

**KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ**  
**ANABİLİM DALI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**TEMASIZ İNSAN VÜCUDU SICAKLIK ÖLÇERLERİN**  
**KALİBRASYONU İÇİN REFERANS KAYNAKLARIN VE**  
**METOTLARIN GELİŞTİRİLMESİ**

**MEHTAP CAN**

**KOCAELİ 2021**

**KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ**  
**ANABİLİM DALI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**TEMASSIZ İNSAN VÜCUDU SICAKLIK ÖLÇERLERİN**  
**KALİBRASYONU İÇİN REFERANS KAYNAKLARIN VE**  
**METOTLARIN GELİŞTİRİLMESİ**

**MEHTAP CAN**

**Prof. Dr. Yasin KİŞİOĞLU**

**Danışman, Kocaeli Üniversitesi**

.....

**Prof. Dr. Emine Doğru BOLAT**

**Jüri Üyesi, Kocaeli Üniversitesi**

.....

**Dr. Hümbet NASİBLİ**

**Jüri Üyesi, TÜBİTAK MAM-UME**

.....

**Tezin Savunulduğu Tarih: 29.06.2021**

## ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

COVID-19 pandemisi döneminde insan vücut sıcaklığı ölçümü kapsamında hızlı ve temassız ölçüm yapabilen alın termometrelerinin kullanımı yaygınlaşmıştır. Bu cihazların doğru ölçüm gerçekleştirebilmeleri için izlenebilir olarak kalibrasyonlarının yapılması kritik bir öneme sahiptir. Ancak ülkemizde alın termometrelerinin izlenebilir kalibrasyonlarının gerçekleştirilebileceği bir referans sistem bulunmamaktadır. Tez kapsamında sunulmuş olan çalışma ile alın termometrelerinin izlenebilir kalibrasyonun gerçekleştirilmesinde kullanılacak referans kaynağın seçimi ve referans sistem kurulumu gerçekleştirilmiştir.

Tez çalışması kapsamında bana TÜBİTAK-UME Termodinamik Metroloji Laboratuvarı'nda çalışma fırsatı veren TÜBİTAK-BİDEB Başkanlığı'na, değerli önerileriyle yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Yasin KİŞİOĞLU'na, her aşamada çalışmalarımı titizlikle takip eden, değerli önerileriyle beni yönlendiren ve destekleyen değerli hocam Dr. Hümbet NASİBLİ'ye ve çalışmam sırasında teknik desteğini esirgemeyen Dr. Özlem PEHLİVAN'a teşekkür ederim. Termodinamik Metroloji Laboratuvarı'nda tez çalışmam boyunca yanımda olan ve birlikte çalıştığımız tüm personele ve TÜBİTAK-BİDEB STAR bursiyeri arkadaşlarıma en içten teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca hayatım boyunca her konuda desteğini ve yardımını esirgemeyen, bu günlere gelmemde büyük emekleri olan aileme sonsuz minnet duygularımı sunarım.

Haziran-2021

Mehtap CAN

## İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR .....	i
İÇİNDEKİLER .....	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	iv
TABLOLAR DİZİNİ .....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	viii
ÖZET.....	ix
ABSTRACT .....	x
GİRİŞ .....	1
1. LİTERATÜR TARAMASI.....	5
1.1. Siyahcisim Teorisi.....	5
1.1.1. Planck yasası .....	6
1.1.2. Wien yasası .....	7
1.1.3. Stephan Boltzmann yasası.....	8
1.2. Emisivite Kavramı .....	8
1.2.1. Yönlü tayfsal emisivite.....	9
1.2.2. Yönlü toplam emisivite .....	10
1.2.3. Yarımküresel tayfsal emisivite.....	10
1.2.4. Yarımküresel toplam emisivite .....	10
1.2.5. Kirchhoff'un termal radyasyon yasası .....	10
1.3. Emisivite Ölçüm Teknikleri .....	11
1.3.1. Dolaylı yöntemler.....	11
1.3.2. Doğrudan kalorimetrik yöntemler .....	13
1.3.3. Doğrudan radyometrik yöntemler .....	14
1.3.3.1. Deneysel düzenekler .....	15
1.3.3.2. Referans radyasyon kaynakları .....	17
1.3.3.3. Numune tutucu ve ısıtma sistemleri.....	18
1.3.3.4. Yüzey sıcaklığının belirlenmesi.....	21
1.3.3.5. Algılama sistemleri .....	27
1.3.3.6. Emisivite değerlendirme yöntemleri.....	27
1.3.3.7. Kullanılan numune çeşitleri .....	33
1.4. Deri Emisivite Ölçüm Sistemleri .....	33
1.5. İnsan Vücut Sıcaklığı Ölçümü .....	39
1.5.1. Klinik termometreler .....	41
1.5.2. Uzaktan sıcaklık ölçümleri.....	45
1.5.3. Kalibrasyon .....	49
1.5.4. İzlenebilirlik, akreditasyon, ITS-90 ve standartlar.....	50
1.5.5. Radyasyon termometrelerinin kalibrasyonu.....	51
1.5.5.1. Temel teori .....	51
1.5.5.2. Kalibrasyon teorisi .....	51
2. MALZEME ve YÖNTEM .....	54
2.1. Emisivite Tayini .....	54
2.2. Referans Radyasyon Kaynağının Emisivite Tayini.....	62
2.3. Alın Termometreleri Kalibrasyonları .....	69

2.4. Alın Termometreleri ile Vücut Sıcaklığı Ölçümü.....	76
3. BULGULAR VE TARTIŞMA .....	78
4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....	88
KAYNAKLAR .....	90
KİŞİSEL YAYINLAR VE ESERLER .....	98
ÖZGEÇMİŞ .....	99



## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1.	Üzerine gelen tüm ışınımı soğuran ideal siyahcisim gösterimi .....	5
Şekil 1.2.	Sıcaklık ve dalga boyuna bağlı olarak siyahcismin tayfsal ışınması.....	7
Şekil 1.3.	Yönlü ve hemisferik emisivite geometrisi.....	9
Şekil 1.4.	Emisivite ölçüm yöntemlerinin sınıflandırma şeması .....	11
Şekil 1.5.	Yönlü tayfsal emisivite ölçüm sistemlerinin en yaygın kullanılan düzenlenmesinin şematik görünümü .....	16
Şekil 1.6.	Yönlü tayfsal emisivite ölçüm sistemlerinde referans kaynağın ve numunenin 90°'lik açı ile konumlandırılmasının şematik görünümü.....	16
Şekil 1.7.	Yönlü tayfsal emisivite ölçüm sistemlerinde referans kaynağın ve numunenin yan yana konumlandırılmasının şematik görünümü.....	17
Şekil 1.8.	Pirometre ve numune hacminde siyahcisim imitasyonu ile temassız numune yüzey sıcaklığı ölçüm düzeneği şematik görünümü.....	23
Şekil 1.9.	Entegre küre ve pirometre ile temassız numune yüzey sıcaklığı ölçüm düzeneği şematik görünümü .....	23
Şekil 1.10.	Temas tabakası aracılığıyla elektrikli ısıtma plakası ile ısıtılan numune yüzey sıcaklığının hesaplanmasında kullanılan matematiksel model örneğinin şematik görünümü.....	25
Şekil 1.11.	Termostatik akışkan ile ısıtılan numune yüzey sıcaklığının hesaplanmasında kullanılan matematiksel model örneğinin şematik görünümü .....	26
Şekil 1.12.	Vücut sıcaklığının değerlendirilmesinde kullanılan termometrelerin ve fizyolojik bilginin gelişimi.....	40
Şekil 1.13.	İç kulak kanalında vücut sıcaklığı ölçümü.....	44
Şekil 1.14.	Yüz derisinin damar ağını besleyen yüzeysel temporal arterin anatomisi.....	45
Şekil 1.15.	Pirometre yapısının genel şeması.....	48
Şekil 1.16.	Termopil yapısı genel şeması.....	49
Şekil 2.1.	Atmosferik geçirgenlik pencereleri.....	54
Şekil 2.2.	Atmosferik geçirgenlik pencereleri.....	55
Şekil 2.3.	TÜBİTAK-UME Termodinamik Metroloji Laboratuvarı Bünyesinde Kurulan FT-IR Spektrometre ile Emisivite Ölçüm Sistemi .....	56
Şekil 2.4.	309,75 °K için dalgaboyuna karşı tayfsal enerji yoğunluğu grafiği .....	57
Şekil 2.5.	Siyahcisim emisivite tayini düzeneği genel şeması .....	59
Şekil 2.6.	Siyah cismin emisivite tayini düzeneği.....	60
Şekil 2.7.	150 °C sıcaklığında K tipi ısılcıftın kararlılık grafiği .....	61
Şekil 2.8.	250 °C sıcaklığında K tipi ısılcıftın kararlılık grafiği .....	61
Şekil 2.9.	350 °C sıcaklığında K tipi ısılcıftın kararlılık grafiği .....	62
Şekil 2.10.	450 °C sıcaklığında K tipi ısılcıftın kararlılık grafiği .....	62
Şekil 2.11.	ME30 model siyahcismin Pt100 ve Heitronics referans termometreleri ile 0 °C sıcaklığındaki okuma değerleri.....	65

Şekil 2.12. ME30 model siyahcismmin Pt100 ve Heitronics referans termometreleri ile 40 °C sıcaklığındaki okuma değerleri.....	65
Şekil 2.13. ME30 model siyahcismmin ışımmasının Heitronics marka piro metre ile ölçümü düzeneği.....	66
Şekil 2.14. HGH kaynağının ışımmasının Heitronics marka piro metre ile ölçümü düzeneği.....	66
Şekil 2.15. Deneyde Kullanılan Radyasyon Kaynaklarının Farklı Sıcaklık Değerlerinde Termogram Görüntüleri.....	67
Şekil 2.16. HGH DCN kaynağı 30 °C sıcaklığında ve piro metrenin emisivite değeri 1 iken okunan değerlerin kararlılık durumu .....	68
Şekil 2.17. ME30 model siyahcismmin 30 °C sıcaklığında ve piro metrenin emisivite değeri 1 iken okunan değerlerin kararlılık durumu .....	68
Şekil 2.18. Tez kapsamında kalibrasyonu gerçekleştirilen alın termometreleri .....	69
Şekil 2.19. HGH DCN kaynağına ait yüzey taraması sonucu aktif ışım alanlarındaki sıcaklık dağılımı.....	71
Şekil 2.20. HGH DCN kaynağına ait 50°C'deki termal kamera görüntüsü.....	71
Şekil 2.21. HGH DCN kaynağının Heitronics KT19 II ile yüzey taraması düzeneği.....	72
Şekil 2.22. FLIR T1020 Termal Kamera .....	73
Şekil 2.23. HGH marka kaynağın kararlılık kontrol ve referans sıcaklık okuma düzeneği.....	73
Şekil 2.24. ME30 model kaynağın kararlılık kontrol düzeneği ve tez kapsamında kullanılan alın termometreleri .....	74
Şekil 2.25. ME30 kaynağının 33 °C'deki kararlılık grafiği.....	74
Şekil 2.26. HGH DCN kaynağının 33 °C'deki kararlılık grafiği.....	75
Şekil 2.27. Katılımcılara ait termogram görüntüsü.....	77
Şekil 3.1. 36 °C Sıcaklığında ME30 Siyahcismminin emisivite değerlerine göre değişen sıcaklık okumaları ve bu değişimin matematiksel ifadesi .....	78
Şekil 3.2. 40 °C Sıcaklığında ME30 Siyahcismminin emisivite değerlerine göre değişen sıcaklık okumaları ve bu değişimin matematiksel ifadesi .....	80
Şekil 3.3. 40 °C Sıcaklığında HGH Siyahcismminin emisivite değerlerine göre değişen sıcaklık okumaları ve bu değişimin matematiksel ifadesi .....	80
Şekil 3.4. Farklı emisivite değerlerinde ME30 kaynağının sıcaklık okuma fark değerleri grafiği.....	82
Şekil 3.5. Farklı emisivite değerlerinde HGH kaynağının sıcaklık okuma fark değerleri grafiği.....	82
Şekil 3.6. HGH DCN kaynağının sıcaklığının alın termometrelerinin 'Vücut Modu' ile ölçüm sonuçlarının referans değerlere göre farklarının dağılımı .....	84
Şekil 3.7. HGH DCN kaynağının sıcaklığının alın termometrelerinin 'Yüzey Modu' ile ölçüm sonuçlarının referans değerlere göre farklarının dağılımı .....	85
Şekil 3.8. HEITRONICS ME30 kaynağının sıcaklığının alın termometrelerinin 'Vücut Modu' ile ölçüm sonuçlarının referans değerlere göre farklarının dağılımı .....	85

- Şekil 3.9. HEITRONICS ME30 kaynağının sıcaklığının alın termometrelerinin 'Yüzey Modu' ile ölçüm sonuçlarının referans değerlere göre farklarının dağılımı ..... 86
- Şekil 3.10. Alın termometrelerine göre katılımcıların ölçülen vücut sıcaklığı değerlerinin 36,6 °C'ye göre farklarının dağılım grafiği ..... 86





## TABLULAR DİZİNİ

Tablo 1.1. Seçilmiş spektral emisivite doğrudan radyometrik ölçüm yöntemleri için parametrelerin özeti.....	34
Tablo 2.1. Siyahcisim emisivite tayini düzeneğinde kullanılan cihazların açıklamaları .....	58
Tablo 2.2. Örnek müşteri siyahcisimine ait emisivite tayin işlemi verileri.....	61
Tablo 2.3. HGH Markalı Kaynak ve HEITRONICS ME30 referans kaynaklarının teknik özellikleri .....	63
Tablo 2.4. (Devam) HGH Markalı Kaynak ve HEITRONICS ME30 referans kaynaklarının teknik özellikleri .....	64
Tablo 2.5. Kullanılan alın termometrelerinin marka, model ve teknik bilgileri .....	70
Tablo 3.1. Her iki kaynağın 30, 33, 36 ve 40 °C sıcaklıklarında 1, 0,98 ve 0,96 emisivite değerleri ile ayrı ayrı ölçümlerinin ortalama değerleri .....	79
Tablo 3.2. ME30 ve HGH model kaynakların emisivite değişimine bağlı olarak ortalama sıcaklık değişimleri.....	81
Tablo 3.3. Alın termometrelerinin belirsizlik değerleri .....	83
Tablo 3.4. Kullanılan alın termometrelerine göre katılımcıların vücut sıcaklığı ölçüm verileri .....	87

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

$\varphi$	: Azimuth açısı
$c_1$	: Birinci ışınım sabiti
C	: Celcius
$\lambda$	: Dalgaboyu
$\varepsilon$	: Emisivite
F	: Görüş faktörü
q	: Isı Akısı
$c_0$	: Işığın vakumdaki hızı
$d\Omega, sr$	: Katı açı
K	: Kelvin
n	: Kırılma indisi
$\mu m$	: Mikrometre
h	: Planck sabiti
$\theta$	: Polar açı
$\sigma$	: Stephan-Boltzman sabiti
$\alpha$	: Soğurma

### Kısaltmalar

BNM LNE	: Bureau National de Metrologie-Laboratoire National d'Essais (Ulusal Metroloji Bürosu-Ulusal Test Laboratuvarı)
DTGS	: Deuterated Triglycine Sulfate (Döteryumlanmış Triglisin Sülfat)
InSb	: Indium Antimonide (Indiyum Antimonid)
ITS90	: International Temperature Scale of 1990 (1990 Uluslararası Sıcaklık Ölçeği)
MCT	: Mercury-Cadmium-Telluride (Civa-Kadmiyum-Tellurid)
PRT	: Platinum Resistance Thermometer (Platin Direnç Termometresi)
RTD	: Resistance Temperature Detector (Direnç Sıcaklık Dedektörü)
TÜBİTAK	: Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu
UME	: Ulusal Metroloji Enstitüsü

## TEMASSIZ İNSAN VÜCUDU SICAKLIK ÖLÇERLERİN KALİBRASYONU İÇİN REFERANS KAYNAKLARIN VE METOTLARIN GELİŞTİRİLMESİ

### ÖZET

İnsanlarda yüksek ateş çoğu salgın hastalığın ilk belirtisi olmaktadır. Özellikle, COVID-19 pandemisi döneminde gördüğümüz gibi, yüksek ateş belirtisinin hızlı ve doğru ölçümü hastalığın tespitinde ve yayılmasının azaltılmasında önemli rol oynamaktadır. Bu nedenle ülkemizde hastane, havalimanı, okullar vb. kurumların girişinde ateş tespitinin yapılması zorunlu hale getirilmiştir. Sosyal mesafe (1,5-2 metre) kuralına uygun olarak ateş tespitinin yapılmasında uzaktan ve temassız ateşölçerlerin, özellikle alın termometreleri ve termal kameraların kullanımının önemi ön plana çıkmıştır. Bu cihazların doğru ölçüm gerçekleştirebilmeleri için izlenebilir kalibrasyonlarının yapılması kritik bir öneme sahip olmuştur. Fakat, bu sıcaklık ölçerlerin kalibrasyonu için mevcut bir prosedür, rehber veya standart olmadığından dolayı dünya metroloji enstitüleri bu konuda acil çalışmalar başlattılar.

Bu tez çalışması, ülkemizde alın termometrelerinin izlenebilir kalibrasyonlarının yapılabilmesi için Ulusal Metroloji Enstitüsünde yürütülen çalışmaların sonuçlarını kapsamaktadır. Bu amaçla, iki farklı referans kaynağın karşılaştırmalı performans analizi yapılarak izlenebilir kalibrasyon zinciri oluşturulmuştur. Öncelikle yüksek hassasiyetli ve çözünürlüklü termal kamera ve transfer standart referans radyasyon termometresi kullanılarak kaynakların yüzey taramaları yapılmış ve aktif ışınım alanlarının sıcaklık dağılımları çıkarılmıştır. Her iki kaynak 30°C ile 42°C aralığında ayarlanmış ve kararlılıkları kontrol edilmiştir. Ülkemizde de yaygın kullanılan ve farklı üreticilerden temin edilmiş 8 adet alın termometresi bahsedilen iki referans kaynak kullanılarak kalibre edilmiş ve belirsizlik analizi yapılmıştır. Ek olarak, kullanılan iki farklı referans kaynağın belirli sıcaklık değerlerinde emisivite değeri değişimine bağlı olarak sıcaklık okuması farklılıkları hesaplanmış ve emisivite hatasının ölçüm belirsizliği bütçesine katkısı belirlenmiştir. Her iki referans kaynağının ITS90'a uygun olarak yüksek doğrulukla alın termometrelerinin izlenebilir kalibrasyonunda kullanılabileceği kanıtlanmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Alın Termometreleri Kalibrasyonu, Emisivite Tayini, İzlenebilir Kalibrasyon Referans Radyasyon Kaynakları.

# **DEVELOPMENT OF THE REFERENCE SOURCES AND METHODS FOR THE CALIBRATION OF NON-CONTACT HUMAN BODY TEMPERATURE METERS**

## **ABSTRACT**

High fever in humans is the first sign of most epidemic diseases. Especially as we saw during the COVID-19 outbreak, measuring the high fever symptom quickly and accurately plays an important role in detecting the disease and reducing its spread. Therefore, in our country, hospitals, airports, schools and so on. Fire detection has become mandatory at the entrances of institutions. The use of remote and non-contact thermometers, especially forehead thermometers and thermal cameras, came to the fore in fever detection in accordance with the social distance (1.5-2 meters) rule. Traceable calibrations are critical for these devices to make accurate measurements. However, since there is no existing procedure, guideline or standard for the calibration of these temperature measuring devices, world metrology institutes have initiated urgent studies on this issue.

This thesis study covers the results of the studies carried out at the National Metrology Institute in order to make traceable calibrations of forehead thermometers in our country. For this purpose, a traceable calibration chain has been established by performing comparative performance analysis of two different reference sources. First of all, surface scans of the sources were made by using a high precision and resolution thermal camera and a transfer standard reference radiation thermometer, and the temperature distributions of the active radiant areas were extracted. Both sources were adjusted between 30°C and 42°C and their stability was checked. Eight forehead thermometers, which are widely used in our country and supplied from different manufacturers, were calibrated using two reference sources and uncertainty analysis was performed. In addition, temperature reading differences were calculated depending on the emissivity value change at certain temperature values of two different reference sources used and the contribution of the emissivity error to the measurement uncertainty budget was determined. It has been proven that both reference sources can be used for traceable calibration of highly accurate forehead thermometers according to ITS90.

**Keywords:** Forehead Thermometers Calibration, Emissivity Determination, Traceable Calibration, Reference Radiation Sources.

## GİRİŞ

Grip veya SARS-CoV-2 enfeksiyonları gibi çeşitli bulaşıcı hastalıklarda viral replikasyonun azaltılması için immün sistem bu enfeksiyonlara karşı yanıtlar oluşturur. Tespit edilmesi gereken parametre, basit bir belirteç olarak ateştir. Vücut ısısı ölçümü ve dolayısıyla ateş tespitinde uzun yıllardır geleneksel olarak ağız, koltuk altı, kulak veya rektuma yerleştirilen temaslı termometreler kullanılmıştır. Bu termometrelerin çalışma prensibi bir ısılıçift, bir termistör veya bir direnç sıcaklık dedektörüne (RTD) temaslı metal yardımıyla ısının iletilmesi ve böylece sıcaklığın ölçülmesine dayanır. Ancak özellikle RTD'ler olmak üzere bu yöntemler sıcaklığı hassas şekilde ölçmeleri gibi avantajlarının yanında, yaklaşık bir dakikalık bir iletim süreci ve oluşabilecek çapraz kontaminasyonu önlemek adına kullanımdan sonra kapsamlı bir dezenfeksiyona ihtiyacı gibi dezavantajlara da sahiptirler. Covid-19 pandemisinde yapılan çalışmalar gösterdi ki, SARS-CoV-2 virüsünün bulaşma yollarından biri havada salınan hava akımıyla taşınan 5 µm'den küçük çaplı mikropartikülleri içeren aerosollerin inhalasyonudur. Enfekte kişilerle doğrudan veya dolaylı olarak temas yoluyla veya enfekte kişilerin oluşturduğu damlacıkların cansız yüzeylerde birikmesi ve diğer kişilerin bu yüzeylere teması ile de bulaşabilir. Virüsten korunmak için enfekte kişilerle 2 metreden yakın bir mesafede 15 dakikadan fazla bir süre durmaktan kaçınılmalıdır. Bu sebeple vücut sıcaklığı ölçümünde temassız kızılötesi termometrelerin kullanımı yaygınlaşmıştır.

Temassız kızılötesi termometreler, sıcaklığı temas ihtiyacı duymadan ölçebildiğinden sürekli dezenfeksiyona ihtiyaç duymaz, birkaç saniyede ölçümü tamamlar ve rahat bir şekilde ölçüm alınmasına olanak sağlar. Bu termometreler genel olarak iki kategoriye ayrıldığında ilki, termal kameralardır. Bu kameraların çalışma prensibi normal dijital kameralar gibidir. Kamera önünde on metreye kadar olan sabit bir görüş alanındaki nesnelerin sıcaklık haritasının oluşturur. Bazı aparatlar yardımıyla ısı radyasyonunun iletken piksellerin odak düzlemine odaklanması sağlanır ve sonrasında bu odak düzlemin bağlı sıcaklığı bolometre yardımıyla okunur. Bu kameralar her piksele ait farklı hassasiyet eğrilerini kullanılarak yapılan kapsamlı bir kalibrasyon ihtiyacına

sahiptir. Ayrıca kamera ölçümü istenen nesnenin yaydığı radyasyon dışında çevre veya atmosferden gelen radyasyonu da aldığından hava sıcaklığındaki dalgalanmalardan büyük ölçüde etkilenir. Yapılmış bazı çalışmalara göre bir nesnenin sıcaklığı ölçülürken, ölçümü alınacak nesnenin emisivitesi, atmosfer geçirgenliği, termometrenin optimum ölçüm aldığı mesafe (odak uzaklığı), nem, atmosferik sıcaklık ve çevreden gelen radyasyon dikkate alınır. İkinci tip temassız kızılötesi termometre çeşidi ise termopiller ile ölçüm alan elde taşınabilen alın veya timpanik termometrelerdir. Üretici tarafından belirlenen sabit odak uzaklığında, nesneden yayılan termal radyasyonu alır ve seebeck etkisini kullanarak sıcaklığı elektrik sinyaline dönüştürürler. Bu cihazlarda sensörün ölçümü alınacak nesneden uzaklığı daha küçük olduğundan ortam hava akışının ölçüme etkisi en aza indirilir. Kulak termometreleri ile ölçüm hızlı, rahat ve hassas olmasına rağmen cihazda çapraz kontaminasyonu azaltmak için kullanılan prop kapakları ölçümde komplikasyona neden olur. Bu termometrelerde termal radyasyon prop kapağından algıladığı için, prop kapağı hasarı veya kapak ile prop arasında hava boşluklarının oluşmasına sebep olabilecek doğru şekilde takılmama durumlarında daha düşük okuma ve okumalar arasında birçok varyasyon gözlenecektir. Ayrıca prop kapağının ölçüm alınan her farklı kişide değiştirilmesi gerektiğinden, kapağın değişim süreci ve maliyeti de göz önüne alındığında pandemi döneminde kritik öneme sahip ateş taramasında hızlı, kolay, kulak termometresine göre daha uzaktan ölçüm almayı sağlayan ve uygun maliyetli alın termometrelerinin kullanımının daha uygun olduğu düşünülmüştür. Alın termometreleri kulak termometrelerinin aksine ölçümde vücut boşluğu kullanmak yerine deriden ölçüm aldığı için herhangi bir fizyolojik rahatsızlık veya yukarıda belirtilen cihaza bağlı bir durum ölçümde hatalara sebep olmayacaktır. Aortun dallanmasıyla oluşan internal karotid arter alın bölgesine doğru yükseldiğinde yüzeysel temporal arteri oluşturur ve bu arter alın derisinin damar ağını besler. Kolayca erişilebildiğinden, mukoza zarı içermediğinden ve sahip olduğu yüksek perfüzyon ve kutanöz akış sayesinde kaybedilen ısı ve ardından kalpten çıkan arter sıcaklığı matematiksel yöntemler ile doğru bir şekilde hesaplanabildiğinden deriden vücut sıcaklığı ölçümünde yüzeysel temporal arter gerekli ihtiyaçları karşılar. Yapılmış çalışmalarda, temporal arter bölgesinden sıcaklık ölçümünde herhangi bir yaralanma riski veya soyunma ihtiyacı olmadığı ve her yaş için uygun şekilde ölçüm alınabileceği belirtilmiştir.

Vücut sıcaklığı ölçümlerinde kullanılacak termometrelerin güvenli sonuçlar vereceğinden emin olunması kritiktir ve bu amaçla bu kullanılacak termometreler izlenebilir şekilde düzenli olarak kalibre edilmelidir. Termometreler izlenebilirliği sağlanmış referans kaynaklar ile kalibre edilmezse yapılan karşılaştırma sonuçlarının uyumlu olması veya kanıtlanabilmesi beklenemez. Kalibrasyon işlemi temel olarak referans sıcaklık kaynağı ile kullanılan termometre çıktılarının karşılaştırılmasına dayanır. Termometrenin çalışma sıcaklık aralığına ve çalışma bant emisivitesine uygun olacak kalibrasyon referans kaynağı kullanılmalıdır. İnsan vücudu başta olmak üzere klinikte ölçümü alınan 25-40 °C aralığındaki nesnelere, Planck yasasına uygun olarak 9.6-10 µm arasında ışımaya yaydığından, bu sıcaklıkların ölçümünde kullanılacak termometreler ve dolayısıyla bu termometrelerin kalibrasyonunda kullanılacak referans radyasyon kaynaklarının 8-14 µm emisivite aralığında çalışması beklenmektedir. Bu nedenle kullanılacak referans radyasyon kaynağının öncelikle toplam bant emisivitesi tayin edilmelidir.

Bu çalışma kapsamında referans radyasyon termometrelerinin çalışma bant emisivitesi aralıklarında, referans olarak kullanılması düşünülen radyasyon kaynaklarının bant emisivitesinin tayini yapılmıştır. Kullanılan metot yüksek doğruluklu sonuçlar verdiği için endüstride yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu kapsamda referans radyasyon termometresi, emisivitesi tayin edilecek siyah cisim, K tipi ısı çifti sıvı banyosu, multimetre ve radyasyon termometresinin okuma değerinin dijital gösterimine sahip Easy TRT programı kullanılmış ve 150-450 °C aralığında dört sıcaklık değerinde ölçümler alınmıştır.

Bu çalışmanın ilk hedefi emisivite tayini için yukarıda belirtilen yöntemin kullanılmasına olanak göstermeyen (ısı çiftlerinin konumlandırılması için açıklığı bulunmayan) referans radyasyon kaynağının emisivite tayininin yapılması ve alın termometrelerinin kalibrasyonunda kullanılabileceği bilgisinin elde edilmesidir. Bu tez çalışmasında öncelikle kavite tipli, emisivitesi 1 olan standart referans radyasyon kaynağı ile alın termometrelerinin kalibrasyonunda kullanılması beklenen radyasyon kaynağı kullanılmıştır. Radyasyon kaynaklarının 30 °C-40 °C aralığında dört sıcaklık derecesi ve bu derecelerde ayrı ayrı üç emisivite değerinde Heitronics KT19 II ile okunma değerleri gözlenmesi amaçlanmıştır. Ayrı ayrı her sıcaklık değeri için pirometreden ayarlanan emisivite değerinin değişmesi durumunda sıcaklık

okumalarının ne miktarda değiştiği gözlenerek emisivitenin yanlış belirlenmesine bağlı oluşabilecek maksimum hatanın belirlenmesi ve alın termometrelerinin kalibrasyonu için günümüzde uluslararası metroloji standardı olarak kabul edilmiş belirsizlik değeri ile karşılaştırılması planlanmıştır.

Çalışmanın ikinci hedefi, 8 adet alın termometresinin hem kavite tipli, emisivitesi 1 olan standart referans siyahcisim ile hem de alın termometrelerinin kalibrasyonunda kullanılması beklenen referans radyasyon kaynağı ile kalibrasyonları gerçekleştirilmesi ve sonuçların karşılaştırılmasıdır. Bu kapsamda ilk olarak her iki siyahcisim aynı sıcaklıklara ayarlanmış ve bu sıcaklıklarda kararlı hale geldiğinde yüzey taramaları ve termal görüntüleri alınarak aktif ışımaya alanlarındaki sıcaklık dağılımının homojenliğine bakılmıştır. Her iki siyahcismin yüksek doğrulukla alın termometrelerinin kalibrasyonunda kullanılabileceği sonucuna ulaşılmıştır.

Tez kapsamında yapılmış olan çalışmaların başlıca motivasyonu pandemi döneminde ülkemizde kullanımı oldukça yaygınlaşan kızılötesi alın termometrelerinin kalibrasyonlarının izlenebilirlik zinciri dahilinde yapılabilmesinde kullanılacak düzeneğin Türkiye’de ilk kez kurulmasıdır. Şimdiye dek yapılmış olan ölçümlerin doğruluğu üreticiler tarafından belirlenen verilere göre belirlenmiştir. Bu tez kapsamında, alın termometrelerinin kalibrasyonunda kullanılabileceği düşünölen referans radyasyon kaynağının emisivitesi hesaplanmış, homojenliği kontrol edilmiş ve standart referans radyasyon kaynağı ile karşılaştırılmıştır. Kurulan sistem sayesinde alın termometrelerinin kalibrasyonları TÜBİTAK-UME Termodinamik Metroloji Laboratuvarı’nda gerçekleştirilebilecek ve 2. cil seviye kalibrasyon laboratuvarlarına talimatlar gönderildiğinde, bu laboratuvarlardaki kalibrasyonların da izlenebilirlik zincirine uygun olması sağlanacaktır. Bahsedilen hedefler göz önüne alınarak yapılan tez çalışması başlıca dört ana bölüm başlığı altında toplanmıştır. İlk bölümde literatür taraması bilgileri sunulmuştur. Bu bölümde siyahcisim teorisi, emisivite kavramı ve ölçüm teknikleri, deri emisivitesi ölçüm teknikleri ve insan vücut sıcaklığı ölçümü üzerinde durulmuştur. İkinci bölüm, tez kapsamında gerçekleştirilen kalibrasyon ve deneylerin açıklandığı malzeme ve yöntem bölümüdür. Bu bölüm başlığı altında referans kaynaklara ait emisivite tayini, alın termometrelerinin kalibrasyonu ve gönüllü personel üzerinde bu termometreler ile alınan ölçümlerin karşılaştırılması yer almaktadır.



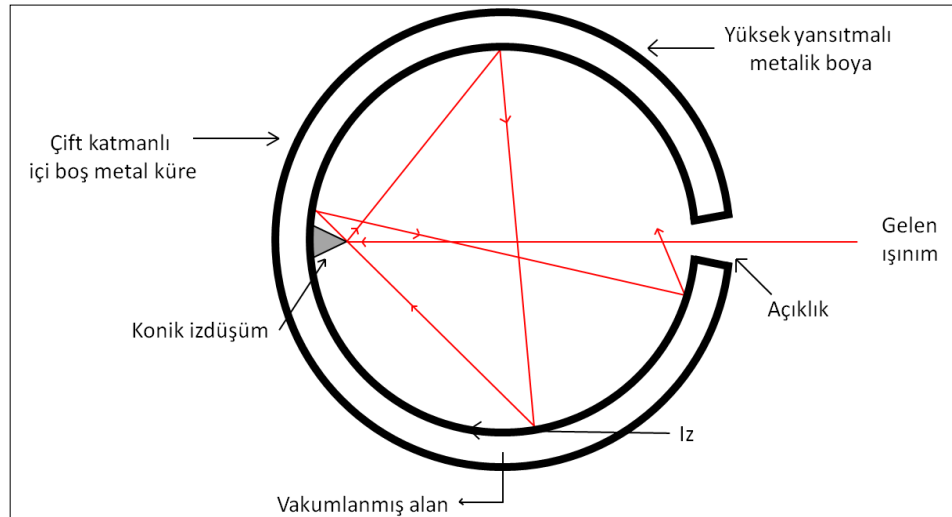
## 1. LİTERATÜR TARAMASI

### 1.1. Siyahcisim Teorisi

Sıcaklığı 0 °K'in üzerinde olan tüm maddeler ışına yaparlar. Bir başka deyişle, bu maddelerin termal enerjisi ışına yolu ile elektromanyetik enerjiye dönüşür. Maddelerin (veya cisimlerin) sıcaklığına göre ışına yayması fenomenini iyi anlamak için siyahcisim kavramından yararlanılmaktadır [1].

Siyahcisim teriminin ilk defa Gustav Kirchhoff tarafından 1860'da kullanıldığı düşünülmektedir [2]. Siyahcisim radyasyonu ayrıca termal radyasyon, tam radyasyon ve boşluk radyasyonu olarak da adlandırılır.

Bir siyahcisim elektromanyetik ışınımın dalga boyundan ve geliş açısından bağımsız olarak üzerine gelen tüm ışınımı yansıtmadan ve geçirmeden soğuran idealize edilmiş standart bir fiziksel nesnedir. Aynı zamanda mükemmel bir yayıcıdır, yani tayfin tüm dalgaboylarında ve tüm açılarda ışına yaymaktadır [3]. Bu şekilde üzerine gelen tüm ışınımı soğuran ideal bir siyahcismin genel yapısı Şekil 1.1'de gösterilmiştir.



Şekil 1.1. Üzerine gelen tüm ışınımı soğuran ideal siyahcisim gösterimi

Mükemmel bir siyahcisim olmamakla birlikte, pratikte kullanılan yüksek kaliteli bir siyahcisim genellikle küçük bir açıklığı olan izotermal boşluk şeklinde üretilir. 19. yy sonlarında kullanılmaya başlanan ilk siyahcisimler boşluk ışığı şeklinde üretilmiştir.

Üzerine gelen tüm ışınımı soğurabilmesi, tasarımında sahip olduğu küçük açıklık ve boşluğunun içinde oluşan çoklu yansımalar ile olur. Bir yüzeyin soğuruculuğu ile emisivite değerinin eşit olduğu termal dengeye ulaşılması ile siyahcisim davranışı görüldüğünden boşluğun izotermal dengesinin sağlanması için ışınım ve yalıtım bölmeleri ve sıcaklık kontrol sistemi yapılır. Boşluğun sıcaklığı bulunduğu ortamdan yüksek olduğunda boşluktan sürekli ışıma yayılır. Siyahcisim tarafından yayılan ışımının yoğunluğu sadece cismin sıcaklığına bağlıdır ve özel bir spektruma sahiptir. Yayılımı homojendir yani yönden bağımsızdır. Gözlemlenen yönlü tayfsal akı veya güç, siyahcismin yayıcı yüzeyi ile görüş açısı arasındaki açının kosinüsü ile ilişkilidir ve bu sebeple Lambertian olarak isimlendirilebilir [3].

Yaklaşık 600 °C sıcaklığın altındaki sıcaklıklarda siyahcismin ışıması ağırlıklı olarak daha uzun dalga boylarındadır. Bu sıcaklığın üzerinde ışıma gözle görülebilir hale gelir. Sıcaklık arttıkça ışıma rengi donuk kırmızıdan mavi-beyaza doğru kaymaktadır [1].

### 1.1.1. Planck yasası

Planck yasası; belirli bir sıcaklıkta termal dengede bulunan bir siyahcisim ışımasının tayfsal dağılımının matematiksel ifadesini içermektedir. Planck yasasına göre cismin ışınımı, maksimum şiddetine sıcaklığa bağlı olarak özel bir dalga boyunda ulaşır.

Termodinamik sıcaklığı  $T$  (Kelvin) olan siyahcismin yaydığı ışımının  $\lambda$  dalgaboyundaki enerjisi  $L_\lambda(\lambda, T)$  ile gösterilmektedir.

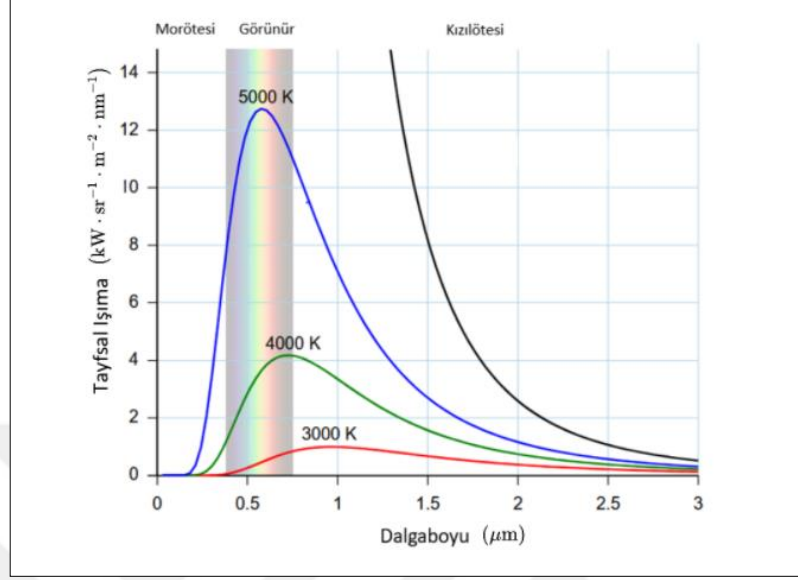
$$L_{\lambda b}(\lambda, T) = \frac{2\pi hc_0^2 n}{\pi \lambda^5 [\exp(\frac{hc_0}{\lambda T k_B}) - 1]} = \frac{c_1 n}{\pi \lambda^5 [\exp(\frac{c_2}{\lambda T}) - 1]} \quad (1.1)$$

Burada  $k_B$ -Boltzmann sabiti,  $h$ -Planck sabiti,  $c_0$ -ışığın vakumdaki hızı,  $n$ -kırılma indisi,  $c_1$  ve  $c_2$  değerleri birinci ve ikinci ışınım sabitleri olarak kullanılmıştır. Denklem (1.1)'deki şekilde ifade edildiğinde,  $c_1$  ve  $c_2$  Denklem (1.2) ve (1.3)' teki gibi hesaplanabilir;

$$c_1 = 2\pi hc_0^2 = 3,741771 \times 10^{-16} \text{ Wm}^2 \quad (1.2)$$

$$c_2 = h \frac{c_0}{k_B} = 1,438777 \times 10^{-2} \text{ mK} \quad (1.3)$$

Olduğundan,  $L_{\lambda b}$ 'nin birimi  $W \cdot sr^{-1} \cdot m^{-3}$ 'tür. Sıcaklık ve dalga boyuna bağlı olarak siyahcismin tayfsal ışımalarının nasıl değiştiği Şekil 1.2'de gösterilmiştir.



Şekil 1.2. Sıcaklık ve dalga boyuna bağlı olarak siyahcismin tayfsal ışımaları

### 1.1.2. Wien yasası

Wien yasası, bir siyahcisim tayfsal ışımaya eğrisinin, maksimum şiddetteki (tepe noktası) ışımaya denk gelen dalga boyunun termodinamik sıcaklık ile ters orantılı olduğunu göstermektedir. Bu tepe noktasının kayması, herhangi bir sıcaklıkta siyahcisim ışımalarının tayfsal parlaklığını dalga boyunun bir fonksiyonu olarak tanımlayan Planck radyasyon yasasının doğrudan bir sonucudur. Bununla birlikte, Wilhelm Wien'in bu yasası Max Planck bu daha genel denklemi geliştirmeden birkaç yıl önce keşfedilmişti ve sıcaklık arttıkça siyahcisim radyasyonu spektrumunun daha kısa dalga boylarına doğru kaymasını tanımlıyordu.

