

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**KIZILÖTESİ TERMAL GÖRÜNTÜLEME İLE PERİFERİK VASKÜLER
YAPILARIN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Yakup İRİM

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

TEMMUZ 2021

ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



**KIZILÖTESİ TERMAL GÖRÜNTÜLEME İLE PERİFERİK VASKÜLER
YAPILARIN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Yakup İRİM

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

TEMMUZ 2021

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KIZILÖTESİ TERMAL GÖRÜNTÜLEME İLE PERİFERİK VASKÜLER
YAPILARIN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Yakup İRİM
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Bu tez TUBİTAK tarafından 2210-C Öncelikli Alanlara Yönelik Yurt İçi Yüksek
Lisans Burs Programı 2019/2 ile desteklenmiştir.**

TEMMUZ 2021

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KIZILÖTESİ TERMAL GÖRÜNTÜLEME İLE PERİFERİK VASKÜLER
YAPILARIN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Yakup İRİM
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

Bu tez 02/07/2021 tarihinde jüri tarafından Oybirliği / Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Dr. Öğr. Üyesi Hamza Feza CARLAK (Danışman)

Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Doç. Dr. Evren EKMEKÇİ

ÖZET

KIZILÖTESİ TERMAL GÖRÜNTÜLEME İLE PERİFERİK VASKÜLER YAPILARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Yakup İRİM

Yüksek Lisans Tezi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Hamza Feza CARLAK

II. Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Salih ÖZÇOBANOĞLU

Temmuz 2021; 57 sayfa

Çalışma kapsamında alt ekstremitte periferik vasküler yapıların kızılötesi termal görüntüleme ve yapay zekâ algoritmaları üzerinden değerlendirilmesi ile hastalık tespiti yapılması ve profesyonel sporcuların antrenman performanslarının izlenerek antrenman programlarının, bu veriler ışığında organize edilebilmesi hedeflenmektedir. 11 sporcu, 10 sağlıklı, 10 kardiyovasküler risk taşıyan ve 6 hasta olmak üzere 37 bireye ait termogram verileri microbolometer sensörlü kızılötesi termal kamera vasıtasıyla kaydedilmiştir. Efor (10 dakika, 6 km/saat) öncesi ve sonrası veriler sıcaklık kontrollü bir ortamda alınmıştır. Analiz aşamasında, normalize termal görüntülerden Haralick doku öznelikleri ve istatistiksel özellikler çıkartılmıştır. Özelliklerden kontrast, homojenlik, ortalama, standart sapma ve varyans değerleri, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermiştir. Haralick doku öznelikleri kübik tipli destek vektör makineleri algoritması ile eğitilmiştir ve eğitim sonucunda %98.7 başarı oranı elde edilmiştir. Sıcak bölge dağılım görüntüleri normalize edilerek konvolüsyonel sinir ağı modeli ile eğitilmiştir ve eğitim sonrasında %95.7 başarı oranı elde edilmiştir. Sıcaklık değişim frekans bilgileri kosinüs tipli K-en yakın komşu algoritması ile eğitilmiştir. Eğitim sonrası sınıflandırıcının başarı oranı %80 olarak elde edilmiştir. Eğitilen üç modelin çıktıları, son aşamada ileri beslemeli yapay sinir ağı modelinin girdi katmanını oluşturmaktadır. Test sonucunda yapay sinir ağı modeli %99.1 oranında başarı göstermiştir. Önerilen sistemin toplam başarı oranı %90.6 olarak elde edilmiştir.

Efora bağlı sıcaklık artışı en yüksek sporcu grupta gözlenirken, en düşük hasta grupta gözlenmiştir. Sıcaklık farkının oluşmasındaki temel sebep alt ekstremitte bölgesine taşınan kan miktarının gruplar arasında farklılık göstermiş olmasıdır. Efor öncesi ya da efor sonrası ortalama sıcaklık değerleri yalnız başlarına incelendiği zaman, gruplar arasında anlam bir farklılık göstermediği tespit edilmiştir.

ANAHTAR KELİMELER: Görüntü işleme, Medikal görüntüleme, Periferik vasküler hastalık, Termal görüntüleme, Yapay zekâ

JÜRİ: Dr. Öğr. Üyesi Hamza Feza CARLAK

Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Doç. Dr. Evren EKMEKÇİ

ABSTRACT

ASSESSMENT OF PERIPHERAL VASCULAR STRUCTURES WITH INFRARED THERMAL IMAGING

Yakup İRİM

MSc Thesis in Electrical and Electronic Engineering

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Hamza Feza CARLAK

Supervisor II: Asst. Prof. Dr. Salih ÖZÇOBANOĞLU

July 2021; 57 pages

Within the scope of the study, it is aimed to diagnose the disease by evaluating the lower extremity peripheral vascular structures through infrared thermal imaging and artificial intelligence algorithms and to organize the training programs in the light of these data by monitoring the training performances of professional athletes. Thermogram data of 37 individuals, 11 athletes, 10 healthy, 10 with cardiovascular risk, and 6 patients, were recorded by means of an infrared thermal camera with a microbolometer sensor. Records were obtained in a temperature-controlled room. Temperature distributions before and after the exertion (10 minutes, 6 km/h) were taken in a temperature-controlled room. In the analysis phase, Haralick texture features and statistical properties were extracted from the normalized thermal images. Contrast, homogeneity, mean, standard deviation and variance values of the features showed a statistically significant difference between the groups. Haralick texture features were trained with the cubic type support vector machine algorithm and a 98.7% success rate was obtained as a result of the training. The hot region distribution images were normalized and trained with the CNN model, and a 95.7% success rate was obtained after the training. The frequency features were trained with the cosine type K-nearest neighbor algorithm and an 80% success rate was obtained after the training. The outputs of the three trained models form the input layer of the feedforward neural network model at the final stage. The artificial neural network model has being a success rate of 99.1%. The overall success rate of the proposed system was acquired as 90.6%.

The highest temperature increase due to effort was observed in the athlete group, while the lowest was observed in the patient group. The main reason for the temperature difference is the difference in the amount of blood carried to the lower extremity area between the groups. When the mean temperature values before or after the effort were examined alone, it was determined that there was no significant difference between the groups.

KEYWORDS: Image Processing, Medical Imaging, Neural Network, Peripheral Vascular Disease, Thermal Imaging

COMMITTEE: Asst. Prof. Dr. Hamza Feza CARLAK
Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK
Assoc. Prof. Dr. Evren EKMEKÇİ

ÖNSÖZ

Alt ekstremite periferik vasküler hastalığının toplumsal açıdan bireylerde doku ya da uzuv kaybı gibi sonuçlar ortaya çıkarmasını önlemek ve erken tespiti için gerçekleştirmiş olduğum araştırmalarımda gözlemlediklerimin bir kısmını tezimde yayınlamayı uygun buldum.

Çalışmamın her aşamasında bana destek olan bilgi ve deneyimleri ile yol gösteren lisansüstü öğrenim hayatımın tüm zorlu aşamalarında maddi manevi her yönden yardımcı olan danışman hocam sayın Dr. Öğr. Üyesi Hamza Feza CARLAK'a ve bilgi ve birikimlerini çalışma süresi boyunca paylaşan eş danışman hocam sayın Kalp Damar Cerrahisi Dr. Salih ÖZÇOBANOĞLU hocama en içten dileklerle teşekkür ederim.

Eğitim süresince her zaman yanımda olan ve desteğini hiç eksik etmeyen aileme, çalışmalarımda fikir alışverişinde bulunduğum ve fikirleriyle görüşlerime, katkıda bulunan hocam, arkadaşım Ayhan ŞAVKLIYILDIZ'a ve her karşılaştığım problemde daima desteği ve çözümleri ile yanımda olan Duygu SAYDAM'a en içten dileklerle teşekkür ederim.

Bilimin ve bilim insanının destekçisi olan Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumuna 2210-C Öncelikli Alanlara Yönelik Yurt içi Yüksek Lisans Burs Programı 2019/2 desteğinden dolayı ayrıca teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ	iii
AKADEMİK BEYAN	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	x
1. GİRİŞ	1
1.1. Termal Görüntüleme	2
1.2. Tez Çalışmasının Amacı	5
2. KAYNAK TARAMASI	7
2.1. Periferik Arter Hastalığı	7
2.2. Periferik Arter Hastalığının Termal Görüntüleme ile Tespiti	8
2.3. Anjiyozom Konsept.....	10
2.4. Sporcuların Bacak Kas Grubu Gelişiminin Termal Görüntüleme ile Takibi.....	10
3. MATERYAL VE METOT	12
3.1. Bireylerin Sınıflandırılması.....	12
3.2. Veri Setinin Oluşturulması	12
3.3. Kenar Tespiti	13
3.4. Alt Ekstremitte Periferik Vasküler Yapıların Normalizasyonu.....	16
3.4.1. İnterpolasyon	17
3.4.1.1. Doğrusal İnterpolasyon.....	17
3.4.1.2. B-spline İnterpolasyon	18
3.5. Sıcak Bölge Dağılımı	19
3.5.1. K-ortalama Kümeleme Algoritması	19
3.6. Konvolüsyonel Sinir Ağı (CNN) Modelinin Tasarımı.....	20
3.6.1. Konvolüsyonel Sinir Ağı.....	20
3.6.1.1. Giriş Katmanı.....	21
3.6.1.2. Konvolüsyon Katmanı	21

3.6.1.3. Düzleştirilmiş Doğrusal Birim Katmanı (ReLU).....	22
3.6.1.4. Havuzlama Katmanı.....	23
3.6.1.5. Tam Bağlantı Katmanı.....	23
3.6.1.6. Sınıflandırma Katmanı.....	23
3.7. Haralick Doku Öznitelikleri ve İstatistiksel Özellikler	24
3.7.1. Gri Seviye Eş Oluşum Matrisleri (GLCM)	24
3.7.2. Haralick Doku Özniteliklerinin ve İstatistiksel Özelliklerin Elde Edilmesi	26
3.8. Anjiyozom Konsept.....	28
3.9. İstatistiksel Analiz	29
3.10. Frekans Analizi.....	30
3.10.1. Dalgacık Dönüşümü	31
3.11. Sınıflandırma Modellerine Ait Çıktıların Yapay Sinir Ağı ile Eğitimi.....	32
3.11.1. Yapay Sinir Ağı (YSA)	33
3.11.1.1. Tek Katmanlı Algılayıcılar (TKA)	34
3.11.1.2. Basit Algılayıcı Modeli.....	34
3.11.1.3. Çok Katmanlı Yapay Sinir Ağı Modeli	35
4. BULGULAR VE TARTIŞMA	38
4.1. Efora Bağlı Olarak Sıcaklık Değişimleri.....	38
4.2. Konvolüsyonel Sinir Ağı Tasarımı ve Başarı Oranı	40
4.3. İstatistiksel Sonuçlar.....	42
4.4. Sınıflandırıcı Eğitimi ve Başarı Oranları.....	43
4.5. Yapay Sinir Ağı Başarı Oranı	45
4.6. Sporcu Verilerinin Analizi	47
5. SONUÇLAR	50
6. KAYNAKLAR	52
ÖZGEÇMİŞ	

AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Kızılötesi Termal Görüntüleme İle Periferik Vasküler Yapıların Değerlendirilmesi” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

02/07/2021

Yakup İRİM



SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

- T : Mutlak sıcaklık
 σ : Stefan-Boltzmann sabiti
 h : Planck sabiti
 λ : Dalga boyu
 D_{ij}^2 : Nesnelerin küme merkezi olan uzaklıkları
 θ : Yön açısı

Kısaltmalar

- BMI : Vücut-kilo indeksi
BTA : Bilgisayarlı tomografi anjiyografi
CNN : Konvolüsyonel sinir ağı
DVM : Destek vektör makineleri
EM : Elektromanyetik
GLCM: Gri-seviye eş oluşum matrisi
MAT : Matlab
MRA : Manyetik rezonans anjiyografi
NO : Nitrik oksit
PAH : Periferik arter hastalığı
PNG : Taşınabilir ağ grafiği
ReLu : Düzleştirilmiş doğrusal birim katmanı
TBA : Temel bileşen analizi
TKA : Tek katmanlı algılayıcılar
YSA : Yapay sinir ağı

Tezde ondalık yazımlar mevcuttur ve ondalık yazımlar nokta ayırıcı ile kullanılmıştır. (Örn. “23.42”)

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Elektromanyetik spektrum bölgeleri (bölge 1 gama ışın bandı, 2 X ışın bandı, 3 mor ötesi bandı, 4 kızılötesi bandı, 5 mikro dalga bandı ve 6 radar bandı).....	2
Şekil 1.2. Kızılötesi termal bandın alt bantları	3
Şekil 1.3. Atmosferik iletim eğrisi.....	3
Şekil 1.4. Termal görüntüleme sisteminin yönetsel akış şeması	6
Şekil 3.1. Periferik vasküler yapıların değerlendirilmesi üzerine geliştirilen kızılötesi termal görüntüleme sistemi	13
Şekil 3.2. Snake algoritması çalışma prensibinin gösterimi	14
Şekil 3.3. (a) Ham termal görüntü; (b) Gürültü ve diz bölgesi temizlenmiş termal perfüzyon görüntüsü	15
Şekil 3.4. (a) Bacak bölgesine ait termal perfüzyon görüntüsü; (b) Sütunlara B-spline uygulanmış görüntü; (c) Normalize sıcaklık görüntüsü	16
Şekil 3.5. 2-boyutlu interpolasyonun gösterimi.....	17
Şekil 3.6. (a) Normalize sıcaklık dağılımı görüntüsü; (b) Sıcak bölge dağılımı görüntüsü.....	19
Şekil 3.7. Çalışmada tasarlanan CNN modelinin genel mimarisi.....	20
Şekil 3.8. Renkli bir görüntüde konvolüsyon işleminin gerçekleştirilmesi	22
Şekil 3.9. (a) Konvolüsyon katmanı sonucunda elde edilen görüntü; (b) Düzleştirilmiş doğrusal birim katmanının görüntü üzerindeki etkisi.....	23
Şekil 3.10. (a) Efor öncesi normalize sıcaklık dağılımı görüntüsü; (b) Efor sonrası normalize sıcaklık dağılımı görüntüsü; (c) Efor öncesi ve sonrası termogramlarının normalize edilmiş fark görüntüsü.....	24
Şekil 3.11. Gri seviye eş oluşum matrisinin hazırlanışının örnek gösterimi	26
Şekil 3.12. Alt ekstremitte bölgesini besleyen posterior tibialin dallanması ve damar yollarının beslediği bölgeler.....	28
Şekil 3.13. (a) Alt ekstremitenin alt bölgelere ayrıştırılmış hali; (b) Normalize sıcaklık dağılımının alt bölgelere ayrıştırılmış hali.....	29
Şekil 3.14. Görüntü piksellerine ait zamana bağlı olarak sıcaklık değişim sinyallerinin elde edilme işlemi	30

Şekil 3.15. (a) Fourier dönüşümü için kullanılan sinüs işareti; (b) Dalgacık dönüşümü için kullanılan ana dalgacık.....	31
Şekil 3.16. (a) Kısa zamanlı Fourier dönüşüm grafiği; (b) Dalgacık dönüşüm grafiği.....	32
Şekil 3.17. Çalışma için tasarlanan ileri beslemeli yapay sinir ağı modeli mimarisi	33
Şekil 3.18. Tek katmanlı algılayıcı yapının temel gösterimi	34
Şekil 3.19. Basit algılayıcı modelinin mimarisi.....	35
Şekil 3.20. Çok katmanlı ileri beslemeli yapay sinir ağı modelinin mimarisi.....	36
Şekil 4.1. Gruplara ait efora bağlı olarak sıcaklık değişim değerleri.....	39
Şekil 4.2. Gruplara ait ortalama efor öncesi ve efor sonrası doku perfüzyonlarına ait sıcaklık değerleri.....	40
Şekil 4.3. Tasarlanan konvolüsyonel sinir ağı modelinin katmanları.....	41
Şekil 4.4. Yapay sinir ağı modeline ait katmanlar ve büyüklükleri.....	45
Şekil 4.5. (a) Yapay sinir ağı için eğitim hata matrisi; (b) doğrulama için hata matrisi; (c) test için hata matrisi; (d) toplam hata matrisi sunulmaktadır.....	46
Şekil 4.6. Eğitim, doğrulama ve test verileri için performans eğrileri.....	47
Şekil 4.7. Antrenman türüne göre haftalık olarak sporcuların antrenman öncesi ve sonrası sıcaklık dağılımı değerlerinin ortalaması.....	48

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Çalışmaya konu olan gruplar ve sahip oldukları kriterler	12
Çizelge 4.1. Kruskal-Wallis H testi sonuçları.....	42
Çizelge 4.2. Sınıflandırmalara ait başarı oranları	44



1. GİRİŞ

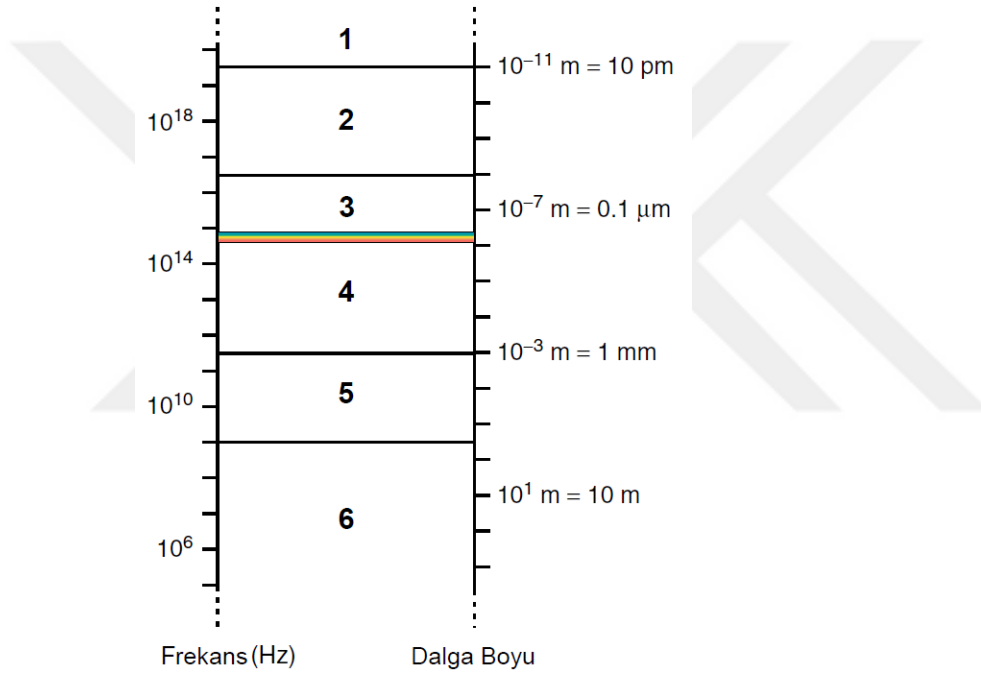
Periferik arter hastalığı (PAH), özellikle alt ekstremitelerde arteriyel stenoza ve buna bağlı olarak kan akışının azalmasına neden olan yaygın bir kardiyovasküler hastalıktır (Allen vd., 2012; Joosten vd., 2012). PAH, hali hazırda kardiyovasküler hastalıklardan kaynaklanan ölüm nedenleri arasında koroner kalp hastalıkları ve felç hastalıklarının ardından üçüncü sırada yer almaktadır (Juchniewicz ve Lubkowska, 2020). Dünya nüfusunun %4,5 ile %29 arasında ve 75 yaş ve üzeri nüfusun %20'sinden fazlasını etkilediği düşünülmektedir (J. Jorge vd., 2021). PAH, yaygın görülmesine karşın, hastalığa sahip kişilerin çoğunun tedavi ve teşhis edilemediği tahmin edilmektedir (Norgren vd., 2007). Bireylerde gözlemlenen en sık semptom, aralıklı topallama ile yürüme veya ayakta durma esnasında hissedilen ve dinlenerek geçen ağrı hissedilmesidir (Ilo vd., 2020). Fiziksel aktivite sırasında dokuların ihtiyaç duydukları oksijen iletiminin sağlanamaması, PAH hastalarının bir süre sonra ağrı hissetmelerine neden olmaktadır (Hiatt, 2001). Hastalık belirtisi gösteren ve göstermeyen bireylerin teşhis edilmesi birey sağlığı açısından önem arz etmektedir. PAH, ölüm oranlarını, başlıca kalp rahatsızlarının yaşanmasını üç kat arttırmaktadır. Yaş, tütün tüketimi, vücut-kilo indeksi, hipertansiyon ve diyabet temel risk faktörleri arasında yer almaktadır (Gerald R. Fowkes vd., 1992; Joosten vd., 2012; Olin ve Sealove, 2010a; Price vd., 1999).

PAH tanısının konulması istirahat ağrısı, uzuv ya da doku kaybı ve kalp krizi gibi olumsuz durumların ortaya çıkmasının engellenmesi için büyük önem arz etmektedir (Mc Dermott vd., 2003; Regensteiner vd., 2008). Klinik alanda vasküler yapıların değerlendirilmesi için doppler ultrasonografi, bilgisayarlı tomografi ya da manyetik rezonans görüntüleme, konvansiyonel anjiyografi gibi birçok geleneksel invazif ve non-invazif çeşitli yöntemler bulunmaktadır. Bu görüntüleme yöntemleri periferik vasküler yapıların değerlendirilmesinde uzun yıllardır kullanılmakta olup, hastalara sağladıkları fayda iyi bilinmekte ve uzun yıllardır birçok çalışma ile ispatlanmıştır. Kateter bazlı X-ışını anjiyografisi, hastalarda PAH şiddetinin ve yerinin değerlendirilmesi için bir referans yöntem olarak kabul görmüştür. Ancak anjiyografinin invazif olması ve iyonlaştırıcı radyasyon ile böbrekler için zararlı olan radyo opak madde kullanılmasından dolayı riskler içermektedir. Uygulama için anjiyo laboratuvarına ve spesifik teknisyen ce hekim ihtiyacı, ortaya çıkabilecek komplikasyonlara müdahale edecek cerrahi ekip ve operasyon sonrası hastanede yatış zorunluluğu vardır (Bettmann vd., 1997; Dachun Xu vd., 2010a). Bilgisayarlı tomografi anjiyografisi (BTA), insan vücuduna zararlı olan iyonizen X ışını ve böbrekler için zararlı olan opak madde kullanımı vardır. Uygulama için spesifik teknisyen bulunmaktadır. Cihaz maliyetleri ve kullanım gereklilikleri yüksektir (Vlachopoulos vd., 2018). Bu yöntemler dışında PAH değerlendirilmesinde dijital çıkarım anjiyografisi (DSA) (Olin ve Sealove, 2010a), manyetik rezonans anjiyografisi (MRA) (Shin vd., 2019), renkli dubleks ultrason (CDU) (J Bhaduri vd., 2018), renkli dubleks görüntüleme (CDI) (Dachun Xu vd., 2010a), termal görüntüleme (Huang vd., 2011a) ve ayak-kol bileği indeksi (ABI) (Moyer, 2013) gibi çeşitli non-invaziv yöntemler kullanılmaktadır. Termal görüntüleme sistemleri ilgili bölgeden yayılan kızılötesi ışınlarını kullanarak ilgili bölgeye ait ısı haritasını oluşturabilmektedir. İlgili bölgeye herhangi bir radyasyon, ısı ya da dalga gibi enerji kaynağı göndermemekte olup tamamen non-invaziv bir ölçüm yöntemidir (Ivanitsky vd., 2006; Ring ve Ammer, 2012a).

1.1. Termal Görüntüleme

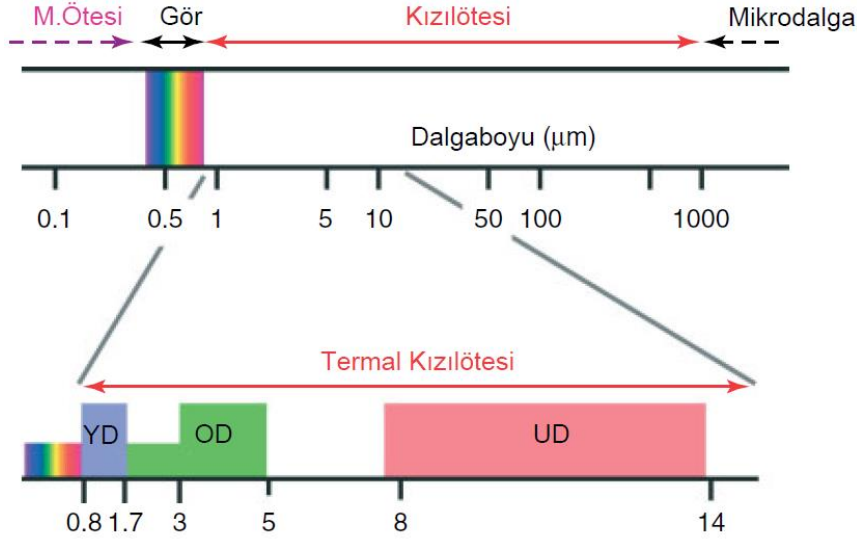
Mutlak sıfır (-273°C) seviyesinden daha yüksek bir sıcaklığa sahip tüm cisimlerin elektromanyetik (EM) radyasyon yaydığı bilinmektedir (ElMasry vd., 2020). Mutlak sıfır olarak tanımlanan bu sıcaklık değerinde elektronlar, atomlar ve moleküller EM radyasyon emisyonuna neden olacak hiçbir etki gerçekleştirememektedirler. Mutlak sıfır seviyesinin üzerindeki sıcaklıklarda cisimler EM radyasyon yaymaktadır. Cisim tarafından yayılan radyasyon miktarı cismin sıcaklığına (enerji) ve yüzey alanına bağlı olarak değişim gösteren bir fonksiyondur.

Termal görüntüleme, nesnelerin elektromanyetik spektrumun kızılötesi dalga boyu aralığında ortama yaydığı radyasyonun ölçülerek görselleştirilmesine dayanan bir görüntüleme yöntemi olarak bilinmektedir. Elektromanyetik spektrum bölgeleri Şekil 1.1'de gösterilmiştir.



