T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SİNYAL VE GÖRÜNTÜ İŞLEME TABANLI ÖLÜM ZAMANININ BELİRLENMESİ

İSMAİL CANTÜRK

DOKTORA TEZİ
ELEKTRONİK VE HABERLEŞME MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
ELEKTRONİK PROGRAMI

DANIŞMAN

YRD. DOÇ. DR. LALE ÖZYILMAZ

İSTANBUL, 2017

T.C.

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SİNYAL VE GÖRÜNTÜ İŞLEME TABANLI ÖLÜM ZAMANININ BELİRLENMESİ

İsmail CANTÜRK tarafından hazırlanan tez çalışması 23/05/2017 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **DOKTORA TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Yrd. Doç. Dr. Lale ÖZYILMAZ

Yıldız Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Yrd. Doç. Dr. Lale ÖZYILMAZ

Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Yrd. Doç. Dr. Nihan KAHRAMAN

Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Yrd. Doç. Dr. Tolga ENSARİ

İstanbul Üniversitesi _____

Yrd. Doç. Dr. Umut Engin AYTEN

Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Yrd. Doç. Dr. Gökalp TULUM

İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi _____

ÖNSÖZ

Adli olgularda ölüm zamanının kabul edilebilir bir doğrulukta tespiti adli bilimler camiasının en önemli ve net olarak halen çözümlenememiş devam eden bir problemidir. Mevcut yöntemlerde kesin sonuç alınamadığı için yeni yöntemlere ihtiyaç duyulmaktadır. Bu alanda tüm dünyada çalışmalar yürütülmektedir. Bu çalışmada sinyal ve görüntü işleme yöntemleri kullanılarak ölüm zamanı tahmini için yeni yaklaşımlar sunulmuştur.

Bu çalışmanın gerçekleştirilebilmesi için İstanbul Adli Tıp Kurumu'na bilimsel araştırma öneri formu sunulmuş, ilgili kurulda önerilen çalışmanın yapılabilmesi için B.03.1.ATK.0.01.00.08/96 numaralı çalışma izni verilmiştir.

Ayrıca çalışma için İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi Klinik Araştırmaları Etik Kurulundan 2014/55 numaralı etik kurul izin belgesi alınmıştır.

Mayıs, 2017

İsmail CANTÜRK

İÇİNDEKİLER

Sayfa

SİMGE LİSTESİ vi

KISALTMA LİSTESİ vii

ŞEKİL LİSTESİ viii

ÇİZELGE LİSTESİ ix

ÖZET x

ABSTRACT xii

BÖLÜM 1

GİRİŞ 1

1.1 Literatür Özeti 1
1.2 Tezin Amacı 3
1.3 Hipotez 4

BÖLÜM 2

POSTMORTEM SÜREÇTE ELEKTRİKSEL DOKU İLETKENLİĞİ DEĞİŞİMLERİNİN İNCELENMESİ 6

2.1 Malzemeler ve Yöntemler 7
2.1.1 Çalışma Grubundaki Vakalar ile İlgili Bilgiler 7
2.1.2 Uygulanan Yöntemler 8
2.2 Deneysel Sonuçlar 10
2.3 Sonuçların Tartışılması 16
2.4 Elektriksel Doku İletkenliği Çalışmasının Özeti ve Literatüre Katkısı 17

BÖLÜM 3

POSTMORTEM SÜREÇTE GÖZDEKİ OPAKLIK DEĞİŞİMLERİNİN İNCELENMESİ 18

3.1 Veri Toplama Yöntemi ve Verilere Uygulanan Yöntemler 19
3.1.1 Verilerin Toplanması 19
3.1.2 Uygulanan Görüntü İşleme Yöntemleri 19

3.1.2.1 Korneal ve Korneal Olmayan Bölgenin Tespit Edilmesi 20
3.1.2.2 İlgi Alanı Belirlenmiş Görüntülerden Özellik Çıkarımı 22
3.1.3 Üstel Eğri Uydurulması 24
3.1.4 İstatistiksel Analiz 24
3.2 Uygulan Yöntemlerden Elde Edilen Sonuçlar 25
3.3 Sonuçların Tartışılması 33
3.4 Çalışmanın Özeti ve Literatüre Katkısı 34

BÖLÜM 4

GÖRÜNTÜ İŞLEME TABANLI ÖLÜM ZAMANI TAHMİNİ 35

4.1 Kullanılan Veri Seti ve Uygulanan Görüntü İşleme ve Makine Öğrenmesi Teknikleri 35
4.1.1 Kullanılan Veri Seti 37
4.1.2 Uygulanan Görüntü İşleme Yöntemleri 37
4.1.2.1 Korneal ve Korneal Olmayan Bölgelerin Tespit Edilmesi 37
4.1.2.2 Görüntülerden Özellik Çıkarımı 38
4.1.3 Uygulanan Makine Öğrenmesi Yöntemleri 42
4.1.3.1 Sınıfların Etiketlenmesi 42
4.1.3.2 Özellik Seçim Yöntemleri 43
4.1.3.3 Sınıflandırma Algoritmaları 44
4.1.3.4 Çapraz Geçerlilik ile Sınıflandırıcıların Doğrulanması 44
4.2 Deneysel Sonuçlar 45
4.3 Ölüm Zamanı Tahmini Sonuçlarının Tartışılması 52
4.4 Çalışmanın Özeti ve Literatüre Katkısı 54

BÖLÜM 5

SONUÇ VE ÖNERİLER 55

KAYNAKLAR 58

EK-A

ETİK KURUL İZİN BELGESİ 64

EK-B

ADLİ TIP ÇALIŞMA İZİN BELGESİ 66

ÖZGEÇMİŞ 68

SİMGE LİSTESİ

α	Bağımsız ışık şiddeti
Ag	Gümüş
Ag/CI	Gümüş/Klorür alaşımı
r	Korelasyon
$\bar{y}$	Piksellerin ortalama değeri
σ_y	Piksellerin standart sapma değeri
λ	Eğim sabiti
$\hat{y}$	Üstel eğri uydurma fonksiyonunun ürettiği değer
SS_T	Kareler toplamı
SS_B	Gruplar arasındaki kareler toplamı
SS_W	Grupların kendi içlerindeki kareler toplamı
γ	Kernel genişliği parametresi (Kernel width parameter)
c	Maliyet değeri parametresi (Cost value parameter)

KISALTMA LİSTESİ

ANOVA	Varyans Analizi (Analysis of Variance)
CV	Çapraz Geçerlilik (Cross Validation)
DF	Serbestlik Derecesi (Degrees of Freedom)
GD	Gri Tonlamalı Değer
GLCM	Gri Düzeyli Oluşum Matrisi (Gray Level Co-Occurence Matrix)
HSI	Renk, Doygunluk, Yoğunluk renk uzayı (Hue, Saturation, Intensity)
K-NN	En Yakın Komşu (K-Nearest Neighbor)
LASSO	En Az Mutlak Çekme ve Seçme Operatörü (Least Absolute Shrinkage and Selection Operator)
LOSO	Bir-Kişiyi-Dışarıda-Bırak (Leave-One-Subject-Out)
RBF	Radyal Temelli Fonksiyon (Radial Basis Function)
RGB	Kırmızı, Yeşil, Mavi renk uzayı (Red, Green, Blue)
SVM	Destek Vektör Makineleri (Support Vector Machines)
VKİ	Vücut Kütle İndeksi
YCbCr	Parlaklık ve Krominans renk uzayı

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2. 1 Elektriksel iletkenlik sinyallerinin kaydı için oluşturulan otomasyon sistemi... 9
Şekil 2. 2 Uyarıcı dikdörtgen darbe sinyali ve iki fazlı yanıt sinyali 10
Şekil 2. 3 Vakaların elektriksel iletkenlik değişimleri ve 5. dereceden eğri uydurulması 13
Şekil 2. 4 Vakaların başlangıç iletkenlik seviye farklılıklarının (a) Vücut kitle indeksi ve (b) Yaş ile korelasyonu..... 15
Şekil 3. 1 (a) Viola Jones algoritmasının resimdeki göz bölgesini bulması (b) Otsu'nun eşik metodu ve morfolojik işlemlerinin uygulanmasından sonra oluşturulan siyah-beyaz resim (c) Korneal ve korneal olmayan bölgelerdeki ilgi alanlarının tespit edilmesi (d) Birleştirilmiş korneal bölge ilgi alanları ve (e) Birleştirilmiş korneal olmayan bölge ilgi alanları 21
Şekil 3. 2 Vaka 3'ün 2 saat aralıklarla çekilmiş göz görüntüleri (a) Deneyin ilk saati (b) 2 saat sonra (c) 4 saat sonra (d) 6 saat sonra (e) 8 saat sonra (f) 10 saat sonra (g) 12 saat sonra (h) 14 saat sonra 25
Şekil 3. 3 Vaka 3'ün korneal ve korneal olmayan bölgelerinin deneyin ilk saatindeki ve 15 saat sonraki histogramları 27
Şekil 3. 4 Korneal ve korneal olmayan bölgelerde zamana bağlı gri tonlamalı değerlerde görülen değişiklikler..... 29
Şekil 3. 5 Korneal ve korneal olmayan bölgelerde zamana bağlı HSI renk uzayındaki I kanalı değerlerinde görülen değişiklikler 30
Şekil 3. 6 Korneal ve korneal olmayan bölgelerde zamana bağlı RGB renk uzayındaki R kanalı değerlerinde görülen değişiklikler 31
Şekil 3. 7 Üstel eğri uydurumu (λ değeri)..... 32
Şekil 4. 1 Gözün postmortem opaklık gelişiminden yararlanarak ölüm zamanı tahmini için önerilen sistem 36
Şekil 4. 2 Zaman aralıklarının artırılmasına (yani zaman etiketlerinin sayısı azaltılması) bağlı olarak (a) 10 kat çapraz geçerlilik ve (b) LOSO sonuçları (standart sapmalı) 48
Şekil 4. 3 22 zaman etiketiyle 10 kat çapraz geçerlilik ve LOSO için farklı k parametreleriyle K-NN doğruluk sonuçları (standart sapmalı)..... 49
Şekil 4. 4 LibSVM'in RBF ve doğrusal kernel parametreleriyle 10 kat çapraz geçerlilik ve LOSO için performansı..... 50
Şekil 4. 5 Özellik seçim algoritmalarının ortalama performansı..... 52

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2. 1 Vaka bilgileri 8
Çizelge 2. 2 Vaka 1 için gözlemlenen genlik ve alan değişimleri 11
Çizelge 3. 1 Tekrarlı ANOVA testi sonuçları 32
Çizelge 4. 1 Renk uzayı dönüşüm formülleri 39
Çizelge 4. 2 GLCM' den çıkarılan özellikler, tanımları ve formülleri 41
Çizelge 4. 3 Görüntülerden çıkarılan özellikler 42
Çizelge 4. 4 Sınıflandırıcıların farklı zaman etiketleriyle 10 kat çapraz geçerlilik sınıflandırma doğruluğu sonuçları (%) 46
Çizelge 4. 5 Sınıflandırıcıların farklı zaman etiketleriyle LOSO sınıflandırma doğruluğu sonuçları (%) 47
Çizelge 4. 6 LASSO tarafından seçilen özelliklerin k-NN (k=1) sınıflandırıcısında LOSO yöntemi ile sınıflandırıldığı durum için hata matrisi (60 dakikalık zaman aralıkları için) 51

ÖZET

SİNYAL VE GÖRÜNTÜ İŞLEME TABANLI ÖLÜM ZAMANININ BELİRLENMESİ

İsmail CANTÜRK

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Doktora Tezi

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Lale ÖZYILMAZ

Ölüm zamanının tahmini adli tıpta çözüme kavuşturulamamış en önemli problemlerden bir tanesidir. Bütün dünyada bu konudaki çalışmalar devam etmektedir. Postmortem sürecin tahmini konusunda araştırmacılar değişik yöntemler kullanarak ölüm zamanı tahmini yapmışlardır. Literatürdeki mevcut yöntemlerin başarı oranı istenilen düzeyde olmadığı için yeni yöntemlerin geliştirilmesine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu çalışmada adli tıp camiasının en karışık problemlerinden biri olan postmortem süreç tahminine bir yaklaşım sunulmaktadır. Literatürde bu konuda yapılan çalışmaların çoğu pratik değildir. Çünkü sonuçların yorumlanabilmesi için deneyimli uzmanlara ve uzun süreçlere ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca ölüm zamanı tahminindeki hata oranı postmortem sürecin ilerlemesi ile orantılı olarak artmaktadır. Bu yüzden bu konuda pratik yöntemlerin geliştirilmesi çok önemlidir. Bu çalışmada sinyal ve görüntü işleme tabanlı olarak ölüm zamanının tahmin edilmesi incelenmiştir. Elektriksel iletkenlik değişimleri ve gözün opaklık değişimi bilgisayar yöntemleri kullanılarak analiz edilmiştir.

Elektriksel iletkenliğin postmortem süreçteki değişimi deneysel olarak insan vakalarında gözlemlenmiştir. Elektriksel iletkenlikte gözlemlenen değişimler postmortem süreç ile önemli ipuçları vermektedir. Canlı bir insanın doğal bir iletkenliği vardır. Postmortem süreçte hücre içi sıvılar hücre dışına doğru sızar. Sızan bu sıvılar hücre dışındaki elektrolitik sıvılarla birleşerek iletkenliğin artmasına yardımcı olur. Dolayısıyla elektriksel iletkenlik ölüm sonrası artış göstermektedir. Bu çalışmada elektriksel iletkenlik testi altı saatlik süre boyunca uygulanmış ve iletkenlik artımı tespit

edilmiştir. Bu da bize elektriksel iletkenlik ile postmortem süreç arasında pozitif bir ilişki olduğunu göstermektedir.

Postmortem süreçte gözün opaklığında meydana gelen değişimler ölüm zamanının tahmininde önemli bir faktör olabilir. Ölüm sonrası dejenere olmaya başlayan endotel hücreleri korneal hidrasyona neden olmaktadır. Bozulan endotel bariyeri, aköz humor sıvısının korneaya akmasına engel olamaz ve bu durum opaklaşmaya sebebiyet verir. Aköz humor sızıntısı belli bir süre devam edeceği için opaklığın da ilerlemesi beklenmektedir. Bu çalışmada insan vakalarında gözde meydana gelen opaklık değişimleri bilgisayar tabanlı görüntü işleme yöntemleri kullanarak analiz edilmiştir. Deneysel sonuçlar, korneal bölge ve korneal olmayan bölgede meydana gelen opaklık değişimleri ile postmortem süreç arasında bir korelayon olduğunu göstermektedir. Tekrarlı ANOVA testi kullanılarak opaklık değişimlerinin istatiksel olarak anlamlı olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Gözde oluşan opaklık değişimini kullanarak ölüm zamanını tahmin eden bir sistem gelişilmiştir. Bu sistemde, görüntü işleme yöntemleri kullanılarak opaklık değişimini gösteren özellikler çıkarılmıştır. Çıkarılan özelliklere sınıflandırma yöntemi uygulanarak ölüm zamanı tahmini yapılmaya çalışılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Ölüm zamanı tahmini, postmortem süreç, adli tıp, adli bilimler, elektriksel iletkenlik, vücut kütle indeksi, korneal opaklık, özellik çıkarımı, görüntü işleme, sınıflandırma

ABSTRACT

SIGNAL AND IMAGE PROCESSING BASED TIME OF DEATH ESTIMATION

İsmail CANTÜRK

Department of Electronics and Communications Engineering

PhD Thesis

Adviser: Assist. Prof. Dr. Lale ÖZYILMAZ

In forensic medicine, time of death estimation is one of the most important and challenging medico-legal problems. Estimation of the postmortem interval (PMI) has attracted attention of many researchers. Due to its difficulty, researchers tried to estimate PMI with different methods. Since PMI estimation accuracies of previous studies are not at the desired level, new methods should be developed to more accurately estimate PMI. This study presents an approach to the very debated and complicated area of forensic science, that of PMI estimation. Most of the reported methods to determine PMI in the literature are not practical because of need for expert persons and significant amount of times. Additionally, error margin of PMI estimation increases proportionally with elapsed time after death. Development of PMI estimation methods is very important for practical forensic use. In this study, signal and image processing based methods were investigated to estimate PMI. Postmortem electrical conductivity changes and opacity development of eye were analyzed using computational methods.

Electrical conductivity changes were experimentally investigated in the postmortem interval in human cases. Electrical conductivity measurements give some promising clues about the postmortem interval. A living human has a natural electrical conductivity; in the postmortem interval, intracellular fluids gradually leak out of cells. These leaked fluids combine with extra-cellular fluids in tissues and since both fluids are electrolytic, intracellular fluids help increase conductivity. Thus, the level of electrical conductivity is expected to increase with increased time after death. In this

study, electrical conductivity tests were applied for six hours. The electrical conductivity of the cases exponentially increased during the tested time period, indicating a positive relationship between electrical conductivity and the postmortem interval.

Opacity development of eye in PMI might be an important breakthrough for PMI estimation. After death, corneal hydration occurs due to degenerated endothelial cells. Degenerated endothelial barrier of the cornea cannot prevent the flow of aqueous humor to the cornea which results in opacity. Amount of aqueous humor in the cornea determines level of opacity. Since flow of aqueous humor to the cornea will continue for a while, opacity is expected to increase with PMI. In this study, eye images of human cases were investigated using computer-based image analysis. Corneal and non-corneal opacities of the cases increased during the experiment. Experimental results prove that there is a correlation between the elapsed time after death and opacity development of corneal and non-corneal regions in human cases. Repeated ANOVA test is also used to show that the opacity development is statistically significant. A computational system is developed to determine PMI of human cases by investigating postmortem opacity development of the eye. Image processing techniques were used to extract image features which reflect gradual opacity development. Extracted features were then investigated to predict time after death using classification methods.

Keywords: Time of death estimation, postmortem interval, forensic medicine, forensic sciences, electrical conductivity, body mass index, corneal opacity, feature extraction, image processing, classification

BÖLÜM 1

GİRİŞ

1.1 Literatür Özeti

Adli vakalarda ölüm zamanın tahmini en önemli adli tıp kavramlarından birisidir. Bu kavram ölüm anından sonra geçen sürenin çeşitli tekniklerle tespitinin yapılarak ölüm saatinin bulunmasını içermektedir. Ölüm zamanın belirlenmesindeki kriterlerden birisi ölüm anına tanıklık eden şahitlerin bulunmasıdır. Şahitlerin bulunmadığı ya da şahitlerin ölüm saati gözleminin doğrulanması gerektiği durumlarda bilimsel yöntemlere başvurulmaktadır.

Ölüm zamanının tahmini birçok açıdan çok önemlidir. Öncelikli olarak adli yargılamalarda özellikle cinayet vakalarında ölüm saatinin tespit edilmesi suçlunun bulunması, şüphelilerin sayısının azaltılması, şahitlerin beyanlarının teyit edilmesi veya kişilerin olay anında cinayet mahallinde bulunup bulunmaması konularında olayın çözümüne katkı sağlamaktadır. Bazen de aynı aileden veya akrabalardan bir kaçının yakın saatlerde ölmesi durumunda ölüm sırasının belirlenmesi miras davaların sonuçlanmasında çözüme katkısı olmaktadır. Bunlardan dolayı bu konuda bilimsel tekniklerin geliştirilmesi çok önemlidir [1].

Literatürde değişik fiziksel ve kimyasal yöntemler ölüm zamanının tahmini için önerilmiştir. Bazı fiziksel teknikler soğuma [1], [2], [3], [4], [5], [6], [7], [8], [9], [10], [11], [12], katılaşma [13], [14], [15], [16], [17], süpravital reaksiyonlar [18], [19], [20], morluk oluşumu [21], [22], [23] ve postmortem dekompozisyondur [24], [25], [26], [27]. Soğuma ölüm sonrası vücut sıcaklığının kademeli olarak düşmesidir. Ölüm sonrası vücuttaki ısı üretimi durur ve ısı kaybı başlar. Isı kaybı çevresel sıcaklığa ulaşıncaya

kadar devam eder. Katılaşma vücudun esnekliğinin kaybolmasıdır. Ölüm sonrası önce kasların gevşemesi sonra katılaşması daha sonra tekrar gevşemesi olayları gözlemlenir. Dokuların süpravital reaksiyonları bedensel ölüm sonrası vücutta meydana gelen reaksiyonlardır. Morluk oluşumu ise vücudun alt kısımlarında kanın çökelti oluşturmasını temsil etmektedir. Kalp kan pompalamadığı için kırmızı kan hücreleri yer çekiminin etkisi ile çökelti oluştururlar ve renk değişimine yol açarlar. Postmortem dekompozisyon ise bakteri ve enzimlerin etkisi ile vücuttaki yumuşak dokuların bozulmasıdır [28]. Adli tıplarda en çok kullanılan pratik ölüm zamanı tahmini yöntemi ise soğuma ve katılaşmanın birleştirilmesiyle oluşmuştur. Buna göre:

- vücut sıcak ve esnek ise ölümün üzerinden 3 saatten az süre geçmiş,
- vücut sıcak ve katı ise ölümün üzerinden 3 ile 8 saat arasında süre geçmiş,
- vücut soğuk ve katı ise ölümün üzerinden 8 ile 36 saat arasında süre geçmiş,
- vücut soğuk ve esnek ise ölümün üzerinden 36 saatten daha uzun süre geçmiş

olarak yorumlanır[29].

Kimyasal yöntemlerde ise kan ve vitröz humor gibi vücut sıvılarında bulunan elektrolitiklerdeki değişimler zamana bağlı olarak incelenir [30], [31], [32], [33], [34]. Araştırmacılar fiziksel ve kimyasal yöntemlerle zamana bağlı olarak elde ettikleri verilere eğri uydurarak ölüm zamanı tahmini yapmışlardır [35].

Postmortem süreçte gözde meydana gelen değişimler bir çok adli tıp araştırmacısının dikkatini çekmesine rağmen ölüm zamanın tahmininde yeterince çalışılmadığı yapılan literatür taramasında gözlemlenmiştir [36]. İlk olarak Aoki [37] korneal opaklığın postmortem süreçteki değişimine dikkat çekmiştir. Ölümden sonra korneal saydamlık postmortem süreçle birlikte değişir. Araştırmacılar bu değişimi rapor etmelerine rağmen [38], [39], [40], [41], [42], [43], [44], çok azı korneal opaklığı görüntü işleme yöntemleri ile niceliksel olarak değerlendirmiştir. Bazı araştırmacılar yine ölüm zamanın tahmini için farklı kornea parametreleri kullanmıştır [45], [46], [47].

Kumar [48] gözlemsel olarak kornea opaklığının ölüm sonrasındaki değişimini incelemiştir. Opaklığı altı derece ile sınıflandırıp, bu sınıfları postmortem süreçle

ilişkilendirmişlerdir. Bu çalışma kişisel gözleme bağlı olduğu için nesnel ve niceliksel değildir.

Liu [49] tavşanlarda korneanın opaklık değişimini görüntü işleme yöntemleri ile incelemiştir. Bir tavşanın korneasını 48 saat boyunca 15 dakikalık aralıklarla fotoğraflamışlardır. Görüntülerden renk ve desen özellikleri çıkarılmıştır. Zhou [50] altı tavşan korneasını incelemiştir. Çıkarılan özellikleri k-NN sınıflayıcısında test etmiştir.

Kawashima [51] kırmızı, yeşil ve mavi (RGB-Red, Green, Blue) renk uzayını kullanarak insan vakalarında postmortem süreçte gözde meydana gelen opaklık değişimlerini tespit etmişlerdir. Matematiksel bir formül geliştirerek RGB renk uzayından ölüm zamanı tahmini yapmışlardır.

1.2 Tezin Amacı

Ölüm zamanın tahmini çok önemli bir konu olmasına rağmen yapılan literatür taramalarında bu konuda tatmin edici araştırmaların yapılmamış olduğu gözlemlenmiştir. Bunun en önemli sebeplerinden biri de bu konuda veri elde edilmesinin zorluğudur. Şu ana kadar yapılan çalışmalarda ölümden sonraki ilk 6 saat için 2 saatlik hata dilimi ile tahmin, sonraki 14 saat için 3 saatlik hata dilimi ile tahmin ve 24 saat için yaklaşık 4,5 saatlik hata dilimi ile tahmin yapılabilmektedir [1]. Son yapılan çalışmalarda bazı araştırmacılar hata oranını daha da düşürdüklerini iddia etmişlerse de bu çalışmalar uygulanan vaka sayısı olarak sınırlı kalmış ve genelleştirilememiştir [2].

Son 100 yılda ölüm zamanı tahmini için yapılan çalışmaların çoğu sıcaklık ölçümü üzerine kurguludur. Yapılan sıcaklık ölçümleri vücudun farklı noktalarından (Göz, rektum, dış kulak, beyin, kalp...) alınmıştır. Alınan veriler ile grafik oluşturularak ya da derivasyonu yapılan formüller kullanılarak ölüm zamanı tahmini yapılmaya çalışılmıştır. Yapılan çalışmalara rağmen ölüm zamanının tam olarak tahmini hala yapılamamaktadır ve mevcut hata oranlarının daha da düşürülmesi gerekmektedir [2].

