3.25	9.83
1.50	26.38	-5.61	9.84
2.00	26.46	-6.37	9.85
2.50	26.88	-6.65	9.85
3.00	26.96	-6.87	9.85
3.50	27.58	-6.74	9.85



Şekil 4.25. TB’ye uygulanan akım göre oluşan iç yüzey sıcaklıkların grafiği

Çizelge 4.8.TB akım değişimine göre ölçülen iç (soğuk) yüzey sıcaklıkları

Zaman(dakika)	5Amper	10Amper	15Amper	20Amper	25Amper	30Amper
0.00	16.99	17.09	17.05	17.23	17.20	17.19
0.50	12.06	10.22	7.67	5.60	3.79	2.44
1.00	9.94	7.43	3.62	0.70	-1.56	-3.32
1.50	9.12	6.26	2.05	-1.19	-3.82	-5.62
2.00	8.86	5.87	1.50	-1.95	-4.78	-6.39
2.50	8.68	5.76	1.15	-1.75	-4.91	-6.66
3.00	8.70	5.71	1.16	-2.09	-5.03	-6.87
3.50	8.63	5.67	1.09	-2.13	-5.28	-6.75



Şekil 4.26. TB'ye uygulanan akım göre oluşan dış yüzey sıcaklıklarının grafiği

Çizelge 4.9. TB TB akım değişimine göre ölçülen dış (sıcak) yüzey sıcaklıkları

Zaman(dakika)	5Amper	10Amper	15Amper	20Amper	25Amper	30Amper
0.00	18.47	18.47	18.44	18.52	18.48	18.38
0.50	20.20	20.92	22.11	23.97	25.15	27.64
1.00	19.82	20.49	21.86	22.77	24.45	26.69
1.50	19.78	20.51	22.14	23.14	24.64	26.65
2.00	19.79	20.54	22.00	23.49	25.06	26.63
2.50	19.83	20.50	22.04	23.97	25.57	26.84
3.00	19.87	20.51	22.19	24.23	26.03	26.96
3.50	19.90	20.57	22.24	24.42	26.18	27.47

TB'nin iç ve dış yüzey sıcaklıkları değişik akım (5,10,15,20,25,30) değerlerinde incelenmiştir. Şekil 4.19'da TB'ye 5Amper akım uygulandığında iç ve dış yüzey sıcaklığındaki değişimler incelenmiştir. Şekil 4.20'de TB'ye 10Amper akım uygulandığında iç ve dış yüzey sıcaklığındaki değişimler incelenmiştir. Şekil 4.21'de

TB'ye 15Amper akım uygulandığında iç ve dış yüzey sıcaklığındaki değişimler incelenmiştir. Şekil 4.22'de TB'ye 20Amper akım uygulandığında iç ve dış yüzey sıcaklığındaki değişimler incelenmiştir. Şekil 4.23'te TB'ye 25Amper akım uygulandığında iç ve dış yüzey sıcaklığındaki değişimler incelenmiştir. Şekil 4.24'de TB'ye 30Amper akım uygulandığında iç ve dış yüzey sıcaklığındaki değişimler incelenmiştir.

TTC'nin Performansının Değerlendirilmesi: TTC'ye uygulanan gerilim sonucu oluşan akımların etkisiyle TB'nin iç ve dış yüzey sıcaklıkları ölçüm değerlerinin hassasiyeti istatistiksel anlamda değerlendirilerek, yapılan çalışmanın performansını belirleyebilmek için duyarlılık ve belirlilik analizi yapılır. Duyarlılık değeri uygulanan gerilim sonucunda oluşan dış yüzey sıcaklığının iç yüzey sıcaklığına bölümü ile elde edilir (39,40).

Çizelge 4.10. Sınıflama tablosu

Gerçek değer	İç Yüzey Sıcaklığı	Dış Yüzey Sıcaklığı
	Uygulanan Gerilim	DN
Gerçek değer	Oluşan Akım	YP
		DP

Sınıflama tablosu kullanılarak elde edilen parametrelerin formül değerleri Çizelge 4.11'de sunulmuştur.

Çizelge 4.11. Sınıflama tablosu kullanılarak elde edilen parametreler

Doğru Pozitif (DP)	Uygulanan gerilim verilerinin doğru sınıflandırılması
Doğru Negatif (DN)	Uygulanan akım verilerinin doğru sınıflandırılması
Yanlış Pozitif (YP)	İç yüzey sıcaklıklarının yanlış sınıflandırılması
Yanlış Negatif (YN)	Dış yüzey sıcaklıklarının yanlış sınıflandırılması

$$\text{Duyarlılık} = \frac{DP}{DP + YN} \quad [4.2]$$

Duyarlılık 4.2 formülü ile hesaplanır. Böylece duyarlılık uygulanan gerilim sonucu dış yüzey sıcaklığının ne oranda başarı ile ölçülebildiği belirlenir.

$$\text{Belirlilik} = \frac{DN}{DN + YP} \quad [4.3]$$

Belirlilik 4.3 formülü ile hesaplanmıştır. Belirlilik sayesinde de uygulanan akım sonucu TB'nin iç yüzey sıcaklığının ne oranda başarı ile ölçülebildiği belirlenir. Burada geçen DP, DN, YP ve YN değerleri Çizelge 4.11'de açıklanmaktadır.