Matematiksel olarak, Wien yasası, siyahcisim radyasyonunun birim dalga boyu başına tayfsal parlaklığının, maksimum değere ulaştığı  $\lambda$  tepe noktasının T sıcaklıkla ilişkisini Denklem (1.4) ile tanımlar;

$$\lambda_{tepe} = \frac{b}{T} \mu m \quad (1.4)$$

Burada b, Wien sabiti olarak adlandırılan,  $2,8977... \times 10^{-3}$  mK [4], veya  $b \approx 2898$   $\mu m \cdot K$ 'ye eşit bir orantılılık sabitidir. Denklemden de görüldüğü gibi, dalga boyu ile

sıcaklık arasındaki ters bir ilişkidir. Dolayısıyla, sıcaklık ne kadar yüksek olursa, termal radyasyonun dalga boyu o kadar kısa olur. Sıcaklık ne kadar düşükse, termal radyasyonun dalga boyu o kadar uzun veya daha büyük olur. Birim frekans veya orantılı bant genişliği başına siyahcisim emisyonunun tepe noktası düşünülüyorsa, farklı bir orantılılık sabiti kullanılmalıdır. Bununla birlikte, kanunun biçimi aynı kalır: tepe dalga boyu, sıcaklıkla ters orantılıdır ve tepe frekansı, sıcaklıkla doğru orantılıdır. Başka deyişle, cismin sıcaklığı arttıkça, ışımaya enerjisinin maksimum değere sahip dalgaboyu değeri elektromanyetik spektrumda kızılötesinden mor ötesine kaymaktadır. Wien'in yer değiştirme yasası, Wien yaklaşımı için de kullanılan bir terim olan "Wien'in yasası" olarak adlandırılabilir [5].

### 1.1.3. Stephan Boltzmann yasası

Birim zamanda birim yüzeye siyahcisim tarafından ışıyan toplam enerji; Planck denklemi ile bulunabilir. Planck denklemi siyahcisim tarafından yayılan ışınımın tayfsal içeriliğini tüm elektromanyetik tayf boyunca ifade etmektedir. Siyahcismin yüzeyinden birim alanda ışıyan toplam gücün sıcaklığın dördüncü kuvveti ile orantılı olduğunu ifade eden Stephan Boltzmann Yasası olarak bilinir. Stephan-Boltzman Yasası Denklem (1.5) yardımı ile hesaplanabilir;

$$L_s = \int_0^{\infty} L_{\lambda s}(\lambda) d\lambda = \frac{\sigma}{\pi} T^4 \quad (1.5)$$

$\sigma$ ; Stephan-Boltzmann sabiti olmak üzere; Denklem (1.6)' da gösterildiği şekilde hesaplanır;

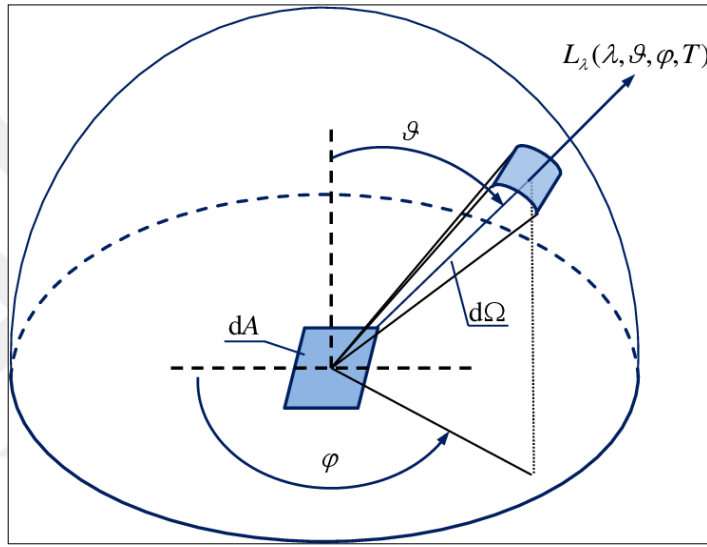
$$\sigma = \frac{2c_1\pi^5}{15c_2^4} = 5,6703730 \times 10^{-8} \text{Wm}^{-2}\text{K}^{-4} \quad (1.6)$$

### 1.2. Emissivite Kavramı

Emisivite bir malzeme yüzeyinin sıcaklığa bağlı olarak elektromanyetik ışınım yayma yeteneğidir. Malzemenin yaydığı ışınımın, malzeme ile aynı T sıcaklığında ve aynı geometrik ve tayfsal koşullar altında bir siyahcismin yaydığı ışımaya oranı olarak tanımlanır. Bu nedenle birimsiz bir niceliktir ve değeri 0 ile 1 arasındadır. Malzeme yüzeyinin sıcaklığına, yapısına, ışınımın geliş açısına ve dalga boyuna bağlı olduğundan emisivite değeri her malzeme için ayrı olarak belirlenmelidir.

Malzeme yüzeyinden yayılan ışınımın belirli bir yönde veya tüm yarımküre üzerinde; belirli bir dalga boyunda ya da tüm dalga boylarında incelenmesine bağlı olarak aşağıdaki emisivite türleri tanımlanır [6]. Şekil 1.3'te yönlü ve hemisferik emisivite geometrisi şematik olarak gösterilmiştir.

- 1) Yönlü Tayfsal Emisivite
- 2) Yönlü Toplam Emisivite
- 3) Yarımküresel Tayfsal Emisivite
- 4) Yarımküresel Toplam Emisivite



Şekil 1.3. Yönlü ve hemisferik emisivite geometrisi

### 1.2.1. Yönlü tayfsal emisivite

Işınımın yönü, dalga boyu ve yüzey sıcaklıklarına bağlı olduğundan en temel emisivite çeşidi Yönlü Tayfsal Emisivite'dir. Tayfsal ışımaya; dalga boyu  $\lambda$ , polar açı  $\theta$ , azimut açı  $\varphi$  ve sıcaklık  $T$  iken bir ışımaya değeridir. Işıyan yüzeyin yönlü tayfsal emisivite değeri  $\epsilon_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T)$ ;  $dA$  yüzeyinden  $d\Omega$  katı açısı ile yayılan tayfsal ışımaya  $L_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T)$ 'nin ideal bir siyah cismin aynı  $dA$  yüzeyi büyüklüğünde bir yüzeyden aynı  $d\Omega$  katı açısı ile yaydığı tayfsal ışımaya  $L_{\lambda}^S(\lambda, T)$  ile oranıdır [6]. Yönlü tayfsal emisivite Denklem (1.7) yardımı ile hesaplanabilir;

$$\epsilon_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T) = \frac{L_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda,\theta,\varphi,T)}{L_{\lambda}^S(\lambda,T)} \quad (1.7)$$

### 1.2.2. Yönlü toplam emisivite

Yönlü toplam emisivite  $\varepsilon_{\theta,\phi}(\theta, \phi, T)$ ; yüzeyin tüm dalga boylarındaki tayfsal ışımalarının toplamının aynı sıcaklıktaki bir siyah cismin tüm dalga boylarındaki tayfsal ışımalarının toplamına oranıdır. Yönlü toplam emisivite Denklem (1.8) yardımı ile hesaplanabilir;

$$\varepsilon_{\theta,\phi}(\theta, \phi, T) = \int_{\lambda=0}^{\infty} \varepsilon_{\lambda,\theta,\phi}(\lambda, \theta, \phi, T) L_{\lambda}^S(\lambda, T) d\lambda / \int_{\lambda=0}^{\infty} L_{\lambda}^S(\lambda, T) d\lambda \quad (1.8)$$

### 1.2.3. Yarımküresel tayfsal emisivite

Yönlü tayfsal emisivitenin, yarımkürenin tüm yönlerine entegre edilmesi ile bulunan ortalama değerdir. Yarımküresel tayfsal emisivite Denklem (1.9) yardımı ile hesaplanabilir;

$$\varepsilon_{\lambda}(\lambda, T) = \frac{1}{\pi} \int_{\phi=0}^{2\pi} \int_{\theta=0}^{\pi/2} \varepsilon_{\lambda,\theta,\phi}(\lambda, \theta, \phi, T) \cos \theta \sin \theta d\theta d\phi \quad (1.9)$$

### 1.2.4. Yarımküresel toplam emisivite

Yönlü toplam emisivitenin, yarımkürenin tüm yönlerine entegre edilmesi ile bulunur. Yani, yüzeyin tüm dalgaboyları ve tüm katı açılardaki tayfsal ışımalarının toplamının aynı sıcaklıktaki bir siyah cismin tüm dalga boylarındaki tayfsal ışımalarına oranıdır. Yarımküresel toplam emisivite Denklem (1.10)'da gösterildiği şekilde hesaplanabilir;

$$\varepsilon(T) = \frac{\int_{\phi=0}^{2\pi} \int_{\theta=0}^{\pi/2} \int_{\lambda=0}^{\infty} \varepsilon_{\lambda,\theta,\phi}(\lambda, \theta, \phi, T) L_{\lambda}^S(\lambda, T) d\lambda d\theta d\phi}{\int_{\lambda=0}^{\infty} L_{\lambda}^S(\lambda, T) d\lambda} \quad (1.10)$$

### 1.2.5. Kirchhoff'un termal radyasyon yasası

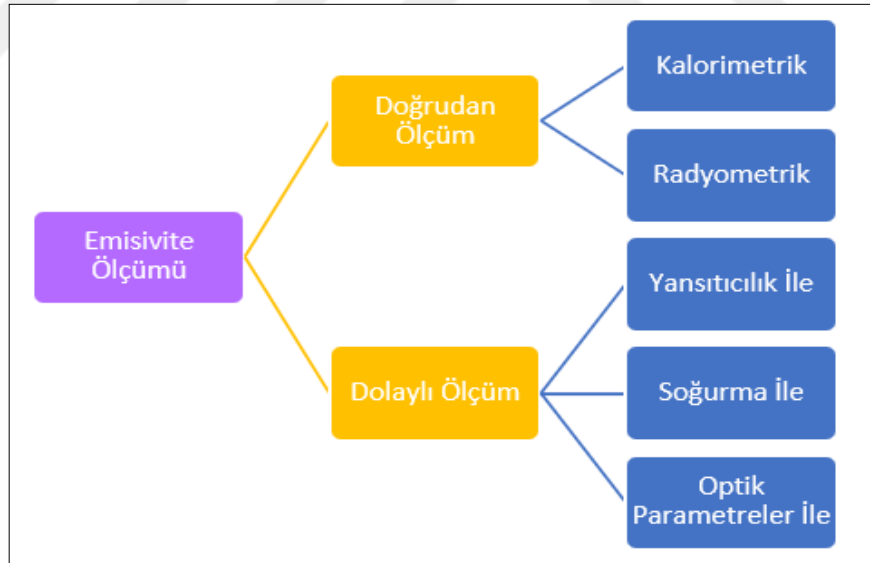
Bu yasa temel olarak termal dengedeki opak bir numunenin yayma ve soğurmasının denkliliğini ana hatlarıyla belirtir. Kirchhoff; tüm cisimlerin muhafaza içindeki radyasyonları için, yayma gücü ve soğurma gücü oranının evrensel bir fonksiyon ile tanımlanabileceğini ve bu fonksiyonun muhafazanın yapı ve şeklinden bağımsız olarak, sadece sistemin sıcaklığına ve dalgaboyuna bağlı olması gerektiğini düşünmüştür [7]. Buna göre Kirchhoff yasasının en temel gösterimi Denklem (1.11)'deki gibidir;

$$\varepsilon_{\lambda}(\lambda, \vartheta, \varphi, T) = \alpha_{\lambda}(\lambda, \vartheta, \varphi, T) \quad (1.11)$$

### 1.3. Emisivite Ölçüm Teknikleri

Günümüzde sıcaklık aralığı, dalga boyu ve bant genişliği, numunenin fazı, yüzeyin pürüzlülüğü, şeffaflığı ve kaplamalı olup olmamasına göre çok çeşitli emisivite ölçüm yöntemleri genişletilmiştir.

Genel olarak emisivite ölçüm yöntemleri; yayılan ışınımın yönüne, tüm küre üzerinden alınıp alınmamasına, incelenen dalga boyu aralığına göre yönlü, yarımküresel, tayfsal ve toplam olarak sınıflandırılabilir. Bu tez kapsamında seçilen yöntemin kullanılma sebebini daha iyi anlamak için emisivite ölçüm yöntemlerinin kısa özeti anlatılacaktır. Emisivite ölçüm yöntemlerinin muhtemel sınıflaması Şekil 1.4.'deki şemada gösterildiği gibidir. Yöntemler “doğrudan” ve “dolaylı” olmak üzere iki ana gruba ayrılmaktadır. Doğrudan yöntemlerde emisivite değeri doğrudan ölçülebilirken; dolaylı yöntemlerde istenen emisivite değeri yüzey özellikleri veya optik nitelikler arasındaki ilişkiler kullanılarak elde edilir [3].



Şekil 1.4. Emisivite ölçüm yöntemlerinin sınıflandırma şeması

#### 1.3.1. Dolaylı yöntemler

Genel olarak oda sıcaklığında emisiviteyi belirlemede kullanılan en yaygın yöntem, termal dengedeki saydam olmayan bir nesnenin emisivite değerini o nesnenin soğurmasıyla ilişkilendiren Kirchhoff yasasının uygulanması ile gerçekleştirilir. Saydam olmayan malzemelerin üzerine gelen ışınım malzeme tarafından soğurulabilir,

saçılabilir ve yansıtılabilir. Gelen radyasyonun soğurulma (A), yansıtılma (R) ve saçılma (S) oranlarının toplamı 1'e eşit olmalıdır ( $A+S+R=1$ ). Özel hazırlanmış yüzeylerin saçılma değerleri ihmal edilebilir seviyededir dolayısıyla malzemenin soğurma değeri yansıtma özelliğiyle ilişkilendirilir ( $A=1-R$ ). Daha önce belirtildiği gibi Kirchhoff yasasına göre termal dengedeki bir malzemenin soğurma değeri emisivite değerine eşit olduğu için emisivite ölçümleri yansıtma özelliği kullanılarak ölçülebilir [3].

Yönlü yarımküresel yansıtıcılığın tespitinde yaygın olarak entegre küre kullanılır. Entegre küre kullanımı, yüksek saçılma gösteren numunelerin yansıtma ve soğuruculuğunun doğru karakterizasyonu için geçmişte en yaygın kullanılan yöntem olmakla birlikte bikonik ayna sistemleri, gonyoreflektometreler,  $2\pi$  konik ayna reflektometreler de bu amaç için yaygın olarak kullanılmıştır. Toz numunelerin dağınık yansıtmasını karakterize etmek için bikonik tasarımlı ayna sistemleri en yaygın şekilde kullanılmış olsa da bu sistemlerde açısal ölçüm aralığının sınırlı olmasından dolayı numuneden yansıyan ışınımın bir kısmı kaybolmasına sebep olmuş ve cihazın doğruluk derecesini sınırlamıştır. 1970'lerden beri orta kızılötesi tayfta yapılan ölçümlerde entegre küre kullanımı yaygınlaşmış ve neredeyse Lambertian reflektörlerin geliştirilmesi alanında büyük gelişmeler yaşanmıştır. Yine de bir numuneden saçılan tüm ışığın eşit şekilde ölçülmesinin zorluğundan kaynaklanan hatalarla karşılaşmıştır. Orta kızılötesi bölgede, yakın kızılötesi bölgesine göre hata miktarı çok daha fazladır [8].

Yakın kızılötesi ve görünür tayfsal aralıkta yansıtıcılık ve dolayısıyla emisivite değeri, orta dereceli numune sıcaklıklarında dolaylı yöntemler kullanılarak yeterli sinyal-gürültü oranı ile belirlenebilir. Ancak yüksek sıcaklıklı numuneler ile ölçüm yapılması gerekiyorsa, teknik zorluklar oluşur. Ayrıca uzun dalgaboylarında yapılan ölçümlerde, entegre kürelerin duvar yansıtıcılığı gittikçe artar ve bu ölçüm için uygunluğu azalır [3].

İdeal siyahcisim davranışındaki sapmaları karakterize etmek için siyahcismin emisivite değeri kullanılır ve bu değer siyahcisim kavitesinin geometrisi ve yüzey optik özellikleri ile ilişkili bir model ile elde edilir. L.Hanssen, bir siyahcisim kavitesini yansıtma özelliklerine göre incelemek için tam bir yarımküre kızılötesi lazer



reflektometre tasarlamıştır. Entegre küre altın ile kaplanmıştır, açısız bağımlılık ölçümleri ve çoklu dalgaboylu lazer kaynaklarına sahiptir ve bu sayede yansıtıcılığın speküler ve difüz bileşenleri ölçülebilmektedir [9].

ABD Ulusal Standartlar ve Teknoloji Enstitüsü (NIST), 150 °C ile 1000 °C arasındaki numunelerin kızılötesi tayfsal emisivitelerinin belirlenmesinde numunenin yüzey sıcaklığının doğru ölçümü için ısıtma mekanizmasına sahip bir reflektometre tasarlamıştır. Bu sistemde entegre küre reflektometre ile dolaylı yoldan emisivite ölçümü veya sıcaklığı bilinen bir siyah cisim kaynağı ışınması ile kıyaslanarak ve Planck yasası kullanılarak direk emisivite ölçümü ile numune sıcaklığı belirlenmiştir. Değişen yansıtma oranlarına sahip numunelerin termal iletkenlik bilgileri kullanılarak ısı ölçümlerinden elde edilen değerler ile sıcaklık sonuçları değerlendirilmiştir [10].

Fransa Metroloji Enstitüsü BNM-LNE, siyah boya ve seramik karo üzerinde 0,8-14 µm tayfsal aralıkta 12 ° ile 60 ° aralığında beş açı için, ortam sıcaklığında tayfsal yönlü yarıküresel yansıtmayı hesaplamak için bir kızılötesi reflektometre sistemi tasarlamıştır [11].

Camın yönlü tayfsal yansıtıcılığı, soğuruculuğu ve geçirgenliği, optik sabit verileri kullanılarak hesaplanmıştır. Ancak bu yöntemde optik sabitleri ölçmek ve hesaplamak zordur. Numune pürüzlülüğü ve yüzey filmleri ölçüm sonuçlarını etkilemektedir [12].

### **1.3.2. Doğrudan kalorimetrik yöntemler**

Yalnızca yarıküresel toplam emisivitenin belirlenmesinde kullanılabilen ve numunenin tam optik karakterizasyonunda yeterli olmayan bu yöntemler, numune ile çevre arasındaki ısı alışverişine dayanır. Kararlı durum ve dinamik teknikler olarak iki gruba ayrılabilir. Kararlı durumda numune ve çevresinin termal olarak dengede olması sağlanırken bu denge için gereken elektrik gücünün bilinmesi ile emisivite hesaplanabilir. Dinamik yöntemlerde ise numunenin ısıtma ve soğutulması sırasında süreye bağlı sıcaklık davranışı izlenerek denge denklemi oluşturulur.

Elektrikle ısıtılan ve emisivite değeri bilinmeyen bir numune yüzeyinin toplam yarıküresel emisivite değerini belirlemek için kalorimetrik emissometre (salımlölçer) tasarlanmıştır. Numune, sıvı azotla soğutulmuş siyah bir alıcı yüzeyin karşısına yerleştirilip termal dengeye ulaşıldığında, numuneden siyah yüzeye yayılan ısı akısı

ile sağlanan elektrik gücü arasında bir ilişki oluşmuştur. Sağlanan elektrik gücünde küçük miktarda ısı sızıntısı sebebiyle kayıplar olsa da bu kayıplar kalibre edilebilmiş ve elektrik gücünden emisivite tayini yüksek doğrulukla yapılabilmektedir [13]. Bu ısı kayıpları, 2007 yılında J. Hameury ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada değerlendirilmiş ve düzeltilmiştir. Bu çalışmada opak malzemelerin toplam yarımküresel emisivitesi (-20) °C ile 200 °C arasında kalorimetrik teknik kullanılarak ölçmek için ısı kaybı düzeltmelerini azaltan, termal koruma halkaları kullanan yeni bir tasarım yapılmıştır [14].

### **1.3.3. Doğrudan radyometrik yöntemler**

Doğrudan radyometrik yöntemlerde emisivitenin fiziksel tanımına göre, gerçek bir cismin yüzeyinin tayfsal ışıması, aynı sıcaklıktaki referans siyahcismen aynı geometrik ve tayfsal koşullar altındaki ışıması ile aynı dedektör tarafından ölçülüp karşılaştırılır. Bilinen yüksek tayfsal emisivite değerine sahip referans siyahcismen ışıması, aynı sıcaklıktaki gerçek cismin yüzey ışıması ile aynı zamanda veya hemen öncesinde ölçülür ve bu sayede gerçek cismin ışımasının algılanmasında ışıma kalibrasyon kaynağı olarak kullanılır. (-60) °C ile 2700 °C sıcaklık aralığında, geniş veya dar bir dalgaboyu aralığında yönlü tayfsal emisivite [15, 21], yarımküresel tayfsal emisivite [22, 23], yönlü toplam emisivite [24, 25] ve yönlü bant emisivitesi [26, 29] bu yöntem kullanılarak ölçülebilir. Ölçülen emisivite değeri ve bu değer doğruluğu için ölçüm yapılacak dalgaboyuna uygun dedektör seçilmelidir. Geniş dalgaboyu aralığında tayfsal emisivite ölçümlerinde dispersif (dağıtıcı) [30-35] veya Fourier dönüşümlü spektrometreler [15, 16, 18, 19, 36-38] kullanılmışken, dar bir dalgaboyu aralığında tayfsal ve bant emisivitesi ölçümlerinde dar bantlı ve geniş bantlı temassız termometreler ve girişim filtreleri [39-42] kullanılmıştır. Toplam emisivite ölçümünde ise termopiller kullanılmıştır [24].

Doğrudan radyometrik yöntemler kullanılarak ölçüm yapılırken, gerçek cismin (numunenin) ve referans siyahcismen aktif ışıma yüzeylerinin sıcaklıklarının eşit tutulabilmesi, algılama yüzeyinde sıcaklığın homojen dağılımı ve doğru ölçülmesi ölçümü zorlaştırırsa da bu yöntemler özellikle yönlü tayfsal emisiviteyi ölçmede avantajlıdır. Bu sebeple doğrudan radyometrik yöntemler kullanılarak emisivite ölçümlerinden yönlü tayfsal emisivite ölçümüne odaklanılmış ve kullanılan deney düzenekleri belirli sınıflamalara ayrılarak açıklanmıştır.

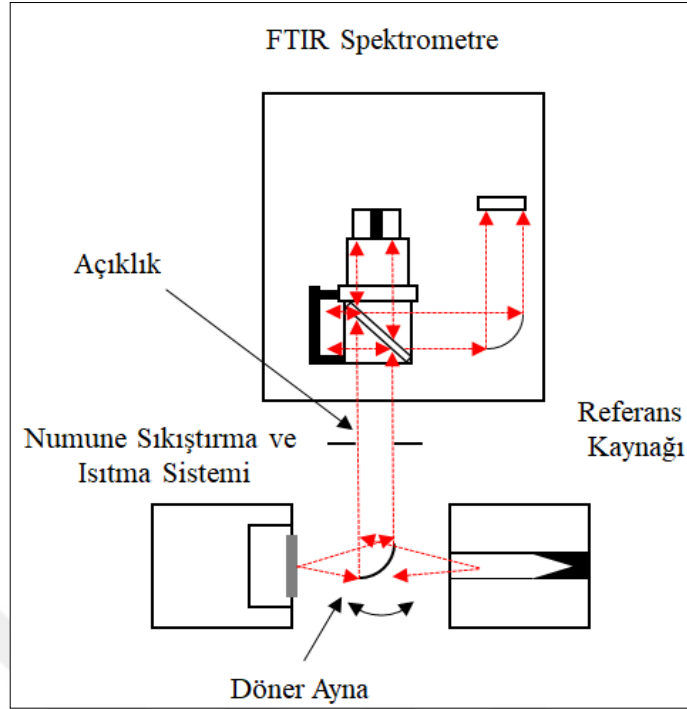
### 1.3.3.1. Deneysel düzenekler

Yönlü tayfsal emisivite ölçümü yapılacak numunelerin çeşidi, yüzey sıcaklık aralıkları, ölçümde kullanılacak dedektör çeşidi, ölçümün vakum veya kontrollü atmosfer ortamında alınıp alınmamasına bağlı olarak farklı deneysel düzenekler kullanılmıştır. Ancak düzenekler farklılık gösterse de emisivite ölçümünde bazı temel bileşenler bulunmaktadır. Bu temel bileşenler; emisivite değeri ölçülecek numune, numune sabitleme ve ısıtma sistemi, yüzey sıcaklığı ölçme sistemi, kalibratör görevi görece referans radyasyon kaynağı, toplanan radyasyonun optik yolunu tanımlamak için kullanılacak aynalar, aktif ışınma yüzeyinde ölçüm alınacak alan seçiminde kullanılacak açıklıklar, çeşitli optik pencereler, lensler ve algılama sistemidir. Kullanılan tüm deneysel düzenekler, kaynaklardan yayılan radyasyonun optik yolunun aynı olmasını sağlayacak şekilde optimize edilmiştir.

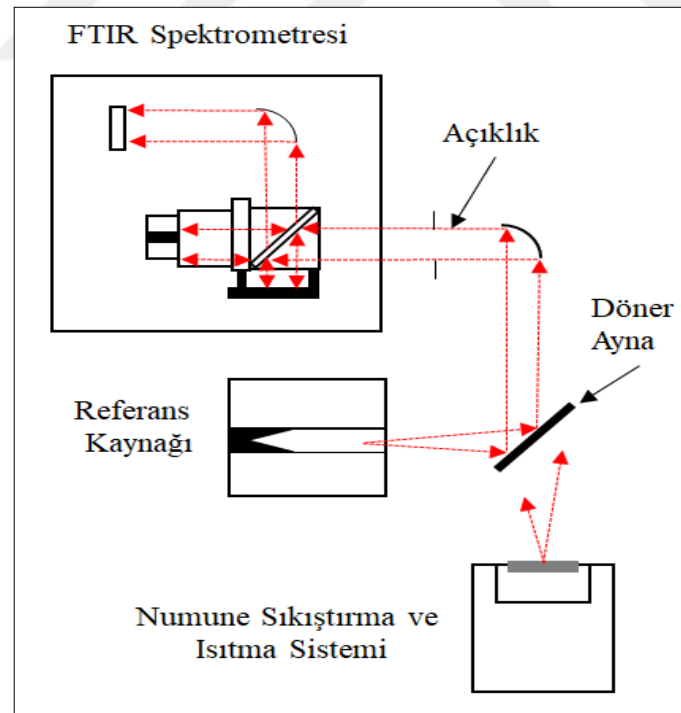
Geçmişte yapılan çalışmalarda deney düzeneklerinde referans radyasyon kaynağı, emisivite değeri ölçülecek numune ve algılama sistemi (spektrometre) farklı pozisyonlarda konumlandırılmıştır. Referans radyasyon kaynağı ve numunenin karşılıklı konumlandırıldığı düzenek Şekil 1.5'te şematik olarak gösterilmiştir. Birbirinden farklı sıcaklık aralıklarında ve farklı numuneler ile yapılan ölçümlerde en yaygın olarak kullanılmış bu düzenekte, her iki kaynaktan gelen radyasyonu tek bir optik yola toplamak için kullanılan kademeli motorlu bir döner ayna, kaynaklar arasında konumlandırılmıştır [16–18, 20, 21, 37, 43–45].

Radyasyon kaynaklarının hareketi ile gerekli kaynağın seçiminin sağlandığı yan yana konumlandırma Şekil 1.7' de gösterilmiştir. Kaynakların hareket ettirilip uygun konumlarının sağlanması için, optik tezgah ya da x ekseninde hareket eden doğrusal sürücü kullanılır [19, 36, 38, 48–50].

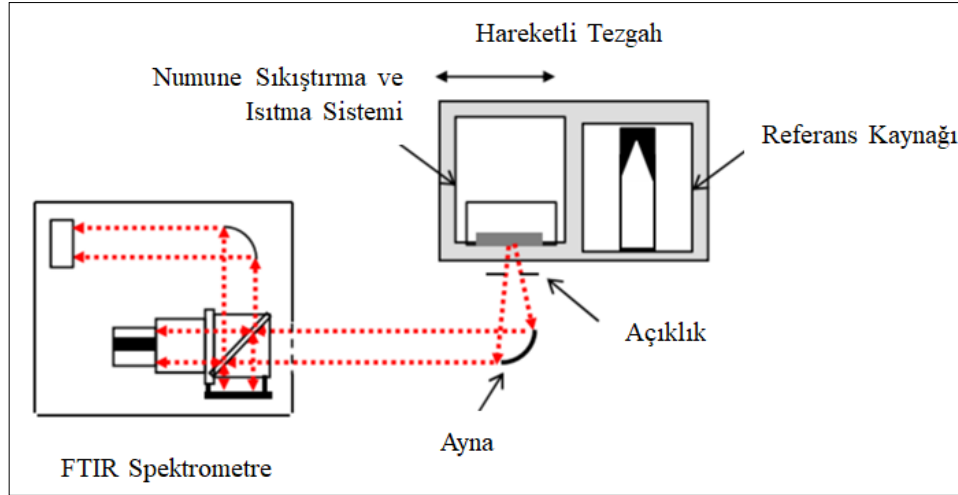
2006 yılında Campo'nun yaptığı çalışmada oda sıcaklığına yakın numuneler için ölçüm açısı yaklaşık 80 ° ile sınırlandırılmış ve yüksek sıcaklıklarda yüksek ölçüm açıları elde edilebileceği belirtilmiştir [18]. Physikalisch Technische Bundesanstalt (PTB), yüzey normaline göre 5 ° ile 70 ° arasında değişen gözlem açılarında 80 °C'den 400 °C'ye kadar havadaki numunelerin yönlü tayfsal ve toplam emisivitesini ölçmek için uygun bir düzenek kullanmıştır [50].



Şekil 1.5. Yönlü tayfsal emisivite ölçüm sistemlerinin en yaygın kullanılan düzenlemesinin şematik görünümü [6]



Şekil 1.6. Yönlü tayfsal emisivite ölçüm sistemlerinde referans kaynağın ve numunenin 90°'lik açı ile konumlandırılmasının şematik görünümü [6]



Şekil 1.7. Yönlü tayfsal emisivite ölçüm sistemlerinde referans kaynağın ve numunenin yan yana konumlandırılmasının şematik görünümü [6]

Bunların dışında daha birçok çalışmada  $0^\circ$  ile  $80^\circ$  arasındaki açılarda yönlü tayfsal emisivite ölçümü yapılmıştır [20, 37, 38]. Ayrıca sabit bir açı altında yönlü tayfsal emisivite ölçümleri de yapılmıştır [15, 16, 49, 17, 21, 43–48]. Emisivite ölçümlerinde, kaynaklardan yayılan ışınımın su buharı ve karbondioksit gibi atmosferik etkilerin ortadan kaldırılması için ölçümler vakum ortamında gerçekleştirilebilir. Vakum ortamının; radyasyon kaynakları, numune tutucu ve ısıtma sistemi, dedektörler ve radyasyonun optik yolu dahil olmak üzere tüm düzeneği kapsamış olduğu çalışmalar görüldüğü gibi [16, 18, 38, 44, 46], yalnızca belli aparatların vakum altına alınmış ve vakum altına alınmayan aparatların da azotla temizlenmiş olduğu çalışmalar da gözlenmiştir [19–21, 36, 47]. Vakum ortamında ölçüm almanın avantajlarından biri yüksek sıcaklıklarda yapılacak olan ölçümlerde numunenin daha kolay ısıtılması ve ölçüm sisteminin iyi termal kararlılığa ulaşmasının sağlanmasıdır. Atmosferik koşulların dahil edildiği ölçümlerde ise ortam sıcaklığının sabit tutulması için optik yol bir optik kutu ile kapatılmıştır [17, 43, 45, 48, 49]. Optik yolun kapatılmadığı ve atmosferik etkilerin ölçümü etkilediği çalışma da gözlenmiştir [15]. Kontrollü bir atmosfer ortamında alınan ölçümler oksidasyon işlemi gibi numune yüzeyinde oluşan değişikliklere karşılık yüzeyin emisivite değerinin nasıl etkilendiğini göstermiştir [18].

### 1.3.3.2. Referans radyasyon kaynakları

Yönlü tayfsal emisivitenin belirlenmesinde en sık kullanılan referans kaynaklar, bünyesindeki boşluğun veya aktif ışınım alanının emisivite değeri 0,99'un üzerinde ve buradaki sıcaklık dağılımı homojen olan siyahcisimlerdir. Emisivite ölçümü yapılacak

numunenin yüzey sıcaklığını içeren bir sıcaklık aralığına sahip olmalıdır. Doğrudan radyometrik yöntemlerde bağımsız ve entegre siyahcisimler kullanılmıştır. Entegre siyahcisimler adından da anlaşılacağı gibi doğrudan numunenin bünyesinde oluşturulmuş veya numune siyahcisinin boşluğuna yerleştirilmiştir [15, 30, 51]. Hızlı soğuyan numuneler ile yüksek sıcaklıkta ve kısa dalgaboyunda ölçüm yapılırken kullanılmış olsa da yönlü tayfsal emisivite ölçümü için kullanımları yaygın değildir.

Bağımsız siyahcisimler ise, numunenin ışımasını ölçmeden önce, ölçüm sisteminin kalibrasyonu için kullanılan ticari referans kaynaklardır. Her ölçüme uygun farklı siyahcisim tasarımları bulunmaktadır. Boşluğunun çapına, uzunluğuna ve malzemesine, ısıtma yöntemi ve sıcaklık kontrolüne bağlı olarak farklılık gösterirler. Yapılan çalışmalarda iç yüzeyine yüksek emisivite değerine sahip siyah bir kaplama uygulanmış [17, 44]; seramik [19, 36, 46] ve metallere (çelik veya bakır) [16, 20, 44] oluşan boşluğa sahip siyahcisimler kullanılmıştır. Boşluğun emisivite değeri, V oluk veya ızgaralar gibi yüzeyde oluşturulan değişiklikler ile arttırılmıştır [20, 50]. Ölçümü alınacak numunenin sıcaklığına uygun olarak ayarlanan boşluk sıcaklığı da elektrik veya sirkülasyonlu sıvı ile sabit tutulmuş [16, 44] dirençli termometreler, ısıçiftler veya, pirometreler ve Christiansen dalgaboyu yardımı [46] ile kontrol edilmiştir. Ölçüm düzeneklerinde birden fazla referans kaynak kullanılması durumunda, konumlarında yapılacak düzenlemelere izin veren optik masa üzerine yerleştirilmişlerdir. Bu çalışmalarda kullanılan tek sıcaklığa ayarlanabilen [16, 19, 38, 44, 47] veya belirli bir sıcaklık aralığına sahip [16–21, 38, 44, 50, 52] siyahcisimler kullanılmıştır.

### **1.3.3.3. Numune tutucu ve ısıtma sistemleri**

Numunenin yüzey sıcaklığına, elektriksel ve termal iletkenliğine bağlı olarak numune ısıtma sistemleri farklılık gösterir. 100 °C'ye kadar olan düşük yüzey sıcaklığı ile yapılan çalışmalarda, iyi termal özelliklere sahip opak katı numune, temaslı olduğu termostatik akışkan ile ısıtılmıştır [16, 44]. 1500°C'ye kadar olan yüksek sıcaklıklarda, kaplamaya sahip homojen katı malzemeler halojen lamba ile ısıtılmıştır [19]. Metalik ve seramik yüzeylerdeki dökme seramik ya da seramik birikintileri, silika, alümina, magnezya gibi yarısaydam malzemeler bir lazer ile ısıtılmıştır [36, 46, 47]. Sova'nın yaptığı çalışmada numune su soğutmalı vakum odasına yerleştirilmiştir. Numunenin sabit tutulabilmesi için dört adet alümina direği vakum odasının tabanına epoksi

yardımıyla tutturulmuştur. Her bir direk üzerine numune sıcaklığı ve lazer ışınının az geldiği yönün tespiti için ısılcift yerleştirilmiştir. Bu alümina direklerin tepelerine de dört platin tel tutturulmuş, teller ısındığında oluşturacakları radyasyon yayımının ölçümü etkilememesi için de bu telin uçlarına numunenin kenarları sabitlenmiştir. Numunenin alt yüzeyinin normaline 15 °lik açı ile çarpacak şekilde ZnSe merceğinden geçirilen karbondioksit lazer ışını, 10 µm'de 50W ile ısıtma sağlamıştır. Isınan numunenin yaydığı ışın, odanın üst kısmında bulunan uygun açıklıkta geçerek spektrometreye yönlendirilmiştir [47].

Yarısaydam malzemeler üzerinde yapılan bir çalışmada, numuneyi ısıtmak için parazitik radyasyona sebep olan fırınlar yerine yüksek güçlü bir sürekli karbondioksit lazer kullanılmıştır. Merkezine ısılcift yerleştirilerek sıcaklığı kontrol edilen silindirik bir numune, ekseni etrafında döndürülürken numune yüzeyinin bir kısmına lazer ışını gönderilmiş ve belirlenen sıcaklığa ulaşan numunenin yaydığı ışınım, uygun bir açıklıktan spektrometreye yönlendirilmiştir. Söz konusu çalışmada opak malzemeler için ayrı bir düzenek de oluşturulmuştur [46]. Daha önce de belirtildiği gibi numunenin yayacağı ışınımı etkilemeden numuneyi yüksek sıcaklıklara çıkarmak için lazer ısıtma yöntemi avantajlıdır. Dezavantajları ise, gönderilecek lazer ışınımının malzeme tarafından soğurulabilirliği ve örneğin merkezi ile kenarlarında oluşacak sıcaklık gradyanıdır.

Diğer çalışmalarda ise, elektron ışını [53] veya bir asetilen yakıcı [54] kullanılmıştır. Genel olarak hem düşük hem de yüksek sıcaklıklarda yapılacak ölçümlerde, iletken olmayan numuneleri ısıtmak için hem SiC ısıtıcı gibi kontak hem de radyasyonlu elektrikli ısıtıcılar kullanılmıştır [15, 17, 46, 48, 50, 52, 55, 18–21, 37, 38, 43, 45]. Elektriksel olarak iletken malzemelerin emisivite ölçümünde ise numune, içerisinden doğru akım geçirilerek ısıtılmıştır [39].

Tespit edilen radyasyonun ısıtıcının oluşturacağı radyasyondan ve diğer arkaplan radyasyonlarından etkilenmemesi için yapılmış diğer bir ısıtma sistemi elektrikli radyasyonlu ısıtmadır. Bu çalışmada numune, elektrikli radyasyonlu ısıtma yöntemi için silindirik bir ısıtma fırını içerisinde bulunan platin potaya yerleştirilmiştir. Termal dengenin sağlanması için silindirik ısı borusu ve numune, ısıtma sırasında yansıtıcı ve

koroziyondan koruyan bir Pt folyo ile kaplanmış kısmen metal bir izolasyon kapağı ile kapatılmıştır ve denge sağlandığında kapak çıkarılarak numune ışıması ölçülür.

Hay ve arkadaşlarının, özellikle homojen katı numuneler ve termal bariyer kaplamalar kullanıldığında yönlü tayfsal emisivitenin 1500 °C'ye kadar ölçülebilmesini sağlayan düzeneklerinde, yedi halojen lamba kullanılarak numunenin radyasyonla elektrikli ısıtma ile ısıtılması sağlanmıştır. Numune vakum odasına yerleştirilmiş ve her biri yaklaşık 400W olan lambaların radyasyonu aynalar yardımı ile numunenin arkasına odaklandırılarak ısıtılmıştır. Vakum odasının bir kısmı lambaların ışımasını geçirecek şekilde tasarlanmıştır [19].

Numunenin elektrikli ısıtıcı ile doğrudan temas halinde olduğu temaslı elektrikli ısıtma yöntemi kullanılan bir çalışmada ise, ısıtıcı olarak numunenin arka tarafından direçli bir spiral tel ile temasın sağlandığı iki metal plaka kullanılmıştır. Numune ile dört vida yardımıyla çevresine sabitlenmiştir. Sistemin tümü su soğutmalı bir haznenin içerisinde tutulmuştur. Haznenin iç duvarları emisivite değeri yüksek olduğu bilinen Nextel Velvet ile kaplanmıştır ve sıcaklığı ısılçift ile ölçülmüştür. Metal plakaların sıcaklığı bir ısılçift ile kontrol edilmiştir. Bu ısıtma ve sabitleme yöntemi ile numune yüzey sıcaklığı 770 °C'ye kadar çıkabilmektedir. Ardından numune rotasyonel konumlandırıcıya bağlamıştır. Isınan numunenin yaydığı ışıma bir odacık içerisinde ve KBr penceresinden geçilerek algılama sistemine yönlendirilmiştir [18].

Temaslı elektrikli ısıtma tekniğini kullanan diğer bir çalışmada numune, iki bakır plakadan oluşan ısıtıcıya kenetlenmiştir. Üst plakada sıcaklık ölçümü için ısılçift, alt plakada ise ısıtma için paralel düzenmiş dört adet elektrikli ısıtma elemanı gömülmüştür. Numune yüzeyindeki sıcaklık dağılımının homojen olması ve farklı sıcaklıklarda duvarlar arasındaki ışıma değişimini azaltmak için; numune tutucu ve numunenin etrafına düşük emisivite değerine sahip paslanmaz çelikten yapılmış bir radyasyon kalkanı yerleştirilmiştir. Numunenin algılayıcıya bakan tarafında herhangi bir engel yoktur ve numune iki eksen de dönecek şekilde kenetleme sistemi ile rotasyonel konumlandırıcıya bağlanmıştır [20].