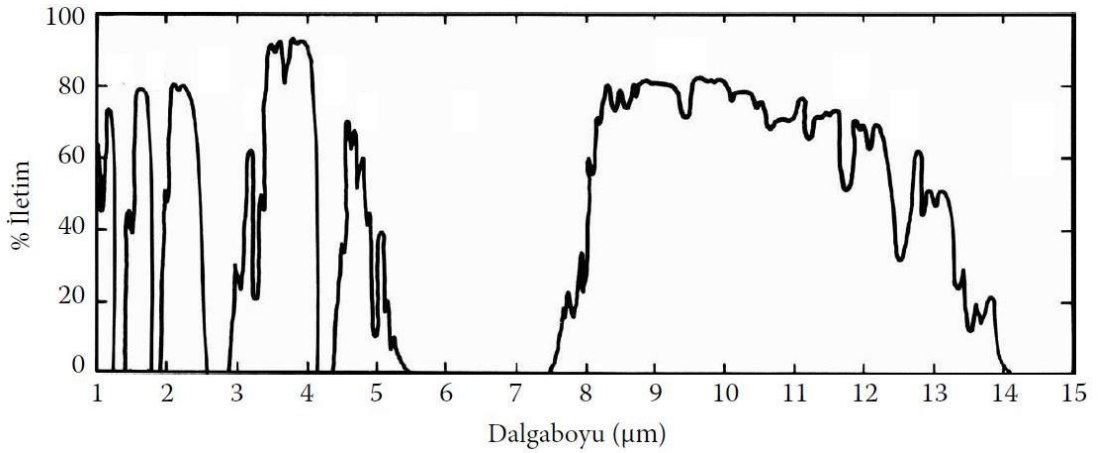
Şekil 1.1. Elektromanyetik spektrum bölgeleri (bölge 1 gama ışın bandı, 2 X ışın bandı, 3 mor ötesi bandı, 4 kızılötesi bandı, 5 mikro dalga bandı ve 6 radar bandı)

Kızılötesi termal bant kendi içerisinde yakın, orta ve uzak dalga boyu bantları olmak üzere 3 alt banda sahiptir. Kızılötesi termal bant alt grupları Şekil 1.2'de gösterilmektedir.



Şekil 1.2. Kızılötesi termal bandın alt bantları

Elektromanyetik spektrumun kızılötesi bandında yer alan dalga boylarının tamamında termal görüntüleme gerçekleştirilemez. Bu yüzden kızılötesi bandın üç farklı dalga boyu aralığında termal görüntüleme yapılabilmektedir. Bunun sebebi atmosferin iletim özelliğinin termal görüntüleme üzerinde etkisi bulunmasından kaynaklanmaktadır. Atmosferin içermiş olduğu moleküller bu dalga boylarında radyasyon emilimi gerçekleştirdiği için termal görüntüleme yapılmasına olanak sağlanamaz. Su buharı, karbon dioksit, oksijen ve karbon monoksit başta olmak üzere çeşitli moleküller tarafından emilim gerçekleştirilir. Standart atmosferik iletim eğrisi Şekil 1.3'de gösterilmiştir.



Şekil 1.3. Atmosferik iletim eğrisi

Mutlak sıfır seviyesinin üstünde bir sıcaklık değerine sahip her nesne radyasyon yaymaktadır. Nesnenin sıcaklığı ile ortamda yaydığı radyasyon enerjisi arasındaki ilişki

Stefan-Boltzmann Kanunu kullanılarak tanımlanmaktadır. Stefan-Boltzmann Kanunu $\lambda = 0$ 'dan $\lambda = \infty$ 'a kadar Planck denkleminin integrali olarak Denklem (1.1) şeklinde hesaplanmaktadır.

$$M(T) = \int_0^{\infty} M_{\lambda}(T) d\lambda = \int_0^{\infty} M_{\nu}(T) d\nu = \sigma T^4 \quad (1.1)$$

Burada M toplam enerjisi, $\sigma = 5.67 \times 10^{-12} \text{ Wm}^{-2} \text{ K}^{-4}$ Stefan-Boltzmann sabitini ve T mutlak sıcaklık değerini temsil etmektedir.

Tüm dalga boylarında gelen radyasyonları emebilme özelliği taşıyan nesnelere kara cisim olarak adlandırılır. Belirli bir sıcaklık ve dalga boyu için, hiçbir yüzey bir kara cisimden daha fazla enerji yayamaz. Deneysel olarak, kara cisimlerin elde edilmesi için en kolay yol duvarları sabit sıcaklık altında tutulan boşluklar şeklinde gerçekleştirilir.

On dokuzuncu yüzyılın sonunda deneysel kara cisimler olan boşluklar termal radyasyonunun çok hassas spektral ölçümleri vardı. Ancak Max Planck'ın ünlü Planck sabiti h konseptini tanıttığı 1900'den önce, ölçülen spektrumlar tatmin edici bir şekilde açıklanamıyordu. Planck'ın teorisi termodinamiğe dayanıyordu, ancak radyasyonun yayılması ve soğurulması için kuantum doğasıyla, yalnızca kara cisim radyasyonu teorisinde değil, tüm fizik dünyasında tamamen yeni bir konsept tanıttı. Modern dilde, dalga boyu aralığında $(\lambda, \lambda + d\lambda)$ belirli bir sıcaklık T 'ye sahip bir kara cismin yarı küreye toplam ışınım gücü, yani spektral uyarım şöyle yazılabilir:

$$M_{\lambda}(T) d\lambda = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5} \frac{1}{e^{\frac{hc}{\lambda kT}} - 1} d\lambda \quad (1.2)$$

Burada, $h = 6.626 \times 10^{-34} \text{ J}$ Planck sabiti, $c = 2.998 \times 10^8 \text{ m/s}$ ışık hızı, λ enerjisi dalga boyu, T siyah cismin mutlak sıcaklık değeri (K), $k = 1.4 \times 10^{-23} \text{ joule/k}$ Boltzmann sabiti olarak tanımlanmaktadır. Nesnenin sıcaklığının artması spektral dağılımın tepe noktasının daha kısa dalga boylarına kaymasına sebep olmaktadır. Tepe dalga boyunun tanımlanmasında Wien'in yer değiştirme yasası kullanılır.

$$\lambda_{\text{max}} \cdot T = 2897.8 \text{ } (\mu\text{m}) \quad (1.3)$$

Termal görüntülemenin gerçekleştirildiği sırada görüş açısı içerisinde yer alan tüm cisimler tarafından ortama yayılan, iletilen ve yansıtılan kızılötesi radyasyonların tamamı gösterilmektedir. Bu parametrelerin değişkenliğinden kaynaklı olarak bir cismin sıcaklığı ile ilgili net bir değer hesaplanması oldukça zordur ve özel matematiksel denklemlerin kullanılması gerekmektedir. Tüm cisimlerin kızılötesi emme/yayma ve yansıtma özellikleri birbirlerine göre farklılık göstermektedir.

Bir termal kamera kullanılarak elde edilen termal görüntü görüş açısı içerisinde yer alan toplam enerjisi temsil etmektedir. Yayılan enerji, görüntülenmesi hedeflenen nesnenin ortama yaydığı enerjidir. İletilen enerji, uzak bir termal kaynaktan kaynaklı olarak ortama yayılan enerjinin görüş açısı içerisindeki etkisidir. Yansıtılan enerji, uzak bir termal kaynaktan ortama yayılan enerjinin çevredeki nesnelere yansıtılarak görüş açısı içerisinde oluşturduğu etkidir. Yayılan, iletilen ve yansıtılan enerjiler toplanarak

toplam enerji elde edilmektedir.

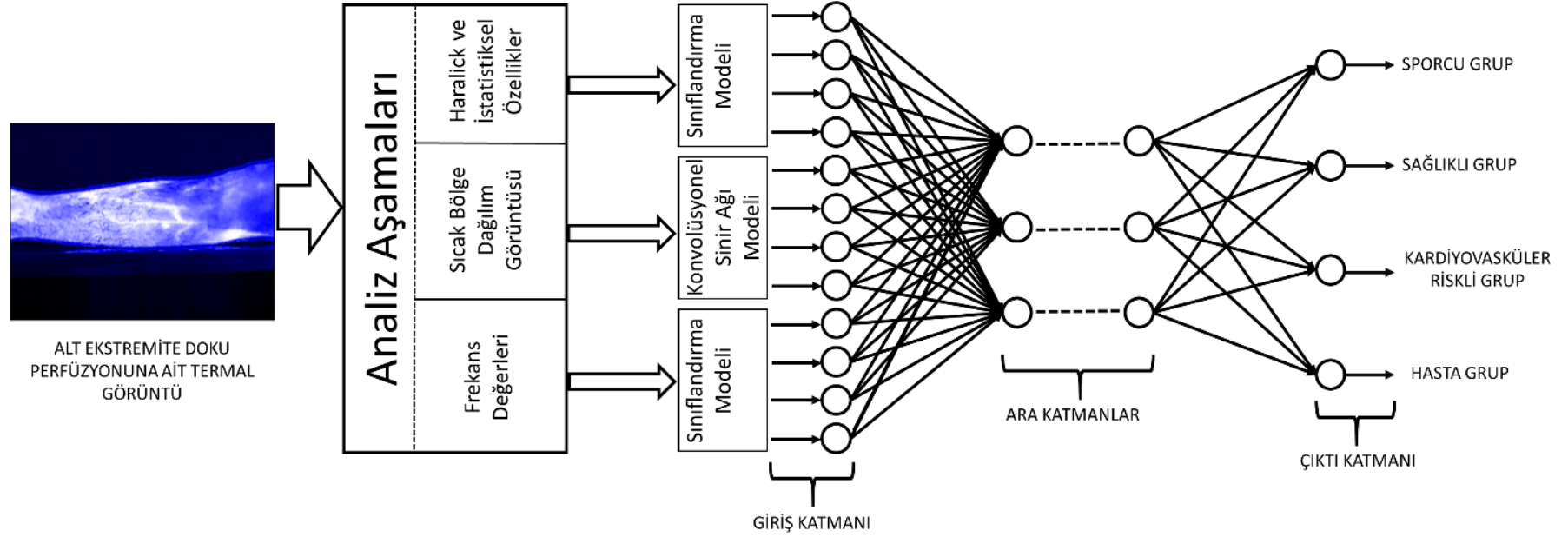
$$\text{Toplam Enerji} = \text{Yayılan Enerji} + \text{İletilen Enerji} + \text{Yansıtılan Enerji}$$

Termodinamiğin İkinci Yasasına göre cisimler arasında güç aktarımının sıcak nesnelere soğuk nesnelere doğru olduğu bilinmektedir. Bu bağlamda, nesnelere radyasyon yayılımları da benzer şekilde sıcak nesnelere soğuk nesnelere doğru gerçekleşmektedir. Nesnelere radyasyonu yayma veya absorbe etme yetenekleri emisivite olarak adlandırılmaktadır. Emisivite cisimlerin kızılötesi spektrumunda 0 ile 1 arasında değişen ısı yayım katsayısıdır. Yalnızca siyah cisimlerin emisivite değeri 1 iken diğer tüm nesnelere emisivite değeri 1'in altında yer almaktadır. İnsan cildinin emisivite değeri yaklaşık olarak 0.97 ile 0.99 arasında değişkenlik göstermektedir (Sanchez-Marin vd., 2009). Özellikle 3 µm ila 14 µm arasındaki dalga boylarında insan cildi çok iyi bir emici gibi davranmaktadır.

1.2. Tez Çalışmasının Amacı

Tez çalışmasında, termal görüntüleme ile görüntü işleme ve yapay zekâ algoritmaları bir arada kullanılarak, alt ekstremite periferik arter hastalığının erken teşhisi ve meydana gelen fonksiyonel bozukluğun derecesinin belirlenmesinde ve iyileşme sürecinin takibinde kullanılma potansiyeli bulunan yeni bir tıbbi tanı yönteminin değerlendirilmesi gerçekleştirilmiştir. Sistem farklı kriterlere sahip sporcu, sağlıklı, kardiyovasküler risk taşıyan ve hasta bireyler olmak üzere dört farklı gruba ayrılmıştır. Bireylerden ilk olarak dinlenme durumlarına ait alt ekstremite bölgesinde termal veri alınmaktadır. Dinlenme verisinin ardından bireyler 10 dakika süresince (hasta bireylerde ağrı hissedilene kadar) 6 km/saat hızı ile yürütülerek efor sarf etmeleri sağlanmaktadır. Efor öncesi ve sonrası alt ekstremite bölgesinde yüzeysel perfüzyonuna ait termogram verileri toplanmıştır. Efora bağlı olarak yüzeysel doku perfüzyonundan meydana gelen sıcaklık değişimleri ve dağılımının dört grup arasında farklılık göstererek bireylerin ayrıştırılmasına olanak sağlamaktadır. Görüntü işleme algoritmaları kullanılarak termal görüntüler üzerinde ön-işleme aşamaları gerçekleştirilmekte ve sıcaklık artışına bağlı Haralick doku özellikleri çıkartılmaktadır. Elde edilen özelliklerin yapay zekâ algoritmaları ile eğitilmesi sonucunda gruplar arasında sınıflandırma yapılmaktadır. Geliştirilen modele ait yöntem ve uygulama aşamaları Şekil 1.4'de gösterilmiştir.

Önerilen sistem ile endotel hücrelerin fonksiyonel bozukluğu, fibrozis kaynaklı vasküler kompliyans kaybı ve plak formasyonuna bağlı doku perfüzyon değişiklikleri non-invaziv ve yüksek çözünürlüklü bir şekilde değerlendirilmektedir. Periferik arter hastalığı tespiti haricinde Antalyaspor U-19 profesyonel futbolcuların periyodik olarak termal veriler alınmıştır. Termogramların zamana bağlı olarak analizleri gerçekleştirilerek bireylerin kas gelişimleri ile ilgili bilgiler edinilmiştir. Farklı antrenman çeşitlerine bağlı olarak bireylerin alt ekstremite bölgesinde meydana gelen sıcaklık dağılımları incelenerek performans analizi gerçekleştirilmiştir.



Şekil 1.4. Termal görüntüleme sisteminin yöntemsel akış şeması

2. KAYNAK TARAMASI

2.1. Periferik Arter Hastalığı

Vücut termoregülasyonu sempatik ve parasempatik aktivite sonucu sinirsel uyarım ve hormonal iletim ile ısı kaybı ve ısı üretimi dengelenerek oluşturulmaktadır (Chang, 2019; Schlader ve Vargas, 2000). Termoregülasyonun ısı kaybı fonksiyonu temel olarak cilt altı dokuda bulunan arteriyol ve venüllerin vazokonstriksiyon ya da vazodilatasyonu ile ayarlanır, ısı üretim fonksiyonu ise başta bazal metabolizma hızı ve sonrasında kas aktivitesi ile sağlanır. Efor esnasında sempatik aktivitenin ve kas aktivitesinin yoğunluğuna bağlı ısı üretiminin artışı ile vücut ısısının artması cilt altı dokudaki arteriyollerin ve artan kan akışına bağlı venüllerin vazodilatasyonu sonucunda kan akışının artması ve cilt ile ısı kaybının artırılarak vücut termoregülasyonunun düzenlenmesine imkan sağlar (Chang, 2019; Deuchars vd., 2018; Schlader ve Vargas, 2000; Udel'nov ve Kulagina, 1967). Otonomik sinirsel innervasyon kaybı yaşayan beyin hasarlı hastalarda, termoregülasyon sisteminde bozukluk olduğu da gösterilmiştir (Gowda vd., 2018; Whyte vd., 1993).

Özellikle arteriyoller olmak üzere, venüllerin de sempatik ve parasempatik aktivite sonucu vazodilatasyon ve vazokonstriksiyon fonksiyonları bu sinirsel ve humoral uyarılara cevap veren, damar iç yüzeyini kaplayan endotel hücrelerince sağlanır (Godo Shigeo ve Shimokawa Hiroaki, 2017). Endotel hücreleri birçok faktör ile bu fonksiyonu sağlıyor olmalarının yanında en etkin düzenlemeyi nitrik oksit (NO) salınımı ile vasküler düz kas hücrelerinin kontraksiyonunu düzenleyerek sağlar (Wang vd., 2016; Zhao vd., 2015). Sempatik aktivite sonucu ya da hipertermi yaratan durumlarda (yoğun kas aktivitesi) endotel NO (özellikle kırmızı kas yatağını besleyen arteriyoller olmak üzere) salınımını arttırmakta, damar çeperi düz kaslarında miyorelaksasyon sağlayarak vazodilatasyona yol açmaktadır. Bu etki özellikle arteriyollerde daha belirgin olmakla beraber venüller üzerinde de görülmektedir. Ayrıca, artan arteriyel kan akımı venüllerin kan debisini de arttırmaktadır. Yoğun sempatik aktivite ya da yoğun kas aktivitesi kimyasal enerji üretim ve tüketim seviyelerini arttırmakta ve ortaya ısı artışı çıkmaktadır. Artan doku aktivitesine yeterli substrat sağlanmasını amaçlayan vazodilatasyon sayesinde ortaya çıkan debi artışı aynı zamanda dokuda oluşan ısı artımının kontrolünü de sağlamaktadır. Dokuda oluşan yüksek ısı artan kan debisi ile cilt altı arteriyol ve venülleri ile cilde ulaştırılır ve böylece ciltten ısı kaybı artırılarak dokuların normal ısı dengesini devam ettirebilmesi sağlanır (Deuchars vd., 2018; Godo Shigeo ve Shimokawa Hiroaki, 2017; H Gutstein vd., 1973; Julius, 1976; Sancheti vd., 2018; Vanhoutte vd., 2017; Wang vd., 2016).

Isı dengesinin ayarlanmasında temel rolü üstlenen endotel hücreleri birçok faktörden etkilenerek normal fonksiyonlarını kaybetmektedirler, endotel hücrelerinin fonksiyon kaybı ise periferik vasküler hastalıklarının temel nedenidir. Obezite, düşük fiziksel aktivite, diabetes mellitus, ailede damar hastalığı hikayesi bulunması ve bütün tüketimi endotel fonksiyon bozukluklarında en önemli rolü üstlenen faktörlerdir. Yukarıda sayılan faktörlerin biri ya da birkaçı bulunması durumunda endotel fonksiyonları bozulmakta, sempatik aktivite artışına ya da metabolizma artışına cevaben ortaya çıkması beklenen NO sentez ve salınımında bozukluklar ortaya çıkmaktadır. NO sentez ya da salınımında ortaya çıkan bozukluklar dokulara yeterli substrat iletimini bozmakta ve doku hasarına yol açmaktadır. Sayılan faktörlerin vücudun tüm dokularında

yarattıkları etki benzer iken vasküler yapılar üzerindeki etkileri, vasküler yapıların içerdiği NO reseptör miktarı, media tabakasındaki düz kas miktarı, vasküler yapının elastisitesi (özellikle arterlerin histolojik farklılıkları nedeni ile) gibi nedenlerle her dokuda aynı oranda ortaya çıkmamaktadır. Bu nedenle ortaya çıkan dolaşım bozukluğu vücudun her yerinde aynı şiddette oluşmamaktadır (H Gutstein vd., 1973; Julius, 1976; Udel'nov ve Kulagina, 1967; Vanhoutte vd., 2017; Vargas vd., 2019; Wang vd., 2016). Düzenli egzersizin ise sempatik aktivite ya da metabolizma artışı ile ortaya çıkan, sinirsel ve humoral cevaba, endotel tepkilerinde iyileşme sağladığı bilinmektedir. Bu nedenle vasküler hastalığa ya da risk faktörlerine sahip bireylerde düzenli fiziksel efor kardiyovasküler tedavi yönergelerinde güçlü öneri olarak bulunmaktadır (Arancibia-Radich vd., 2019; Duvivier vd., 2018; Vargas vd., 2019).

Ortaya çıkan endotel fonksiyon bozuklukları ise, sayılan faktörlere maruziyet süresi ve şiddeti ile değişmekte olup, başlangıçta düşük düzeyde izlenirken zamanla artış göstermektedir. Bu artışa endotel fonksiyon kaybı ile birlikte zaman içerisinde damar yapısında fibrozis ile esneklik kaybı, kolesterol plak formasyonları oluşumu, endotel yapısının bozulmasına bağlı damar içi tromboz gibi ek patolojiler eklenmekte ve vasküler yapı zamanla vazodilatasyon ve vazokonstriksiyon fonksiyonunu tamamen kaybedebilmekte ve hatta damar içi kan akımının ortadan kalkması gibi katastrofik, doku kaybına yol açabilecek durumlar ortaya çıkabilmektedir (Duvivier vd., 2018; Godo Shigeo ve Shimokawa Hiroaki, 2017; H Gutstein vd., 1973; Vanhoutte vd., 2017).

Periferik vasküler hastalığın tanısında yaygın olarak anjiyografi kullanılmaktadır. Anjiyografi, arterlere kontrast madde (contrast agent) verilerek röntgen muayenesidir. Arteriyel sistemin görüntülenmesi için referans yöntemdir. Ancak anjiyografi sırasında artere delik açılması ciddi komplikasyonlara neden olabilecek riskler taşımaktadır. Arteriyel sisteme enjekte edilen iyot içeren kontrast madde böbrekleri etkileyebilmektedir. Periferik vasküler hastalığın teşhisinde; manyetik rezonans anjiyografi (MRA), computed tomography angiography (CTA), catheter-based angiography ve duplex ultrasonography gibi yöntemler kullanılmaktadır (Dachun Xu vd., 2010b; Moyer ve on behalf of the U.S. Preventive Services Task Force, 2013; Olin ve Sealove, 2010b). Bu yöntemlerin dezavantajları, yüksek maliyetli olmaları ve insan sağlığı için zararlı etkiler ortaya çıkabilmekteler. Termal görüntüleme yönteminin avantajları nispeten düşük maliyetli olması ve insan sağlığı açısından tehdit oluşturmamasıdır. Bu durum termal görüntülemenin medikal alanda alternatif olarak kullanılmasına yol açmaktadır.

2.2. Periferik Arter Hastalığının Termal Görüntüleme ile Tespiti

Metabolik ısı artış değerinin ve termal özelliğın farklı dokularda değişkenlik göstermeleri nedeniyle, termal kızılötesi görüntüleme klinik alanlarda tanı, tedavi ve takip aşamalarında kullanılabilir. Termal görüntüleme yüksek çözünürlüğe sahip, risk içermeyen, tomografi ve röntgen görüntüleme teknolojileri gibi zararlı radyasyon yaymayan, non-invazif, hasta için konforlu, acı vermeyen, yüksek duyarlılığa ve kabul edilebilir seviyede tanı kesinliğine sahip, hızlı ve gerçek zamanlı olarak geniş bir alanı görüntüleme özelliğine sahip bir görüntüleme yöntemidir. Renkli görüntü çıktıları sayesinde anlaşılması ve yorumlanması kolay ve hızlıdır. Ayrıca, bu teknik sadece cilt yüzeylerinden yayılan termal radyasyonu kaydederek vücut dokularına dair sıcaklık dağılım görüntülerini gerçek zamanlı olarak görüntüleyebilir. Bu nedenle, uzun süreli ve

tekrarlanan kullanım için de uygundur. Bu avantajlarından dolayı, klinik uygulamalarda kızılötesi termal görüntüleme yöntemi diğer görüntüleme yöntemlerine alternatif olarak kullanılmaktadır (Lahiri vd., 2012; Ring ve Ammer, 2012b). Klinik alanda termal görüntüleme meme kanseri tespitinde, damar problemlerinde, eklem yangılarında, tiroit tanısı ve tedavisinde, deri hastalıklarında, spor ve rehabilitasyon amaçlı, cerrahi işlemlerde, solunum hastalıklarında, nörolojik hastalıklarda, onkolojide, diyabetik nöropatik hastalığının teşhisinde, Raynaud fenomeninin teşhis ve takip safhalarında, vb. alanlarda kullanılmaktadır (Bharara vd., 2012; Chikura vd., 2010; Ng, 2009).

Literatürde alt ekstremitte periferik vasküler yapıların termal görüntüleme yöntemi ile değerlendirilmesi üzerine yapılan çalışmalar mevcuttur. Klinik testler sonucunda hastalığı tespit edilen bireylere ait termal görüntüler üzerinde herhangi bir görüntü ve sinyal işleme uygulamadan yapılan çalışmalarda; Subramainam vd., (Subramainam vd., 2009) hasta bireylere ait termal görüntüler üzerinden hastaların anormal sıcaklık dağılımına sahip olduklarını göstermiştir. Staffa vd., (Staffa vd., 2016) ayak bileği-brakiyal indeks (ABI) değeri ile termal görüntülerde gözlenen sıcaklık dağılımı arasında yüksek bir korelasyon olduğunu göstermiştir. Wallace vd., (Wallace vd., 2018) akıllı telefon tabanlı termal kamera ile el ve ayak bölgelerine ait termal görüntülerden maksimum sıcaklık değerleri ile termal ayak bileği-brakiyal indeks (tABI) hesapladıktan sonra tABI ile ABI arasında yüksek bir korelasyon olduğunu sonucuna varmışlardır. Huang vd., (Huang vd., 2011b) termal görüntüler üzerinde çalışarak dinlenme halinde hasta ve sağlıklı bireylerin sıcaklık dağılımları arasında bir büyük fark gözlenemediğini fakat hasta ve sağlıklı bireylerin 6 dakikalık bir yürüyüş sonunda tekrar termal görüntüleri alındığında hasta bireylerde çok az sıcaklık değişimi meydana gelirken sağlıklı bireylerde bu sıcaklık değişiminin oldukça fazla olduğunu göstererek termal görüntülemenin alt ekstremitte periferik vasküler yapıların değerlendirilmesinde etkili bir yöntem olduğunu ortaya koymuştur. Gauci vd., (Gauci vd., 2018) çalışmasında diyabet hastalarına ait avuç içi, bacak ve ayak taban bölgelerine ait termal görüntüler üzerinde sıcaklık dağılımlarını incelemiş ve bu yöntem ile hastalık tanısı konulabileceğini göstermiştir.

Periferik vasküler yapıların termal görüntüleme yöntemi ile değerlendirildiği çalışmalarda termal görüntüleme ile görüntü işleme ve yapay zekâ algoritmalarının bir arada kullanıldığı herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Çalışmalarda, klinik testler sonucunda hastalık teşhisi konulmuş bireyler ile sağlıklı bireylerde sıcaklık değerleri ve dağılımlarının farklılık gösterdiği ortaya konulmuştur. Fakat yayınlanan çalışmalarda hastalığın erken teşhis edilmesi ya da fonksiyonel bozukluk derecesinin belirlenmesi için önerilen bir yöntem bulunmamaktadır. Ayrıca hastalık teşhisi konulmuş bireylerde tedavi uygulanması gereken arteri anjiyozom konseptte bağlı olarak teşhis eden bir yöntem de bulunmamaktadır. Önerilen yeni tıbbi tanı yöntemi sayesinde bireylerin alt ekstremitte periferik vasküler yapılarına ait fonksiyonel bilgiler tespit edilecektir. Elde edilen bilgiler ışığında hastalığın erken teşhisi, tedavi planının düzenlenmesi ve hasta olan bireylerde fonksiyonel bozukluk derecesinin belirlenebileceği düşünülmektedir.