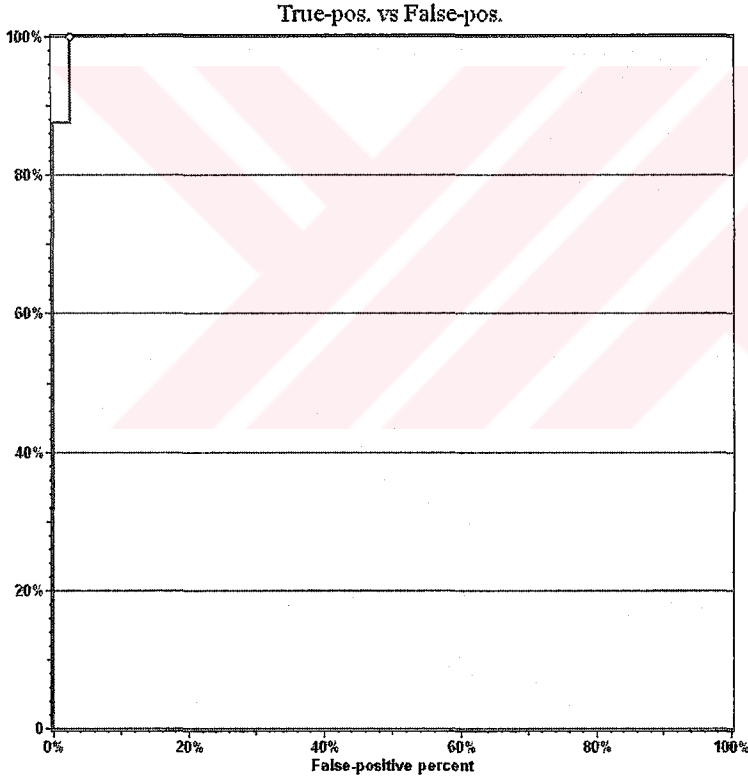
Çizelge 4.12. Uygulanan akım ve gerilim sonucu oluşan TB'nin iç ve dış yüzey sıcaklıklarına ait sınıflama tablosu (Confusion Matrix)

Uygulanan Akım(A) / Gerilim (V)	5 / 2,68	10 / 3,71	15 / 5,51	20 / 7,16	25 / 8,73	30 / 9,85
Doğru Pozitif Oranı (DP)	1	0.75	1	0.75	1	1
Doğru Negatif Oranı (DN)	0.025	0	0.025	0	0.05	0
Yanlış Pozitif Oranı (YP)	0.975	1	0.975	1	0.95	1
Yanlış Negatif Oranı (YN)	0	0.25	0	0.25	0	0
Duyarlılık	100%	75%	100%	75%	100%	100%
Belirlilik	98%	100%	98%	100%	95%	100%

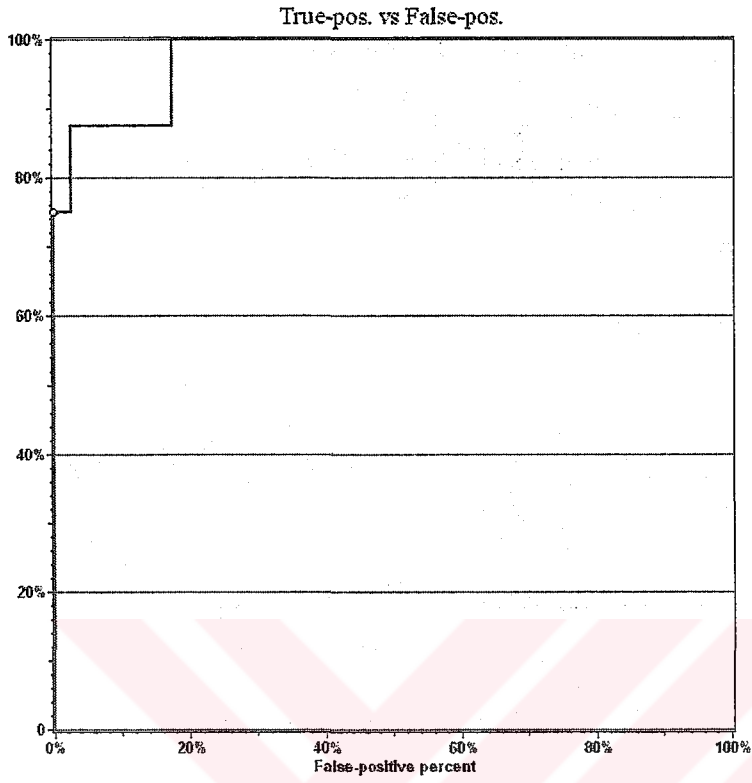
Yapılan istatistiki çalışmaya ait sınıflama tablosuna göre (Çizelge 4.12), 5A/2,68V'da Duyarlılık %100, Belirlilik %98, 10A/3,71V'da Duyarlılık %75, Belirlilik %100, 15A/5,51V'da Duyarlılık %100, Belirlilik %98, 20A/7,16V'da Duyarlılık %75, Belirlilik %100, 25A/8,73V'da Duyarlılık %100, Belirlilik %95, 30A/9,85V'da Duyarlılık %100, Belirlilik %100 olarak hesaplanmıştır. 25 ve 30 Amper de, İç ve Dış yüzey sıcaklık farklarının belirgin olması, nedeniyle, Duyarlılık ve Belirlilik daha yüksek bir performans göstermesine sebep olmuştur. Bu durum yapılan istatistiğin de hassasiyet derecesini göstermektedir.

Yapılan çalışmanın başarısının ölçümünün grafiksel olarak yapılabilmesi için elde

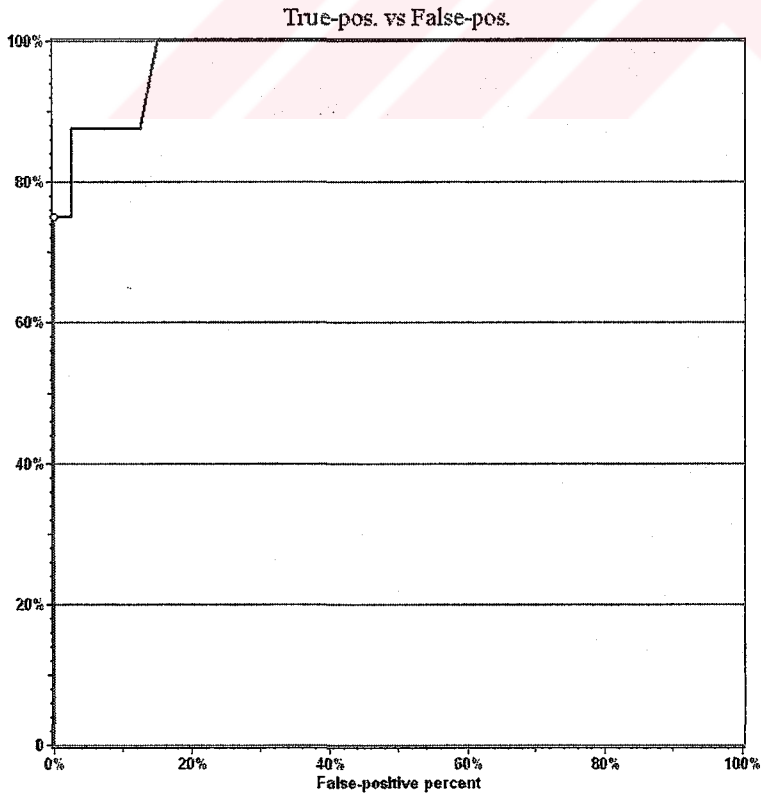
edilen çıkış verileri (TB'nin iç ve dış yüzey sıcaklığı) analiz edilerek ROC (Receiver Operating Characteristic) eğrisi hesaplanır. Doğru ve yanlış sınıflama bilgisine bakılarak belirlilik ve duyarlılık arasındaki ilişki bu grafikte görülebilir. Ayrıca ROC eğrisi altında kalan alanda yapılan çalışmanın performansı ölçülebilir. Yapılan ROC analizi çalışmasında 5A'de eğri altında kalan alan %99,69, 10A'de eğri altında kalan alan %97,50, 15A'de eğri altında kalan alan %99,37, 20A'de eğri altında kalan alan %99,97, 25-30A'de eğri altında kalan alan %100 olduğu görülmüştür. Şekil 4.27-4.32'de TB'den geçen çeşitli akım değerlerinde ölçülen sıcaklığa göre çıkarılan ROC eğrileri görülmektedir. Bu eğrilerin sonuçları yapılan çalışmanın tıbbi amaçlar doğrultusunda kullanılabilir olduğunu göstermektedir.