Numune sıcaklığının, numunenin arkasında bulunan bir termostatik akışkan ile düzenlendiği çalışma [16, 44]'de tanıtılmıştır. Akışkanın sıcaklığı, platin dirençli termometre sensörüne sahip bir termostatik sıvı banyosu tarafından kontrol edilmiştir.



Sıcaklığı termostatik sıvı banyosu tarafından kontrol edilen, yüksek emisivite değerine sahip kalkan numune tutucunun üzerine yerleştirilmiştir. Bu sistemlerin tamamı vakum odasına yerleştirilmiştir. Bu çalışma kapsamında, numunenin yüzey sıcaklığının 100 °C'ye ayarlanması için bir aparat tasarlanmıştır.

Numune sabitleme sistemleri ise kullanılan ısıtma sistemlerine göre yapılacak deneye bağlı olarak farklılık gösterir. Numuneler 1-10 mm arasındaki kalınlıklarda; çapı 10-250 mm arasında değişen dairesel, dikdörtgen ve uzunluğu 8-25 mm arasında değişen kare şekillerde olabilirler. Yapılan çalışmalarda bazı sistemler farklı şekil ve kalınlıktaki numuneleri sabitlemeye izin verecek şekilde tasarlanmıştır [18, 19].

Arkaplan ışıklarını kontrol etmek ve ölçülecek yüzey ile ortam arasındaki yansımaları önlemek için numune sabitleme ve ısıtma sistemleri, numune yüzey sıcaklığı ölçülen alanda homojen kalacak şekilde ayrı odalarda olabilir [17–20, 47, 55] veya sistem bir radyasyon kalkanı ile çevrelenebilir [15, 16, 44].

#### **1.3.3.4. Yüzey sıcaklığının belirlenmesi**

Önceki bölümlerde emisivitenin tanımı yapılırken aynı sıcaklık ve dalga boyunda gerçek cisim ile ideal siyah cismin tayfsal ışımalarının oranı olduğu ve Stefan Boltzmann yasasında ışımının, mutlak sıcaklığın dördüncü kuvvetine bağımlılığı belirtilmişti. Buna bağlı olarak gerçek cismin ve kullanılan referans siyah cismin yüzey sıcaklığındaki küçük bir farkın bile tayfsal emisivitede önemli bir farka neden olacağı söylenebilir. Yapılan bir çalışmada 100 °C'de 0,5 °C'lik yüzey sıcaklığı ölçümü hatasının emisivite değerlendirilmesinde yaklaşık %1'lik bir hataya sebep olduğu görülmüştür [20]. Bu sebeple, yüzeylerin ışım özelliklerinin doğru şekilde belirlenmesinde yüzey sıcaklığının doğru ölçümü önemlidir.

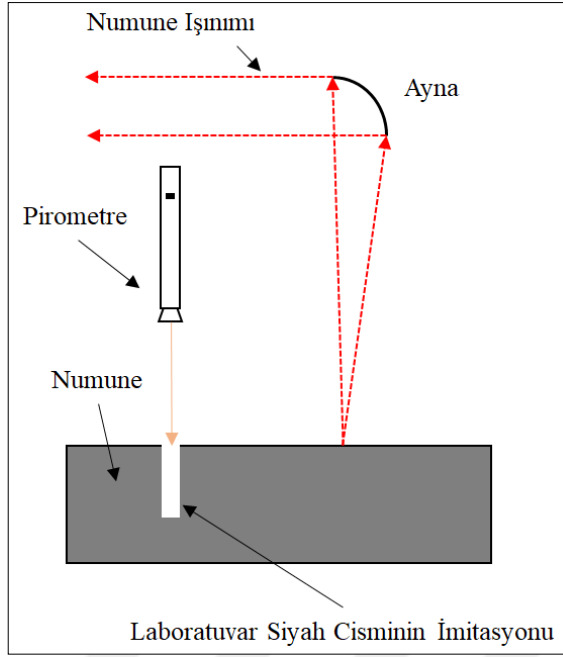
Numunelerin yüzey sıcaklıklarının belirlenmesinde temaslı ve temassız ölçüm yöntemleri kullanılmıştır. Bu yöntemler, ölçüm alınacak yüzey sıcaklıkları aralıklarına, seçilmiş ısıtma sistemine, düzeneğin tasarımına ve numunenin türüne bağlı olarak farklılık göstermiştir. Temaslı ölçüm yöntemlerinde, direnç termometreleri veya ısı çift sıcaklık sensörleri, ölçümü istenen numune ile doğrudan temaslıdır [15, 18, 19, 37, 38, 46, 52]. Bu temas numunenin ön yüzeyinde sürekli olarak devam etmiş [18, 37] veya ısı çiftin dinamik olarak numune yüzeyine

tekrarlayan kısa temasları şeklinde de olabilmektedir [15]. Bu temastan ışımaya ölçüm sisteminin etkilenmemesi için numune ön yüzeyine ait sıcaklık ölçüm cihazları sabitlenmiştir. Sıcaklık ölçümü numune ön yüzeyi yerine, sensör konumu doğru bir şekilde tanımlandığı takdirde numune açılan bir oyuya yerleştirilmesi ile de gerçekleştirilebilir [19, 46]. Böyle bir çalışmada yüksek termal iletkenliğe sahip bir numune kullanılmış bu sebeple numune yüzey sıcaklığının hacimde ölçülen iç sıcaklığa eşit olduğu kabul edilmiştir [38, 46]. Sıcaklık sensörünün numune yüzeyi ile sürekli teması durumunda, numunenin sıcaklık dağılımı etkilenebileceğinden yüzey sıcaklığının belirlenmesinde bir hataya sebep olacaktır. Bu şekilde oluşacak hata, küçük çaplı ısılıçiftler kullanarak ya da numune ile sensör arasında dinamik temas ile ölçüm gerçekleştirerek önlenabilir.

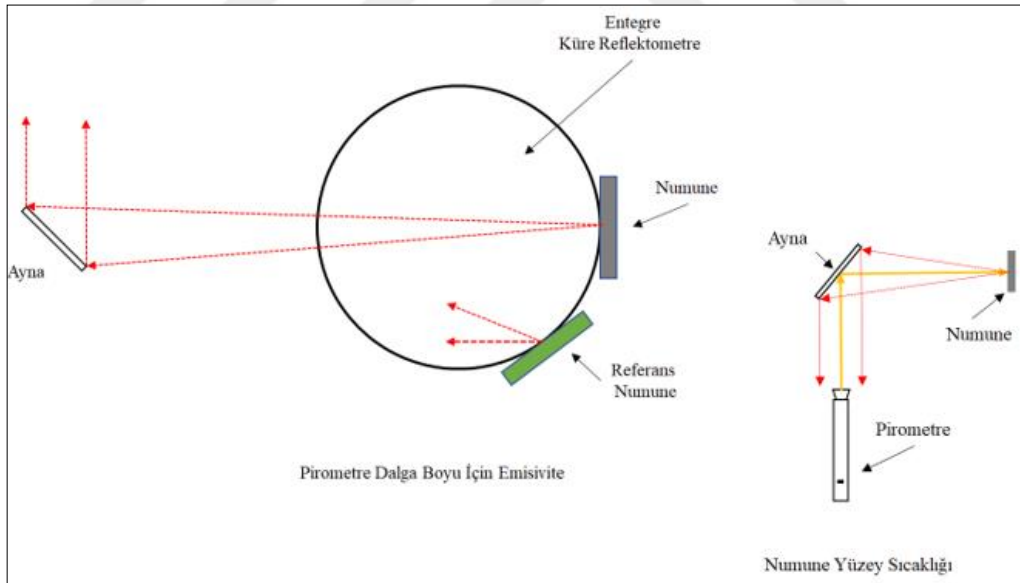
Yüzey sıcaklığının temassız olarak ölçüldüğü çalışmalarda ise bikromat piroreflektometreler [19, 56], monokromat ve multikromat pirometreler [17, 19, 21, 47, 57] ve kızılötesi kameralar [18, 20] kullanılarak numunenin termal radyasyonunun tespiti ile sıcaklığa ulaşılmıştır. Bu sensörler temaslı sıcaklık sensörlerinin aksine yüzeye temas kurmadıkları için numune yüzey sıcaklığını etkilemezler. Ayrıca kızılötesi kameralar kullanılarak yüzey sıcaklık alanının homojenliğinin kontrolü de sağlanabilir.

Bir bikromat piroreflektometre prensip olarak birbirine yakın iki dalgaboyunda numune yüzeyinin tayfsal ışımalarını ve yine bu dalga boylarında yönlü tayfsal yansıma oranlarını ölçerek yüzey sıcaklığının belirlenmesini sağlar. Numune yüzeyinin bu iki dalgaboyundaki tayfsal salımları eşit olarak varsayıldığında bikromat pirometre olarak da kullanılabilir.

Monokromat pirometrelerin veya kızılötesi kameraların kullanılması için, kullanılan dedektörün dalgaboyu aralığında numunenin emisivite değeri bilinmelidir. Yapılan çalışmalarda bu değer belirlenmesi için Şekil 1.8'de şematik olarak gösterildiği gibi numune hacmindeki referans siyah cisim taklit edilmiş [17, 57] veya Şekil 1.9'da şematik olarak gösterildiği gibi bir monokromat pirometre entegre küre reflektometre ile birleştirilerek numune yüzeyinin emisivite değeri belirlenmiştir [21].



Şekil 1.8. Pirometre ve numune hacminde siyahcisim imitasyonu ile temassız numune yüzey sıcaklığı ölçüm düzeneği şematik görünümü



Şekil 1.9. Entegre küre ve pirometre ile temassız numune yüzey sıcaklığı ölçüm düzeneği şematik görünümü

Al, Si, Karbür ve nitrürler gibi polar dielektrik malzemelerin sıcaklığının ölçülmesi için malzemenin siyahcisim gibi davrandığı dalgaboyu olan Christiansen dalga boyunun kullanıldığı bir optik sistem ve bir spektrometre kullanılmıştır [36, 46, 58, 59].

Numune yüzeyindeki termal denge denklemleri kullanılarak numune yüzey sıcaklığı matematiksel hesaplamalar ile bulunabilir. Sabit koşullar altında, örnek içine iletim, konveksiyon ve radyasyon yoluyla ortamdaki ve ısıtma elemanından gelen ısı akıları ile örnek yüzeyinden yine iletim, konveksiyon ve radyasyon yoluyla çevreye ısı kayıpları Denklem (1.12)'deki gibi matematiksel olarak eşit olmalıdır.

$$Q_{iç \text{ iletim,konveksiyon,radyasyon}} = Q_{dış \text{ iletim,konveksiyon,radyasyon}} \quad (1.12)$$

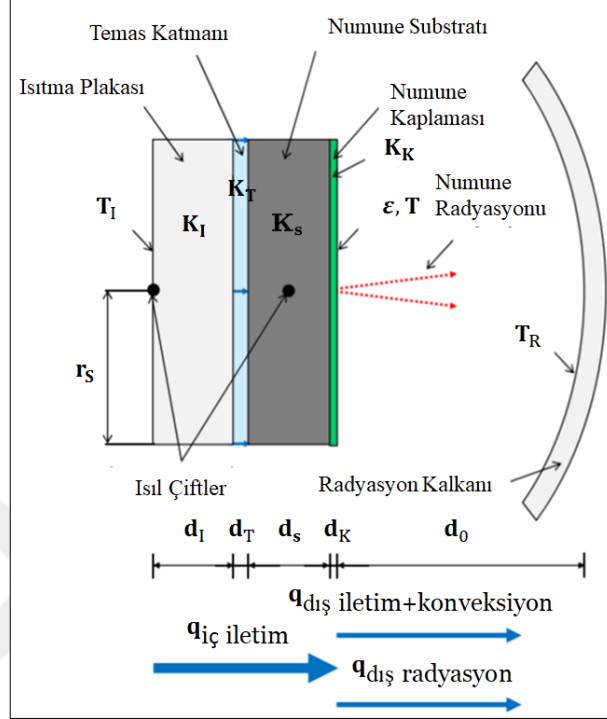
$q_{iç}$  numuneye ortamdaki ve ısıtma elemanından gelen ısı akısı ve  $q_{dış}$  numune yüzeyinden çevreye ısı akısı kaybı olmak üzere; numune tutucu ve ısıtma düzenekleri vakum altında ise, konveksiyon ve iletim yoluyla numunedeki ısı kaybı hesaba katılmayabilir.

Matematiksel modeller yardımıyla numune yüzey sıcaklığı hesaplamasında, numunenin yarımküresel toplam emisivitesi, termal iletkenliği ve kalınlığı, numune kaplanmış ise hem substratın hem de kaplamanın termal iletkenliği ve kalınlığı, ısıtma sisteminin ayarlanmış olduğu sıcaklık ve numunenin ortam sıcaklığı kullanılır. Matematiksel modeller kullanıldığında, ölçülen numune yüzeyinin sıcaklık alanının homojen olduğu varsayılarak tüm numune alanı için eşit bir yüzey sıcaklık değeri belirlenebilir veya iki boyutlu olarak numunenin tüm yüzey alanındaki sıcaklık alanı sayısal simülasyonla hesaplanabilir [20]. Özellikle düşük ısı iletkenliğe sahip numuneler kullanıldığında, tespit edilecek alanın artırılması ve artan açı durumunda numune yüzeyinin sıcaklık alanının homojenliği veya sıcaklık farklılıklarının belirlenebilmesinde iki boyutlu modeller kullanmak avantajlı olacaktır. Kaplamalı numuneler için, numune yüzey sıcaklığının, tüm numune alanı için eşit olduğu varsayılarak hesaplandığı matematiksel modellerin genel şeması Şekil 1.10 ve Şekil 1.11'de gösterilmiştir. Şekil 1.10'da numunenin ölçüm yüzeyindeki ısı akılarının dengesinin matematiksel modellemesi gösterilmiştir. Bu modellemeden yola çıkılarak Denklem (1.13) oluşturulmuştur.

$$Q_{iç \text{ iletim}} = Q_{dış \text{ iletim,konveksiyon}} + Q_{dış \text{ radyasyon}} \quad (1.13)$$

Denklem (1.13)'te  $q_{iç \text{ iletim}}$ , numunenin arka yüzeyinde bulunan temas tabakası yoluyla ısıtma plakasından numune yüzeyine iletim yoluyla ısı akısıdır,  $Q_{dış \text{ iletim,konveksiyon}}$  numune yüzeyinden radyasyon kalkanına iletim ve konveksiyon

yoluyla ısı akısıdır ve  $q_{dış}$  radyasyon radyasyon kalkanına numune yüzeyinden radyasyon yoluyla ısı akısıdır.



Şekil 1.10. Temas tabakası aracılığıyla elektrikli ısıtma plakası ile ısıtılan numune yüzey sıcaklığının hesaplanmasında kullanılan matematiksel model örneğinin şematik görünümü

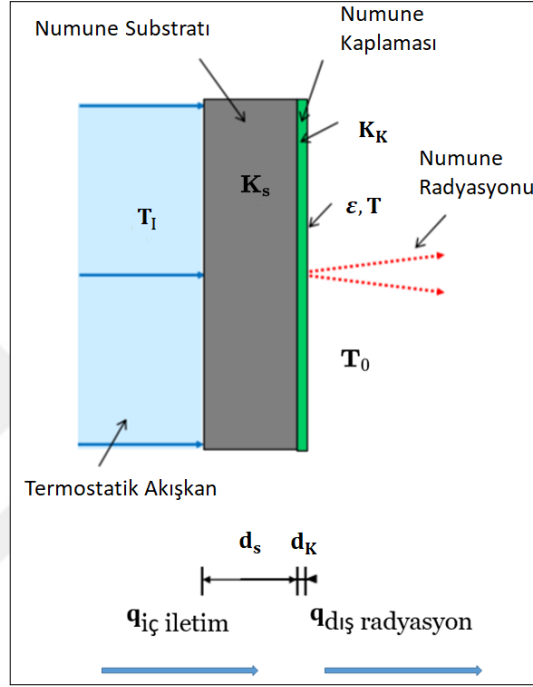
Numune, arka yüzeyi ve ısıtma plakası arasındaki temas tabakası yoluyla arka taraftan ısıtılır ve sıcaklık hem ısıtma plakasının arka kısmının ortasından hem de numune hacminin merkezinden ısılıçift ile ölçülür. Bilinen izotermal sıcaklıklı ve sabit tayfsal emisyonu sahip küresel bir radyasyon kalkanı yardımıyla numune çevresinin sabit koşullarda kalması sağlanır. Numunenin ölçülen yüzeyindeki kısmi akılar denklemlerin tanımına göre Denklem (1.13)'te yerlerine konulduğunda numune yüzey sıcaklığı Denklem (1.14)'ten çıkartılabilir;

$$0 = T^4 + KT + E \quad (1.14)$$

K katsayısı; ısıtma plakası  $d_I$ , temas katmanı  $d_T$ , numune substratı  $d_s$  ve kaplama  $d_K$  olmak üzere kalınlık; substrat yarıçapı  $r_s$ , termal iletkenlik (ısıtma plakası  $K_I$ , temas katmanı  $K_T$ , substrat  $K_s$ , kaplama  $K_K$ , ve  $K_0$ ) venumune yüzeyinin yarı küresel toplam

emisivitesi olarak  $\epsilon(T)$ 'ni kapsar. E katsayısı ise bu parametrelere ek olarak sıcaklığı (ısıtma plakası  $T_I$ , radyasyon kalkanı  $T_R$  ve sınır katmanı  $T_0$ ) da kapsar.

Şekil 1.11'de kaplamalı bir numunenin arka tarafında bulunan bilinen sıcaklıklı bir termostatik sıvı ile vakum altında ısıtılması sonucunda, yüzey sıcaklığının hesaplanması için oluşturulan şematik model gösterilmiştir.



Şekil 1.11. Termostatik akışkan ile ısıtılan numune yüzey sıcaklığının hesaplanmasında kullanılan matematiksel model örneğinin şematik görünümü

Numune vakum altında olduğundan konveksiyon göz ardı edilip, termostatik sıvıdan iletim yoluyla numunenin arka yüzeyine gelen ısı akısı ile numune yüzeyinden radyasyonla ısı kaybının eşit olduğu varsayıldığında numune yüzey sıcaklığı Denklem (1.15) ile belirlenir;

$$0 = kT^4 + T - kT_0^4 - T \quad (1.15)$$

Burada  $T_I$  termostatik sıvının,  $T_0$  çevrenin ve  $T$  numune yüzeyinin sıcaklığını temsil eder; ve  $K$  katsayısı, numune substratı  $d_s$  ve kaplama  $d_k$ 'nin kalınlığını, numune substratı  $\kappa_s$  ve kaplama  $\kappa_p$ 'nin termal iletkenliğini ve numune yüzeyinin yarıküresel toplam emisivitesi  $\epsilon(T)$ 'yi kapsar.

### 1.3.3.5. Algılama sistemleri

Tayfsal emisivite ölçüm yöntemlerinde algılama sistemleri olarak geçmişte dağınık, günümüzde ise daha sık olarak Fourier dönüşümlü kızılötesi (FT-IR) spektrometreler kullanılmaktadır. 0,6 ile 1000  $\mu\text{m}$  arasındaki emisivite ölçümlerinde seçilecek tayfsal aralık, sistemdeki optikler ve spektrometre ile kullanılan dedektörlere bağlı olarak seçilir. Çalışmalarda soğutulmamış dedektörler kullanılabileceği gibi, daha hassas bir ölçüm gerçekleştirmek üzere sıvı azot veya helyum ile soğutulan dedektörler de kullanılabilir. Önceki çalışmalarda cıva kadmiyum tellürür (MCT) dedektörler [16, 17, 38, 44, 47], Si dedektörler [17, 38], piroelektrik döteryumlanmış triglisin sülfat (DTGS) dedektörler [18, 21, 38, 52, 55] ve InSb dedektörler [38, 52] kullanılmıştır. Dedektörlere ait dalgaboyu aralıkları ve teknik özellikler Rogalski'nin yaptığı çalışmalarda [60, 61] özetlenmiştir. Ticari algılama sistemleri olmakla birlikte ölçüm yapılan ortamda da bu sistemler geliştirilebilir [16, 44].

### 1.3.3.6. Emisivite değerlendirme yöntemleri

Yönlü tayfsal emisivite, teorik olarak gerçek bir cismin bilinen bir sıcaklıkta tayfsal ışımalarının aynı sıcaklıktaki ideal bir siyah cismin tayfsal ışımalarına oranı olarak tanımlansa da gerçekte, gerçek cismin tayfsal ışımaları ile laboratuvar siyah cisimi veya bilinen yüksek emisivite değerine sahip bir radyasyon kaynağının ışımaları ölçülerek oranlanır.

Her iki radyasyon kaynağından algılanan tayfsal sinyal, gerçek cisim yüzeyinin belirli dalga boyu, yön ve sıcaklıktaki  $L_{\lambda,\theta,\phi}(\lambda,\theta,\phi,T)$  ışımalarına, referans kaynağı radyasyonuna  $[L_{\lambda}^S(\lambda,T^S)]$ , spektrometrenin tepki fonksiyonuna  $[R_{\lambda}(\lambda)]$ , arka planın tayfsal ışımalarına  $[L_{\lambda}^0(\lambda)]$ , radyasyon kaynağı alanı  $A'$ 'ya ve radyasyon kaynağı ile dedektör arasındaki görünüm faktörü  $F$ 'e bağlıdır. Arka plan tayfsal ışımaları, çevredeki ışımaya  $L_{\lambda}^C(\lambda)$  ile spektrometrenin iç parçalarının ışımalarının  $L_{\lambda}^I(\lambda)$ , toplamıdır. Görüş faktörü  $F$ , bir radyasyon kaynağı yüzeyi tarafından yayılan radyasyon miktarının dedektör yüzeyine düşme olayını karakterize eder.

Yüksek emisyonlu bir gerçek cisim ile referans cismin sinyalleri ard arda ölçüldüğünde, arka plan tayfsal ışınımında bir değişiklik olmadığı ve bu sebeple cisimlerden ölçülen sinyal üzerindeki etkisinin göz ardı edilebileceği varsayıldığında,

spektrometre yalnızca gerçek cismin ve referans cismin ışımaya karşılık gelen sinyalleri algılamalıdır. Bu varsayıma bağlı olarak referans cismin sinyali Denklem (1.16), gerçek cismin sinyali Denklem (1.17)'te belirtildiği şekilde bulunur;

$$V_{\lambda}^S(\lambda, T^S) = R_{\lambda}(\lambda)A^S F^{S-D} L_{\lambda}^S(\lambda, T^S) \quad (1.16)$$

$$V_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T) = R_{\lambda}(\lambda)A^G F^{G-D} L_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T) \quad (1.17)$$

$A^S$  siyahcismen ışımaya alanı,  $A^G$  gerçek cismin ışımaya alanı,  $F^{S-D}$  siyahcismen ile dedektör ve  $F^{G-D}$  dedektör ve gerçekcismen arasındaki görüş faktörü olarak verilmiştir.

Gerçek cisim yüzeyinin tayfsal ışımaya  $L_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T)$ ; spektrometrenin tepki fonksiyonu ve her iki radyasyon kaynağının optik yolunun aynı olduğu varsayıldığında ( $A^S \cdot F^{S-D} = A^G \cdot F^{G-D}$ ) Denklem (1.16) ve Denklem (1.17)'ün oranından Denklem (1.18)'e göre türetilebilir;

$$L_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T) = \frac{V_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda,\theta,\varphi,T)}{V_{\lambda}^S(\lambda,T^S)} L_{\lambda}^S(\lambda, T^S) \quad (1.18)$$

Bazı çalışmalarda, Denklem (1.18), Denklem (1.1)'de yerine yerleştirilmiş ve yönlü tayfsal emisivitenin hesaplanmasını sağlayan Denklem (1.19) türetilmiştir [15, 47];

$$\varepsilon_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T) = \frac{V_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda,\theta,\varphi,T)}{V_{\lambda}^S(\lambda,T^S)} \frac{L_{\lambda}^S(\lambda,T^S)}{L_{\lambda}^S(\lambda,T)} \quad (1.19)$$

Referans siyahcismen sıcaklığının gerçek cismin sıcaklığına ayarlanıp dengeye gelmesi zaman alıcı olsa da, her iki cismin sıcaklığı ve diğer ölçüm koşulları eşit olduğunda, yönlü tayfsal emisivite doğrudan ölçülen sinyallerin oranlaması ile bulunabildiğinden çoğu çalışmada sıcaklıklar eşitlenmiştir [21], [36], [37], [45], [46], [48], [49]. Ölçüm süresini kısaltmak için, algılama sistemi kalibrasyon işlemleri uygulanmış ve gerçek cisim ışımaya değerlendirmesinde kalibrasyon eğrileri kullanılmıştır [16–18, 20, 36, 43, 47, 52]. Kalibrasyonun amacı, spektrometre tepki fonksiyonu  $R_{\lambda}(\lambda)$ 'nin ve arka plan tayfsal ışımaya  $L_{\lambda}^O(\lambda)$ 'yi belirlemektir. Bunlar spektrumun, FTIR spektrometresi tarafından algılanan sinyalin bir fonksiyonu olarak tanımlanmasında kullanılan matematiksel modelin parametreleridir. FTIR spektrometrelerinin kalibrasyonunda; tespit sisteminin gelen radyasyona doğrusal yanıt verdiği varsayılan doğrusal regresyon yöntemi, iki sıcaklık kalibrasyon yöntemi



ve çok sıcaklıklı kalibrasyon yöntemi olmak üzere üç temel kalibrasyon yöntemi kullanılmaktadır.

Bir siyahcisim boşluğunun farklı sıcaklıklarda kararlı hale geldiği her durumda, oluşan ışımaya karşılık gelen siyahcisim tayfsal sinyalleri tespit ederek; bu sıcaklıklarda Planck yasasına göre tayfsal ışımanın matematiksel hesaplanmasından oluşan doğrusal regresyon yöntemi [62]'de açıklanmıştır. Ölçülen ve hesaplanan değerler kullanılarak yapılan doğrusal regresyon sonucunda; oluşan eğrinin eğimi spektrometrenin tepki fonksiyonunu, y eksenini kesişimi de arka plan radyasyonunu verir. Bu yöntem doğruluğu sebebiyle avantajlı olsa da spektrometrenin tepki fonksiyonun ve arka plan parlaklığın gerçek cismin yüzey sıcaklığına bağlı olduğu çalışmalarda geçerli değildir. Ayrıca, tek bir siyahcismin farklı sıcaklıklarda dengeye gelmesi için beklenen süre veya bu süreyi kısaltmak için daha fazla siyahcisim kullanma ihtiyacı yöntemin dezavantajlarıdır.

Kullanılan siyahcismin ideal bir siyahcisim ile aynı özellikleri sergilediği varsayılarak, iki farklı sıcaklık için bir siyahcismin tayfsal sinyalinin ölçümü ile iki sıcaklıkta kalibrasyon edilme yöntemi en sık kullanılan kalibrasyon prosedürüdür. [16–18, 20, 36, 44, 47, 63, 64]. Bu yöntemin doğruluğu iki sıcaklık arasında büyük bir fark olduğunda yüksektir ve kullanımı basittir. Ancak tek bir siyahcisimle gerçekleştiriliyorsa cismin istenen sıcaklıklarda kararlı olması uzun sürer veya iki siyahcisim kullanımını gerektirir. Bu durumda siyahcisimlerden biri, bilinen emisiviteye getirilebilir [18], [62].  $T_2^S > T_1^S$  olmak üzere  $T_1^S$  ve  $T_2^S$  sıcaklıklarında referans siyahcisimden elde edilen sinyaller Denklem (1.20) ve (1.21)'e göre elde edilebilir;

$$V_{\lambda}^{S1}(\lambda, T_1^S) = R_{\lambda}(\lambda)A^S F^{S-D} \{L_{\lambda}^{S1}(\lambda, T_1^S) + L_{\lambda}^0(\lambda) \exp [i\varphi^0(\lambda)]\} \exp [i\varphi(\lambda)] \quad (1.20)$$

$$V_{\lambda}^{S2}(\lambda, T_2^S) = R_{\lambda}(\lambda)A^S F^{S-D} \{L_{\lambda}^{S2}(\lambda, T_2^S) + L_{\lambda}^0(\lambda) \exp [i\varphi^0(\lambda)]\} \exp [i\varphi(\lambda)] \quad (1.21)$$

$T_1^S$  ve  $T_2^S$  sıcaklıklarında Planck yasasına göre hesaplanan ideal siyahcisim ışımaları sırasıyla  $L_{\lambda}^{S1}(\lambda, T_1^S)$  ve  $L_{\lambda}^{S2}(\lambda, T_2^S)$ ; referans siyahcismin ışımasına karşılık gelen sinyaller ise sırasıyla  $V_{\lambda}^{S1}(\lambda, T_1^S)$  ve  $V_{\lambda}^{S2}(\lambda, T_2^S)$  olarak verilmiştir.  $\varphi^0(\lambda)$ , spektrometrenin anormal fazıdır ve  $\varphi(\lambda)$  ise spektrometrenin normal fazıdır.  $i$  ise sanal birimdir.  $\varphi^0(\lambda)$ , ölçüm sırasında spektrometrenin kararlı olduğu varsayıldığında

Denklem (1.14)'ten Denklem (1.16) çıkarılarak Denklem (1.22) gösterildiği şekilde elimine edilebilir;

$$V_{\lambda}^{S2}(\lambda, T_2^S) - V_{\lambda}^{S1}(\lambda, T_1^S) = R_{\lambda}(\lambda) A^{SF^{S-D}} * [L_{\lambda}^{S2}(\lambda, T_2^S) - L_{\lambda}^{S1}(\lambda, T_1^S)] \exp [i\varphi^0(\lambda)] \quad (1.22)$$

Denklem (1.22)'den yola çıkarak, spektrometrenin tepki fonksiyonu ve arka plan ışınması Denklem (1.23) ve (1.24)'de belirtildiği şekilde bulunabilir;

$$R_{\lambda}(\lambda) \exp [i\varphi(\lambda)] = \frac{V_{\lambda}^{S2}(\lambda, T_2^S) - V_{\lambda}^{S1}(\lambda, T_1^S)}{L_{\lambda}^{S2}(\lambda, T_2^S) - L_{\lambda}^{S1}(\lambda, T_1^S)} \frac{1}{A^{SF^{S-D}}} \quad (1.23)$$

$$\begin{aligned} L_{\lambda}^0(\lambda) \exp [i\varphi^0(\lambda)] &= \frac{V_{\lambda}^{S2}(\lambda, T_2^S) \exp [-i\varphi(\lambda)]}{R_{\lambda}(\lambda) A^{SF^{S-D}}} - L_{\lambda}^{S2}(\lambda, T_2^S) \\ &= \frac{V_{\lambda}^{S1}(\lambda, T_1^S) \exp [-i\varphi(\lambda)]}{R_{\lambda}(\lambda) A^{SF^{S-D}}} - L_{\lambda}^{S1}(\lambda, T_1^S) \end{aligned} \quad (1.24)$$

Çoklu sıcaklık yöntemi ile kalibrasyonda iki sıcaklık yöntemine benzer işlem uygulanmakla birlikte siyahcisim tayfsal sinyali, üç ya da daha fazla sıcaklıkta ölçülür. Ardından en küçük kareler yöntemi kullanılarak spektrometrenin tepki fonksiyonları ve arkaplan ışınması hesaplanır ve (1.23) ve (1.24)'deki denklemlere göre değerlendirilirler.

Gerçek cismin T sıcaklığındaki tayfsal ışınması  $L_{\lambda, \theta, \varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T)$ , ölçümü alınan yüzeyin yarımküresel toplam emisivitesine bağlı olmakla birlikte; yüzeyin içsel ışınmasından ve yüzeyden yansıyan çevre ışınmasından oluşur. Gerçek cismin T sıcaklığındaki ışınmasından elde edilen tayfsal sinyal  $V_{\lambda, \theta, \varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T)$ ; gerçek cismin ölçüm alınan yüzeyinin alanı  $A^G$ , gerçek cisim ile dedektör arasındaki görüş faktörü  $F^{G-D}$  olarak belirtilirse, Denklem (1.25) yardımıyla hesaplanabilir ve referans siyahcismin sinyaline benzerdir;

$$V_{\lambda, \theta, \varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T) = R_{\lambda}(\lambda) A^G F^{G-D} \{L_{\lambda, \theta, \varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T) + L_{\lambda}^0(\lambda) \exp [i\varphi^0(\lambda)]\} \exp [i\varphi(\lambda)] \quad (1.25)$$

İkili sıcaklık yöntemine benzer şekilde  $\varphi^0(\lambda)$ , ölçüm sırasında spektrometrenin kararlı olduğu varsayıldığında Denklem (1.25)'den Denklem (1.20) çıkarılarak Denklem (1.26)'da gösterildiği şekilde elimine edilebilir;

$$V_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T) - V_{\lambda}^{S1}(\lambda, T_1^S) = R_{\lambda}(\lambda)A^G F^{G-D} [L_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T) - L_{\lambda}^{S1}(\lambda, T_1^S)] \exp [i\varphi(\lambda)] \quad (1.26)$$

Denklem (1.27) ve (1.22) oranlandığında,  $V_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T)$ ,  $V_{\lambda}^{S1}(\lambda, T_1^S)$  ve  $V_{\lambda}^{S2}(\lambda, T_2^S)$  sinyallerinden gerçek cismin tayfsal ışımasının hesaplanmasında kullanılacak olan Denklem (1.27) elde edilir;

$$L_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T) = \text{Re} \left[ \frac{V_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda,\theta,\varphi,T) - V_{\lambda}^{S1}(\lambda,T_1^S)}{V_{\lambda}^{S2}(\lambda,T_2^S) - V_{\lambda}^{S1}(\lambda,T_1^S)} \right] \times [L_{\lambda}^{S2}(\lambda, T_2^S) - L_{\lambda}^{S1}(\lambda, T_1^S)] + L_{\lambda}^{S1}(\lambda, T_1^S) \quad (1.27)$$

Denklem (1.23) ile elde edilen gerçek cisim tayfsal ışıması  $L_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T)$  ile yönlü tayfsal emisivite  $\varepsilon_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T)$  arasındaki ilişki [64]'da birkaç yöntem ile açıklanmıştır. Bu çalışmada, ilişkinin açıklanmasında ölçümü alınacak numune yüzeyine gelen ışınım veya yüzey tarafından yansıtılan ışınım kullanılmıştır ve bu ışınımların dağılık olduğu bilgisi verilmiştir. Gerçek cisim yüzeyinin opak olduğu ve bir hazne içerisine yerleştirilerek izotermalliğinin sağlandığı varsayılmıştır.

Yönlü tayfsal emisivitenin belirlenmesinde çoklu yansıma yöntemi en eksiksiz yöntem olarak görünse de ölçümü alınan numune yüzeyinin kendi içsel ışıması, yüzeyin çevresi tarafından yansıtılan ışıması ve çevre ışınımının numune yüzeyine gelmesi sonucu yüzey tarafından yansıtılan çevre ışınımaları şeklinde dedektöre gelip analiz edilen birden fazla yansıma olduğundan ve bu çoklu yansımaların emisivite değerlendirmesinde dikkate alınması zor olduğundan, bu yöntemin kullanımı yaygın değildir [64].

Tek yansıma yönteminde, gerçek cismin ölçümü alınacak yüzeyi ile çevre arasındaki çoklu yansımalar dikkate alınmaz [18]. Gerçek cismin opak olduğu varsayıldığında, tek yansıma yöntemi ile numune ışıması Denklem (1.28) ile hesaplanabilir;

$$L_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T) = \varepsilon_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T)L_{\lambda}^S(\lambda, T) + (1 - \varepsilon_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T))\varepsilon_0(T_0)L_{\lambda}^S(\lambda, T_0)F^{G-O} \quad (1.28)$$

Denklem (1.28)'den yola çıkarak yönlü tayfsal emisivite Denklem (1.29)'da gösterildiği gibi hesaplanabilir;

$$\varepsilon_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T) = \frac{L_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda,\theta,\varphi,T) + \varepsilon_0(T_0)L_{\lambda}^S(\lambda,T_0)F^{G-O}}{L_{\lambda}^S(\lambda,T) - \varepsilon_0(T_0)L_{\lambda}^S(\lambda,T_0)F^{G-O}} \quad (1.29)$$

Denklemden  $\varepsilon_0(T_0)$ , numune çevresinin yarımküresel toplam emisivitesi,  $F^{G-0}$  ölçümü alınan numune yüzeyi ile çevresi arasındaki görüş faktörü,  $L_\lambda^S(\lambda, T)$  ve  $L_\lambda^S(\lambda, T_0)$  sırasıyla, numune sıcaklığı  $T$  iken ve numune çevresinin sıcaklığı  $T_0$  iken Planck yasası ile elde edilen ideal bir siyah cisim tayfsal ışımasıdır. Çevrenin ölçüm alınan tüm numune yüzeyini kapladığı varsayıldığında, görüş faktörü 1 olarak alınabilir.

Yönlü tayfsal emisivitenin belirlenmesi için kullanılmış bir diğer yöntem; numune çevresinin toplam yarımküresel emisivitesinin 1'e yakın olarak alındığı siyah çevre yöntemidir [16, 17]. Bu yöntemde opak numuneler için uygulanan varsayımlar ve çevre ışınımının ölçümü alınan numune yüzeyinden yansımaları dikkate alınmıştır. Bu nedenle ölçümü alınan numune yüzeyinin ışıması için Denklem (1.28) basitleştirilmiş ve Denklem (1.30) oluşturulmuştur. Ardından Denklem (1.30)'a göre de yönlü tayfsal emisivite hesaplanmıştır;

$$L_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T) = \varepsilon_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T)L_\lambda^S(\lambda, T) + (1 - \varepsilon_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T))L_\lambda^S(\lambda, T_0)F^{G-0} \quad (1.30)$$

$$\varepsilon_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T) = \frac{L_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T) + L_\lambda^S(\lambda, T_0)F^{G-0}}{L_\lambda^S(\lambda, T) - L_\lambda^S(\lambda, T_0)F^{G-0}} \quad (1.31)$$

Denklem (1.27), Denklem (1.31)'de yerine yerleştirildiğinde Denklem (1.32) elde edilmiştir;

$$\varepsilon_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T) = \text{Re} \left[ \frac{V_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T) - V_\lambda^{S1}(\lambda, T_1^S)}{V_\lambda^{S2}(\lambda, T_2^S) - V_\lambda^{S1}(\lambda, T_1^S)} \right] \times \frac{L_\lambda^{S2}(\lambda, T_2^S) - L_\lambda^{S1}(\lambda, T_1^S)}{L_\lambda^S(\lambda, T) - L_\lambda^S(\lambda, T_0)F^{G-0}} + \frac{L_\lambda^{S1}(\lambda, T_1^S) - L_\lambda^S(\lambda, T_0)F^{G-0}}{L_\lambda^S(\lambda, T) - L_\lambda^S(\lambda, T_0)F^{G-0}} \quad (1.32)$$

Açıklanan yöntemlerde daha fazla basitleştirmeye gidilerek çevresiz yöntem kullanılmıştır [65]. Bu yöntemde, numune çevresinin yarımküresel toplam emisivitesi  $\varepsilon_0(T_0)$  ve numune yüzeyinden yansıtılan çevre ışınımı göz ardı edilerek; doğrudan dedektör üzerine gelen çevre ışınımı, algılama sisteminin içsel ışınımı ve numune yüzeyinin içsel ışınımı kullanılır ve gerçek cismin ışınımı Denklem (1.33)'te belirtildiği gibi alındığında; bu yöntemle yönlü tayfsal emisivite Denklem (1.34)'e göre hesaplanır;

$$L_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T) = \varepsilon_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T)L_\lambda^S(\lambda, T) \quad (1.33)$$

$$\varepsilon_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda, \theta, \varphi, T) = \text{Re} \left[ \frac{V_{\lambda,\theta,\varphi}(\lambda,\theta,\varphi,T) - V_{\lambda}^{S1}(\lambda,T_1^S)}{V_{\lambda}^{S2}(\lambda,T_2^S) - V_{\lambda}^{S1}(\lambda,T_1^S)} \right] \times \frac{L_{\lambda}^{S2}(\lambda,T_2^S) - L_{\lambda}^{S1}(\lambda,T_1^S)}{L_{\lambda}^S(\lambda,T)} + \frac{L_{\lambda}^{S1}(\lambda,T_1^S)}{L_{\lambda}^S(\lambda,T)} \quad (1.34)$$

### 1.3.3.7. Kullanılan numune çeşitleri

Önceki bölümlerde görüldüğü gibi farklı özelliklere sahip birçok numune çeşidinin yönlü tayfsal emisivite ölçümleri yapılmıştır. Opak, kısmen saydam, yüksek düzeyde şeffaf, kaplamalı veya film ile hazırlanan toplu numuneler, katı veya erimiş haldeki numuneler üzerinde emisivite ölçümleri yapılmıştır. Paslanmaz çelik, pirinç, Armco demir, kobalt ve nikel alaşımları gibi katı metal numunelerin (hacimli opak malzemelerin) ölçümü [18, 20, 21, 46, 52, 66, 67]'deki çalışmalarda açıklanmıştır. Kısmen şeffaf numuneneler olan, ZrB<sub>2</sub> – SiC tabanlı ultra yüksek sıcaklık seramikler ile [45]'de, SiC numuneler ile [21, 43]'de; SiO<sub>2</sub>, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ve MgO gibi dielektrik oksitler ile [16, 36, 46]'de; kaynaşmış silika, safir ve spinel ile [47]'de çalışılmıştır. Zayıf ısıl iletkenliğe ve KBO<sub>2</sub> gibi yüksek düzeyde şeffaflığa sahip numunelerin emisivite ölçümleri [15]'de anlatılmıştır. Farklı metal alt tabakalar, çeşitli kaplamalar ve filmler üzerine yapılan emisivite ölçüm çalışmaları [44, 49, 55, 59]'de gösterilmiştir. Doğrudan radyometrik tayfsal emisivite ölçüm yöntemlerini kullanarak yapılmış çalışmalardan bazıları seçilerek, bu çalışmalara ait yukarıda belirtilen ve açıklanan parametreler özetlenmiş ve Tablo 1.1'de gösterilmiştir.