Fiziksel yöntemlerin niceliksel olarak doğru bir şekilde değerlendirilmesi kolay değildir. Çünkü postmortem süreçte vücudun doğal bozulma sürecine nem ve sıcaklık gibi çevresel faktörler kolaylıkla etki edebilir. Ayrıca, kimyasal yöntemler vücut sıvılarının

birden fazla kez vücuttan alınmasını gerektirdiğinden, doğal postmortem süreci etkilemesi muhtemeldir. Tüm bu tekniklerin sonuçlarının yorumlanması için deneyimli uzmanlara ve uzun süreçlere ihtiyaç duymaktadır. Ayrıca sonuçlar da tatmin edici olmaktan uzaktır. Bununla beraber ölüm zamanı tahminindeki hata oranı postmortem sürecin ilerlemesi ile orantılı olarak artmaktadır. Bu yüzden bu konuda pratik yöntemlerin geliştirilmesi çok önemlidir. Bu çalışmada sinyal ve görüntü işleme tabanlı olarak ölüm zamanının tahmin edilmesi incelenmiştir. Elektriksel iletkenlik değişimleri ve gözün opaklık değişimi bilgisayar yöntemleri ile analiz edilmiştir. Yapılan çalışmalarla ölüm zamanının belirlenmesi konusunda yeni yöntemler önerilmiştir.

1.3 Hipotez

Canlı bir insanda elektrolitik maddeler olduğu için doğal bir iletkenliği vardır. Postmortem süreçte hücresel membran bütünlüğü bozulduğu için hücre içi sıvılar hücre dışına doğru sızar. Hücresel membran çalışmadığı için bozulan hücre geçirgenliği hücre içi sıvıların hücre dışına çıkışına engel olamaz. Hücre dışına sızan bu hücre içi sıvılarda bulunan iyonlar dokulardaki iyon miktarını artırır[29], [33], [34], [52]. İyon artışının da empadasın düşmesine, dolayısıyla doku iletkenliğinin artmasına neden olacağı beklenmektedir. Sonuç olarak elektriksel iletkenliğin ölüm sonrası artış göstereceği tahmin edilmektedir. Bu çalışmada elektriksel iletkenlik testi altı saatlik süre boyunca uygulanmış ve iletkenlik artımı tespit edilmiştir. Bu da bize elektriksel iletkenlik ile postmortem süreç arasında pozitif bir ilişki olduğunu göstermektedir. Elektriksel iletkenliğin postmortem süreçteki değişimi deneysel olarak insan vakalarında gözlemlenmiştir. Elektriksel iletkenlikte gözlemlenen değişimler postmortem süreç ile ilgili önemli ipuçları vermektedir.

Postmortem süreçte gözün opaklığında meydana gelen değişimler ölüm zamanının tahmininde önemli bir faktör olabilir. Ölüm sonrası dejenere olmaya başlayan endotel hücreleri korneal hidrasyona neden olmaktadır [53]. Bozulan endotel bariyeri, aköz humor sıvısının korneaya akmasına engel olmaz ve bu durum opaklaşmaya sebebiyet verir. Aköz humor sızıntısı belli bir süre devam edeceği için opaklığın da ilerleyeceği beklenmektedir. Bu çalışmada insan vakalarında gözde meydana gelen opaklık değişimleri bilgisayar tabanlı görüntü işleme yöntemleri kullanılarak analiz edilmiştir.

Deneysel sonuçlar, korneal bölge ve korneal-olmayan bölgede meydana gelen opaklık değişimleri ile postmortem süreç arasında bir korelayon olduğunu göstermektedir. Tekrarlı ANOVA testi kullanılarak gözdeki opaklık değişimlerinin istatiksel olarak anlamlı olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Gözde oluşan opaklık değişimini kullanarak ölüm zamanını tahmin eden bir sistem geliştirilmiştir. Bu sistemde, görüntü işleme yöntemleri kullanılarak opaklık değişimini gösteren özellikler çıkarılmıştır. Çıkarılan özelliklere sınıflandırma yöntemi uygulanarak ölüm zamanının tahmini yapılmaya çalışılmıştır.

BÖLÜM 2

POSTMORTEM SÜREÇTE ELEKTRİKSEL DOKU İLETKENLİĞİ DEĞİŞİMLERİNİN İNCELENMESİ

Adli tıpta, ölüm zamanının tahmin edilmesi, en önemli ve zorlu problemlerden biridir. Bugüne kadar yapılan ölüm zamanı tahminlerindeki kısmi başarılara rağmen, hata oranı halen kabul edilebilir seviyelerin üstündedir. Bu çalışmada, insan vakalarında postmortem süreçte elektriksel iletkenliklerindeki değişimler deneysel olarak araştırılmıştır. Elektriksel iletkenlik ölçümleri postmortem süreçle ilgili önemli ipuçları verir. Canlı bir insan doğal bir elektriksel iletkenliğine sahiptir. Postmortem süreçte, hücre içi sıvılar hücre dışına doğru sızar. Bu sızan sıvılar hücre dışında bulunan dokulardaki elektrolitik sıvılarla birleşir. Her iki sıvı da iyonik olduğundan dolayı, dokularda artan iyon miktarı iletkenliğin artmasına yardımcı olur. Bundan dolayı, elektriksel iletkenlik seviyesinin ölüm sonrası zamana bağlı olarak artması beklenir. Bu çalışmada altı saat boyunca elektrik iletkenlik testleri uygulanmıştır. Vakaların elektriksel iletkenliği, test edilen zaman periyodu boyunca artmıştır. Bu sonuç bize elektriksel doku iletkenliği ve postmortem süreç arasında pozitif bir ilişki olduğunu göstermektedir.

Bu bölüm şu şekilde düzenlenmiştir. Vakalar hakkındaki bilgiler ve deney prosedürü Malzemeler ve Yöntemler bölümünde açıklanmıştır. Deney sonuçları 2. kısımda detaylandırılmış ve bir sonraki kısımda tartışılmıştır. Bu bölüm kısım 4'te sonuçlandırılmıştır.

2.1 Malzemeler ve Yöntemler

Elektriksel doku iletkenliği ile ilgili çalışmalarda kullanılan yöntemin ayrıntıları, vakalar ve vaka dışlama kriterleri hakkındaki bilgiler bu kısımda açıklanmıştır.

2.1.1 Çalışma Grubundaki Vakalar ile İlgili Bilgiler

Elektriksel doku iletkenliği ölçümü ile ilgili çalışmalar İstanbul Adli Tıp Kurumunda gerçekleştirilmiş olup sonuçlar aşağıdaki kısımlarda gösterilmiştir. Çalışmalar, gece boyunca Adli Tıp Kurumunda bulunan vakalarda gerçekleştirilmiştir. Gündüz vaka çalışması yapılmamıştır. Bunun sebebi İstanbul Adli Tıp Kurumu'nun çalışma sisteminden kaynaklanmaktadır. Kurumda sistem şu şekilde işlemektedir. Mesai saatleri içerisinde kuruma intikal eden vakalar otopsi işlemleri tamamlanarak aynı gün içerisinde bekleyenlerine teslim edilmektedir. Mesai saatleri içerisinde gelen vakalar bozulmayı yavaşlatmak için ortam sıcaklığının 5^{o}C de tutulduğu yaklaşık $40m^{2}$'lik bir odada muhafaza edilmektedir. Daha sonra bu vakaların otopsi işlemleri tamamlanmaktadır. Mesai saatleri içerisinde gelen bir vakanın ertesi güne kalması söz konusu olmamaktadır. Yalnız mesai bitimine doğru gelen vakaların otopsi işlemlerinin yetişmeyeceğine kanaat getirilirse otopsiye alınmamakta ve ertesi güne bırakılmaktadır. Bu saatlerde gelen vakalar gece boyunca kurumda bulunduğu için bizim deney grubumuzu oluşturan vakalardır. Mesai bitimine doğru gelen bu vakalar ertesi sabah mesainin başlaması ile birlikte otopsiye alınmaktadır. Dolayısı ile mesai bitimine doğru kuruma intikal eden vakalar gece boyunca kurumda bekletilmektedir. Buradan anlaşılacağı üzere normal koşullarda bir vakanın 24 saat veya daha fazla bekletilmesi gibi bir durum söz konusu olmamaktadır. Mesai bitiminde kurumda görevli personel dağılmakta sadece cenaze teslim alma kısmında bir tekniker görev yapmaktadır. Görevi gelen vakaları teslim alıp soğuk odada muhafaza etmektir. Hafta sonu için nöbetçi personel bulunmakta olup aynı şekilde otopsi işlemleri devam etmektedir.

Adli tıp kurumunun çalışma şartları göz önüne alarak yapılan çalışmalarda vakalar üzerinde elektriksel doku iletkenliği çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Vakaların aynı çevresel koşullara sahip olabilmesi için, hava koşulları ile ortalama sıcaklıkların çok benzer olduğu Temmuz ve Ağustos aylarında İstanbul'da 14:00-15:00 saatleri arasında

ölen vakaları çalışma grubu için seçilmiştir. Buna ek olarak, sadece aynı hava şartlarında (27^0C sıcaklık, güneşli) olan vakalar incelenmiştir. Bu sebeple çalışma grubu, aynı çevre ve sıcaklık koşullarında ölen vakalardan oluşturulmuştur. Ayrıca, ödemli cesetler çalışma grubundan çıkarılmıştır. Deneyler tüm vakalar için 16:30'da başlatılıp 22:30'da bitirilmiştir.

Çevresel faktörler elektriksel iletkenliğini etkileyebileceği için vakaların aynı çevre faktörlerine sahip olması önemlidir. Vaka seçim kriterlerine göre koşulları sağlayan 11 vaka araştırma grubuna dâhil edilmiştir. Bu vakalar hakkında bilgiler Çizelge 2.1'de verilmiştir. Uyarıcı voltaj seviyesinin ve oda sıcaklığının deney esnasında sabit olduğu varsayılmıştır. Son olarak, vakaların ölüm öncesi diyet ve sıvı alımının iletkenlik üzerinde küçük bir etkisi olabilir; ölüm öncesi vakaların durumu bilinmediğinden her vakada aynı olduğu varsayılmıştır.

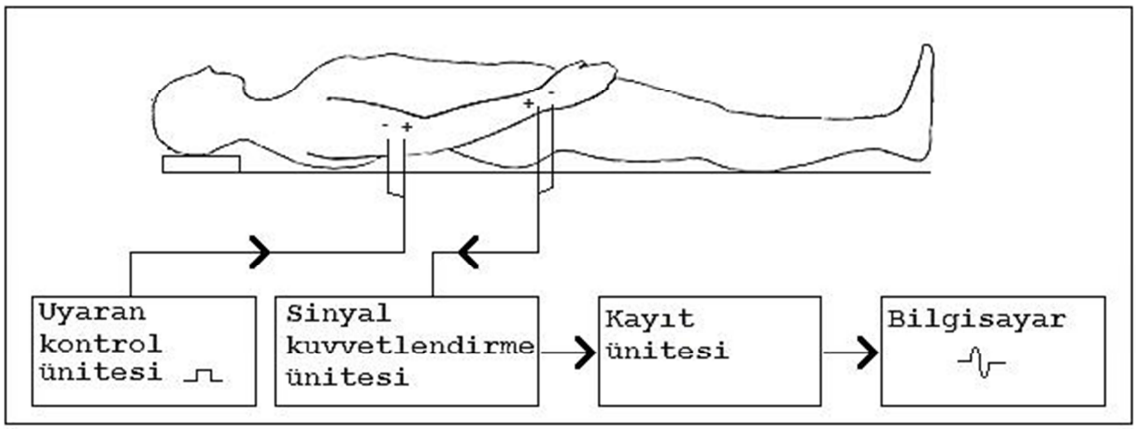
Çizelge 2. 1 Vaka bilgileri

	Cinsiyet	**Yaş**	**Boy (**cm**)**	**Ağırlık (**kg**)**
Vaka 1	Erkek	22	180	70
Vaka 2	Erkek	50	176	60
Vaka 3	Erkek	42	165	80
Vaka 4	Erkek	29	166	55
Vaka 5	Erkek	30	174	80
Vaka 6	Erkek	27	172	58
Vaka 7	Erkek	55	170	65
Vaka 8	Kadın	38	166	59
Vaka 9	Erkek	25	175	66
Vaka 10	Erkek	44	175	56
Vaka 11	Kadın	47	168	57

2.1.2 Uygulanan Yöntemler

Elektriksel iletkenlik değişimlerini ölçmek için bilgisayar destekli bir otomasyon sistemi tasarlanmıştır. Sistemin gösterimi Şekil 2.1'de verilmiştir. Sinyalleri kaydetmek için Biopac MP150 veri toplama ünitesi kullanılmıştır. Elektriksel uyaran sinyalleri, izole

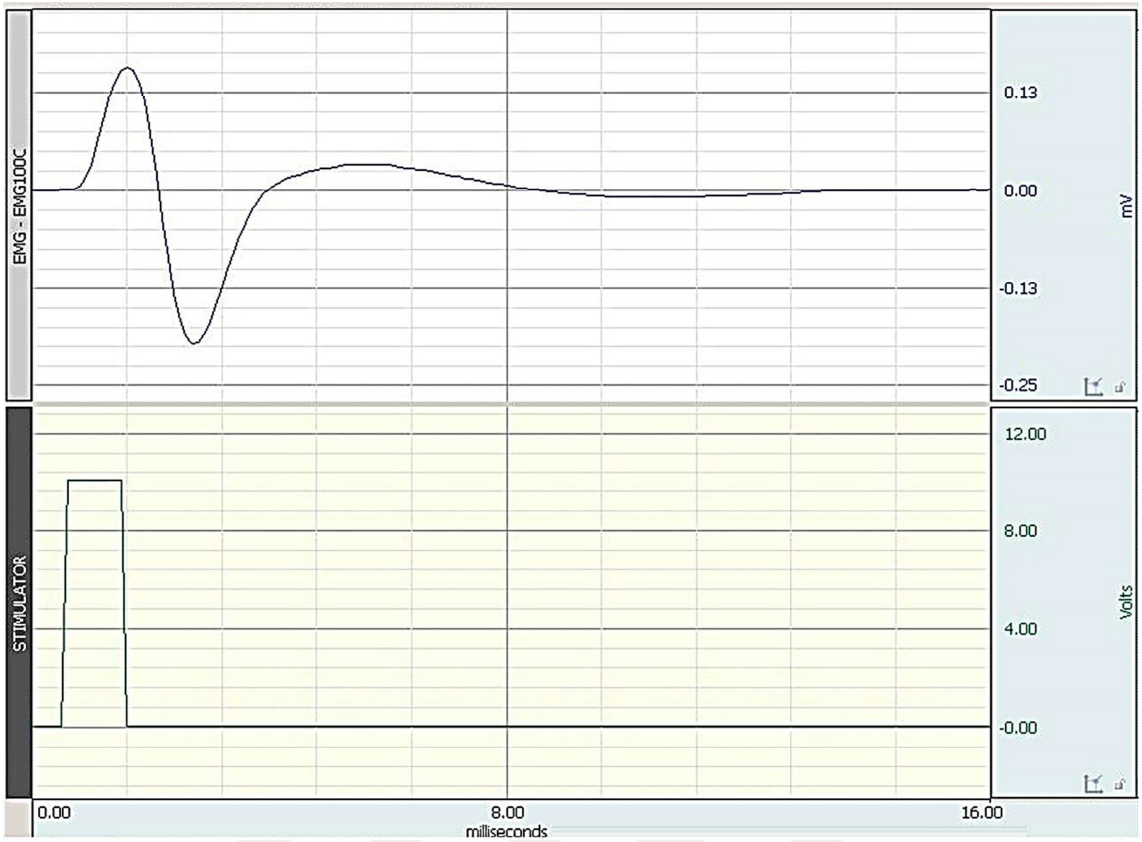
edilmiş bir lineer uyarıcı ile üretilmiştir. Sistem, altı saat boyunca her 15 dakikada bir dikdörtgen sinyalleri üretmek üzere otomatikleştirilmiştir. Uyarıcı sinyallerin büyüklüğü 10 V ve süresi 1 ms olarak ayarlanmıştır.



Şekil 2. 1 Elektriksel iletkenlik sinyallerinin kaydı için oluşturulan otomasyon sistemi

Uyarıcı ve kayıt elektrotlarının polaritesi Şekil 2.1'de gösterildiği gibi düzenlenmiştir. Pozitif elektrotlar, negatif elektrotlardan birbirlerine daha yakın olacak şekilde yerleştirilmiştir. Bu sistemde uyaranlar dirsek üzerinden verilmiştir. Tepki sinyalleri ise uyarıcı elektrotlardan 25 cm uzakta bileğe yakın noktada kaydedilmiştir. Mesafeyi belirlemek için, kayıt ve uyarıcı elektrotların orta noktaları referans olarak alınmıştır. Uyaran kısım için 0.3 mm çapında iğne elektrotları kullanılmıştır ve derinin 1.5 cm altına kadar yerleştirilerek uyaran sinyal verilmiştir. Kayıt için ise yüzey elektrotları kullanılmıştır. Yüzey elektrotları 11 mm çapında ve 95 mm^2 iletken temas alanına sahiptir. Ag/AgCl yapısına sahip olan yüzey elektrotları hazır kendinden jelli olarak kullanılmıştır.

Yanıt sinyalleri kayıt elektrotları tarafından algılandıktan sonra, sinyal kuvvetlendirme ünitesinde kuvvetlendirilirler. Bu sinyallerin genlikleri düşük olduğundan bu ünitede genlikleri artırılır. Yanıt sinyalleri sistem tarafından otomatik olarak kaydedilmekte olup aynı zamanda eşzamanlı olarak bilgisayar ekranından takip edilebilmektedir. Şekil 2.2'de kayıt ünitesi tarafından kaydedilen, uyarıcı dikdörtgen darbe sinyali ve yanıt sinyali gösterilmektedir. Uyarıcı sinyal tek fazlıdır. Yanıt sinyali ise iki fazlıdır. Yani, hem pozitif hem de negatif alternansta kısımları vardır.



Şekil 2. 2 Uyarıcı dikdörtgen darbe sinyali ve iki fazlı yanıt sinyali

2.2 Deneysel Sonuçlar

Şekil 2.3'te gösterilen 11 vakanın sonuçları postmortem süreçte zaman arttıkça doku iletkenliğinin artmaya devam ettiğini göstermektedir. Yanıt sinyali bifazik bir sinyaldir. Ölüm sonrası süreç arttıkça, yanıt sinyalinin genliği her iki alternansta artmaya devam etmektedir. Bu yüzden vakaların bütün ölçümleri için yanıt sinyallerinin mutlak integralleri hesaplanarak yanıt sinyali ile eksen arasında kalan alanın değişimi incelenmiştir. Çizelge 2.2'de Vaka 1 için altı saat boyunca yanıt sinyalinde gözlemlenen genlik ve alan değişimleri gösterilmiştir. Görüldüğü üzere sürekli olarak pozitif ve negatif alternansta genlik artımı buna bağlı olarak da alan artımı söz konusudur.

Çizelge 2. 2 Vaka 1 için gözlemlenen genlik ve alan değişimleri

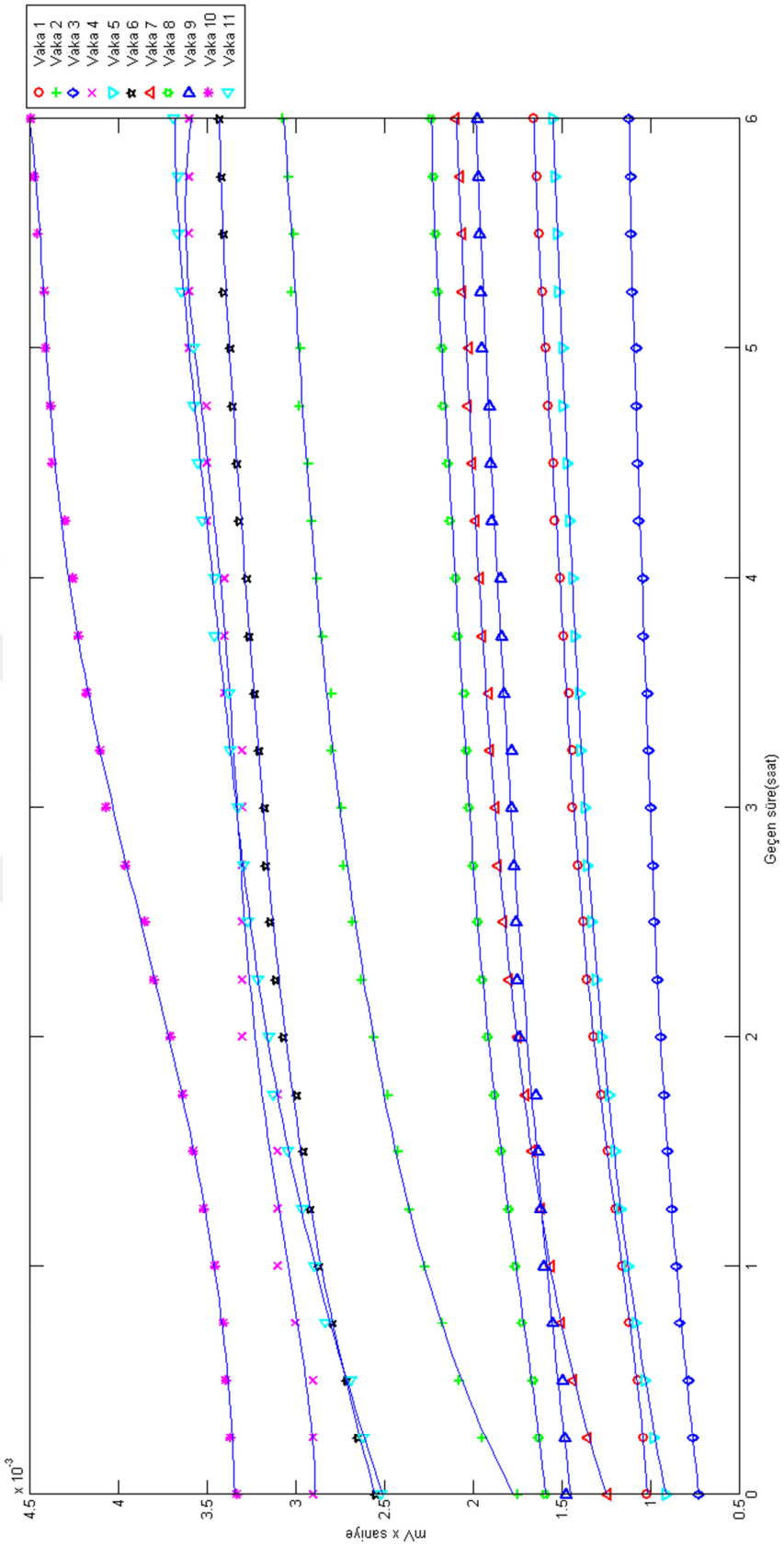
Zaman	Pozitif alternans		Negatif alternans		Pozitif alternans + | Negatif alternans |
	Tepe noktası (mV)	İntegral (mV x saniye)	Tepe noktası (mV)	İntegral (mV x saniye)	(mV x saniye)
16:30	0.53223	0.00036	-0.84259	-0.00066	0.00102
16:45	0.53955	0.00037	-0.84869	-0.00067	0.00104
17:00	0.55603	0.00038	-0.88196	-0.00069	0.00107
17:15	0.58014	0.00040	-0.92102	-0.00072	0.00112
17:30	0.59906	0.00041	-0.95367	-0.00075	0.00116
17:45	0.62347	0.00043	-0.98236	-0.00077	0.00120
18:00	0.63812	0.00044	-1.01776	-0.00080	0.00124
18:15	0.66223	0.00046	-1.04584	-0.00082	0.00128
18:30	0.68146	0.00047	-1.07666	-0.00085	0.00132
18:45	0.69946	0.00048	-1.10748	-0.00088	0.00136
19:00	0.71533	0.00049	-1.13281	-0.00089	0.00138
19:15	0.72968	0.00050	-1.15723	-0.00091	0.00141
19:30	0.74371	0.00051	-1.18439	-0.00093	0.00144
19:45	0.73914	0.00051	-1.17371	-0.00093	0.00144
20:00	0.75226	0.00052	-1.18774	-0.00094	0.00146
20:15	0.76569	0.00053	-1.21307	-0.00096	0.00149
20:30	0.77759	0.00053	-1.23352	-0.00098	0.00151
20:45	0.79346	0.00055	-1.25061	-0.00099	0.00154
21:00	0.80322	0.00055	-1.26648	-0.00100	0.00155
21:15	0.81116	0.00056	-1.28448	-0.00102	0.00158
21:30	0.81787	0.00056	-1.29791	-0.00103	0.00159
21:45	0.83099	0.00057	-1.31561	-0.00104	0.00161
22:00	0.83801	0.00058	-1.32782	-0.00105	0.00163
22:15	0.84503	0.00058	-1.34064	-0.00106	0.00164
22:30	0.85297	0.00059	-1.35345	-0.00107	0.00166

Şekil 2.3'te X ekseni, ölçümleri başlattıktan sonra geçen süreyi saat cinsinden göstermektedir. Y ekseni ise sinyallerin mutlak integrallerinin toplamını göstermektedir (mV x saniye). Şekil 2.3'te gösterildiği gibi, grafiklerin başlangıç kısımlarında elektrik doku iletkenliğinde daha hızlı bir değişiklik vardır. Bundan sonra, bu hızlı değişim, zaman ekseninin ilerleyen kısımlarında yavaşlamaktadır. Grafiğin sıfır noktasından başlamamasının sebebi ise yaşayan insanın doğal elektrik iletkenliğine sahip olmasıdır. Ölümden sonra, elektriksel iletkenlik düzeyi kademeli olarak yükselmeye başlar. Deney süresi boyunca, vakaların iletkenlik seviyeleri artmıştır. Her bir vaka için ayrık zamanlarda periyodik ölçümler alındığından, Şekil 2.3'teki değerler belli bir zaman için alınan ölçüm değerlerini göstermektedir. Tüm vakalar için grafiklerdeki artışlar sürekli olmakla birlikte değişim yüzdeleri farklıdır. Elektriksel iletkenlik testleri altı saat boyunca uygulanmıştır. İlk üç saatteki iletkenlik artışı son üç saattekinden daha büyüktür. İletkenlikteki ortalama değişim, başlangıç iletkenlik düzeylerine göre bir saat sonunda %15 iken, beş saat sonra bu değişim hızı hemen hemen %4'e düşmüştür.