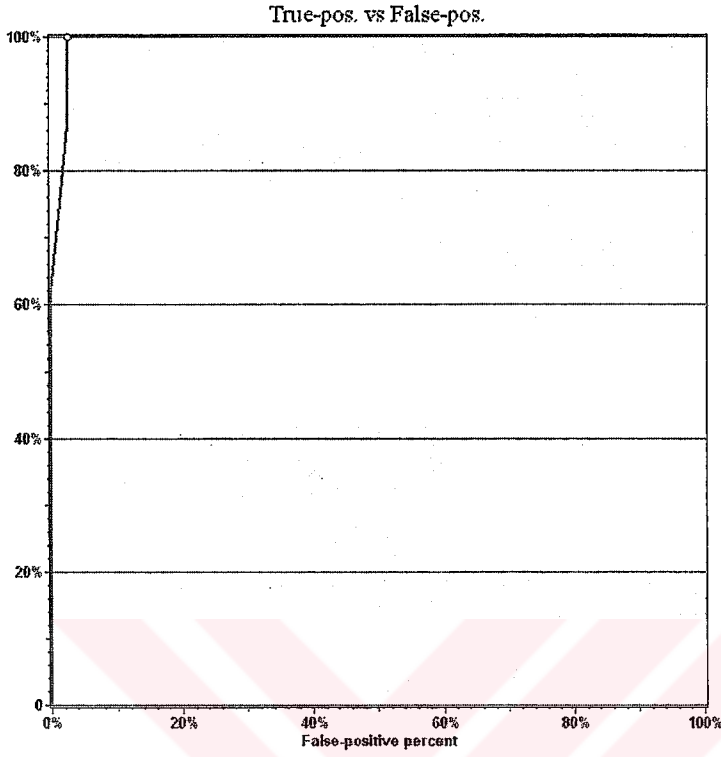
Şekil 4.27 TB'den 5A akım geçerken ölçülen sıcaklığa göre çıkarılan ROC eğrisi



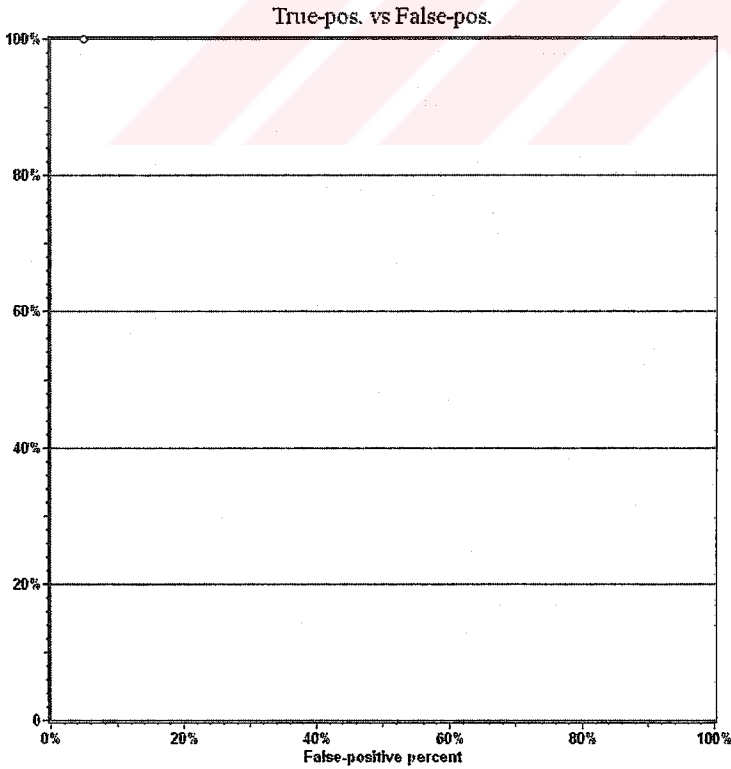
Şekil 4.28 TB'den 10A akım geçerken ölçülen sıcaklığa göre çıkarılan ROC eğrisi