### 1.4. Deri Emisivite Ölçüm Sistemleri

Cilt sıcaklığı ve radyasyon ölçümü için radyometre ilk olarak 1922'de Aldrich [68, 69], sonrasında Cobet ve Braming [70], ve Bohnenkamp ve Ernst tarafından kullanılmıştır. Bu çalışmalardaki tüm cihazlar, hassas bir galvanometre kullanımı gerektirdiğinden yaygın olarak kullanılmamıştır. Cobet ve Braming yaptığı deneyler sonucunda insan derisinin siyah cisim gibi ışımaya yayma davranışı gösterdiği gözlenmiştir [3]. 1934'te Hardy [71], cilt sıcaklığı ve vücut radyasyon ölçümlerini aynı anda yapmaya imkan sağlayan, radyometre, galvanometre ve potansiyometreden oluşan basit tasarımlı bir cihaz üzerine çalışmalar yapmıştır. Cilt sıcaklığını ölçmek için ısılıçift kullanmıştır. Cilt sıcaklığı ölçümünde ortaya çıkan kalibrasyon hatasını önlemek için oda sıcaklığını cilt sıcaklığına yaklaştırmaya kadar yükseltmiştir. Ancak Buttner'e göre bu durum emisivite değerinin doğru şekilde belirlenebilmesi için yeterli değildir [72].

Tablo 1.1. Seçilmiş spektral emisivite doğrudan radyometrik ölçüm yöntemleri için parametrelerin özeti

Deney Kurulumu*	Örnek Isıtma	Sıcaklık Tespiti	Sıcaklık Aralığı (°C)	Tayfsal Aralık (µm)	Dedektör	Uygulama	Kaynak
3	Elektrik Bağlantısı	Isılçift	0-430	1-1000	InSb, Si, MCT, DTGS	Toplu opak katı numuneler	[38]
1	Termostatik Sıvı	PRT Sensör	20-100	5-12	MCT	Toplu opak katı numuneler ve kaplamalar	[16], [44]
1	Elektrik Bağlantısı	Pirometre ve Isılçift	60-1500	0,6-25	MCT, Si	Toplu opak katı numuneler ve kaplamalar	[17]
3	Elektrik Bağlantısı	Isılçift	80-500	4-40	DTGS	Toplu opak katı numuneler ve kaplamalar	[55]
2	Lazer veya elektrik bağlantısı	Isılçift ve Christiansen dalgaboyu	250-850	2-25		Şeffaf ve opak katı numuneler	[46]
1	Işınımlı elektrik	Pirometre	300-900	2-20	DTGS	Toplu opak katı numuneler	[21]
2	Lazer	Pirometre	300-1700	2-20	MCT	Toplu numuneler	[47]
2	Işınımlı elektrik	Isılçift	500-1000	2-22		Şeffaf katı ve erimiş örnekler	[15]
1	Elektrik Bağlantısı	Isılçift ve kızılötesi kamera	800'e kadar	1,28-25	DTGS	Toplu opak katı numuneler	[18]
	Elektrik Bağlantısı	Isılçift	1000'e kadar	1,26-20	InSb, DTGS	Toplu opak katı numuneler	[52]
3		Isılçift ve piroreflektometre	1500'e kadar	0,8-10		Toplu opak katı numuneler	[19]

Buttner 1937'de deri emisivitesini ölçmek için, farklı sıcaklıklarda tutulan iki radyometrenin kullanıldığı özel bir ekipman tasarlamıştır. Aynı su kullanılmak üzere sirküle eden bir su yardımıyla birinci radyometrenin ve bir siyah gövde boşluğunun sıcaklığı kontrol edilmiş ve eşit tutulmuştur. Kullanılan suyun sıcaklığı radyometre çıktısı sıfıra düşürecek şekilde ayarlandığından radyometre cilde yönlendirildiğinde, cilt ve radyometre aynı sıcaklığa sahip olmuştur. Kullanılan ikinci radyometre oda sıcaklığında bekletilmiştir. Deriden gelen radyasyon ile siyah gövdeden gelen radyasyon ikinci radyometre kullanılarak karşılaştırılmış ve bu ölçüm sonucunda alın ve önkol için emisivite değeri  $0,954 \pm 0,004$  olarak bulunmuştur [72]. Radyometreler arası geçiş sırasında deri sıcaklığı, farklı sıcaklıklara sahip termometreler ile radyasyon

ısı alışverişinden dolayı bir miktar değişmiştir ve bu değişim sonuçta hatalara sebep olmuş olabilir.

Jacquez 1955'te karşılaştırma tipi entegre küre eklenerek geliştirilmiş bir spektrofotometre kullanmıştır. Kullanılan düzenek ile küredeki sabit bir enerji seviyesinden kaynaklanan DC sinyalin ölçüme etki etmemesi sağlanmıştır. Uygun bir vitrolit örneği çalışma standardı olarak kullanılmıştır. Entegre kürenin bir açıklığına vitrolit, diğer açıklığına ise katılımcıların sağ ön kolunun volar yüzeyi yerleştirilmiştir. Kolda gereksiz kas gerginliğini önlemek için kol dayanağı yerleştirilmiştir. Çalışma 11 beyaz erkek, 1 beyaz kadın, 4 zenci erkek ve 2 japon kökenli erkek katılımcı ile sağlanmıştır. Katılımcılara ait yansıma ölçümlerinde 1.2  $\mu\text{m}$ 'nin üzerindeki eğrilerde önemli ölçüde fark gözlenmemiştir. Bu çalışmanın sonucunda 1.2  $\mu\text{m}$ 'nin üzerinde, insan derisi yansıma eğrilerinin pigmentlerden bağımsız olarak pratikte aynı olduğu ve suyun soğurma spektrumunu gösterdiği bulunmuştur [73].

Derksen 1957'de, canlı doku ve inert malzemelerin görünür ve kızılötesi tayfsal aralıkta yansıma oranlarını ölçmek amacıyla reflektometre tasarlamıştır. Termal radyasyonun materyaller üzerindeki etkilerinin araştırılmasında kullanılan enerji, 1,0–2,8  $\mu\text{m}$  tayfsal aralığına düşmektedir. Bu tarihte kızılötesi bölgede yayılan malzemelerin tayfsal yansıma verilerini elde etmek için kullanılacak ekipman yetersizdi. Bu çalışma kapsamında alüminize cam yarıküresel toplama aynası, düz kurşun sülfür fotosel alıcısı, monokromatör, ışın kısıyıcı kullanılmıştır. 0,5–2,7  $\mu\text{m}$  tayfsal aralıkta, referans olarak kullanılan alüminize cam, magnezyum oksit ve Kafkasyalı bir insanın ön kolunun derisi üzerinde ölçümler alınmıştır. Yarım küre şeklinde olan toplayıcı aynadaki toz veya hasardan dolayı numuneden yansıyor küreye gelen ışımının saçılabilmesi ve yarımkürenin odağına göre numunenin yer değiştirmesinden kaynaklanabilecek yanlış odaklama için düzeltmeler gerekli olmuştur. Kullanılan reflektometreden elde edilen numune yansıma oranı, referans bir spektrofotometreden elde edilen yansıma oranları ile karşılaştırılmış ve elde edilen düzeltme değerleri alınan ölçüm sonuçlarına yansıtılmıştır.

Buchmüller 1960 yılında, yaşayan insan derisinin 3–15  $\mu\text{m}$  dalgaboyu aralığında, emisyon, yansıma ve geçirgenliği üzerine çalışma yayınlamıştır. Bu çalışma kapsamında, termostattan su sirküle edilerek 306°K sıcaklıkta sabit tutulan ve iyi

yalıtılmış bir radyatör, soğutma ekranı, sıvı havalı Dewar kabı ve ona uygun stand, monokromatör, kaya tuzu prizması, N-butil alkolün sirkülasyonu ile dışarıda buzlanan içeride ise 230°C'ye ayarlanan başka bir termostat, bolometre ve galvanometre kullanılmıştır. İnsan derisinin emisivite değerinin doğrudan belirlenebilmesi için ard arda alınan 9 ölçümden elde edilen sonuç ile, siyah kalibrasyon radyatörü ve parlak altın ile kaplanmış küboidden elde edilen sonuç karşılaştırılmış ve deri emisivite değerinin 0,99'dan daha büyük olduğu bulunmuştur. 3,5 µm dalgaboyunun üzerinde cildin yansıtma özelliğinin Kalibrasyon radyatörleri ve altın küboidlerin sıcaklıkları sirkülasyonlu termostatlar ile sabit tutulabilirken, cilt sıcaklığı panellerin açılma durumuna göre 0,3–0,6°C düşmüştür. Sabit bir ölçüm noktası belirlendiğinde bu hata düzeltilebilmiştir. Ayrıca bolometreler insanın kısa dalga boylu kızılötesi ışınmasında hassas ölçümler için kullanılmayacak kadar duyarsızdır [74].

Gartner 1964 yılında kan dolaşımına bağlı olarak canlı insan derisinin radyasyonu üzerine çalışmasını yayınlamıştır. Derideki sıcaklık gradyanın değişimini, deriyi harici soğutma, ısıtma ve kan akışının kısmen azaltılması yolu ile 20°C'lik sabit bir oda sıcaklığında 10 gönüllünün ön kolundaki belirli bir nokta üzerinde incelemiştir. Bu inceleme kapsamında derinin radyasyonu ve 0,1 mm kalınlığa sahip ısılıçiftler kullanılarak temaslı sıcaklık ölçümleri, kan akış eğrisi ile birlikte kaydedilmiştir. Bu kayıtlara göre, derinin radyasyon ve kontak sıcaklığı arasında her zaman fark vardır ve bu fark kan akışıyla değişmektedir. Kan akışı arttıkça bu fark azalır ve arteriyel daralma ile fark artar. Derinin  $\epsilon$  değerinin 26 °C'de 0,933, 32,5 °C'de 0,934 ve kan akışına bağlı olarak 0,93–0,97 aralığında olduğu bulunmuştur.

Mitchell 1967 yılında, derinin toplam normal emisivitesini, deri sıcaklığını ölçmeden belirleyebilmek için yeni bir teknik geliştirmiştir. Bu çalışma kapsamında, dedektörü çevreleyen bakır bloğa bağlı ısıtma bobini ile dedektörün sıcaklığının değiştirilebildiği bir radyatör kullanılmıştır. Bakır bloğa bir ısılıçift bağlıdır. Dedektör sıcaklığının değişiminde ısıtma bobini akımındaki dengeye ulaşma süresi yaklaşık 1 saattir. Kesilmiş deri numunesinin sıcaklığının sabit tutulabilmesi için ölçümler iklim odasında yapılmış ve deri için tutucu tasarlanmıştır. Tutucu, derinin epidermal kısmı ölçüm yüzeyine bakacak şekilde açıkta, dermal kısmı ise kontrollü sıcaklık sağlamada kullanılacak solusyona temas edecek şekilde örneği destelemeye kullanılmıştır. Sıcaklıktaki yerel değişiklikleri önlemek ve canlı haldeki derinin kanla ısıtılmasına



benzer şekilde derinin kontrollü ancak değişken bir sıcaklıkta ısıtılmasını sağlamak için Laktat–Ringer solusyonu kullanılmıştır. Dokunma veya hareket sebebiyle radyometrenin termal dengesi bozulabildiğinden, her deri örneğinden hemen önce referans siyahcisim ile ölçüm alınmıştır. Radyometrenin deriye yakınlaşması sonucunda deri sıcaklığında oluşan değişiklik göz ardı edilmiştir. Daha iyi tasarlanmış bir siyahcismin emisyonundan %0-1’den daha az farklı olan bir emisiyona sahip olduğu ölçülen referans siyahcismin mutlak emisyonu bilinmeden ölçümler alınmıştır. 33°C’deki beyaz göğüs derisinin emisivite değeri  $0,996\pm 0,005$  olarak bulunmuştur. Toplam 30 emisivite ölçümünün sonucunda 20 °C’lik abdominal epidermis numunesinin günden güne tekrarlanabilirliği yaklaşık %1’dir ve emisivite değerleri  $0,991\pm 0,009$  ile  $1,015\pm 0,007$  arasında değişmektedir [75].

Watmough ve Oliver 1968’de 2–5.4 µm tayfsal aralıkta küçük bir alanın emisivite değerini belirlemek için bir kızılötesi tarayıcı kullanmıştır. Bu çalışmada, bir deri parçası ile aynı sıcaklığa ayarlanmış bir siyahcisim boşluğunun sıcaklık farklarının ölçülmüştür. Siyahcismin sıcaklığının ayarlanmasında termopil kullanılmıştır. Siyahcisim ve deri numunesi birbirinin üzerinde olacak şekilde aynı düzlemde, tarayıcının önüne yerleştirilmiştir. Deney sonrası yapılan hesaplamalar sonucunda deri numunesinin emisivite değerinin 0,98 ile 1 arasında olduğu bulunmuştur [76].

Patil ve Williams 1969 yılında 4–18 µm tayfsal aralıkta deri emisivitesinin ölçümü için monokrometre ve termopil dedektörü kullanmıştır. Deri sıcaklığının kontrolü ısılıçift ile gözlenmiştir. Sağlıklı katılımcılarda meme derisinin emisivite değeri 4,0–6,0 µm aralığında  $0,99\pm 0,045$ , 6,0–18,0 µm aralığında  $0,972\pm 0,041$  olarak ölçülmüştür. Bu ölçüm sırasında arkaplan ışıma yansımaları hesaba katılmamıştır. Meme kanseri olan katılımcıların emisivitesi ölçüldüğünde ise bu değerin 1’i aştığı ve bu sebeple bu ölçüm yönteminin hatalı olduğu gözlenmiştir [77].

Steketee 1973’te canlı beyaz deri, siyah deri, yanmış deri ve kalp zarını kullanarak yapmış olduğu emisivite ölçümüyle ilgili bir çalışma yayınlamıştır. Bu çalışma 1,0–14,0 µm tayfsal aralıkta, reeder termopil dedektörlü monokromatör kullanılarak ve deri numunesinden gelen kızılötesi radyasyon emisivite değeri 0,995 olan ve deri numunesi ile aynı sıcaklığa sahip referans siyahcisimden gelen radyasyon ile karşılaştırılarak gerçeleştirilmiştir. Emisivite değerinde oda sıcaklığı kontrol edilse

bile kıyıcı bıçakların sıcaklık değişimlerinden kaynaklanan 0,89 ile 1,03 arasında olan varyasyonlar elde edilmiştir. Bıçaklarda yapılan değişikliklerden sonra varyasyonlar kaybolmuştur. Deri yüzeyinin sıcaklığını ölçmek için, alternatif akım oluşturacak bakır telden oluşan bobin ile çevrelenmiş ve ısılıft ile bağlantısı olan altın bir yüzük şeklinde termometre tasarlanmıştır. Çalışma sonucunda deri emisivitesinin dalga boyundan bağımsız olarak  $0,98 \pm 0,01$  olduğu ve normal cilt ile yanmış için arasında emisivite farkı olmadığı bulunmuştur. Çalışma çıktısının Hardy, Watmough ve Oliver'ın çıktıları ile uyumlu olduğu gözlenmiştir. Kalp zarı emisivite değerinin ise canlı kalp için 0,83, 9 gün bekletilen kalp için 0,90 olduğu bulunmuştur [78].

Steketee 1976 yılında, daha önce yaptığı çalışmada [78] kullandığı düzenek ile derinin radyasyon ölçümlerini etkileyebileceği düşünülen farklı kozmetikler, spreyle ve merhemlerle çalışmalar yapılmıştır. Bu malzemeler, emisivitesi deri ile hemen hemen aynı olan siyah boya ile kaplanmış bir hücre plakasının ön tarafına uygulanmış ve termostattan gelen su ile ısıtılması sağlanmıştır. Tayfsal dedektivitesi bilinen bir kızılötesi tarayıcı veya radyometre ile görülen sıcaklık farkı hesaplanmış ve InSb dedektörü kullanılarak elde edilen termografin okuma değerleri ile karşılaştırılmıştır. Deri üzerine talk uygulandığında, termografik kameraların görünür sıcaklık farklılıkları karşılaştırılmış ve HgCdTe dedektörlü kameraların sıcaklık farkının, InSb dedektörlü kameraya göre yüksek çıktığı gözlenmiştir.

Bu eski çalışmaların bazılarında deri numunesi boyunca sabit bir ısı akışına bağlı olarak numunede sıcaklık gradyanı gözlenmiş ve bu durum sonuçta hatalara sebep olmuştur. 1985 yılında Togawa yaptığı çalışmada, sıfır ısı akışlı bir termometre probu kullanmış ve deri numunesinde izotermal bir durum oluşturarak bu sorunu çözmüştür. Ancak izotermal duruma ulaşmak için geçen süre ölçümü zorlaştırmıştır. Diğer bir zorluk ise radyometre ile sıfır ısı akışlı termometre arasında doğru bir kalibrasyonun gerekli olmasıdır. 8–14  $\mu\text{m}$  duyarlılığa sahip bir radyometre ve termopil dedektör kullanılmıştır. Erkek ve kadınların alın bölgesi emisivite değerleri  $0,955 \pm 0,009$  ve  $0,954 \pm 0,010$  ve önkol emisivite değerleri sırasıyla  $0,963 \pm 0,007$  ve  $0,970 \pm 0,008$  bulunmuştur. Bu çalışmada sıfır ısı akışlı termometrenin yerleştirilmesinin alın bölgesinin emisyon özelliklerinde değişikliğe neden olabileceği düşünülmüştür [79]. 1989 yılında Togawa, 1985'te yapmış olduğu çalışmadaki zorlukları gidermek için ortam sıcaklığında aşamalı bir değişiklik yapmıştır. Yeni çalışma, radyometre ile

başka bir alet arasında göreceli kalibrasyon gerektirmemesi, ölçümün temassız olması ve ölçüm süresinin bir dakika olması gibi avantajlara sahiptir. Bu çalışma yansıma ölçümüne dayalıdır ve 8–14 µm aralığında hassasiyete sahip, yüksek çözünürlüklü bir radyometre kullanılmıştır. 10 erkek ve 10 kadın katılımcının alın, önkol, avuç içi ve el sırtından ölçümler alınmıştır. Çalışma sonucunda erkek ve kadın katılımcıların alın bölgesi emisivite değerleri sırasıyla 0,969±0,005 ve 0,969±0,004 olarak, önkol bölgesi emisivite değerleri sırasıyla 0,971±0,002 ve 0,972±0,005 olarak, avuç içi bölgesi emisivite değerleri sırasıyla 0,973±0,007 ve 0,968±0,004 olarak, el sırtı bölgesi emisivite değerleri sırasıyla 0,973±0,004 ve 0,971±0,003 olarak ve toplam ortalama emisivite değeri 0,971±0,005 olarak bulunmuştur.

Boylan 1991’de 8-14 µm tayfsal aralıkta temassız yöntem ile yanık yaraların (kafa, kol, kalça ve el derileri, epidermis tabakası çıkarılmış deri ve dermis tabakası çıkarılmış cilt), 12 katılımcıya ait sağlam deri örneklerinin, farklı deri örneklerinin (kuru, nemli, streç film ile kaplanmış, talk uygulanmış) emisivite değerlerini belirlemek için 1989’da Togawa’nın kullanmış olduğu cihaza benzer şekilde bir cihaz kullanarak çalışma yapmıştır. Kullanılan numunelerin emisivite değerleri 0,976-0,992 aralığında değiştiği ve yanık derilerin emisivite değerlerinin, sağlam deriye oranla 0,01-0,03 kadar daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Bazı kremlerin uygulanmasının emisivite üzerinde çok az etkisi olduğu, talkın ise emisiviteyi 0,1 oranında azaltabileceği bulunmuştur [80].

### **1.5. İnsan Vücut Sıcaklığı Ölçümü**

Egzersiz, kasların kasılması, metabolizmanın hızlı olması, besin tüketimi, titreme ve bazal ısı ile vücutta ısı üretimi sağlanmaktadır. Yüzeysel kan dolaşımının fazla olması, ince ve hafif giysilerin giyilmesi, terleme ve hava hareketi ile ise vücuttan ısı kaybı yaşanmaktadır. Isı kaybı radyasyon, kondüksiyon, konveksiyon ve buharlaşma mekanizmaları ile sağlanmaktadır. Vücut sıcaklığı, bu ısı üretimi ve ısı kaybı arasındaki denge ile oluşur.

Vücut sıcaklığı; vücut iç sıcaklığı ve vücut yüzey sıcaklığı olarak iki kısma ayrılabilir. Vücut iç sıcaklığı iç organların sıcaklığıdır ve çok düzenlidir. Normal değeri 37±1°C olarak belirtilebilir. Tüm ısı kontrol mekanizmaları ısı üretimi ve kaybı ile bu değeri sürdürmeye çalışır. Vücudun yüzey sıcaklığı; iç sıcaklığın aksine çevre sıcaklığı ile

ilişkili olarak radyasyon, kondüksiyon, konveksiyon ve buharlaşma mekanizmaları ile kolayca yükselip düşebilir. Vücut sıcaklığı; sabah en düşük öğleden sonra en yüksek sınırlarda olmak üzere sirkadiyen ritme göre 0,5–1°C’lik fark gösterir.

1871 yılında Carl August Wunderlich (1815-1910) tarafından yapılan kapsamlı koltuk altı sıcaklık ölçümlerinde dayanan Tıbbi Termometri ve İnsan Sıcaklığı adlı kitapta normal vücut sıcaklığı 37°C ve ateş 38°C olarak tanımlanmıştır. Ancak o zamanlarda termoregülasyon fiziolojisi tam olarak bilinmemekteydi ve klinik termometre teknolojisi henüz gelişmemişti. 19. yy. sonlarında, İngiliz Doktor Sir Thomas Clifford Allbutt’un kısa klinik rektal civa termometresi, sonrasında da oral civa termometresi tanıtıldı. Vücut sıcaklığının invaziv olmayan ölçümleri için 1960’tan önce dijital cihazlar tanıtıldı. Günümüzde ise bu ölçümler için kızılötesi radyasyon ölçüm teknolojisi kullanılmaktadır. Antipiretiklerin vücut ısısı üzerindeki etkisinin bilinmesi ile 1970’lerden sonra ateş düşürücülerin klinik olarak kullanımı yaygınlaşmıştır. Bu yıllarda laboratuvar yöntemlerindeki gelişmeler ile vücuda giren yabancı maddeleri ortadan kaldırarak vücudu koruyan efektör mekanizmaları, özellikle de sitokinlerin rolü daha ayrıntılı olarak anlaşılmıştır. 1990’lı yıllardan sonra ateş ölçümünde kanıta dayalı karar verme mekanizması önem kazanmış ve laboratuvar teknikleri ile termometre teknolojileri paralel olarak gelişmeyi sürdürmüştür [81].

1869	1900	1960	1970	2000
Koltuk Altı	Rektal Oral	Pulmoner Arter Mesane Özofagus	Kulak	Temporal Arter

1950	1970	2000
Termoregülasyon	Hormonlar İmmünoloji Mikrobiyoloji Antibiyotikler Antipiretikler Laboratuvar Yöntemleri	Kanıda Yönelik Hasta Güvenliği Çalışmaları

Şekil 1.12. Vücut sıcaklığının değerlendirilmesinde kullanılan termometrelerin ve fizyolojik bilginin gelişimi

Günümüzde vücut sıcaklığının sabit olmadığı, birçok faktörden etkilenecek sürekli değiştiği kabul edilmiştir. Termoregülasyon, hormonlar, immünolojik savunma bilgilerinin artması, laboratuvar tahlil tekniklerinin geliştirilmesi bireyin vücut ısısının değerlendirilmesinde önemli rol oynamaktadır. Farklı ölçüm bölgelerinde ölçülen sıcaklık değerlerinin birbirine dönüştürülmesini sağlayan bir faktör bulunmamaktadır. Bu sebeplerle gerçek vücut sıcaklığını tanımlamak veya ölçmek mümkün değildir [81].

Ateş; vücudun endokrin, metabolik ve otonomik değişikliklere yanıt olarak iç sıcaklığını arttırmasıdır. İlk kez 1868'de Carl Reinhold tarafından iç sıcaklığın 38°C üzerine çıkması, 1999'da da Yoğun Bakım ve Enfeksiyon Hastalıkları Derneği tarafından 38,3°C 'nin üzerinde olması olarak tanımlanmıştır [82].

20.yy'ın başlarında vücut sıcaklığının merkezi olarak hipotalamusta düzenlendiği keşfedildi [81]. Hipotalamustaki belirli reseptörelere bağlanarak vücut sıcaklığının yükselmesine sebep olan mikroorganizmalar ve biyokimyasal maddelere pirojen denir. Endojen ve ekzojen olarak ikiye ayrılırlar. Mikroorganizmaların ürünleri, antijenler ve bazı ilaçlar eksojenlere örnektir. Endojenler ise enfekte olan kişinin hücreleri tarafından temel olarak makrofajlardan salgılanan sitokinlerdir. Vücudun kendi hücrelerinden salgılanan ve pirojenik olduğu kanıtlanmış sitokinler interlükin-1a (IL-1a), interlükin-1  $\beta$  (IL-1 $\beta$ ), interlükin-  $\beta$  (IL-6), interfron- $\beta$  (TNF- $\beta$ ) ve ciliary neurotrophic faktörler (CNTF)'dir [83].

### **1.5.1. Klinik termometreler**

İlk klinik termometrenin kimin tarafından tasarlanmış olduğu kesin olmamakla birlikte Ünlü bir İngiliz doktor olan Sir Thomas Clifford Allbutt (1836-1925) ticari olarak satışa sunulan ilk küçük pratik klinik termometreyi tasarlamıştır. Bu tasarımı kullanarak 1867'de yerel bir şirket olan Harvey ve Reynolds, ardından Londra'da Thackeray şirketi cihazı üretmiştir. Başlangıçta Fahrenheit ölçeğine göre 90-110 dereceye (32-43,3 °C) ayarlanan 15 cm uzunluğundaki termometre, civa yardımıyla 5 dakika içerisinde sıcaklık ölçmüştür ve ölçümden sonra sallanıcaya kadar civa okuma değerinde kalmıştır. Sonraki termometreler ise santigrat ölçeğine göre ölçüm almıştır [81].

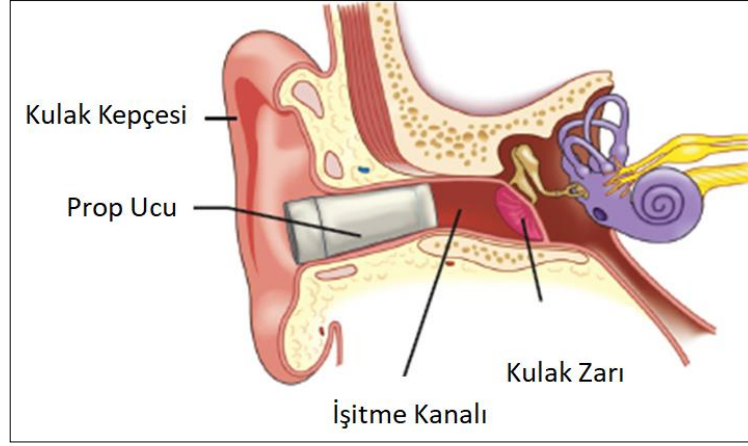
Doğrudan veya ayarlanmış mod olmak üzere klinik termometreler iki ana tipte çalışmaktadır. Doğrudan modda, termometrenin sensörü ve ölçüm bölgesi termal dengeye geldiğinde ölçüm alınır ve termometreden okunan değer, ölçüm bölgesinin gerçek sıcaklığıdır. Doğrudan modlu bir klinik termometrenin doğruluğu, laboratuvarında bulunan bir referans sıcaklık kaynağı ile karşılaştırılarak bulunabilir [84, 85]. Ayarlanmış modlu bir termometrede ise, termometreden okunan sıcaklık değeri ile ölçüm bölgesine yerleştirilen sensörden okunan sıcaklık değeri arasında; katılımcının anatomik ve fizyolojik özellikleri ve çevresel koşulların dahil edildiği bir dönüşüm uygulanır. Örneğin, kulak kanalından termal radyasyonu ölçen bir kızılötesi kulak termometresinin yapılan dönüşümler sonucu rektal, oral sıcaklığı göstermesi söylenebilir ancak bu durumda sonuç, kulak kanalı sıcaklığının ayarlanması ile elde edildiğinden tahminden ibarettir. Bunların dışında; belirli bir süre içerisinde aldığı birkaç veri üzerinden matematiksel bir algoritma yardımıyla sıcaklığın değişim oranını kullanarak beklenen son sıcaklığı hesaplayan öngörücü klinik termometreler de bulunmaktadır. Bu sayede ölçüm süresi kısaltılır. Bazı termometreler, sıcaklık değerinin daha kolay okunmasını sağlamak için, ölçülen maksimum sıcaklık okumasını kullanıcı tarafından sıfırlanana kadar korur ve belli bir limite kadar saklar [81].

Klinik olarak vücut sıcaklığı ölçümünde kullanılan birçok farklı termometre bulunmakla birlikte, yemek borusu ve pulmoner arter termometreleri gibi invaziv özel termometreler bu tez kapsamında açıklanmamıştır. Vücut sıcaklığını invaziv olmayan şekilde ölçmek için ise cam tüp içerisinde metal sıvı termometreleri (civalı-cam gibi), elektronik ve tek kullanımlık temaslı termometrelerin yanında kızılötesi tekniğini kullanan temassız termometreler (kulak zarı termometresi ve alın termometresi) ve termal kameralar kullanılmaktadır. Bu termometrelerin klinik olarak kullanımları sırasında doğruluk, kararlanabilirlik ve tekrarlanabilirlik gibi cihaz performans özelliklerinin uygun olması, kullanıcıların bu uygunlukların farkında olarak ölçüm yapmaları ve uzman kişilerce periyodik olarak kalibrasyon yapıldığından emin olunması beklenir [86]. Doğruluk, termometrenin ölçüm sonrasında doğru bir okuma değeri verip vermeyeceğinin ve sonuçların izlenebilen bir kalibrasyon kaynağı ile karşılaştırılabileceğini ifade eder. Hastanın vücut sıcaklığı, belirli diğer parametrelerle (nabız ve solunum sayısı gibi) değerlendirildiğinde durumu analiz etmek ve izlemek

için önemlidir. Bu nedenle klinik termometre hasta takibinde kullanılacaksa kısa ve uzun vadede stabil olmalıdır. Vücut sıcaklığındaki olası kayma, stabil olmayan bir termometre ile tespit edilmeye çalışılıyorsa, bu sapmanın termometreden kaynaklanmış olma ihtimali doğacağından, hasta takibi işe yaramaz. Düzenli ölçümler sırasında, termometrenin hizalanması, ortam sıcaklığının değişimi veya prosedürle ilgili diğer ölçüm hataları tutarsızlıklara neden olabilir. Termometrenin stabil olduğunun tespiti için en uygun yöntem, izlenebilir bir referans kaynak ile karşılaştırılmasıdır. Bir ölçüm cihazının tekrarlanabilirliği, belirli bir kaynağın aynı koşullar altında tekrar eden ölçümleri sonucunda, aynı ölçüm değerini sürdürme yeteneğidir. Ölçüm sonucunda cihazın okuduğu değer, o cihaza ait verilen belirsizlikler sebebiyle normalde okunması gereken değerden farklı çıksa da tekrarlı ölçümlerde cihazdan okunması gereken değer aynı kalmalıdır. Tekrarlanabilirlik özellikle tıbbi teşhis amaçlı kullanılan termometreler için söz konusuysa, oldukça önemlidir. Termometrelerin izlenebilir standart bir referans kaynak ile karşılaştırılması tekrarlanabilirliğinin tespiti için en uygun yöntemdir [81]. Bu tez kapsamında, giriş bölümünde bahsedilen sebeplerden dolayı temassız sıcaklık ölçümü ve bu ölçümler için kullanılan kulak termometresi ve alın termometresinden bahsedilecektir.

Vücut sıcaklığını iç kulak kanalından ölçecek ilk temassız radyometre, Theodor Benzinger tarafından 1964 yılında icat etmiştir. Benzinger insan vücut sıcaklığı düzenlemesi üzerine çalışma yaparken, bu sıcaklığın beyne olabildiğince yakın ancak elektrotlar hipotalamusa bağlanmadan invazif olmayan şekilde ölçülmesi gerektiğini düşünmüş ve buna uygun bir radyometre tasarlamıştır [87]. 1990'ların başında Amerika Birleşik Devletleri, Japonya ve Avrupa'da ilk sistemlerin üretilmesinin ardından bu termometrelerin klinik kullanımı yaygınlaşmıştır. Şekil 1.13'te kulak kanalından vücut sıcaklığı ölçümünün genel gösterimi bulunmaktadır.

Kulak termometreleri; ölçüm alınacak bölgeye kolaylıkla ulaşılabilmesi, hızlı ve kolay bir şekilde ölçüm yapabilmesi, ölçüm aldığı bölge sayesinde iç sıcaklık değişikliklerine karşı hassas olması, takipne durumunda solunumu etkilemeden uygulanabilmesi, oral bölgeden alınan ölçümlerin aksine yiyecekler ve içeceklerden etkilenmemesi, ortam koşullarından etkilenmemesi, bilinçsiz ve konfüze hastalarda ölçümün gerçekleştirilmesini kolaylaştırması gibi avantajlara sahiptir [89].



Şekil 1.13. İç kulak kanalında vücut sıcaklığı ölçümü [88]

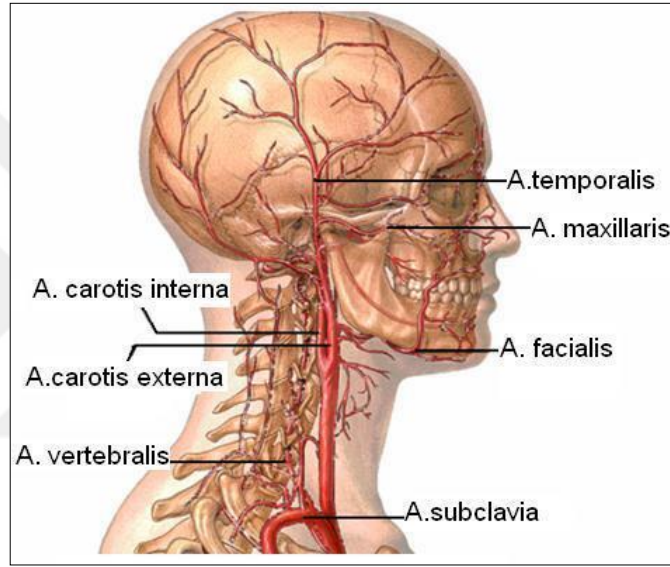
Ancak kulak termometreleri ile ölçümde çapraz kontaminasyonu azaltmak için kullanılan prop kapakları ölçümde daha fazla koplukasyona neden olur. Bu termometreler, termal radyasyonu probun kapağından algıladığı için, prop kapağı doğru kullanılmalıdır. Yani; prop kapağının hasar görmesi ve doğru şekilde takılmama durumunda kapak ile prop arasında oluşabilecek hava boşluklarının sonucunda daha düşük okumaya ve okumalar arasında birçok varyasyona sebep olacaktır. Farklı optik özelliklere sahip bir prop kapağı kullanılmasında da benzer durum geçerlidir. Termometre kulak zarını doğru şekilde görebilmek üzere yerleştirilmelidir. Bu termometrelerin çalışma ve algılama prensibi alın termometreleri ile benzer olduğundan bu amaç için Bölüm 1.5.2'ye bakınız.

Geçmişte kullanılan hiçbir termometri yöntemi aynı anda hem rahat hem kullanışlı hem de doğru olarak kabul edilmemiştir. Rektal, aksilla, oral ve kulak termometreleri ölçümleri vücut boşluklarından aldıklarından dolayı, herhangi bir fizyolojik rahatsızlığa veya cihaza bağlı durum, yanlışlıklara sebep olmaktadır. Vücut boşluğu kullanmak yerine deriden ölçüm almak bu yanlışlıkları azaltır. Kolayca erişilebildiğinden, mukoza zarı içermediğinden ve neredeyse yok denecek kadar az arteriyovenöz anastomoza sahip olduğundan deriden vücut sıcaklığı ölçümünde yüzeysel temporal arter gerekli ihtiyaçları karşılar. Sahip olduğu yüksek perfüzyon ve kutanöz akış sayesinde kaybedilen ısı ve ardından kalpten çıkan arter sıcaklığı matematiksel yöntemler ile doğru bir şekilde hesaplanabilir. Yapılan bir çalışmaya göre, temporal arter yardımıyla sıcaklık ölçümünde herhangi bir yaralanma riski veya soyunma ihtiyacı olmadan her yaş için uygun şekilde ölçüm alınabileceği düşünülmüş



ve kanıtlanmış bir arteriyel ısı dengesi yöntemi kullanılarak bir cihaz tasarlanmıştır. Klinikte ve yenidoğan yoğun bakımında kullanılacak ayrı iki profesyonel bir model ve evde kullanılacak tüketici model olmak üzere üç kızılötesi cihazın doğruluğu onaylanmıştır [90].

Aort dallandığında external ve internal karotid arterler, internal karotid arterin yükselmesiyle de yüzeysel temporal arter oluşur. Yüzeysel temporal arterin frontal dalının uzunluğu yaşa bağlı olarak değişmekle birlikte yetişkinlerde 7-10 cm, çapı yaklaşık 1.3 mm'dir [91]. Şekil 1.14'te temporal arterin anatomisi gösterilmiştir.



Şekil 1.14. Yüz derisinin damar ağını besleyen yüzeysel temporal arterin anatomisi [92]

### 1.5.2. Uzaktan sıcaklık ölçümleri

William Herschel, 1800 yılında kızılötesi radyasyonu tespit etmiş ancak uzaktan ısı algılama uygulamaları 1930'lardan itibaren ve sonrasında da İkinci Dünya Savaşı döneminde ordu ihtiyaçlarına istinaden pratik olarak kullanılmaya başlamıştır. 1950'lerin sonunda kızılötesi teknoloji tıp, termal görüntüleme ve endüstri tarafından kullanılmaya başlamıştır. Kullanılan ilk sistemlerin tarama hızı yavaş olsa da, bir nesnenin sıcaklık dağılımını kaydetmeye izin vermiştir [81]. 1964'te New York Bilimler Akademisi'nde düzenlenen bir konferansta, kızılötesi teknolojinin insan vücut sıcaklığı üzerine yapılan çalışmalardaki potansiyeli sunulmuştur [93]. Aynı yıl içerisinde Alman doktor Dr. Theodore Benzinger; dönemin çok pahalı erken termal görüntüleme sistemlerinin aksine, iç kulağın sıcaklığını ölçmek için düşük maliyetli,

ısılcıftların beyne invazif teması olmadan en yakın konumdan ölçüm alan, küçük, güvenilir bir radyometrik sıcaklık ölçme yöntemi icat etmiştir. Termometrelerde civanın kullanımının yasaklanması endişeleri ile, başlangıçta askeri alanda kullanılan timpanik radyometre, 30 yıl sonra tıpta da kullanılmaya başlamıştır. Bu radyometre Amerika Birleşik Devletleri'nde daha da geliştirilerek alın sıcaklığını ölçmek için kullanılmıştır [81]. Çok pahalı olan erken termal görüntüleme sistemlerinin 50 yıl içerisinde sürekli gelişimi ve ucuzlamasına rağmen, timpanik ve alın termometresinin tıpta kullanımı hala yaygınlaşmaktadır [94]. Geçmişten günümüze kadar olan süreçte Şiddetli Akut Solunum Sendromu (SARS) pandemisi ve ardından Hemagglutinin ve Newaminidase (HN) virüslerinden kaynaklanan pandemiler döneminde yoğun insan akışının olduğu havaalanlarında insan yüzünün termal görüntülenmesi denenmiştir. Bu sebeple Uluslararası Standartlar Örgütü termal görüntülemede kullanılan kameraların temel gereksinimlerini belirten belgeler yayınlamıştır. İnsanların ön yüzünün yakından çekilen termogramından, uzaktan algılama ile göz çukurcuğunun sıcaklığı ölçülebilmiş ve bu sayede ateş tespiti yapılabilmektedir [95, 96]. Tıp, fizyoloji ve fizik bilimlerinde, insan vücut ısısı çalışmaları gelişmeye devam etmekte ve insan vücudu üzerine bilgiler giderek artmaktadır [81].