Şekil 2.3 ayrıca 11 vakanın veri noktalarına göre uydurulan eğrilerini göstermektedir. Ölçümler, altı saat boyunca her 15 dakikada bir gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle, her bir vaka için ölçülen veri sayısı 25'dir. Ayrık veri noktalarını birleştirmek için polinom eğri uydurma yöntemi kullanılmıştır. Bu çalışmada eğri uydurumu için Matlab® yazılımının *polyfit* fonksiyonu kullanılmıştır. Fonksiyon en küçük kareler yöntemini kullanarak veri noktalarına en uygun n. dereceden bir $p(x)$ polinomunun katsayılarını verir. Polinom eğri uydurma yönteminin genel denklemi (2.1)'de verilmiştir.

$$p(x) = p_1 x^n + p_2 x^{n-1} + \cdots + p_n x + p_{n+1} \tag{2.1}$$

Burada $\{p_1, p_2, \dots, p_{n+1}\}$ polinomun katsayılarını gösterirken $\{x^n, x^{n-1}, \dots, x\}$ değişkeni göstermektedir. n ise polinomun derecesidir. Polinom eğrinin derecesi eğrinin veri noktalarını kapsama kabiliyetine dayanarak seçilmiştir. Beşinci dereceden polinom eğrisi tüm vakalar için en uygunu olarak saptanmıştır. Çünkü beşinci dereceden polinom eğrisi veri noktalarının eğilimlerini takip etmiş ve veri noktalarını diğer derecedeki eğrilerden daha iyi kapsamıştır. Daha küçük dereceden eğriler, veri noktalarını kapsamayan daha doğrusal eğriler ortaya koyarken, daha yüksek dereceden eğriler ise veri noktalarının eğilimlerini takip etmeyen eğriler üretmiştir.

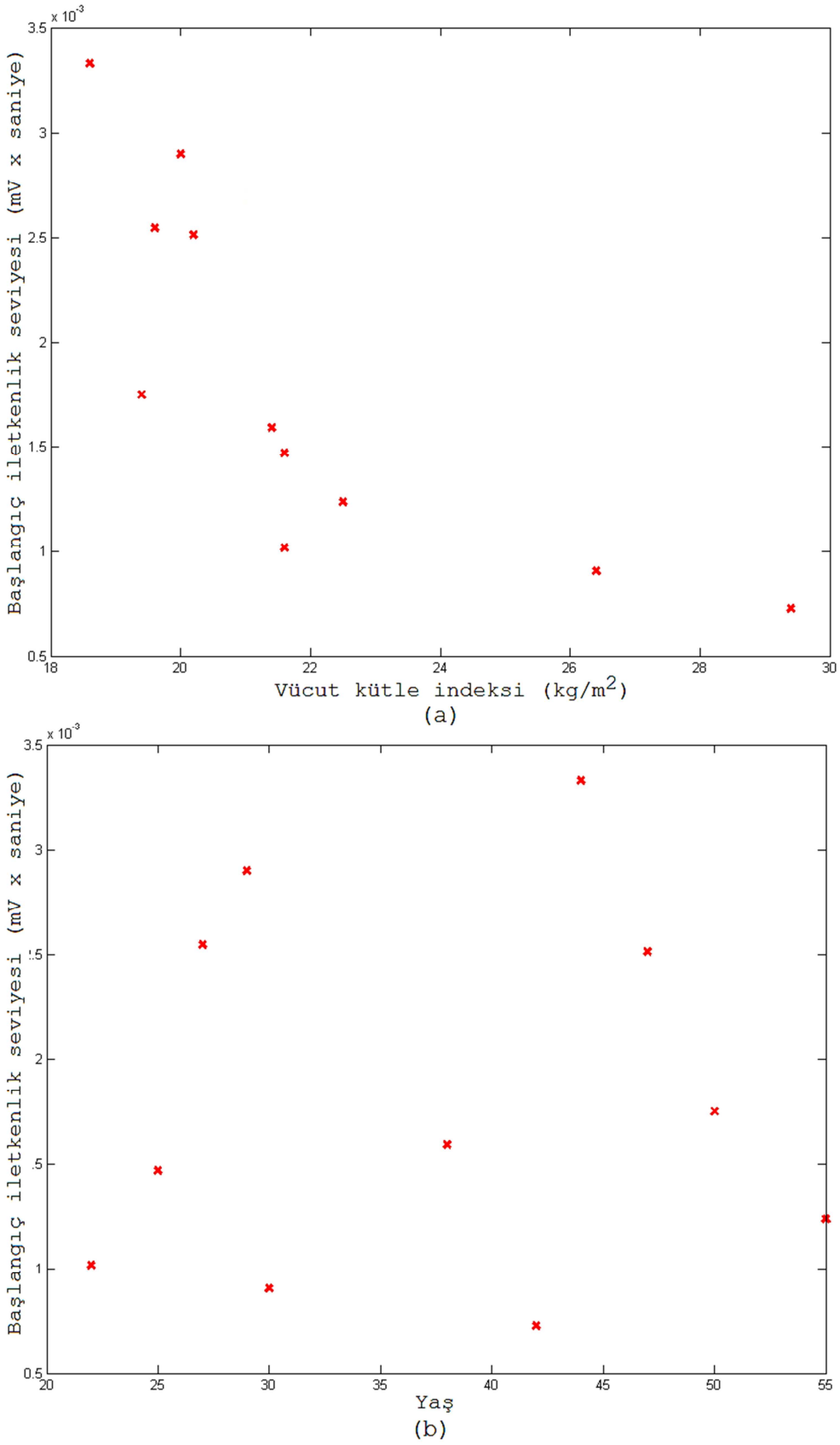


Şekil 2. 3 Vakaların elektriksel iletkenlik değişimleri ve 5. dereceden eğri uydurulması

Şekil 2.4 vakaların başlangıç iletkenlik düzeylerindeki farklılıklarının vücut kütle indeksi (VKİ - vücut kütlesinin vücut yüksekliğinin karesine bölünmesi ile elde edilir ve kg/m^2 birimi cinsinden ifade edilir) ve yaş ile olan bağlantısı hakkında fikir vermektedir. Başlangıç iletkenlik seviyesi, ölçümler başlatıldığı andaki vakaların iletkenlik seviyesi farklılıklarını tanımlar. VKİ başlangıç iletkenlik düzeyi ile anlamlı derecede negatif korelasyona sahiptir $(r = -0.76)$. Bu korelasyon değerine göre daha büyük VKİ değerleri daha küçük başlangıç iletkenlik seviyelerine yol açmaktadır. Şekil 2.4 (b) 'de gösterildiği gibi, yaş ve başlangıç iletkenlik düzeyi arasındaki korelasyon çok düşüktür $(r = -0.07)$ ve bu nedenle yaş, temel iletkenlik seviyesiyle ilgili olmayabilir. Korelasyonun hesaplanmasında kullanılan denklem (2.2)'de verilmiştir.

$$r(A,B) = {}^{1}/_{N-1} \sum_{i=1}^{N} \left({}^{A_i - \mu_A}/_{\sigma_A} \right) \left({}^{B_i - \mu_B}/_{\sigma_B} \right) \quad (2.2)$$

Burada N yapılan gözlem sayısını, μ_A, σ_Ave μ_B, σ_B ise sırasıyla A ve B matrislerinin aritmetik ortalama ve standart sapmasını göstermektedir.



Şekil 2. 4 Vakaların başlangıç iletkenlik seviye farklılıklarının (a) Vücut kitle indeksi ve (b) Yaş ile korelasyonu

2.3 Sonuçların Tartışılması

Postmortem süreçte dokulardaki elektrolit seviyeleri değişir. Bunun nedeni hücresel membran bütünlüğünün ölüm sonrası bozulmaya başlamasıdır. Doğal bozulma nedeniyle hücresel zar çalışmaz ve hücre geçirgenliği bu durumdan etkilenir. Bu durum hücre içi sıvıların hücre dışına doğru sızıntı yapmasına neden olur. Sızıntı yapan hücre içi elektrolitik sıvılar, zaman içinde dokulardaki iyon sayısını çoğaltarak iletkenliği arttırır. İyonlar, elektrik empedansını düşürerek elektriksel iletkenliği yükseltirler. Elektriksel empedansın düşmesi bir defada daha fazla elektron taşınabileceği anlamına gelir. Empedans seviyesinin azalması, daha yüksek miktarda akıma ve daha yüksek iletkenliğe imkân sağlar. Bir sistemin empedansı, elektrik akımına karşı koyma kabiliyeti olarak tanımlanabilir; empedans yüksekse sistemden küçük bir akım akar, düşükse yüksek bir akım oluşur. Burada, dokulara sızan hücre içi sıvılar vakaların doku empedansını düşürdüğünden, postmortem süreç arttıkça elektriksel iletkenlik artmaktadır [30], [31], [32], [33], [34], [52]. Bulgularımız bu sonuçları desteklemektedir. Elektriksel iletkenlik ölçümleri ölüm zamanını tahmin etmede potansiyeli olan bir yöntem olarak gözükmektedir.

11 vakanın istatistiksel analizi, başlangıç iletkenlik seviye farklılıkların VKİ $(r = -0.76)$ ile negatif olarak ilişkili olduğunu kanıtlamıştır. Ayrıca yaşın $(r = -0.07)$ bu seviye farklılığı ile ilgisinin olmadığı ortaya konmuştur. Bir insanın VKİ'sinin vücuttaki yağ dokusu miktarı ile orantılı olduğu ve bu nedenle yüksek VKİ değerlerinin önemli miktarlarda yağ dokusunu gösterdiği söylenebilir. Yüksek VKİ değerleri düşük başlangıç iletkenlik seviyelerine neden olur çünkü yağ dokusu diğer dokular arasında en düşük iletkenliğe sahiptir. Sonuçlarımız, yüksek miktarda yağ dokusunun başlangıç iletkenlik seviyesinin düşürdüğünü göstermiştir.

Üst ekstremitenin farklı katmanları farklı özelliklere sahiptir. Yağ dokusunun iletkenliği üst ekstremitedeki diğer dokulardan daha düşüktür. Bu çalışmada, uyaran için iğne elektrotları kullanılmış ve derinin 1.5 cm kadar altına yerleştirilmiş, böylece yağ dokunun altından uyaran verilmesi sağlanmıştır. Yağ dokusu düşük iletkenliğe sahip olmakla birlikte, ölüm sonrası doğal bozulma sürecinde yıkıma uğrar.

Dirseğin üstünde verilen elektriksel uyarılarla oluşturulan yanıt sinyalleri uyarıcı elektrotlar tarafından 25 cm uzaktan kaydedilmiştir. Kayıt noktası bileğe yakındır. 25 cm'den daha uzun ve daha kısa mesafeler iletkenliği değiştirebilir. Daha uzun mesafeler iletkenliğin artmasına ve daha kısa mesafeler iletkenliğin azalmasına neden olabilir.

Çalışmamızda bazı kısıtlamalar şunlardır: Ölüm anından hemen sonra ölçümlere başlayamamız ve kriterlerimizi karşılayan yeterli sayıda vakanın olmamasıdır. Bir cesedin kuruma intikal etmesi yaklaşık iki saat sürmektedir. Bu nedenle deneyler yaklaşık olarak ölümden 2 saat sonra başlamıştır.

2.4 Elektriksel Doku İletkenliği Çalışmasının Özeti ve Literatüre Katkısı

İnsan vakalarında elektriksel iletkenlik ile postmortem süreç arasındaki ilişkiyi araştırmak üzere bir klinik test tasarlanmıştır. Elde edilen sonuçlar, elektriksel iletkenlik ile postmortem süreç arasında pozitif bir ilişki olduğunu, yani postmortem süreç arttıkça elektriksel doku iletkenliğinin arttığını göstermektedir. Bu çalışmada, çevresel koşulları aynı olan ve ödemi olmayan vakalar seçilmiştir. Ayrıca, VKİ başlangıç iletkenlik seviyesine etki ederken, yaşın etkisi olmadığı gözlemlenmemiştir. Bu konuda yapılan yayın çalışması [54]'de bulunabilir.

Bu çalışmada daha önce çalışılmamış bir konu olan, insan vakalarında postmortem süreçteki elektriksel doku iletkenliği değişimi incelenmiştir. Yapılan deneyler, iletkenlik artışı ile postmortem süreç arasında pozitif bir korelasyon olduğunu göstermiştir. Elektriksel iletkenliğin ölüm zamanı tahmini için geçerli bir araç olduğunu doğrulamak ve postmortem insan vakalarında farklı çevresel faktörlerin elektriksel iletkenlik üzerindeki etkilerini incelemek için yeni çalışmalara ihtiyaç vardır.

BÖLÜM 3

POSTMORTEM SÜREÇTE GÖZDEKİ OPAKLIK DEĞİŞİMLERİNİN İNCELENMESİ

Postmortem süreçte oluşan gözdeki opaklık gelişiminin tespit edilmesi ölüm zamanı tahmininde önemli bir gelişmedir. Ölümden sonra, dejenere olmuş endotel hücrelerinden dolayı korneada hidrasyon meydana gelir. Yıkıma uğrayan endotel bariyeri aköz humor sıvısının korneaya akmasını önleyemez ve bu durum korneada opaklık gelişimi ile sonuçlanır. Korneaya sızan aköz humor miktarı opaklığın seviyesini belirler. Aköz humor sıvısının korneaya akışı bir süre devam edeceğinden, postmortem süreç ile opaklığın artması beklenmektedir. Bu bölümde, postmortem insan gözü görüntüleri bilgisayar tabanlı görüntü analizi kullanılarak incelenmiştir. Kaydedilen göz görüntülerinde korneal ve korneal olmayan bölgenin opasitelerinin deney sırasında arttığı gözlemlenmiştir. Deneysel sonuçlar, insan vakalarında korneal ve korneal olmayan bölgelerde opaklık gelişimi ile ölüm sonrası geçen süre arasında bir korelasyon olduğunu kanıtlamaktadır. Üstel eğri uydurma yöntemi kullanılarak opaklık gelişimi araştırılmıştır. Opaklık gelişiminin istatistiksel olarak anlamlı olduğunu göstermek için tekrarlı ANOVA testi kullanılmıştır.

Bu bölüm şu şekilde düzenlenmiştir. İlk kısımda veri toplama yönteminden ve verilere uygulanan yöntemlerden bahsedilmiştir. Uygulanan yöntemlerin sonuçları bir sonraki kısımda detaylı olarak anlatılmıştır. Son kısımlarda ise sonuçlar tartışılmış ve çalışma özetlenmiştir.

3.1 Veri Toplama Yöntemi ve Verilere Uygulanan Yöntemler

Bu kısımda veri toplanması için oluşturulan sistemden, vakaların çalışmaya dâhil edilme kriterlerinden ve elde edilen verilere uygulanan yöntemlerden bahsedilmiştir.

3.1.1 Verilerin Toplanması

Bu çalışma İstanbul Adli Tıp Kurumu'nda gerçekleştirilmiştir. Deney grubu, Kasım ve Aralık aylarında İstanbul'da ölen 10 vakadan oluşmaktadır. Deneyler, vakaların ölüm saatlerinden sonraki altıncı saatte başlatılmıştır. Vakaların deney boyunca muhafaza edildiği odanın sıcaklığı 5 ° C'de tutulmuştur.

Vakalar 1 kadın ve 9 erkekten oluşmakta olup yaşları 30 ve 77 arasında değişmektedir (ortalama: 48, standart sapma: 14.9). Bazı ölüm nedenleri (örneğin yangın, boğulma gibi) ve ölüm anında vakanın pozisyonu (örneğin yüzüstü şekilde ölmüş olma) gözün saydamlığını etkileyebileceği için bu tür vakalar çalışma grubundan çıkarılmıştır. Gözün ateşe maruz kalması veya uzun süreli suya temas etmesi gözün yapısını bozmaktadır. Yine aynı şekilde vakanın uzun süre yüzüstü pozisyonda kalması postmortem hipostaz nedeniyle korneal opaklığın doğal gelişimini etkileyebilmektedir. Ayrıca, baş ve boyun travması olan vakalar ile ödemli olanlar araştırma grubundan çıkarılmıştır.

Vakalar deney boyunca sırtüstü konumda tutuldu ve akıllı telefon kamerası (iPhone 4) sağ gözün 10 cm üzerine bir sabitleyici yardımı ile yerleştirildi. Bu mesafe deneysel olarak tespit edilmiştir. Fotoğrafı çekilecek nesneye ne kadar yaklaşılırsa o kadar detaylı fotoğrafının çekilebileceği bilinmektedir. Fakat 10 cm'den daha kısa mesafeler kameranın düzgün odaklamasına imkân vermediğinden düşük kaliteli resimlere neden olmaktadır. Vakaların baş kısımları deney sırasında dönmeyi engellemek için sabitlendi. Deneklerin sağ gözleri her 20 dakikada bir 15 saat boyunca periyodik fotoğraflanmıştır. Her bir vaka için 45 toplamda 450 görüntü kaydedildi. Kamera flaşı yardımıyla gözün aydınlatılması sağlanmıştır. Deney alanında başka bir ışık kaynağı kullanılmamıştır.

3.1.2 Uygulanan Görüntü İşleme Yöntemleri

Korneal ve korneal olmayan bölgenin segmente edilmesinde kullanılan yöntemler ve segmente edilen bölgelerden çıkarılan özellikler bu kısımda detaylandırılmıştır. Korneal

bölge irisin bulunduğu renkli kısmı ifade ederken, korneal olmayan bölge ise sklera olarak isimlendirilen kornea etrafında bulunan gözün beyaz kısmını ifade etmektedir.

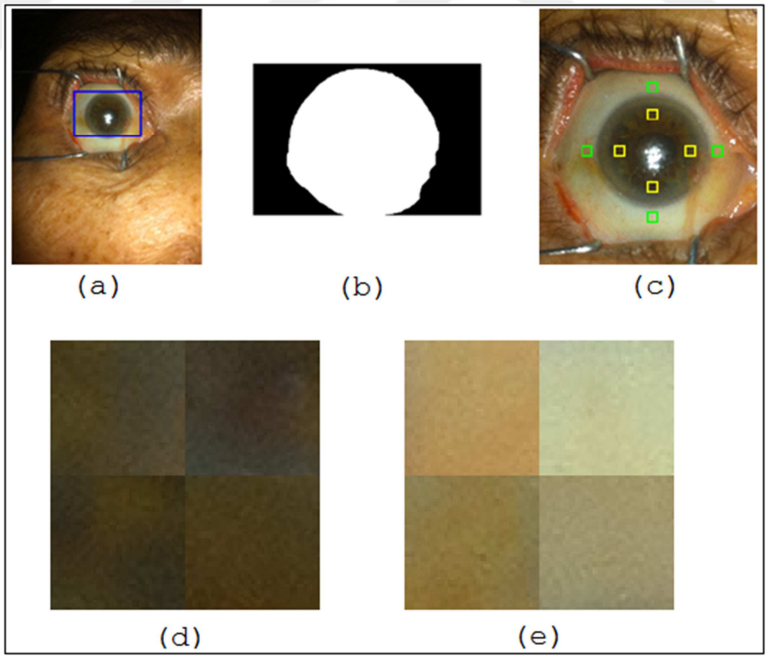
3.1.2.1 Korneal ve Korneal Olmayan Bölgenin Tespit Edilmesi

10 cm uzaklıktan çekilen resimlerde gözle beraber vakanın yüzü de yer almaktadır. Dolayısı ile resimlerde gözü tespit edildikten sonra korneal ve korneal olmayan kısımlar görüntü işleme yöntemleriyle otomatik olarak çıkarılmalıdır. Resimlerdeki göz koordinatlarını tespit etmek için Viola Jones algoritması [55] kullanılmıştır.

Viola Jones algoritması görüntüleri resimlerden çıkardığı temel özelliklere göre sınıflandırır. Üç temel özellik kullanılır. Bunlardan iki-dikdörtgen özelliği, aynı şekil ve boyuta sahip olan yatay veya dikey olarak bitişmiş iki adet olan dikdörtgensel bölgenin kendi içlerindeki piksellerin toplamlarının birbirlerine göre farkıdır. Üç-dikdörtgen özelliği yan yana bitişmiş üç dikdörtgensel alandan dışarıda olanların toplamının ortada olandan farkıdır. Dört-dikdörtgen özelliği ise diyagonal olarak eşleşmiş dikdörtgensel bölgeler arasındaki farktır. Bahsedilen özellikler integral görüntüsü olarak adlandırılan görüntü için ara bir gösterim kullanarak çok hızlı hesaplanır. Oluşturulan sisteme doğru ve yanlış örneklerden oluşan bir eğitim kümesi verilerek bir sınıflandırıcı yardımı ile tahmin modeli oluşturması sağlanır. Oluşturulan tahmin modeli yeni girdilerde ilgili alanın tespiti için kullanılır [55]. Şekil 3.1 (a)'da bir vakada Viola Jones algoritması ile resimdeki göz kısmının bulunması gösterilmiştir.

Göz bölgesini tespit ettikten sonra Otsu'nun eşik metodu [56] kullanılarak korneal bölge tespit edilmiştir. Otsu'nun yönteminde yoğunluk görüntüsünden (intensity image) bir eşik seviyesi tanımlanır. Tanımlanan bu eşik seviyesi kullanılarak resim siyah-beyaz bir görüntüye dönüştürülür. Bu yöntem, korneal ve korneal olmayan bölge arasındaki yüksek yoğunluk farkından dolayı korneanın başarıyla segmente edilmesini sağlar. Eşik işleminden sonra, resimdeki küçük boşlukları doldurmak ve küçük nesneleri kaldırmak için morfolojik kapama ve açma işlemleri sırasıyla gerçekleştirilir (bkz. Şekil 3.1 (b)). Morfolojik işlemler küçük boşlukları doldurup ve ufak nesneleri kaldırırken resimdeki büyük parçaların şekil ve boyutlarında herhangi bir değişikliğe neden olmaz.

Daha sonra segmente edilen korneal bölgenin maksimum ve minimum koordinat noktaları yatay ve dikey olarak hesaplanır. Korneal bölge dairesel bir şekle sahip olduğundan dolayı kornea bölgesinin çapı, maksimum ve minimum satır koordinatları arasındaki farktır. Yine aynı şekilde maksimum ve minimum sütun koordinatları arasındaki farktır. Yatay ve dikey çapın kesişme noktası ise kornea bölgesinin merkez koordinatlarını vermektedir. Merkez koordinatlarını ve kornea bölgesinin yarıçapını bildiğimiz için korneal olmayan bölgede kolaylıkla tespit edilebilir. Merkez koordinatlarının bulunduğu noktada ise göz bebeği yer almaktadır. Korneal ve korneal olmayan bölgelerden dört kısım ilgi bölgesi olarak seçilmiştir (bkz. Şekil 3.1 (c)). Korneal ilgi bölgeleri seçilirken kornea yarıçapını geçmeyecek şekilde yatay ve dikey düzlemlerden dört noktadan $(20\ x\ 20\ piksel)$ boyutunda ilgi alanları alınmıştır. Korneal olmayan bölge kısmında kornea yarıçapını geçecek şekilde 4 noktadan yatay ve dikey düzlemlerden dört noktadan $(20\ x\ 20\ piksel)$ boyutunda ilgi alanları tespit edilmiştir. Ardından, bu karesel ilgi alan bölgeleri korneal ve korneal olmayan olmak üzere birleştirilmiştir (bkz. Şekil 3.1 (d) ve Şekil 3.1 (e)).