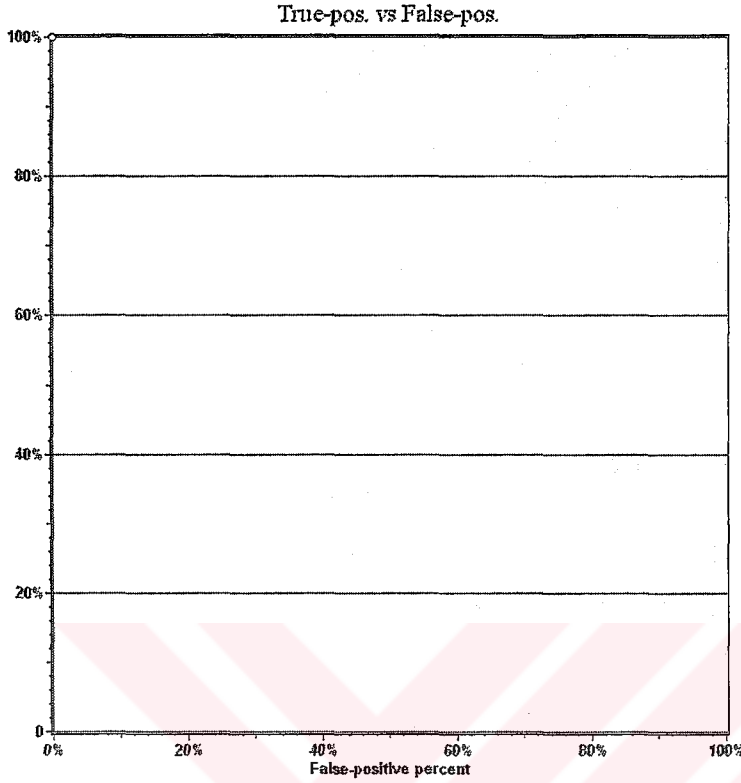
Şekil 4.29 TB'den 15A akım geçerken ölçülen sıcaklığa göre çıkarılan ROC eğrisi



Şekil 4.30 TB'den 20A akım geçerken ölçülen sıcaklığa göre çıkarılan ROC eğrisi



Şekil 4.31 TB'den 25A akım geçerken ölçülen sıcaklığa göre çıkarılan ROC eğrisi



Şekil 4.32 TB'den 30A akım geçerken ölçülen sıcaklığa göre çıkarılan ROC eğrisi

Çizelge 4.13 Akım değişimine göre hesaplanan ve ölçülen sıcaklıklar arasındaki farkın çıkarılması

AKIM (Amper)	SICAKLIK ÖLÇÜLEN (°C)	SICAKLIK HESAPLANAN (°C)	SICAKLIK FARKI (°C)
5	8,62	8,294	0,326
10	5,71	5,044	0,666
15	1,04	1,794	0,751
20	-2,18	-1,456	0,719
25	-5,32	-4,706	0,612
30	-6,87	-7,956	1,086
ORTALAMA =			0,693

$$\text{Sıcaklık} = \text{Eğim} * \text{Akım} + \text{Kesme Noktası}$$

[4.4]

TB'den geçen akımın değişimine göre, hesaplanan ve ölçülen sıcaklıklar arasındaki farkın çıkarılması Çizelge 4.13'te verilmiştir. Sıcaklık hesabı formül 4.4 ile yapılmış ve çizelgeye yerleştirilmiştir. Hesaplamalarda; *Kesme Noktası* = 11,54, *Eğim* = -0,65, *Korelasyon* = -0,99 olarak bulunmuştur.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Başta nöroloji, kardiyoloji ve anestezi vakaları olmak üzere bir çok hastalıklarda öncelikle hastanın beyninin korunması gerekmektedir. Bunu gerçekleştirmek için ilaç tedavisinin yanı sıra veya ilaçların etkili olmadığı durumlarda kranioserebral hipotermiya öne çıkmaktadır. İnsan beyni 30°C'ye kadar soğutulduğunda beyin bir alt fonksiyonel rejime geçme suretiyle az oksijen yetersiz glikoz ve diğer eksikliklerle uzun süre yaşayabilmektedir. Ayrıca medikal uygulamalarda termoelektrik yarı iletken teknolojilerin kullanılması yaygınlaşmaktadır. Bu çalışmada yüksek yarı iletken teknoloji içeren termoelektrik Termohipoterm Tıp Cihazı geliştirilmiştir. Bu cihazı kullanarak ister hastane şartlarında, isterse nakliye araçlarında hastalara kranioserebral hipotermiya uygulanabilir. Hipotermiya yapılırken beyin sıcaklığı yüksek hızla gereken seviyeye düşürülebilir. Bu işlem sırasında hastanın kafa derisi korunmaktadır. Laboratuvarda yapılan model uygulamalarına göre başlık ısıtma ve soğutma rejiminde çalışabilmektedir ve ayarlanan sıcaklıklar kararlı bir biçimde tutulabilmektedir. Böylece Termohipoterm Tıp Cihazının çeşitli vakalarda güvenli bir şekilde kullanılabileceği anlaşılmaktadır. Bu sistem sadece bir tedavi için değil aynı zamanda hipotermiyanın çeşitli etkilerini araştırmak için kullanılabilir. Test çalışmasının bu bölümünde termohipoterm sisteminin sıcaklık ölçüm sistemini oluşturmak için dört termokupl kullanılmıştır. Bu termokupllardan gelen sıcaklık bilgileri ortak bir soğuk kompanzasyon devresi kullanılarak, ölçülen gerçek sıcaklık değerleri elde edilmiştir. Soğuk kompanzasyon devresinin tasarımı bilgisayar ortamında yapılmış, simülasyonu da yapıldıktan sonra devre gerçekleştirilmiştir. Sıcaklık ölçümü ve kontrolünde PIC16F877 mikrodenetleyicisi kullanılmıştır. Dört kanal sıcaklık değeri 10-bit ASD ile sayısal değere dönüştürülmüştür. DGM çıkışı MOSFET köprü sürücüsüne bağlanmıştır. Çıkış katında dört adet MOSFET kullanılmıştır. Köprü tipi sürücü kullanılarak güç kaynağının akım yönü ve şiddeti kontrol edilmiştir. Akım kontrolü mikrodenetleyiciden elde edilen DGM sinyali ile yapılmış olup, bu sayede TB sıcaklığı istenilen değerde kararlı biçimde tutulmuştur. Mikro modülleri soğutmak için radyatörden geçirilen suyun dolayısıyla başlığın ve MOSFET'lerin tehlikeli derecede ısınması durumunda alarm verecek ve sistemin çalışmasını durduracak

güvenlik devresi tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. Güvenlik sıcaklığı ayarlanabilmekte ve bu değer hafızada tutulabilmektedir. Termohipoterm tıp sisteminin model uygulaması iki farklı sıcaklık değerinde yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar sistemin soğutma ve ısıtma rejiminde çalışabileceğini ve ayarlanan sıcaklıkta kararlı bir biçimde çalışabileceğini göstermiştir.