Herhangi bir fiziksel aktivite sırasında metabolizma hızlandırılır ve artan kan akış hızı sayesinde vücuda taşınan kan ve oksijen miktarı artırılır. Aktivite sırasında çalışan kasların oksijen tüketiminin artmasına bağlı olarak vücut sıcaklığında artış meydana gelmektedir. Arterlerde taşınan kan miktarının artması da vücut sıcaklığının artmasına etki etmektedir (Chudecka, 2013). Yapılan çalışmalar sonucunda, fiziksel aktiviteye bağlı olarak cilt sıcaklığının artışı ile ilgili bölgeyi besleyen arterlerin fonksiyonel sağlığı

arasında korelasyon olduğu düşünülmektedir. Alt ekstremitte periferik vasküler hastalığa sahip bir birey ile sağlıklı bir bireyin fiziksel aktiviteye bağlı olarak cilt yüzeylerinde gözlenecek sıcaklık artışının ve dağılımının aynı olmayacağı öne sürülmektedir. Hastalığa sahip bireyin arterleri ilgili bölgeye yeterince kan ve oksijen taşıyamaz ve düşük sıcaklık artışı gözlenmektedir. Bu sebeplerden dolayı bireylerin efor öncesi ve sonrası termal verileri analiz edilerek efora bağlı olarak sıcaklık artışında ve dağılımında meydana gelecek değişimler incelenmiştir.

Sistem tasarım aşamasında bireyler spor hayatı, vücut-kilo indeksi (BMI), tütün tüketimi, ailede damar hastalığı hikayesi gibi parametreler ile sporcu, sağlıklı, kardiyovasküler risk taşıyan ve hasta olmak üzere dört gruba ayrıştırılmaktadır. Bireylerden efor öncesi termal verileri alındıktan sonra 10 dakika süresince 6 km/saat hızında yürüyüş yapılacak ve efor sonrası termal verileri alınmıştır. Efor öncesi ve sonrası yüzeysel doku perfüzyonuna ait termal veriler görüntü işleme ve yapay zekâ algoritmaları bir arada kullanılarak anjiyozom konseptine bağlı olarak analiz edilmiştir. Analiz sonucunda, alt ekstremitte yüzeysel venlerinin bölgesel çap artışı ve efora bağlı olarak yüzeysel doku perfüzyonunda sıcaklık dağılımının homojenizasyonu ve heterojenizasyonu belirlenmiştir. Elde edilecek sonuçlar ile damar yapısında esneklik kaybı, plak oluşumu, vasküler yapıların vazodilatasyon ve vazokonstriksiyon fonksiyon kaybını ve hatta damar içi kan akımının ortadan kalkması gibi durumların oluşup oluşmadığının tespit edilebileceği düşünülmektedir.

2.3. Anjiyozom Konsept

Anjiyozom konseptine bağlı olarak alt ekstremitte perfüzyonunu sağlayan peroneal, anterior tibial ve posterior tibial arterlerin olduğu bilinmektedir (Taylor ve Palmer, 1987). Bu atardamarlar alt ekstremitte diz altı bölgesinde farklı bölgeleri beslemektedirler. Atardamarların besledikleri bölgelerde efora bağlı olarak meydana gelen sıcaklık artışındaki ve dağılımındaki değişim kullanılarak arterlerin kan debi miktarları arasında karşılaştırma yapılabileceği düşünülmektedir. Hasta bireye tedavi amaçlı perkütan girişim ya da cerrahi operasyon uygulanacağı zaman (balon anjioplasti, periferik vasküler bypass, vb.) alt ekstremitte distalini besleyen üç ana atardamardan hangisinde oklüzyon ya da stenoz olduğu bilinmesine rağmen bu patolojilerin doku düzeyinde ne kadar perfüzyon bozukluğuna yol açtığı bilinmemektedir. Bu sebeple tıbbi uygulama esnasında patoloji saptanan atardamarlardan en büyük çapa sahip olan damara müdahale edilir ve hastanın tedavi sonrası iyileşme süreci takibe alınır. Eğer hasta tedaviye yanıt vermezse diğer bir atardamara tekrar müdahale edilerek iyileşme süreci izlenmektedir. Çalışmada ile alt ekstremitte periferik vasküler yapıları fonksiyonel açıdan değerlendirebilen, teşhis, tedavi ve iyileşme sürecinin takibinde kullanılabilen, anjiyozom konseptine bağlı olarak üç atardamarın doku perfüzyonuna etkileri belirlenebilecektir. Bu sayede sistemin müdahale edilmesi en uygun atardamarın tespit edilmesini sağlayacağı düşünülmektedir.

2.4. Sporcuların Bacak Kas Grubu Gelişiminin Termal Görüntüleme ile Takibi

Spor alanında termal görüntüleme yönteminin kullanım potansiyelinin değerlendirilmesi üzerine yapılan çalışmalar bulunmaktadır. Dębiec-Bąk vd. (Dębiec-Bąk vd., 2016), sporcu ve öğrenci gruplarında, gövde, üst ve alt ekstremitte bölgelerinin kriyoterapi sonucunda kaybettikleri sıcaklık değerlerini karşılaştırmıştır. Kriyoterapi

sonucunda futbolcularda gözlenen yüzey sıcaklığındaki azalma miktarının öğrencilere göre istatistiksel olarak daha büyük olduğu gösterilmiştir. Çalışma sonucunda futbolcularda termoregülatör işleminin daha hızlı olduğu ortaya konulmuştur. Marins vd. (Marins vd., 2014), profesyonel genç sporcuların alt ekstremitte bölgelerinden, bacak ve uyluğun önünden ve arkasından olmak üzere dört vücut bölgesinde maksimum ve ortalama vücut sıcaklığını incelemiştir. Karşılıklı bölgeler arasında termal simetri olduğunu göstermiştir. Termal görüntülemenin egzersiz hareketlerinin etkilerini izlemek için kullanılabilir olduğunu, termal dengesizliklerin belirlenmesi yaralanmaların önüne geçebileceğini düşünmektedirler. Cholewka vd. (Cholewka vd., 2015), sporcularda yeterlik testleri sırasında metabolizmanın nasıl değiştiğini incelemiştir. Termal görüntülemenin yeterlilik testinin değerlendirilmesinde yardımcı bir yöntem olarak spor hekimliğinde yararlı olabileceğini göstermişlerdir. Yeterlilik testlerinde kullanılan standart parametreler ile termal görüntüleme elde edilen parametreler arasında yüksek bir korelasyon tespit edilerek eğitim programlarının planlanmasında ek bir yöntem olarak termal görüntüleme kullanma olasılığını ve etkilerini göstermişlerdir. Harris (Harris, 2019), termal görüntüleme ve yüz tanıma yöntemlerini kullanarak, maç esnasında her sporcu için temel vücut sıcaklığının görüntülenmesi için bir sistem önermektedir. Bu sayede spor aktiviteleri sırasında potansiyel hipertermi ve kas yorgunluğunun tespit edilebileceğini göstermişlerdir. Chudecka (Chudecka, 2013), termal görüntülemenin sporcuların vücut sıcaklığının dinamiklerini değerlendirmek amacıyla antrenörler tarafından kullanılabilir olduğunu ortaya koymuştur. Vücut yüzeyindeki sıcaklıkta meydana gelen değişimlerin çeşitli metabolik durumlar ile ilişkili olduğu ve dolayısıyla termal görüntülemenin bu durumları izlemek amacıyla iyi bir yöntem olduğunu göstermiştir. Formenti vd. (Formenti vd., 2013), eğitimli ve eğitimsiz bireylerin egzersize bağlı olarak cilt sıcaklığında meydana gelen değişimlerin farklılık gösterdiğini tespit etmiştir. Çalışmada eğitimli bireylerin egzersize, eğitimsiz bireylere göre daha hızlı tepki verdiğini göstermiştir.

Sporcu bireylerin yüzeyel doku perfüzyonlarına ait termal görüntüleri analiz edilerek alt ekstremitte bölgedeki kas dağılımının ve periferik vasküler yapılarının fonksiyonel olarak değerlendirilmesi mümkün olacaktır. Önerilen yöntem ile performansa bağlı olarak sporcu bireylerin endotel hücrelerinin fonksiyonel yapısı hakkında bilgiler elde edilebilecektir. Elde edilen bu bilgiler antrenman programlarının düzenlenmesinde ve bireylerin gelişmelerinin takibinde kullanılabilir. Sistem tarafından sağlanacak veriler ışığında antrenman programlarının hazırlanmasının, sporcularda antrenman esnasında zorlama sonucu meydana gelebilecek kas yırtılmaları ya da sporcuların düşük seviyede bir antrenman yapması sonucunda gelişmelerinin yavaşlaması gibi durumlara karşı fayda sağlayabileceği düşünülmektedir.

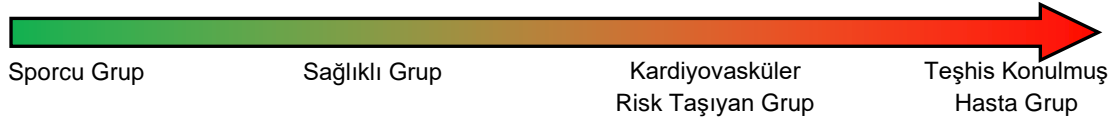
3. MATERYAL VE METOT

3.1. Bireylerin Sınıflandırılması

Bireyler, vücut-kilo indeksi, tütün kullanımı, spor geçmişi, ailede damar hastalığı hikâyesi gibi parametreler üzerinden, sporcu, sağlıklı, kardiyovasküler risk taşıyan (sigara kullanan, obezite, ailede kalp hastalığı bulunan, diyabetes mellitus tanılı, vb. risk faktörlerine sahip) ve teşhis konulmuş alt ekstremitte periferik vasküler hastalığı bulunan bireyler olmak üzere dört gruba ayrıştırılmıştır. Sistem uygulama aşamasında, bireylerden efor öncesi termal veri alındıktan sonra 10 dakika süresince 6 km/saat hızında yürüyüş yapılacak ve efor sonrası termogram verileri alınmıştır. Bireylerin efora bağlı olarak değişim gösteren yüzeyel doku perfüzyonlarına ait kızılötesi termal görüntüleri kullanarak bir sınıflandırma yapılmıştır. Sınıflandırma sonucunda tespit edilecek olan gruba bağlı olarak bireylerin alt ekstremitte periferik vasküler yapılarına ait fonksiyonel bilgiler oluşturulmuştur. Grupların sınıflandırılma kriterleri Çizelge 3.1.'de verilmiştir.

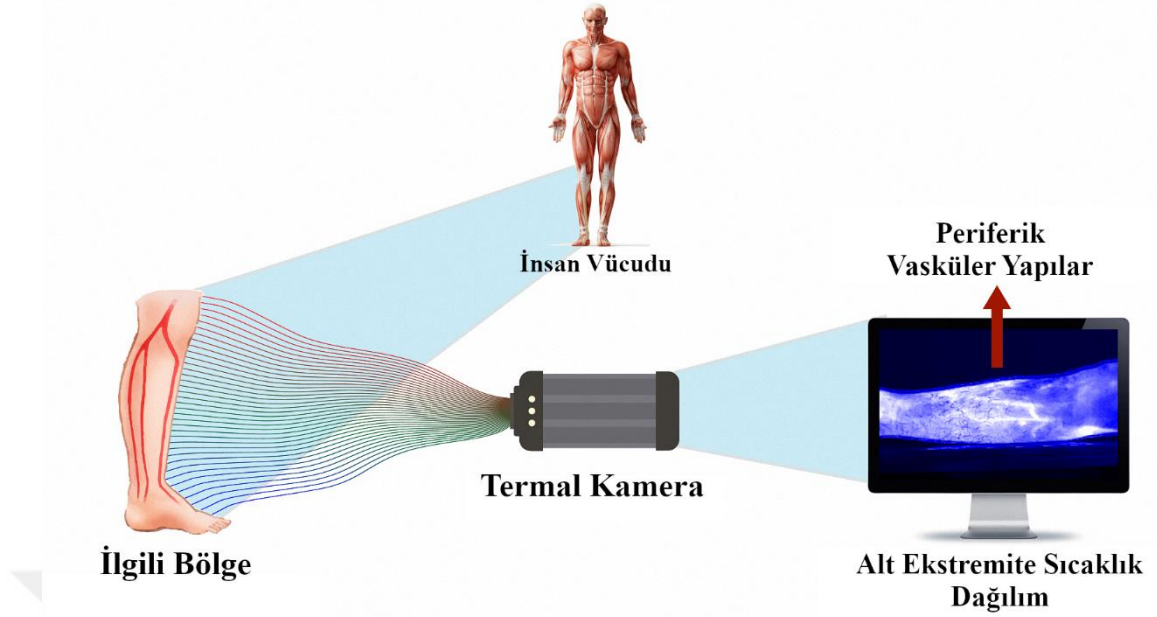
Çizelge 3.1. Çalışmaya konu olan gruplar ve sahip oldukları kriterler

Sporcu Grup	Düzenli olarak spor yapan ve risk faktörlerine sahip olmayan gruptur.
Sağlıklı Grup	Risk faktörlerine sahip olmayan ve düzenli egzersiz yapmayan gruptur.
Kardiyovasküler Risk Taşıyan Grup	Risk faktörlerine sahip ve düzenli egzersiz yapmayan gruptur.
Teşhis Konulmuş Hasta Grup	Alt ekstremitte periferik vasküler hastalık teşhisi konulmuş gruptur.



3.2. Veri Setinin Oluşturulması

Çalışmada FLIR T450sc microbolometer kızılötesi termal kamera kullanılarak bireylerin termal verileri toplanmıştır. Kızılötesi termal kamera alt ekstremitte diz altı bölgesi üzerine odaklanacak şekilde paralel olarak yerleştirilmiştir. Kamera ile bireylerin arasındaki mesafe cihazın mercek kapasitesi dahilinde en yüksek çözünürlükte elde edilebilecek şekilde 1 metre olarak ayarlanmıştır. Tüm kayıtlar 60 saniyelik video formatında alınmıştır. Verilerin video formatında alınmasının temel sebebi frekans analizinin gerçekleştirilmesidir. Ayrıca video kayıtları FLIR ResearchIR programı kullanılarak PNG ve MAT formatlarında 320x240 boyutunda görüntüler şeklinde hazırlanmıştır. PNG formatındaki veri sahte renk (pseudocolor) ile renklendirilmiş termal görüntü ve MAT formatındaki veriler ise gerçek sıcaklık değerlerine sahip görüntüyü temsil etmektedir. Görüntüleme sistemi Şekil 3.1.'de gösterilmiştir.

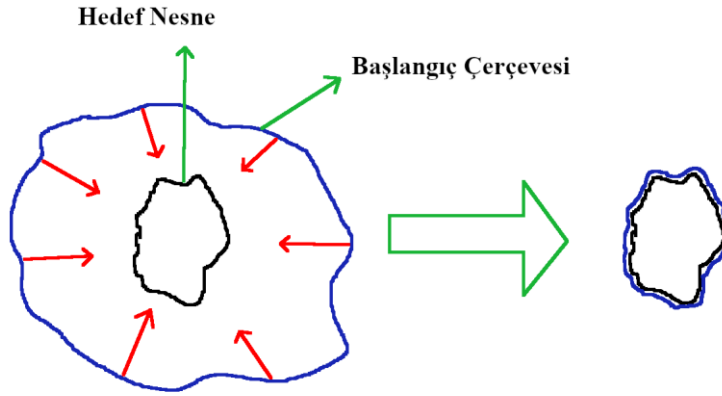


Şekil 3.1. Periferik vasküler yapıların değerlendirilmesi üzerine geliştirilen kızılötesi termal görüntüleme sistemi

Veriler 24°C sıcaklık ve 35%-45% nem değerlerine sahip sıcaklık kontrollü bir ortam içerisinde alınmıştır. Kayıt sırasında kontrollü ortam içerisinde kimsenin olmamasına ve soğutucu/ısıtıcı cihazların kapalı olmasına dikkat edilmiştir. Her birey için efor öncesi ve sonra olmak üzere iki olgu içinde termal kayıtlar alınmıştır. Efor öncesi kayıt için bireyler kontrollü ortam içerisinde 15 dakika bekletilerek bireylerin ortam ile ısıl dengeye ulaşması sağlanarak kayıt alınmıştır. Efor sonrası kayıt için bireyler 10 dakika boyunca 6 km/saat hızında yürütülerek termal kayıt alınmıştır.

3.3. Kenar Tespiti

Görüntüleme bölütleme için eşikleme yöntemleri, kenar tespit etme yöntemleri, bölge tabanlı yöntemler olmak üzere belirli ana yaklaşımlar bulunmaktadır. Bu ana yaklaşımlar içerisinde kenar tespit etme en yaygın ve en önemli yöntemlerden birisi olarak karşımıza çıkmaktadır (Savant, 2014). Bu yöntemler arasında kenar tespit etme yöntemi kendisine daha geniş bir alanda yer bulmuş olsa da özellikle medikal alanda bölge tabanlı yöntemler de kullanılmaktadır. Bölge tabanlı yöntemler arasında en fazla kullanılan snake (aktif kontur) algoritmasıdır. Snake algoritması temelinde görüntü üzerinde enerji tabanlı olarak bölütleme gerçekleştirmektedir. Belirlenen bir çerçeve içerisinde tespit edilmesi istenilen nesnenin kenarlarına kadar daralma gerçekleştiren bir bölütleme algoritmasıdır (Kass vd., 1988). Başlangıç çerçevesinin hedef nesneye doğru hareketi Şekil 3.2.'de temsil edilmiştir.



Şekil 3.2. Snake algoritması çalışma prensibi

Snake algoritmasında ilgili nesneyi kapsayan rastgele bir çerçeve oluşturulur. Belirlenen sınır için iç ve dış olmak üzere iki farklı enerji tipi kullanılarak bölütleme işlemi gerçekleştirilir. Bu iki enerjinin toplamı toplam enerjiyi temsil etmektedir (Denklem 3.1.). Snake algoritmasının esas amacı çerçevenin sahip olduğu toplam enerjinin azaltılmasıdır.

$$E(c) = E_{iç}(c) + E_{dış}(c) \quad (3.1.)$$

İç enerji ($E_{iç}(c)$), nesnenin şekline bağlı olarak (oval, keskin vb. yapılar) belirlenmektedir. Çerçevenin iç enerji denklemi Denklem 3.2.'de gösterilmiştir. Burada çerçeve fonksiyonunun birinci derece türevinin katsayısı α , ikinci türevinin katsayısı β 'dir. Denklemde yer alan α ve β parametreleri sabittir. Bu parametreler çerçevenin nesneye doğru ilerlemesi ile doğrudan bağlantılıdır. Parametre değerleri ilgili görüntüye bağlı olarak deneme yanılma şeklinde tespit edilmektedir.

$$E_{iç}(c) = \int_0^1 (\alpha \|c'(s)\|^2 + \beta \|c''(s)\|^2) ds \quad (3.2.)$$

Dış enerji ($E_{dış}(c)$), nesne tespit edildikten sonra işaretlenen piksellerin komşu piksel değerlerine gradyanı olarak tanımlanmaktadır. Çerçevenin dış enerji denklemi Denklem 3.3.'de gösterilmiştir. Çerçevenin gradyan değeri olan ∇I değeri azalacak şekil değişim göstermektedir. Temel amaç gradyan değerinin maksimum seviyeye getirilerek çerçevenin görüntü üzerindeki köşe noktalarına doğru değişim göstermesidir. Böylelikle dış enerji ve toplam enerji azaltılmaktadır.

$$E_{dış}(c) = \int_0^1 -\|\nabla I(c(s))\|^2 ds \quad (3.3.)$$

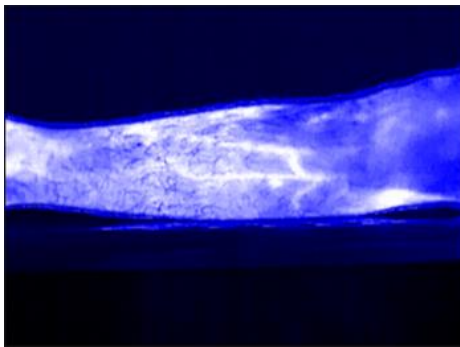
Ham termal görüntüler alt ekstremite diz altı bölgesi dışında görüntü bölgeleri içermektedir. Gürültü bölgeleri analiz aşamasında zorluklara ve sonuçlarda hatalara neden olabilmektedir. Bu yüzden termal görüntülerde ilgili alan bölütlenerek filtreleme yapılmıştır. Bölütleme işlemi sırasında snake algoritması kullanılmıştır. Kenar tespit

etme algoritmalarının bu işlem için elverişsiz olmasının temel sebebi kenar bulma algoritmalarının sadece bacak bölgesine ait kenarları değil bacak bölgesi içerisindeki yoğunluk geçişlerinden de kenarlar tespit etmesidir. Snake algoritması ise arka plan ile bacak bölgesi arasında sınır piksellerin tespit edilmesi sebebiyle daha kullanışlıdır.

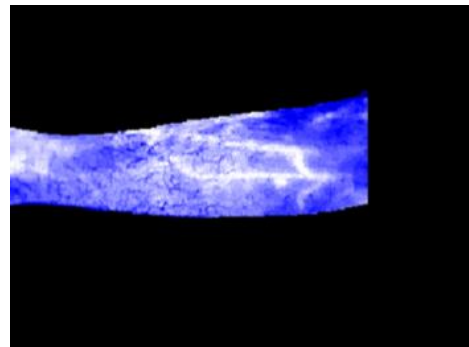
Snake algoritması için 300x240 boyutunda bir başlangıç çerçevesi oluşturularak yöntem uygulanmıştır. Çerçeve boyutunun bu şekilde belirlenmesinin nedeni bireylerin ayak boyutlarının birbirlerine göre farklılık göstermesidir. Çerçeve dışında bacak bölgesi kalması işlemin hatalı gerçekleştirilmesine neden olmaktadır. Bu yüzden yükseklik bakımından farklılık gösteren bacak bölgelerini içerisine alması için üst taraftan 10 piksel aşağısı, alt taraftan 10 piksel yukarısı olacak şekilde ve tüm sütun elemanlarını kapsayacak bir çerçeve oluşturulmuştur. Termal görüntüde bacak bölgesi ile arka plan bölgesi arasındaki sınır pikselleri snake algoritması kullanılarak işaretlenmiş olmaktadır. Belirlenen piksellerin kapalı yüzeyi içerisinde kalan alan tutulup geri kalan tüm bölgeler maskelenerek bacak bölgesine ait termal görüntü elde edilmektedir.

Bacak termal görüntüsünden diz bölgesinin kesilmesi için bir sütun değeri seçilerek bu değerden sonraki tüm sütun vektörlerinin elemanlarına 0 değeri atanmaktadır. Burada sütun değerinin belirlenmesinde 120. Sütundan sonraki her sütunun sıfırdan farklı ilk elemanının satır değeri tespit edilmiştir. Ardışık olarak sütunlar için elde edilen satır değerleri arasındaki eğim (artış) değeri hesaplanmıştır. Anatomik olarak diz bölgesi, bacak bölgesinde yükseklik artışı göstermektedir. Bu sebeple diz altı bölgesinin maskelenmesi için bu sütun değerinin tespit edilmesi önemli bir işlemdir. Bazı verilerde bireylerin kilolarına bağlı olarak diz bölgeleri bu algoritma ile tespit edilemezse, bu noktada sütun değeri manuel olarak belirlenmiştir.

Bu işlemler sonucunda gürültülü bölgeler maskelenerek sadece alt ekstremité diz altı bölgesine ait elde edilen termal görüntü Şekil 3.3.'te gösterilmiştir. Ancak elde edilen görüntüde çok fazla siyah bölge bulunmakta ve bu ileri aşamalarda yapılan özellik çıkartma işleminde zorluk çıkartmaktadır. Bu sebeple ön-işleme aşamasında normalizasyon işlemi yapılarak tüm bacak görüntüleri sabit bir şablon üzerine yerleştirilmiştir.



(a)

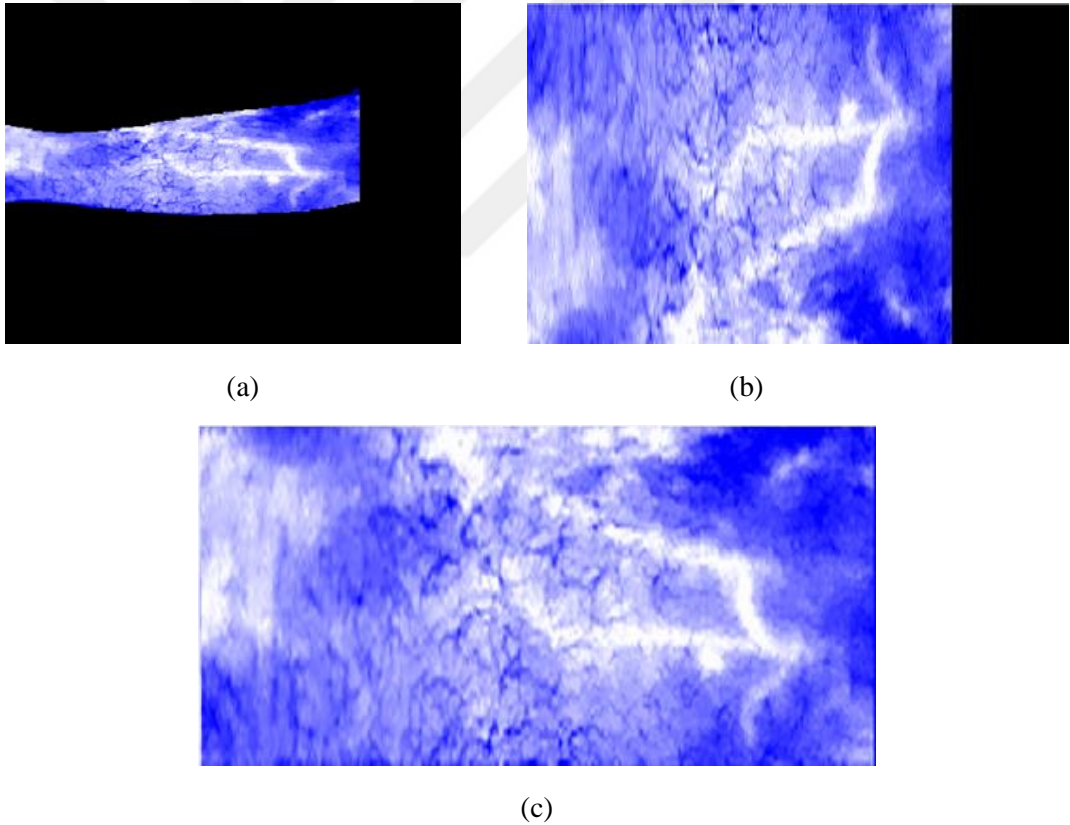


(b)

Şekil 3.3. (a) Ham termal görüntü; (b) Gürültü ve diz bölgesi temizlenmiş termal perfüzyon görüntüsü

3.4. Alt Ekstremitte Periferik Vasküler Yapıların Normalizasyonu

Her bireyin bacak bölgesi boyut ve şekil açısından farklı bir geometrik yapıya sahiptir. Bacak bölgelerinin düzgün bir şekle sahip olmaması analiz aşamasında zorluklara ve hatta sonuçlarda hatalara neden olmaktadır. Problemlerin ortadan kaldırılması amacıyla arka planı temizlenmiş bacak bölgesine ait görüntüler sabit ve düzgün bir şablon üzerine yerleştirilerek normalizasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Normalizasyon işlemi sayesinde çalışmada farklı kilo, boy vb. özelliklere sahip bireylerin bacakları arasında karşılaştırılma yapılması mümkün olmaktadır. Normalizasyon işleminin gerçekleştirilmediği bir analiz sonucunda kişiler arası karşılaştırma yapılması söz konusu olmayacaktır. Normalizasyon işlemi, özellik çıkarma aşamasında anlamsız bölgelerin gürültü oluşturmasını engeller, anjiyozom konseptin uygulanmasında kolaylık sağlar ve sabit şablon sayesinde gruplar arasında bölgesel karşılaştırma gibi analizlere de olanak sağlamaktadır. Bacak görüntüsü üzerinde sırasıyla tüm satırlar ve tüm sütunlar 1-boyutlu sinyaller olarak ele alınarak ve bu sinyaller üzerinde B-spline interpolasyon (Wu vd., 2015) yöntemi kullanılarak şablon üzerine yerleştirilmiştir. Normalizasyon aşamasında satırlara ve sütunlara sırasıyla B-spline interpolasyon yöntemi uygulanması Şekil 3.4.'te gösterilmiştir.