Şekil 3. 1 (a) Viola Jones algoritmasının resimdeki göz bölgesini bulması (b) Otsu'nun eşik metodu ve morfolojik işlemlerinin uygulanmasından sonra oluşturulan siyah-beyaz resim (c) Korneal ve korneal olmayan bölgelerdeki ilgi alanlarının tespit edilmesi (d) Birleştirilmiş korneal bölge ilgi alanları ve (e) Birleştirilmiş korneal olmayan bölge ilgi alanları

3.1.2.2 İlgi Alanı Belirlenmiş Görüntülerden Özellik Çıkarımı

Görüntülerin işlenmesi ve analizi Matlab® yazılımı kullanılarak sağlanmıştır. Bilgisayar destekli görüntü analizi, korneal ve korneal olmayan bölgelerin opaklık değişimlerini doğru olarak değerlendirilmesini ve insan kaynaklı hataların ortadan kaldırılmasını sağlar. Korneal ve korneal olmayan bölgelerin zamana bağlı postmortem opaklık değişimlerini göstermek için renk ve doku temelli özellikler çıkarılmıştır.

Dijital kameralar tarafından alınan görüntüler RGB renk uzayında temsil edilirler. Görüntünün her bir pikseli RGB renk uzayı kanallarının kombinasyonu şeklinde ifade edilir. Matlab® RGB renk uzayını gri tonlamalı boyuta dönüştürmek için ağırlıklı toplama yöntemini kullanır. Ağırlıklı toplam dönüşümünün formülü (3.1)'de gösterilmiştir.

$$GD = 0.29 * R + 0.58 * G + 0.11 * B \tag{3.1}$$

Burada GD gri tonlamalı değeri, R, G, B ifadeleri ise sırasıyla kırmızı, yeşil ve mavi renk kanalları temsil etmektedir.

Ardından, görüntüler insan algısı için en uygun olan renk uzayı olan renk, doygunluk, yoğunluk (HSI-Hue, Saturation, Intensity) renk uzayına dönüştürülmüştür. Renk kanalı, renk tonunun ayrımı için kullanılır ve 0 ile 360 arasında değer alır. Doygunluk, saf renkte bulunan beyaz ışığın oranını temsil eder. Resmin parlaklığı ise yoğunluğu olarak adlandırılır. Doygunluk ve yoğunluk değerleri 0 ile 1 arasında değişir. RGB renk uzayından HSI renk uzayına dönüşüm formülleri (3.2), (3.3), (3.4) ve (3.5)'te verilmiştir [57].

$$H = \begin{cases} \theta, & B \leq G \\ 360 - \theta, & B > G \end{cases} \tag{3.2}$$

$$\theta = cos^{-1}\left\{{}^{1}/_{2}\left[(R-G)+(R-B)\right]/\left[(R-G)^2+(R-B)(G-B)\right]^{1/2}\right\} \tag{3.3}$$

$$S = 1 - 3[\min(R, G, B)]/(R + G + B) \tag{3.4}$$

$$I = (R + G + B)/3 \tag{3.5}$$

Burada H, S, I, R, G, B sırasıyla HSI ve RGB renk uzaylarının kanallarını temsil etmektedir. θ ise açıyı hesaplamak için kullanılmış bir değişkendir.

HSI ve RGB renk uzaylarının bütün kanallarının ortalama ve standart sapması hesaplanmıştır. Kullanılan ortalama ve standart sapma formülleri (3.6) ve (3.7)'de verilmiştir.

$$\bar{y} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} y_i \tag{3.6}$$

$$\sigma_y = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} (y_i - \bar{y})^2 \tag{3.7}$$

Burada $\bar{y}$ piksellerin ortalama değerini göstermektedir. N toplam piksel sayısını gösterirken y piksellerin değerlerini göstermektedir. $\sigma_y$ise piksellerin standart sapma değerini ifade etmektedir.

İlgi alanı belirlenmiş görüntülerin bütün pikselleri işleme alınarak her bir renk kanalı için ortalama ve standart sapma değerleri hesaplanmıştır. Görüntülerin ilgi alanları, güç spektrumu değişimlerini araştırmak için frekans bölgesine dönüştürüldü. Düşük frekans bileşenleri düzgün dokuyla alakalı iken, yüksek frekans bileşenleri ise kaba doku nedeniyle oluşur. Zhou [50] tarafından yapılan çalışmada EL (Energy Level) olarak adlandırılan doku özelliği, düşük frekans aralıklarındaki enerjinin yüksek frekans aralıklarındaki enerjiye oranıdır. Düşük ve yüksek frekans arasındaki sınır, en yüksek frekansın $2/3$'ü olarak seçilmiştir. EL' nin formülü (3.8)'de verilmiştir.

$$EL = \sum_{(u,v)\in(1,f_L)} P_1(u,v) / \sum_{(u,v)\in(f_L,f_H)} P_2(u,v) \tag{3.8}$$

Burada f_L düşük frekansı gösterirken f_H yüksek frekansı göstermektedir. $P_1(u,v)$alçak frekans bölgesinin güç spektrumunu göstermekte iken $P_2(u,v)$ yüksek frekans bölgesinin güç spektrumunu göstermektedir. Güç spektrumlarının toplamı ise enerjiyi ifade etmektedir.

Entropi ise gri tonlamalı bir görüntünün doku bilgisini gösterir. Entropinin büyüklüğü bir görüntüdeki doku bilgisi miktarıyla ilgilidir.

3.1.3 Üstel Eğri Uydurulması

Çıkarılan görüntü özellikleri zamanla katlanarak azaldığından, üstel eğri uydurma yöntemi opaklık gelişimini gözlemlemek için uygun bir yöntem olarak belirlenmiştir. Üstel eğri uydurma yöntemleri başlangıç miktarlarına göre verilerin değişim hızını gösterir. Üstel eğri uydurma ifadesi (3.9)'da verilmiştir.

$$\hat{y} = ae^{-\lambda x} \tag{3.9}$$

Burada a başlangıç değerini göstermektedir. λ eğim sabitini, x ise geçen zamanı ifade eder. $\hat{y}$ ise x zaman sonunda veri değerinin üstel eğri uydurma fonksiyonu tarafından tahmin edilen değeridir. Bu çalışmada üstel eğri uydurumu için Matlab® yazılımının *fit* fonksiyonu kullanılmıştır.

3.1.4 İstatistiksel Analiz

Renk ve doku özelliklerinin istatistiksel açıdan anlamlı olup olmadığı, tekrarlı varyans analizi (ANOVA) kullanılarak incelenmiştir. Bu istatistiksel test, vakalarda gözlemlenen değişimleri kendi içlerinde ve vakalar arasında olmak üzere karşılaştırır ve elde edilen değerlerin istatistiksel açıdan anlamlı olup olmadığı sonucuna varır. Matematiksel ifadesi (3.10)'da verilmiştir.

$$\sum_{i=1}^{k}\sum_{j=1}^{n}\left(y_{ij} - \bar{y}\right)^2 = n\sum_{i=1}^{k}(\bar{y}_i - \bar{y})^2 + \sum_{i=1}^{k}\sum_{j=1}^{n}\left(y_{ij} - \bar{y}_i\right)^2 \tag{3.10}$$

Burada n her bir vaka başına gözlem sayısıdır ve k grupları yani kaç vaka olduğunu belirtir. $N = nk$ tüm gözlemleri temsil eder. y_{ij} ise i. grubun j. gözlemini göstermektedir. $\bar{y}_i$ de grup i'nin ortalamasını gösterirken $\bar{y}$ bütün gözlemlerin ortalamasını belirtmek için kullanılır. Denklem (3.10)'da gösterilen toplam kareler toplamı (SS_T) değeri iki bileşene sahiptir. Bunlar, gruplar arasındaki varyasyonları temsil eden gruplar arasındaki karelerin toplamıdır (SS_B) ve gruplar içindeki varyasyonları belirten gruplar arası karelerin toplamı (SS_W) 'dir. Buna (3.10)'daki formül (3.11)'deki şekilde verilebilir.

$$SS_T = SS_B + SS_W \tag{3.11}$$

SS_B'nin serbestlik derecesi (DF) $k-1$ dir. Çünkü genel ortalamaya gore k tane ortalama hesaplar. SS_W'nin serbestlik derecesi N tane gözlemi k tane ortalamayla

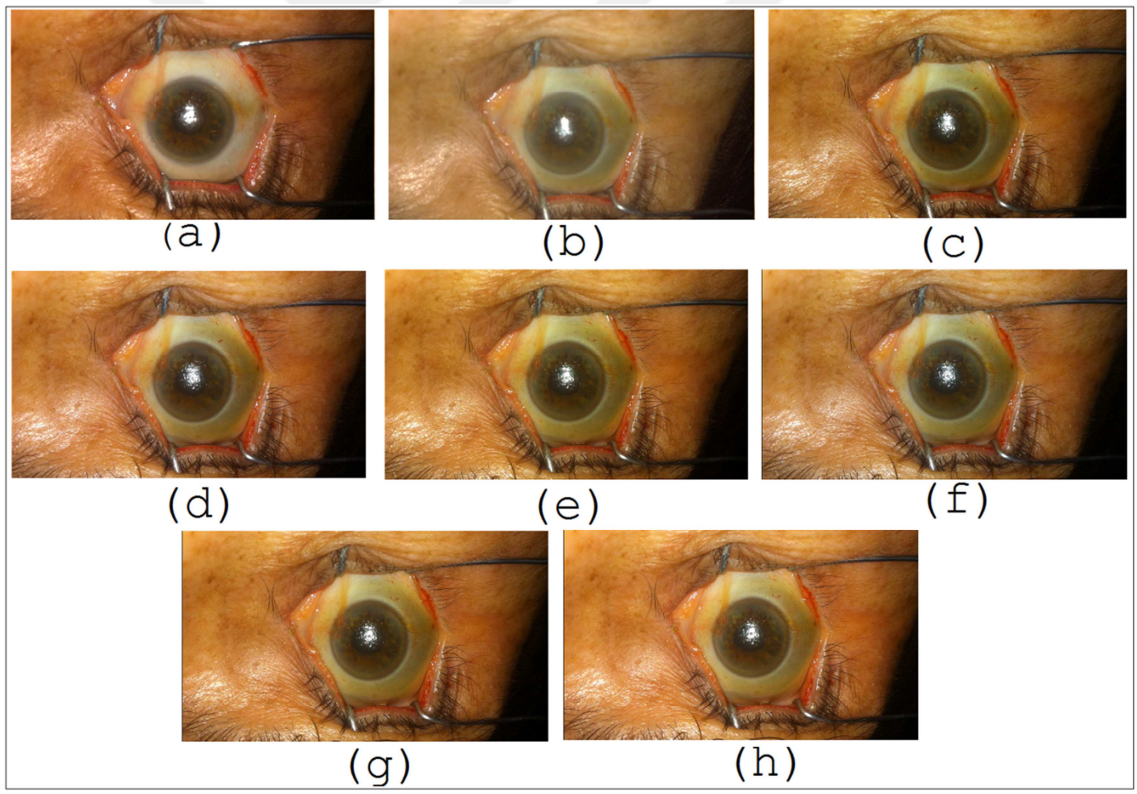
karşılaştırdığı için $N-k$ dir. DF değişken değerlerin sayısını göstermektedir. Bunlara bağlı olarak F değeri (3.12)'deki gibi hesaplanır.

$$F = \frac{{SS_B}/{(k-1)}}{{SS_W}/{(N-k)}} \tag{3.12}$$

Hesaplanan F değeri, F dağılımından $k-1$ ve $N-k$ serbestlik dereceleri ile karşılaştırılarak hipotez test edilir[58].

3.2 Uygulan Yöntemlerden Elde Edilen Sonuçlar

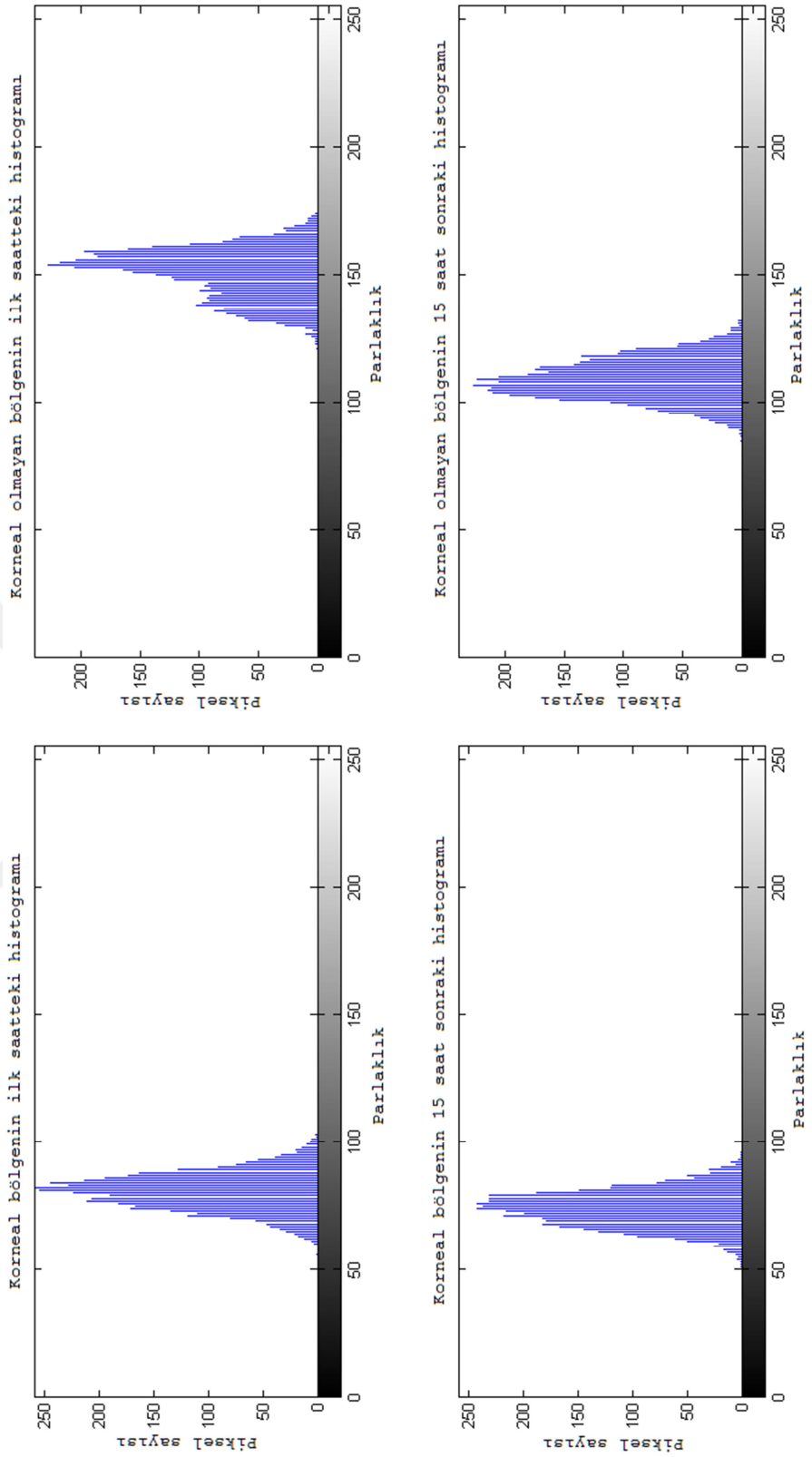
Postmortem süreçte gözdeki opaklık gelişimini göstermek için 3. vakanın temsili sonuçları burada gösterilmiştir. Vaka 3'ün 2 saatlik aralıklarla alınan göz resimleri Şekil 3.2'de gösterilmektedir. Gözün ön yüzeyinde gözlemlenen opaklaşmanın miktarı zamanla artmaktadır.



Şekil 3. 2 Vaka 3'ün 2 saat aralıklarla çekilmiş göz görüntüleri (a) Deneyin ilk saati (b) 2 saat sonra (c) 4 saat sonra (d) 6 saat sonra (e) 8 saat sonra (f) 10 saat sonra (g) 12 saat sonra (h) 14 saat sonra

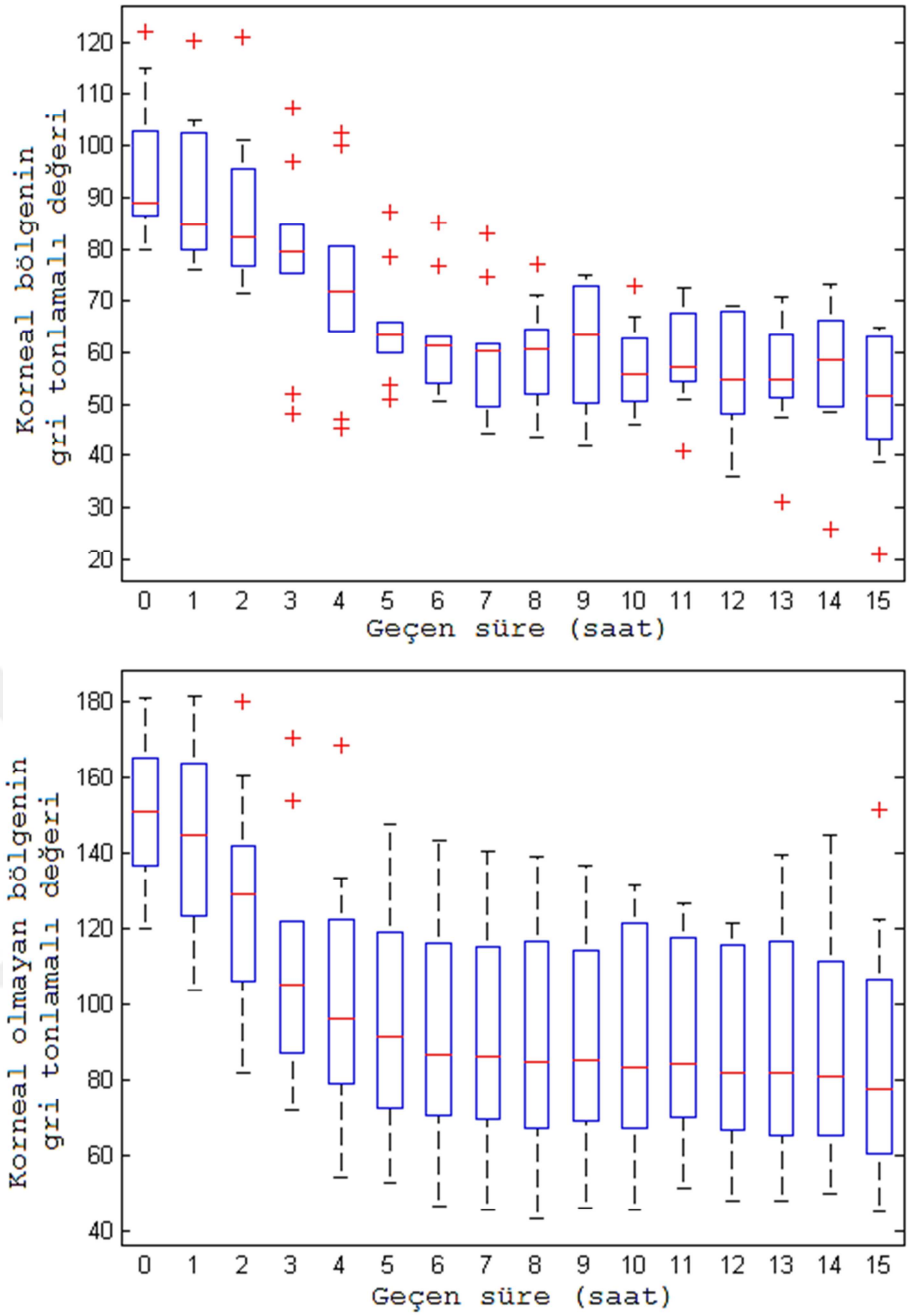
Vaka 3'ün korneal ve korneal olmayan bölgelerinin histogramları Şekil 3.3'te verilmiştir. Şekil 3.3'teki üst resimler deneyin ilk saatindeki bölgelerin histogramlarıdır. Alt

histogramlar ise bölgelerin 15 saat sonra parlaklığını göstermektedir. Şekil 3.3'te görüldüğü üzere bölgelerin parlaklık seviyeleri zamanla azalmaktadır. Korneal olmayan bölgedeki değişiklikler korneal bölgeye göre daha fazladır. Korneal olmayan bölgedeki piksellerin parlaklığı yaklaşık %20 azalırken korneal bölgedeki piksellerinin parlaklığı 15 saat boyunca yaklaşık %7 oranında azalmıştır. Bu bulgular vaka 3 için yapılmış olmasına rağmen, tüm vakalar için benzer sonuçlar elde edilmiştir. Vakaların tamamından oluşan genelleştirilmiş bulgular kutu çizimleri kullanılarak detaylı şekilde incelenmiştir.



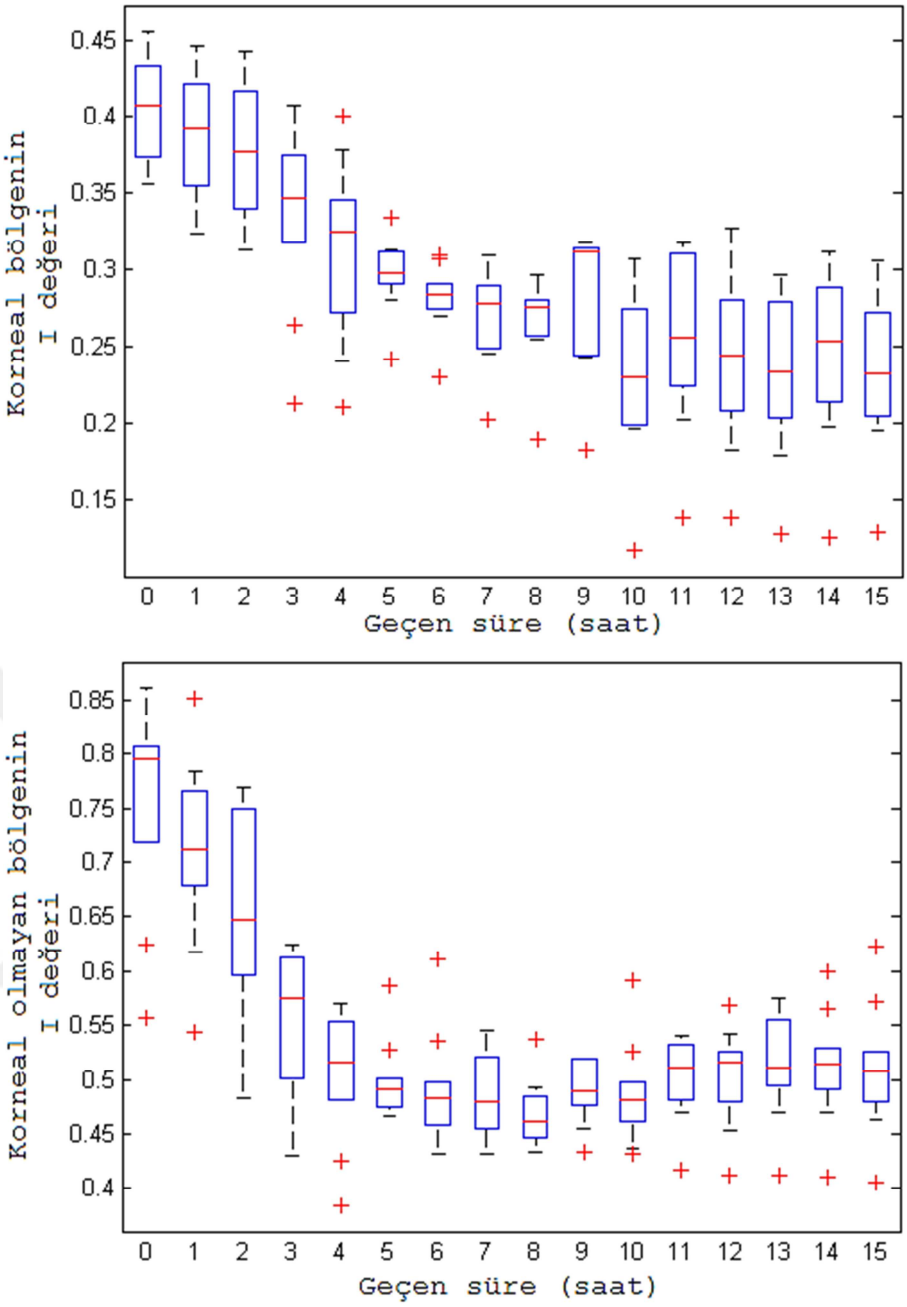
Şekil 3. 3 Vaka 3'ün korneal ve korneal olmayan bölgelerinin deneyin ilk saatindeki ve 15 saat sonraki histogramları

Korneal ve korneal olmayan bölgelerdeki gri tonlamalı değişiklikler Şekil 3.4'teki kutu çizimi kullanılarak gösterilmiştir. Bu kutu çizimi gösteriminde her kutucuk tüm vakalardan oluşmaktadır. Kutunun içindeki merkezi işaret belirli bir zamanda vakaların medyan değeridir. Kutuların alt ve üst kenarları %25 ve %75'lik değerler belirlemektedir. Üst ve alttaki uzantılar ise çeyrekler arası aralığın ötesinde olan durumları gösterir. Aşırı noktalar artı işaretiyle etiketlenir. Her iki bölgenin gri tonlamalı değerleri 15 saat boyunca azalır. Grafiklerdeki eğim oranı ilk beş saatte daha hızlıdır. Kutucuklardaki medyan değerler, deneyin sonlarına doğru asimptotik davranış sergilemektedir. Korneal olmayan bölgeler için kutuların uzunluğu, test edilen zaman periyodu boyunca yaklaşık olarak aynı olduğu için vakalar arasındaki gri tonlamalı değerler arasındaki mesafelerin 15 saat boyunca aynı kaldığı söylenebilir.