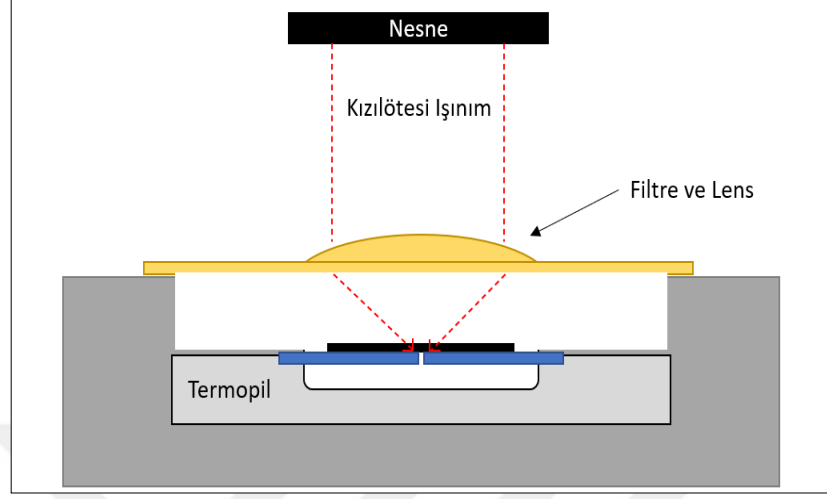
Özellikle pandemi döneminde insan vücut sıcaklığının uzaktan ölçümleri önemli oranda bir hız kazanmıştır. Pandemiden önceki dönem uzun yıllar kontak sıcaklıktan farklı olarak kulak termometreleri yaygın olarak kullanılmaktaydı. Bunların avantajı, çok hızlı ölçüm yapabilmeleridir. Kulak içinden ölçüm yapıldığından emisiviteden bağımsız gibidirler. Bu sayede doğrulukları da yüksektir. Dezavantajları arasında en başta gelen konulardan birisi, kulak termometresi kulağın içine yerleştirildiği için aktif sensör kısmına plastik bir kapak takılmasıdır ve insandan insana ölçüm yaparken farklı bir kapakçık plastiği kullanılmaktadır. Bir kez kullanılan plastikler hem maliyet hem de değiştirilmesi sırasında geçen süre açısından sorun yaratmaktadır. Diğer bir dezavantajı kulak hastalığı olanlarda bu termometrelerin kullanılması söz konusu değildir. Ve bu tür termometrelerin kalibrasyonunda sorun yaşanmaktaydı. Bu konu üzerine üç farklı standart olmasına rağmen zaman zaman sorunlar yaşanmaktaydı. En başta gelen sorunlar, bu standartlarda yer alan siyahcisimlerin kavite için boyaması ve bu boyama sonucu emisivite değerlerinin doğru ölçülmesi ile ilgilidir. Dolayısıyla özellikle pandemi döneminde kulak termometrelerinin çok işe yaramadığı söz konusu

oldu. Çünkü hem ölçüm yapan insanın hasta kişiyle yakın mesafede teması hem de sürekli kapak değişiminin zaman alması ölçümleri zorlaştırmaktaydı. Bu nedenle kullanımı çok kolay olduğundan ve genel olarak kullanıcı ölçüm yapılan insandan biraz daha uzak durabildiğinden alın termometrelerinin kullanımı yaygınlaştı. Söz konusu üçüncü tip temassız ölçümler arasında ise bilek kısmından nabızdan sıcaklığın ölçümleri yaygın kullanılmaya başladı. Ölçüm prensibi alın termometresinin ölçüm prensibine yakındır. Hatta bazı alın termometreleri bilekten de sıcaklık ölçmekte kullanılabilir. Bilekten sıcaklık ölçümünün bilek kısmımızdaki nabız üzerinden yapılabilmesi bu alanda kan deriye çok yakından geçtiği için daha doğru sonuç vermesi bu termometrelerin avantajıdır. Dolayısıyla pandemi döneminde alın termometreleri ve bilekten temassız vücut sıcaklığı, ateş ölçerler, yaygın kullanılmaya başladılar. Alın termometreleri üreticiler tarafından farklı şekillerde farklı ölçüm metotlarına sahip olarak üretilmeye başladılar. Henüz alın termometrelerinin üretimi, kullanımı ve kalibrasyonu konusunda uluslararası bir standart bulunmamaktadır. Genel olarak tüm şirketler kendi ürünlerini alın sıcaklığını ölçerek insan vücut sıcaklığının daha doğru değerlendirmesi amacıyla kullanmak için çeşitli yöntemlere el atmaktadırlar. Fakat tüm üreticilerin cihazlarına baktığımızda aynen diğer pirometrelere benzer olarak yapılan cihazlar ağırlıklı olarak aşağıdaki kısımlarda oluşmaktadır.

İlk kısım açıklık (aperture), görüş açısını sınırlamak için bir açıklıktan oluşmaktadır. Bunun arkasında bir yönlendirici optik yer almaktadır. Yönlendirici optik olarak Fresnel Lensleri, görünür ışığa opak fakat kızılötesinde geçirgenliği olan plastik malzemedен yapılmış lensler ve parabolik aynalar yaygın kullanılmaktadır. Özellikle parabolik aynalar üretimi ucuz olduğundan ve hassasiyeti biraz daha iyi olduğu için yaygın kullanılmaktadır. Bu alın termometrelerinde alından gelen ışımayı algılamak için ana ağırlıklı termopil temelli algılayıcılar yaygın olarak kullanılmaktadır. Şekil 1.15'te pirometre yapısının genel şeması gösterilmiştir.

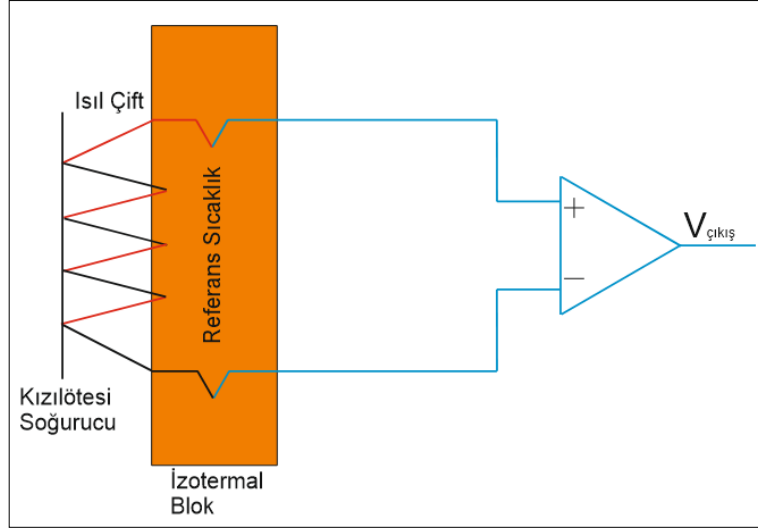
Termopil, termal enerjii elektrik enerjisine dönüştüren genellikle seri bağlantılı nadir olarak da paralel bağlantılı olan ısılıçift dizisidir. Tek bir termoelektrik hücrenin voltaj çıkışı küçük olduğundan, daha büyük bir sinyal çıkışı elde etmek için ısılıçiftler bir yığın oluştururlar. Termopiller; bir metalden diğerine geçiş noktaları ve bağlantı noktaları bulunan kapalı bir devrede sıcak ve soğuk bağlantı arasındaki potansiyel farkın bir akım oluşturması sonucu bağlantı noktalarındaki sıcaklık farklarının

doğrudan elektrik enerjisine dönüşümü olarak bilinen termoelektrik etki prensibi ile çalışır.



Şekil 1.15. Pirometre yapısının genel şeması [97]

Isılçiftlerin sıcak ve soğuk bağlantıları termal olarak izole edildikten sonra termopilin voltaj çıkışı termal direnç katmanı boyunca sıcak ve soğuk bağlantılar arasındaki sıcaklık farkıyla ve ısı akısıyla doğru orantılı olarak V/K veya mV/K cinsinden hesaplanır. Isı transferi için, tüm termopil sensörler kızılötesi radyasyon kullanır. Bu sebeple kızılötesi termometreler, endüstriyel pirometreler, yaşam bakım cihazlarında, hareketli nesne sıcaklık kontrolü gibi temassız sıcaklık ölçümleri için kullanılır. Bir termopil kızılötesi sensöründe, ısılıçiftlerin sıcak bağlantılarına çok ince bir kızılötesi soğurucu bağlıdır. Nesnenin sıcaklığını ölçmek için sensörün önüne filtre ve lens bileşenleri yerleştirilerek arkaplandan bağımsız olarak yalnızca nesnenin yaydığı ışınım, kızılötesi soğurucu üzerine düşürülür. Şekil 1.16'da termopil yapısının genel şeması gösterilmiştir. Daha sonra bu termopilin çıkışı bir işlemciye iletilmektedir. İşlemcide termopilden gelen elektrik sinyali kalibrasyon sonuçlarına ve başka matematik hesaplarla vücut sıcaklığına çevrilerek yine alın termometresinin ekranına yansıtılmaktadır. Tüm alın termometreleri pille çalışmaktadır. Bazı alın termometrelerinde ortam sıcaklığını kompanse etmesi devresi yer almaktadır. Bazı üreticiler özellikle Braun'un birkaç modelinde alınan ışınımın okunacağı kısma mesafe ölçer sensörü yerleştirilmektedir. Bu da ölçümlerin belirli bir mesafeden alınmasını sağlamaktadır. Üreticinin beyanına göre bu tür ek aygıtlarla doğru ölçüm mesafesinden daha hassas, daha doğru ölçüm alabilmekteyiz.



Şekil 1.16. Termopil yapısı genel şeması [98]

### 1.5.3. Kalibrasyon

Günümüzde kullanılan sıcaklık birimleri; halk tarafından yaygın olarak kullanılan Celcius ve Fahrenheit ölçekleri ve termodinamik SI birimi olarak kullanılan Kelvin ölçeğidir. Kelvin, Uluslararası Sıcaklık Ölçeği'nin temeli olan suyun üç fazının da dengede olduğu suyun üçlü noktasının termodinamik sıcaklığının  $1/273,16$  oranıdır [99].

Sıcaklık ölçümü temelde temaslı ve temassız termometri olmak üzere iki uygulama yönteminden oluşan metroloji dalıdır. Temaslı termometrenin tarihi köklü olmakla birlikte, temassız termometre tekniğinin gelişimi teorik yönlerinin daha iyi anlaşılması ve teknolojinin gelişimine bağlı olarak son 50 yılda önemli ölçüde gelişmiş ve özellikle sağlık sektöründe pratik uygulaması artmıştır. Sağlık sektöründeki pratik uygulamalara örnek olarak, kızılötesi kulak termometresi ile vücut ısısının ölçümü yaygınlaşmıştır [81]. Sıcaklık ölçümü uygulamalarında kullanılan termometrelerin güvenli sonuçlar verdiğinden emin olmak için termometrenin çıkışına izlenebilir bir sıcaklık değeri atfedilerek düzenli olarak kalibre edilmeleri gerekmektedir [84]. Bu işlem temel olarak, cihaz çıktısının doğrulanabilmesini sağlayan bilinen bir referans sıcaklık kaynağı ile, kullanılan termometre çıktılarının karşılaştırılmasından oluşur. Kalibrasyon edilecek cihazın çalışma aralığını kapsamak ve bu sayede cihazın tam performansını belirlemek için birçok kalibrasyon referans kaynağı kullanılmaktadır [85].

Sıcaklık ölçümü durumunda kullanılan ölçekler, suyun erime noktası ve kaynama noktası gibi termodinamik sabit noktalarla geliştirilmiştir. 1990 Uluslararası Sıcaklık Ölçeğinin (ITS-90) tanımı; saf bir maddenin faz değişiminin kullanılması ile yani çeşitli saf maddelerin erime ve donma noktalarının belirlenmesi ile oluşturulmuştur [81].

#### **1.5.4. İzlenebilirlik, akreditasyon, ITS-90 ve standartlar**

Uluslararası kabul edilmiş bir sıcaklığa kadar izlenebilirlik, bir termometrenin ölçüm çıktısının, bir standart ile kanıtlanabilir şekilde ilişkilendirilmesi ve 1990 Uluslararası Sıcaklık Ölçeğine (ITS-90) geri dönecek şekilde sürekli bir ölçüm döngüsü oluşturulması ve gösterilebilmesi ile sağlanır. Kalibrasyonda kullanılan referans kaynağın izlenebilirliği temel koşuldur. Kalibrasyon yoluyla bir referans kaynağın izlenebilirliğinden cihazın izlenebilirliği sağlanır. Eğer termometreler veya cihazlar bu şekilde izlenebilirliği sağlanmış referans standart kaynaklar yerine farklı kaynaklar ile kalibre edilirse, birçok bağımsız sıcaklık ölçeği oluşacak ve bunun sonucunda uluslararası, ulusal veya bölgesel yapılan karşılaştırma sonuçları uyumlu olmayacak ve kanıtlanamayacaktır [81].

Akreditasyon; kalibrasyon prosedürlerini, tesislerini, kalibrasyonu gerçekleştiren personeli, kalibrasyon kayıtlarını ve ilgili standartları üçüncü bir tarafın (örn. Birleşik Krallık Akreditasyon Servisi) bağımsız ve objektif olarak incelemesi ve değerlendirmesidir. Bu inceleme ve değerlendirme sayesinde kalibrasyon yapan kurumun izlenebilir ve dolayısıyla da uluslararası kabul görmüş bir kalibrasyon hizmeti üretmiş olması sağlanır. Akreditasyon işlemi Uluslararası Standardizasyon Örgütü standardı olan ISO-17025'e (ISO/IEC 17025:2017) göre yapılmaktadır ve sıcaklık kalibrasyonu kullanıcısına, kalibrasyonun sürekli bir döngü ile ITS-90'a göre kanıtlanabilir şekilde izlenebilir olduğu bilgisini sağlar [100].

ITS-90, tanımlanmış sabit sıcaklık noktaları, bunlara karşılık atanan sıcaklık değerleri ve termometreleri kullanarak enterpolasyon işlemi gerçekleştirir ve ölçüm araçlarının biçimlerini düzenler. Bu sayede uluslararası kabul edilmiş bir termodinamik sıcaklık ölçeğinin oluşturulmasında gerekli tüm temelleri sağlar. Klinik termometrelerin teknik özelliklerini yöneten Avrupa Standardı EN 12470-5, Uluslararası Standart ASTM E-1965 ve JIST 4207'dir.

EN 12470 Standardının kullanılan ana terimlerin ve ilgili termometre tipinin açıklandığı bölümlerinde sırasıyla; cam içerisinde metalik sıvı olan termometreler, faz değişim tipi termometreler, kompakt elektrik termometrelerin maksimum cihazla ölçülen performans değerlendirmesi, elektrikli termometrelerin sürekli ölçüm performansı, kızılötesi kulak termometrelerinin performansı ele alınmıştır. Bu standardın amacı; Avrupa’da klinikte kullanılan tüm termometrelerin, ölçüm sıcaklık aralığı, doğruluğu, çözünürlüğü, kararlılığı, ölçüm süresi, çevresel nem ve sıcaklık koşulları, elektriksel, yapı ve mekanik açıdan güvenilir olmasını sağlamak ayrıca üretilen bir termometrenin ölçümde uyması gereken prosedürleri ve kullanılacak aparatları belirtmektir. Ölçüm sonuçları bilgisinin ne kadarlık bir kısmının müşteriye verileceğini ve bu bilgilerin nasıl ifade edileceği de yine standart kapsamındadır.

### **1.5.5. Radyasyon termometrelerinin kalibrasyonu**

#### **1.5.5.1. Temel teori**

Termal dengede bulunan bir siyahcisim radyatörünün tayfsal ışınımının matematiksel ifadesi Planck denklemi ile tanımlanmaktadır. Bu denklem yardımı ile uzun zamandır sıcaklık ölçümü yapılmaktadır. Belirli bir tayfsal aralıkta belirli bir hedef yüzeyin tayfsal ışınması radyasyon termometresi ile ölçülmektedir. Ölçüm ve hedef alan için kullanılan katı açılı radyasyon termometresinin görüntü oluşumu tanımlanmaktadır. Eğer termal dengedeki bir siyahcismin sıcaklığı termometre ile bir kez ölçüldüyse, siyahcismin bilinmeyen sıcaklığı hesaplanabilir ve bu işlem genel olarak radyasyon termometresinin kalibrasyonu olarak bilinmektedir. Termal radyasyonun kapsadığı dalgaboyu gölgesi oldukça geniştir. Radyasyon termometresinde makul bir doğruluk elde edebilmek için ölçümde sınırlı bir dalgaboyu bölgesi kullanılarak teknik sınırlamalardan yararlanılmaktadır. Girişim filtresi kullanılarak dalgaboyu seçimi yapılabilmektedir.

#### **1.5.5.2. Kalibrasyon teorisi**

Fotodiyot dedektör kullanan bir radyasyon termometresinin dedektör sinyali Denklem 1.35 ’deki gibi hesaplanmaktadır;

$$I(T) = G \cdot \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} L(\lambda, T) \cdot R(\lambda) \cdot \tau(\lambda) d\lambda \quad (1.35)$$

Denklem (1.35)'te “G” sistem geometri değişkeni, “L(λ,T)” Planck fonksiyonu, “R(λ)” dedektörün tayfsal duyarlılığı ve “τ(λ)” tüm tayfsal filtrelerin içinde bulunduğu optik sistemin genel tayfsal geçirgenliğidir. Geometri değişkeni, ölçümde kullanılan katı açı ile hedef alanın çarpımından elde edilir. G, R(λ)ve τ(λ) belirli üretim süreçlerinin toleranslarından etkilenebilmektedir ve bu toleransların teorik tahmini güvenilir bir sıcaklık ölçümü için çok belirsizdir. Bu nedenle, radyasyon termometrelerinin kalibrasyonunda aşağıdaki yöntemlerden biri kullanılmalıdır:

a) Mutlak tayfsal kalibrasyon

Radyasyon termometresinin sinyali kesin olarak, tanımlı tayfsal ışımaya sahip radyatörün önündeki dalgaboyu fonksiyonu olarak ölçülmektedir. G, R ve τ'nin çarpımı doğrudan ölçüldüğünde, Denklem 1.31 'i kullanarak sinyal hesaplanabilmektedir. Ancak uygun bir radyasyon kaynağının gerçekleştirilmesi karmaşık olduğundan en iyi donanımlı laboratuvarlarda sağlanabilir.

b) “Göreceli” tayfsal kalibrasyon

Genellikle tayfsal kalibrasyonun görüntü oluşumu geometrisi tam olarak bilinmese de dalga boyundan bağımsız olduğu söylenebilmektedir. Bu sayede R ve τ'nin çarpımı bir tayfsal kalibrasyon, örneğin monokromatör kullanarak ölçülebilmektedir. Bunun aksine orantılılık değişkeni G göreceli tayfsal kalibrasyonla ölçülemez. Radyasyonun termometresinin I<sub>ref</sub> sinyali, bilinen T<sub>ref</sub> sıcaklığında bir siyahcisim radyatöründe ölçülür. Bu tek değer kalibrasyonu ile, bir siyahcismin bilinmeyen T<sub>X</sub> sıcaklığı, ölçüm sinyali I<sub>X</sub>'nin dışında Denklem (1.36)'nın sayısal değerlendirmesi ile belirlenebilir:

$$\frac{I_X(T_X)}{I_{Cal}(T_{Cal})} = \frac{\int_{\lambda_1}^{\lambda_2} L(\lambda, T_X) \cdot R(\lambda) \cdot \tau(\lambda) d\lambda}{\int_{\lambda_1}^{\lambda_2} L(\lambda, T_{Cal}) \cdot R(\lambda) \cdot \tau(\lambda) d\lambda} \quad (1.36)$$

0,1 K'nın altındaki belirsizlikler ile çalışılmak isteniyorsa tayfsal kalibrasyon zahmetlidir.

c) Çok noktalı kalibrasyon

Çok noktalı kalibrasyon (ÇNK), uygun sıcaklıklı siyahcisimler olması koşulu ile LP5 için en hızlı kalibrasyon yöntemidir. ÇNK yönteminde sinyal, bilinen bir dizi



kalibrasyon sıcaklığında ölçülür. 1900'lü yılların başında, doğrusal radyasyon termometrelerinin sinyal ve sıcaklıkları arasındaki ilişkiyi tanımlayan çeşitli parametrik denklemler bulundu. Bu parametrik denklemler, kalibrasyon sıcaklıkları arasına yeni değerler eklenmesini sağlayarak bu kalibrasyon noktalarından, seçili denklemin parametrelerini belirlemek için kullanılır. Kalibrasyon noktaları serbest parametrelerden fazla ise, kalibrasyon sorunu aşırı tanımlıdır. Bu durum, sistematik olmayan hataları azaltmada aykırı değerlerin tespiti ve En Küçük Kareler Tekniği'nin uygulanmasını sağlar. Jung ve Verch tarafından Denklem (1.37) yaygın olarak kullanılmıştır. Bu denklemin üslü formu; üç serbest parametre A, B ve C ile Sakuma denklemidir:

$$I(T) = C \cdot \exp\left(\frac{-C_2}{A \cdot T + B}\right) \quad (1.37)$$

Parametre A, filtrenin merkezi dalgaboyu ile uyumludur, parametre B, bant genişliğine bağlıdır ve parametre C, pirometre sinyali için orantı değişkenidir. Denklem (1.37)'ye göre pirometre sinyalinin logaritması için ikinci dereceden sürekli fraksiyon genişlemesi, diğer denklemlere göre çok iyi yaklaşım özellikleri sunar. Denklem 1.33, Wien'in Planck denklemine yaklaşımını içerir. Filtrenin dalgaboyu ve sıcaklığın çarpımının artmasıyla, gerçek sinyal ve denklem 3 ile yaklaşımı arasında sapmalar oluşur. Bu sebeple daha büyük dalgaboyu ve sıcaklık çarpımlarında denklem (1.38) kullanılmalıdır. Bu denklem Planck denklemine dayanmaktadır.

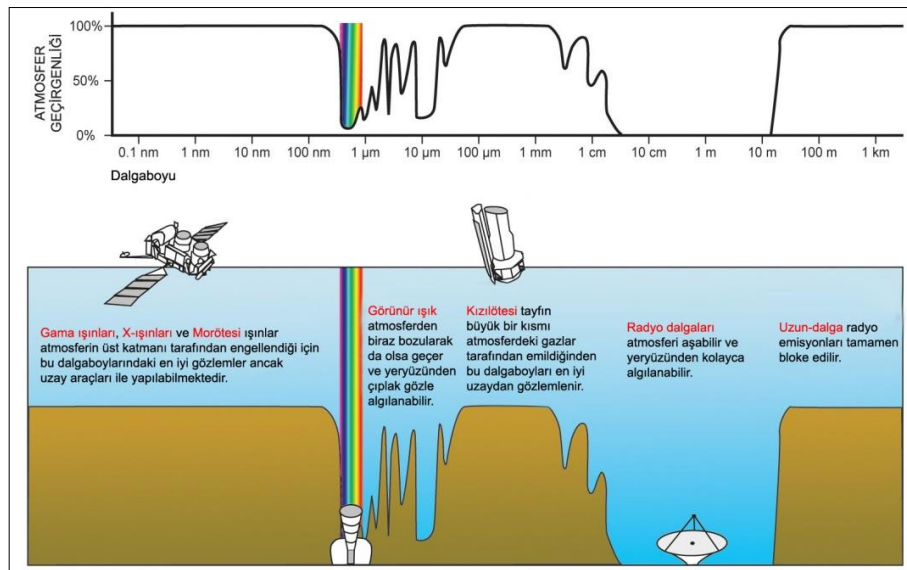
$$I(T) = C \cdot \left(\exp\left(\frac{C_2}{A \cdot T + B}\right) - 1\right)^{-1} \quad (1.38)$$

Denklem 1.34 ile 10 nm bant genişliğinde 650 nm filtre ile oluşturulan sinyalde 750 K ile 3000 K aralığında 1 mK'den daha az oranda sapma sağlanır. Filtrenin merkezi dalgaboyu üzerinden bant genişliği ne kadar büyük olursa, tanımlanmış yaklaşım doğruluğu için daha fazla parametreye ihtiyaç duyulur. Kural olarak, serbest parametrelerin sayısı ilişkili olmayan ölçüm hatalarının eşitlenmesini iyileştirmek için parametre belirlemede En Küçük Kareler Tekniği ile oldukça düşük tutulmalıdır. Bu sayede tayfsal ölçümler ile türetilen değerlerde tek parametreler düzeltilir. Örneğin B parametresi filtre bant genişliğinin sonucu olarak bilindiğinde, tek kalan A ve C parametreleri En Küçük Kareler Tekniği ile belirlenebilir.

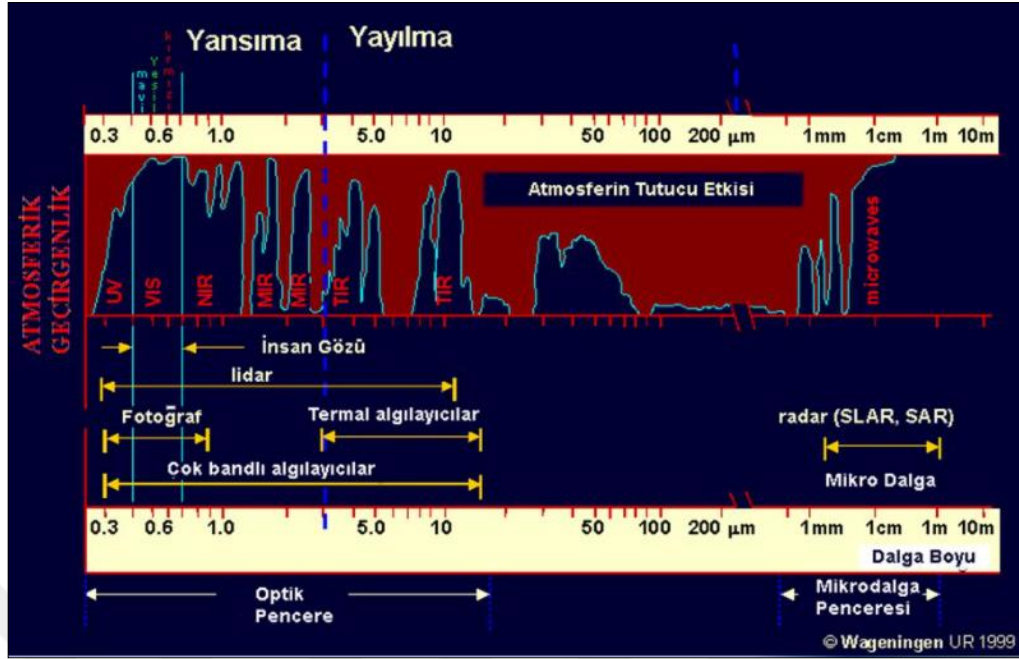
## 2. MALZEME VE YÖNTEM

### 2.1. Emisivite Tayini

Önceki bölümlerde de bahsedildiği gibi emisivite; toplam emisivite (bir objenin tüm dalga boylarındaki yaydığı emisivite), tayfsal emisivite (bir objenin ayrı ayrı her bir dalga boyunda yaydığı emisivite) olarak iki ana kısma ayrılmaktadır. Fakat günlük hayatımızda ölçümler sırasında mühendislikte, tıpta çoğu zaman tayfsal ölçümlerin yanısıra aynı zamanda bant emisivitesi ölçümleri dediğimiz yani belli bir bantta toplam emisivite değerine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu tür bantlar atmosferin geçirgenlik penceresine göre düzenlenmektedir. Yakın kızılötesi bölgede 1,6  $\mu\text{m}$  (atmosferin en yüksek geçirgenliğe sahip olduğu dalga boyutu) ve onun etrafında 1,3–2,3  $\mu\text{m}$  aralığında bir bant yaygın olarak kullanılmaktadır. Bunun akabinde uzun dalgaboylarına gittimizde atmosferin geçirgenliğinin bir sonraki penceresi 3-5  $\mu\text{m}$  arası ve bu pencereye denk gelen 3-5  $\mu\text{m}$  bant emisivite değeri yer almaktadır. Özellikle uzun dönemdir askeri amaçla 3-5  $\mu\text{m}$  arası pencere yaygın olarak kullanılmaktadır [101] Bir sonraki atmosferin geçirgenlik penceresi 8-14  $\mu\text{m}$  ya da 8-20  $\mu\text{m}$  arası bir bant genişliğinden oluşmaktadır. Şekil 2.1. ve Şekil 2.2.'de atmosferik geçirgenlik pencereleri gösterilmiştir.



Şekil 2.1. Atmosferik geçirgenlik pencereleri [2]



Şekil 2.2. Atmosferik geçirgenlik pencereleri [3]

Özellikle 8-14  $\mu\text{m}$  veya daha geniş olarak 7-20  $\mu\text{m}$  bant genişliği endüstride, sağlık sektöründe, askeri amaçla ve diğer amaçlarla yaygın olarak kullanılmaktadır. Çünkü günümüzdeki termal kameraların büyük bir kısmı bu bant aralığında özellikle 8-14  $\mu\text{m}$  bant aralığında çalışmaktadır [101]. Dolayısıyla bu aralıkta bant emisivitesi ölçümleri önem taşımaktadır. Bunun için bu aralıkta (bu bantta) emisivite ölçümlerinde iki ana yöntem yer almaktadır. Birinci yöntem olarak (aynı şekilde) FT-IR kullanılarak tayfsal emisivite ölçümü yaygın olarak kullanılmaktadır. Şekil 2.3'te FT-IR spektrometre kullanılarak radyasyon kaynaklarının tayfsal emisivitesinin ölçümü için TÜBİTAK-UME Termodinamik Metroloji Laboratuvarı'nda kurulmuş olan sistem görülmektedir. Bu sistemde Bruker VERTEX-70 FT-IR Spektrometre ve spektrometreye ait OPUS yazılımı, HGH markalı referans radyasyon kaynakları ve kontrolcülerini kullanılmıştır.

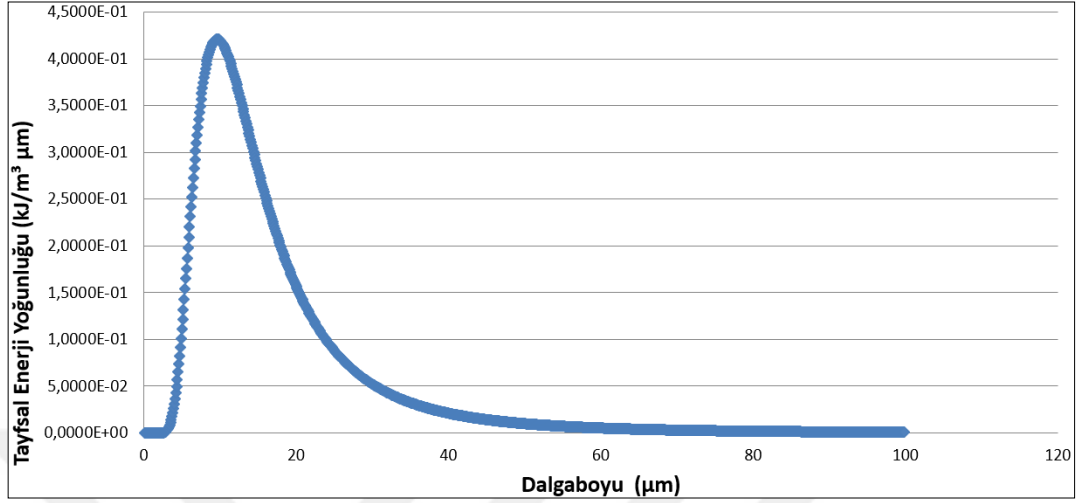
Ancak çoğu zaman çoğu uygulamalarda bu banttaki tayfsal emisiviteden ziyade bu banta özgü toplam emisivite önem taşımaktadır. Bu tez kapsamındaki çalışmalarımızda bu toplam bant emisivite ölçümleri vücut sıcaklığını ölçmek için kullanılan alın, kulak ve bilek termometrelerinin kalibrasyonunda yaygın yer almaktadır. Ayrıca hava alanları, hastane, üniversite girişleri ve insanların toplu hareket ettikleri yerlerde ateşli bir insanın toplu hareket eden insanlar arasından süzülerek seçilmesinde yaygın kullanılan ateş tarama sistemleri ve termal kameralar kullanılmaktadır.



Şekil 2.3. TÜBİTAK-UME Termodinamik Metroloji Laboratuvarı Bünyesinde Kurulan FT-IR Spektrometre ile Emisivite Ölçüm Sistemi

Bu termal kameraların kalibrasyonunda başka yerlerde 8 – 14  $\mu\text{m}$  bant aralığındaki emisivite ölçümlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca tüm temassız insan vücudu sıcaklık ölçerlerin bu bant aralığında çalıştığını söyleyebiliriz. Bunun ana nedeni insan vücudunun 36,6  $^{\circ}\text{C}$ 'de yaydığı ışımaya Planck eşitliğine uygun olarak bir siyah cisim ışımaya benzemektedir. Çünkü insan vücudunun ortalama emisivite değeri 0,94 ile 0,98 arasında değişmektedir. 36,6  $^{\circ}\text{C}$  (309,75  $^{\circ}\text{K}$ ) derece termodinamik sıcaklığa denk gelen bir Planck siyah cismin ışımaya enerjisinin maksimum değeri 9,6  $\mu\text{m}$ ' de ulaştığı bilinmektedir. 36,6  $^{\circ}\text{C}$  (309,75  $^{\circ}\text{K}$ ) için Planck eğrisi çizdirilmiş ve maksimum ışımaya yoğunluğu değerinin 9,6  $\mu\text{m}$ ' de oluştuğu Şekil 2.4' te gösterilmiştir. Dolayısıyla tıbbi sıcaklık aralığı dediğimiz 25–40  $^{\circ}\text{C}$  arasındaki nesnelere, insan vücudu bunların en büyük örneği, 9,9–10  $\mu\text{m}$  arasında ışımaya yaymaktadırlar. Bu da bu bant aralığında çalışan bütün radyasyon termometrelerinin, ateşölçerlerin temelini oluşturmaktadır. Bu insan vücudunu uzaktan temassız sıcaklık ölçmek için kullandığımız alın, kulak ve bilek termometrelerinin kalibrasyonunda çeşitli siyah cisimler (referans ışımaya kaynakları) kullanılmaktadır. Dolayısıyla bu sıcaklıklarda çalışan termometrelerin

çalışma bantları 8-14  $\mu\text{m}$ ' de sınırlı olduğu için onların kalibrasyonunda kullanacağımız 8-14  $\mu\text{m}$ 'deki emisivite değerine ihtiyaç duyulmaktadır.



Şekil 2.4. 309,75 °K için dalgaboyuna karşı tayfsal enerji yoğunluğu grafiği

Bu bölümde biz benzer referans cihazların, siyahcisimlerin kalibrasyonu sırasında onların bant emisivitesi tayinleri için kullandığımız bir metottan bahsedeceğiz. Bu metot kullanılacak referans radyasyon termometresinin çalışma bant aralığında referans olarak kullanılan kaynağın bant emisivite ölçümünde kullanılan metottur. Tayfsal olarak her bir dalga boyutu için ayrıca değer vermemektedir. Yani bu bölümde bahsedeceğimiz metotla bant emisivitesi sadece referans olarak kullandığımız radyasyon termometresinin çalışma bandındaki toplam emisivite konusunda bilgi elde edilmektedir. Bu metot genel olarak endüstride yaygın olarak kullanılmaktadır ve bazı çalışmalarda da gösterildiği gibi yüksek doğruluklu bir sonuç vermektedir. Bu amaçla kullanılan referans radyasyon termometresinin emisivitesinin ayarlanabilmesi gerekmektedir. Yaygın olarak kullanılan referans radyasyon termometreleri arasında Örneğin Chino Nr.07528 Type IR-BAT1A ve Heitronics KT19 II gibi. Tüm referans radyasyon termometrelerinde emisivite değeri virgülden sonra üçüncü basamak da dahil çok hassas ayarlanabilmektedir. Bu tezde yer alan çalışmalar sırasında Heitronics KT19 II transfer standart radyasyon termometresi kullanılmıştır. Bu termometrenin emisivite değeri 0,1 ile 1 arasında; 1/1000 basamak hassasiyetle değiştirilebilmektedir. Ayrıca 8–14  $\mu\text{m}$  bant aralığında çalışmaktadır. Dolayısıyla bu metotla elde edeceğimiz emisivite değerleri 8 – 14  $\mu\text{m}$  bant emisivite değerleri olarak tanımlanabilmektedir. Ölçümlerin gerçekleştirilmesi için söz konusu referans radyasyon termometresine

emisivitesi ölçülecek siyahcisim kaynağına (veya IR kalibratör kaynağına) ve ek olarak bir adet yüksek hassasiyetle kalibre edilmiş bir kontak termometreye ihtiyaç duyulmaktadır. Tüm üreticiler özellikle 0-500 °C arasında çalışan IR Kalibratör üreticileri ışına yüzeyine bitişik olarak arka tarafından bir kanal açmaktadırlar ve bu kanal bir silindirik delik olarak nitelendirilebilmektedir. Genelde bu kanal siyahcismin ışına yüzeyinin ortasına kadar uzanmaktadır. Çapları 3 ile 6 mm arasında değişmektedir. Ve bu deliğe bir adet kontak termometre yerleştirilerek yüzeyin merkez kısmının sıcaklığı yüksek hassasiyetle ölçülebilmektedir. Genel olarak bu amaçla ısılıçiftler kullanılmaktadır. Ölçümler sırasında -40 °C ile 375 °C aralığında hassasiyeti  $\pm 1,5$  ve 375 °C ile 1000 °C aralığında hassasiyeti  $\pm 0,004 \times T$  olan Omega NB4-CAIN-18E-12-K tipi ısılıçift kullanılmıştır. Şekil 2.5' te siyahcisim emisivite tayininin genel şeması ve şekil 2.6'da Termodinamik Metroloji Laboratuvarı'nda emisivite tayini için kurulmuş olan düzenek gösterilmiştir. Tablo 2.1'de siyahcisim emisivite tayini düzeneginde kullanılan cihazların açıklamaları verilmiştir.

Tablo 2.1. Siyahcisim emisivite tayini düzeneginde kullanılan cihazların açıklamaları

1	Sıvı Banyosu	Cole-Parmer Düşük Maliyetli Dijital Banyo, 6 Litre Kapasiteli, 240V, 50Hz
2	Multimetre	Keitley 2000
3	Siyahcisim	Pirometrenin bant emisivitesine uygunluk göstermelidir, deneye bağlı değişkenlik gösterir.
4	K Tipi ısılıçift	Omega NB4-CAIN-18E-12
5	Referans Standart Pirometre	Heitronics KT19 II
6	Bilgisayar	Easy TRT P-programına sahip olmalıdır.