Şekil 3.4. (a) Bacak bölgesine ait termal perfüzyon görüntüsü; (b) Sütunlara B-spline uygulanmış görüntü; (c) Normalize sıcaklık görüntüsü

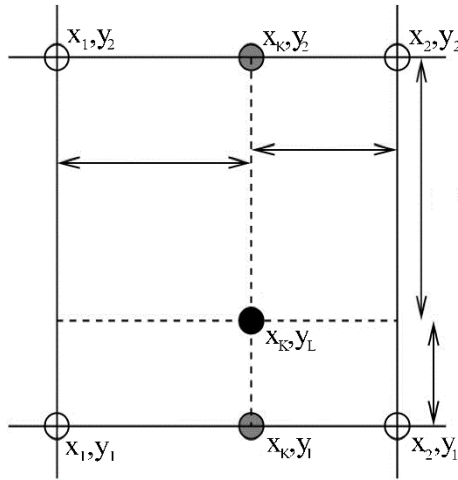
3.4.1. İnterpolasyon

İnterpolasyon, sahip olunan sınırlı sayıdaki bağımsız veri kümesi kullanılarak ara değerlerin tahmin edilmesi işlemi olarak tanımlanmaktadır. Görüntü işleme alanında interpolasyon işlemi genellikle, görüntülerin küçültülme işlemi (görüntüdeki piksel sayısının azaltılması) ve görüntülerin büyütülmesi (görüntüdeki piksel sayısının artırılması) işlemi kullanılmaktadır. İki işlem arasında kıyas yapıldığı zaman görüntü küçültme işlemi sırasında tahmin edilmesi gereken değerler olmadığı için interpolasyon işlemi daha çok görüntü büyütme işlemi veri tahmin etmede sıklıkla kullanılmaktadır. İnterpolasyon işlemi gerçekleştirilen görüntüdeki her bir piksel için orijinal görüntüdeki eş yoğunluk belirlenmesi gerekmektedir.

3.4.1.1. Doğrusal İnterpolasyon

Literatürdeki en basit interpolasyon yaklaşımı olup hesaplanması hedeflenen ara değerleri örnek uzayındaki en yakın piksel değerini almaktadır. Bu yöntem aynı zamanda en yakın komşu örnekleme olarak da adlandırılmaktadır. Bu yöntem sonucunda, gerçek piksel yoğunluklarının korunması avantaj sağlamakla birlikte işlem sonucunda meydana gelen görüntüde yoğun şekilde bozulmalar meydana gelmektedir.

Trilineer interpolasyon (birinci dereceden tutma) diğer bir interpolasyon yöntemi olarak kullanılmaktadır. Bu yöntemin işlem yükü en yakın komşuya göre daha fazladır ancak görüntüdeki bozulmalar daha azdır. Görüntü interpolasyonunda ara değer belirlenmesi Şekil 3.5.'de gösterilmiştir.



Şekil 3.5. 2-boyutlu interpolasyonun gösterimi

Burada yeniden örnekleme noktasının (x_k, y_L) olduğunu ve $v_{k,L}$ yoğunluğuna sahip olduğunu, (x_1, y_1) ile (x_2, y_2) koordinatlarının ise düzenli bir piksel ızgarası (kılavuzu) içerisinde yer aldığını varsayarsak K ve L noktalarındaki değerler Denklem (3.4) ve (3.5)'de verilen lineer interpolasyon kullanılarak elde edilmektedir.

$$v_{K,2} = \frac{(x_2 - x_K)v_{1,2} + (x_K - x_1)v_{2,2}}{x_2 - x_1} \quad (3.4.)$$

$$v_{K,1} = \frac{(x_2 - x_K)v_{1,1} + (x_K - x_1)v_{2,1}}{x_2 - x_1} \quad (3.5.)$$

$v_{K,L}$, $v_{K,2}$ ve $v_{K,1}$ arasında Denklem (3.6)'da verilen interpolasyon işlemi gerçekleştirilerek elde edilmektedir.

$$v_{K,L} = \frac{(y_L - y_1)v_{K,2} + (y_2 - y_L)v_{K,1}}{y_2 - y_1} \quad (3.6.)$$

3.4.1.2. B-spline İnterpolasyon

En yakın komşu ve trilineer interpolasyon yöntemleri yeniden örnekleme noktasının lokal olarak tahmin edilmesini sağlayan klasik interpolasyon yöntemleridir. Genelleştirilmiş interpolasyon yöntemleri kullanılarak yeniden örnekleme verisinin tahmini için lokaldan daha çok genel verilerin kullanımı, tahminin çok daha verimli yapılmasına olanak sağlamaktadır. (Thevenaz vd., 2000).

Genelleştirilmiş interpolasyon yöntemleri bir görüntüyü, genel olarak B-spline'ların lokal destekler ile doğrusal bir kombinasyonu olarak modellemektedir. Yeniden örnekleme başlamadan önce, çok hızlı bir dekonvolüsyon içeren temel fonksiyon katsayılarının bir görüntüsü üretilir (Unser vd., 1993). Temel fonksiyonların ayrılabilirlik özelliği, temel fonksiyonların her bir boyut doğrultusunda sıralanmasına izin vermektedir.

Her yeni noktada yeniden örnekleme ve sonrasında temel fonksiyonun uygun lineer kombinasyonunun hesaplanmasını içerir. Aynı zamanda temel fonksiyon katsayılarının lokal konvolüsyonu olarak da düşünülebilir. Ayrılabilirlik özelliği nedeniyle bu işlem de sırayla yapılmaktadır.

B-spline, farklı derecelerde fonksiyonların ailesidir. 0 veya 1 dereceli B-spline'larını kullanarak yapılan interpolasyon (birinci ve ikinci dereceden), en yakın komşu veya lineer interpolasyon ile aynıdır, n dereceli B-spline'ları aşağıdaki denklem ile hesaplanır.

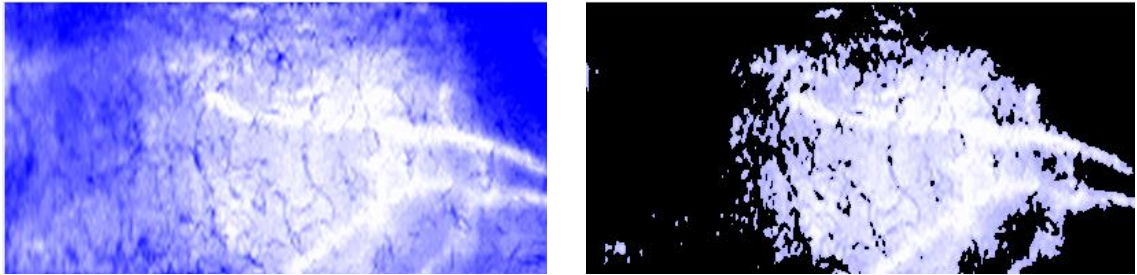
$$\beta^n(x) = \sum_{j=0}^n \frac{(-1)^j (n+1)}{(n+1-j)! j!} \max\left(\frac{n+1}{2} + x - j, 0\right)^n \quad (3.7.)$$

Bir n derece B-spline lokal bir n+1 desteğine sahiptir. Bu durum yapılan en son yeniden örnekleme adımı sırasında, interpolasyonlu bir değeri hesaplamak için n+1 temel fonksiyonlarının doğrusal bir kombinasyonunun gerekli olduğu anlamına gelir. “n” dereceli bir B-spline sürekli olarak n-1 kez türevi alınabilir.

3.5. Sıcak Bölge Dağılımı

Bireylerin efor sonrası sıcaklık dağılım görüntüleri üzerinde sıcak bölgelerin sınıflandırılması yapılmıştır. Sporcu, sağlıklı, kardiyovasküler risk taşıyan ve hasta bireylerde efor öncesi (dinlenim) termogramlar birbirlerine yakın olarak elde edildikleri için efor sonrası veriler kullanılarak sıcak bölgelerin sınıflandırılması yapılmıştır. Hasta bireylerin hareket imkanlarının sınırlı ve bacak bölgesine taşınan kan miktarının az olduğu bilinmektedir. Bu doğrultuda hastalar ile diğer gruplara ait bireylerin efor sonrası sıcaklık dağılımları arasında daha fazla farkın olması beklenmektedir. Sıcak bölge dağılımlarının hasta bireylerde daha düşük homojenlikte sağlıklı bireylerde ise daha yüksek homojenlikte olması beklenmektedir.

Grup içi bireylerin normalize sıcaklık görüntüleri üzerinde K-ortalama kümeleme yöntemi kullanılarak sıcak bölge dağılım görüntüleri elde edilmiştir. K-ortalama sınıflandırıcısının temel prensibi, sınıflandırma işlemi sonucunda elde edilen kümelerin, küme içi benzerliklerinin maksimum ve kümeler arası benzerliğin minimum olmasını sağlamaktır (Etehad Tavakol vd., 2010). Bu sayede sıcaklık değeri olarak yüksek ve birbirlerine yakın olan pikseller sınıflandırılmaktadır. Normalizasyon görüntülerinden elde edilen sıcak bölge dağılım görüntüsü Şekil 3.6'da gösterilmektedir. Normalize sıcaklık dağılımı görüntüsünde görüntü 3 kümeye bölümlenmiştir. Çalışma toplamda 37 kişiye ait termogram verileri ile gerçekleştirilmiştir. Sıcak bölge dağılım görüntüleri üzerinde homojenlik bilgisi sağlayacak bir parametre hesaplanması sınıflandırıcı eğitimi için düşük eğitim verisi ortaya koyabilmektedir. Bunun yerine konvolüsyonel sinir ağı (CNN) kullanılarak görüntülerden daha fazla veri elde edilmesi tercih edilmiştir. Sıcaklık dağılım görüntülerini CNN ile eğiterek bir model hazırlanmıştır. CNN yöntemi ile sıcak bölgelerin homojenlikleri için sınıflandırma işlemi gerçekleştirilmektedir.



(a)

(b)

Şekil 3.6. (a) Normalize sıcaklık dağılımı görüntüsü; (b) Sıcak bölge dağılımı görüntüsü

3.5.1. K-ortalama Kümeleme Algoritması

K-ortalama kümeleme algoritması, öğretmensiz öğrenme prensibine sahip, basit ve eski olmasına rağmen günümüzde sıkça kullanılan kümeleme algoritmaları arasında yer almaktadır. İşlem gereksiniminin az olması çok büyük verilerin kümelenmesinde kullanımına olanak sağlamaktadır. K-ortalama algoritmasında, veri setindeki her bir eleman sadece bir küme içerisinde yer alabilmektedir. Verilerin kümelerin merkez noktalarına olan öklit uzaklıkları kullanılarak verilerin kümelenmesi

gerçekleştirilmektedir. Öğretmensiz bir öğrenmeye sahip olduğu için ilk başlangıçta kullanıcı tarafından belirlenen küme sayısı kadar veri uzayında, kümelerin merkez noktaları rastgele olarak atanır. Ardından verilerin küme içerisindeki benzerliklerinin artacağı ve kümeler arası benzerliğin azalacağı yönde iterasyon ile küme merkezleri ötelenmektedir.

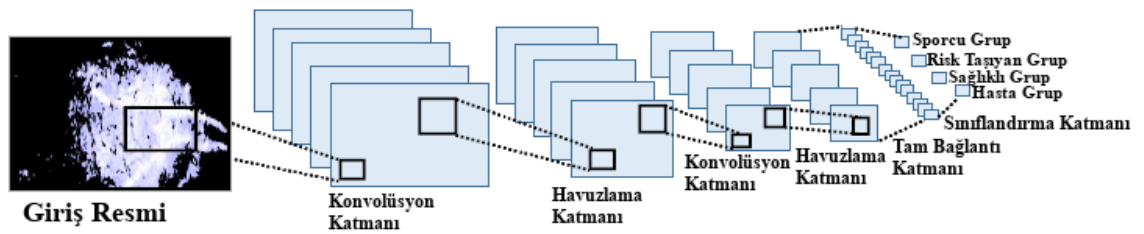
Algoritmanın temel eksikliği veri setinin bölüneceği küme sayısının kullanıcı tarafından dışarıdan belirlenmesidir. Küme sayısının net olarak belirlenemediği durumlarda en optimum kümeleme işlemi için çeşitli küme sayılarında deneme yanılma yapılarak uygun küme sınıf sayısı belirlenmektedir. K-ortalama algoritmasının matematiksel modeli Denklem (3.8)'de gösterilmektedir.

$$J(V) = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^k D_{ij}^2 \quad (3.8.)$$

Burada k değişkeni küme sayısını, n nesne sayısını, D_{ij}^2 nesnelerin kümelerin merkezlerine olan uzaklığını temsil etmektedir.

3.6. Konvolüsyonel Sinir Ağı (CNN) Modelinin Tasarımı

Sıcak bölge dağılım görüntüsünün homojenliğinin gruplar arasında farklılık göstermesi beklenmektedir. Hasta grup ile diğer gruplar arasındaki farklılık göz ile ayırt edilse de sağlıklı, sporcu ve riskli gruplar arasındaki farklılıklar gözle belirlenememektedir. Bu yüzden çalışmada derin öğrenme modellerinden görüntülerin sınıflandırılması için CNN modeli tasarlanarak sınıflandırma modeli eğitilmiştir. Tasarlanan CNN modeli sıcak bölge dağılım görüntüleri kullanılarak eğitilmiştir. Model eğitim sırasında veri setinin %75'i eğitim için, %25'i test için kullanılmıştır. Eğitim sonucunda CNN modelinin başarı yüzdesi %95.7 olarak belirlenmiştir. CNN mimarisinin içermiş olduğu katmanların, modelin giriş görüntüsü ve model çıkışındaki sınıflar Şekil 3.7'te gösterilmiştir.



Şekil 3.7. Çalışmada tasarlanan CNN modelinin genel mimarisini

3.6.1. Konvolüsyonel Sinir Ağı

Konvolüsyonel sinir ağı mimarisini konvolüsyon, havuzlama, tam bağlantı ve sınıflandırma katmanlarından oluşmaktadır. Burada Konvolüsyon ve havuzlama katmanları model içerisinde tekrar tekrar kullanılmaktadır. Tam bağlantı ve sınıflandırma

katmanları ise modelin çıkışında ve bir kere kullanılmaktadır. Mimari olarak modelin eğitilmesi birden fazla katmanda gerçekleştirilmektedir. Giriş verisi model tasarımında yer alan tüm katmanlardan geçirilerek en son sınıflandırıcı katmanda çıktı elde edilmektedir. Öğretmenli öğrenmeye sahip olduğu için eğitim sırasında elde edilen sonuç ile doğru sonucu karşılaştırarak işlem yapmaktadır. Elde edilen sonuç ile doğru sonuç arasındaki fark hata olarak alınır ve hatanın bütün ağırlıklara aktarılması için geriye yayılım algoritması kullanılmaktadır. Eğitim sırasında her iterasyon sonucunda ağırlık güncellemesi yapılarak hata değeri minimize edilmeye çalışılmaktadır. Eğitimde ne kadar çok veri olursa modelin kararlılığı o kadar yüksek olacaktır.

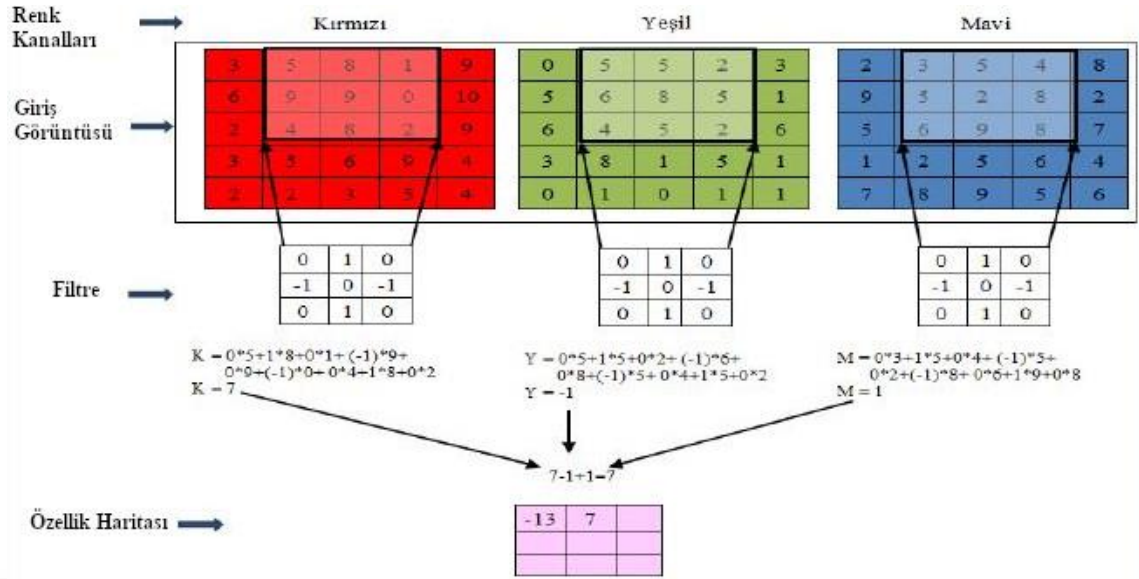
3.6.1.1. Giriş Katmanı

Konvolüsyonel sinir ağı modelinin ilk katmanını oluşturmaktadır. Bu katmandaki verinin boyutu tasarlanan modelin başarı oranını doğrudan etkilemektedir. Veri boyutunun büyük seçilmesi işlem ve test süresini uzatacaktır. Ancak modelin başarı oranını arttıracaktır. Veri boyutunun küçük seçilmesi işlem ve test süresini azaltacaktır ama aynı zamanda modelin başarı oranı da düşecektir. Bu yüzden işlenecek veriye bağlı olarak işlem ve test süresi ve de model başarı oranını optimum seviyede tutacak bir veri boyutu seçilmelidir.

3.6.1.2. Konvolüsyon Katmanı

Konvolüsyonel sinir ağı mimarisinin temelini oluşturan katmandır. Bir model içerisinde birden çok kez kullanılabilir. Bu katmanda filtreler ile görüntü üzerinde 2-boyutlu konvolüsyon işlemi gerçekleştirilir. Filtreler 2x2, 3x3 gibi boyutları kullanıcı tarafından belirlenen boyutlarda olabilir. Katmana giren görüntüler ile filtrelerin konvolüsyon işlemi sonucunda özellik haritaları çıkartılır.

2 boyutlu konvolüsyon işlemi filtrenin gerçek görüntü üzerinde sağa/sola gezdirilmesi ile gerçekleştirilir. Gerçek görüntü ile filtre elemanlarının çarpımlarının toplam değeri filtre merkezine denk gelen gerçek görüntü pikselinin yeni değeri olarak atanır. Bu işlem tüm görüntü için yapıldıktan sonra konvolüsyon katmanı sona ermektedir. Eğer konvolüsyon katmanına giren görüntü renkli ise konvolüsyon işlemi üç katman içinde gerçekleştirilerek değerlerin toplamı özellik haritasını oluşturur. Renkli bir görüntünün konvolüsyon katmanı akışı Şekil 3.8'te gösterilmektedir.



Şekil 3.8. Renkli bir görüntüde konvolüsyon işleminin gerçekleştirilmesi

3.6.1.3. Düzleştirilmiş Doğrusal Birim Katmanı (ReLU)

Konvolüsyon katmanının çıktıları bu katmanda işlem görmektedir. Katmana giren görüntüdeki negatif değerleri 0 değerine çekerken pozitif değerleri olduğu gibi geçirmektedir. Matematiksel olarak denklik aşağıda verilmiştir. Konvolüsyon katmanında gerçekleştirilen matematiksel işlemlerden dolayı ağ yapısı doğrusal bir hal almaktadır. Bu katman ağ yapısının doğrusal bir yapıdan çıkmasını sağlamak için kullanılmaktadır. Ağ yapısı doğrusal yapıdan uzaklaştırıldıkça öğrenme hızı artmaktadır.

$$f(x) = \begin{cases} 0, & \text{eğer } x < 0 \\ x, & \text{eğer } x \geq 0 \end{cases} \quad (3.9.)$$

Düzleştirilmiş doğrusal birim katmanının giriş görüntüsüne etkisi Şekil 3.9'de gösterilmiştir. Konvolüsyon katmanından çıkan görüntüyü keskinleştirecek özellikleri ön plana çıkarmaktadır.



Şekil 3.9. (a) Konvolüsyon katmanı sonucunda elde edilen görüntü; (b) Düzleştirilmiş doğrusal birim katmanının görüntü üzerindeki etkisi

3.6.1.4. Havuzlama Katmanı

Bu katman sonraki konvolüsyon katmanı için görüntü boyutunun azaltılmasında kullanılmaktadır. Veri kümesinin derinliğini sabit tutarken görüntülerin boyutlarını küçültür. Görüntü boyutunun azaltılması bir sonraki konvolüsyon katmanında gereken işlem yükünü azaltırken aynı zamanda modelin ezber yapmasını engellemektedir. Bu katmanda da konvolüsyon katmanına benzer şekilde filtre kullanılmaktadır. Filtre görüntü üzerinde belli bir adım sayısı ile gezmektedir. Filtrenin görüntü üzerinde kalan değerlerinin maksimumunu ya da ortalama değerini katman çıktısındaki görüntünün ilgili piksel değerine atamaktadır. Genellikle maksimum değer kullanımının daha etkili olduğu düşünülmektedir.

3.6.1.5. Tam Bağlantı Katmanı

Modeldeki konvolüsyon, düzleştirilmiş ve havuzlama katmanları tamamlandıktan sonra sınıflandırma katmanı öncesinde tam bağlantı katmanı gelmektedir. Tam bağlantı katmanı kendisinden önceki katmanın sonucunda elde edilen görüntülere ait piksellerin sınıflandırma katmanına bağlandığı katmandır. Tam bağlantı katmanında yer alan nöron sayısı bir önceki katmanın çıktı görüntüsünün boyutuna bağlı olarak değişmektedir.

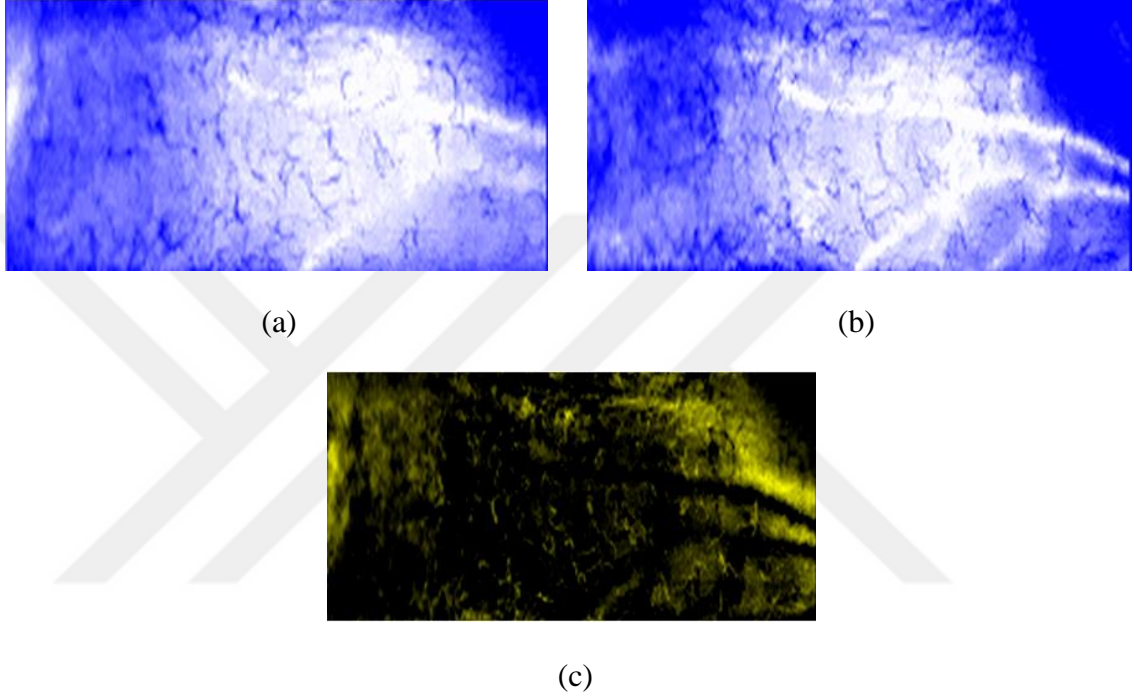
3.6.1.6. Sınıflandırma Katmanı

Tam bağlantı katmanından sonra sınıflandırma katmanı gelmektedir. Model verilerinin sınıflandırma işleminin gerçekleştirildiği katmandır. Bu katmanın çıktı sayısı modelin sınıflandırma yapılması istenilen sınıf sayısı olarak tanımlanmaktadır. Tez çalışmasında dört farklı grup olduğu için sınıflandırma katmanının çıkışı dört elemanlıdır.