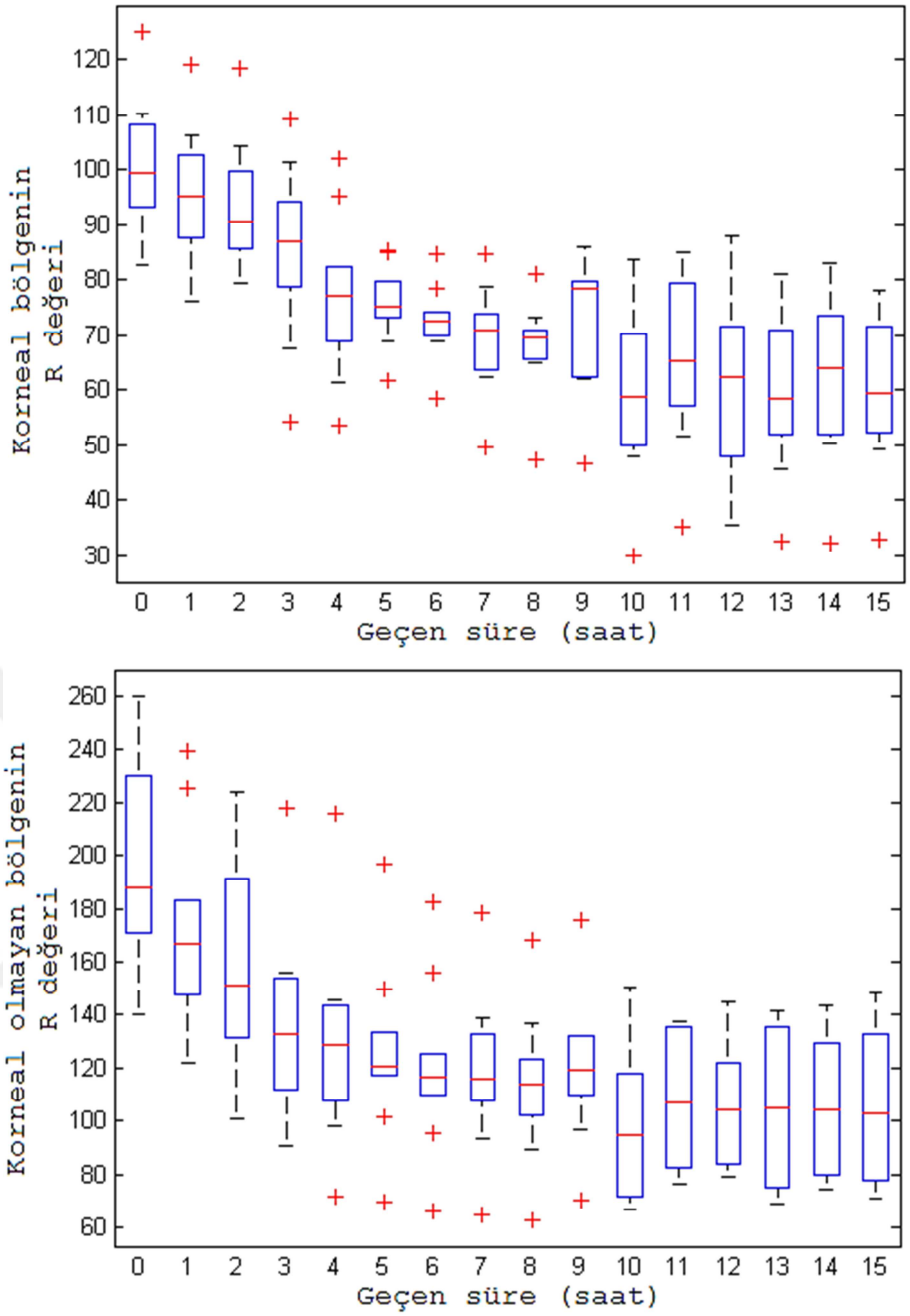
Şekil 3. 4 Korneal ve korneal olmayan bölgelerde zamana bağlı gri tonlamalı değerlerde görülen değişiklikler

Şekil 3.5'te HSI renk uzayının I kanalında gözlemlenen opaklık değişimini göstermek için oluşturulmuştur. Medyan değerlerin düşüş eğilimi gri tonlamalı değerlere benzemektedir ve 15 saat boyunca aşağı yönlü hareket etmişlerdir. Korneal olmayan bölgenin değerleri kornea bölgesine göre daha ayrıktır. Bu durum korneal bölge kutularının dikey uzunluklarının kısa olması ile ortaya çıkmıştır.



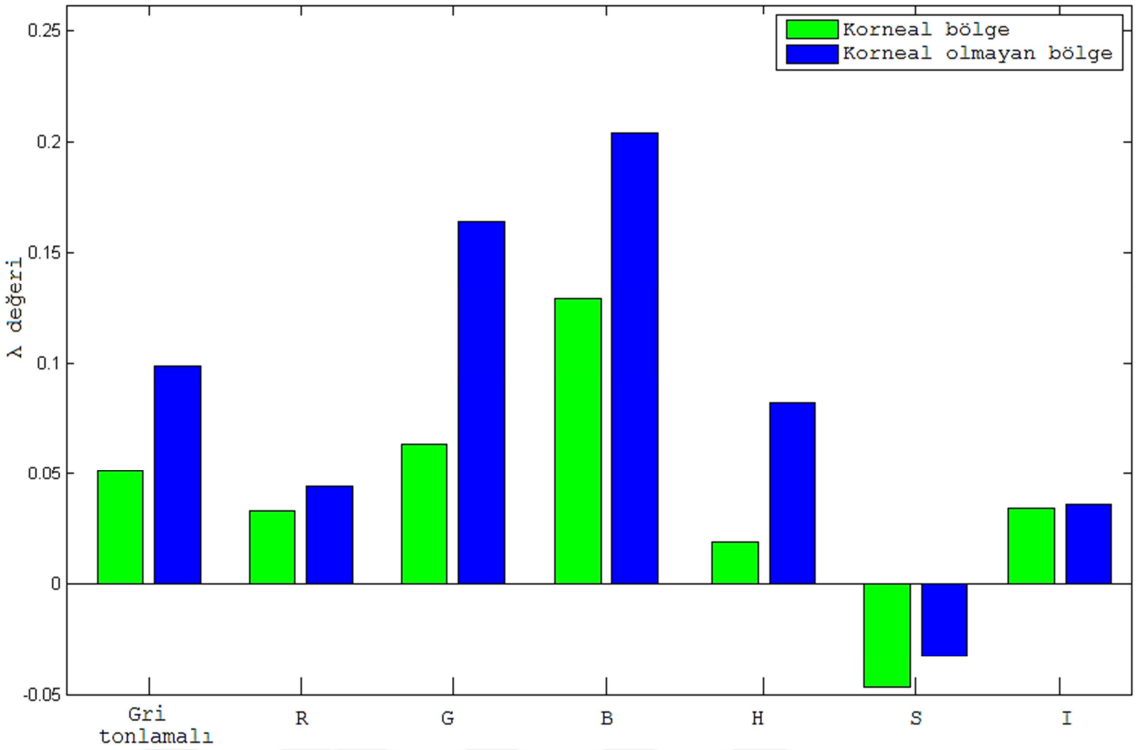
Şekil 3. 5 Korneal ve korneal olmayan bölgelerde zamana bağlı HSI renk uzayındaki I kanalı değerlerinde görülen değişiklikler

RGB renk uzayındaki R kanalının kutu çizimleri de Şekil 3.6'da gösterilmektedir. Kutuların eğilimleri yine aşağıya doğrudur. Korneal olmayan bölgenin durumunu gösteren kutuların dikey uzunlukları korneal bölgeden daha benzer boyutlara sahiptir. Korneal bölgeyi gösteren kutuların boyutları daha değişkendir. Daha kısa kutular, kutuları oluşturan değerlerin birbirine daha yakın olduğunu göstermektedir. Grafiklerdeki medyan değerler zamanla katlanarak azalır.



Şekil 3. 6 Korneal ve korneal olmayan bölgelerde zamana bağlı RGB renk uzayındaki R kanalı değerlerinde görülen değişiklikler

Tüm renk kanalları ve gri tonlamalı değerleri test edilen zaman periyodu boyunca üstel değişiklikler göstermiştir. Bu nedenle, kanalların bu değişimini karşılaştırmak için üstel eğri uydurma yöntemi kullanıldı. Üstel eğri uydurma yönteminde λ eğrilerin eğimlerini gösterir. Şekil 3.7 her bir kanal için ortalama λ değerlerini göstermektedir. S kanalı hariç, tüm kanallar üstel azalma göstermiştir. Korneal olmayan bölgelerdeki değişim korneal bölgeye göre daha belirgindir.



Şekil 3. 7 Üstel eğri uydurumu (λ değeri)

İstatistiksel analiz yöntemleri kullanılarak renk kanallarının ve gri tonlamalı değerlerin zaman içindeki değişimlerinin istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığı incelenmiştir. Tekrarlı ANOVA testi korneal ve korneal olmayan bölgelerde renk kanallarının ve gri tonlamalı değerlerinin, test edilen süre boyunca istatistiksel olarak anlamlı değiştiğini saptamıştır. DF1 = 15, DF2 = 144 için bazı F değerleri Çizelge 3.1'de verilmektedir.

Çizelge 3. 1 Tekrarlı ANOVA testi sonuçları

Özellik	**F Değeri**	**P Değeri**
Korneal olmayan bölgenin gri tonlamalı değeri	5.29	<.001
Korneal bölgenin gri tonlamalı değeri	11.42	<.001
Korneal olmayan bölgenin I kanalı değeri (HSI renk uzayı)	21.82	<.001
Korneal bölgenin I kanalı değeri (HSI renk uzayı)	15.34	<.001
Korneal olmayan bölgenin R kanalı değeri (RGB renk uzayı)	5.16	<.001
Korneal bölgenin R kanalı değeri (RGB renk uzayı)	11.36	<.001

3.3 Sonuçların Tartışılması

Kornea epitelinin bozulması ve korneal hidrasyon nedeniyle gözün korneal ve korneal olmayan bölgelerinde opaklaşma meydana gelir. Korneal hidrasyonun sebebi dejenere olmuş endotel hücreleridir. Dejenere olmuş endotel bariyeri aköz humorun korneaya akışını engelleyemez, bu da opaklığın meydana gelmesine neden olur[53].

Kawashima [51] korneal bölgenin postmortem opaklık değişikliklerini analiz etmiş ve kornea bölgenin RGB değerlerinin zamanla arttığını iddia etmiştir. Bizim çalışmamız ise RGB değerlerinin zamanla azaldığını göstermektedir. Renk uzaylarının kanal değerlerine uygulanan üstel eğri uydurumu da bu azalmayı göstermektedir. Bahsedilen çalışmada vakaların her iki gözü de yalnızca bir kez fotoğraflanarak 174 vakadan 348 resim araştırılmıştır. Bizim çalışmamızda ise 10 vaka 15 saat boyunca periyodik olarak analiz edilerek, 450 görüntü incelenmiştir. Küçük bir araştırma grubunun periyodik olarak incelenmesi kontrollü koşullara sahip olması nedeniyle ölüm zamanı tahmini hakkında daha önemli bilgiler verdiği düşünülmektedir.

Bu çalışmada gözün üst yüzeyinin üç bölgesini analiz edilmiştir: korneal bölge, korneal olmayan bölge ve göz bebeği. Korneal ve korneal olmayan bölgelerdeki opaklık, ölümden sonra geçen süreyle birlikte artarken, gözbebeği postmortem süreçle korele olarak değişmemiştir. Tekrarlı ANOVA testi gözbebeği kısmında gözlemlenen değişimlerin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucunu ortaya koymuştur (örneğin gözbebeği bölgesi için I kanalı değeri (HSI renk uzayı) $F(15,144) = 1.33$, $P = .1$).

Renk ve doku temelli özellikler korneal ve korneal olmayan bölgelerin opaklık değişimlerini ortaya koymak için çıkarılmıştır. Renk temelli özellikler, opaklık değişikliklerini yansıtmak için doku tabanlı özelliklere göre daha uygundur. Tekrarlı ANOVA testi doku özelliklerinin postmortem süreçteki değişimlerinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığını ortaya koymuştur. EL için $F(15,144) = 1.57$, $P = .08$, entropi için $F(15,144) = 0.63$, $P = .8$ değerleri elde edilmiştir.

Korneal ve korneal olmayan bölgeler gözün ön kısımlarıdır. Bu yüzden çeşitli nedenlerle (örneğin vakanın ölüm nedeni, ölüm anındaki pozisyonu ve çevre koşulları) kolayca etkilenebilirler. Retina, korneal ve korneal olmayan bölgeden daha korunaklı bir yapıya sahiptir. Bu nedenle ölüm zamanını saptamak için retinal değişiklikleri gözlemlemek

daha anlamlı olabilir. Fakat retinanın izlenmesi kolay değildir. Gözbebeği bölgesinin donukluğunun artması, retinanın içine ışığın nüfuz etmesine izin vermez. Işığın içeriye ulaşmaması da retinanın oftalmoskopla izlenebilmesini imkânsız hale getirir. Ölümden sonra geçen her süre ile donukluk artacağı için retinanın görüntülenmesi daha da zor hale gelir. Bu nedenle, ölüm zamanını belirlemek için retinal değişikliklerin gözlemlenmesi pratik bir yaklaşım olarak görülmemektedir.

Gözün kornea bölgesi birkaç farklı tabakadan oluşur. Bunlar iris, aköz humor ve korneadır. İnsan irisinin renk pigmentleri kişiden kişiye değiştiği için korneal bölgelerin kutu çizimleri korneal olmayan bölgeden daha fazla dağılım sergilemektedir. Ölüm sonrası zaman arttıkça, artan opaklık sebebiyle ışık kornea yapısının iç katmanlarına nüfuz edemez. Bu nedenle, bu dağılımın ölüm sonrası zamana bağlı olarak azalabileceği düşünülmektedir.

3.4 Çalışmanın Özeti ve Literatüre Katkısı

Postmortem süreç ile gözün korneal ve korneal olmayan bölgelerinin opaklık gelişimi arasındaki ilişkiyi analiz etmek için klinik bir test uygulanmıştır. 10 insan vakasından kaydedilen 450 göz görüntüsü bilgisayar tabanlı görüntü analiz teknikleri kullanılarak araştırılmıştır. Bu çalışmanın temel sonuçları korneal ve korneal olmayan bölgelerin opaklık gelişiminin ölüm sonrası geçen zamana bağlı olduğunu, yani opaklığın postmortem süreç arttıkça geliştiğini göstermektedir. Eğri uydurma yöntemi de elde edilen görüntü özelliklerinin değerlerinin katlanarak azaldığını kanıtlar. Tekrarlı ANOVA testi korneal ve korneal olmayan bölgelerin opasite gelişiminin istatistiksel olarak anlamlı olduğunu göstermektedir. Gözbebeğindeki postmortem değişiklikler ve bölgelerin doku özelliklerindeki değişimlerinde istatistiksel olarak anlamlılık yoktur. Bu konuda yapılan yayın çalışması [59] bulunabilir.

Bu çalışmanın literatüre katkısı ölüm sonrası geçen süre ile insanlardaki korneal ve korneal olmayan bölgelerin opaklık gelişimi arasındaki pozitif ilişkiyi ortaya çıkarmasıdır. Opaklık gelişiminin ölüm zamanı tahmininde kullanılabilmesi için ileri çalışmalar gereklidir. Ayrıca, araştırmacılar yaş ve çevresel faktörlerin opaklık gelişimine etkisini araştırabilirler.

BÖLÜM 4

GÖRÜNTÜ İŞLEME TABANLI ÖLÜM ZAMANI TAHMİNİ

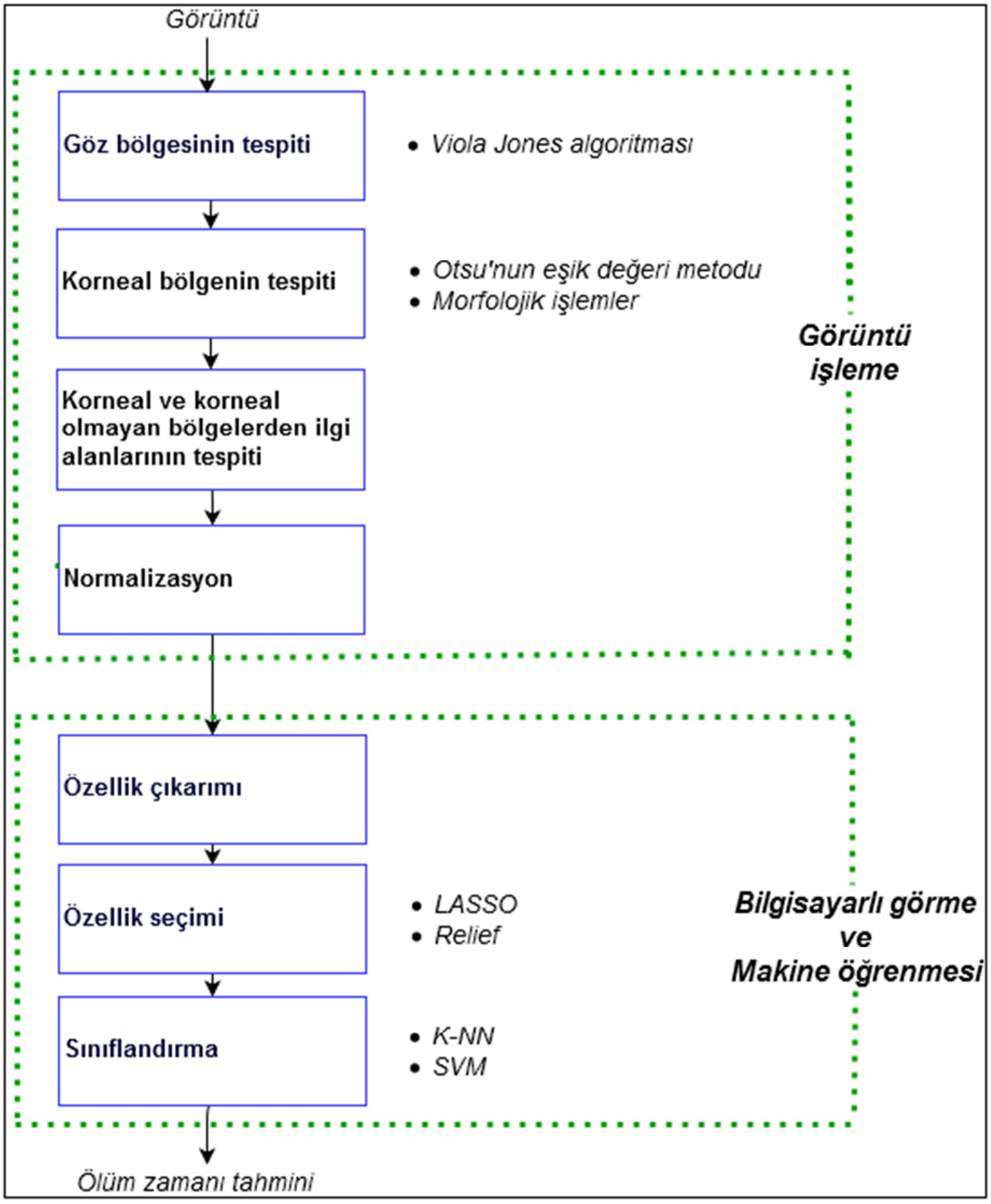
Bu bölümde gözdeki postmortem opaklık gelişiminden insan vakalarının ölüm zamanının tahmini için geliştirilen sistem anlatılmıştır. Sistem hem görüntü işleme hem de makine öğrenmesi tekniklerini içermektedir. Görüntü işleme yöntemleri, vakaların göz bölgelerini tespit etmek, korneal ve korneal olmayan bölgelerden ilgi alanlarını çıkarmak ve ilgili özellikleri elde etmek için kullanılmıştır. Cantürk [59] postmortem süreçte gözbebeği değişimlerinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığını kanıtladığı için, gözbebeği bu çalışmaya dâhil edilmemiştir. Çıkarılan görüntü özelliklerinden makine öğrenme yöntemleri kullanılarak ölüm zamanı tahmini yapılmıştır.

Bölüm aşağıdaki şekilde organize edilmiştir. Önerilen sistemin ayrıntıları, veri seti hakkındaki bilgiler ile kullanılan görüntü işleme ve makine öğrenmesi teknikleri bir alt kısımda verilmiştir. Deney sonuçları 4. 2'de verilmiş olup ve bir sonraki kısımda detaylı olarak tartışılmıştır. Son kısımda ise çalışmanın özetinden ve literatüre katkısından bahsedilmiştir.

4.1 Kullanılan Veri Seti ve Uygulanan Görüntü İşleme ve Makine Öğrenmesi Teknikleri

Ölüm zamanı tahmini için önerilen sistemin akış şeması Şekil 4.1'de verilmektedir. Bu yaklaşımda iki temel adım vardır: (1) Görüntü İşleme ve (2) Bilgisayarlı Görme ve Makine Öğrenmesi. Görüntü işleme aşamasında, vakalardan görüntü elde ettikten sonra göz kısmındaki korneal ve korneal olmayan bölgeler tespit edilir. Daha sonra seçilen ilgi alanlarından piksel değerleri normalize edilmiş görüntüler elde edilir. Sonraki aşamada ilgi alanlarından özellikler çıkarılır ve en önemli özellikleri ortaya

çıkarmak için özellik seçme yöntemleri uygulanır. Son olarak, seçilen özellikleri kullanarak ölüm zamanını tahmin etmek için sınıflandırma yöntemleri kullanılır. Önerilen yaklaşımda kullanılan yöntemlerin ayrıntıları alt kısımlarda verilmektedir.



Şekil 4. 1 Gözün postmortem opaklık gelişiminden yararlanarak ölüm zamanı tahmini için önerilen sistem

4.1.1 Kullanılan Veri Seti

Bölüm 3' de detayı verilen veri seti kullanılmıştır. Vakalar 1 kadın ve 9 erkekten oluşmakta olup yaşları 30 ve 77 arasında değişmektedir (ortalama: 48, standart sapma: 14.9). Bazı ölüm nedenleri (örneğin yangın, boğulma gibi) ve ölüm anında vakanın pozisyonu (örneğin yüzüstü şekilde ölmüş olma) gözü etkileyebileceği için bu tür vakalar çalışma grubundan çıkarılmıştır. Gözün ateşe maruz kalması veya uzun süreli suya temas etmesi gözün yapısını bozmaktadır. Yine aynı şekilde vakanın uzun süre yüzüstü pozisyonda kalması postmortem hipostaz nedeniyle korneal opaklığın doğal gelişimini etkileyebilmektedir. Ayrıca, baş ve boyun travması olan vakalar ile ödemli olanlar araştırma grubundan çıkarılmıştır.

Vakalar deney boyunca sırtüstü konumda tutulmuş olup akıllı telefon kamerası (iPhone 4) sağ gözün 10 cm üzerine bir sabitleyici yardımı ile yerleştirilmiştir. Deneklerin sağ gözleri her 20 dakikada bir 15 saat boyunca periyodik fotoğraflanmıştır. Her bir vaka için 45, toplamda 450 görüntü kaydedilmiştir.

4.1.2 Uygulanan Görüntü İşleme Yöntemleri

Bu kısımda korneal ve korneal olmayan bölgelerin tespit yöntemleri, tespit edilen bölgelerden ilgi alanlarının seçimi ve ilgi alanlarından özellik çıkarımı konuları açıklanmıştır.