TÜBİTAK UME bünyesinde kalibre edilmiş ısılıçift değerlerinin IEC 60584-1:2013 referans tablodan sapma değerleri Denklem (2.1)'de verilmiştir;

$$\Delta E = E - E_{IEC60584} = a \cdot t + b \cdot t^2 + c \cdot t^3 + d \cdot t^4 \quad (2.1)$$

$$a = 1,5434 \times 10^{-1}$$

$$b = 5,3581 \times 10^{-4}$$

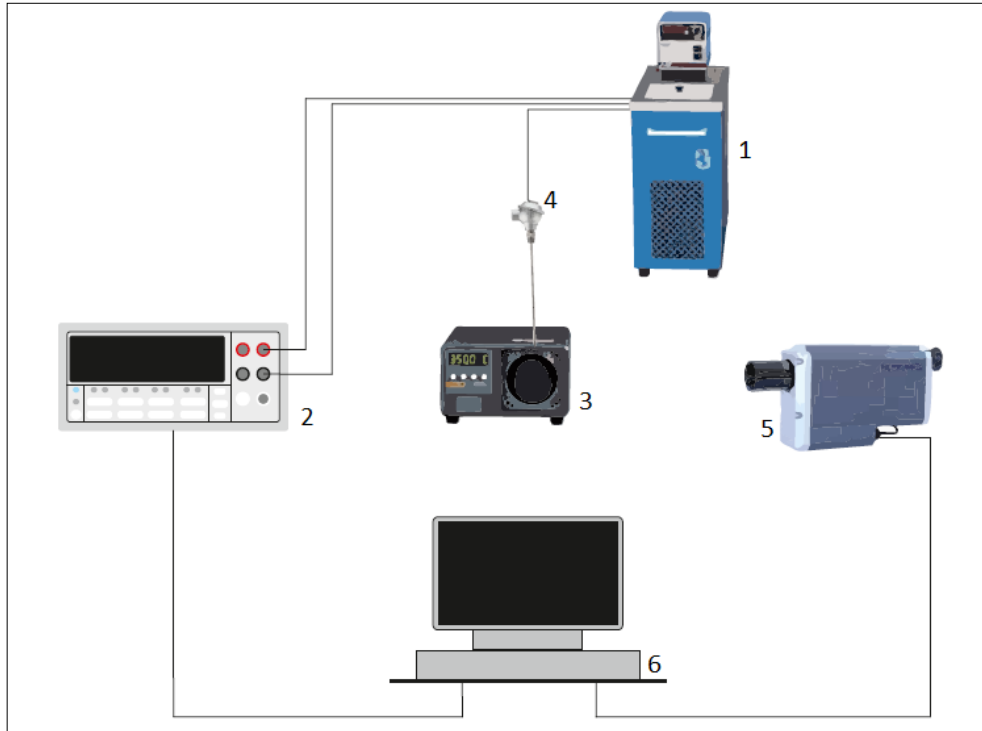
$$c = -6,2242 \times 10^{-6}$$

$$d = 8,1178 \times 10^{-9}$$

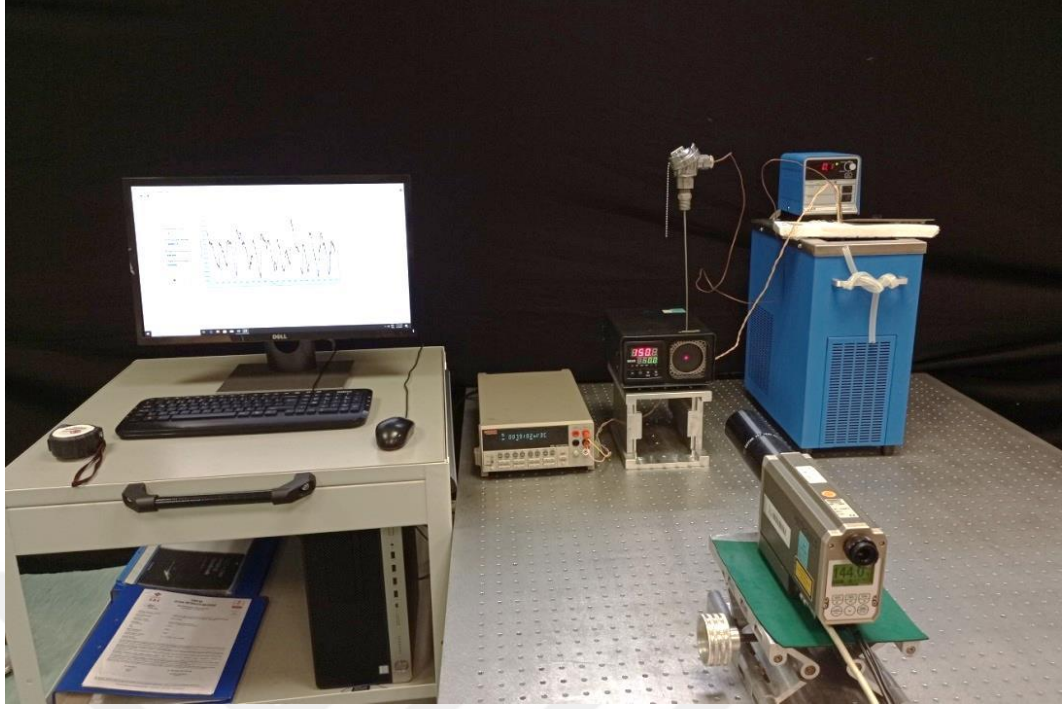
E : Kalibre edilen ısılıçift gerilim değeri ( $\mu V$ ),

- $E_{IEC}$  : Kalibre edilen ısılıçift için IEC 60584-1: 2013 referans tablo değeri ( $\mu V$ ),  
 $\Delta E$  : Kalibre edilen ısılıçift için IEC 60584-1: 2013 referans tablodan sapma değeri, ( $\mu V$ ),  
 $t$  : UME referans ısılıçift sıcaklık değeri ( $^{\circ}C$ ),  
 $a, b, c, d$  : Denkleme ait katsayılar

K tipi ısılıçift temas ettiği kaynağın sıcaklığını algılayıp voltaj değerine dönüştürür. Ardından kaynağın ayarlanmış olduğu sıcaklık değerinin  $1^{\circ}C$  fazla sıcaklığını da voltaja dönüştürür. Belirli bir sıcaklık değeri için, dönüştürülen bu voltaj değerine, yukarıda hesaplaması verilmiş olan o sıcaklık değerindeki sapma değeri eklenir. Sonrasında  $1^{\circ}C$ 'lik sıcaklık artışı durumunda oluşan gerilim farkı olan seebeck katsayısı bulunur. Cihazın ayarlanan sıcaklığında okunan sıcaklık değerinin bulunabilmesi için; multimetreden okunan değerden referans tablodan sapma değeri çıkarılır. Oluşan yeni değer seebeck katsayısına bölünür ve cihazın ayarlanmış olduğu sıcaklık değeri ile toplanır. Ölçümler sırasında K tipi ısılıçiftin sıcak noktası; kalibratörün ışıma yüzeyinin arka kısmındaki kanaldan geçirilerek kalibratörün yüzeyine temas ettirilmektedir. ısılıçiftin sıcak noktasının ısınma miktarına bağlı olarak kromal ve alümel uçlarında (soğuk noktalar) gerilim elde edilmektedir.



Şekil 2.5. Siyahcisim emisivite tayini düzeneği genel şeması



Şekil 2.6. Siyah cismin emisivite tayini düzeneği

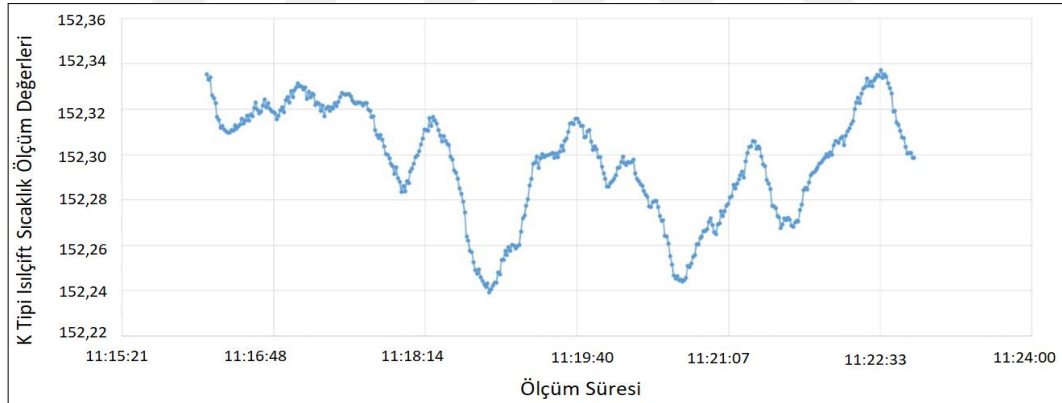
Üretilen gerilim sıcak nokta ile soğuk nokta sıcaklık dağılımından bağımsız olarak bu noktalar arasındaki sıcaklık farkıyla orantılıdır. Sıcak noktanın sıcaklığı sabit tutulduğunda soğuk noktaların sıcaklığına bağlı olarak farklı sıcaklık değerleri okunur. Ölçülen sıcaklığın mV değerleri karşılığı standart olarak; soğuk noktaların 0 °C 'de tutulması ile elde edilir. Soğuk noktaların 0 °C'de sabit tutulması için ısılıçiftin soğuk uçları sıvı banyo içerisine yerleştirilir ve sıvı banyosunun sıcaklığı 0 °C'ye ayarlanıp dengelenir. Kalibre edilmiş referans radyasyon termometresi, odak uzaklığı ve görüş alanı göz önüne alınarak üç boyutlu hareket edebilecek şekilde optik masa üzerinde kızılötesi kalibratörün önüne yerleştirilmektedir. Ölçümler sırasında ölçümü yapılması gereken siyahcisim veya IR kalibratör istenilen sıcaklığa set edilmektedir. Daha sonra onun ısıl dengeye gelmesi beklenmektedir. Hem kontak termometre ile hem de radyasyon termometresi ile stabilitesi gözlenmektedir. Kontak termometresi ile elde edilen ortalama sıcaklık değerinden, radyasyon termometresinin set edilen sıcaklık değerindeki belirsizliği çıkarılmaktadır ve yeni bir sıcaklık değeri elde edilmektedir. Radyasyon termometresinin emisivitesi termometreye ait Easy TRT programından değiştirilerek bu yeni sıcaklığın sağlandığı emisivite değeri bulunmaktadır. Bu emisivite değerine siyahcismin yüzeyinin radyasyon termometresinin çalıştığı banttaki toplam emisivite değeri diyebilerek bu şekilde o yüzeyi kalibre edebiliriz. Şekil 2.7-



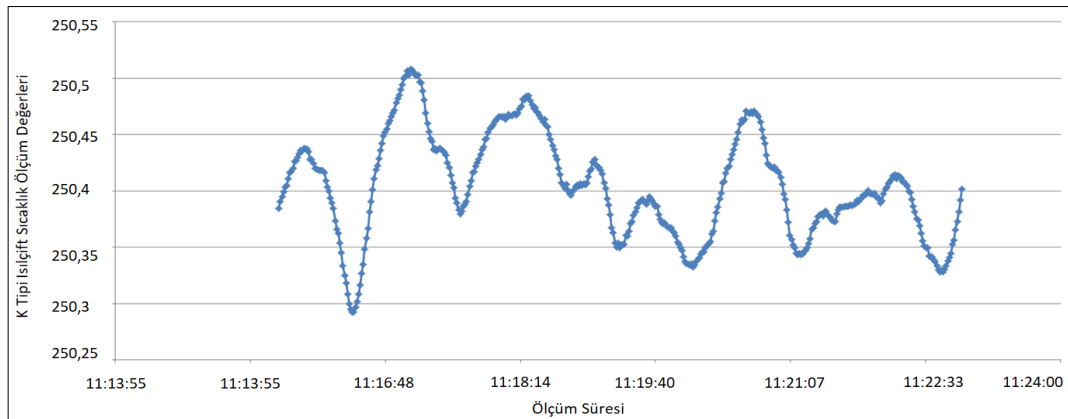
2.10’da bu çalışmalar sırasında siyahcismmin set edildiği sıcaklıklarda K tipi ısılıçiftten okunan değerlerin kararlılık grafikleri verilmiştir. Tablo 2.2’ de müşteriye ait siyahcismmin emisivite tayin verileri verilmiştir.

Tablo 2.2. Örnek müşteri siyahcismmine ait emisivite tayin işlemi verileri

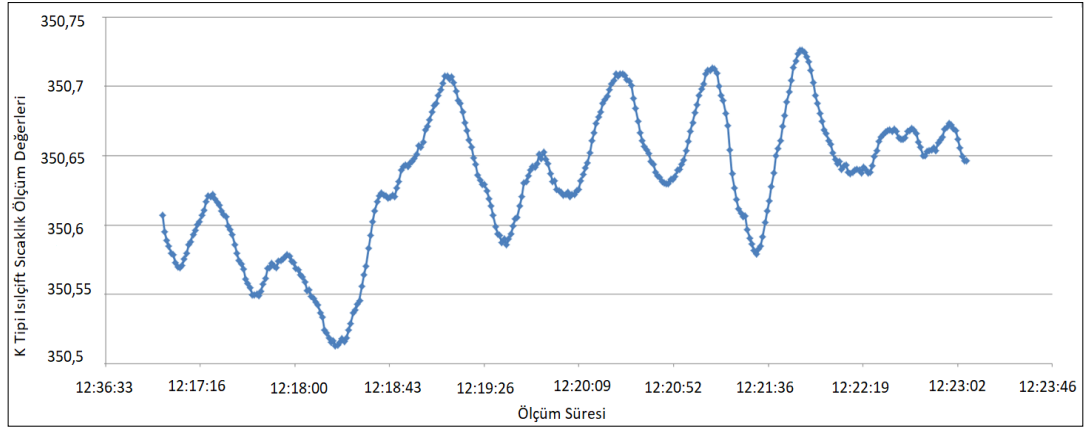
Siyah Cismmin Set Edildiği Sıcaklık	K Tipi Isılıçiftten Okunan Değer	Heitronics Düzeltme Değeri	Okunması Gereken Sıcaklık	Emisivite Değeri	Set Sıcaklığındaki Emisivite Değeri	Siyah Cismmin Emisivite Değeri
150 °C	149,88 °C	2 °C	147,78 °C	0,912	0,9109	0,9126
			147,88 °C	0,9116		
			147,98 °C	0,9092		
250 °C	250,42 °C	2,7 °C	247,62 °C	0,9111	0,9104	
			247,72 °C	0,9104		
			247,82 °C	0,9099		
350 °C	350,97 °C	4,1 °C	346,77 °C	0,9149	0,9145	
			346,87 °C	0,9145		
			346,97 °C	0,9143		
450 °C	451,38 °C	4,6 °C	446,68 °C	0,9148	0,9144	
			446,78 °C	0,9144		
			446,88 °C	0,9141		



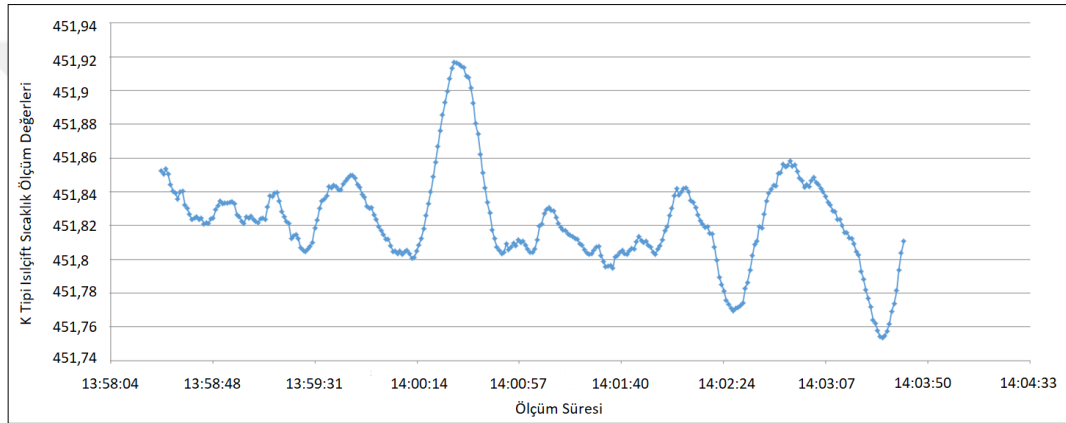
Şekil 2.7. 150 °C sıcaklığında K tipi ısılıçiftin kararlılık grafiği



Şekil 2.8. 250 °C sıcaklığında K tipi ısılıçiftin kararlılık grafiği



Şekil 2.9. 350 °C sıcaklığında K tipi ısılçiftin kararlılık grafiği



Şekil 2.10. 450 °C sıcaklığında K tipi ısılçiftin kararlılık grafiği

## 2.2. Referans Radyasyon Kaynağının Emisivite Tayini

Bölüm 2.1' de referans radyasyon termometrelerinin çalışma bant emisivitesi aralıklarında (8-14  $\mu\text{m}$ ), referans olarak kullanılması düşünülen radyasyon kaynaklarının bant emisivitesinin tayininin nasıl gerçekleştirileceği Heitronics KT19 II referans pirometre, örnek bir siyahcisim, K tipi ısılçift, sıvı banyosu, Keitley 2000 model multimetre ve radyasyon termometresinin okuma değerinin dijital gösterimine sahip Easy TRT programı kullanılarak gösterilmiştir.

Bu tez kapsamında incelenen alın termometrelerinin izlenebilir kalibrasyonunda kullanılacak HGH markalı radyasyon kaynağının ışıma yüzeyinin arka kısmında ısılçiftin yerleştirilebileceği bir kanal olmadığından bu kaynağın emisivite ölçümü için Bölüm 2.1'deki düzenek göz önüne alınarak yeni bir sistem kurulmuştur. Bu sistemde Heitronics marka ME30 model emisivitesi 1 olan standart referans siyahcisim, bu siyahcismin soğutulmasında kullanılan Cole Parmer markalı dijital sıvı banyosu, bu

siyahcismin izlenebilir kalibrasyonunda kullanılan Ordell marka OR07-AIE04-40-D-EF tip platin direnç termometre, emisivite tayini yapılacak olan HGH markalı referans radyasyon kaynağı, bu kaynağın kontrolcüsü ve kaynağın soğutulmasında kullanılan Lauda marka ECO RE 1050 S model sıvı banyosu, Heitronics KT19 II standart referans pirometre kullanılmıştır. Şekil 2.13 ve Şekil 2.14’te emisivite tayini ölçüm düzeneği gösterilmiştir. (-20) ila 350°C aralığındaki sıcaklıklarda kızılötesi radyasyon termometreleri ve termal kameraların kalibrasyonu için siyahcisim kalibrasyon kaynağı kullanılmalıdır. Siyahcismin ideallığı iç yüzeyi karartılmış ve sıcaklığı homojen dağılan boşluğun açıklığı ile elde edilir. İdeallığın elde edilebilmesi için açıklığın boşluk boyutuna göre küçük olması gerektiğinden boşluğun uzunluk/çap oranının yüksek olduğu silindir tipli bir kavite kullanmak mantıklı olacaktır. Radyasyon sıcaklığı Heitronics marka pirometre veya hassas direnç termometresi RTD-Pt100 ile hassas şekilde ölçülebilir [102]. Bu tez çalışmasında kullanılan Heitronics ME30 model siyahcisim boşluğunun açıklığı 60mm çapında ve 300 mm uzunluğundadır. 1,35 litrelik sıvı hacmi bulunmaktadır. Pirinçten oluşan ve iç yüzeyi ısıya dayanıklı siyah vernikle kaplanmış bir boşluğa sahiptir. Tablo 2.3’te kullanılan ME30 model siyahcisim ve HGH markalı radyasyon kaynağının teknik özellikleri gösterilmiştir.

Tablo 2.3. HGH Markalı Kaynak ve HEITRONICS ME30 referans kaynaklarının teknik özellikleri

Referans Kaynak	HGH DCN	HEITRONICS ME30
Aktif Işıma Alanı	180mm x 180mm	Ø 60 mm (2.36") Kavite uzunluğu 300 mm
Sıcaklık Aralığı	Mutlak: -40°C ile +150°C	Sil. Yağ Korasilon M10 ile: -20 °C'den 180°C'ye
	Diferansiyel: -60°C ile +130 °C	Sil. oil Wacker AP 200 stab ile: 90 °C ile 350 °C
Emisivite Değeri	0,98 ±0,02	0,9994 ± 0,0002
Kararlılık	±0,002°C	0,03 °C'den 0,1 °C'ye
Doğruluk	Mutlak: 0,03°C	0,1 °C
	Diferansiyel: 0,01°C	
Ekran Çözünürlüğü	0,001°C	
Dengeleme Süresi	$\Delta T < 10^\circ\text{C}$ 'ken 60 saniyeden az	Yaklaşık 1 saat
Çalışma Sıcaklığı	Kaynak: 20°C'den +70°C'ye	15 °C'den 35 °C'ye
	Kontrolcü: 5°C'den +45°C'ye	
Maksimum Enerji Tüketimi	3500 W	1000 W
Kaynak Boyutu	L247 x W410 x D112 mm	L470 x W210 x D430 mm

Tablo 2.4. (Devam) HGH Markalı Kaynak ve HEITRONICS ME30 referans kaynaklarının teknik özellikleri

Referans Kaynak	HGH DCN	HEITRONICS ME30
Kaynak Ağırlığı	10 kg	Yaklaşık 20 kg
Kontrolcü Boyutu	3U x 19"	-
Kontrolcü Ağırlığı	12 kg	-
Uzaktan Kontrol	Ethernet Arayüzü (RS232 veya IIEEE488)	Ethernet Arayüzü (RS232 veya 485)

HGH siyahcismi IR kalibratördür. Yüzey alanı flat bir yüzey alanıdır. ME30 ise kavite tipli bir siyahcisimdir. ME30'un emisivitesinin 1'e yakın ( $0,9994 \pm 0,0002$ ) olduğunu bilmekteyiz. HGH'nin ise emisivitesi üretici tarafından 0,98 olduğu tanımlanmıştır ancak kanıtlanmamıştır.

Heitronics-ME30 model siyahcismi izlenebilir referans radyasyon kaynağı olarak kullanılabilmesi için öncelikle kontak termometre olan Ordell marka OR07-AIE04-40-D-EF tipli Platin Direnç Termometresi (RTD) ile kalibre edilmiştir. Bu sayede RTD-Heitronics ME30 siyahcismi-Heitronics KT19 II Referans pirometre ile ITS90'a uygun şekilde izlenebilirlik zinciri sağlanmıştır. Platin Direnç termometresinin (-80) °C ile 50°C aralığında 25.11.2020 tarihinde kalibre edilmiş olduğu bilgisi ile bu çalışma yapılmıştır. Bu kalibrasyon sonucunda (-0,007) °C referans sıcaklık değerinde termometrenin 0,020°C belirsizliği olduğu talimatta gözlenmiştir. Bu kalibrasyon sonucuna göre termometrenin direnç değerine karşılık göstermiş olduğu sıcaklık değeri Denklem (2.2) yardımıyla bulunur;

$$t_{ref} = a + b R + c R^2 + d R^3 \quad (2.2)$$

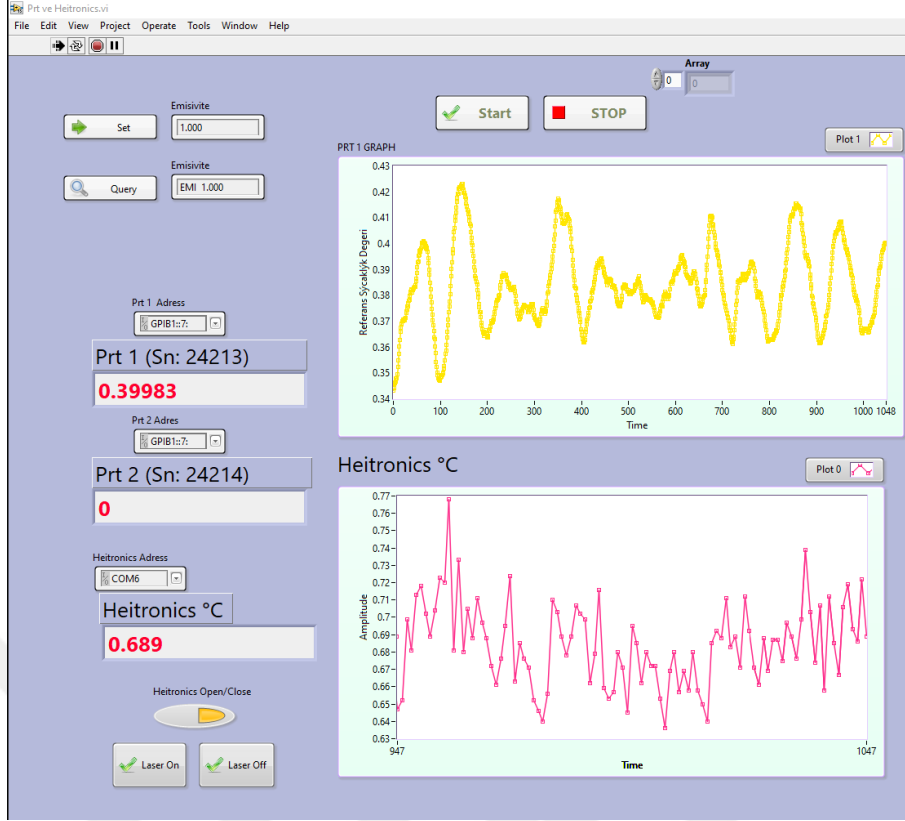
$$a = -2,4277 \times 10^2$$

$$b = 2,2972$$

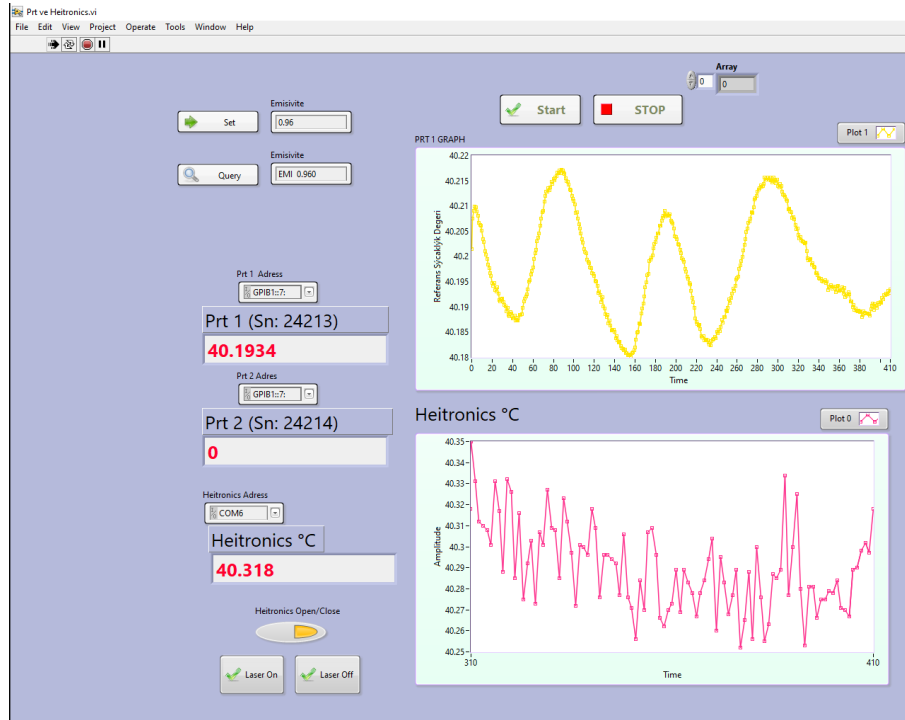
$$c = 1,3598 \times 10^{-3}$$

$$d = -7,0840 \times 10^{-7}$$

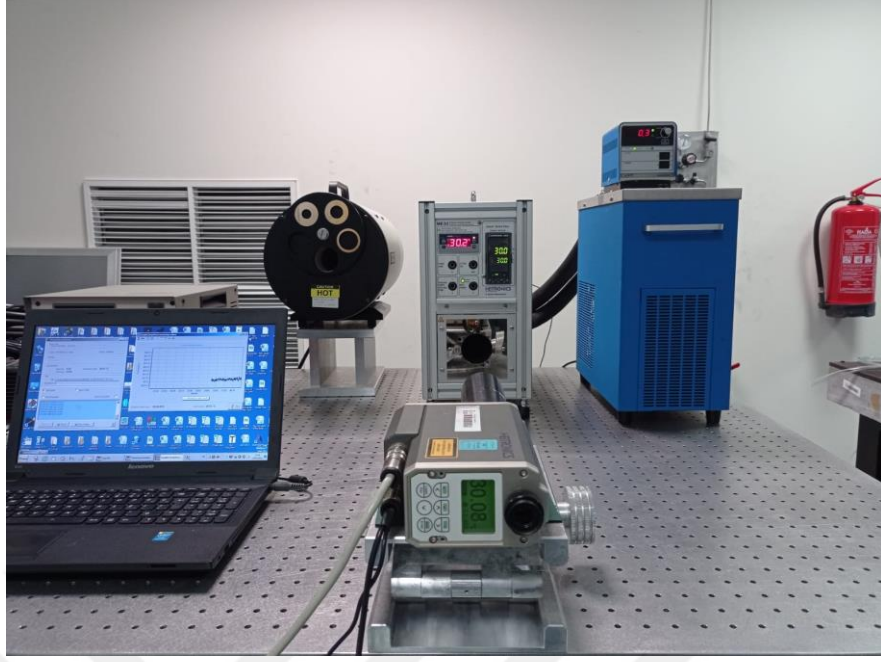
Bu denklemde R direnç termometresinin okuduğu direnç değeri ( $\Omega$ ),  $t_{ref}$  referans sıcaklık değeri (°C), a, b, c, d ise denkleme ait sabit katsayılarıdır. Şekil 2.10 ve Şekil 2.12'da Heitronics ME30 siyahcisminin RTD ve Heitronics Referans Pirometre ile 0°C ve 40°C'deki sıcaklık değerinin UME Termodinamik Metroloji Laboratuvarı personeli tarafından oluşturulmuş program kullanılarak okuma değerleri gösterilmiştir.



Şekil 2.11. ME30 model siyahcismmin Pt100 ve Heitronics referans termometreleri ile 0 °C sıcaklığındaki okuma değerleri



Şekil 2.12. ME30 model siyahcismmin Pt100 ve Heitronics referans termometreleri ile 40 °C sıcaklığındaki okuma değerleri



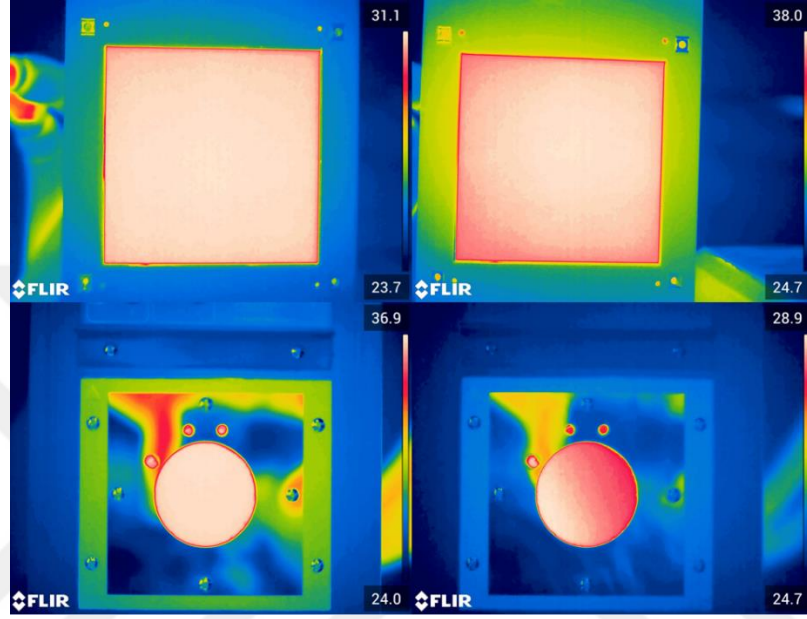
Şekil 2.13. ME30 model siyahcismin ışımasının Heitronics marka pirometre ile ölçümü düzeneği



Şekil 2.14. HGH kaynağının ışımasının Heitronics marka pirometre ile ölçümü düzeneği

Referans radyasyon termometresi Heitronics KT19 II odak uzaklığı (39 cm) ve görüş alanına dikkat edilerek dengede duracak şekilde optik masa üzerinde sırasıyla her iki kaynak önüne yerleştirilmiştir. Ölçümler sırasında ME30 model siyahcisim ve HGH DCN model radyasyon kaynağı sırasıyla 30, 33, 36 ve 40°C sıcaklıklarına ayarlanmış

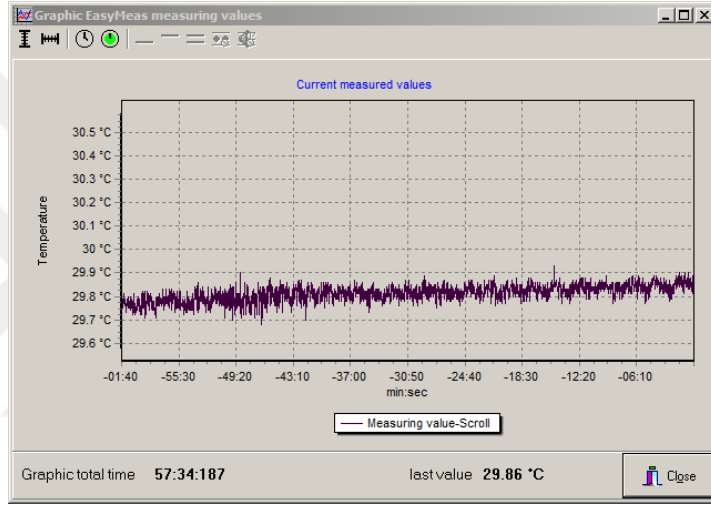
ve sonrasında bu sıcaklıklarda kısa dönem kararlılığı gözlenerek ısı dengeye gelmeleri beklenmiştir. Kaynaklar her sıcaklıkta ısı dengeye geldiğinde öncelikle FLIR T1020 model termal kamera ile termogram görüntüleri alınmıştır ve aktif ışımaya yüzeylerinin homojenliğine bakılmıştır. Şekil 2.15'te her iki kaynağı farklı sıcaklık değerlerinde çekilmiş olan termogram görüntülerinden örnekler gösterilmiştir.



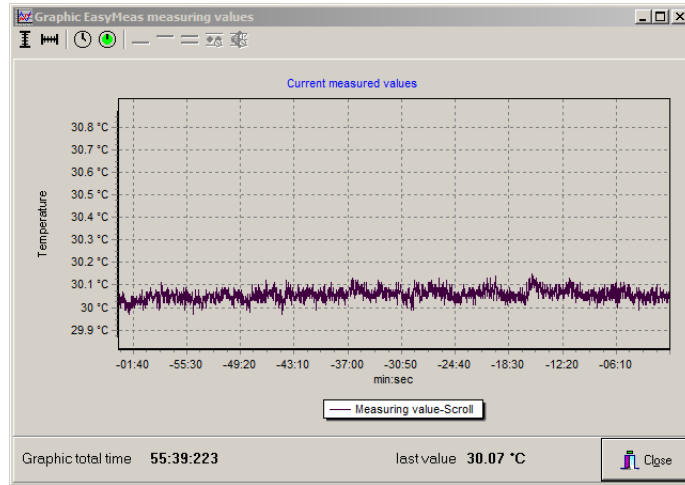
Şekil 2.15. Deneyde Kullanılan Radyasyon Kaynaklarının Farklı Sıcaklık Değerlerinde Termogram Görüntüleri

Her iki radyasyon kaynağının ayrı ayrı her sıcaklık değerinde 1, 0,98 ve 0,96 emisivite değerlerinde okuma değerleri kaydedilmiştir. HGH DCN kaynağının ayarlanan sıcaklıklarda ısı dengeye geldiğinden emin olunduktan sonra her bir sıcaklık değerinde pirometre 3 saniyede bir ölçüm alacak şekilde en az bir saat veri alınmıştır. Kararlı durumda bu çalışma kapsamında Heitronics pirometre ile alınan veri sayısı arttıkça, daha güvenilir ölçüm sonucu alındığı ancak belirli bir veri sayısını geçildiğinde ölçüm sonucunda virgülden sonraki üç rakamın değişmediği gözlenmiştir. ME30 model siyah cismin ise ayarlanan sıcaklıklarda ısı dengeye geldiğinden emin olunduktan sonra her bir sıcaklık değerinde pirometre 3 saniyede bir ölçüm alacak şekilde 30 ve 33 °C sıcaklıklarında en az bir saat veri alınmıştır. Kararlı durumda Heitronics pirometre ile alınan verilerin sayısına bağlı olarak ortalama değer virgülden sonraki üç rakam için aynı kalmaktadır. Bu sebeple 36 ve 40°C sıcaklıklarında alınacak ölçümlerde uzun dönem kararlılığı için en az 20 dakika veri alınmıştır. HGH DCN kaynağının bağlı olduğu Lauda markalı sıvı banyosunun

sıcaklığı kullanım kılavuzuna uygun olarak, kaynak sıcaklığı ile aynı değerde olacak şekilde ayarlanmıştır. ME30 model siyahcismin bağlı olduğu Cole Parmer markalı sıvı banyosunun sıcaklığı ise, herhangi bir koşul veya talimat olmamakla birlikte 15 °C sıcaklığa ayarlanmıştır. Sıvı banyosunun sıcaklığı 30 °C'nin altındaki siyahcisim sıcaklığı için 10 ila 20 °C aralığında ayarlanabilir. Şekil 2.16'da HGH DCN kaynağı kontrolcüsü yardımıyla 30 °C'ye ayarlandığında, pirometrenin emisivite değeri 1 iken okunan değerlerin kararlılık durumu örnek olarak gösterilmiştir. Şekil 2.17'te ME30 model siyahcisim 30 °C'ye ayarlandığında, pirometrenin emisivite değeri 1 iken okunan değerlerin kararlılık durumu örnek olarak gösterilmiştir.



Şekil 2.16. HGH DCN kaynağı 30 °C sıcaklığında ve pirometrenin emisivite değeri 1 iken okunan değerlerin kararlılık durumu



Şekil 2.17. ME30 model siyahcisim 30 °C sıcaklığında ve pirometrenin emisivite değeri 1 iken okunan değerlerin kararlılık durumu



### 2.3. Alın Termometreleri Kalibrasyonları

Bu bölümde alın termometrelerinin referans kaynaklar önünde kalibrasyonu, sonuçları, deneyleri ve hesaplamaları yer almaktadır. Bildiğiniz üzere alın termometreleri ana ağırlıklı olarak kısa mesafeden çalışacak şekilde ve insan alnından ölçümler için tasarlanmıştır. Dolayısıyla alın termometrelerinde referans yüzeyine çok yaklaşmakla beraber referans yüzeye temas ettirilmemesi gerekmektedir. Bu nedenle bazı alın termometrelerinde bir mesafe ölçer söz konusudur. Bu mesafe ölçer alın termometresi ile alın arasındaki mesafeyi ölçer ve belli limitlerin dışında olduğunda ölçümler yapılamaz. Bizim kullandığımız çeşitli alın termometreleri arasında Braun BNT 400B böyle bir özelliğe sahipti. Onun dışında bu şirketin; Omron markalı iki adet alın termometresi, Quall markalı iki adet alın termometresi, Beurer markalı 1 adet alın termometresi, Medisana markalı iki adet alın termometresi kullanılmıştır. Tablo 2.4'te ölçümlerde kullanılan bu alın termometrelerinin bazı özellikleri yer almaktadır.

Şekil 2.18'de a) Omron MC 720E termometresini, b) Quall termometresini, c) Braun BNT 400B termometresinin ekran yüzünü, d) Braun BNT 400B termometresinin dedektör bölümünü, e) Acura AC 92-70 termometresini, f) Medisana FT3010 termometresini, g) Beurer FT90 termometresini, h) CcMed termometresini göstermektedir.

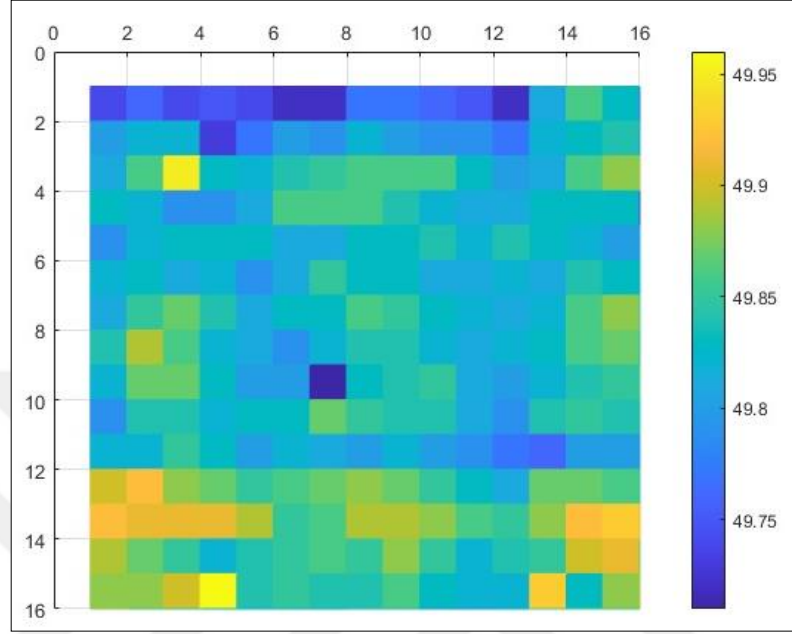


Şekil 2.18. Tez kapsamında kalibrasyonu gerçekleştirilen alın termometreleri

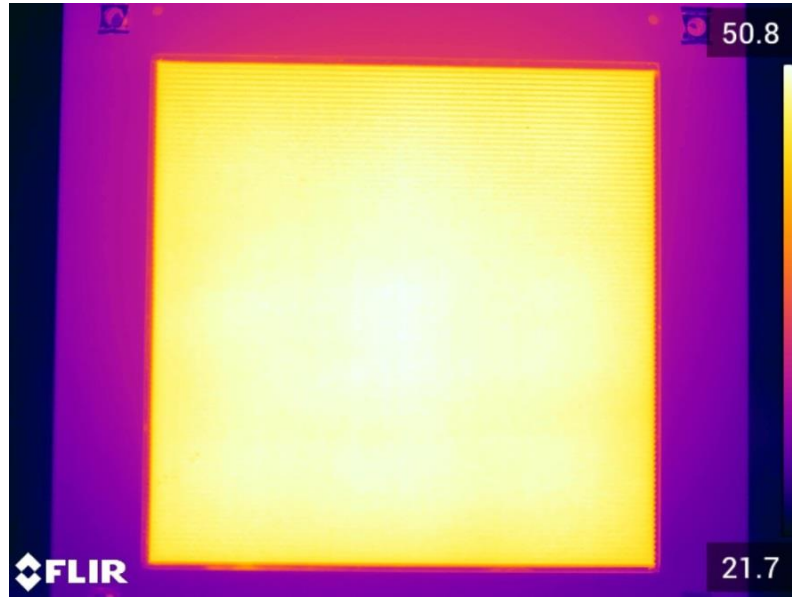
Tablo 2.5. Kullanılan alın termometrelerinin marka, model ve teknik bilgileri

Termometre Markası	Termometre Modeli	Odak Uzaklığı	Ölçüm Aralığı	Doğruluk	Çalışma Sıcaklığı	Saklama Sıcaklığı
Medisana	FT3010	2 – 5 cm	34°C- 43°C	± 0,2°C	10°C ila 40°C	20°C ila 50°C
Omron	MC-720 E	1-3 c	Alın ölçüm modu 34°C - 42,2°C	Alın ölçüm modu ±0,2°C, 35,0°C ila 42,0°C dahilinde, diğer aralık için ±0,3°C	10°C ila 40°C	20°C ila 60°C
			Yüzey ölçüm modu -22°C -80°C	Yüzey ölçüm modu 22°C ila 42,2°C dahilinde ±0,3°C Bu aralık dışında, ±2°C ya da ±%4'tür (gerçek sıcaklık yüzdesi)		
			Oda Sıcaklığı Modu 10 °C- 40°C	Oda sıcaklık modu 10 °C ila 40 °C dahilinde ±2°C.		
Quall	-	2 – 3 cm	34 °C- 43°C	± 0,1°C	10°C ila 40°C	-20°C ila 50°C
Beurer	FT90	2-3 cm	Alın ölçüm modu 34°C -42,2°C	36°C ila 39°C: ± 0,2 °C	10°C ila 40°C	-20°C ila 50°C
			Nesne ölçüm modu -22°C -80°C	± 0,2 °C		
Braun	BNT400B	2- 5 cm	34 °C – 43 °C	± 0,2 °C	15°C ila 40°C	-25°C ila 55°C
Acura	AC-9270	5 – 15 cm	Alın Ölçüm modu 32 °C -42,5°C	± 0,3 °C	10°C ila 40°C	-20°C ila 50°C
			Oda Sıcaklığı Modu 10 °C- 40°C			
CcMed	IT-901	2 – 5 cm	Alın ölçüm modu 32°C – 42,9°C	± 0,2 °C	0°C ila 50°C	-25°C ila 55°C
			Nesne ölçüm modu 0 °C- 100°C			

Şekil 2.19 ve Şekil 2.20’de HGH DCN siyahcisinin 50°C’deki yüzey taraması sonucu aktif ışımaya alanlarında sıcaklık dağılımı ve termal kamera görüntüsü yer almaktadır.