Tez çalışmasında hazır konvolüsyonel sinir ağı modeli kullanılmayıp çalışma için özel model tasarlanmıştır. Farklı modeller tasarlanmış olup tasarlanan modellerden en yüksek başarı oranı veren model seçilmiştir.

3.7. Haralick Doku Öznitelikleri ve İstatistiksel Özellikler

Bireylerin efor öncesi ve sonrası periferik doku perfüzyonlarına ait sıcaklık dağılımı görüntülerinin farkları alınarak efora bağlı olarak sıcaklık değişim (fark) görüntüsü elde edilmiştir (Şekil 3.10). Fark görüntüsü sayesinde bacak bölgesinde sıcaklık değişiminin meydana geldiği bölgeler ve sıcaklık değişimleri hakkında bilgi edinilmektedir. Gruplar arasındaki sıcaklık farkı görüntüleri arasındaki ayrımın gözle gerçekleştirilmesi zordur. Bu yüzden bu görüntülerin analizleri için görüntü işleme algoritmaları kullanılarak özellik çıkartılmıştır.



Şekil 3.10. (a) Efor öncesi normalize sıcaklık dağılımı görüntüsü; (b) Efor sonrası normalize sıcaklık dağılımı görüntüsü; (c) Efor öncesi ve sonrası termogramlarının normalize edilmiş fark görüntüsü

3.7.1. Gri Seviye Eş Oluşum Matrisleri (GLCM)

Gri seviye eş oluşum matrisleri güncel olarak kullanılmakta olan bir özellik çıkartma yöntemi olup, gri seviye resimlerde referans bir pikselin komşuluk alanı içerisinde yer alan pikseller ile aralarındaki geçişleri hesaplayarak değer döndüren bir algoritmadır. GLCM iki piksel arasındaki ilişkinin tanımlanmasında kullanılmaktadır. GLCM, pikseller arasındaki d mesafesi ve açılarını θ ile bağlantılı olarak $P(i, j | d, \theta)$ olasılık yoğunluk tahmini oluşturulur.

Özelliklerin çıkartılmasında gri seviye eş oluşum matrisinin simetrik yapıda olması gerekip her piksel çifti kombinasyonuna ait olasılık değerinin hesaplanması gerekmektedir. Olasılık değeri Denklem (3.10.)'da gösterilmiştir.

$$P(i, j | d, \theta) = \left\{ \begin{array}{l} ((k, l), (m, n)) \in D, ((k - m), (l - n)) \in \{-d, 0, d\}, I(k, l) = i, \\ I(m, n) = j, \angle((k, l), (m, n)) = \theta \end{array} \right\} \quad (3.10.)$$

GLCM, denklem sonucunda yöne bağımlı olarak dört adet (0° , 45° , 90° ve 135°) matris oluşturulmaktadır. $P(i, j | d, 0^\circ)$, $P(i, j | d, 45^\circ)$, $P(i, j | d, 90^\circ)$ ve $P(i, j | d, 135^\circ)$ olasılık yoğunluk matrisleri elde edilir.

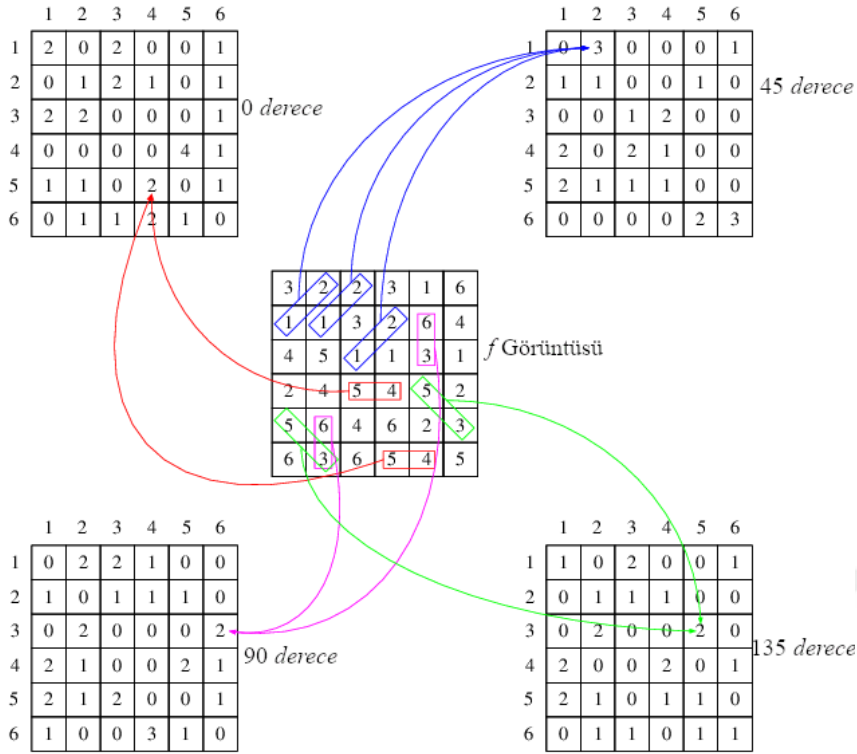
Gri seviye eş oluşum matrislerinde tanımlanan parametreler:

Gri seviye değer sayısı (N): Özellik çıkartılması amaçlanan gri seviye görüntüdeki piksellerin sahip oldukları yoğunluk değerlerinin aralığını temsil etmektedir. Örneğin işaretlenmemiş 8-bit bir görüntüde bu parametre 256 değerini almaktadır. Görüntünün sahip olduğu renklendirme bit sayısı ne kadar yüksek olursa, işlem yükü artacağı için bazı durumlarda gri seviye değer aralığı azaltılmaktadır. Aynı zamanda gri seviye, değer sayısı oluşturulacak gri seviye eş oluşum matrisinin satır ve sütun değerlerini temsil etmektedir.

Piksel çiftleri arasındaki mesafe (d): Gri seviye eş oluşum matrisi içerisinde ilgili piksel çiftinin görüntü içerisinde tekrar sayısını göstermektedir. Piksel çiftlerinin hepsi komşuluk özelliğine sahip olmadığı için pikseller arasındaki mesafeye bağlı olarak matris değerleri değişmektedir.

Yön Açısı (θ): Pikseller arası uzaklıkla birlikte yön bilgisine de ihtiyaç vardır. Yön açısı piksel çiftlerinin ilgili açıdaki doğru üzerinde eşleştirilme yapılması için kullanılmaktadır. Gri seviye eş oluşum matrisi bir kare matris olduğu için genellikle kullanılan yönler $\theta = 0^\circ, 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ$ olarak kullanılmaktadır.

Şekil 3.11'de verilen örnekte gri seviye değer sayısı 6, piksel çiftleri arasındaki mesafe 1 ve dört açı içinde hesaplanmış gri seviye eş oluşum matrisleri verilmiştir. Burada, f görüntüsü içerisinde 0° için (5,4) piksel çifti iki kere, 45° için (1,2) piksel çifti üç kere, 90° için (3,6) piksel çifti iki kere ve 135° için (3,5) piksel çifti iki kere tekrar edilmiştir.



Şekil 3.11. Gri seviye eş oluşum matrisinin hazırlanışının örnek gösterimi

3.7.2. Haralick Doku Özniteliklerinin ve İstatistiksel Özelliklerin Elde Edilmesi

Haralick doku öznitelikleri medikal alanda yaygın olarak kullanılmakta olan bir doku analiz yöntemidir (Snehalatha vd., 2015). Gri seviye görüntüler üzerinde doku karakterize etmek için kullanılmaktadır. Görüntüden oluşturulan gri seviye eş oluşum matrisi kullanılarak toplamda 14 adet (açısal ikinci moment, kontrast, korelasyon, kareler toplamı, varyans, ters fark momenti, toplam ortalama, toplam varyans, entropi, fark varyansı, fark entropisi, birinci korelasyon ve ikinci korelasyon) doku özneliği çıkartılmaktadır.

Çalışma kapsamında Haralick doku özniteliklerinden enerji, kontrast, korelasyon, kareler toplamı, homojenite ve entropi olmak üzere 6 adet öznitelik çıkartılmıştır. Ardından bu özniteliklerin gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları incelenmiştir.

Enerji: Görüntünün homojenliği hakkında değer döndürür ve görüntü pikselleri ne kadar birbirine benzer ise bu değer o kadar yüksek olarak hesaplanmaktadır.

$$\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N P(i, j | d, \theta)^2 \quad (3.11.)$$

Kontrast: ikili piksel komşulukları arasındaki gri seviye varyasyonlarının ölçümüdür.

$$\sum_{m=0}^{N-1} m^2 \left\{ \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N P(i, j | d, \theta) \right\}, |i - j| = m \quad (3.12.)$$

Korelasyon: Gri seviye eş oluşum matrisindeki yoğunluk değerlerinin bağımlılığını gösterir.

$$\frac{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N (ij)P(i, j | d, \theta) - \mu_x \mu_y}{\sigma_x \sigma_y} \quad (3.13.)$$

Kareler toplamı: Gri seviye varyansının bir ölçüsü olarak kullanılmaktadır.

$$\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N P(i, j | d, \theta) (i - \mu)^2 \quad (3.14.)$$

Homojenite: Görüntünün yerel homojenliği hakkında bilgi sağlamaktadır.

$$\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N \frac{P(i, j | d, \theta)}{1 + (i - j)^2} \quad (3.15.)$$

Entropi: Referans piksel ile komşu pikselleri arasındaki kontrast değişimi hakkında bilgi sağlamaktadır.

$$-\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N P(i, j | d, \theta) \log(P(i, j | d, \theta)) \quad (3.16.)$$

İstatistiksel özelliklerden ortalama, standart sapma ve varyans değerleri çıkartılmıştır.

Ortalama: Gri seviye eş oluşum matrisinin ortalamasını verir. Ortalama değeri μ ile gösterilmiştir. Ortalama denklem (3.17) ile hesaplanır.

$$\sum_i i \sum_j j P(i, j) \quad (3.17.)$$

Standart sapma: Matris elemanlarının ortalama etrafındaki yayılımını gösterir. Standart sapma değeri σ ile gösterilmiştir. Standart sapma formülü denklem (3.18.)'de verilmiştir.

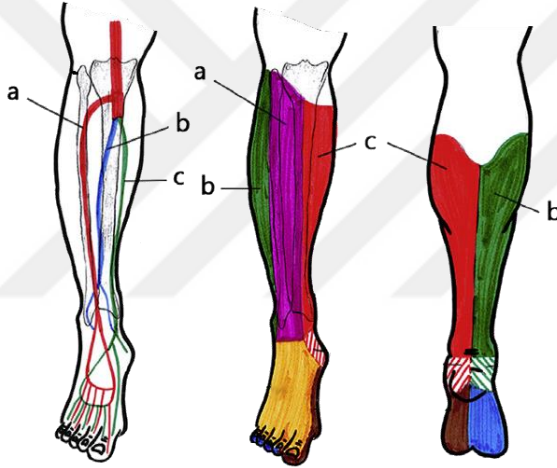
$$\left(\sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} (i - \mu)^2 P(i, j) \right)^{1/2} \quad (3.18.)$$

Varyans: Matris elemanlarının ortalama değere göre dağılımını gösterir. Varyans formülü denklem (3.19)'da verilmiştir.

$$\sum_i \sum_j j(i - \mu)^2 P(i, j) \quad (3.19.)$$

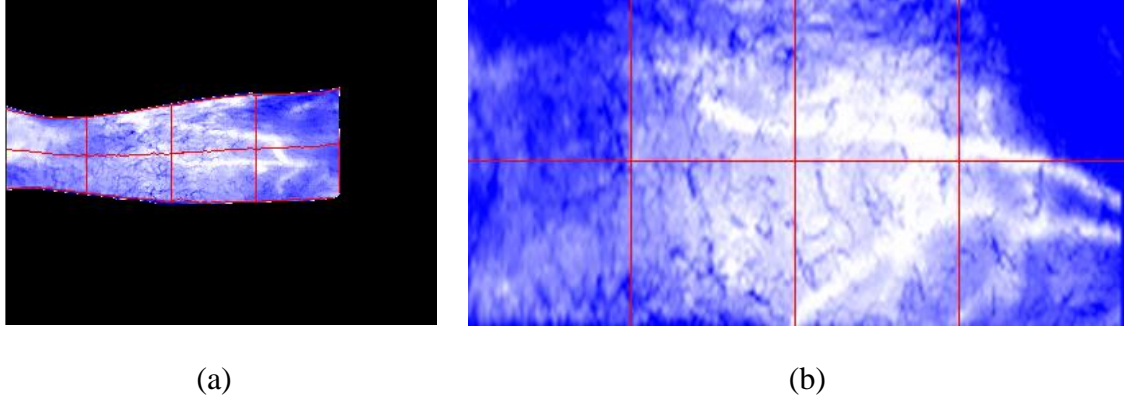
3.8. Anjiyozom Konsept

Taylor ve Palmer insan vücudunda dokuları besleyen atardamarları gruplandırmışlardır ve bu haritalandırmaya anjiyozom konsepti olarak tanımlanmaktadır (Taylor ve Palmer, 1987). Alt ekstremité perfüzyonunu sağlayan peroneal, anterior tibial ve posterior tibial arterlerin olduğu bilinmektedir. Bu atardamarlar alt ekstremité doku perfüzyonlarında farklı bölgeleri beslemektedirler. Atardamarların besledikleri bölgelerde efora bağlı olarak meydana gelen sıcaklık artışındaki ve dağılımındaki değişim kullanılarak bu ana arterlerin kan debi miktarları arasında karşılaştırma yapılabileceği düşünülmektedir. Alt ekstremité bölgesini besleyen ana arterler Şekil 3.12’de gösterilmektedir.



Şekil 3.12. Alt ekstremité bölgesini besleyen posterior tibialin dallanması ve damar yollarının beslediği bölgeler

Anjiyozom konseptin incelenmesi için çalışmada normalize sıcaklık görüntüsü 8 adet alt bölgeye ayrıştırılmıştır. Bu bölütlemede yatay olarak görüntünün ayrıştırılması ana arterlerin besledikleri bölgelerin karşılaştırılması için yapılmışken dikey bölütleme ise arterin diz bölgesinden ayak bileğine kadar olan mesafede sıcaklık değişimi incelenerek olası bir tıkanıklığın meydana gelmiş olduğu bölgenin daha dar bir alan içerisinde varlığından bahsedebilmek için incelenmiştir. Normal bacak ve normalize sıcaklık dağılım görüntülerinin alt bölgelere ayrıştırılması Şekil 3.13’de gösterilmektedir.



Şekil 3.13. (a) Alt ekstremitenin alt bölgelere ayrılmış hali; (b) Normalize sıcaklık dağılımının alt bölgelere ayrılmış hali

3.9. İstatistiksel Analiz

Hipotez, araştırılan özel duruma ilişkin bir önermedir. İstatistiksel hipotez ise bir çalışmada dikkate alınan bir veya daha fazla parametrelerin değeri için ileri sürülen ve doğruluğu araştırabilen önermelerdir. İstatistiksel hipotezler diğer hipotezlerden farklı olarak hipotezlerin frekans dağılımlarına aittir. İstatistiksel hipotezler, önerme içerdikleri için doğru ya da yanlış olabilir. İstatistiksel hipotez testi, çalışmadaki örneklem değerlerini kullanarak araştırılan hipotezin doğruluğunu ortaya koymak için yapılan çalışmadır.

Hipotez testleri, ilgili değişken ya da değişkenlerin ölçülmesinde kullanılan ölçüğe bağlı olarak, parametrik hipotez testleri ve parametrik olmayan hipotez testleri şeklinde iki sınıfa ayrılmaktadır. Parametrik testler eşit aralıklı ya da orantılı bir ölçek kullanılarak değişkenlerin ölçülmesinde kullanılan hipotez testleridir. Parametrik hipotez testlerinde, hipotezde referans bir olasılık fonksiyonundaki θ değişkeninin referans bir θ_0 değeri ile büyük, küçük ve eşit olma durumlarına bakılır. Parametrik testler bağımlı ya da bağımsız olmalarına göre sınıflandırılırlar. Yaygın olarak z ve t parametrik testleri kullanılmaktadır. Parametrik olmayan testler, parametrik testlerdeki gibi veri dağılımı gözetmeden uygulanabilen testlerdir. Parametrik olmayan testler sınıflandırıcı ya da sıralayıcı ölçek kullanarak değişkenlerin ölçülmesinde kullanılan hipotez testleridir.

İstatistiksel hipotez testlerinde “sıfır hipotezi” (H_0) ve “karşıt hipotezi” (H_1) olmak üzere iki hipotez incelenmektedir. Sıfır hipotezi araştırılan değişkenin önceden belirlenen referans değer ile farklılığın beklenmediğini öne süren hipotezlerdir. Karşıt hipotez, sıfır hipotezi reddedildiği zaman kabul edilen ve incelenen hipotezi içeren hipotezdir (Anderson vd., 2000).

H_0 : Sporcu, sağlıklı, kardiyovasküler risk taşıyan ve hasta gruplara ait elde edilen özellikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur,

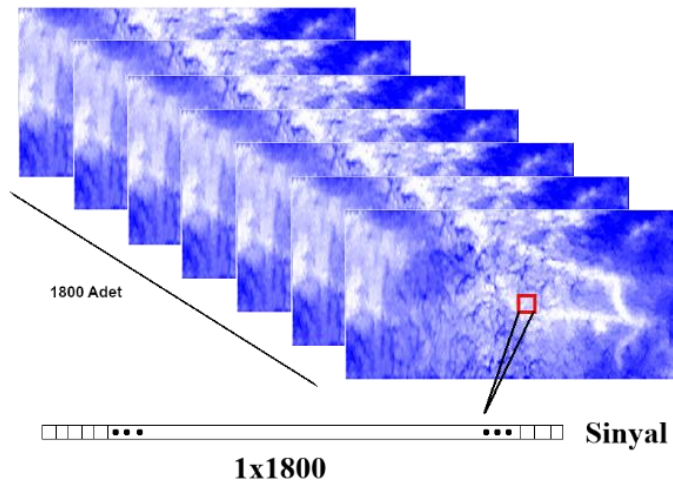
H_1 : Sporcu, sağlıklı, kardiyovasküler risk taşıyan ve hasta gruplara ait elde edilen özellikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır,

şeklinde hipotezler oluşturularak Kruskal-Wallis tek yönlü analiz kullanılarak bu hipotez test edilmiştir. Hasta grubunda örneklem sayısı 10'un üzerine çıkmadığı için normal dağılım sağlaması kontrol edilememektedir. Bu sebeple ANOVA kullanılamamaktadır. İstatistiksel analizde p değerinin $\alpha = 0.05$ hata payından küçük olması şartıyla anlamlı farklılık kabul edilmiştir. p değeri test istatistiği olarak bilinen Kruskal-Wallis testi ile hesaplanmıştır.

3.10. Frekans Analizi

Tez çalışmasında bireylerden efor öncesi ve sonra alt ekstremitte periferik vasküler yapıların doku perfüzyonlarına ait 60 saniye boyunca termal veriler toplanmıştır. Termal verilerin video formatında 60 saniye boyunca alınmasının sebebi, bireylerin doku perfüzyonlarının zamana bağlı sıcaklık değişimlerinin incelenmesidir. Ayrıca, alt ekstremitte bölgesinde bölgelerin piksel bazında sıcaklık değişimleri üzerinden dokuların ısı kaybetme hızlarının tespit edilmesidir. Hasta grupta dokularda meydana gelen sıcaklık değeri daha düşük olduğu için ortam sıcaklığı ile doku sıcaklığı arasındaki fark az olacağı için ısı yayım hızının (frekans) daha düşük olması beklenmektedir. Ancak diğer sağlıklı, sporcu ve riskli gruplar arasında bu dokuların ısı yayım hızları arasında fark olup olmadığı incelenmiştir.

Video formatındaki termal kayıt FLIR ResearchIR yazılımı kullanılarak her çerçevesi PNG formatında çıkartılmıştır. Her çerçeve görüntüsüne yukarıda bahsedilen ön-işleme basamakları uygulanarak, normalize sıcaklık dağılımı görüntüsü haline getirilmiştir. Her video kaydı içerisinde toplam 1800 adet çerçeve içermektedir. Görüntü üzerindeki her (i,j) pikseli için 1x1800 uzunluğundaki zamana bağlı olarak sıcaklık değişimine ait sinyaller elde edilmiştir. Sinyalin veri kümesinden elde edilişi Şekil 3.14'de gösterilmiştir. Ardından bu sinyalin dalgacık dönüşümü ile frekans bileşenleri ve baskın frekans değeri tespit edilmiştir. Sıcaklık değişim hızları ve bunu yanı sıra bireylerin efor sonrası sıcaklık yayılması sonucunda efor öncesi sıcaklık değerlerine dönüş süreleri hakkında bilgi edinilmiştir.

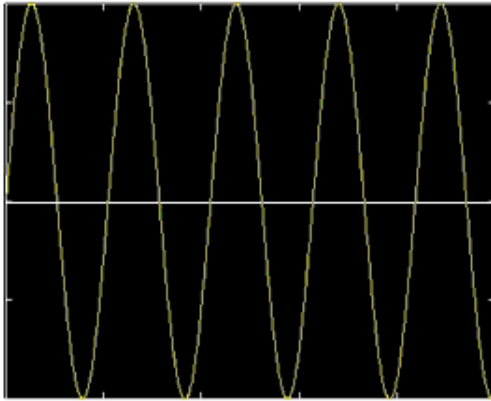


Şekil 3.14. Görüntü piksellerine ait zamana bağlı olarak sıcaklık değişim sinyallerinin elde edilme işlemi

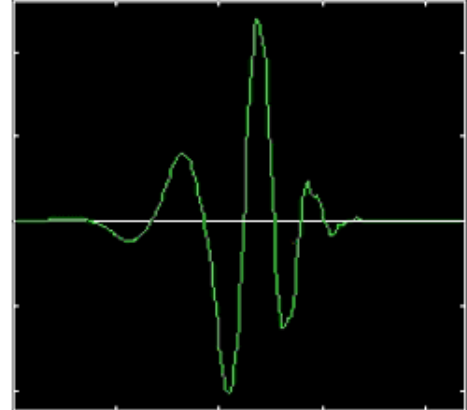
3.10.1. Dalgacık Dönüşümü

Zamana bağlı olarak değişkenlik gösteren bir işaretin zaman-frekans çözümlemesinde kullanılan dönüşüm çeşididir. Çeşitli sistem elemanlarında meydana gelen değişimlerin analizlerinde kullanılabilen ve geniş bir çalışma yelpazesine sahip bir matematiksel modeldir. Dalgacıklar, zamana bağlı değişkenlik gösteren işaretleri farklı frekans bileşenlerine ayıran matematiksel işaret fonksiyonlarıdır. Dalgacıklar ile ölçeklenebilir ve ötelenebilir sinyallerin kullanımını esas alarak analiz gerçekleştirilir. Ölçekleme ile dalgacık genişletilip daraltılabilirken, öteleme ile dalgacık zaman üzerinde sağa sola hareket sağlamaktadır. Fourier dönüşümü uzun zaman aralığında alçak frekans ya da kısa zaman aralığında yüksek frekans bileşenlerinin ayrıştırılmasında eksik kalmaktadır. Dalgacık dönüşümü Fourier dönüşümünün bu eksik yönlerinde güçlü olmasının yanı sıra sinyallerdeki süreksizlikte ve gürültü temizlemede yaygın olarak kullanılmaktadır.

Dalgacık analizi işaretleri alt bileşenlere ayrıştırma işlemi, Fourier dönüşümü ile aynı şekilde gerçekleştirilir. Fourier dönüşümü, işaretlerin farklı frekans değerlerindeki sinüs ve kosinüs sinyallerinin toplamı olarak ifade edilmesini sağlamaktadır. Dalgacık dönüşümü sinüs ve kosinüs sinyallerini kullanmamaktadır. Dalgacık dönüşümünde temel sinyal dalgacık işaretidir. Dalgacık ölçeklenerek ve ötelenerek işareti alt dalgacık işaretleri olarak ayrıştırır. Dalgacık işareti olarak Dubechies 5 ve sinüs sinyalleri Şekil 3.15'de gösterilmektedir. İki işaret arasındaki fark, iki frekans analizi arasındaki farkın temelini oluşturmaktadır. Bu işaretlerden sinüs sinyali yumuşak ve sonsuz uzunlukta olup dalgacık işareti düzensiz ve sınırlı uzunluktadır.



(a)

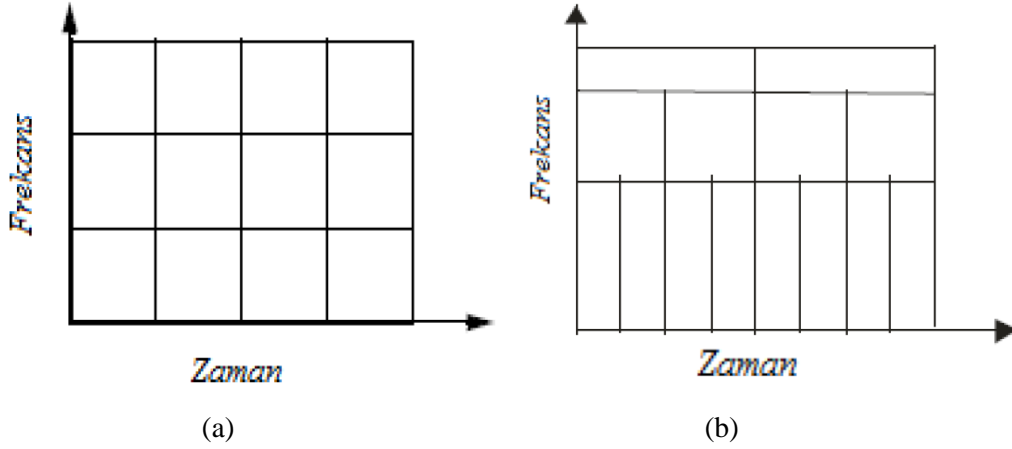


(b)

Şekil 3.15. (a) Fourier dönüşümü için kullanılan sinüs işareti; **(b)** Dalgacık dönüşümü için kullanılan ana dalgacık

Dalgacık dönüşümünde sinyallerin alt bileşenlere ayrıştırılması problemi için tamamen ölçeklenebilen pencereler kullanılmaktadır. Pencere, işaret boyunca zaman ekseninde kaydırılarak her konum için frekans dönüşümü hesaplanmaktadır. Uzun veya kısa pencerelerle her döngü için tekrarlanan bu işlem sonucunda, zaman-frekans grafikleri elde edilmektedir. Dalgacıklar kullanılarak elde edilen grafikler için zaman-ölçek gösterimi kullanılır. Fourier ve dalgacık dönüşümleri için grafikler Şekil 3.16'da

gösterilmiştir.