4.1.2.1 Korneal ve Korneal Olmayan Bölgelerin Tespiti

Korneal ve korneal olmayan bölgelerin tespiti ve ilgi alanlarının belirlenmesi için kullanılan sistemin ayrıntıları kısım 3.1.2.1' de detaylı olarak anlatılmıştır. Viola Jones algoritması [55] ile göz bölgesi belirlenerek, Otsu'nun eşik değeri yöntemi [56] kullanılarak korneal ve korneal olmayan bölge bazı morfolojik ve matematiksel işlemler sayesinde belirlenmiştir. Korneal ilgi bölgeleri seçilirken kornea yarıçapını geçmeyecek şekilde yatay ve dikey düzlemlerden dört noktadan $(20\ x\ 20\ piksel)$ boyutunda ilgi alanları alınmıştır. Korneal olmayan bölge kısmında kornea yarıçapını geçecek şekilde 4 noktadan yatay ve dikey düzlemlerden dört noktadan $(20\ x\ 20\ piksel)$ boyutunda ilgi

alanları tespit edilmiştir. Ardından, bu karesel ilgi alan bölgeleri korneal ve korneal olmayan olmak üzere birleştirilerek sonuç olarak 2 adet görüntü elde edilmiştir.

Korneal ve korneal olmayan bölgeleri temsil eden görüntülere normalizasyon işlemi uygulanmıştır. Görüntü normalizasyonu, özellik çıkarma işlemi uygulanmadan önce görüntülerin ışık yoğunluğuna bağımlılığını kaldırmak için kullanılır. Görüntü normalleştirme genel olarak iki aşamadan oluşmaktadır. Birincisi, görüntü oluşumunda belirli bir fiziksel değişime bağlı bağımlılık açıkça görülür. İkinci aşamada, bu bağımlılığın kaldırılması için yöntemler geliştirilir. Bu çalışmada, doğrusal bir kamera tepkisi varsayarsak, ışık yoğunluğu α ile ölçeklendirilirse, görüntüde aynı faktörle ölçeklenecektir. Görüntüdeki her bir (R,G,B) piksel değeri (αR,αG,αB) olacaktır. Bu modele göre, ışık etkisinden kurtulmak için α kaldırılmalıdır. Bu nedenle, görüntünün her bir pikseli, (4.1)'de gösterildiği gibi normalize edilebilir [60].

$$\frac{\alpha R}{\alpha(R+G+B)}, \frac{\alpha G}{\alpha(R+G+B)}, \frac{\alpha B}{\alpha(R+G+B)} \tag{4.1}$$

Bu durumda pay ve paydada bulunan ışık etkisi α elimine edileceğinden, görüntüdeki ışığa bağlı etki azalır. Normalizasyon işlemi görüntü renklerini ışık gücünden bağımsız hale getirmede önemli iş yapmaktadır. Genel olarak ışık yoğunluğu, görüntüdeki (R,G,B) değerlerini sadece büyüklük olarak etkilediği için (4.1)'de gösterilen normalizasyon iyi performans göstermektedir[60].

4.1.2.2 Görüntülerden Özellik Çıkarımı

Normalize edilmiş korneal ve korneal olmayan bölge görüntülerinden toplam 61 özellik çıkarılmıştır. Zamanla gelişen opaklık değişimlerini yansıtacak şekilde *RGB* (Kırmızı, Yeşil, Mavi), *HSI* (Ton, Doygunluk, Yoğunluk), *YCbCr* (Parlaklık ve Krominans), *Lab* ve *Gri tonlamalı değer*(GD) gibi farklı renk uzayları incelenmiştir. Kullanılan renk uzaylarından her kanalının ortalamaları ve standart sapmaları korneal ve korneal olmayan bölgeler için hesaplanmıştır. Kamera görüntülerin piksel değerleri RGB renk uzayı kanallarının bir kombinasyonu olarak ifade edildiğinden, görüntülerin diğer renk uzaylarına dönüşümü sağlanmıştır.

RGB renk uzayında sadece renk bilgisi olmasına rağmen, *HSI*, *YCbCr* ve *Lab* gibi renk uzayları farklı özelliklere sahiptir. Bu özelliklerden bazıları yoğunluk, renk derinliği, renk

saflığı, parlaklık ve renk değişimidir [61]. Işık yoğunluğu, rengin saflığı gibi özellikler opaklık gelişimini daha iyi yansıtabileceği için, opaklığın derecelendirilmesinde yalnızca renk bilgisinden ziyade bir pikselin farklı şekillerde ifade edilmesi önemlidir. Renk uzayı dönüşüm yöntemleri ve ilgili formüllerin ayrıntıları [62]'de bulunabilir. *RGB* renk uzayından diğer renk uzaylarına dönüşüm formülleri Çizelge 4.1'de verilmiştir.

Çizelge 4. 1 Renk uzayı dönüşüm formülleri

Renk Uzayları	**Dönüşüm Formülleri**
$RGB \rightarrow HSI$	$H = \begin{cases} \left(\frac{G-B}{Max(R,G,B)-Min(R,G,B)}\right)/6, & R > G,B \\ \left(2+\frac{B-R}{Max(R,G,B)-Min(R,G,B)}\right)/6, & G > R,B \\ \left(4+\frac{R-G}{Max(R,G,B)-Min(R,G,B)}\right)/6, & B > R,G \end{cases}$ $S = \frac{Max(R,G,B)-Min(R,G,B)}{Max(R,G,B)}$ $I = Max(R,G,B)$
$RGB \rightarrow YCbCr$	$\begin{bmatrix} Y \\ Cb \\ Cr \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 16 \\ 128 \\ 128 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0.25678824 & 0.50412941 & 0.09790588 \\ -0.1482229 & -0.29099279 & 0.43921569 \\ 0.43921569 & -0.36778831 & -0.07142737 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$
$RGB \rightarrow XYZ$ $XYZ \rightarrow Lab$	$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.41239079926 & 0.35758433938 & 0.18048078840 \\ 0.21263900587 & 0.71516867876 & 0.07219231536 \\ 0.01933081871 & 0.11919477979 & 0.95053215224 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$ $L = 116(Y/Y_n)^{1/3} - 16$, eğer $Y/Y_n > 0.008856$ $L = 903.3\, Y/Y_n$, diğer durumlarda $a = 500\big(f(X/X_n) - f(Y/Y_n)\big)$

Çizelge 4. 1 Renk uzayı dönüşüm formülleri (devamı)

	$b = 500\big(f(Y/Y_n) - f(Z/Z_n)\big)$ Burada $f(t) = t^{1/3}$, eğer $t > 0.008856$ $f(t) = 7.787t + 16/166$, diğer durumlarda
$RGB \rightarrow GD$	$GD = [0.299 \quad 0.587 \quad 0.114]\begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$

Çizelge 4.1'de görüldüğü üzere RGB ve Lab renk uzayı arasında doğrudan bir dönüşüm bulunmamaktadır. Bu yüzden RGB renk uzayı önce XYZ renk uzayına dönüştürüldükten sonra oradan Lab renk uzayına geçilir. Renk uzayı dönüşümleri için Matlab®'ın Computer Vision System Toolbox™ yazılımı kullanılmıştır. Matlab®'ın Computer Vision System Toolbox™ yazılımı XYZ renk uzayından Lab renk uzayına dönüşüm için ITU-R BT.709 tavsiye kararında belirtilen D65 beyaz noktası kullanmaktadır. Bu durumda $X_n = 95.046$, $Y_n = 100$, $Z_n = 108.906$ olarak kabul edilmiştir.

Renk özelliklerine ek olarak, bazı doku özellikleri de çıkarılmıştır. Kontrast, korelasyon, enerji ve homojenlik her iki bölgeden Gri Düzeyli Oluşum Matrisi (GLCM-Gray Level Co-Occurence Matrix) [63] kullanılarak hesaplanmıştır. GLCM, bir görüntünün piksellerini belirlenmiş gri tonların bir fonksiyonu olarak göstermek için kullanılır. Çıkarılan doku özelliklerinin tanımları ve formülleri Çizelge 4.2'de gösterilmektedir [64]. Renk uzayı dönüşümleri için Matlab®'ın Image Processing System Toolbox™ yazılımı kullanılmıştır.

Çizelge 4. 2 GLCM' den çıkarılan özellikler, tanımları ve formülleri

<u>*Kontrast*</u>: Komşu pikseller arası yoğunluk farkını ölçer.	$\sum_{i,j} \lvert i-j \rvert^2 \, p(i,j)$
<u>*Korelasyon*</u>: Komşu pikseller arası korelasyonu ölçer.	$\sum_{i,j} \frac{(i-\mu_i)(j-\mu_j)p(i,j)}{\sigma_i \sigma_j}$
<u>*Enerji*</u>: Elemanların karelerinin toplamı olarak tanımlanır.	$\sum_{i,j} p(i,j)^2$
<u>*Homojenlik*</u>: Elemanların matris diyagonal dağılımına yakınlığıdır.	$\sum_{i,j} \frac{p(i,j)}{1+\lvert i-j \rvert}$

Burada $p(i,j)$ ise GLCM' nin (i,j) konumundaki değerini göstermektedir. μ_i, μ_j, σ_ive σ_j sırasıyla (i,j) satır ve sütunun ortalama ve standart sapmasını belirtmektedir.

Son özellik ise korneal ve korneal olmayan bölge arasındaki korelasyonu göstermektedir ve denklemi (4.2)'de verilmiştir.

$$r = \frac{\sum_m \sum_n (A_{mn} - \bar{\mathrm{A}})(B_{mn} - \bar{\mathrm{B}})}{\sqrt{(\sum_m \sum_n (A_{mn} - \bar{\mathrm{A}})^2)(\sum_m \sum_n (B_{mn} - \bar{\mathrm{B}})^2)}} \quad (4.2)$$

Burada A ve B korele edilecek görüntüleri temsil etmektedir. m ve n piksel sayısıdır, $\bar{\mathrm{A}}$ ve $\bar{\mathrm{B}}$ ise görüntülerin piksel değerlerinin ortalamasıdır.

Görüntü işleme ve özellik çıkarma işlemlerinin sonucu olarak 61 özellik otomatik olarak çıkarılmıştır. Bütün işlemler Matlab® ortamında gerçekleştirilmiştir. Yapılan yazılımda sistem resimleri sırası ile okumakta, ilgi alanlarını tespit ederek otomatik olarak 61 özellik çıkarmaktadır. Çıkarılan özellikler bir excell dosyasına yazdırılmıştır. 10 vaka ve her bir vakadan 45 resim olduğu için oluşturulan veri matrisinin boyutu 450x61'dir. Çıkarılan özelliklerin özeti Çizelge 4.3'te verilmiştir.

Çizelge 4. 3 Görüntülerden çıkarılan özellikler

Özelliğin Grubu	Özellik Adı	Özellik Sayısı	
		Korneal Bölge	Korneal Olmayan Bölge
Renk tabanlı özellikler	*RGB* renk uzayının her bir kanalının ortalaması ve standart sapması	6	6
	HSI renk uzayının her bir kanalının ortalaması ve standart sapması	6	6
	YCbCr renk uzayının her bir kanalının ortalaması ve standart sapması	6	6
	Lab renk uzayının her bir kanalının ortalaması ve standart sapması	6	6
	Gri tonlamalı renk uzayının her bir kanalının ortalaması ve standart sapması	2	2
Doku tabanlı özellikler	Kontrast	1	1
	Korelasyon	1	1
	Enerji	1	1
	Homojenlik	1	1
	Korneal ve korneal olmayan bölge arasındaki korelasyon	1	

4.1.3 Uygulanan Makine Öğrenmesi Yöntemleri

Bu kısımda sınıfların etiketlenmesi, kullanılan özellik seçim yöntemleri, kullanılan sınıflandırma algoritmaları ve sınıflandırıcı başarısını ölçmek için kullanılan çapraz geçerlilik testleri açıklanmıştır.

4.1.3.1 Sınıfların Etiketlenmesi

Sınıflandırma yöntemlerini uygulayabilmek için her görüntüye bir sınıf etiketi verilmelidir. Yani her görüntüden çıkarılan özelliklerin karşısına bir cevap yazılmalıdır. Bu çalışmada, sınıf etiketleme işlemi için kayıt zamanına bağlı bir yaklaşım önerilmiştir.

Her resmin sınıf etiketi, ölüm sonrası geçen zamana göre belirlenmiştir. 15 saat boyunca 20 dakikalık aralıklarla periyodik olarak resim çektiğimizden, 15 saatlik dilimi 45 ayrı zaman dilimine bölüme ayırabiliriz. Bu nedenle, 20 dakikalık aralıklarla zaman etiketlerinin sayısı 45'tir. Sınıflandırıcıların performansını farklı zaman aralıklarında analiz etmek için zaman dilimleri genişletilmiştir. Sistem 40 dakika aralıklarla (22 zaman etiketi), 60 dakika aralıklarla (15 zaman etiketi), 80 dakika aralıklarla (11 zaman etiketi) ve 100 dakika aralıklarla (9 zaman etiketi) test edilmiştir. Sınıflandırma yaklaşımımızı açıklığa kavuşturmak için, 60 dakika aralığının kullanılacağını varsayalım. 20., 40. ve 60. dakikalarda alınan ilk üç resim Sınıf 1 olarak etiketlenir ve ardışık üç resim, 80, 100 ve 120. dakikalardaki resimler sınıf 2 olarak etiketlenir ve etiketleme işlemi bu şekilde devam eder.

Deneyler başlatıldığında tüm vakalar için ölümden sonra geçen süre 6 saatti. Bu nedenle ölüm zamanı tahminleri 6 saat ve sonrası içindir (örn. 6 saat geçti, 6 saat 20 dakika geçti vs.). 15 saat boyunca deney devam ettiği için ölüm zamanı tahminleri 6-21 saat arasında değişmektedir.

4.1.3.2 Özellik Seçim Yöntemleri

Görüntülerden 61 özellik çıkarıldığından özellik matrislerinin boyutlarını azaltmak ve sınıflandırma başarısını artırmak için özellik seçim teknikleri kullanılır. Cevabın elde edilmesine katkıda bulunmayan alakasız özelliklerin ortadan kaldırılması sınıflandırıcıların performansını arttırır. Bu çalışmada, literatürde etkili yöntemler olarak bildirilen [65] iki özellik seçim tekniği: En Az Mutlak Çekme ve Seçme Operatörü (LASSO- Least Absolute Shrinkage and Selection Operator) [66] ve Relief [67] kullanılmıştır.

LASSO [66], özelliklere bazı katsayılar atar ve bu katsayılar seçim işlemi sırasında değiştirilir. Cevabı bulmada yardımcı olan özellikler doğru olarak etiketlenirken, gereksiz özelliklerin katsayısı sıfırlanır. Yanlış özellikler özellik alt kümesinden elenir.

LASSO metoduna ilaveten, en uygun özellikleri belirlemek için Relief adı verilen ve yaygın olarak kullanılan bir diğer özellik seçme metodu kullanılmıştır. Relief [67] yanıtla ilgisi yüksek özellikleri seçmek için özellik ağırlıklandırma metodolojisi uygular. Küçük

ağırlıklı özellikler gruptan atılır. Bu özellik seçim yöntemi seçilen özellikleri yanıtın öngörülmesindeki önemine göre listeler.

4.1.3.3 Sınıflandırma Algoritmaları

Gözden tespit edilen özelliklerin sınıflandırılmasında iki tür sınıflandırma algoritması kullanılmıştır. En yakın komşu (k-NN-k Nearest Neighbor) ve destek vektör makineleri (SVM-Support Vector Machines) makine öğrenmesi alanında popüler ve etkili sınıflandırma yöntemleridir. Hız ve doğruluk açısından, sınıflandırma yöntemlerinin çoğundan daha başarılıdırlar [65]. Bu nedenlerden dolayı bu çalışmada k-NN ve SVM sınıflandırıcıları kullanılmıştır.

K-NN sınıflandırma tekniği, bir girdiyi eğitim setindeki girdilere olan benzerliğine bağlı olarak sınıflandırır. Yeni bir örneğin eğitim kümesindeki diğer örneklere olan uzaklıklarını hesaplar. Yeni örnek en yakın komşu sınıflarına göre etiketlenir [68].

LibSVM [69] bir kütüphane paketidir ve klasik SVM'in yeteneklerini genişletir. LibSVM ikili sınıflamanın yanı sıra çoklu sınıflandırma yapabilir. Eğitim seti, bir model oluşturmak için kullanılır. Ardından oluşturulan model, sınıfları bulmak için test kümesine uygulanır.

4.1.3.4 Çapraz Geçerlilik ile Sınıflandırıcıların Doğrulanması

Sınıflandırıcıları doğrulama teknikleri sınıflandırıcıların doğru tahmin performansını gözlemlemek için kullanılır. Bu çalışmada sınıflandırıcıların doğrulanmasında 10 kat çapraz geçerlilik (CV- 10-fold cross validation) ve bir-kişiyi-dışarıda-bırak (LOSO- Leave-One-Subject-Out) yöntemleri kullanılmıştır.

10 kat çapraz geçerlilik tekniği, tüm veri kümesini 10 parçaya ayırır. Dokuz parça eğitim amaçlıdır ve kalan bir parça ise test içindir. Bu işlem 10 kez tekrarlanır. 10 parçanın her biri sırasıyla test verisi olarak kullanılırken, geri kalan 9 parça eğitim amaçlı olarak kullanılır. Sınıflandırma doğruluğu, 10 katın ortalaması olarak hesaplanır.

LOSO yöntemi test için bir defasında bir vakayı ayırır. Vakaların geri kalanı ise sınıflandırıcıları eğitmek için kullanılır. Ayrılan denek, önceden incelenmemiş bir vaka

olarak eğitilmiş sınıflandırıcıda test edilir. Her denek bu yöntemle sırasıyla test edilir. Sınıflandırma doğruluğu, tüm deneklerin ortalama doğruluğudur.

4.2 Deneysel Sonuçlar

Tüm özellikler sınıflandırma öncesinde $[-1,\ 1]$ aralığında olacak şekilde ölçeklendirilmiştir. Normalizasyon her özelliğin ortalamasının sıfır olmasını ve standart sapmasının bir olmasını sağlar. K-NN sınıflandırıcısı için dört k parametresini kullanıldı: 1,3,5 ve 7. LibSVM sınıflandırıcısı için doğrusal ve Radyal Temel Fonksiyon (RBF- Radial Basis Function) kernelleri kullanılmıştır. Olası değerlerin arasından kernel genişliği parametresi $(\gamma - \text{kernel width parameter})$ ve maliyet değeri parametresi $(c - \text{cost value parameter})$ için optimum değerler ızgara (grid) araması temel alınarak belirlendi. (γ, c) çifti için $(0.8, 10)$ değeri diğer kombinasyonlar arasında en iyi performansı vermiştir.

10 katlı çapraz geçerlilik ile sınıflandırma, veri kümesini on parçaya böler. Dokuz parça ile eğitilmiş sınıflandırıcılar, kalan bir parçanın zaman etiketlerini tahmin eder. Veri seti 450 örnek içermektedir. 10 katın her bir katında, 45 görüntünün sınıfı tahmin edilir. Çizelge 4.4 10 kat çapraz geçerlilik kullanılarak farklı parametrelere sahip sınıflayıcıların doğruluk sonuçlarını göstermektedir. İlk satırlar (Tam), sınıflandırıcılara tüm özelliklerin giriş olarak verildiği zaman oluşan doğruluk sonuçlarıdır. LASSO ve Relief satırları ise sınıflandırıcılara ilgili özellik seçim algoritmaları tarafından belirlenen özelliklerin giriş olarak verildiği durumları göstermektedir. Sınıflandırıcıların performansı, zaman etiketlerinin sayısının azalması yani zaman aralıklarının genişletilmesi ile artmaktadır. LibSVM için RBF kernel ve k-NN için k=1 parametresi diğerlerinden daha iyi performans göstermektedir. 10 katlı çapraz geçerlilikte, özellik seçiminin sınıflandırıcıların performanslarına katkısı anlamlı değildir.

Çizelge 4. 4 Sınıflandırıcıların farklı zaman etiketleriyle 10 kat çapraz geçerlilik sınıflandırma doğruluğu sonuçları (%)

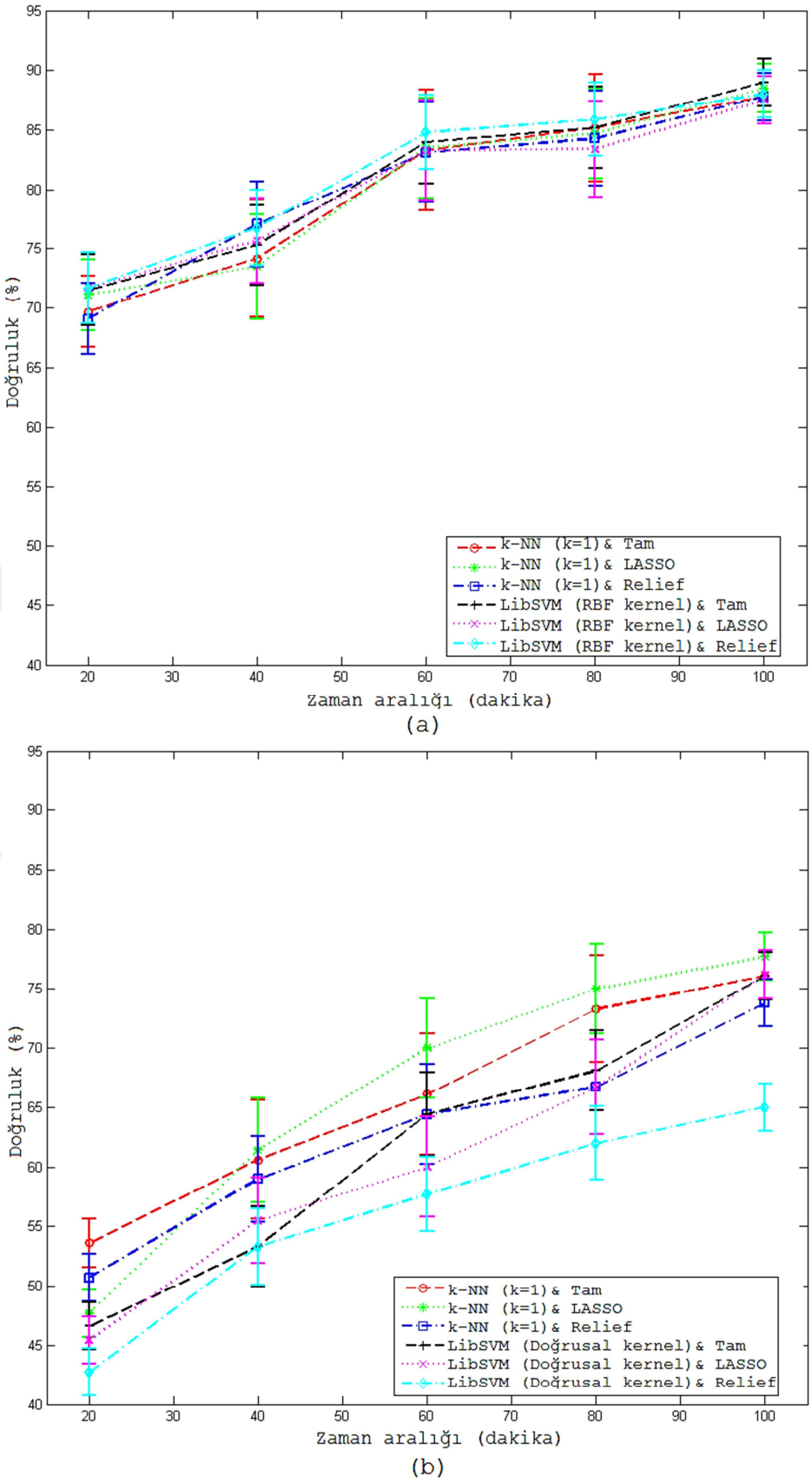
		LibSVM		K-NN			
		Doğrusal	**Radyal**	**1**	**3**	**5**	**7**
20 dakikalık aralıklar	**Tam**	66,6	71,5	69,7	67,1	64,8	64,2
	LASSO	65,1	**71,7**	71,1	64,4	63,7	62,4
	Relief	66,2	**71,7**	69,1	64	65,1	63,1
40 dakikalık aralıklar	**Tam**	74	75,3	74,2	68,6	65,1	61,7
	LASSO	73,7	75,7	73,5	65,7	63,5	60,8
	Relief	73,7	76,8	**77,1**	68,6	67,3	63,5
60 dakikalık aralıklar	**Tam**	82,4	84	83,3	79,3	69,5	65,7
	LASSO	83,1	83,3	83,5	78	70,2	64
	Relief	81,1	**84,8**	83,1	79,5	71,1	65,3
80 dakikalık aralıklar	**Tam**	80,9	85,2	85,2	78,4	74,3	72
	LASSO	81,8	83,4	84,7	77	73,4	72,2
	Relief	80,9	**85,9**	84,3	78,4	76,1	72,7
100 dakikalık aralıklar	**Tam**	87,8	**89**	87,8	85,4	85,4	83,3
	LASSO	**89**	87,5	88,5	85	84,2	82,3
	Relief	83,5	88	87,8	87,1	85,2	83

Çizelge 4.5 LOSO sınıflandırma sonuçlarını göstermektedir. LOSO'da bir vakanın bütün örnekleri diğer vakalarla eğitilmiş sınıflandırıcılarda test edilir. Bu çalışmada sınıflandırıcılar, dokuz denekten oluşan 405 görüntünün özellikleri ile eğitilmiştir. Kalan bir vakanın 45 görüntünün özellikleri ile de test edilmiştir. Doğruluk oranı sınıflandırıcıların doğru tahminine göre hesaplanır. Çizelge 4.5'te verilen sonuçlara göre artan zaman aralıkları yani daha düşük sayıdaki zaman etiketi sayısı daha yüksek doğruluk oranlarına yol açmaktadır. Doğrusal kernelli LibSVM ve k=1 parametresine sahip k-NN en iyi performansı vermektedir. Özellik seçim algoritmaları tarafından seçilen özellikler Çizelge 4.5'te gösterildiği gibi doğruluğu artırmaya katkıda bulunabilir.