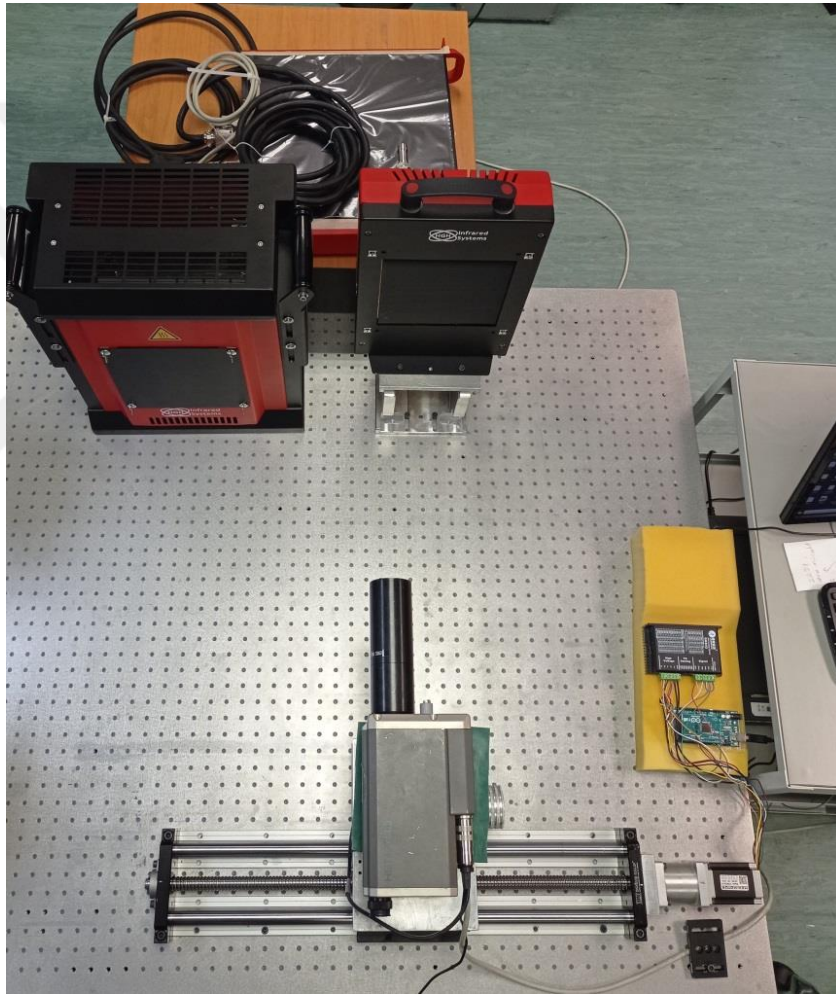
Şekil 2.19. HGH DCN kaynağına ait yüzey taraması sonucu aktif ışımaya alanlarındaki sıcaklık dağılımı



Şekil 2.20. HGH DCN kaynağına ait 50°C’deki termal kamera görüntüsü

Her iki siyahcisinin yüzey taraması referans termometre olan Heitronics KT19 II tarafından x ve y eksenlerinde arduino kontrollü step motor tarafından hareket

ettirilerek bir doğrusal tablo üzerinde ölçümler alınmıştır. Şekil 2.21’de HGH kaynağının Heitronics KT19 II ile aktif yüzey taraması düzeneğinin kurulumu gösterilmiştir. Aynı zamanda da T1020 model FLIR yüksek hassasiyetli yüksek kararlıklı yüksek çözünürlüklü termal kamera ile yüzey sıcaklık ölçümleri alınmıştır. Şekil 2.22’te T1020 model FLIR termal kameranın kurulumu gösterilmiştir. Her iki siyah cismin yüzey sıcaklık ölçümleri sonucu sıcaklık dağılımı  $0,04^{\circ}\text{C}$  altında olduğu görülmektedir. Bu da her iki yüzeyin yüksek doğrulukla alın termometrelerinin kalibrasyonunda kullanılabileceği bilgisini vermektedir.



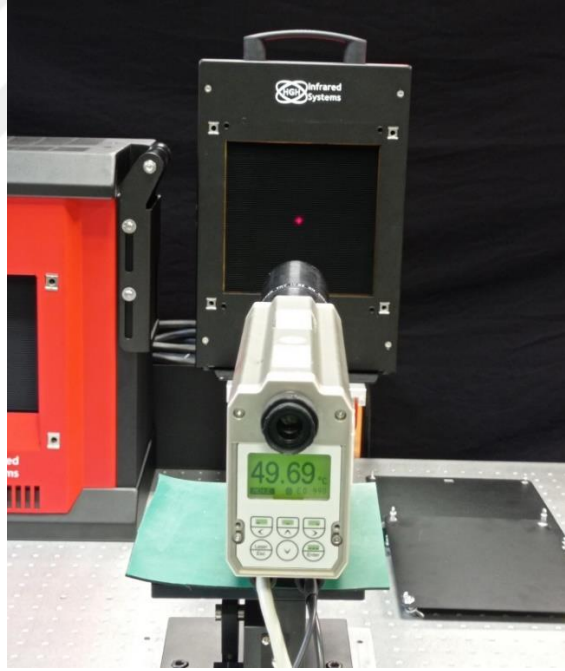
Şekil 2.21. HGH DCN kaynağının Heitronics KT19 II ile yüzey taraması düzeneği

Ölçüm sırasında sırası ile her iki siyah cisim, her iki referans kaynak aynı sıcaklık değerine set edilmiştir. Örneğin  $33^{\circ}\text{C}$ . Daha sonra her iki kaynağın stabilitesi kısa dönem kararlılığı, Heitronics marka pirometre ile sürekli bilgisayara veri almak yolu ile kontrol edilmiştir.



Şekil 2.22. FLIR T1020 Termal Kamera

Şekil 2.23'te Heitronics marka pirometre ile HGH DCN radyasyon kaynağının kısa dönem kararlılığı ve ardından alın termometrelerinin kalibrasyonunda kullanılacak referans değerin alınışı gösterilmiştir.



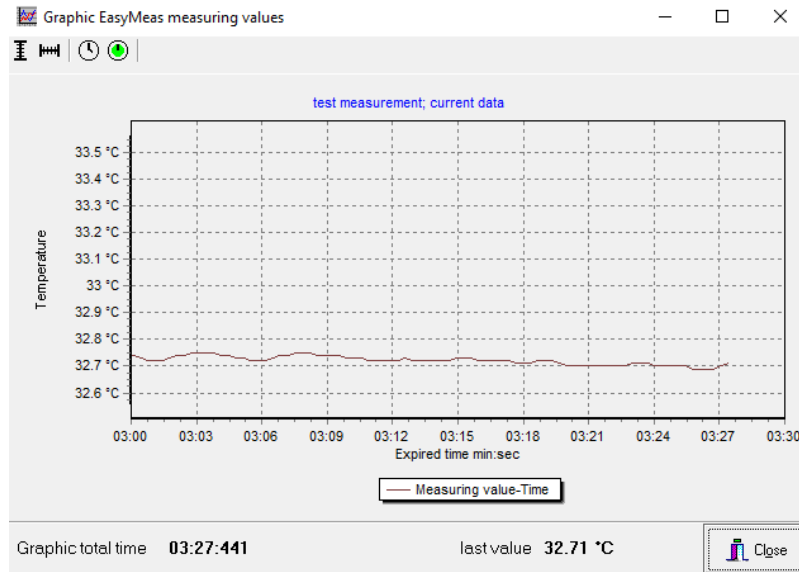
Şekil 2.23. HGH marka kaynağın kararlılık kontrol ve referans sıcaklık okuma düzeneği

Şekil 2.24'te ME30 model siyah cismin Heitronics marka pirometre ile kararlılık durumu gözlenmesi için kurulmuş olan düzenek ve tez kapsamında kullanılan alın termometreleri gösterilmiştir

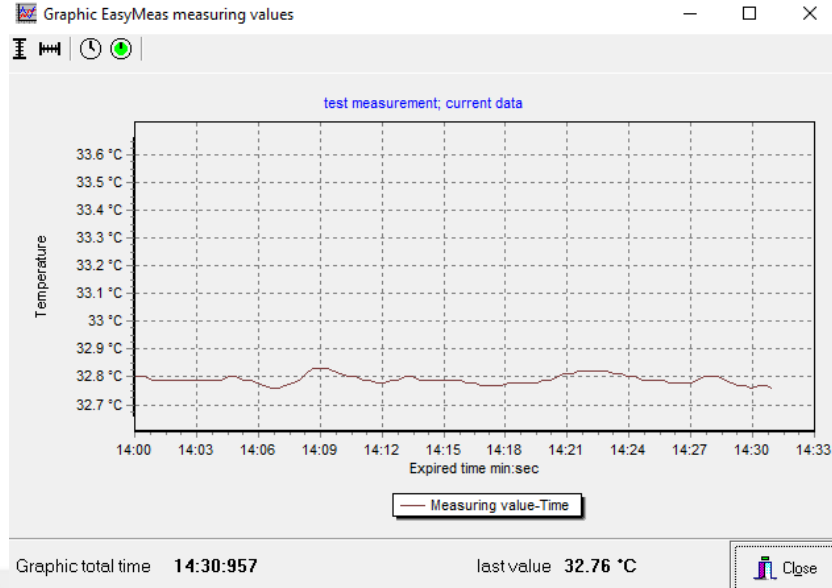


Şekil 2.24. ME30 model kaynağın kararlılık kontrol düzeneği ve tez kapsamında kullanılan alın termometreleri

Şekil 2.25'te ME30'un 33 °C'deki kararlılık grafiği yer almaktadır. Şekil 2.26'da HGH'nin 33 °C'deki kararlılık grafiği yer almaktadır. Ölçümler her ikisi aktif ışımaya yüzeyi ile pirometre arasındaki uzaklık 39 cm olacak şekilde ayarlanarak yapılmıştır. Grafiklerden de görüldüğü gibi her iki kaynak dengeye geldikten sonra sırasıyla Tablo 2.4'te yer alan alın termometreleri aktif ışımaya yüzeyinden 2-3 cm mesafede tutularak ölçümler gerçekleştirilmiştir. Her ölçüm en az üç farklı ölçüm sonucunun ortalaması şeklinde kaydedilmiştir.



Şekil 2.25. ME30 kaynağının 33 °C'deki kararlılık grafiği



Şekil 2.26. HGH DCN kaynağının 33 °C’deki kararlılık grafiği

Her iki kaynak karşısında ölçümler; ölçümde kullanılan tüm alın termometrelerinin ilk önce nesne sıcaklık ölçme modunda yapılmaktadır. Bildiğimiz üzere günümüzde üreticiler tarafından piyasaya sürülen alın termometreleri iki modda çalışmalıdır: Nesne sıcaklık modu ve vücut sıcaklık modu. Kullanılan tüm alın termometrelerinde bir ölçüm modundan diğerine geçmek için çok kolay bir yöntem yer almaktadır. Dolayısıyla bu tez kapsamında kullandığımız tüm alın termometreleri ilk önce nesne sıcaklık ölçüm modunda kalibre edilmiştir. Aynı zamanda aynı yüzeye sıcaklığı eş alın termometresinin ölçüm modunu vücut sıcaklık modundan değiştirilerek de ölçümler gerçekleştirilmiştir. Sıcaklık değiştirilerek referans sıcaklık ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Tüm ölçümler sırasında oda sıcaklığı 24 °C ve nem %50’ye set edilmiş. Kontrollü bir laboratuvar ortamında ölçümler yapılmıştır. Ölçümden önce pirometreler laboratuvar sıcaklığında 24 saat bekletilmiştir. 36.6 °C ve 37 °C’deki ölçümlerden gördüğümüz gibi ölçümde kullanılan tüm pirometrelerin çözünürlüğü üreticiler tarafından belirtilen değerler altında doğru sonuç vermiştir. Bu ölçümler sonucu Heitronics ME30 ve HGH DCN kullanılarak alın termometrelerinin yüksek hassasiyetle kalibrasyonlarının yapılabildiği ortaya konulmuştur. Fakat tekrar altını çizmekte yarar vardır. Bu kalibrasyonlar sadece bu termometrelerin obje sıcaklığı modunda gerçekleştirilerek hayata geçirilebilmektedir. Objeye sıcaklığından vücut sıcaklığına geçiş bazı üreticiler tarafından beyan edilmiş bazı üreticiler tarafından beyan edilmemiştir. Genel olarak bu iki ölçüm modu arasında fark obje sıcaklık ölçüm

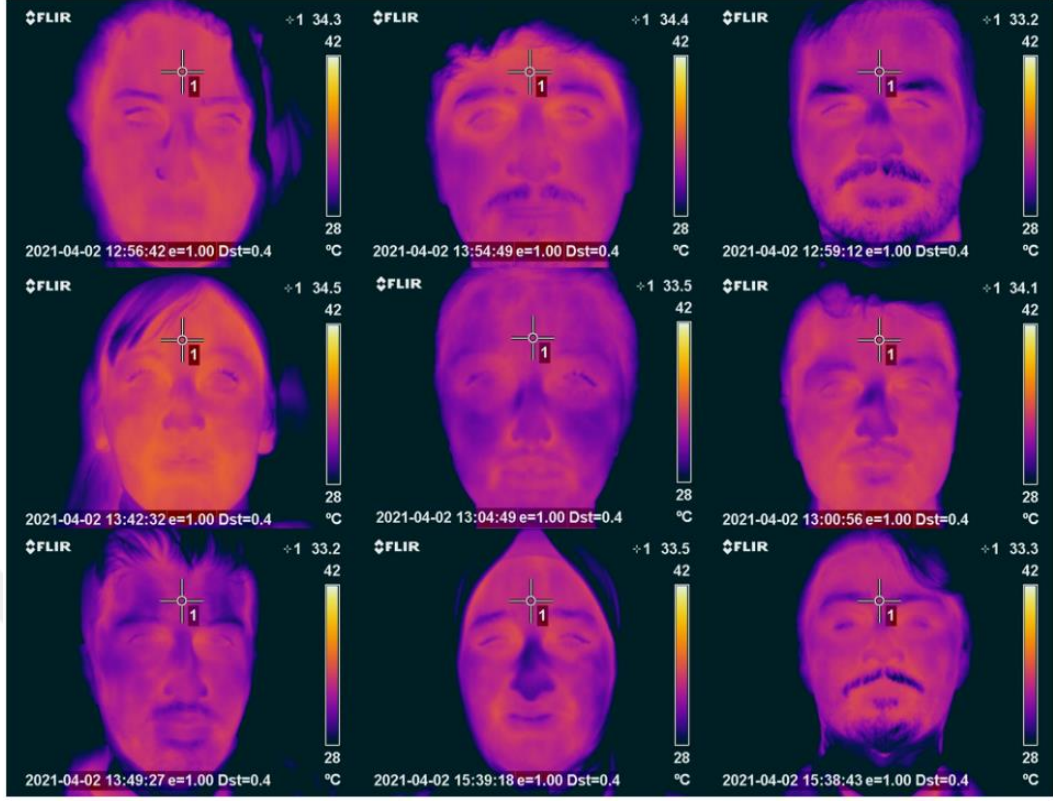
modunda gerçek bir pirometre kalibrasyonu gibi sistem kullanılmaktadır. Bu sonucun üzerine bu alın termometrelerin içerisinde bulunan bir Look Up Table kullanılarak gerçek real dünya ölçümlerinde olan obje sıcaklığının vücut sıcaklığına dönüşmesi için bir tablo kullanılmıştır.

Vücut sıcaklığı ile gerçek obje sıcaklığı arasında geçiş bir tablo üzerinde kurulmaktadır. Bu konuda henüz uluslararası kabul edilmiş bir standart bulunmamaktadır. Ancak üreticiler hastanelerde doktorlarla birlikte bu geçiş tablosunu üretmişlerdir. Her şirketin kendisine özgü bir tablosu vardır. Ancak bildiğimiz gibi özellikle alından ölçülen sıcaklıklarda insan vücudu farklılıklar göstermektedir. Bu farklılıklar özellikle insanın terleme oranına, o alandaki kan damarlarının çapına, onların sıklığına, onların derinin yüzeyine yakın olması ve birtakım başka parametrelere bağlıdır ancak ortalama emisivite değeri çok az değiştiği için ortalama bir değer elde edilmesi mümkündür. Dolayısıyla bu çalışmada ana ağırlıklı bu alın termometrelerinin obje sıcaklık kalibrasyonuna yer verilmiştir. Objeye sıcaklığından vücut sıcaklığına geçiş kısmı tarafımızca incelenmemiştir. Bu konu bu tez kapsamında değildir.

#### **2.4. Alın Termometreleri ile Vücut Sıcaklığı Ölçümü**

Tablo 2.4'te yer alan alın termometreleri kullanılarak laboratuvar çalışanları ve diğer gönüllülerin ateşleri alından ölçülmüştür. Ölçümler sırasında katılımcılar sandalyede oturmuştur. Ölçümler alında aynı referans yüzeyden 2-3 cm mesafeden gerçekleştirilmiştir. Ölçüm sırasında ateşölçerler alının tam ortasına odaklanarak ölçüm gerçekleştirilmiştir. Her bir ölçüm sırasında alının sağ ve sol tarafından da ölçüm alınmıştır. Aynı zamanda her bir gönüllünün kendi izni ile FLIR T1020 model termal kamera ile alın kısmının termogramı elde edilmiştir. Şekil 2.27'de bu termogramlardan birkaçının örneği yer almaktadır. Ölçümler sırasında termal kameranın emisivitesi 0,98'e ayarlanmıştır. Sonuçlardan da görüldüğü gibi tüm alın termometrelerinden elde edilen alın sıcaklıkları derinin alındaki terleme ve diğer durumlara bağlı olarak biraz farklılık göstermektedir.

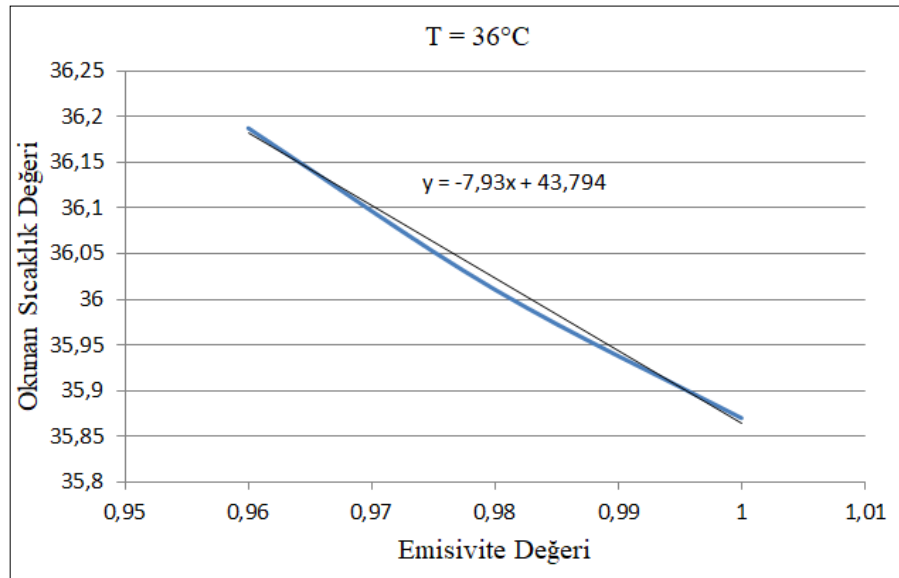




Şekil 2.27. Katılımcılara ait termogram görüntüsü

### 3. BULGULAR VE TARTIŞMA

Bu tez kapsamında incelenen HGH DCN model radyasyon kaynağının ışıma yüzeyinin emisivite ölçümünde Heitronics-ME30 model standart referans siyahcisim, Cole Parmer markalı dijital sıvı banyosu, Ordell marka OR07-AIE04-40-D-EF tip platin direnç termometre, HGH DCN model referans radyasyon kaynağının kontrolcüsü, Lauda marka ECO RE 1050 S model sıvı banyosu, Heitronics KT19 II standart referans pirometre kullanılmıştır. Her iki radyasyon kaynağının 30, 33, 36 ve 40 °C olarak ayrı ayrı dört sıcaklık değerinde referans pirometre ile okuma değerleri gözlenmiştir. Bu sıcaklıklarda ölçümler  $\epsilon=1$ ,  $\epsilon=0,98$  ve  $\epsilon=0,96$  değerlerinde alınmış ve bir sıcaklık değerinde pirometreden emisivite değiştirildiğinde okunan sıcaklık değeri arasındaki farklar hesaplanmıştır. Tablo 3.1’de her iki kaynağın 30, 33, 36 ve 40 °C sıcaklıklarında 1, 0,98 ve 0,96 emisivite değerleri ile ayrı ayrı ölçümlerinin ortalama değerleri verilmiştir. Şekil 3.1’de 36 °C’de ME30 siyahcisminin sıcaklık okumasının emisivite değerlerine göre değişimi ve bu değişime uygun matematiksel ifade gösterilmiştir.

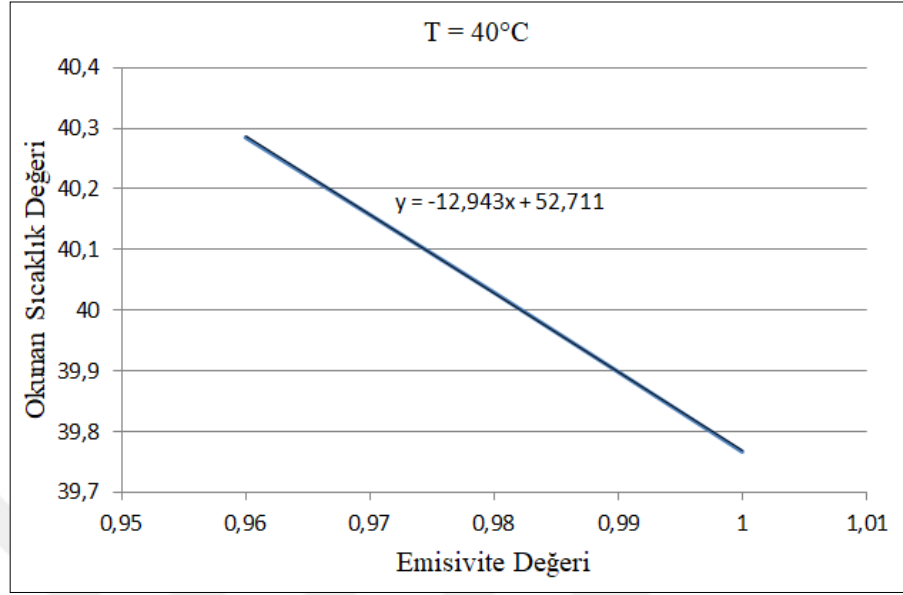


Şekil 3.1. 36 °C Sıcaklığında ME30 Siyahcisminin emisivite değerlerine göre değişen sıcaklık okumaları ve bu değişimin matematiksel ifadesi

Tablo 3.1. Her iki kaynağın 30, 33, 36 ve 40 °C sıcaklıklarında 1, 0,98 ve 0,96 emisivite değerleri ile ayrı ayrı ölçümlerinin ortalama değerleri

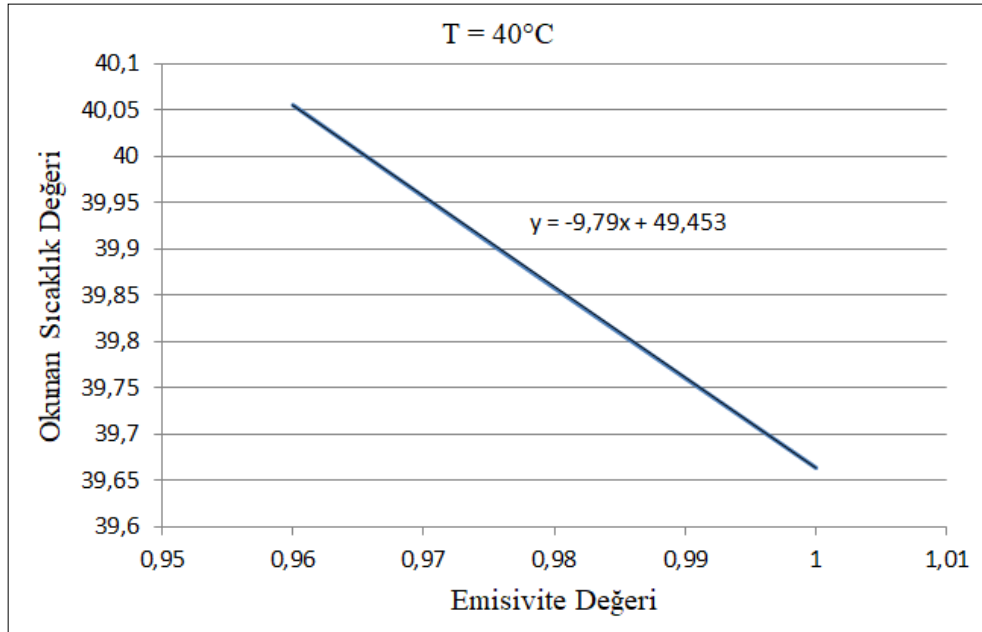
Kaynakların Ayarlanmış Olduğu Sıcaklık (°C)	Emisivite Değeri	Kaynak Tipi	Pirometreden Okunan Sıcaklık Değeri (°C)
30	1	ME30	30,056
		HGH	29,812
	0,98	M 30	30,104
		HGH	29,932
	0,96	ME30	30,161
		HGH	29,964
33	1	ME30	32,881
		HGH	32,614
	0,98	ME30	33,08
		HGH	32,834
	0,96	ME30	33,17
		HGH	32,985
36	1	ME30	35,87
		HGH	35,766
	0,98	ME30	36,011
		HGH	35,932
	0,96	ME30	36,187
		HGH	36,087
40	1	ME30	39,767
		HGH	39,664
	0,98	ME30	40,03
		HGH	39,858
	0,96	ME30	40,285
		HGH	40,055

Şekil 3.2’de 40 °C’de ME30 siyahcisinin sıcaklık okumasının emisivite değerlerine göre değişimi ve bu değişime uygun matematiksel ifade gösterilmiştir.



Şekil 3.2. 40 °C Sıcaklığında ME30 Siyahcisinin emisivite değerlerine göre değişen sıcaklık okumaları ve bu değişimin matematiksel ifadesi

Şekil 3.3’te 36 °C’de HGH radyasyon kaynağının sıcaklık okumasının emisivite değerlerine göre değişimi ve bu değişime uygun matematiksel ifade gösterilmiştir.



Şekil 3.3. 40 °C Sıcaklığında HGH Siyahcisinin emisivite değerlerine göre değişen sıcaklık okumaları ve bu değişimin matematiksel ifadesi

Ardından her iki radyasyon kaynağının aynı sıcaklık değerlerindeki emisivite değişimine bağlı olarak göstermiş oldukları sıcaklık okuma değerlerinin farkları karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma için her iki cihazın dört ayrı sıcaklık değerlerinde emisivite değeri 0,96 olarak ayarlandığında görülen ortalama sıcaklık değerinden 0,98 olarak ayarlandığında görülen ortalama sıcaklık değeri ve 0,98 olarak ayarlandığında görülen ortalama sıcaklık değerinden 1 olarak ayarlandığında görülen ortalama sıcaklık değeri çıkarılmıştır. Tablo 3.2’de her iki cihazın emisivite değişimine bağlı olarak göstermiş olduğu ortalama sıcaklık değişimi karşılaştırması için oluşturulan fark değerleri gösterilmiştir.

Tablo 3.2. ME30 ve HGH model kaynakların emisivite değişimine bağlı olarak ortalama sıcaklık değişimleri

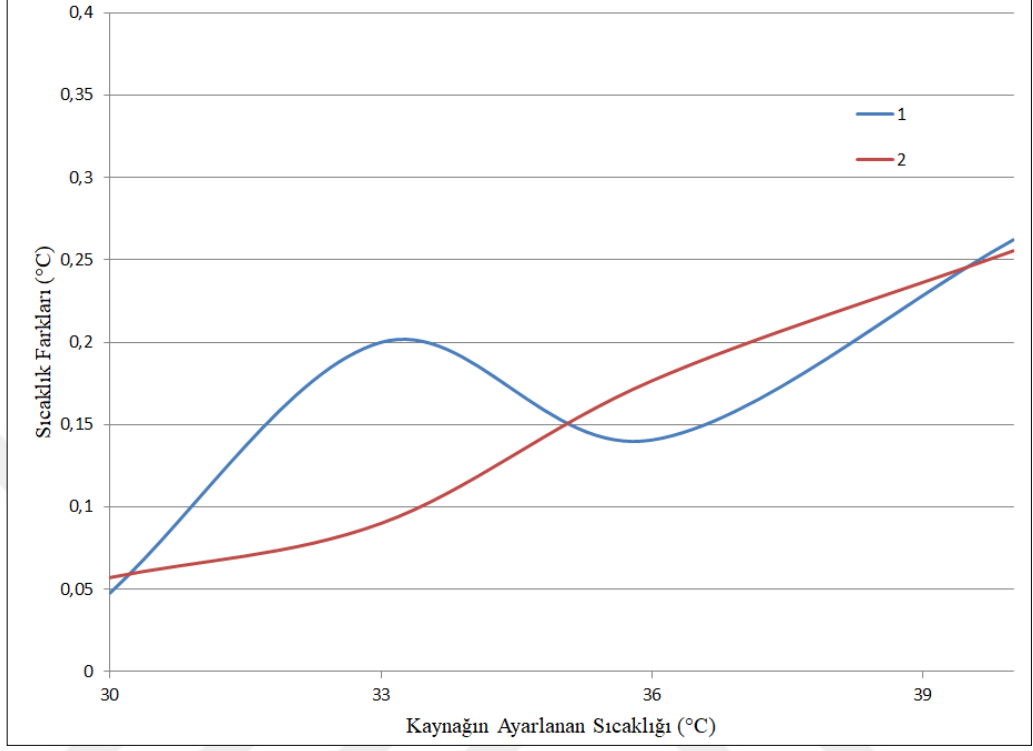
Kaynağın Ayarlandığı Sıcaklık Değeri (°C)	Kaynak Tipi	1	2
30	ME30	0,0477	0,0571
33		0,1999	0,09
36		0,1406	0,1766
40		0,2622	0,2555
30	HGH	0,11987	0,0315
33		0,21973	0,1505
36		0,16575	0,1551
40		0,1941	0,1975

Tablo 3.2’de “1” ile emisivite 0,98 olarak ayarlandığında görülen ortalama sıcaklık değerinden 1 olarak ayarlandığında görülen ortalama sıcaklık değeri farkı gösterilmiştir. “2” ile emisivite 0,96 olarak ayarlandığında görülen ortalama sıcaklık değerinden 0,98 olarak ayarlandığında görülen ortalama sıcaklık değeri farkı gösterilmiştir.

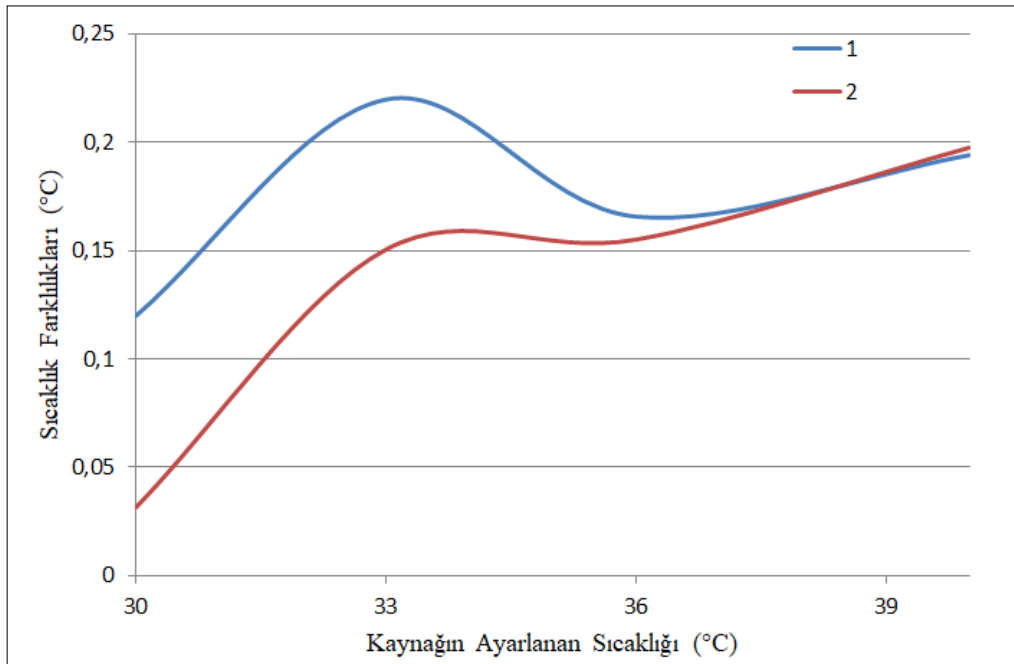
Tablo 3.2’de gösterilen değerler göz önüne alınarak Şekil 3.4’te ME30 kaynağının ve Şekil 3.5’te HGH kaynağının emisivite değişiminde göstermiş olduğu sıcaklık okuma farklılıkları grafik şeklinde gösterilmiştir. Bu grafikte “1” ile belirtilen seri, ( $\epsilon=0,98$  iken okunan sıcaklık)-( $\epsilon=1$  iken okunan sıcaklık) fark değerlerini göstermekte; “2” ile belirtilen seri ( $\epsilon=0,96$  iken okunan sıcaklık)-( $\epsilon=0,98$  iken okunan sıcaklık) fark değerlerini göstermektedir.

Tablo 3.3’te alın termometreleri için 34 °C ile 42 °C aralığında toplam belirsizlik değeri hesaplaması gösterilmiştir. Bu hesaplama için  $t_{ref} + \delta t_{ref} = t_{kal} + \delta t_{emis}$  model

fonksiyonu kullanılmıştır. Bu belirsizlik hesaplaması bölüm 2.2’de gerçekleştirilen işlemler sonucunda yapılmıştır.



Şekil 3.4. Farklı emisivite değerlerinde ME30 kaynağının sıcaklık okuma fark değerleri grafiği



Şekil 3.5. Farklı emisivite değerlerinde HGH kaynağının sıcaklık okuma fark değerleri grafiği

Tablo 3.3’te tahmini  $x_i$  değeri 36,00 olarak alındığında; bileşik belirsizlik  $u_c$  0,6055 ve genişletilmiş belirsizlik  $U_c$  1,2111 olarak bulunmuş ve sonuç olarak alın termometreleri için  $k=2$  iken belirsizlik değeri  $U_c$  1,2 olarak beyan edilmiştir.

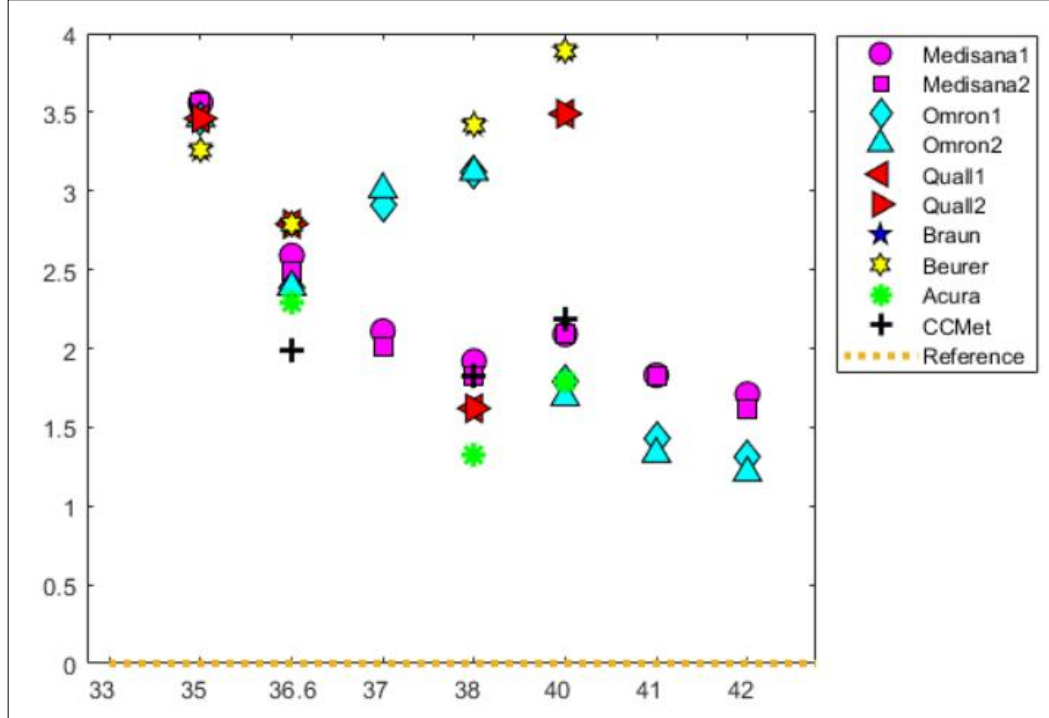
Tablo 3.3. Alın termometrelerinin belirsizlik değerleri

Girdi Büyüklüğü		Belirsizlik Bileşeni				Duyarlılık Katsayısı $c_i$	Belirsizliğe Katkısı $u_i(x_i)$
Sembol	Tanım	Değeri (K)	Olasılık Dağılımı	Çarpan	Standart Belirsizlik $u(x_i)$		
$u_{\text{öref}}$	Kullanılan Referans Termometrenin Sertifika Belirsizlik Değeri	0,5000	Normal	1	0,5000	1,000	0,5000
$u_{\text{öref-kararlılık}}$	Referans Termometre Kararlılığından Gelen Belirsizlik	0,1000	Dikdörtgen	0,5773	0,0577	1,000	0,0577
$u_{\text{öçözünürlük}}$	Alın Termometresinin Göstergesinin Sıcaklık Çözünürlüğünden Kaynaklanan Belirsizlik	0,5000	Dikdörtgen	0,5773	0,2887	1,000	0,2887
$u_{\text{emis}}$	Alın Termometresi Emisivite Belirsizlik Değeri	0,2000	Dikdörtgen	0,5773	0,1155	1,000	0,1155
$u_{\text{SSE}}$	Alın Termometresinin Hedef Büyüklüğü Etkisinden Gelen Belirsizlik	0,1000	Dikdörtgen	0,5773	0,0577	1,000	0,0577
$u_{\text{ötekrarlaabilirlik}}$	Alın Termometresinin Tekrarlanabilir Belirsizliği	0,1000	Normal	1	0,1000	1,000	0,1000
$u_{\text{ötekrar üretilebilirlik}}$	Alın Termometresinin Tekrar Üretilirlik Belirsizliği	0,1000	Dikdörtgen	0,5773	0,0577	1,000	0,0577

Tablo 3.3 göz önüne alındığında bu ölçüm sisteminin maksimum emisivite hatası  $\pm 0,2622$  °C olarak bulunmuştur. Yani sistemde emisivite değeri yanlış belirlense bile oluşacak maksimum hata  $\pm 0,2622$  °C olacaktır. Bu değer uygun görülebilecek belirsizlik seviyesi olan  $\pm 0,5$  °C’nin [103] altında olduğundan bu sistem kurulumu sayesinde deri emisivitesinin ölçümüne ihtiyaç kalmadan alın termometrelerinin kalibrasyonunda kullanılabilir referans radyasyon kaynağı seçimi yapılmıştır. Alın termometrelerinin kalibrasyonu, emisiviteden gelen belirsizliğin yarısı olan  $0,6$ °C ( $k=1$ ) olarak alınarak gerçekleştirilmiştir. Bu belirsizlik değeri de dünya çapında kabul edilmiş belirsizlik değerleri aralığında bulunmaktadır.