Termohipoterm Tıp Cihazının geliştirilmesi ve yaygınlaştırılması ile dünya tıbbı çok pratik, kullanım alanı geniş olan, kontrolü kolayca yapılabilen soğutmayı ve ısıtmayı hızla yapabilen yüksek teknoloji ürünü olan sistemi kazanmış olacaktır.



KAYNAKLAR

- [1] Katz, L. M., Younga, A.S., Franka, J. E., Wanga, Y., Park, K., “Regulated hypothermia reduces brain oxidative stress after hypoxic-ischemia”, *Brain Research*, 1017 85– 91 (2004).
- [2] Gal, R., Cundrle, I., Zimova, I., Smrcka, M., “Mild hypothermia therapy for patients with severe brain injury”, *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 104 318-321 (2002).
- [3] Clifton, G. L., “Hypothermia and severe brain injury”, *J. Neurosurgery*, 93(4): 718-719 (2000).
- [4] Clifton, G. L., Steven. A., Berry, J., Koch, S., M., “Systemic Hypothermia in Treatment of Brain Injury”, *Journal of Neurotrauma*, 9 (2):487-495 (1992).
- [5] DeBow, S., Colbourne, F., “Brain temperature measurement and regulation in awake and freely moving rodents”, *Methods*, 30 167–171 (2003).
- [6] Taltavull, J. F., Chefer, V. I., Shippenberg, T. S., Kiyatkin, E. A., “Severe brain hypothermia as a factor underlying behavioral immobility during cold-water forced swim”, *Brain Research*, 975 244–247 (2003).
- [7] Ao, H., Moon, J. K., Tanimoto, H., Sakanashi, Y., Terasaki, H., “Jugular vein temperature reflects brain temperature during hypothermia”, *Resuscitation*, 45 111–118 (2000).
- [8] Croughwell, N., Smith L. R, “The effect of temperature on cerebral metabolism and blood flow in adults during cardiopulmonary bypass”, *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 3 (1992).
- [9] Pekka, M., “Changes in Human Intracerebral Temperature in Response to Different Methods of Brain Cooling”, *Neurosurgery*, 31 (4):671-677 (1992).
- [10] Ahiska, R., *Patent*, EP, A61, F7/00, 18 October, (1993).
- [11] Pagdem, *Patent*, US, A4781, 192, 01 November, (1988).
- [12] Blumenkranz, R., *Patent*, AT, b, 6362, 10 January, (1992).
- [13] Composite, *Patent*, EP, A1, 0158470, 16 October, (1985).
- [14] Bristol, *Patent*, EP, A2, 00001, 151, 21 March, (1979).
- [15] Övül, I., Nadirzade, R. S., Öner K., Nadirzade S. M., “A New Technique for

- Brain Hypothermia”, *Technology-Surgical Approaches*, 151 3-354 (1997).
- [16] Övül, I., Nadirzade, R. S., Öner K., Nadirzade S. M., “A Method for Monitoring Intracerebral Temperature in Neurosurgical Patients”, *Technology-Surgical Approaches*, July, 151, 3-354 (1997).
- [17] Pekka, M., Nordstrom, C., Christenssen, M., “A Method for Monitoring Intracerebral Temperature in Neurosurgical Patients”, *Neurosurgery*, 27 (4):654-657 (1990).
- [18] Brunner, L. S., Suddarth, D. S., “Medical – Surgical Nursing”, 8th Edition, *Lippincott-Raven Publishers*, Philadelphia, PA, (1996).
- [19] Potter, P. A., Perry, A. G., “Fundamentals of Nursing: Concepts, Process & Practise”, 3th Edition, *St. Louis, Mosby-Year Book*, (1993).
- [20] Cameron, J. R., Skofronick, J. G., Grant, R. M., “Physics of the Body”, *Medical Physics Publishing Madison*, Wisconsin, 30-35, 255-256 (1999).
- [21] Ahıska, R., Güler, N. F., Savaş, Y., “Termoelektrik Soğutucusunun Özelliklerinin Araştırılması”, *Politeknik Dergisi*, 2 (3):89-94, (1999).
- [22] Ahıska, R., Ciylan, B., Savaş, Y., Güler, İ., “Standart Termoelektrik Modülün Z Parametresinin Ölçülmesi için Yeni Yöntem ve Yeni Sistem”, *Gazi Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Dergisi*, 19 (4):467-473 (2004).
- [23] Dişlitaş, S., Ahıska, R., “Jeotermal Termoelektrik Jeneratör”, *YEKS’2003 Yeni ve Yenilenebilir Enerji Kaynakları Sempozyumu ve Sergisi*, Kayseri, 105-110 (2003).
- [24] Dişlitaş, S., Ahıska, R., “Mikrodenetleyici Kontrollü Jeotermal Termoelektrik Jeneratör”, *3. Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu*, Ankara, 38-39 (2003).
- [25] Rowe, D., “Methodology for Testing Thermoelectric Materials and Devices”, *CRC Handbook of Thermoelectrics*, CRC Pres., Florida, 189-209 (1995).
- [26] Pressman, A. I., “Switching and Linear Power Converter Design”, *Haydan Rochelle Park*, N. J., 32-78 (1977).
- [27] Pelegrí, J., Ramírez, D., Sanchis, E., Navarro, A. E., Casans, S., “Giant Magnetoresistive Sensor in Conductance Control of Switching Regulators”, *IEEE Transactions on Magnetics*, 36 (5):3578-3580 (2000).
- [28] Chryssis, G., “High Frequency Switching Power Supplies”, *McGraw-Hill Inc.*, New York, 13-63, 116-122 (1989).