Çizelge 4. 5 Sınıflandırıcıların farklı zaman etiketleriyle LOSO sınıflandırma doğruluğu sonuçları (%)

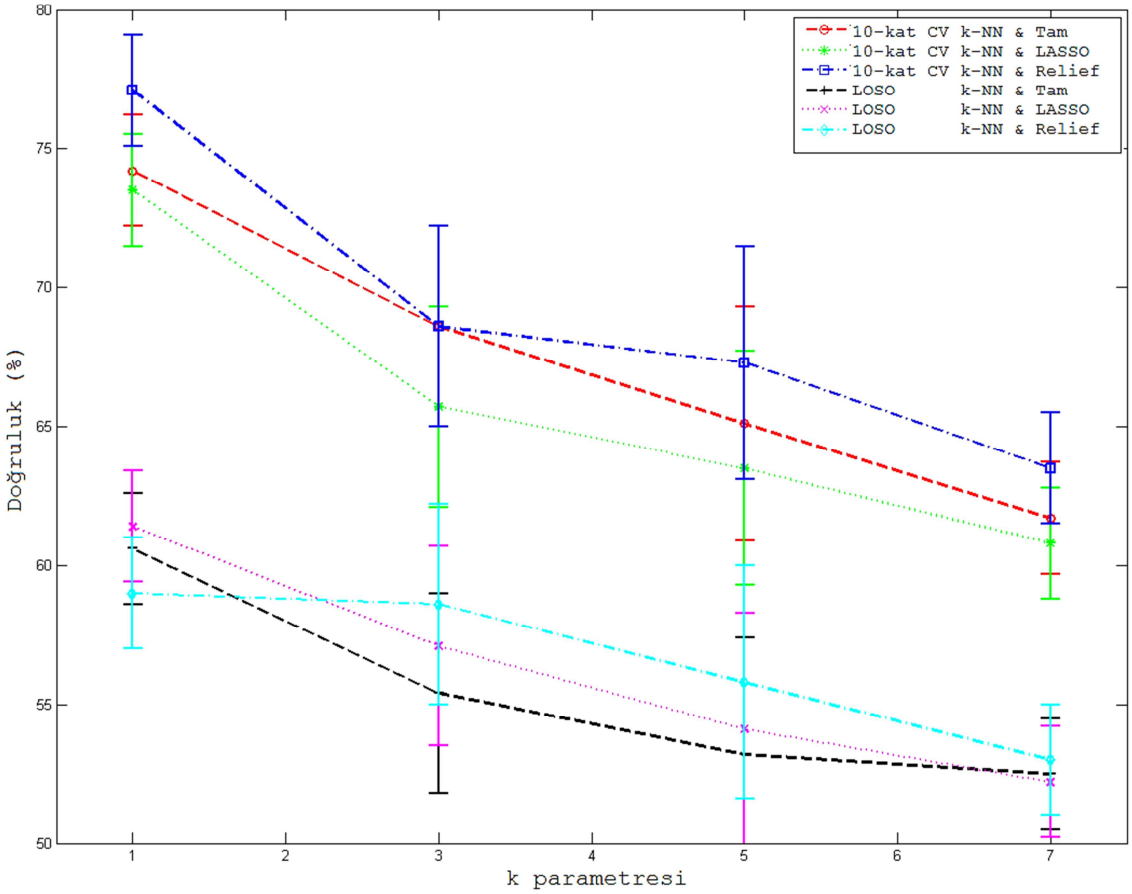
		LibSVM		K-NN			
		Doğrusal	**Radyal**	**1**	**3**	**5**	**7**
20 dakikalık aralıklar	**Tam**	46,6	22,2	53,6	51,3	48,2	40
	LASSO	45,4	33,3	47,7	47,7	45,6	43,5
	Relief	42,7	33,3	50,7	48,8	57,7	**57,7**
40 dakikalık aralıklar	**Tam**	53,3	31,8	60,6	55,4	53,2	52,5
	LASSO	55,5	36,6	**61,4**	57,1	54,1	52,2
	Relief	53,3	36,3	59	58,6	55,8	53
60 dakikalık aralıklar	**Tam**	64,4	33	66,1	60	57,7	46,6
	LASSO	60	55,5	**71.1**	64	62,2	60
	Relief	57,7	46,6	64,4	64,4	55,5	48,8
80 dakikalık aralıklar	**Tam**	68,1	40	73,3	68,8	62,2	53,3
	LASSO	66,7	42,2	**75**	66,6	64,4	62,3
	Relief	62	51,1	66,7	62,2	60	60
100 dakikalık aralıklar	**Tam**	76,1	42,8	76,1	69	68,7	64,3
	LASSO	76,2	55,5	**77,7**	71,1	51,1	46,6
	Relief	65	52,3	73,8	71,4	69	66,6

Artırılan zaman aralıkları (yani zaman etiketlerinin sayısı azaltılması) doğruluk oranlarını artırır. Şekil 4.2 (a) ve Şekil 4.2 (b) bu durumu göstermektedir. Şekil 4.2 (a), farklı sayıda zaman etiketleri 10 kat çapraz geçerlilik sınıflandırma sonuçlarıdır. k-NN için $k = 1$ ve RBF kernel LibSVM, 10 kat çapraz geçerlilik için en başarılı parametreler olduğundan grafik gösteriminde bu veriler kullanılmıştır. Artırılan zaman aralıkları sınıflandırıcıların doğruluk performansında önemli gelişmelere neden olmuştur. Şekil 4.2 (b), LOSO ile sınıflandırma sonuçlarını sergilemektedir. LibSVM için doğrusal kernel, RBF kernelden daha iyi performans gösterdiğinden, LOSO grafikleri için doğrusal kernel sonuçları kullanılmıştır. Zaman etiketi sayısını azaltmakta LOSO'nun başarı oranını artırmıştır.



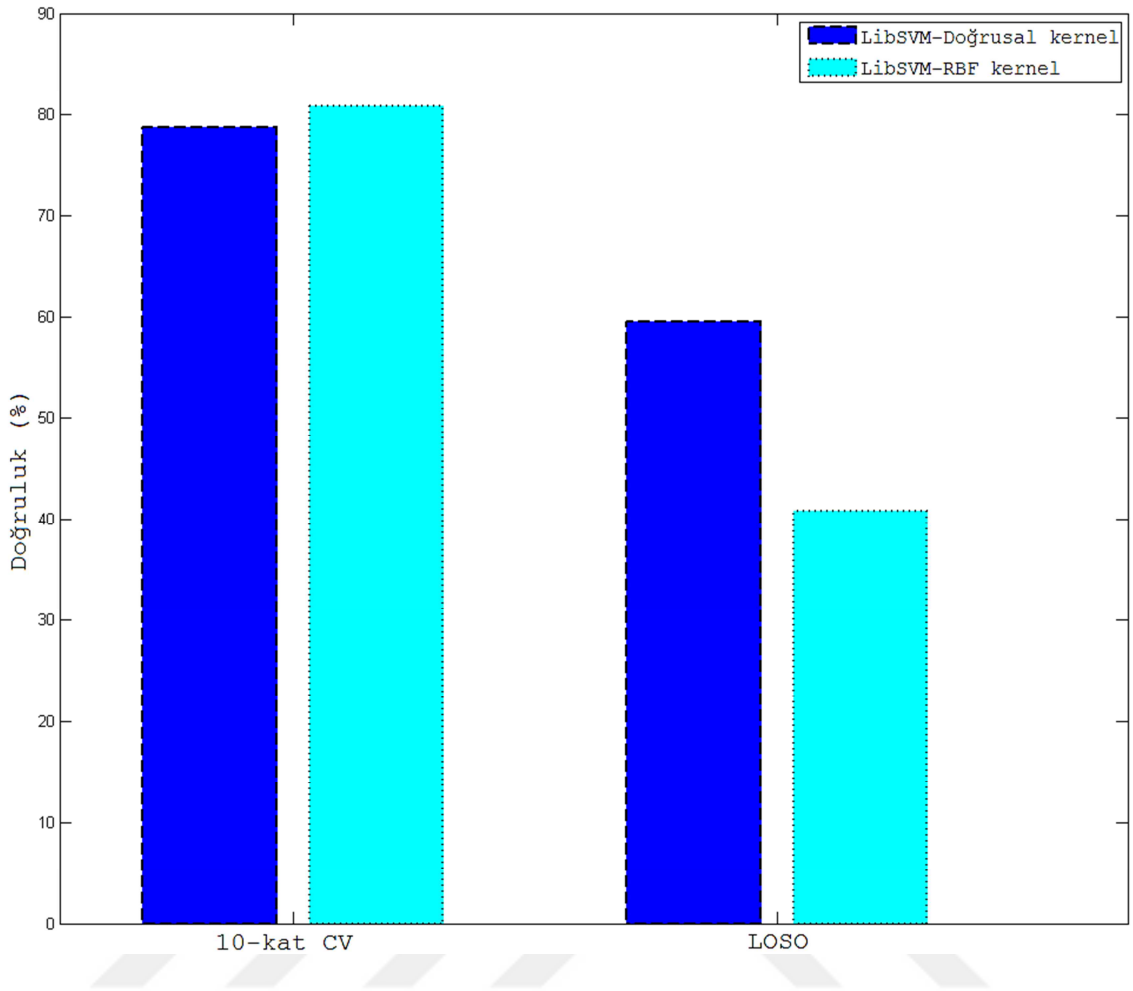
Şekil 4. 2 Zaman aralıklarının artırılmasına (yani zaman etiketlerinin sayısı azaltılması) bağlı olarak (a) 10 kat çapraz geçerlilik ve (b) LOSO sonuçları (standart sapmalı)

K-NN sınıflandırıcısının performansı k parametresinin artmasıyla azalır. Şekil 4.3, 22 zaman etiketi için hem 10 kat çapraz geçerlilik hem de LOSO için farklı k parametreleriyle k-NN sınıflandırıcısının doğruluk sonuçlarını göstermektedir. Grafikler 10 katlı çapraz geçerlilik sonuçlarının LOSO'dan daha başarılı olduğunu göstermektedir. Bu grafik için en iyi sonuçlara sahip özellik seçim algoritması en iyi doğruluk sonuçlarına sahip olan Relief özellik seçim algoritmasına aittir.



Şekil 4. 3 22 zaman etiketiyle 10 kat çapraz geçerlilik ve LOSO için farklı k parametreleriyle K-NN doğruluk sonuçları (standart sapmalı)

Şekil 4.4 RBF kernel ile doğrusal kernelli LibSVM'in 10 katlı çapraz geçerlilik ve LOSO için performansını gözlemlemek için üretilmiştir. Grafikler, bütün zaman etiketleri için üç özellik seçim algoritmasının ortalaması olarak hesaplanmıştır (Çizelge 4.4 ve Çizelge 4.5'in dikey ortalamaları). 10 kat çapraz geçerlilik için her iki kernelin sonuçları benzer olmasına rağmen RBF kernel en yüksek başarı oranına sahiptir. LOSO bölümünde, iki kernel arasındaki fark daha belirgindir. Doğrusal kernel LibSVM en iyi doğruluğu vermektedir.



Şekil 4. 4 LibSVM'in RBF ve doğrusal kernel parametreleriyle 10 kat çapraz geçerlilik ve LOSO için performansı

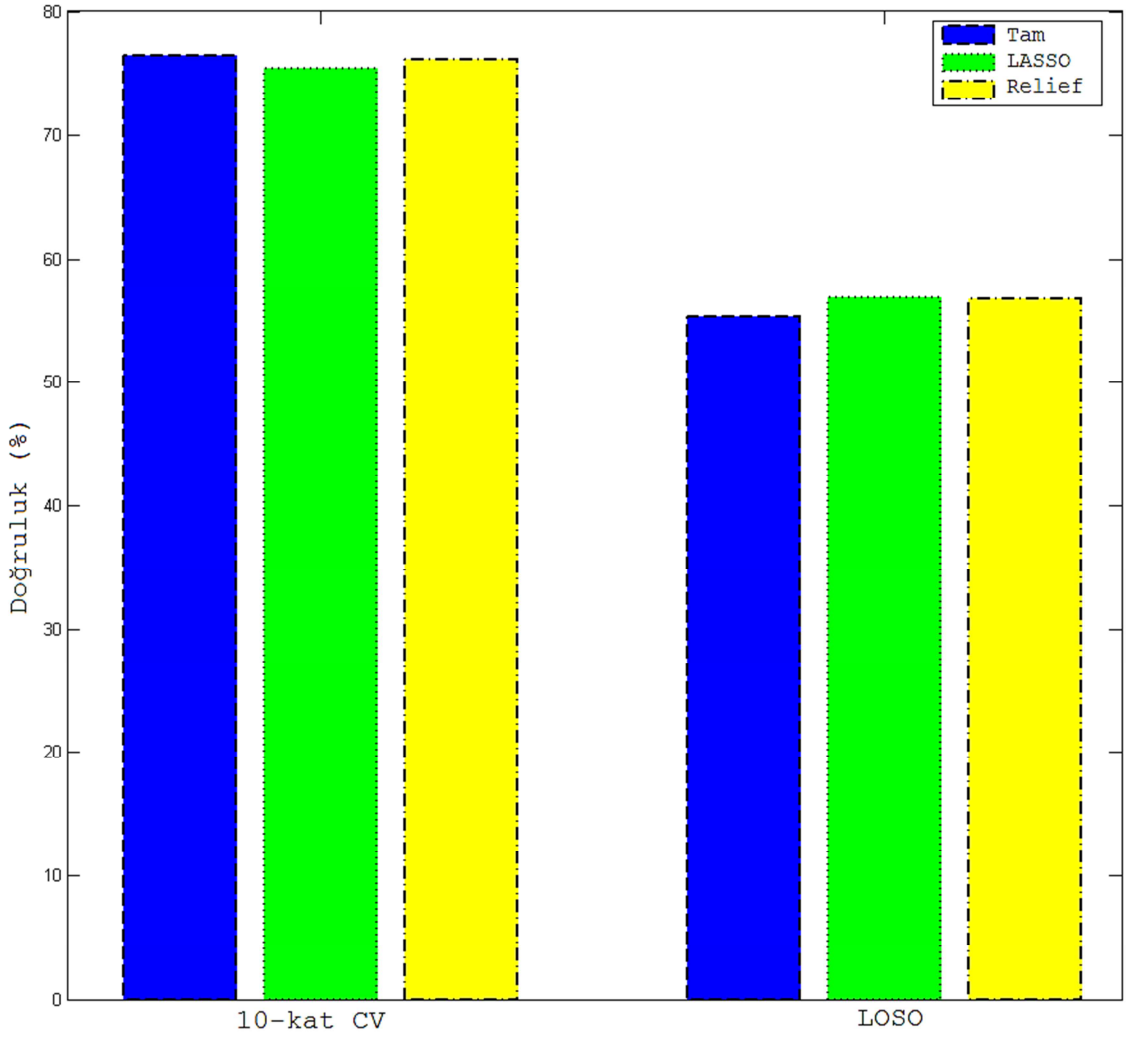
Çizelge 4.6 LASSO özellik seçim algoritmasının seçtiği özelliklerin k-NN (k=1) sınıflandırıcısında LOSO çapraz geçerlilik yöntemi ile sınıflandırıldığı durum için oluşan hata matrisini göstermektedir. 60 dakikalık zaman aralıkları kullanıldığı için sınıf sayısı 15'tir. Veri seti 450 resimden oluştuğu için hata matrisindeki sayısal değerlerin toplamı 450'dir. Her bir sınıf için 30 resim bulunduğundan dolayı yatay satırların toplamı 30 yapmaktadır. Diyagonale yerleşen sayılar her bir sınıf için doğru tahmin edilen çıkış sayısını göstermektedir. Diyagonalin dışındaki sayılar ise çıkışın hatalı olarak hangi sınıfta tahmin edildiğini göstermektedir. Buna göre 450 resimden 320'sinin sınıfı doğru tahmin edilmiştir.

Çizelge 4. 6 LASSO tarafından seçilen özelliklerin k-NN (k=1) sınıflandırıcısında LOSO yöntemi ile sınıflandırıldığı durum için hata matrisi (60 dakikalık zaman aralıkları için)

Hedef Sınıf															
1	19	3	3	0	0	0	4	0	0	0	1	0	0	0	0
2	0	30	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	2	28	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	24	1	3	0	0	0	0	0	0	0	0	2
5	0	0	2	2	19	3	4	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	1	0	0	17	1	1	4	4	1	1	0	0	0
7	0	0	0	0	2	2	25	0	0	0	0	0	0	1	0
8	0	0	0	1	0	6	1	18	3	1	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	3	0	6	20	0	0	0	0	1	0
10	0	0	0	0	0	0	2	0	0	25	2	1	0	0	0
11	0	0	0	0	0	0	0	1	3	6	16	3	1	0	0
12	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	25	4	0	0
13	0	0	0	0	0	0	0	0	0	3	2	2	23	0	0
14	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	5	1	4	19	0
15	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	4	1	11	12
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15

Tahmin Edilen Sınıf

Özellik seçim algoritmalarının sınıflandırma başarısına katkısı Şekil 4.5'te gösterilmiştir. Sonuçlar, her iki sınıflandırıcının tüm parametreleri için ve tüm zaman aralıkları için ortalamasıdır (Çizelge 4.4 ve Çizelge 4.5'in yatay ortalamaları). Sınıflandırıcılara tüm özelliklerin, daha sonra LASSO ve Relief tarafından seçilen özelliklerin giriş olarak verilmesi durumunda sınıflandırıcıların ortalama sınıflandırma performansları gösterilmiştir. Sonuçlar 10 katlı çapraz geçerlilikte çok benzer olmasına rağmen, tüm özelliklerin giriş olarak verildiği durumda en yüksek başarı oranı elde edilmektedir. LOSO bölümünde ise, Relief tarafından seçilen özellikler en iyi sonuca götürmektedir.



Şekil 4. 5 Özellik seçim algoritmalarının ortalama performansı

4.3 Ölüm Zamanı Tahmini Sonuçlarının Tartışılması

Deneysel sonuçlar postmortem süreçte gözün opaklık gelişiminin bilgisayar destekli görüntü analizi ölüm zamanı tahmini problemini çözebileceğini kanıtlamaktadır. Artırılmış zaman aralıkları, sınıflandırıcıların hem 10 kat çapraz geçerlilik hem de LOSO için olan doğruluk oranlarını önemli ölçüde artırmıştır. LOSO, pratik amaçlar için daha uygundur çünkü vakalardan biri daha önce görülmemiş bir denek olarak test edilmiştir.

Çıkarılan toplam 61 özellik arasından çıkışla alakalı özellikleri seçmek için iki popüler özellik seçim algoritması uygulanmıştır. LASSO ve Relief çoğunlukla renk kanallarının ortalama değerlerini özellik alt kümesinden diskalifiye etmiştir. Bu da bize renk kanallarının standart sapmalarının, opaklık seviyesini derecelendirmek için kanalların ortalamalarından daha önemli olabileceğini göstermektedir. LASSO bazı doku

özelliklerini (kornea bölgesinin enerjisi ve kornea dışı bölgenin enerjisi ve homojenliği) özellik altkümesinden elerken, Relief sadece korneal olmayan bölgenin kontrast değerini elemiştir.

LASSO ve Relief ile indirgenmiş özellik boyutlarının sınıflandırıcıların hızını arttırmasına rağmen sınıflandırıcıların doğruluk performansına önemli ölçüde katkıda bulunmadığı görülmektedir. Sınıflandırıcıların gürbüzlüğü nedeniyle, ilgisiz özellikler doğru sınıflandırma oranını büyük ölçüde etkilememiştir. Bununla birlikte, daha fazla özellik içeren yüksek boyutlu veri kümeleri sınıflandırıcıların gürbüzlüğünü bozabilir. Bu nedenle veri kümesindeki alakasız özelliklerin ortadan kaldırılması doğruluğu önemli ölçüde artırabilir.

Bu çalışmada, k-NN sınıflandırıcısının performansının k parametresiyle ters orantılı olduğu gözlenmiştir. Daha yüksek k parametreleri performansı düşürürken, daha küçük parametreler doğruluğu artırmıştır. 10 katlı çapraz geçerlilik ve LOSO'da $k = 1$ için en iyi sonuçları elde edilmiştir. K-NN test edilecek bir örnek için eğitim kümesinde bulunan diğer tüm örneklerle arasındaki mesafeyi hesaplar ve en yakın k tane komşusunun sınıfına göre yeni girdiyi sınıflandırır. Daha küçük k değerleri doğruluğu arttırdığından, veri kümesindeki örneklerin birbirinden farklı olduğu sonucuna varılabilir. Genişletilmiş veri kümesi daha benzer sonuçlar içereceğinden, veri kümesinin büyütülmesi bu problemi çözebilir. Bu veri seti, daha fazla sayıda vakayı ve daha fazla çevresel koşulları kapsayacak şekilde genişletilebilir. Ardından, bu veri kümesiyle eğitilmiş sınıflandırıcılar, bir cesedin ölüm sonrası geçen zamanını pratik uygulamalarda belirleyebilir.

Deney sonuçlarına göre, en yüksek sonuçlar, 10 kat çapraz geçerlilik için % 89 ve LOSO için %77.7'dir. Bu çalışmada çoğunlukla renk özellikleri ve bazı doku özellikleri kullanılmıştır. Gözün korneal ve korneal olmayan bölgelerinden çıkan özelliklerin sayısı, opaklaşmanın daha ayrıntılı bir şekilde izlenebilmesi için genişletilebilir. Azalan zaman aralıkları doğruluğu düşürür ancak zaman çözünürlüğünü artırmak için azaltılmalıdır. Yüksek çözünürlük, daha kesin postmortem aralığı tahmini için yardımcı olur. Opaklık gelişimini derecelendirmek için daha uygun özellikler, yüksek zaman çözünürlüklerinde bile yüksek doğruluk oranı sağlayabilir.

Ölüm zamanı tahmini için literatürde önerilen yöntemlerin çoğu pratik değildir. Pratik olmayan yöntemlerin değerlendirilmesinde önemli miktarda zamana ve sonuçları yorumlamak için uzmanlara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu çalışmada önerilen yöntem daha pratiktir; uzmanlığa ihtiyaç duyulmamaktadır ve makine öğrenme sistemini kullanan bir akıllı telefon uygulaması ile adli tıp uzmanlarına sunulabilir. Bu sistemde tahmin modeli oluşturmak için genişletilmiş bir çevrimiçi veri tabanı kullanılabilir. Bir vakanın ölüm zamanı, akıllı telefon kamerasıyla alınan göz görüntüsünden üretilen model tarafından belirlenebilir.

4.4 Çalışmanın Özeti ve Literatüre Katkısı

Ölüm zamanını tahmin etmek için görüntü işleme ve makine öğrenme sistemlerini içeren bir bilgisayar destekli sistem geliştirildi. Sistem, gözün korneal ve korneal olmayan bölgelerini otomatik olarak algılar ve korneal ve korneal olmayan bölgelerden toplam 61 özellik çıkarır. Çıkarılan özellikler, iki özellik seçim algoritması (LASSO, Relief), iki sınıflandırma algoritması (k-NN, LibSVM) ve iki doğrulama yöntemi (10 kat çapraz geçerlilik, LOSO) içeren makine öğrenme sistemine giriş olarak verilmiştir. Özellik seçim algoritmaları özellik matrisinin boyutunu azaltmak için kullanılmıştır. Ölüm zamanını tahmin etmek için de sınıflandırma algoritmaları kullanılmıştır. Doğrulama yöntemleri ile sınıflandırıcıların başarı performansları değerlendirilmiştir.