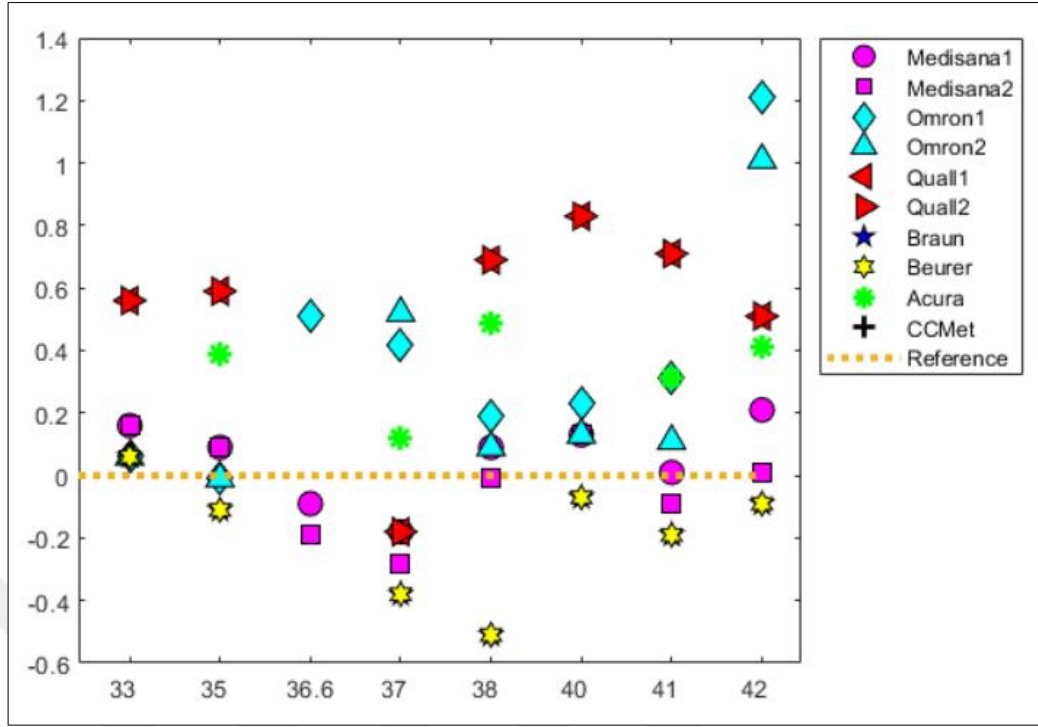
Bu bulgulara göre HGH marka kaynak için emisivite hatası  $\pm 0,2^{\circ}\text{C}$  olarak kabul edildiğinde bu cihazın emisivite ölçüm aralığı 0,96 ile 1 arasındaki bantta yer almaktadır.

Çalışma kapsamında sekiz adet alın termometresinin referans radyasyon kaynakları önünde nesne ve vücut ölçüm modunda  $33^{\circ}\text{C}$  ile  $42^{\circ}\text{C}$  aralığındaki sıcaklıklarda okuma sonuçları gözlenmiş ve karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma için öncelikle ayrı ayrı ölçümü alınan her sıcaklık değeri için, referans radyasyon kaynakların bu sıcaklıklarda kararlı olduğundan emin olunduktan sonra ışınma alanlarına standart referans pirometre yerleştirilerek okuma değeri gözlenmiş ve bu değerler ayarlanan sıcaklıkta referans pirometrenin düzeltme değeriyle toplanmıştır. Oluşan yeni değer bu sıcaklıklar için referans değer olarak alınmıştır. Ardından her sıcaklıkta alın termometrelerinin bu referans değere göre ne miktarda sapma gösterdiği hesaplanmıştır. Şekil 3.6 ve Şekil 3.7’de yüzey tipli referans radyasyon kaynağı ve Şekil 3.8 ve Şekil 3.9’da kavite tipli referans radyasyon kaynağı karşısında alın termometrelerinin vücut ve yüzey ölçüm modlarında her sıcaklık değeri için referans değerden sapma değerleri gösterilmiştir.

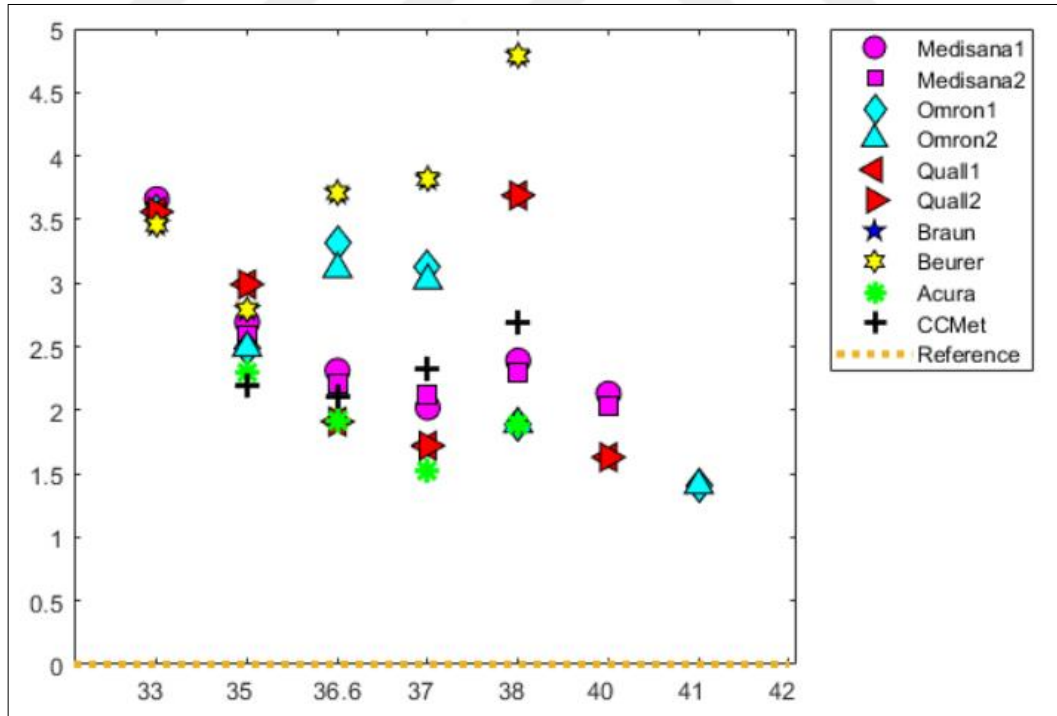


Şekil 3.6. HGH DCN kaynağının sıcaklığının alın termometrelerinin ‘Vücut Modu’ ile ölçüm sonuçlarının referans değerlere göre farklarının dağılımı

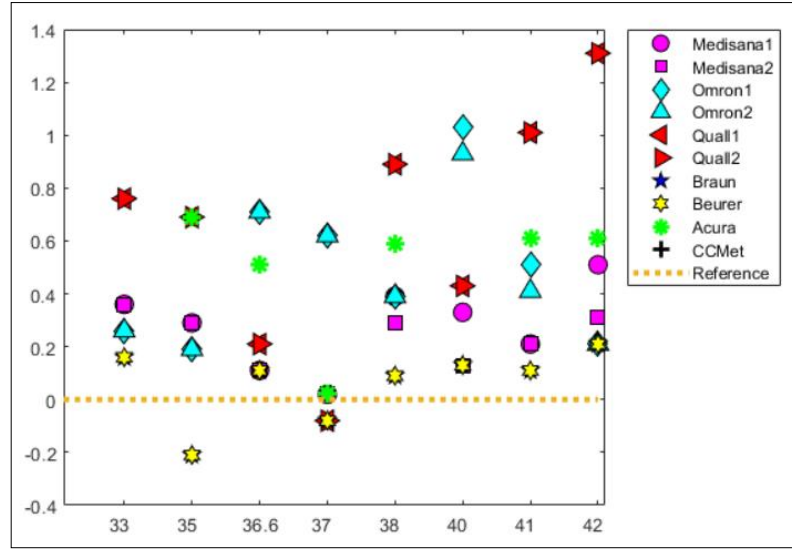




Şekil 3.7. HGH DCN kaynağının sıcaklığının alın termometrelerinin 'Yüzey Modu' ile ölçüm sonuçlarının referans değerlere göre farklarının dağılımı

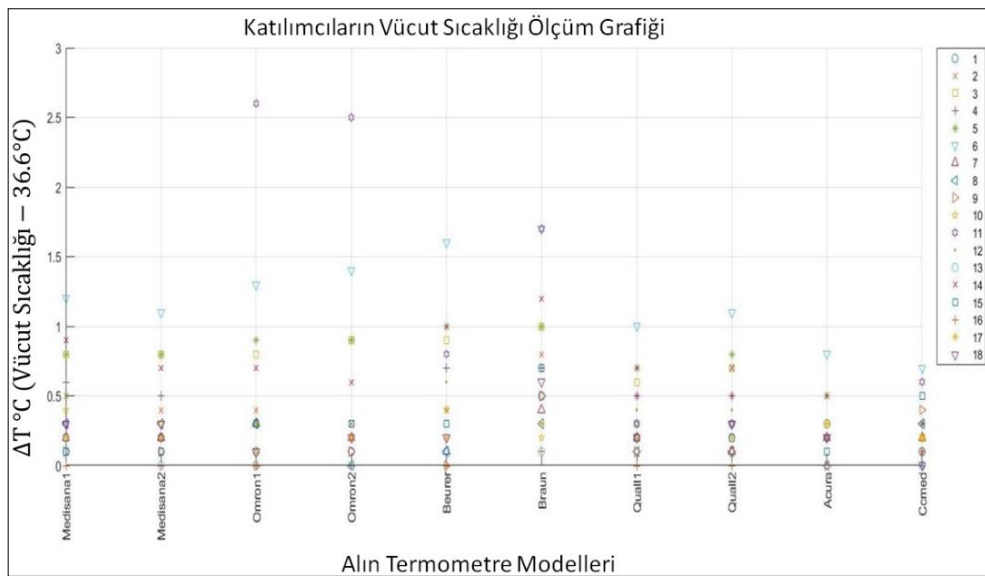


Şekil 3.8. HEITRONICS ME30 kaynağının sıcaklığının alın termometrelerinin 'Vücut Modu' ile ölçüm sonuçlarının referans değerlere göre farklarının dağılımı



Şekil 3.9. HEITRONICS ME30 kaynağının sıcaklığının alın termometrelerinin 'Yüzey Modu' ile ölçüm sonuçlarının referans değerlere göre farklarının dağılımı

Bu çalışmada 18 gönüllü katılımcının vücut sıcaklığı kullanılan sekiz adet alın termometresi ile ayrı ayrı ölçülmüş ve ölçüm sonuçları kaydedilmiştir. Tablo 3.4'te kullanılan alın termometrelerine göre katılımcıların vücut sıcaklığı ölçüm verileri gösterilmiştir. Ardından her bir ölçüm sonucunun ortalama alın derisi sıcaklığı olan 36,6 °C'ye göre farkları alınmıştır. Şekil 3.10'te kullanılan alın termometrelerine göre katılımcıların ölçülen vücut sıcaklığı değerlerinin 36,6 °C'ye göre farklarının dağılım grafiği gösterilmiştir.



Şekil 3.10. Alın termometrelerine göre katılımcıların ölçülen vücut sıcaklığı değerlerinin 36,6 °C'ye göre farklarının dağılım grafiği

Tablo 3.4. Kullanılan alın termometrelerine göre katılımcıların vücut sıcaklığı ölçüm verileri

Kişiler	Kullanılan Alın Termometresi Modelleri									
	Medisana 1	Medisana 2	Omron 1	Omron 2	Beurer	Braun	Quall 1	Quall 2	Acura	CeMed
1	36,8	36,8	36,7	36,7	36,7	37,1	36,8	36,8	36,9	36,5
2	37,1	37	37	36,9	37	37,4	37,1	37,1	36,9	36,7
3	37,4	37,4	37,4	37,5	37,5	37,6	37,2	37,3	36,9	36,8
4	37,2	37,1	36,9	36,8	37,3	37,3	37,1	37,1	37,1	36,6
5	37,4	37,4	37,5	37,5	37,6	37,6	37,3	37,4	37,1	36,9
6	37,8	37,7	37,9	38	38,2	38,3	37,6	37,7	37,4	37,3
7	36,8	36,8	36,9	36,8	36,7	37	36,8	36,7	36,8	36,4
8	36,9	36,9	36,9	36,6	36,5	36,3	36,5	36,7	36,6	36,3
9	36,7	36,7	36,6	36,7	36,6	36,1	36,7	36,7	36,6	36,2
10	37	36,9	36,9	36,8	37	36,8	36,9	36,9	36,8	36,7
11	36,3	36,4	34	34,1	35,8	34,9	36,3	36,3	36,4	36
12	37,1	37,1	36,9	36,9	37,2	36,9	37	37	36,9	36,6
13	36,5	36,6	36,6	36,6	36,7	36,7	36,9	36,9	36,8	36,6
14	37,5	37,3	37,3	37,2	37,6	37,8	37,3	37,3	37,1	36,9
15	36,5	36,5	36,3	36,3	36,3	35,9	36,4	36,4	36,5	36,1
16	36,6	36,6	36,6	36,6	36,6	36,5	36,6	36,6	36,8	36,5
17	36,8	36,8	36,7	36,8	36,8	36,9	36,8	36,8	36,9	36,8
18	36,9	36,9	36,7	36,8	36,8	37,2	36,8	36,9	36,8	36,6

#### 4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Yüzey tipli referans radyasyon kaynağı (HGH DCN) ile kavite tipli Heitronics ME30 standart referans siyahcismmin aktif ışımaya alanları referans termometre Heitronics KT19 II ile taranmıştır. Aynı zamanda T1020 model FLIR yüksek hassasiyetli, kararlılık ve çözünürlüklü termal kamera ile de aktif ışımaya alanının sıcaklık dağılımı gözlenmiştir. Şekil 2.19’ da HGH DCN kaynağının sıcaklık dağılımının  $0,04\text{ }^{\circ}\text{C}$ ’nin altında olduğu verilmiştir. Her iki kaynağın yüksek doğrulukla alın termometrelerinin kalibrasyonunda kullanılabileceği sonucuna varılmıştır.

“Referans Radyasyon Kaynağının Emisivite Tayini” Bölüm 2.2’ de anlatılmıştır. Her iki radyasyon kaynağının  $30\text{ }^{\circ}\text{C}$ - $40\text{ }^{\circ}\text{C}$  aralığında dört sıcaklık değerinde Heitronics KT19 II ile okunma değerleri gözlenmiştir. Bu ölçümler her sıcaklık değeri için kaynaklar kararlı duruma geldiğinde ayrı ayrı üç emisivite değerinde alınmıştır. Tablo 3.2 kaynakların her ikisi için belirtilen sıcaklık değerlerinde pirometreden ayarlanan emisivite değeri değişimi durumlarında sıcaklık okumalarının ne miktarda değiştiğini vermektedir. Emisivitenin yanlış belirlenmesine bağlı oluşabilecek maksimum hata  $\pm 0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$  olarak kaydedilmiştir. Alın termometrelerinin kalibrasyonu için günümüzde uluslararası metroloji standardı olarak kabul edilmiş belirsizlik değeri  $k=2$  iken  $0,6^{\circ}\text{C}$ ’dir. Bu çalışma sonucunda HGH markalı kaynaktan elde edilen emisivite kaynaklı belirsizlik bileşeni değeri  $\pm 0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$ , ölçüm belirsizlik bütçesine eklendiğinde, standart toplam kalibrasyon belirsizliği  $\pm 0,3\text{ }^{\circ}\text{C}$ ’yi geçmemektedir. Bu sayede HGH DCN markalı radyasyon kaynağının ITS90’a uygun kalibrasyon kaynağı olarak kullanılabileceği kanıtlanmıştır.

Tablo 2.4’ te özellikleri verilen 10 adet alın termometresinin (farklı üreticilere ve farklı çalışma prensibine sahip) HGH marka yüzey tipli kaynak ve ME30 model kavite tipli kaynak kullanılarak kontrollü bir laboratuvar ortamında  $33\text{ }^{\circ}\text{C}$  ile  $42\text{ }^{\circ}\text{C}$  aralığında 8 sıcaklık değerinde kalibrasyon işlemleri gerçekleştirilmiştir. “Alın Termometrelerinin Kalibrasyonları” Bölüm 2.3’ te anlatılmıştır. İşlemler sırasında radyasyon kaynaklarının her sıcaklık değerinde ayrı ayrı kararlılık durumları kontrol edilmiş ve

her ölçümden önce referans pirometre yardımıyla referans ölçüm değeri kaydedilmiştir. Ardından her alın termometresi odak uzaklığına dikkat edilerek radyasyon kaynaklarının aktif ışınım yüzeylerine karşı uygun şekilde konumlandırılmış ve ölçüm sonuçları kaydedilmiştir. 36,6 °C ile 37 °C sıcaklıklarında alınan ölçümlerde kullanılan tüm alın termometrelerinin çözünürlüğünün üreticiler tarafından belirtilen değerler altında doğru sonuç verdiği gözlenmiş ve bu sayede ME30 model ve HGH marka kaynak kullanılarak alın termometrelerinin yüksek hassasiyetle kalibrasyonlarının yapılabileceği bilgisinin sağlanması yapılmıştır.

Son olarak Tablo 2.4' te özellikleri verilen 10 adet alın termometresi kullanılarak 18 gönüllü katılımcının vücut sıcaklıkları alın bölgesinden ölçülmüş ve Tablo 3.4' te verilen ölçüm sonuçlarının 36,6 °C' ye farkları Şekil 3.10' da verildiği gibi kaydedilmiştir. Ardından her gönüllünün izni ile FLIR T1020 model termal kamera kullanılarak alın bölgelerinin termogramı alınmıştır. Elde edilen farklar ve Şekil 2.27' de örnekleri gösterilen alın bölgesi termogramları ile yapılan karşılaştırmaya göre alın termometreleri ile alınan ölçümlerin doğru sonuç verdiği ancak derideki terleme ve diğer durumlara bağlı olarak farklılık gösterdiği gözlenmiştir.

Bu tez çalışması sonucunda elde edilmiş olan bulgular kullanılarak TÜRKAK kapsamında “Kulak ve Alın Termometrelerinin İzlenebilir Kalibrasyon Rehberi”, UME Endüstriyel Hizmetler kapsamında “Kulak Termometreleri İzlenebilir Kalibrasyonlarının Talimatı” ve “Alın Termometreleri İzlenebilir Kalibrasyonlarının Talimatı”, “Kulak ve Alın Termometrelerinin Karşılaştırmalı Kalibrasyonu Belirsizlik Bütçesi Formu” ve “Kulak ve Alın Termometrelerinin Karşılaştırmalı Kalibrasyonu Eğitim Dokümanı” hazırlamıştır. Ayrıca TÜRKAK kapsamındaki 2.cil seviye kalibrasyon laboratuvarları için ölçüm talimatları UME-Termodinamik Metroloji Laboratuvarı tarafından hazırlanmıştır. Tez kapsamında kurulan, karakterize edilen, validasyonu yapılan ve kalibre edilen bu düzenek sayesinde ister ulusal ister uluslararası seviyede alın termometrelerinin kalibrasyonu TÜBİTAK-UME Termodinamik Metroloji Laboratuvarı' da gerçekleştirilebilir.

## KAYNAKLAR

- [1] [https://en.wikipedia.org/wiki/Black\\_body](https://en.wikipedia.org/wiki/Black_body) (Ziyaret tarihi: 21 Mayıs 2021).
- [2] Kirchoff G., On the relation between the radiating and absorbing powers of different bodies for light and heat, *Philosophical Magazine Series 4*, 2016, **5982**, 1–21.
- [3] Adibekyan A., High-accuracy Spectral Emissivity Measurement for Industrial and Remote Sensing Applications, Doktora Tezi, Bergische Universität, Von Der Fakultät Mathematik und Naturwissenschaften Fachgruppe Physik, 2016.
- [4] <https://physics.nist.gov/cgi-bin/cuu/Value?bwien> (Ziyaret tarihi: 15 Mayıs 2021).
- [5] [https://en.wikipedia.org/wiki/Wien%27s\\_displacement\\_law](https://en.wikipedia.org/wiki/Wien%27s_displacement_law) (Ziyaret tarihi: 14 Mayıs 2021).
- [6] Honner M., Honnerová P., Survey of emissivity measurement by radiometric methods, *Appl. Opt.*, DOI: 10.1364/ao.54.000669.
- [7] <http://www.ptep-online.com/2009/PP-19-01.PDF> (Ziyaret tarihi: 10 Mayıs 2021).
- [8] Hanssen L.M., Snail K.A., Integrating Spheres for Mid- and Near-Infrared Reflection Spectroscopy, *Handb. Vib. Spectrosc.*, DOI: 10.1002/0470027320.s2405.
- [9] Hanssen L.M., Mekhontsev S.N., Zeng J., Prokhorov A.V., Evaluation of blackbody cavity emissivity in the infrared using total integrated scatter measurements, *Int. J. Thermophys.*, 2008, **29**(1), 352–369.
- [10] Hanssen L.M., Cagran C.P., Prokhorov A.V., Mekhontsev S.N., Khromchenko V.B., Use of a high-temperature integrating sphere reflectometer for surface-temperature measurements, *Int. J. Thermophys.*, 2007, **28**(2), 566–580.
- [11] Hameury J., Hay B., Filtz J.R., Measurement of infrared spectral directional hemispherical reflectance and emissivity at BNM-LNE, *Int. J. Thermophys.*, 2005, **26**(6), 1973–1983.
- [12] Hsieh C.K., Su K.C., Thermal radiative properties of glass from 0.32 to 206  $\mu\text{m}$ , *Sol. Energy*, 1979, **22**(1), 37–43.
- [13] Beens W.W., Sikkens M., Verster J.L., An emissometer with high accuracy for determination of the total hemispherical emittance of surfaces, *J. Phys. E.*, 1980, **13**(8), 873–876.

- [14] Hameury J., Hay B., Filtz J.R., Measurement of total hemispherical emissivity using a calorimetric technique, *Int. J. Thermophys.*, 2007, **28**(5), 1607–1620.
- [15] Ballico M.J., Jones T.P., Novel Experimental Technique for Measuring High-Temperature Spectral Emissivities, *Appl. Spectrosc.*, 1995, **49**(3), 335–340.
- [16] Ishii J., Ono A., Uncertainty estimation for emissivity measurements near room temperature with a fourier transform spectrometer, *Meas. Sci. Technol.*, 2001, **12**(12), 2103–2112.
- [17] Dai J., Wang X., Yuan G., Fourier transform spectrometer for spectral emissivity measurement in the temperature range between 60 and 1500°C, *J. Phys. Conf. Ser.*, 2005, **13**(1), 63–66.
- [18] Del Campo L., Pérez-Sáez R.B., Esquisabel X., Fernández I., Tello M.J., New experimental device for infrared spectral directional emissivity measurements in a controlled environment, *Rev. Sci. Instrum.*, DOI: 10.1063/1.2393157.
- [19] Hay B., New facilities for the measurements of high-temperature thermophysical properties at LNE, *Int. J. Thermophys.*, 2014, **35**(9–10), 1712–1724.
- [20] Koirala L.R., FTIR-Spectroscopic Measurement of Directional Spectral Emissivities of Microstructured Surfaces, Doktora Tezi, Schmidt University, Department of Mechanical Engineering, Hamburg, 2004.
- [21] Cagran C.P., Hanssen L.M., Noorma M., Gura A.V., Mekhontsev S.N., Temperature-resolved infrared spectral emissivity of SiC and Pt-10Rh for temperatures up to 900°C, *Int. J. Thermophys.*, 2007, **28**(2), 581–597.
- [22] Alaruri S.D., Emissivity measurements for YSZ thermal barrier coating at high temperatures using a 1.6- $\mu\text{m}$  single-wavelength pyrometer, *Opt. Eng.*, 1998, **37**(2), 683.
- [23] Manara J., Arduini-Schuster M., Keller M., Infrared-optical characteristics of ceramics at elevated temperatures, *Infrared Phys. Technol.*, 2011, **54**(5), 395–402.
- [24] Pantinakis A., Kortsalioudakis N., A simple high-sensitivity radiometer in the infrared for measurements of the directional total emissivity of opaque materials at near-ambient temperatures, *Int. J. Thermophys.*, 2001, **22**(6), 1843–1854.
- [25] Siroux M., Matteï S., A new calorimetric periodic technique for emissivity measurements of opaque materials at room temperature, *Rev. Gen. Therm.*, 1998, **37**(2), 103–110.
- [26] Neuer G., Jaroma-Weiland G., Spectral and total emissivity of high-temperature materials, *Int. J. Thermophys.*, 1998, **19**(3), 917–929.

- [27] Iuchi T., Furukawa T., Some considerations for a method that simultaneously measures the temperature and emissivity of a metal in a high temperature furnace, *Rev. Sci. Instrum.*, 2004, **75**(12), 5326–5332.
- [28] Da Wen C., Mudawar I., Emissivity characteristics of polished aluminum alloy surfaces and assessment of multispectral radiation thermometry (MRT) emissivity models, *Int. J. Heat Mass Transf.*, 2005, **48**(7), 1316–1329.
- [29] Brandt R., Bird C., Neuer G., Emissivity reference paints for high temperature applications, *Meas. J. Int. Meas. Confed.*, 2008, **41**(7), 731–736.
- [30] Thomas L.K., An apparatus for the measurement of the normal and off-normal spectral emissivity of incandescent materials, *Journal of Physics E.*, 1968, **1**(2), 1–7.
- [31] Dvurechensky A.V., Petrov V.A., Yu Reznik V., Spectral emissivity and absorption coefficient of silica glass at extremely high temperatures in the semitransparent region, *Infrared Phys.*, 1979, **19**(3–4), 465–469.
- [32] Chabal Y.J., Surface infrared spectroscopy, *Surf. Sci. Rep.*, 1988, **8**(5–7), 211–357.
- [33] Döhlemann C., Infrarotspektroskopie von alten Harnsteinen aus den Votivgaben der Wallfahrtskirche Grafrath, *Urol. - Ausgabe A*, 2011, **50**(4), 466–476.
- [34] Domanchin J. L., Gilchrist J. R., Size and spectrum, *Photonics Spectra*, 2001, **35**(7), 112–118.
- [35] Vitkovskii V. V., Gorshenev V. V., Potapov Y. F., Measurement of spectral directional emissivity of materials and coatings in the infrared region of spectrum, *Therm. Eng.*, 2009, **56**(3), 245–248.
- [36] Rozenbaum O., De Sousa Meneses D., Auger Y., Chermanne S., Echegut P., A spectroscopic method to measure the spectral emissivity of semi-transparent materials up to high temperature, *Rev. Sci. Instrum.*, 1999, **70**(10), 4020–4025.
- [37] Labuhn D., Kabelac S., The spectral directional emissivity of photovoltaic surfaces, *Int. J. Thermophys.*, 2001, **22**(5), 1577–1592.
- [38] Monte C., Gutschwager B., Morozova S. P., Radiation thermometry and emissivity measurements under vacuum at the PTB, *Int. J. Thermophys.*, 2009, **30**(1), 203–219.
- [39] Kobayashi M., Otsuki M., Sakate H., Sakuma F., Ono A., System for measuring the spectral distribution of normal emissivity of metals with direct current heating, *Int. J. Thermophys.*, 1999, **20**(1), 289–298.
- [40] Furukawa T., Iuchi T., Experimental apparatus for radiometric emissivity measurements of metals, *Rev. Sci. Instrum.*, 2000, **71**(7), 2843–2847.



- [41] Lim G., Kar A., Radiative properties of thermal barrier coatings at high temperatures, *J. Phys. D. Appl. Phys.*, DOI: 10.1088/0022-3727/42/15/155412.
- [42] Huang Z., Zhou W., Tang X., Zhu D., Luo F., Effects of substrate roughness on infrared-emissivity characteristics of Au films deposited on Ni alloy, *Thin Solid Films*, 2011, **519**(10), 3100–3106.
- [43] Wang Z., Dai J., He X., Yang C., Cui X., Measurement system for FT-IR infrared spectral emissivity of solid surface at ultra-high temperature, *5th Int. Symp. Adv. Opt. Manuf. Test. Technol. Opt. Test Meas. Technol. Equip.*, 2010, **7656**(76563Q).
- [44] Ishii J., A Fourier-Transform Spectrometer for Accurate Thermometric Applications at Low Temperatures, *American Institute of Physics.*, 2003, **705**(2003), 705–710.
- [45] Meng S., Chen H., Hu J., Wang Z., Radiative properties characterization of ZrB<sub>2</sub>-SiC-based ultrahigh temperature ceramic at high temperature, *Mater. Des.*, 2011, **32**(1), 377–381.
- [46] Demange D., Bejet M., Dufour B., New Methods for Measuring the Thermal Emissivity of Semi-transparent and Opaque Materials, DOI: 10.21611/qirt.2006.087.
- [47] Sova R.M., Linevsky M. J., Thomas M. E., Mark F. F., High-temperature infrared properties of sapphire, AlON, fused silica, yttria, and spinel, *Infrared Phys. Technol.*, 1998, **39**(4), 251–261.
- [48] Feng G., Wang Y., Li Y., Zhu J., Zhao L., Greatly enhanced infrared normal spectral emissivity of microstructured silicon using a femtosecond laser, *Mater. Lett.*, 2011, **65**(8), 1238–1240.
- [49] Tazawa M., Xu G., Tanemura S., Spectral selective radiating materials for direct radiative heating, *Sol. Energy Mater. Sol. Cells*, 2004, **84**(1–4), 459–466.
- [50] Monte C., Hollandt J., The determination of the uncertainties of spectral emissivity measurements in air at the PTB, *Metrologia*, DOI: 10.1088/0026-1394/47/2/S14.
- [51] Postlethwait M. A., Sikka K. K., Modest M. F., High-temperature, normal spectral emittance of silicon carbide based materials, *AIAA 28th Thermophys. Conf. 1993*, DOI: 10.2514/6.1993-2759.
- [52] Clausen S., Morgenstjerne A., Rathmann O., Measurement of surface temperature and emissivity by a multitemperature method for Fourier-transform infrared spectrometers, *Appl. Opt.*, 1996, **35**(28), 5683.
- [53] Takeuti D. F., Timans P. J., Ahmed H., Emissivity of B-implanted and annealed silicon, *Appl. Phys. Lett.*, 1995, **67**(1995), 2206.

- [54] Markham J. R., Bench top Fourier transform infrared based instrument for simultaneously measuring surface spectral emittance and temperature, *Rev. Sci. Instrum.*, 1993, **64**(9), 2515–2522.
- [55] Monte C., Hollandt J., The measurement of directional spectral emissivity in the temperature range from 80 °C to 500 °C at the Physikalisch-Technische Bundesanstalt, *High Temp. - High Press.*, 2010, **39**(2), 151–164.
- [56] Hernandez D., Sans J. L., Netchaieff A., Ridoux P., Le Sant V., Experimental validation of a pyroreflectometric method to determine the true temperature on opaque surface without hampering reflections, *Meas. J. Int. Meas. Confed.*, 2009, **42**(6), 836–843.
- [57] Krenek S., Anhalt K., Lindemann A., Monte C., Hollandt J., Hartmann J., A study on the feasibility of measuring the emissivity with the laser-flash method, *Int. J. Thermophys.*, 2010, **31**(4–5), 998–1010.
- [58] Rousseau B., Brun J. F., De Sousa Meneses D., Echegut P., Temperature measurement: Christiansen wavelength and blackbody reference, *Int. J. Thermophys.*, 2005, **26**(4), 1277–1286.
- [59] González-Fernández L., Del Campo L., Pérez-Sáez R. B., Tello M. J., Normal spectral emittance of Inconel 718 aeronautical alloy coated with yttria stabilized zirconia films, *J. Alloys Compd.*, 2012, **513**, 101–106.
- [60] Rogalski A., Infrared detectors: Status and trends, *Prog. Quantum Electron.*, 2003, **27**(2–3), 59–210.
- [61] Rogalski A., Infrared detectors: An overview, *Infrared Phys. Technol.*, 2002, **43**(3–59), 187–210.
- [62] González-Fernández L., Pérez-Sáez R. B., Del Campo L., Tello M. J., Analysis of calibration methods for direct emissivity measurements, *Appl. Opt.*, 2010, **49**(14), 2728–2735.
- [63] Lindermeir E., Haschberger P., Tank V., Dietl H., Calibration of a Fourier transform spectrometer using three blackbody sources, *Appl. Opt.*, 1992, **31**(22), 4527.
- [64] Pérez-Sáez R. B., Del Campo L., Tello M. J., Analysis of the accuracy of methods for the direct measurement of emissivity, *Int. J. Thermophys.*, 2008, **29**(3), 1141–1155.
- [65] Dufour P. C., Rowell N. L., Steele A. G., Fourier-transform radiation thermometry: measurements and uncertainties, *Appl. Opt.*, 1998, **37**(25), 5923.
- [66] Del Campo L., Emissivity measurements on aeronautical alloys, *J. Alloys Compd.*, 2010, **489**(2), 482–487.

- [67] González-Fernández L., Risueño E., Pérez-Sáez R. B., Tello M. J., Infrared normal spectral emissivity of Ti-6Al-4V alloy in the 500-1150 K temperature range, *J. Alloys Compd.*, 2012, **541**, 144–149.
- [68] Aldrich L. B., The Melikeron-An Approximately Blackbody Pyranometer, *Smithsonian Miscellaneous Collections.*, **72**(13), 1922.
- [69] Aldrich L. B., Smithsonian Miscellaneous Collections, *Nature*, 1924, **114**(2855), 85–85.
- [70] Glatzel H., Die Grundstoffe der Nahrung, In *Ernährung*, 1962, 1–445.
- [71] Hardy J. D., The Radiation of Heat From the Human Body, *J. Clin. Invest.*, 1934, **13**(4), 593–604.
- [72] Buttner K., Über die Warmestrahling und die Reflexionseigenschaften der menschlichen Haut, *Strahlentherapie*, 1937, **58**, 345–360.
- [73] John A. J., John H., Wayne M., James M., Spectral Reflectance of Human Skin in the Region 0,7-2,6  $\mu\text{m}$ , American Physiological Society, 1995, **8**, 7–9.
- [74] Buchmüller K., Über die ultrarote Emission, Reflexion und Durchlässigkeit der lebenden menschlichen Haut im Spektralbereich  $\lambda \approx 3\text{--}15 \mu\text{m}$ , *Pflugers Arch. Gesamte Physiol. Menschen Tiere*, 1961, **272**(4), 360–371.
- [75] Mitchell D., Wyndham C. H., Hodgson T., Nabarro F. R. N., Measurement of the total normal emissivity of skin without the need for measuring skin temperature, *Phys. Med. Biol.*, 1967, **12**(3), 359–366.
- [76] Hromadka, T. V., Guymon, G. L., Pardo, G. C., Nodal domain integration model of unsaturated two-dimensional soil-water flow: Development. *Water Resources Research*, 1981, **17**(5), 1425-1430.
- [77] K. L. W. K.D.Patil, Spectral Study of Human Radiation, *Non-ionizing Radiat.*, 1969, **1**, 39–44.
- [78] Steketee J., Spectral emissivity of skin and pericardium, Physics in Medicine and Biology, *Phys. Med. Biol.*, 1973, **18**(5), 686–694.
- [79] Togawa T, Skin emissivity measurement using unsteady state immediately after removed a zero-heat-flow thermometer probe, *14th ICMBE and 7th ICMP Espoo*, 1985, 1016–7.
- [80] Boylan A., Martin C. J., Gardner G. G., Infrared emissivity of burn wounds, *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, 1992, **13**(2), 125–127.
- [81] Tawfik M. M., *Understanding Fever and Body Temperature: A Cross-Disciplinary Approach to Clinical Practice*, Springer Nature, 2020.

- [82] Kiekkas P., Brokalaki H., Manolis E., Askotiri P., Karga M., Baltopoulos G. I., Fever and standard monitoring parameters of ICU patients: A descriptive study, *Intensive Crit. Care Nurs.*, 2007, **23**(5), 281–288.
- [83] Asgar Y. M., Pour H., Vücut Sıcaklığındaki Yükselmenin ( Ateşin ) Hemodinamik Parametrelere Etkisi, *Maltepe Üniversitesi Hemşirelik Bilim ve Sanatı Derg.*, 2010, **3**(3), 73–78.
- [84] Simpson R., Machin G., Infrared Ear Thermometry - traceability and calibration at the National Physical Laboratory, 2015, 10.
- [85] McEvoy H. C., Simpson R., Machin G., New blackbody standard for the evaluation and calibration of tympanic ear thermometers at the NPL, United Kingdom, *Thermosense XXVI*, 2004, **5405**(54).
- [86] Simpson R., Machin G., McEvoy H., Rusby R., Traceability and calibration in temperature measurement: A clinical necessity, *J. Med. Eng. Technol.*, 2006, **30**(4), 212–217.
- [87] Benzinger M., Tympanic Thermometry in Surgery and Anesthesia, *JAMA J. Am. Med. Assoc.*, 1969, **209**(8), 1207–1211.
- [88] <https://www.slideshare.net/xharmaine116/vs-body-temperature-thermometer-thermoreceptors> (Ziyaret tarihi: 10 Mayıs 2021).
- [89] Khorshid L., Er İ. E. Ş., Zaybak A., Yapucu Ü., Sağlıklı Erişkin Bireylerin Beden Sıcaklığının Ölçümünde Civalı, Timpanik ve Tek Kullanımlık Termometrelerin Karşılaştırılması, 2004, **8**(1), 25–29.
- [90] Pompei M., Temperature Assessment via the Temporal Artery : Validation of a New Method Arterial Heat Balance Thermometry at an Exposed Skin Site : Accuracy , Comfort , and Convenience for Patient and Clinician, *Exergen Corporation*, 1999, **9**(26), 1-40.
- [91] Kistemaker J., Den Hartog E., Daanen H., Reliability of an infrared forehead skin thermometer for core temperature measurements, *J. Med. Eng. Technol.*, 2006, **30**(4), 252–261.
- [92] <https://docplayer.biz.tr/53188860-Dolasim-sistemi-ogr-gor-nurhan-bingol.html> (Ziyaret Tarihi: 5 Mayıs 2021).
- [93] Ed. W. H., *Thermography and its clinical applications*, New York Academy of Sciences, New York, 1964.
- [94] Ring E. F. J., Ammer K., Infrared thermal imaging in medicine, *Physiol. Meas.*, 2012, **33**(3), 33
- [95] ISO/TC 121/SC 3, Medical Electrical Equipment-Part 2-56: Particular Requirements For Basic Safety and Essential Performance of Clinical Thermometers for Body Temperature Measurement, *International Organization for Standardization*, Geneva, 2017

- [96] Pascoe D. D., Ring E. F., Mercer J. B., Snell J., Osborn D., Hedley-Whyte J., International standards for pandemic screening using infrared thermography, *Med. Imaging 2010 Biomed. Appl. Mol. Struct. Funct. Imaging*, 2010, **7626**(3), 76261Z.
- [97] <https://www.electrical4u.com/thermopile/> (Ziyaret tarihi: 20 Mayıs 2021).
- [98] <https://en.wikipedia.org/wiki/Thermopile> (Ziyaret tarihi: 2 Mayıs 2021).
- [99] Preston-Thomas H., The International Temperature Scale of 1990 (ITS-90), *Metrologia*, 1990, **27**, 3-10.
- [100] ISO/TC 121/SC 3, ISO/IEC Competence of Testing and Calibration, *International Organization for Standardization*, Geneva, 2017
- [101] Çelik B., Yeryüzü Sıcaklıklarının Uzaktan Algılama Tekniği ile Belirlenmesi: Tek-Kanal Yöntemleri, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2013, 335869.
- [102] <https://www.heitronics.com/en/produkt/blackbody-calibration-sources/me30/> (Ziyaret tarihi: 15 Nisan 2021).
- [103] Pušnik I., Drnovšek J., Infrared ear thermometers - Parameters influencing their reading and accuracy, *Physiol. Meas.*, 2005, **26**(6), 1075–1084.

## KİŞİSEL YAYINLAR VE ESERLER

- [1] **Can, M.**, Kişioğlu, Y., Nasibli, H., Reference Sources For Calibration of Forehead Thermometers, *ICENS 7th International Conference on Engineering and Natural Science*, Bosnia and Herzegovina, 23-27 Haziran 2021.



## ÖZGEÇMİŞ

İlk, orta ve lise öğrenimini derece ile Kırklareli’de tamamladı. 2015 yılında girdiği Kocaeli Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Biyomedikal Mühendisliği bölümünden fakülte ikincisi olarak 2019 yılında mezun oldu. Kocaeli Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Medel Tıp Medikal ve Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi DEKART Protein Araştırmaları Birimi’nde kısa dönem stajlarını tamamladı. TÜBİTAK MAM Gen Mühendisliği ve Biyoteknoloji Enstitüsü Moleküler Onkoloji Laboratuvarı’nda uzun dönem stajını tamamladı. 2019-2021 yılları arasında, Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans öğrenimini tamamladı. 2020-2021 yılları arasında TÜBİTAK-BİDEB STAR Programı kapsamında TÜBİTAK UME Termodinamik Metroloji Laboratuvarı’nda Dr. Hümbet NASİBLİ’nin yürütücüsü olduğu “Pandemik Hastalıkların Tespitine Yönelik Termal ve Optik Tabanlı Sistemlerin Geliştirilmesi” başlıklı projede 1 yıl lisansüstü Bursiyeri olarak görev aldı.