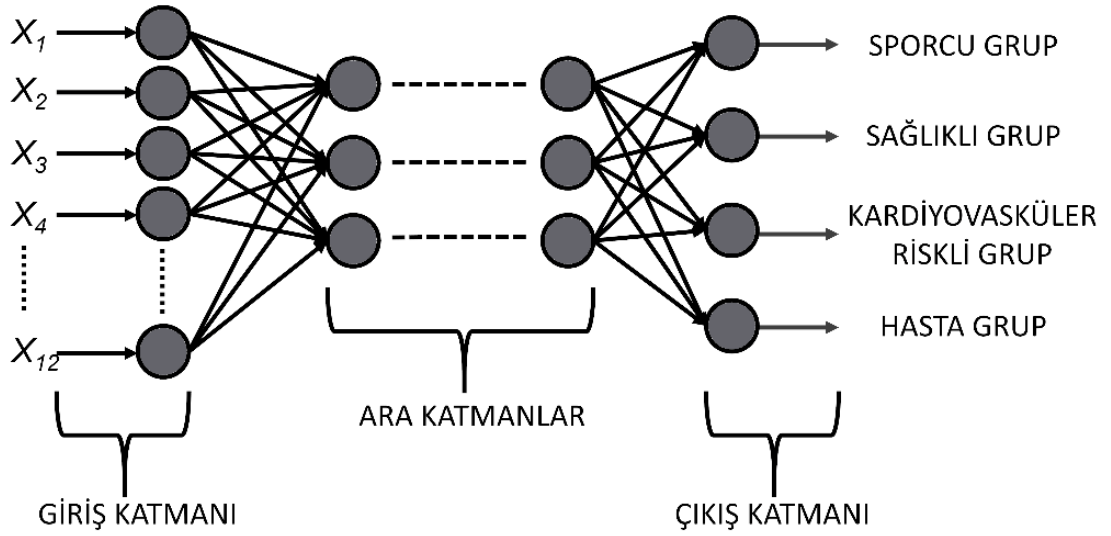


Şekil 3.16. (a) Kısa zamanlı Fourier dönüşüm grafiği; (b) Dalgacık dönüşüm grafiği

3.11. Sınıflandırma Modellerine Ait Çıktıların Yapay Sinir Ağı ile Eğitimi

Sistemin uygulama aşamasında, bireye ait termal verilerden, sporcu, sağlıklı, kardiyovasküler risk taşıyan ve teşhis konulmuş alt ekstremitte periferik vasküler hastalığı bulunan gruplar arasında sınıflandırma işlemi yapılmıştır. Tasarım aşamasında doku ve istatistiksel özelliklere ait sınıflandırma modeli, sıcaklık dağılımına ait konvolüsyonel sinir ağı modeli ve sıcaklık değişim frekansına ait sınıflandırma modeli olmak üzere üç farklı model eğitilmiştir. Her modelin giriş parametreleri birbirlerinden farklı olsa da her model çıkışında bahsedilen dört grup için ağırlık değerleri elde edilmiştir. Alt ekstremitte periferik vasküler rahatsızlık ilerledikçe hasta üzerindeki semptomlar artmakta ya da değişkenlik göstermektedir. Önerilen sistem ile farklı özellikleri inceleyerek üç farklı sınıflandırma modeline sahip olması sayesinde periferik vasküler yapıların sağlığı hakkında daha detaylı bilgi edinilmesini amaçlanmıştır.

Üç modelin çıktıları, gruplar için toplamda on iki adet ağırlık değeri vermektedir. Elde edilen bu değerler tasarlanan ileri beslemeli çok katmanlı yapay sinir ağı modelinin girdi katmanını oluştururken, yapay sinir ağının çıktı katmanında sınıflandırma sonucu olan grup tespit edilmektedir. Yapay sinir ağının sistemde sağlayacağı temel yarar, model çıktılarında farklı sonuçlar elde edildiği takdirde, hangi model çıktısının dikkate alınması gerektiği konusunda eksiklik meydana gelmesinin önüne geçilecektir. Yapay sinir ağı ile model çıktılarının eğitilmesi bu eksikliği ortadan kaldırarak en optimum sınıflandırma sonucunun tespit edilmesini sağlayacaktır. Tez çalışması için kullanılan ileri beslemeli çok katmanlı yapay sinir ağının girdi ve çıktı katmanları ile Şekil 3.17'de gösterilmektedir.



Şekil 3.17. Çalışma için tasarlanan ileri beslemeli yapay sinir ağı modeli mimarisi

3.11.1. Yapay Sinir Ağı (YSA)

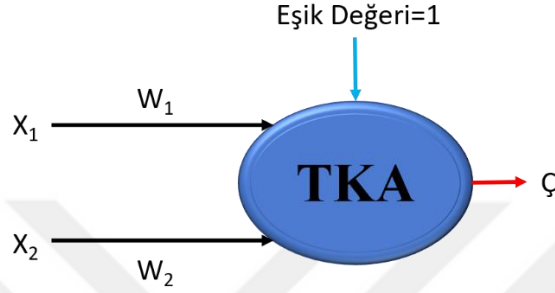
Yapay sinir ağları, insan beyninin öğrenme mekanizmasını baz alarak geliştirilmiş bilgisayar sistemleridir. Yeni bilgiler meydana getirebilme ve keşfedebilme gibi sahip oldukları donanımlar sayesinde, geleneksel programlama yöntemlerine üstünlük sağlamaktadır. Bu sebeple geleneksel yöntemler kullanılarak sınıflandırılması zor olan konular üzerinde elverişli olarak kullanılmaktadır. YSA'nın geleneksel yöntemlerden ayrılmasındaki temel fark programlama ile tasarlanmayıp öğretmenli öğrenme yöntemiyle kendisi güncellemesidir. Bu sayede programlama ile tasarlanan yöntemlere göre sistem boşluğu olması gibi birçok istenmeyen durumdan korunmaktadır.

Günümüzde birçok değişik şekillerde yapay sinir ağı modelleri tanımlanmaktadır. Ancak bu modellerin tamamı temelinde ortak yapılardan oluşmaktadır. Esasında hepsinde yapay nöron yapıları bulunmaktadır. Yapay nöron yapıları birbirleri arasında hiyerarşik olarak bağlantılı ve paralel olarak çalışabilme yeteneğine sahip yapay hücrelerden meydana gelmektedir. Her bir yapay hücre arasındaki bağlantının bir değeri bulunmaktadır. Bu yapılar yapay sinir ağlarının temelini oluşturmaktadır. Yapısal olarak biyolojik sinir sistemi ile benzer şekilde tasarlanmışlardır. Yapay sinir ağlarının farklı modellerinin bulunmasındaki temel durum, bu yapay hücrelerin bilgi işleme yetenekleri ve bağlantı şekilleri arasındaki farktan kaynaklanmaktadır.

Çalışma prensibi olarak yapay sinir ağları, girişine verilen bir veri seti için karşılık gelebilme olasılığı en yüksek olan bir çıktı seti seçmektedir. Bu işlemi gerçekleştirebilmesi için ilk olarak, ağ giriş veri setinin ve çıkış veri setinin boyutunun belirlenerek, ilgili olaylara örnek oluşturabilecek veriler ile ağın eğitilmesi gerekmektedir. Bu sayede yapay sinir ağı modeli, test aşamasında yaklaşım yapabileme yeteneğine sahip olmuş olacaktır.

3.11.1.1. Tek Katmanlı Algılayıcılar (TKA)

Basit yapılu yapay sinir ağı modelidir. Tek katmanlı algılayıcılar sadece girdi ve çıktı katmanları olup ara katman içermemektedir. Girdi (X) ve çıktı (Ç) katmanlarındaki yapay hücre sayısı probleme bağlı olarak artırılabilir. Çıktı katmanında yer alan her nöron, giriş katmanındaki nöronlara bağlıdır. Her bağlantı bir katsayı değeri (W) içermektedir. İki adet girdi nöronu ve bir adet çıktı nöronu bulunan tek katmanlı algılayıcı şeması Şekil 3.18’de gösterilmiştir. Tek katmanlı algılayıcılarda eşik değeri daima 1 olarak tanımlanmaktadır.



Şekil 3.18. Tek katmanlı algılayıcı yapının temel gösterimi

Giriş değerlerinin ait oldukları katsayı değerleri ile çarpımları eşik değeri ile toplanarak çıktı değeri belirlenmektedir. Şekil 3.18’deki örnek şekil üzerinden incelenecek olursa çıktı değeri şu şekilde hesaplanır:

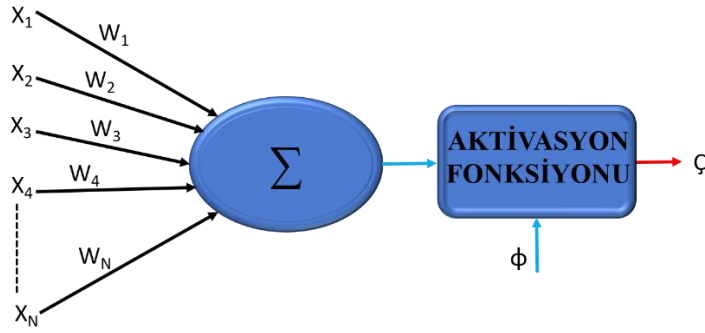
$$\text{Ç} = \sum_{i=1}^2 W_i X_i + \text{EşikDeğeri} \quad (3.20.)$$

Hesaplanan çıktı değerine (Ç) bağlı olarak sinir ağı modeli çıktısında 0 ve 1 olmak üzere iki farklı sonuç türetebilmektedir. Çıktı değeri aşağıda sunulmuş olan ifade ile hesaplanır:

$$\text{Ç} = \begin{cases} 1, & \text{eğer } \text{Ç} > 0 \\ 0, & \text{eğer } \text{Ç} \leq 0 \end{cases} \quad (3.21.)$$

3.11.1.2. Basit Algılayıcı Modeli

Tek katmanlı algılayıcılara benzer şekilde sadece girdi ve çıktı katmanlarından oluşmaktadır. Girdi katmanına birden fazla girdi değeri geldikten sonra bir çıktı değeri üretilmektedir. Tek katmanlı algılayıcılardan farkı ise eşik değeridir. Basit algılayıcı modelin yapısı Şekil 3.19’de gösterilmektedir.



Şekil 3.19. Basit algılayıcı modelinin mimarisi

Basit algılayıcılarda girdilerin katsayı değerleri ile çarpımından elde edilen değere (NET) eşik değeri (ϕ) eklenmez. Elde edilen net değer ile eşik değerini karşılaştırarak çıktı değeri hesaplanmaktadır.

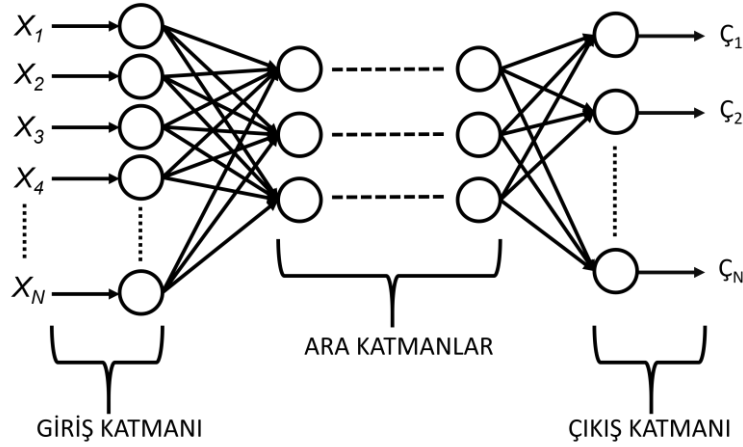
$$NET = \sum_{i=1}^N W_i X_i \quad (3.22.)$$

$$\zeta = \begin{cases} 1, & \text{eğer } \zeta > \phi \\ 0, & \text{eğer } \zeta \leq \phi \end{cases} \quad (3.23.)$$

Basit algılayıcılar eğitilme özelliğine sahip bir adet nörondan oluşmaktadır. Burada eğitilebilir olmasının temel sebebi ağırlık katsayısının değiştirilebilir olmasıdır. Bunun için eğitim sırasında girdi katmanına verilen veri setine uygun olan çıktı veri seti de modele gösterilir. Ağ çıktısı ile olması beklenen çıktı değerleri birbirlerinden farklı ise ağırlık katsayıları güncellenmektedir. Basit algılayıcı model günümüzde kullanılan ileri yönlü beslemeli yapay sinir ağı modelinin en sade halidir.

3.11.1.3. Çok Katmanlı Yapay Sinir Ağı Modeli

Girdi ve çıktı verileri arasında doğrusal olmayan problemlerde tek katmanlı ve basit algılayıcı kullanılarak ağ eğitmek mümkün değildir. Çok katmanlı yapay sinir ağı modeli gibi daha gelişmiş modeller bu tarz problemlerin çözümünde elverişli sonuçlar vermektedir. Çok katmanlı yapay sinir ağı modelinin yapısı Şekil 3.20'de verilmektedir.



Şekil 3.20. Çok katmanlı ileri beslemeli yapay sinir ağı modelinin mimarisi

Giriş katmanı, veri setinin kullanıcı tarafından yapay sinir ağına verildiği katmandır. Bu katmanda herhangi bir işlem gerçekleştirilmez ve dışarıdan alınan bilgi doğrudan bir sonraki katmana (ara katman) iletilmektedir. Giriş katmanındaki her bir bilgi (nöron) bir sonraki katmanda bulunan nöronlara iletilmektedir. Ara (gizli) katman, problemin çözümüne bağlı olarak bir ya da daha fazla katman ve her katmanda birden fazla nöron barındırabilir. Giriş katmanında doğrudan iletilen bilgiler bu katmanda işlenerek bir sonraki katmana (çıkış katmanı) aktarılmaktadır. Ara katmanda yer alan her bir nöron, çıkış katmanındaki tüm nöronlara bağlı olarak bilgiyi çıkış katmanına aktarmaktadır. Çıktı katmanı, ara katmandan aldığı bilgilerin işlenmesi sonucunda girdi katmanına verilen giriş veri setinin karşılık geldiği çıkış sınıfının belirlendiği katmandır.

İleri doğru beslemeli yapay sinir ağı modelinde, ilk olarak veri seti girdi katmanına gelir. Girdi katmanından ara katmana ve oradan da çıkış katmanına geçmektedir. İleri doğru beslemeli yapay sinir ağı modelinde girdi katmanından itibaren nöronlarda işlemler gerçekleştirilir. Buna bağlı olarak girdi katmanındaki k . nöronun çıktısı, yani ara katmana aktardığı veri C_k^i Denklem (3.24.) kullanılarak hesaplanır.

$$C_k^i = G_k \quad (3.24.)$$

Ara katmandaki nöronlar arasındaki bağlantıların ağırlık katsayıları (A_1, A_2, \dots) kullanılarak ara katman nöronlarına gelen net girdi (NET_j^a) hesaplanır.

$$NET_j^a = \sum_{k=1}^n A_{jk} C_k^i \quad (3.25.)$$

A_{jk} ifadesi k girdi katmanındaki nöron ile j ara katmandaki nöron arasındaki bağlantının ağırlık katsayısını temsil etmektedir. j ara katmandaki nöronunun çıktısı ise net girdi değerinin aktivasyon fonksiyonundan geçirilmesiyle hesaplanmaktadır. Aktivasyon fonksiyonu olarak sigmoid fonksiyonu kullanıldığı takdirde çıktı aşağıda

sunulmuş olan ifade ile hesaplanmaktadır.

$$C_j^a = \frac{1}{1 + e^{-(NET_j^a + \beta_j^a)}} \quad (3.26.)$$

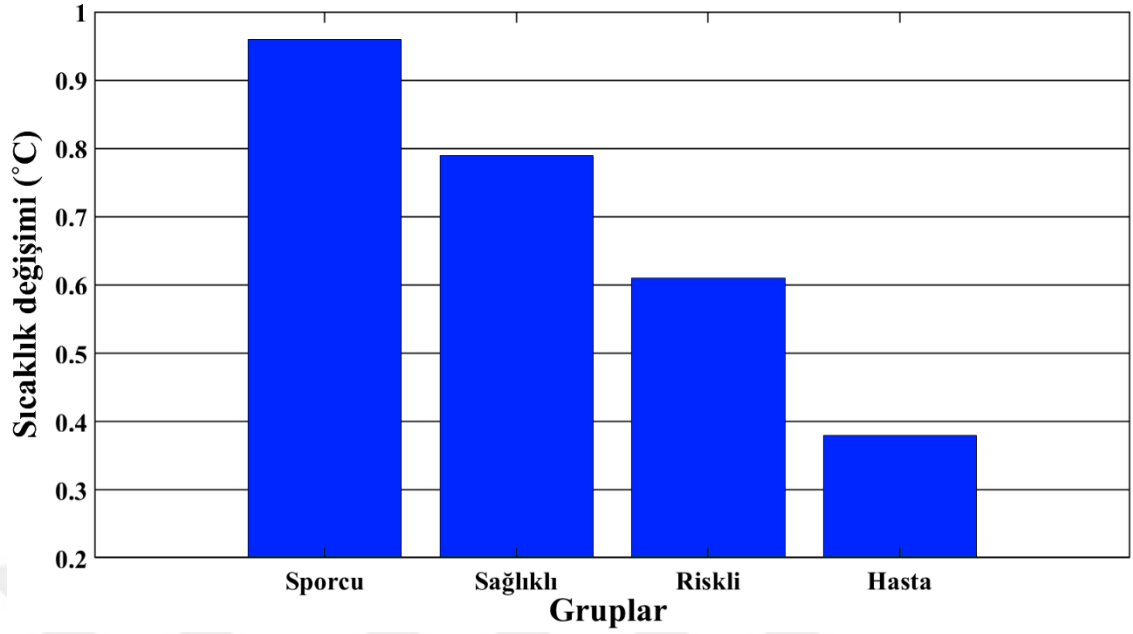
β_j^a değeri j ara katmandaki nörona bağlanmış olan eşik değerini ifade etmektedir.

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Tez çalışmasının amacı sporcu, sağlıklı, kardiyovasküler risk taşıyan ve hasta bireylerin efora bağlı olarak alt ekstremitte bölgesinde meydana gelen sıcaklık değişiminin değerlendirilmesidir. Çalışmanın hipotezi herhangi bir fiziksel aktivite sırasında metabolizma hızlanır ve artan kan akış hızı sayesinde vücutta taşınan kan ve oksijen miktarının artışı sonucunda oksijen tüketiminin artmasına bağlı olarak vücut sıcaklığında meydana gelen artışın kızılötesi kamera ile tespitidir. Arterlerde taşınan kan miktarının artması da vücut sıcaklığının artmasına etki etmektedir (Chudecka, 2013). Yapılan çalışmalar sonucunda, fiziksel aktiviteye bağlı olarak cilt sıcaklığının artışı sonucu ilgili bölgeyi besleyen arterlerin fonksiyonel sağlığı arasında korelasyon olduğu düşünülmektedir. Alt ekstremitte periferik vasküler hastalığa sahip bir birey ile sağlıklı bir bireyin fiziksel aktiviteye bağlı olarak cilt yüzeylerinde gözlenecek sıcaklık artışının ve dağılımının aynı olmayacağı öne sürülmektedir. Hastalığa sahip bireyin arterleri ilgili bölgeye yeterince kan ve oksijen taşıyamaz ise düşük sıcaklık artışı gözlenecektir. Bu sebeplerden dolayı bireylerin efor öncesi ve sonrası termal verileri analiz edilerek efora bağlı olarak, bacak yüzeyinde meydana gelen sıcaklık dağılımları, artışı ve sıcaklık haritasının homojenizasyonu incelenmiştir.

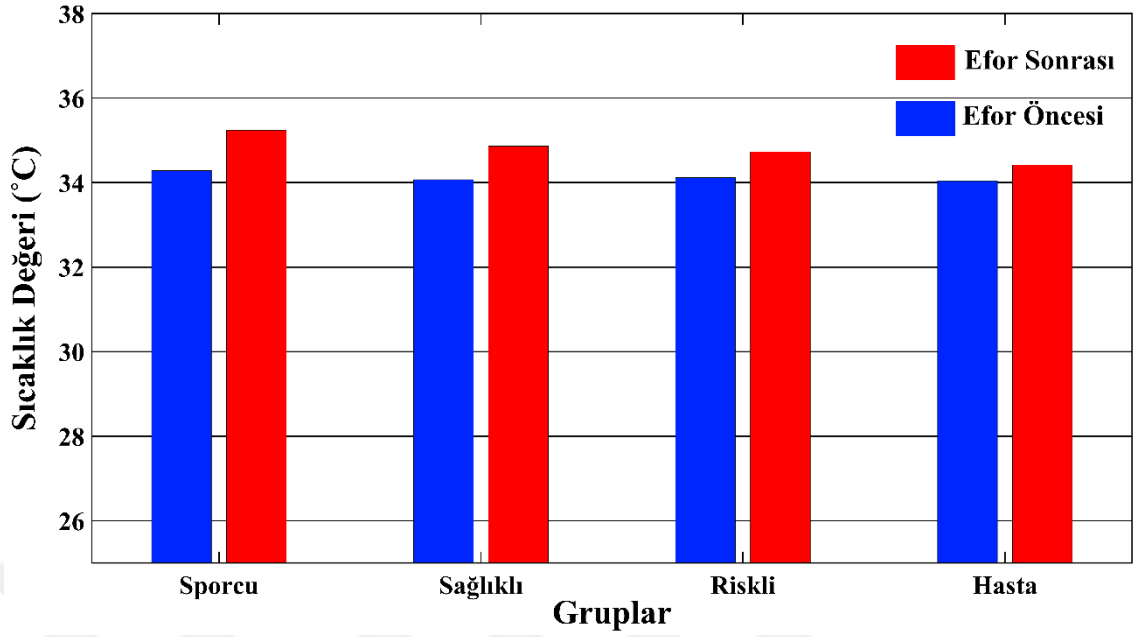
4.1. Efora Bağlı Olarak Sıcaklık Değişimleri

Çalışmaya konu olan sporcu, sağlıklı, kardiyovasküler risk taşıyan ve hasta grupların efora bağlı olarak alt ekstremitte doku perfüzyonlarında meydana gelen sıcaklık değişimleri arasında farklar gözlenmiştir. Gruplara ait efora bağlı olarak sıcaklık değişim değerleri Şekil 4.1’de gösterilmiştir. Sporcu grupta 0.96°C , sağlıklı grupta 0.79°C , riskli grupta 0.61°C ve hasta grupta 0.38°C ortalama sıcaklık değişimleri elde edilmiştir. En yüksek sıcaklık değişimi sporcu grupta meydana gelirken hasta grupta meydana gelen sıcaklık değişimi en düşük seviyededir. Gruplar arasında farklı sıcaklık değişim ve dağılımları meydana gelmiş olması dört grup arasında sınıflandırma yapılabilmesini mümkün kılmıştır.



Şekil 4.1. Gruplara ait efora bağlı olarak sıcaklık değişim değerleri

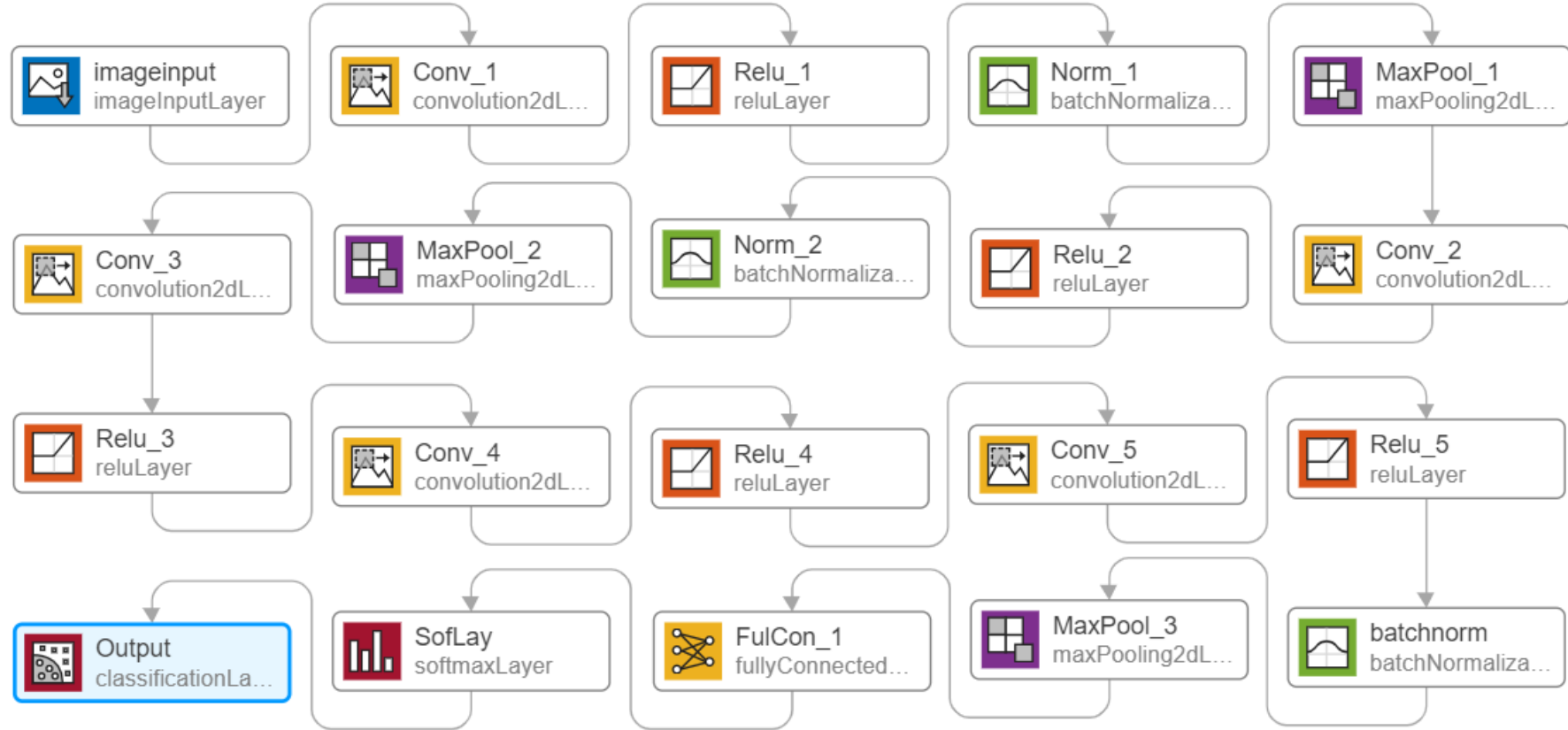
Dinlenim durumunda sporcu, sağlıklı, kardiyovasküler risk taşıyan ve hasta gruplar kıyaslandığı zaman doku perfüzyonları arasında önemli derecede bir sıcaklık farkı gözlenmemiştir. Huang yaptığı çalışmada bu çıkarımı gözlemleyerek sadece dinlenim durumunda, efora bağlı olarak sıcaklık dağılımına bakılmasının anlamsız olduğunu söylemiştir (Huang vd., 2011). Grupların ortalama efor öncesi ve efor sonrası alt ekstremite periferik vasküler yapılarına ait doku perfüzyonlarına ait sıcaklık değerleri Şekil 4.2’de gösterilmektedir. Efor öncesi durum için tüm grupların sıcaklık değerleri birbirlerine oldukça yakındır. Efor öncesi sporcu grupta 34.28°C, sağlıklı grupta 34.07°C, riskli grupta 34.12°C ve hasta grupta 34.04°C ortalama sıcaklık değerleri gözlenmiştir. Efor sonrası sporcu grupta 35.24°C, sağlıklı grupta 34.86°C, riskli grupta 34.73°C ve hasta grupta 34.42°C ortalama sıcaklık değerleri elde edilmiştir.