- [29] Ahıska, R., Savaş, Y., Işık, H., “Mikrodenetleyici ile SMPS’in Çıkış Geriliminin Sıcaklığa Bağlı Olarak Değiştirilmesi”, *Politeknik Dergisi*, 5 (1):51-57, (2002).
- [30] Ahıska, R., Savaş, Y., Işık, H., “Mikrodenetleyicili SMPS ve Kontrol Sisteminin Termoelektrik Uygulamaları”, *Politeknik Dergisi*, 5 (1): 59-68, (2002).
- [31] Andreuccetti, D., Marco, G. B., et al., “EMI-Immune Thermocouple Thermometry in RF Hypothermia Systems”, *IEEE Transaction on Electromagnetic Compatibility*, 33 (4):384-389 (1989).
- [32] Ruppel, F.R., “Modeling a Self-Calibrating Thermocouple for Use in a Smart Temperature Measurement System”, *IEEE Transaction on Instrumentation and Measurement*, 39 (6):898-901 (1990).
- [33] Cao, H., Vorperian, V. R., Tsai, J. Z., Tungjitkusolmun, S., Woo, E. J., Webster, J. G., “Temperature Measurement within Myocardium During *In Vitro* RF Catheter Ablation”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 47 (11):1518-1524 (2000).
- [34] Güler, N. F., Ahıska, R., “Design and testing of microprocessor-controlled portable thermoelectric medical cooling kit”, *Applied Thermal Engineering*, 22 1271-1276, (2002).
- [35] Kapıdere, M., Ahıska, R., Güler, İ., “Mikrodenetleyici Kontrollü Termohipoterm Tıp Cihazı”, *Biyomut, Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı*, 31Mayıs-1Haziran, İstanbul, (2002).
- [36] Kapıdere, M., Ahıska, R., Güler, İ., “Dört Sıcaklık Algılayıcılı ve Mikrodenetleyicili Termohipoterm Sistemi”, *3. Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu*, Ağustos, (2003).
- [37] Kapıdere, M., Ahıska, R., Güler, İ., “A New Microcontroller Based Human Brain Hypothermia System”, *Journal of Medical Systems*, kabul edildi, (2005).
- [38] “MPLAB IDE User’s Guide”, *Microchip Technology Inc.*, 17-240 (2005).
- [39] Hardalaç, F., Serhatlıoğlu, S., Burma, O., Güler, İ., “Determination of coronary failure with application of FFT and AR methods”, *Journal of Medical Systems*, 27(2):121-131 (2003).
- [40] Hanley, J. A., McNeil, B. J., “The meaning and use of the area under the receiver operating characteristic (ROC) curve”, *Radiology*, 143 29-36 (1982).



EKLER

EK-1 TTC Kontrol Devresinde Kullanılan Mikrodenetleyicinin Ana Programı

```

;*****
LIST P=16F877;
ERRORLEVEL -302;                26/11/2003
;*****

include <p16f877.inc>

;-----
include <lm032l.h>      ; 4Mhz osilatör
;-----

_CONFIG _CP_OFF & _WDT_OFF & _PWRTE_ON & _XT_OSC & _BODEN_ON
& _LVP_OFF & _CPD_OFF & _WRT_ENABLE_OFF & _DEBUG_OFF
;-----

include <RAM.inc>
;-----
#define      TUS      PORTB
;-----

org      0x00
goto     BASLA
;-----

include <tum.inc>
;-----

D4MS                      ; DELAY (GECİKME)
    movlw .3              ; 3
    movwf MSB

DL1
    movlw .180             ; .190
    movwf LSB

DL2    decfsz  LSB,F
    goto     DL2
    decfsz  MSB,F
    goto     DL1

;
    return

;*****
BASLA
    CLRF  STATUS
    BSF   STATUS,RP0      ; Select register page 1

```



```

CLRF INTCON
BCF  OPTION_REG,7
movlw H'F0'
movwf TRISB^80H    ; Set PORT_B as some outputs
clrf  TRISD^80     ; Set Port_D as all outputs
clrf  TRISC^80     ; Set Port_E as all outputs
movlw H'3F'
movwf TRISA^80H    ; Set Port_A as inputs
movlw H'07'
movwf TRISE^80H    ; Set Port_A as inputs
movlw B'10000000'  ; Left justify,1 analog channel
movwf ADCON1^80    ; VDD reference
MOVLW  H'FF'      ; PWM Period değerinin atanması
MOVWF  PR2        ; En büyük DUTY değeri
BCF  STATUS,RP0   ; Select register page 0
call  SIFIRLA
movlw .255
movwf MSB
call  DL1
call  DL1
call  DL1
call  DL1
;*****
MOVLW  .0
MOVWF  LCD_CNTL
MOVLW  0x038      ; Command for 8-bit interface
MOVWF  PORTD      ;
BSF  LCD_CNTL, E ;
BCF  LCD_CNTL, E ;
CALL  D4MS
MOVLW  B'00000111'
MOVWF  PORTD      ; This code for both 4-bit and 8-bit modes
BSF  LCD_CNTL, E ;
BCF  LCD_CNTL, E
;
MOVLW  DISP_ON    ;
CALL  SEND_CMD    ;
MOVLW  CLR_DISP   ;

```

```

CALL SEND_CMD ;
MOVLW ENTRY_INC ;
CALL SEND_CMD ;

;-----
CALL BASLANGIC ; TERMOHİPOTERM
; TIP CİHAZI
; GAZİ UNİVERSİTESİ
; TEKNİK EGT.FAKULTESİ
,*****
BCF TUS,3
BASLA1
BTFSC TUS,7 ; '#' BUTONUNA BASARAK, SONRAKİ MENÜYE GEÇ
GOTO BASLA1 ; YADA BEKLE

;-----
SAG_AYAR
BTFSS TUS,7 ; BUTONUN BIRAKILMASINI BEKLE
GOTO SAG_AYAR
MOVLW CLR_DISP ; DISPLAY TEMİZLE
CALL SEND_CMD
CALL OKU1 ; EEPROMDAN DEĞER OKU
SAG_AYAR0
BSF TUS,3 ; SAG MODUL REJİM AYARLA
CALL SAG_AYAR_LCD
CALL TUS_TAKIMI_REJ
MOVF DIGIT,W
MOVWF REJ_SAG ; REJİM SEÇ
BCF TUS,3
BTFSC TUS,7
GOTO SAG_AYAR0
CALL YAZ0 ; EEPROMA DEĞER YAZ

;-----
SAG_AYAR00
BTFSS TUS,7 ; BUTONUN BIRAKILMASINI BEKLE
GOTO SAG_AYAR00
CALL OKU1 ; EEPROMDAN DEĞER OKU
MOVF SEN1,W
MOVWF DIGIT
SAG_AYAR1