Şekil 4.2. Gruplara ait ortalama efor öncesi ve efor sonrası doku perfüzyonlarına ait sıcaklık değerleri

4.2. Konvolüsyonel Sinir Ağı Tasarımı ve Başarı Oranı

Sıcak bölge dağılım görüntüleri kullanılarak gruplar arasında sınıflandırma yapmak için konvolüsyonel sinir ağı modeli eğitilmiştir. Çalışmada yeni bir CNN modeli tasarlanmış olup model katmanları Şekil 4.3'te gösterilmiştir. CNN eğitiminde verilerin %75'i eğitim için, %25'i de test için kullanılmıştır. Model 20 katmandan oluşmakta olup bunların 5'i konvolüsyon, 5'i düzleştirilmiş birim, 3'ü havuzlama, 3'ü normalizasyon ve 1'er adet de giriş, tam bağlantı, aktivasyon ve sınıflandırma katmanı içermektedir. Sıcaklık dağılım görüntüleri kullanılarak eğitilen CNN modeli ile %95.7 oranında başarı yüzdesi elde edilmiştir



Şekil 4.3. Tasarlanan konvolüsyonel sinir ağı modelinin katmanları

4.3. İstatistiksel Sonuçlar

Dört farklı gruba ait ölçümlerden çıkarılan özelliklerin (kontrast, korelasyon, enerji, homojenlik, ortalama, standart sapma, varyans ve entropi) normal dağılmadıkları görülmüştür. Kruskal-Wallis H analizi sonucunda dört farklı gruba ait özelliklerin korelasyon ($p=0.249>0.05$), enerji ($p=0.415>0.05$) ve entropi ($p=0.299>0.05$) özelliklerinin istatistiksel olarak farklılık olmadıkları tespit edilmiştir. Çıkarılan özelliklerden **kontrast** ($p=0.042<0.05$), **homojenlik** ($p=0.038<0.05$), **ortalama** ($p=0.014<0.05$), **standart sapma** ($p=0.015<0.05$) ve **varyansta** ($p=0.015<0.05$) istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar elde edilmiştir. Kruskal-Wallis H analizi sonuçları Çizelge 4.1.'de gösterilmektedir.

Çizelge 4.1. Kruskal-Wallis H testi sonuçları

Özellik İsmi	Grup	Medyan Değeri	Maksimum Değeri	Minimum Değeri	p- Değeri
Kontrast	Sağlıklı	0.071	0.248	0.035	0.042
	Riskli	0.083	0.145	0.054	
	Sporcu	0.050	0.118	0.003	
	Hasta	0.035	0.047	0.025	
Korelasyon	Sağlıklı	0.805	0.883	0.740	0.249
	Riskli	0.817	0.956	0.734	
	Sporcu	0.789	0.904	0.540	
	Hasta	0.884	0.915	0.840	
Enerji	Sağlıklı	0.777	0.870	0.290	0.415
	Riskli	0.770	0.821	0.400	
	Sporcu	0.811	0.991	0.613	
	Hasta	0.768	0.778	0.765	
Homojenlik	Sağlıklı	0.970	0.983	0.889	0.038
	Riskli	0.965	0.974	0.932	
	Sporcu	0.979	0.998	0.944	
	Hasta	0.982	0.987	0.978	
Ortalama	Sağlıklı	14	95	3	0.014
	Riskli	49.5	113	16	
	Sporcu	7	66	0	
	Hasta	10	69	0	

Çizelge 4.1'in devamı

Standart Sapma	Sağlıklı	2792	18951	598	0.015
	Riskli	9874	22542	3191	
	Sporcu	1396	13166	0	
	Hasta	1994	13765	0	
Varyans	Sağlıklı	2792	18951	598	0.015
	Riskli	9874	22542	3191	
	Sporcu	1396	13166	0	
	Hasta	1994	13765	0	
Entropi	Sağlıklı	0.871	0.931	0.610	0.299
	Riskli	0.885	0.922	0.752	
	Sporcu	0.780	0.938	0.265	
	Hasta	0.686	0.826	0.545	

Elde edilen bulguların istatistik analizleri SPSS 26 (SPSS Inc. Released 2019) programında yapılmıştır. Sürekli değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile incelenmiştir. Parametrik test varsayımlarının sağlanmadığı durumlarda ise bu testin parametrik olmayan alternatifi “Kruskal-Wallis H” testi uygulanmıştır. İki den fazla grup için yapılan karşılaştırmalar sonrasında ikili karşılaştırmalar için Post Hoc testlerinden Bonferroni düzeltmesi kullanılmıştır. Analizlerde farklılıkların belirlenmesi için %95 anlamlılık düzeyi (ya da $\alpha=0.05$ hata payı) kabul edilmiştir. Bonferroni düzeltmesi ile kullanılan hata payı 0.017'dir.

4.4. Sınıflandırıcı Eğitimi ve Başarı Oranları

Tez çalışmasında efor öncesi ve sonrası alınan fark görüntüsü üzerinden elde edilen Haralick doku öznelikleri ve frekans bileşenlerinin sınıflandırıcı algoritmaları eğitilerek en yüksek başarı oranı sağlayan sınıflandırıcı modeli kullanılmıştır. Haralick doku özneliklerinden; kontrast, korelasyon, enerji, homojenlik ve entropi değerleri ile birlikte istatistiksel özelliklerden ortalama, standart sapma ve varyans değerleri farklı sınıflandırıcı modellerinin girdi veri setini oluştururken çıktı katmanında sporcu, sağlıklı, kardiyovasküler risk taşıyan, sporcu ve hasta grupları tespit edilmektedir. Destek Vektör Makineleri, K-En Yakın Komşu, Lineer Diskriminant Analizi ve Karar Ağaçları sınıflandırma metotları ile toplamda 30 farklı algoritma 30 k-katlamalı çapraz doğrulama ve Temel Bileşenler Analizi ile kullanılmıştır. Bu sayede Haralick doku öznelikleri ve frekans bileşenleri kullanılarak gruplar arasında sınıflandırma yapılması amaçlanmıştır. Gruplar arasındaki sınıflandırma %26.6 ile %98.7 arasında değişkenlik gösteren başarı oranları ile gerçekleştirilmiştir. Sınıflandırıcıların başarı oranları Çizelge 4.2'de gösterilmiştir.

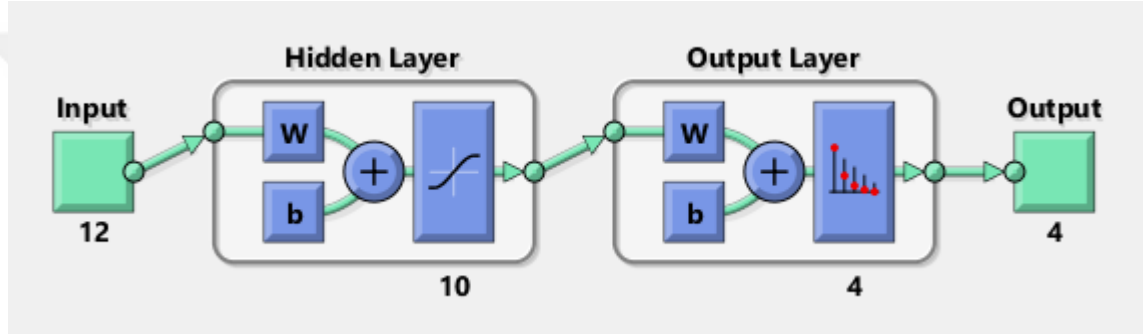
Çizelge 4.2. Sınıflandırmalara ait başarı oranları

Sınıflandırıcılar	Tipler	Haralick Doku		Sıcaklık Değişim	
		Öznitelikleri		Frekans Özellikleri	
		TBA'sız	TBA	TBA'sız	TBA
Karar Ağaçları	Kompleks	96.6%	62.5%	50%	65%
	Orta	87.7%	61.6%	50%	60%
	Basit	75.4%	59.1%	50%	60%
Destek Vektör Makineleri	Lineer	73.0%	35.8%	65%	70%
	Karesel	95.6%	26.6%	65%	70%
	Kübik	98.7%	27.6%	60%	60%
	Kompleks Gauss	98.6%	59.0%	60%	65%
	Orta Gauss	93.9%	57.3%	60%	65%
Diskriminant Analizi	Lineer	Başarısız	42.1%	46%	55%
	Karesel	Başarısız	50.6%	40%	58%
K-En Yakın Komşuluk	Tam	98.5%	56.5%	55%	60%
	Orta	98.2%	63.0%	55%	60%
	Kosinüs	97.5%	29.2%	75%	80%
	Kübik	98.0%	63.0%	55%	55%
	Ağırlıklı	98.5%	57.4%	65%	55%

Haralick doku özniteliklerine bakıldığı zaman TBA başarı oranları azalırken frekans değerleri için tam tersi şekilde TBA ile başarı oranlarının arttığı gözlenmektedir. TBA kullanılmayan sınıflandırıcı başarı oranlarına bakıldığı zaman, Haralick doku öznitelikleri en yüksek başarı oranına kübik tipli DVM algoritması ile sahip olsa da K-en Yakın Komşuluk sınıflandırıcısının tüm tiplerinde başarı oranları yüksek olarak tanımlanmıştır. Ayrıca, doku özniteliklerinde TBA'sız karesel ve lineer diskriminant analizinin başarısız olma sebebi, çıkarılan özellikler arasında eliptik, hiperbolik veya parabolik doğrunun çizdirilmemesidir. Frekans değerlerinin eğitilmesinde en yüksek başarı oranı TBA'lı kosinüs tipli K-en Yakın Komşuluk sınıflandırıcısı ile sağlanmaktadır. İkili veri setinde TBA'nın gösterdiği etkinin sebebi, Haralick doku özniteliklerinin birbirlerine daha yakın olmasından ötürü TBA'sız daha yüksek başarı oranı elde edilmektedir. Çünkü verilerin yakın olması doğru tahmin yapılmasını sağlayan verilerinde çıkartılmasına neden olmaktadır. Frekans değerleri birbirlerine uzak oldukları için TBA'sız başarı oranları daha düşüktür. TBA ile hataya sebep olan eleman sayısının azaltılması ile TBA'lı şekilde daha yüksek başarı oranı sağlanmaktadır.

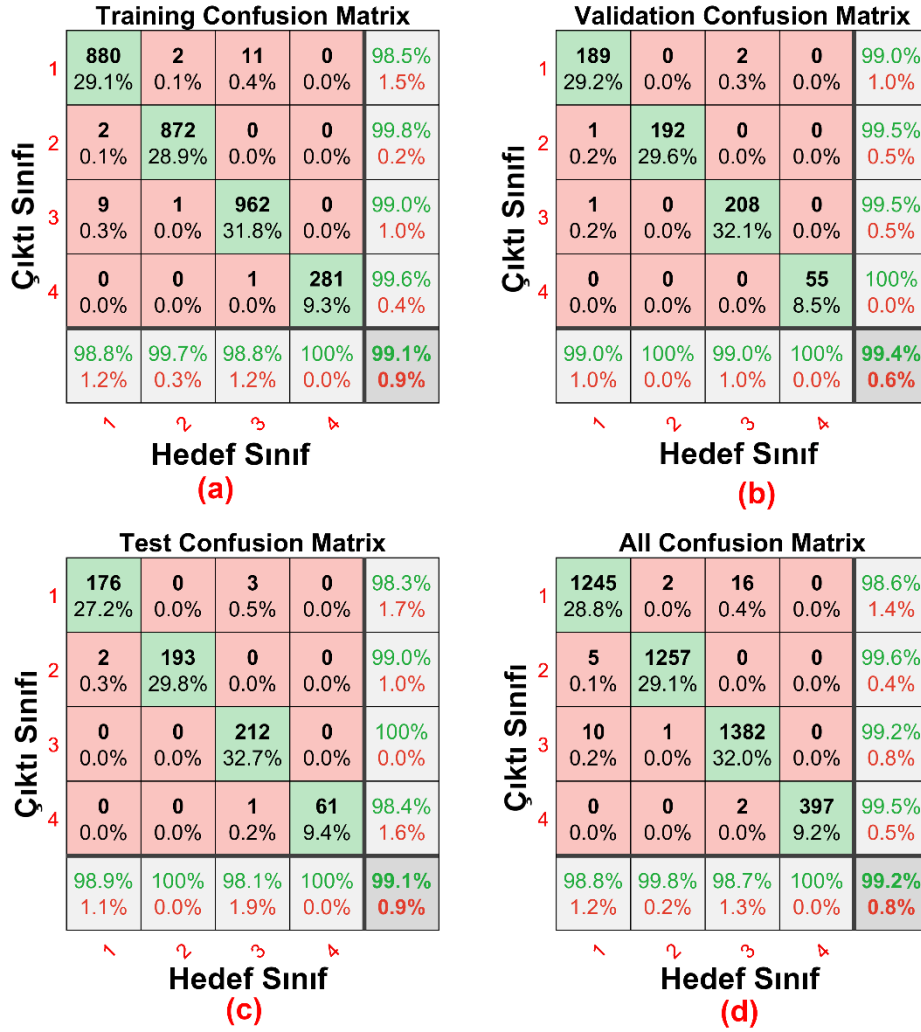
4.5. Yapay Sinir Ağı Başarı Oranı

Tez çalışmasında Haralick doku özniteliklerinin sınıflandırılmasında kübik tipli DVM kullanılmıştır. Frekans değerlerinin sınıflandırılmasında kosinüs tipli K-en yakın komşu algoritması kullanılmıştır. Sıcaklık dağılım görüntüleri de konvolüsyonel sinir ağı modeli kullanılarak eğitilmiştir ve sonuç olarak elimizde toplamda 3 sınıflandırma algoritması eğitilmiş olmaktadır. 3 model de çıktı olarak her gruba bir katsayı verecek şekil tasarlanmıştır. Bir kişiye ait alt ekstremité doku perfüzyonuna ait termal görüntü sisteme girdiği zaman bu 3 modelden toplamda 12'şer adet değer elde edilmektedir. Modellerin sınıflandırma sonucu üzerindeki etkisinin manuel olarak hesaplanmasını önlemek için bu 3 modelin çıktıları son sınıflandırma katmanımız olan yapay sinir ağı modeline girdi olarak verilmiştir. Yapay sinir ağı modelinin girdi katmanında 12 nöron, gizli katmanda 10 katman ve çıktı katmanında 4 nöron olacak şekilde sistem tasarlanmıştır. Yapay sinir ağının tasarımı Şekil 4.4' gösterilmektedir.



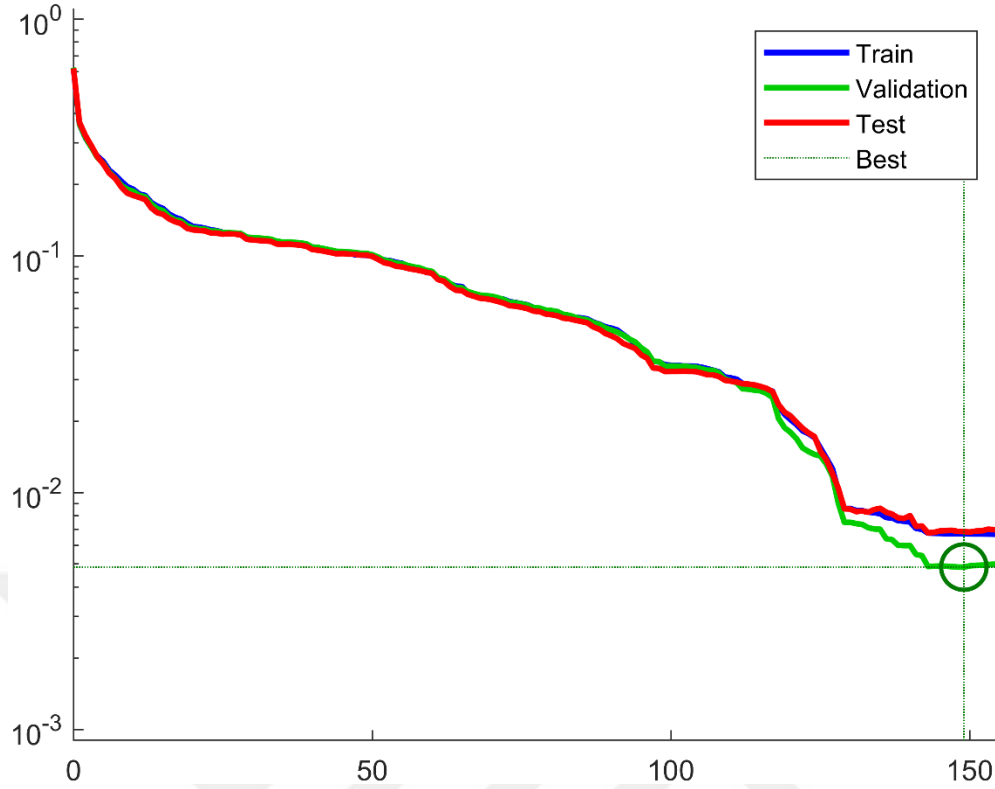
Şekil 4.4. Yapay sinir ağı modeline ait katmanlar ve büyüklükleri

Veri çoğaltması yapılarak toplamda 4137 adet veri ile yapay sinir ağı eğitilmiştir. Bu verilerin %70'i test için, %15'i doğrulama için ve %15'i test verisi şeklinde ayrıştırılmıştır. Yapay sinir ağı sonucunda test, doğrulama ve test verileri için elde edilen hata matrisi Şekil 4.5'de gösterilmiştir. Matrislerde sağlıklı grup 1, kardiyovasküler risk taşıyan grup 2, sporcu grup 3 ve hasta grup 4 olarak numaralandırılmıştır. Matrislerde satır vektörleri yapay sinir ağının çıktısında görülen grup, sütun vektörleri de verilen eğitim setinin sonucunda elde edilmesi hedeflenen grup numarasını göstermektedir. Yapay sinir ağının eğitim başarı oranı %99.1, doğrulama başarı oranı %99.4, test başarı oranı %99.1 olarak elde edilmiştir. Toplam başarı oranı %99.2 olarak hesaplanmıştır.



Şekil 4.5. (a)Yapay sinir ağı için eğitim hata matrisi; (b) doğrulama için hata matrisi; (c) test için hata matrisi; (d) toplam hata matrisi sunulmaktadır.

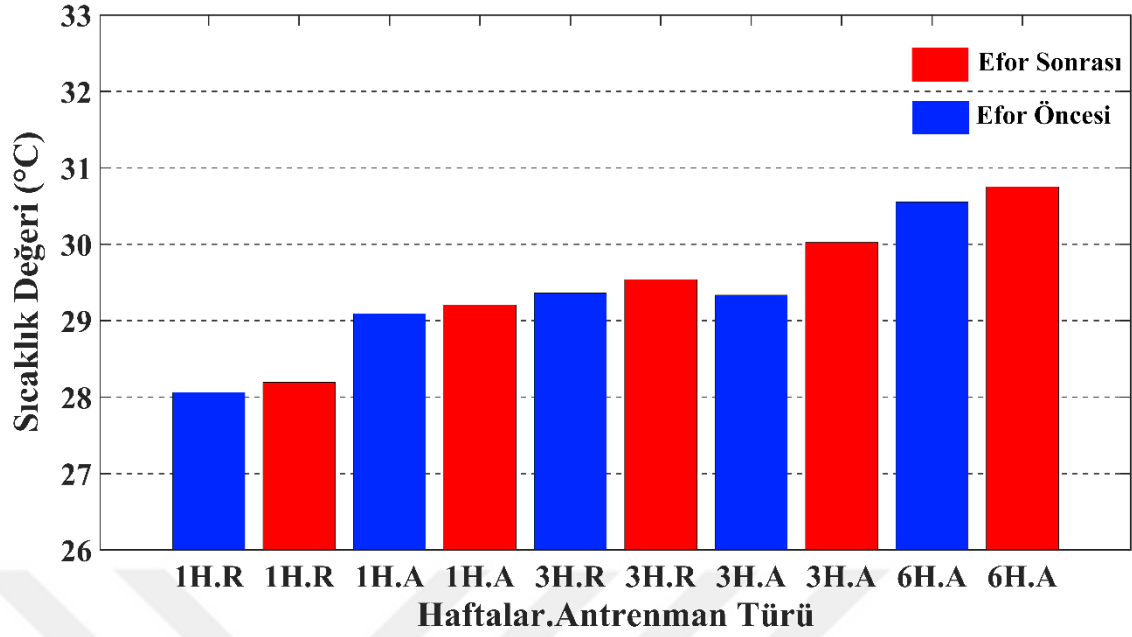
Eğitim aşamasında yapay sinir ağı için performans eğrisi Şekil 4.6'da gösterilmiştir. Burada mavi renkli grafik eğitim için, yeşil renkli eğri doğrulama için ve kırmızı renkli eğri ise test için oluşturulmuş eğrilerdir. Kesik çizgi ile gösterilen nokta ise eğitimin optimum noktasını temsil etmektedir. Eğitim sonucunda en iyi doğrulama performansı 0.0048519 olarak hesaplanmıştır.



Şekil 4.6. Eğitim, doğrulama ve test verileri için performans eğrileri

4.6. Sporcu Verilerinin Analizi

Sporculardan 6 hafta süresince 2'şer haftada bir olmak üzere alt ekstremitte periferik vasküler yapılarından termogram verileri alınmıştır. Sporcuların antrenman öncesi ve sonrası verileri haftalık olarak hesaplanmıştır. Ağır antrenman ve rejenerasyon olmak üzere iki farklı antrenman türü için termal görüntüleri alınmıştır. Tüm sporcuların haftalık olarak antrenman öncesi ve sonrası sıcaklık değerlerinin ortalaması alınarak sıcaklık değerleri çizdirilmiştir. Şekil 4.7'de antrenman öncesi ve sonrası ortalama sıcaklık değerleri grafik olarak gösterilmiştir. İlerleyen süreç boyunca sporcuların antrenman gelişimine bağlı olarak antrenman öncesi ve sonra sıcaklık değerlerini arttığı gözlenmiştir. Bu durum alt ekstremitte periferik vasküler yapılara taşınan kan kapasitesinin antrenmanlar ile artması sonucunda antrenman öncelerinde de haftalık olarak artış gözlenmektedir.



Şekil 4.7. Antrenman türüne göre haftalık olarak sporcuların antrenman öncesi ve sonrası sıcaklık dağılımı değerlerinin ortalaması

Rejenerasyon ve ağır antrenman türlerine göre sporculardan termogram verileri alınmıştır. Rejenerasyon antrenmanları, spor müsabakalarının ardından sporcuların yenileme amacıyla gerçekleştirilen antrenmandır. Ağır antrenman olarak adlandırılan antrenmanda sporcular kardiyo ve çift kale maç yapmaktadırlar.

Sporcuların haftalık sıcaklık haritaları bireysel olarak incelendiği zaman antrenman performansları hakkında bilgi edinilebileceği düşünülmektedir. Bu sebeple sporcuların haftalık olarak sıcaklık artış değerleri ve 1. hafta ile 6. hafta sıcaklık değişimleri arasındaki fark yüzdesel olarak hesaplanarak sporcuların gelişimleri incelenmiştir.

- Sporcu 1: Altı haftalık ortalama sıcaklık değişimi 1.44°C olarak hesaplanmış olup birinci haftada 1.41°C , üçüncü haftada 1.43°C , altıncı haftada 1.50°C sıcaklık değişimi değerleri elde edilmiştir. Bu sporcuda, altıncı haftada birinci hafta sıcaklık değişim değerine göre %7'lik bir artış meydana gelmiştir.
- Sporcu 2: Altı haftalık ortalama sıcaklık değişimi 1.25°C olarak hesaplanmış olup birinci haftada 1.10°C , üçüncü haftada 1.26°C , altıncı haftada 1.38°C sıcaklık değişim değerleri elde edilmiştir. Bu sporcuda, altıncı haftada birinci hafta sıcaklık değişim değerine göre %21'lik bir artış meydana gelmiştir.
- Sporcu 3: Altı haftalık ortalama sıcaklık değişimi 0.93°C olarak hesaplanmış olup birinci haftada 0.85°C , üçüncü haftada 0.93°C , altıncı haftada 1.02°C sıcaklık değişim değerleri elde edilmiştir. Bu sporcuda, altıncı haftada birinci hafta sıcaklık değişim değerine göre %17'lik bir artış meydana gelmiştir.