```

```

BSF    TUS,3           ; SAG MODUL SENSOR AYARLA
CALL   SAG_AYAR_LCD
CALL   TUS_TAKIMI_SENSOR
MOVF   DIGIT,W
MOVWF   SEN1
BCF     TUS,3
BTFSC  TUS,7
GOTO    SAG_AYAR1
CALL    YAZI           ; EEPROMA DEĞER YAZ

```

SAG_AYAR2

```

BTFSS  TUS,7           ; BUTONUN BIRAKILMASINI BEKLE
GOTO    SAG_AYAR2
CALL    OKU1           ; EEPROMDAN DEĞER OKU

```

SAG_AYAR22

```

BSF     TUS,3
CALL    SAG_AYAR_LCD
CALL    TUS_TAKIMI
MOVF    D1,W           ; SAĞ MODUL SICAKLIĞINI AYARLA
MOVWF    DGT3
MOVF    D2,W
MOVWF    DGT2
MOVF    D3,W
MOVWF    DGT1
BCF     TUS,1
BTFSS  TUS,7
CALL    POLARITE1
BSF     TUS,1
BCF     TUS,3
BTFSC  TUS,7
GOTO    SAG_AYAR22
CALL    YAZ2           ; EEPROMA DEĞER YAZ

```

SOL_AYAR

```

BTFSS  TUS,7           ; BUTONUN BIRAKILMASINI BEKLE
GOTO    SOL_AYAR
MOVLW   CLR_DISP       ; DISPLEY TEMİZLE
CALL    SEND_CMD

```

```

        CALL OKU11          ; EEPROMDAN DEĞER OKU
SOL_AYAR0
        BSF    TUS,3        ; SOL MODUL REJİM AYARLA
        CALL  SOL_AYAR_LCD
        CALL  TUS_TAKIMI_REJ
        MOVF  DIGIT,W
        MOVWF REJ_SOL        ; REJİM SEÇ
        BCF   TUS,3
        BTFSC TUS,7
        GOTO  SOL_AYAR0
        CALL  YAZ01          ; EEPROMA DEĞER YAZ
;-----
SOL_AYAR00
        BTFSS TUS,7        ; BUTONUN BIRAKILMASINI BEKLE
        GOTO  SOL_AYAR00
        CALL  OKU11          ; EEPROMDAN DEĞER OKU
        MOVF  SEN2,W
        MOVWF DIGIT
SOL_AYAR1
        BSF    TUS,3        ; SOL MODUL SENSOR AYARLA
        CALL  SOL_AYAR_LCD
        CALL  TUS_TAKIMI_SENSOR
        MOVF  DIGIT,W
        MOVWF SEN2
        BCF   TUS,3
        BTFSC TUS,7
        GOTO  SOL_AYAR1
        CALL  YAZ11          ; EEPROMA DEĞER YAZ
;-----
SOL_AYAR2
        BTFSS TUS,7        ; BUTONUN BIRAKILMASINI BEKLE
        GOTO  SOL_AYAR2
        CALL  OKU11          ; EEPROMDAN DEĞER OKU
SOL_AYAR22
        BSF    TUS,3
        CALL  SOL_AYAR_LCD
        CALL  TUS_TAKIMI
        MOVF  D1,W          ; SOL MODUL SICAKLIĞINI AYARLA

```

```

MOVWF    DGT6
MOVF D2,W
MOVWF    DGT5
MOVF D3,W
MOVWF    DGT4
BCF  TUS,1
BTFSS TUS,7
CALL POLARITE2
BSF  TUS,1
BCF  TUS,3
BTFSC TUS,7
GOTO SOL_AYAR22
CALL YAZ22      ; EEPROMA DEĞER YAZ
;-----
MODUL_KONTROL
    BTFSS TUS,7      ; BUTONUN BIRAKILMASINI BEKLE
    GOTO MODUL_KONTROL
    MOVLW    CLR_DISP      ; DISPLEY TEMİZLE
    CALL SEND_CMD
    CALL OKU111      ; EEPROMDAN DEĞER OKU
MODUL_KONTROL1      ; KONTROL EDİLECEK MODÜLÜ SEÇ
    BSF  TUS,3      ; MODUL= 1,2,3
    CALL LCM0
    CALL TUS_TAKIMI_MODUL
    MOVF DIGIT,W
    MOVWF    MDL
    BCF  TUS,3
    BTFSC TUS,7
    GOTO MODUL_KONTROL1
    CALL YAZ222      ; EEPROMA DEĞER YAZ
    BSF  TUS,3
;-----
    CALL LCM  ; 8-KANALIN SICAKLIĞINI GÖSTER (4+4 KANAL)
    MOVLW    .20
    MOVWF    SAYI
;*****
;          EEPROMA AYAR DEĞERLERİNİ KAYDET
;          ADC'DE 8-KANAL DÖNÜŞÜM YAP

```

```

;          SENSOR SICAKLIKLARINI GOSTER
;          HESAPLA_PWM AYARLARINI YAP (PID)
;          DONGÜYE DEVAM ET
;          İSTENİRSE BASA DÖN
;*****
ANA
    movlw .200          ; 200msn gecikme ile kontrol
    movwf MSB
    CALL DL1            ; 28sn de sıcaklık istenen değere gelir
;
    MOVLW .1
    SUBWF SAYI,F
    BTFSS STATUS,Z
    GOTO ANA1
    MOVLW .20
    MOVWF SAYI
    CALL LCM ; 8-KANALIN SICAKLIĞINI GÖSTER (4+4 KANAL)
ANA1
;-----
;      8-KANAL ADC ALT PROGRAMI
;-----
    MOVLW AD_CH1          ; 1.ADC KANALI DÖNÜŞÜMÜNÜ YAP.
    CALL AD_CONVERT
    MOVF PT0,W
    MOVWF POT1
    MOVF DIGI1,W
    MOVWF DIGIT1
    MOVF DIGI2,W
    MOVWF DIGIT2
    MOVF DIGI3,W
    MOVWF DIGIT3
    MOVF DIGI4,W
    MOVWF DIGIT4
;
    MOVLW AD_CH2          ; 2.ADC KANALI DÖNÜŞÜMÜNÜ YAP.
    CALL AD_CONVERT
    MOVF PT0,W
    MOVWF POT2

```



```

MOVF DIGI1,W
MOVWF     DIGIT5
MOVF DIGI2,W
MOVWF     DIGIT6
MOVF DIGI3,W
MOVWF     DIGIT7
MOVF DIGI4,W
MOVWF     DIGIT8

```

;

```

MOVLW     AD_CH3           ; 3.ADC KANALI DÖNÜŞÜMÜNÜ YAP.
CALL AD_CONVERT

```

```

MOVF PT0,W
MOVWF     POT3
MOVF DIGI1,W
MOVWF     DIGIT9
MOVF DIGI2,W
MOVWF     DIGIT10
MOVF DIGI3,W
MOVWF     DIGIT11
MOVF DIGI4,W
MOVWF     DIGIT12

```

;

```

MOVLW     AD_CH4           ; 4.ADC KANALI DÖNÜŞÜMÜNÜ YAP.
CALL AD_CONVERT

```

```

MOVF PT0,W
MOVWF     POT4
MOVF DIGI1,W
MOVWF     DIGIT13
MOVF DIGI2,W
MOVWF     DIGIT14
MOVF DIGI3,W
MOVWF     DIGIT15
MOVF DIGI4,W
MOVWF     DIGIT16

```

;

```

MOVLW     AD_CH5           ; 5.ADC KANALI DÖNÜŞÜMÜNÜ YAP.
CALL AD_CONVERT

```

```

MOVF PT0,W

```

```

MOVWF    POT5
MOVF DIGI1,W
MOVWF    DIGIT17
MOVF DIGI2,W
MOVWF    DIGIT18
MOVF DIGI3,W
MOVWF    DIGIT19
MOVF DIGI4,W
MOVWF    DIGIT20

```

;

```

MOVLW    AD_CH6
CALL AD_CONVERT
MOVF PT0,W
MOVWF    POT6
MOVF DIGI1,W
MOVWF    DIGIT21
MOVF DIGI2,W
MOVWF    DIGIT22
MOVF DIGI3,W
MOVWF    DIGIT23
MOVF DIGI4,W
MOVWF    DIGIT24

```

; 6.ADC KANALI DÖNÜŞÜMÜNÜ YAP.

;

```

MOVLW    AD_CH7
CALL AD_CONVERT
MOVF PT0,W
MOVWF    POT7
MOVF DIGI1,W
MOVWF    DIGIT25
MOVF DIGI2,W
MOVWF    DIGIT26
MOVF DIGI3,W
MOVWF    DIGIT27
MOVF DIGI4,W
MOVWF    DIGIT28

```

; 7.ADC KANALI DÖNÜŞÜMÜNÜ YAP.

;

```

MOVLW    AD_CH8
CALL AD_CONVERT

```

; 8.ADC KANALI DÖNÜŞÜMÜNÜ YAP.

```

MOVF PT0,W
MOVWF POT8
MOVF DIGI1,W
MOVWF DIGIT29
MOVF DIGI2,W
MOVWF DIGIT30
MOVF DIGI3,W
MOVWF DIGIT31
MOVF DIGI4,W
MOVWF DIGIT32
;*****
;      PWM KANALLARINI SEÇ ÖN BÖLME ORANI VE TMR2 AYARLA
;*****
      MOVLW      B'00000101'    ; TMR2 prescaler
      MOVWF      T2CON          ;
      MOVLW      B'00001100'    ;
      MOVWF      CCP1CON        ; PWM 1.KANAL SEÇİMİ
      MOVWF      CCP2CON        ; PWM 2.KANAL SEÇİMİ
;*****
;      ISITMA VEYA SOĞUTMA REJİMİ İÇİN
;      AKIM YÖNÜ KONTROLÜ ALT PROGRAMI
;*****
      MOVLW      '1'
      SUBWF      REJ_SOL,W
      BTFSS      STATUS,Z
      GOTO      YON1
      BSF        PORTC,3
      GOTO      YON2
YON1
      BCF        PORTC,3
;-----
YON2
      MOVLW      '1'
      SUBWF      REJ_SAG,W
      BTFSS      STATUS,Z
      GOTO      YON3
      BSF        PORTC,0
      GOTO      DUTY_HES

```

YON3

BCF PORTC,0

; HESAPLA_PWM_DUTY_ORANI

DUTY_HES

MOVF DUTY_ORAN_SOL,W

MOVWF DUTY_ORAN

CALL HESAPLA_PWM_SOL

MOVF DUTY_ORAN,W

MOVWF DUTY_ORAN_SOL

;

MOVF DUTY_ORAN_SAG,W

MOVWF DUTY_ORAN

CALL HESAPLA_PWM_SAG

MOVF DUTY_ORAN,W

MOVWF DUTY_ORAN_SAG

; MODUL KONTROL ALT RUTİNİ

MDL_KON

MOVLW '2'

SUBWF MDL,W

BTFSC STATUS,Z

GOTO MDL1

MOVLW '1'

SUBWF MDL,W

BTFSC STATUS,Z

GOTO MDL2

GOTO MDL3

;

MDL1

MOVF DUTY_ORAN_SOL,W ; DUTY KONTROL

MOVWF CCPR1L

GOTO MDLSON

MDL2

MOVF DUTY_ORAN_SAG,W ; DUTY KONTROL

MOVWF CCPR2L

```
GOTO MDLSON
MDL3
    MOVF DUTY_ORAN_SOL,W
    MOVWF    CCPR1L
    MOVF DUTY_ORAN_SAG,W
    MOVWF    CCPR2L
MDLSON
    BCF  TUS,1
    BTFSS TUS,7      ; '*' BUTONUNA BASILDIĞINDA BASA DÖN
    GOTO BASLA
    BSF  TUS,1
    GOTO ANA
;-----
    include <hesappwm.inc>; PWM hesapları
;*****
END
```

ÖZGEÇMİŞ

1970 yılında Malatya'da doğdu. İlkokulu Malatya'da, ortaokulu Kırşehir'de ve liseyi de Adana'da tamamladı.1994 yılında Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Elektronik-Bilgisayar Eğitimi Bölümünden mezun oldu. Bir yıl mezun olduğu Adana Seyhan Teknik ve Endüstri Meslek Lisesi'nde öğretmenlik yaptıktan sonra, 1995 yılında mezun olduğu fakültede Araştırma Görevlisi olarak çalışmaya başladı. 1998 yılında yüksek lisansını bitirdi. Aynı yıl doktora çalışmalarına başladı.