- Sporcu 4: Altı haftalık ortalama sıcaklık değişimi 1.05°C olarak hesaplanmış olup birinci haftada 0.89°C , üçüncü haftada 1.01°C , altıncı haftada 1.26°C sıcaklık değişimi değerleri elde edilmiştir. Bu sporcuda, altıncı haftada birinci hafta sıcak değişim değerine göre %29.5'lik bir artış meydana gelmiştir.
- Sporcu 5: Altı haftalık ortalama sıcaklık değişimi 1.38°C olarak hesaplanmış olup birinci haftada 1.17°C , üçüncü haftada 1.39°C , altıncı haftada 1.59°C sıcaklık değişimi değerleri elde edilmiştir. Bu sporcuda, altıncı haftada birinci hafta sıcak değişim değerine göre %12.5'lik bir artış meydana gelmiştir.
- Sporcu 6: Altı haftalık ortalama sıcaklık değişimi 0.98°C olarak hesaplanmış olup birinci haftada 0.85°C , üçüncü haftada 0.93°C , altıncı haftada 1.11°C sıcaklık değişimi değerleri elde edilmiştir. Bu sporcuda, altıncı haftada birinci hafta sıcak değişim değerine göre %23.8'lik bir artış meydana gelmiştir.
- Sporcu 7: Altı haftalık ortalama sıcaklık değişimi 0.95°C olarak hesaplanmış olup birinci haftada 0.75°C , üçüncü haftada 0.96°C , altıncı haftada 1.13°C sıcaklık değişimi değerleri elde edilmiştir. Bu sporcuda, altıncı haftada birinci hafta sıcak değişim değerine göre %33.7'lik bir artış meydana gelmiştir.
- Sporcu 8: Altı haftalık ortalama sıcaklık değişimi 1.09°C olarak hesaplanmış olup birinci haftada 0.93°C , üçüncü haftada 1.06°C , altıncı haftada 1.29°C sıcaklık değişimi değerleri elde edilmiştir. Bu sporcuda, altıncı haftada birinci hafta sıcak değişim değerine göre %28'lik bir artış meydana gelmiştir.
- Sporcu 9: Altı haftalık ortalama sıcaklık değişimi 0.86°C olarak hesaplanmış olup birinci haftada 0.79°C , üçüncü haftada 0.83°C , altıncı haftada 0.96°C sıcaklık değişimi değerleri elde edilmiştir. Bu sporcuda, altıncı haftada birinci hafta sıcak değişim değerine göre %18'lik bir artış meydana gelmiştir.
- Sporcu 10: Altı haftalık ortalama sıcaklık değişimi 0.80°C olarak hesaplanmış olup birinci haftada 0.70°C , üçüncü haftada 0.79°C , altıncı haftada 0.92°C sıcaklık değişimi değerleri elde edilmiştir. Bu sporcuda, altıncı haftada birinci hafta sıcak değişim değerine göre %24'lik bir artış meydana gelmiştir.
- Sporcu 11: Altı haftalık ortalama sıcaklık değişimi 0.78°C olarak hesaplanmış olup birinci haftada 0.68°C , üçüncü haftada 0.76°C , altıncı haftada 0.89°C sıcaklık değişimi değerleri elde edilmiştir. Bu sporcuda, altıncı haftada birinci hafta sıcak değişim değerine göre %24'lik bir artış meydana gelmiştir.

Sporcuların ortalama sıcaklık değişim değeri 0.96°C olarak belirlenmesinden dolayı, altı haftalık ortalama sıcak değişim değeri 0.96°C ve üzerinde olan sporcuların antrenman performanslarının (eforlarının) daha fazla olduğu değerlendirilmektedir. Özellikle 6 hafta boyunca düzenli olarak verileri alınan 11 sporcunun verileri göz önüne alındığı zaman sporcu 1, sporcu 2, sporcu 4, sporcu 5, sporcu 6 ve sporcu 8'in ortalamanın üstünde sıcaklık değişimine sahip oldukları ve bu bireylerin antrenmanda diğer sporculara göre daha fazla efor sarf ederek gelişim sağladığı değerlendirilmektedir. Önerilen yöntem ile elde edilen sonuçlar ışığında sporcuların antrenman performanslarının değerlendirilebilmesi mümkün olacaktır.

5. SONUÇLAR

Çalışmada elde edilen bulgular, bireylerin alt ekstremite bölgelerinin yapısal fonksiyonu açısından değerlendirme yapılabilmesine olanak sağlamaktadır. Gruplar arasındaki efora bağlı olarak meydana gelen sıcaklık değişim değerleri göz önüne alındığı zaman efor sonucunda meydana gelen sıcaklık artışlarında farklılık elde edilmiştir. Bireylerin efora bağlı sıcaklık değişimleri kullanılarak sporcu, sağlıklı, kardiyovasküler riskli ve hasta gruplar ayrıştırılabilir. Bunun yanı sıra bireylerden sadece efor öncesi (dinlenme) durumu için sıcaklık değerleri kullanılarak bireylerin ayrıştırılmasının mümkün olmadığı gözlenmiştir. Yalnızca efor sonrası sıcaklık değişimlerinin kullanılarak elde edilecek sınıflandırma sonuçlarının da başarı oranı düşüktür. Bu sonuçlar ışığında tez çalışması ile gruplar arasında ayrıştırma işlemi için bireylerin efora bağlı sıcaklık değişim değerlerinin kullanılması gerektiği sonucuna varılmıştır.

Haralick doku özneliklerinin istatistiksel analizi sonucunda kontrast, homojenlik, ortalama, standart sapma ve varyans değerleri dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.05$) farklılık göstermektedir. Özneliklerin efor öncesi ve sonrası normalize edilmiş fark görüntüsü üzerinden elde edilmiştir. Öznelikler gruplar arasında sıcak değişim değerlerinin ve değişim gösteren bölgelerin gruplar arasında farklılık gösterdiği anlaşılmaktadır. Haralick doku öznelikleri görüntünün yerel bölgelerini de incelenebilmektedir. Gruplar arasında sıcaklık değişim dağılımının farklılık gösterdiği elde edilmiştir. İstatistiksel analiz sonucunda, çalışmada elde edilen doku özneliklerinin sınıflandırma algoritmaları ile eğitilerek modellenmeye uygun veriler olduğu ortaya konulmuştur.

K-ortalama sınıflandırıcısı kullanılarak normalize sıcaklık dağılım görüntüleri elde edilmiştir. Bu görüntülerde gözle ayırt edilebilecek bir farklılık gözlenmemektedir. Bu yüzden konvolüsyonel sinir ağı modeli tasarlanmıştır. Eğitilen modelin başarı yüzdesi %95.7 olarak hesaplanmıştır. Gruplar arasında sadece efor öncesi sıcaklık değişim dağılımının değil efor sonrası sıcaklık dağılımlarının da birbirleri arasında farklılık gösterdiği görülmektedir.

Haralick doku öznelikleri TBA'sız kübik tipli DVM algoritmasıyla eğitilerek test aşamasında modelin başarı oranı %98.7 olarak tespit edilmiştir. Frekans özellikleri TBA'lı kosinüs tipli K-en yakın komşu algoritmasıyla eğitilerek sınıflandırma modeli %80 başarı oranı elde edilmiştir. Sıcaklık dağılım görüntüleri konvolüsyonel sinir ağı modeli ile eğitilerek %95.7 başarı oranı elde edilmiştir. Yapay sinir ağı için test aşamasında %99.1 başarı oranı elde edilmiştir. Sistemin girdi katmanından çıktı katmanına kadar toplam başarı oranı %95.28'dir. Sistemin başarı oranı, istatistiksel olarak anlamlılık seviyesi olarak kabul görülen %5'lik hata oranının altında olduğu için kabul edilebilir seviyede olması çalışmanın üzerine yapılacak geliştirmeler ile yöntemin kullanılabilir olduğu ortaya konulmuştur.

Çalışma kapsamında Antalyaspor U-19 kulübü sporcuları ile performans gelişim ve değişimlerinin takibi de gerçekleştirilmiştir. Sporcuların ikişer hafta arayla altı haftalık süreçte termal görüntüleri alınarak sporcuların bireysel olarak ve kendi aralarında antrenman performansları değerlendirilmiş olup, bu süreçte sporcuların bireysel gelişimleri izlenmiş ve en yüksek antrenman performansına sahip sporcular belirlenmiştir. Sporcuların gelişim trendlerinin bu şekilde izlenmesi sayesinde özel

programların hazırlanması gibi ihtiyaçların tespit edilmesi ve de hazırlanacak programın içeriği hazırlanırken yararlanılabileceği performans verileri elde edilebilecektir. Sporcuların kendi aralarında karşılaştırılması ile gözle görülür sonuçlar elde edilmiştir. Bu yöntem daha uzun süreli veriler ile tekrarlanarak güncellenmesi durumunda profesyonel spor kulüplerinde kendisine geniş olanaklı yer bulabileceği düşünülmektedir.

Çalışmanın sonucunda elde edilen bulgular ile bireylerin vasküler yapılarında meydana gelen anormalliklerin tespiti, takibi ve tedavi planlarının düzenlenmesi, periferik vasküler hastalıkların tedavi sonrası iyileşme süreçlerinin izlenmesi ve profesyonel sporcuların egzersiz fonksiyonlarının değerlendirilmesinin mümkün olabileceği düşünülmektedir. Çalışmanın sonucunda geliştirilen görüntü işleme destekli yapay zeka modeli ile bireylerin sınıflandırma sonucunda hangi gruba ait olduğu %90.6 başarı oranı ile belirlenerek elde edilen gruba göre bireylerin alt ekstremitte yapılarına dair bilgi edinilmektedir.

Tez kapsamında anjiyozom konsepti kullanılarak alt ekstremitte doku perfüzyonunu besleyen damarların kan taşıma kapasiteleri hakkında ön çalışma gerçekleştirilmiştir. Anjiyozom konsepti ile analiz gerçekleştirilebilmesi için bireylerin alt ekstremitte bölgesinden 360° termal veri toplanması gerekmektedir. Ancak çalışma için elde edilen termal verilerde üç ana arterin beslediği tüm dokulara ait verilerinin bulunmaması analizin istenilen sonuca ulaşmasını engellemektedir. Gelecek çalışması olarak bireylere ait 360° termal veri toplanarak hedeflenen sonuçlara ulaşılması planlanmaktadır. Anjiyozom konsept için gerçekleştirilen analiz sayesinde damar tıkanıklığı bulunan hastalarda özellikle bypass operasyonu yapılması gereken damarın tespit edilmesinde kullanılarak bypass operasyonlarında tamamlayıcı yöntem olarak kullanılabileceği düşünülmektedir.

6. KAYNAKLAR

- Allen, J. D., Giordano, T., Kevil, C. G. 2012. "Nitrite and nitric oxide metabolism in peripheral artery disease". *Nitrite and Nitrate From Bench to Bedside*, 26(4), 217-222.
- Anderson, D. R., Burnham, K. P., Thompson, W. L. 2000. "Null Hypothesis Testing: Problems, Prevalence, and an Alternative". *The Journal of Wildlife Management*, 64(4), 912-923.
- Arancibia-Radich, J., González-Blázquez, R., Alcalá, M., Martín-Ramos, M., Viana, M., Arribas, S., ... Gil-Ortega, M. 2019. "Beneficial effects of murtilla extract and madecassic acid on insulin sensitivity and endothelial function in a model of diet-induced obesity". *Scientific Reports*, 9(1), 599.
- Bettmann, M. A., Heeren, T., Greenfield, A., Goudey, C. 1997. "Adverse events with radiographic contrast agents: results of the SCVIR Contrast Agent Registry.". *Radiology*, 203(3), 611-620.
- Bharara, M., Schoess, J., Armstrong, D. G. 2012. "Coming events cast their shadows before: detecting inflammation in the acute diabetic foot and the foot in remission". *Diabetes/Metabolism Research and Reviews*, 28(S1), 15-20.
- Chang, R. B. 2019. "Body thermal responses and the vagus nerve". *Neuroscience Letters*, 698, 209-216.
- CHIKURA, B., MOORE, T., MANNING, J., VAIL, A., HERRICK, A. L. 2010. "Thumb Involvement in Raynaud's Phenomenon as an Indicator of Underlying Connective Tissue Disease". *The Journal of Rheumatology*, 37(4), 783.
- Cholewka, A., Kucwicz, T., Stanek, A., Sieroń-Stołtny, K., Drzazga, Z. 2015. "May thermal imaging be useful in cyclist endurance tests?". *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, 123.
- Chudecka, M. 2013. "The use of thermal imaging in the evaluation of the body surface temperature in various physiological states and in patients with different body composition and varying levels of physical activity". *Cent. Eur. J. Sport Sci. Med.*, 2, 15-20.
- Dachun Xu, Jue Li, Liling Zou, Yawei Xu, Dayi Hu, Pagoto, S. L., Yunsheng Ma. 2010a. "Sensitivity and specificity of the ankle—brachial index to diagnose peripheral artery disease: a structured review". *Vascular Medicine*, 15(5), 361-369.
- Dachun Xu, Jue Li, Liling Zou, Yawei Xu, Dayi Hu, Pagoto, S. L., Yunsheng Ma. 2010b. "Sensitivity and specificity of the ankle—brachial index to diagnose peripheral artery disease: a structured review". *Vascular Medicine*, 15(5), 361-369.
- Dębiec-Bąk, A., Pawik, Ł., Skrzek, A. 2016. "Thermoregulation of football players after cryotherapy in thermography". *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, 126(3), 1633-1644.

- Deuchars, S. A., Lall, V. K., Clancy, J., Mahadi, M., Murray, A., Peers, L., Deuchars, J. 2018. "Mechanisms underpinning sympathetic nervous activity and its modulation using transcutaneous vagus nerve stimulation". *Experimental Physiology*, 103(3), 326-331.
- Duvivier, B. M. F. M., Bolijn, J. E., Koster, A., Schalkwijk, C. G., Savelberg, H. H. C. M., Schaper, N. C. 2018. "Reducing sitting time versus adding exercise: differential effects on biomarkers of endothelial dysfunction and metabolic risk". *Scientific Reports*, 8(1), 8657.
- ElMasry, G., ElGamal, R., Mandour, N., Gou, P., Al-Rejaie, S., Belin, E., Rousseau, D. 2020. "Emerging thermal imaging techniques for seed quality evaluation: Principles and applications". *Food Research International*, 131, 109025.
- EtehadTavakol, M., Sadri, S., Ng, E. Y. K. 2010. "Application of K- and Fuzzy c-Means for Color Segmentation of Thermal Infrared Breast Images". *Journal of Medical Systems*, 34(1), 35-42.
- Formenti, D., Ludwig, N., Gargano, M., Gondola, M., Dellerma, N., Caumo, A., Alberti, G. 2013. "Thermal Imaging of Exercise-Associated Skin Temperature Changes in Trained and Untrained Female Subjects". *Annals of Biomedical Engineering*, 41(4), 863-871.
- Gauci, J., Falzon, O., Formosa, C., Gatt, A., Ellul, C., Mizzi, S., ... Camilleri, K. 2018. "Automated Region Extraction from Thermal Images for Peripheral Vascular Disease Monitoring" (C. 2018).
- Gerald R. Fowkes, F., Housley, E., Riemersma, R. A., Macintyre, C. C. A., Cawood, E. H. H., Prescott, R. J., Ruckley, C. V. 1992. "Smoking, Lipids, Glucose Intolerance, and Blood Pressure as Risk Factors for Peripheral Atherosclerosis Compared with Ischemic Heart Disease in the Edinburgh Artery Study". *American Journal of Epidemiology*, 135(4), 331-340.
- Godo Shigeo, Shimokawa Hiroaki. 2017. "Endothelial Functions". *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, 37(9), e108-e114.
- Gowda, R., Jaffa, M., Badjatia, N. 2018. "Chapter 49 - Thermoregulation in brain injury". İçinde A. A. Romanovsky (Ed.), *Handbook of Clinical Neurology* (C. 157, ss. 789-797). Elsevier.
- H Gutstein, W., Farrell, G., Armellini, C. 1973. "Blood flow disturbance and endothelial cell injury in preatherosclerotic swine" (C. 29).
- Harris, C. 2019. "Identifying Muscle Fatigue and Hyperthermia in Sports Activities Using Thermal Imaging and Facial Recognition Software".
- Hiatt, W. R. 2001. "Medical Treatment of Peripheral Arterial Disease and Claudication". *New England Journal of Medicine*, 344(21), 1608-1621.

- Huang, C.-L., Wu, Y.-W., Hwang, C.-L., Jong, Y.-S., Chao, C.-L., Chen, W.-J., ... Yang, W.-S. 2011a. "The application of infrared thermography in evaluation of patients at high risk for lower extremity peripheral arterial disease". *Journal of Vascular Surgery*, 54(4), 1074-1080.
- Huang, C.-L., Wu, Y.-W., Hwang, C.-L., Jong, Y.-S., Chao, C.-L., Chen, W.-J., ... Yang, W.-S. 2011b. "The application of infrared thermography in evaluation of patients at high risk for lower extremity peripheral arterial disease". *Journal of Vascular Surgery*, 54(4), 1074-1080.
- Ilo, A., Romsı, P., Mäkelä, J. 2020. "Infrared Thermography as a Diagnostic Tool for Peripheral Artery Disease". *Advances in Skin & Wound Care*, 33(9). Geliş tarihi gönderen
https://journals.lww.com/aswcjournal/Fulltext/2020/09000/Infrared_Thermography_as_a_Diagnostic_Tool_for.6.aspx
- Ivanitsky, G. R., Khizhnyak, E. P., Deev, A. A., Khizhnyak, L. N. 2006. "Thermal imaging in medicine: A comparative study of infrared systems operating in wavelength ranges of 3–5 and 8–12 μm as applied to diagnosis". *Doklady Biochemistry and Biophysics*, 407(1), 59-63.
- J Bhaduri, M Raisuddin, M Sarmin, MZ Sayeed, MN Islam. 2018. "Prevalence and pattern of lower limbs peripheral artery disease detected by Duplex ultrasonography in patients having coronary artery blockage". *TAJ: Journal of Teachers Association*, 29(2).
- J. Jorge, M. Harford, M. Villarroel, S. Chaichulee, S. Davidson, E. Finnegan, ... L. Tarassenko. 2021. "Non-Contact Assessment of Peripheral Artery Haemodynamics Using Infrared Video Thermography". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 68(1), 276-288.
- Joosten, M. M., Pai, J. K., Bertoia, M. L., Rimm, E. B., Spiegelman, D., Mittleman, M. A., Mukamal, K. J. 2012. "Associations Between Conventional Cardiovascular Risk Factors and Risk of Peripheral Artery Disease in Men". *JAMA*, 308(16), 1660-1667.
- Juchniewicz, H., Lubkowska, A. 2020. "Oxygen-Ozone (O₂-O₃) Therapy in Peripheral Arterial Disease (PAD): A Review Study". *Therapeutics and Clinical Risk Management*, Volume 16, 579-594.
- Julius, S. 1976. "Abnormalities of autonomic nervous control in borderline hypertension". *Schweizerische Medizinische Wochenschrift*, 106(49), 1698-1705.
- Kass, M., Witkin, A., Terzopoulos, D. 1988. "Snakes: Active contour models". *International Journal of Computer Vision*, 1(4), 321-331.
- Lahiri, B. B., Bagavathiappan, S., Jayakumar, T., Philip, J. 2012. "Medical applications of infrared thermography: A review". *Infrared Physics & Technology*, 55(4), 221-235.

- Marins, J., Fernandes, A. A., Gomes Moreira, D., Silva, F., Amaral Costa, C. M., Pimenta, E., Quintana, M. 2014. "Thermographic profile of soccer players' lower limbs". *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 7, 1-6.
- Mc Dermott, M. M., Greenland, P., Guralnik, J. M., Liu, K., Criqui, M. H., Pearce, W. H., ... Celic, L. 2003. "Depressive Symptoms and Lower Extremity Functioning in Men and Women with Peripheral Arterial Disease". *Journal of General Internal Medicine*, 18(6), 461-467.
- Moyer, V. A. 2013. "Screening for Peripheral Artery Disease and Cardiovascular Disease Risk Assessment With the Ankle-Brachial Index in Adults: U.S. Preventive Services Task Force Recommendation Statement". *Annals of Internal Medicine*, 159(5), 342-348.
- Moyer, V. A., on behalf of the U.S. Preventive Services Task Force. 2013. "Screening for Peripheral Artery Disease and Cardiovascular Disease Risk Assessment With the Ankle-Brachial Index in Adults: U.S. Preventive Services Task Force Recommendation Statement". *Annals of Internal Medicine*, 159(5), 342-348.
- Ng, E. Y.-K. 2009. "A review of thermography as promising non-invasive detection modality for breast tumor". *International Journal of Thermal Sciences*, 48(5), 849-859.
- Norgren, L., Hiatt, W. R., Dormandy, J. A., Nehler, M. R., Harris, K. A., Fowkes, F. G. R. 2007. "Inter-Society Consensus for the Management of Peripheral Arterial Disease (TASC II)". *Journal of Vascular Surgery*, 45(1), S5-S67.
- Olin, J. W., Sealove, B. A. 2010a. "Peripheral Artery Disease: Current Insight Into the Disease and Its Diagnosis and Management". *Mayo Clinic Proceedings*, 85(7), 678-692.
- Olin, J. W., Sealove, B. A. 2010b. "Peripheral Artery Disease: Current Insight Into the Disease and Its Diagnosis and Management". *Mayo Clinic Proceedings*, 85(7), 678-692.
- Price, J. F., Mowbray, P. I., Lee, A. J., Rumley, A., Lowe, G. D. O., Fowkes, F. G. R. 1999. "Relationship between smoking and cardiovascular risk factors in the development of peripheral arterial disease and coronary artery disease; Edinburgh Artery Study: Edinburgh Artery Study". *European Heart Journal*, 20(5), 344-353.
- Regensteiner, J. G., Hiatt, W. R., Coll, J. R., Criqui, M. H., Treat-Jacobson, D., McDermott, M. M., Hirsch, A. T. 2008. "The impact of peripheral arterial disease on health-related quality of life in the Peripheral Arterial Disease Awareness, Risk, and Treatment: New Resources for Survival (PARTNERS) Program". *Vascular Medicine*, 13(1), 15-24.
- Ring, E. F. J., Ammer, K. 2012a. "Infrared thermal imaging in medicine". *Physiological Measurement*, 33(3), R33-R46.

- Ring, E. F. J., Ammer, K. 2012b. "Infrared thermal imaging in medicine". *Physiological Measurement*, 33(3), R33-R46.
- Sancheti, S., Shah, P., Phalgune, D. S. 2018. "Correlation of endothelial dysfunction measured by flow-mediated vasodilatation to severity of coronary artery disease". *Indian Heart Journal*, 70(5), 622-626.
- Sanchez-Marin, F. J., Calixto-Carrera, S., Villaseñor-Mora, C. 2009. "Novel approach to assess the emissivity of the human skin". *Journal of Biomedical Optics*, 14(2), 024006.
- Savant, S. 2014. "A Review on Edge Detection Techniques for Image Segmentation". *International Journal of Computer Science and Information Technologies*, 4, 5898-5900.
- Schlader, Z. J., Vargas, N. T. 9000. "Regulation of Body Temperature by Autonomic and Behavioral Thermoeffectors". *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *Publish Ahead of Print*. Geliş tarihi gönderen https://journals.lww.com/acsm-essr/Fulltext/publishahead/Regulation_of_Body_Temperature_by_Autonomic_and.99758.aspx
- Shin, T., Menon, R. G., Thomas, R. B., Cavallo, A. U., Sarkar, R., Crawford, R. S., Rajagopalan, S. 2019. "Unenhanced Velocity-Selective MR Angiography (VS-MRA): Initial Clinical Evaluation in Patients With Peripheral Artery Disease". *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 49(3), 744-751.
- Snehalatha, U., Anburajan, M., Sowmiya, V., Venkatraman, B., Menaka, M. 2015. "Automated hand thermal image segmentation and feature extraction in the evaluation of rheumatoid arthritis". *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 229(4), 319-331.
- Staffa, E., Bernard, V., Kubicek, L., Vlachovsky, R., Vlk, D., Mornstein, V., ... Staffa, R. 2016. "Infrared thermography as option for evaluating the treatment effect of percutaneous transluminal angioplasty by patients with peripheral arterial disease". *Vascular*, 25(1), 42-49.
- Subramainam, B., Saravanan, T., Philip, J., Jayakumar, T., Raj, B., Rajamanickam, K., ... Jagadeesan, K. 2009. "Infrared thermal imaging for detection of peripheral vascular disorder" (C. 34).
- Taylor, G. I., Palmer, J. H. 1987. "The vascular territories (angiosomes) of the body: experimental study and clinical applications". *British Journal of Plastic Surgery*, 40(2), 113-141.
- Thevenaz, P., Blu, T., Unser, M. 2000. "Interpolation revisited [medical images application]". *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 19(7), 739-758.
- Udel'nov, M. G., Kulagina, V. P. 1967. "[Current concepts of the mechanism of vasoconstrictor and vasodilator neural activity]". *Uspekhi sovremennoi biologii*, 63(2), 289-306.

- Unser, M., Aldroubi, A., Eden, M. 1993. "B-spline signal processing. I. Theory". IEEE Transactions on Signal Processing, *41*(2), 821-833.
- Vanhoutte, P. M., Shimokawa, H., Feletou, M., Tang, E. H. C. 2017. "Endothelial dysfunction and vascular disease – a 30th anniversary update". Acta Physiologica, *219*(1), 22-96.
- Vargas, N. T., Chapman, C. L., Johnson, B. D., Gathercole, R., Schlader, Z. J. 2019. "Exercise intensity independently modulates thermal behavior during exercise recovery, but not during exercise". Journal of Applied Physiology.
- Vlachopoulos, C., Georgakopoulos, C., Koutagiar, I., Tousoulis, D. 2018. "Diagnostic modalities in peripheral artery disease". Cardiovascular and renal, *39*, 68-76.
- Wallace, G. A., Singh, N., Quiroga, E., Tran, N. T. 2018. "The Use of Smart Phone Thermal Imaging for Assessment of Peripheral Perfusion in Vascular Patients". Annals of Vascular Surgery, *47*, 157-161.
- Wang, H., Piera, K. A., Anstey, N. M., Grigg, M. J., Barber, B. E., Yeo, T. W., ... Chen, Y. 2016. "Nitric Oxide-Dependent Endothelial Dysfunction and Reduced Arginine Bioavailability in Plasmodium vivax Malaria but No Greater Increase in Intravascular Hemolysis in Severe Disease". The Journal of Infectious Diseases, *214*(10), 1557-1564.
- Whyte, J., T. Filion, D., R. Rose, T. 1993. "*Defective thermoregulation after traumatic brain injury. A single subject evaluation*" (C. 72).
- Wu, W.-C., Wang, T.-H., Chiu, C.-T. 2015. "Edge Curve Scaling and Smoothing with Cubic Spline Interpolation for Image Up-Scaling". Journal of Signal Processing Systems, *78*(1), 95-113.
- Zhao, Y., Vanhoutte, P. M., Leung, S. W. S. 2015. "Vascular nitric oxide: Beyond eNOS". Journal of Pharmacological Sciences, *129*(2), 83-94.

ÖZGEÇMİŞ

Yakup İRİM

ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans 2018 – 2021	Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim dalı, Antalya
Lisans 2013-2018	Akdeniz Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Antalya

ESERLER

Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler

Irim, Y., Carlak, H. F., Ak, M. Ü., Bilgin, S., & Oral, O. (2020). Evaluation of facial tissue characteristics by utilising vibration signals using thermal imaging. *IET Science, Measurement & Technology*, 14(10), 997-1002.