Bu çalışmanın literatüre yaptığı katkılardan biri, gözün korneal ve korneal olmayan bölgelerini etkili bir şekilde bulan ve her iki bölgeden toplam 61 özellik çıkaran bir görüntü işleme sisteminin geliştirilmesidir. İkinci olarak, çıkarılan özelliklere göre ölüm zamanını tahmin etmek için bir makine öğrenme sistemi geliştirilmiştir. İnsan gözünün ön yüzeyinden çıkarılan özelliklere dayanarak insan vakalarında ölüm zamanının belirlenmesinde bilgisayarlı görme ve makine öğrenme sisteminin kullanımı açısından ilk çalışmadır.

BÖLÜM 5

SONUÇ VE ÖNERİLER

Adli vakalarda ölüm zamanın doğru tahmin edilmesi henüz çözüme kavuşmamış en önemli kavramlardan birisidir. Bu kavram ölüm anından sonra geçen sürenin çeşitli tekniklerle tespitinin yapılarak ölüm saatinin bulunmasını içermektedir. Ölüm zamanının belirlenmesindeki kriterlerden birisi ölüm anına tanıklık eden şahitlerin bulunmasıdır. Şahitlerin bulunmadığı durumda ya da şahitlerin ölüm saati gözleminin doğrulanması gerektiği yerlerde bilimsel yöntemlere başvurularak gerçek ölüm zamanının ortaya çıkarılması gerekmektedir. Ölüm zamanının tahmin edilmesi birçok alanda öneme sahip bir araştırma konusudur. Özellikle cinayet vakası olan adli yargılamalarda ölüm zamanının tespit edilmesi ile suçlunun bulunması, şüphelilerin sayısının azaltılması, şahitlerin beyanlarının teyit edilmesi veya kişilerin olay anında cinayet mahallinde bulunup bulunmaması gibi birçok konunun aydınlatılmasına katkı sağlanabilmektedir. Bununla birlikte aynı aileden veya akrabalardan bir kaçının yakın saatlerde ölmesi durumunda ölüm saatinin doğru bir şekilde tespit edilmesi ölüm sırasını belirlemekte ve medeni hukuk davaların sonuçlanmasında çözüme katkı sağlamaktadır.

Şu ana kadar konuyla ilgili gerçekleştirilmiş mevcut çalışmalarda ölü vücutta soğuma, katılaşma, kanda çökelti oluşması, gözdeki elektrolitik sıvıların miktarlarındaki değişim gibi durumları tespit eden çeşitli fiziksel ve kimyasal yöntemler kullanılmış ve halen kullanılmaktadır. Bu yöntemlerden bir veya birkaçı kullanılarak ölüm zamanının yanlış sonuçlara götürebilen tarzda hata oranları ile tahmini yapılabilmektedir. Literatürde şu ana kadar yer almış olan mevcut yöntemler incelendiğinde ölüm saatinin tespitinin

istenen doğrulukta yapılamadığı görülmektedir. Bundan dolayı doğruluk oranının artırılması için daha etkili yöntemlere ihtiyaç duyulmaktadır.

Bu çalışmada sinyal ve görüntü işleme yöntemleri kullanılarak ölüm zamanı tahmini için yeni yaklaşımlar sunulmuştur. Bu yaklaşımlar elektriksel doku iletkenliği değişimlerinin ve gözdeki postmortem opaklık değişimlerinin incelenmesidir.

Elektriksel doku iletkenliği çalışmasında insan vakalarında postmortem süreçte elektriksel iletkenliklerindeki değişimler deneysel olarak araştırılmıştır. Araştırmanın sonucu postmortem süreçle ilgili önemli bilgiler vermiştir. Postmortem süreçte, hücre yapılarının bozulmasıyla birlikte hücre içi sıvılar hücre dışına doğru sızar. Bu sızan sıvılar hücre dışında bulunan dokulardaki elektrolitik sıvılarla birleşir. Her iki sıvı da iyonik olduğundan dolayı, dokularda artan iyon miktarı iletkenliğin artmasına yardımcı olur. Bundan dolayı, elektriksel iletkenlik seviyesi ölüm sonrası zamana bağlı olarak artmıştır. Elde edilen sonuçlar, elektriksel iletkenlik ile postmortem süreç arasında pozitif bir ilişki olduğunu, yani postmortem süreç arttıkça elektriksel doku iletkenliğinin arttığını göstermektedir.

Elektriksel doku iletkenliği çalışmasının devamı olarak farklı çevresel faktörlerin ve durumların elektriksel iletkenliğe etkisi araştırılabilir. Araştırmaların sonucunda doku iletkenliğine etkisi tespit edilen faktörler göz önüne alınarak ölüm zamanı tahmini için matematiksel bir formül ortaya konabilir. Bu matematiksel formülde VKİ gibi iletkenliğe etki eden faktörler göz önüne alınmalıdır.

Postmortem süreçte oluşan gözdeki opaklık gelişiminin tespit edilmesi ölüm zamanı tahmini için önemli bir gelişmedir. Ölümden sonra, dejenere olmuş endotel hücrelerinden dolayı korneada hidrasyon meydana gelir. Yıkıma uğrayan endotel bariyeri aköz humorün korneaya akmasını önleyemez ve bu durum korneada opaklık gelişimi ile sonuçlanır. Korneaya sızan aköz humor miktarı opaklığın seviyesini belirler. Kaydedilen göz görüntülerinde korneal ve korneal olmayan bölgenin opasitelerinin deney sırasında arttığı gözlemlenmiştir. Deneysel sonuçlar, insan vakalarında korneal ve korneal olmayan bölgelerde opasitenin gelişimi ile ölüm sonrası geçen süre arasında bir korelasyon olduğunu kanıtlamaktadır. 10 insan vakasından kaydedilen 450 göz görüntüsü bilgisayar tabanlı görüntü analiz teknikleri kullanılarak araştırılmıştır. Bu

çalışmanın sonuçları korneal ve korneal olmayan bölgelerin opaklık gelişiminin ölüm sonrası geçen zamana bağlı olduğunu, yani opaklığın postmortem süreç arttıkça geliştiğini göstermektedir.

Ölüm zamanını tahmin etmek için görüntü işleme ve makine öğrenme sistemlerini içeren bir bilgisayar destekli sistem geliştirilmiştir. Sistem, gözün korneal ve korneal olmayan bölgelerini otomatik olarak algılar ve korneal ve korneal olmayan bölgelerden toplam 61 özellik çıkarır. Çıkarılan özellikler, iki özellik seçim algoritması (LASSO, Relief), iki sınıflandırma algoritması (k-NN, LibSVM) ve iki doğrulama yöntemi (10 kat çapraz geçerlilik, LOSO) içeren makine öğrenme sistemine giriş olarak verilmiştir. Özellik seçim algoritmaları özellik matrisinin boyutunu azaltmak için kullanılmıştır. Ölüm zamanını tahmin etmek için de sınıflandırma algoritmaları kullanılmıştır. Doğrulama yöntemleri ile sınıflandırıcıların başarı performansları değerlendirilmiştir.

Ölüm zamanı tahmini için literatürde önerilen yöntemlerin çoğu pratik değildir. Pratik olmayan yöntemlerin değerlendirilmesinde önemli miktarda zamana ve sonuçları yorumlamak için uzmanlara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu çalışmada önerilen yöntem daha pratiktir; uzmanlığa ihtiyaç duyulmamaktadır ve makine öğrenme sistemini kullanan bir akıllı telefon uygulaması ile adli tıp uzmanlarına sunulabilir. Bu sistemde tahmin modeli oluşturmak için genişletilmiş bir çevrimiçi veri tabanı kullanılabilir. Bir vakanın ölüm zamanı, akıllı telefon kamerasıyla alınan göz görüntüsünden üretilen model tarafından belirlenebilir.

KAYNAKLAR

[1] Kaliszan, M. Hauser, R. ve Kernbach-Wighton, G., (2009). "Estimation of the time of death based on the assessment of post mortem processes with emphasis on body cooling", Legal Medicine, 11: 111-117.

[2] Kaliszan, M., (2012). "First practical applications of eye temperature measurements for estimation of the time of death in casework. Report of three cases", Forensic Science International, 219: e13-e15.

[3] Smart, J.L. ve Kaliszan, M., (2012). "The post mortem temperature plateau and its role in the estimation of time of death. A review", Legal Medicine, 14: 55-62.

[4] Hubig, M. Muggenthaler, H. Sinicina, I. ve Mall, G., (2011). "Body mass and corrective factor: impact on temperature-based death time estimation", International Journal of Legal Medicine, 125: 437-444.

[5] Kaliszan, M. Hauser, R. Buczynski, J. Jankowski, Z. Raczynska, K. ve Kernbach-Wighton, G., (2010). "The Potential Use of the Eye Temperature Decrease in Determining the Time of Death in the Early Postmortem Period: Studies in Pigs", The American journal of forensic medicine and pathology, 31: 162-164.

[6] Bisegna, P. Henßge, C. Althaus, L. ve Giusti, G., (2008). "Estimation of the time since death: Sudden increase of ambient temperature", Forensic Science International, 176: 196-199.

[7] Baccino, E. Cattaneo, C. Jouineau, C. Poudoulec, J. ve Martrille, L., (2007). "Cooling rates of the ear and brain in pig heads submerged in water: implications for postmortem interval estimation of cadavers found in still water", The American journal of forensic medicine and pathology, 28: 80-85.

[8] Al-Alousi, L.M. Anderson, R.A. Worster, D.M. ve Land, D.V., (2002). "Factors influencing the precision of estimating the postmortem interval using the triple-exponential formulae (TEF) Part I. A study of the effect of body variables and covering of the torso on the postmortem brain, liver and rectal cooling rates in 117 forensic cases", Forensic Science International, 125: 223-230.

[9] Al-Alousi, L.M. Anderson, R.A. Worster, D.M. ve Land, D.V., (2002). "Factors influencing the precision of estimating the postmortem interval using the triple-exponential formulae (TEF): Part II. A study of the effect of body temperature at the moment of death on the postmortem brain, liver and rectal cooling in 117 forensic cases", Forensic Science International, 125: 231-236.

[10] Al-Alousi, L.M., (2002). "A study of the shape of the post-mortem cooling curve in 117 forensic cases", Forensic Science International, 125: 237-244.

[11] Land, D.D. Worster, D.M. Al-Alousi, L.M. ve Anderson, R.A., (2001). "Multiple-probe thermography for estimating the postmortem interval: I. Continuous monitoring and data analysis of brain, liver, rectal and environmental temperatures in 117 forensic cases", Journal of Forensic Science, 46: 317-322.

[12] Nelson, E.L., (2000). "Estimation of short-term postmortem interval utilizing core body temperature: a new algorithm", Forensic Science International, 109: 31-38.

[13] Varetto, L. ve Curto, O., (2005). "Long persistence of rigor mortis at constant low temperature", Forensic Science International, 147: 31-34.

[14] Kobayashi, M. Takatori, T. Nakajima, M. Sakurada, K. Hatanaka, K. Ikegaya, H. Matsuda, Y. ve Iwase, H., (2000). "Onset of rigor mortis is earlier in red muscle than in white muscle", International Journal of Legal Medicine, 113: 240-243.

[15] Kobayashi, M. Takatori, T. Iwadate, K. ve Nakajima, M., (1996). "Reconsideration of the sequence of rigor mortis through postmortem changes in adenosine nucleotides and lactic acid in different rat muscles", Forensic Science International, 82: 243-253.

[16] Ozawa, M. Iwadate, K. Matsumoto, S. Asakura, K. Ochiai, E. ve Maebashi, K., (2013). "The effect of temperature on the mechanical aspects of rigor mortis in a liquid paraffin model", Legal Medicine, 15: 293-297.

[17] Kobayashi, M. Takatori, T. Nakajima, M. Saka, K. Iwase, H. Nagao, M. Niijima, H. ve Matsuda, Y., (1999). "Does the sequence of onset of rigor mortis depend on the proportion of muscle fibre types and on intra-muscular glycogen content?", International Journal of Legal Medicine, 112: 167-171.

[18] Grellner, W. Madea, B. Kruppenbacher, J. ve Dimmeler, S., (1996). "Interleukin-1α (IL-1α) and N-formyl-methionyl-leucyl-phenylalanine (FMLP) as potential inducers of supravital chemotaxis", International Journal of Legal Medicine, 109: 130-133.

[19] Jones, M.D. James, W.S. Barasi, S. ve Nokes, L.D.M., (1995). "Postmortem electrical excitability of skeletal muscle: preliminary investigation of an animal model", Forensic Science International, 76: 91-96.

[20] Madea, B., (1994). "Importance of supravitality in forensic medicine", Forensic Science International, 69: 221-241.

[21] Usumoto, Y. Hikiji, W. Sameshima, N. Kudo, K. Tsuji, A. ve Ikeda, N., (2010). "Estimation of postmortem interval based on the spectrophotometric analysis of postmortem lividity", Legal Medicine, 12: 19-22.

[22] Kaatsch, H.J. Stadler, M. ve Nietert, M., (1993). "Photometric measurement of color changes in livor mortis as a function of pressure and time", International Journal of Legal Medicine, 106: 91-97.

[23] Kaatsch, H.-J. Schmidtke, E. ve Nietsch, W., (1994). "Photometric measurement of pressure-induced blanching of livor mortis as an aid to estimating time of death", International Journal of Legal Medicine, 106: 209-214.

[24] Ferreira, M.T. ve Cunha, E., (2013). "Can we infer post mortem interval on the basis of decomposition rate? A case from a Portuguese cemetery", Forensic Science International, 226: 298. e291-298. e296.

[25] Zhou, C. ve Byard, R.W., (2011). "Factors and processes causing accelerated decomposition in human cadavers–an overview", Journal of Forensic and Legal Medicine, 18: 6-9.

[26] Parks, C.L., (2011). "A study of the human decomposition sequence in central Texas", Journal of Forensic Sciences, 56: 19-22.

[27] Vass, A.A. Barshick, S.A. Sega, G. Caton, J. Skeen, J.T. Love, J.C. ve Synstelien, J.A., (2002). "Decomposition chemistry of human remains: A new methodology for determining the postmortem interval", Journal of Forensic Sciences, 47: 542-553.

[28] Mathur, A. ve Agrawal, Y., (2011). "An overview of methods used for estimation of time since death", Australian Journal of Forensic Sciences, 43: 275-285.

[29] Saukko, P. ve Knight, B., (2015). Knight's Forensic Pathology, Fourth Edition, CRC press.

[30] Chandrakanth, H.V. Kanchan, T. Balaraj, B.M. Virupaksha, H.S. ve Chandrashekar, T.N., (2013). "Postmortem vitreous chemistry – An evaluation of sodium, potassium and chloride levels in estimation of time since death (during the first 36 h after death)", Journal of Forensic and Legal Medicine, 20: 211-216.

[31] Tumram, N.K. Bardale, R.V. ve Dongre, A.P., (2011). "Postmortem analysis of synovial fluid and vitreous humour for determination of death interval: a comparative study", Forensic Science International, 204: 186-190.

[32] Yildirim, A. Demirel, B. Akar, T. Şenol, E. ve Erdamar, H., (2011). "Usage of vitreous humour hypoxanthine and potassium values for the estimation of postmortem interval", HealthMED, 5: 1129-1136.

[33] Jashnani, K.D. Kale, S.A. ve Rupani, A.B., (2010). "Vitreous Humor: Biochemical Constituents in Estimation of Postmortem Interval*,†", Journal of Forensic Sciences, 55: 1523-1527.

[34] Passos, M.L. Santos, A.M. Pereira, A.I. Santos, J.R. Santos, A.J. Saraiva, M.L.M. ve Lima, J.L., (2009). "Estimation of postmortem interval by hypoxanthine and potassium evaluation in vitreous humor with a sequential injection system", Talanta, 79: 1094-1099.

[35] Henssge, C. ve Madea, B., (2007). "Estimation of the time since death", Forensic Science International, 165: 182-184.

[36] Behera, A., (2005). "Eye is the spy of Forensic Medicine", Medico-legal update, 5: 04-2006.

[37] Aoki, T., (1965). "Studies on the estimation of time after death", Jikeikai Med J, 1: 3-18.

[38] Tsunenari, S. ve Kanda, M., (1977). "The Post-Mortem Changes of Corneal Turbidity and its Water Content", Medicine, Science and the Law, 17: 108-111.

[39] Balci, Y. Basmak, H. Kocaturk, B.K. Sahin, A. ve Ozdamar, K., (2010). "The importance of measuring intraocular pressure using a tonometer in order to estimate the postmortem interval", The American journal of forensic medicine and pathology, 31: 151-155.

[40] Salam, H.A. Shaat, E.A. Aziz, M.H.A. MoneimSheta, A.A. ve Hussein, H.A.S.M., (2012). "Estimation of postmortem interval using thanatochemistry and postmortem changes", Alexandria Journal of Medicine, 48: 335-344.

[41] Fang, D. Liang, Y. ve Chen, H., (2007). "The advance on the mechanism of corneal opacity and its application in forensic medicine", Forensic Sci Technol, 2: 36-38.

[42] Prieto-Bonete, G. Perez-Carceles, M.D. ve Luna, A., (2015). "Morphological and histological changes in eye lens: Possible application for estimating postmortem interval", Legal Medicine, 17: 437-442.

[43] Honjyo, K. Yonemitsu, K. ve Tsunenari, S., (2005). "Estimation of early postmortem intervals by a multiple regression analysis using rectal temperature and non-temperature based postmortem changes", Journal of Clinical Forensic Medicine, 12: 249-253.

[44] Jaafar, S. ve Nokes, L., (1994). "Examination of the eye as a means to determine the early postmortem period: a review of the literature", Forensic Science International, 64: 185-189.

[45] Li, X. Zheng, J. Hu, Z. ve Wang, B., (2013). "Relationship between corneal thickness and postmortem interval in rabbit", Fa Yi Xue Za Zhi, 29: 241-243.

[46] Zhu, S. Fang, D. ve Wang, J., (2008). "An ultra structural observation of corneal collagen matrix of rabbit in the different time after death", Chinese Journal of Forensic Medicine, 23: 99-101.

[47] Song, G. ve Shi, J., (2001). "Study of corneal endothelium cell and its application in forensic medicine", Forensic Science and Technology, 1: 36-37.

[48] Kumar, B. Kumari, V. Mahto, T. Sharma, A. ve Kumar, A., (2012). "Determination of time elapsed since death from the status of transparency of cornea in Ranchi in different weathers", Journal of Indian Academy of Forensic Medicine,34: 336-338.

[49] Liu, F. Zhu, S. Fu, Y. Fan, F. Wang, T. ve Lu, S., (2008). "Image analysis of the relationship between changes of cornea and postmortem interval", PRICAI 2008: Trends in Artificial Intelligence, 998-1003.

[50] Zhou, L. Liu, Y. Liu, L. Zhuo, L. Liang, M. Yang, F. Ren, L. ve Zhu, S., (2010). "Image analysis on corneal opacity: A novel method to estimate postmortem interval in rabbits", Journal of Huazhong University of Science and Technology [Medical Sciences], 30: 235-239.

[51] Kawashima, W. Hatake, K. Kudo, R. Nakanishi, M. Tamaki, S. Kasuda, S. Yuui, K. ve Ishitani, A., (2015). "Estimating the Time after Death on the Basis of Corneal Opacity", Journal of Forensic Research, 6: 1.

[52] Alessandrini, F. D'Armini, A.M. Roberts, C.S. Reddick, R.L. ve Egan, T.M., (1993). "When does the lung die? II. Ultrastructural evidence of pulmonary viability after" death"", The Journal of heart and lung transplantation: the official publication of the International Society for Heart Transplantation, 13: 748-757.

[53] Ubels, J.L. Pruis, R.M. Sybesma, J.T. ve Casterton, P.L., (2000). "Corneal opacity, hydration and endothelial morphology in the bovine cornea opacity and permeability assay using reduced treatment times", Toxicology in Vitro, 14: 379-386.

[54] Cantürk, İ. Karabiber, F. Çelik, S. Şahin, M.F. Yağmur, F. ve Kara, S., (2016). "An experimental evaluation of electrical skin conductivity changes in postmortem interval and its assessment for time of death estimation", Computers in Biology and Medicine, 69: 92-96.

[55] Viola, P. ve Jones, M., (2001). "Rapid object detection using a boosted cascade of simple features",Proceedings of the 2001 IEEE Computer Society Conference on, 8-14 December 2001, Kauai, I-511-I-518.

[56] Otsu, N., (1975). "A threshold selection method from gray-level histograms", Automatica, 11: 23-27.

[57] Pathrabe, T. Karmore, S. ve ESC, S.I.S., (2011). "A novel approach of embedded system for Indian paper currency recognition", International Journal of Computer Trends and Technology, 1: 152-156.

[58] Montgomery, D.C., (2008). Design and analysis of experiments, John Wiley & Sons.

[59] Cantürk, İ. Çelik, S. Şahin, M.F. Yağmur, F. Kara, S. ve Karabiber, F., (2017). "Investigation of opacity development in the human eye for estimation of the postmortem interval", Biocybernetics and Biomedical Engineering, https://doi.org/10.1016/j.bbe.2017.02.001.

[60] Finlayson, G.D. Schiele, B. ve Crowley, J.L., (1998). "Comprehensive colour image normalization",Computer Vision—ECCV'98, 1998: 475-490.

[61] Chitra, S. ve Balakrishnan, G., (2012). "Comparative study for two color spaces HSCbCr and YCbCr in skin color detection", Applied Mathematical Sciences, 6: 4229-4238.

[62] Mathwork Color Space Conversion, (2016). "Color Space Conversion", http://www.mathworks.com/help/vision/ref/colorspaceconversion.html, Mayıs 2017.

[63] Haralick, R.M. ve Shanmugam, K., (1973). "Textural features for image classification", IEEE Transactions on systems, man, and cybernetics: 610-621.

[64] Mathwork Properties of gray-level co-occurrence matrix, (2016). "Properties of gray-level co-occurrence matrix" , http://www.mathworks.com/help/images/ref/graycoprops.html, Mayıs 2017.

[65] Cantürk, İ. ve Karabiber, F., (2016). "A Machine Learning System for the Diagnosis of Parkinson's Disease from Speech Signals and Its Application to Multiple Speech Signal Types", Arabian Journal for Science and Engineering, 41. 12: 5049-5059.

[66] Tibshirani, R., (1996). "Regression shrinkage and selection via the Lasso", Journal of the Royal Statistical Society Series B-Methodological, 58: 267-288.

[67] Kira, K. ve Rendell, L.A., (1992). A Practical Approach To Feature-Selection, San Mateo, Morgan Kaufmann Pub Inc.

[68] Wu, X.D. Kumar, V. Quinlan, J.R. Ghosh, J. Yang, Q. Motoda, H. McLachlan, G.J. Ng, A. Liu, B. Yu, P.S. Zhou, Z.H. Steinbach, M. Hand, D.J. ve Steinberg, D., (2008). "Top 10 algorithms in data mining", Knowledge and Information Systems, 14: 1-37.

[69] Chang, C.C. ve Lin, C.J., (2011). "LIBSVM: A Library for Support Vector Machines", Acm Transactions on Intelligent Systems and Technology, 2. 3: 27.

EK-A

ETİK KURUL İZİN BELGESİ

Yapılan çalışma için İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi Klinik Araştırmaları Etik Kurulundan 2014/55 numaralı etik kurul izin belgesi alınmıştır.

S.B. İSTANBUL MEDENİYET ÜNİVERSİTESİ GÖZTEPE EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU
KARAR FORMU

SAYI:

Tarih: 08.04.2014

KONU: Etik Kurulu Kararı

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Postmorterm Süreçte Sinyal ve Görüntü İşleme Tabanlı Ölüm Zamanının Belirlenmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Doç. Dr. Mustafa IRAZ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Doç. Dr. Mustafa IRAZ	Tıbbi Farmakoloji	S.B. İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Doç. Dr. Ayşe Serap KARADAĞ	Deri ve Zührevi Hastalıkları Anabilim Dalı	S.B. İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Prof. Dr. Aytekin OĞUZ	İç Hastalıkları Anabilim Dalı	S.B. İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☐	H ☒	
Prof. Dr. Zafer ÇETİNKAYA	Tıbbi Mikrobiyoloji	S.B. İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Doç. Dr. Hasan Hüseyin EKER	Halk Sağlığı	Bezmialem Vakıf Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☐	H ☒	
Doç. Dr. Fatih YAĞMUR	Adli Tıp Anabilim Dalı	S.B. İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☒	K ☐	E ☒	H ☐	E ☐	H ☒	
Doç. Dr. Kaya Hüsnü AKAN	Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı	S.B. İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Doç. Dr. Derya Büyükkayhan	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	S.B. İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Yrd. Doç. Dr. Aişe Seda ARTIŞ	Temel Tıp Bilimleri Fizyoloji Anabilim Dalı	S.B. İstanbul Medeniyet Üniversitesi Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Avukat Hüseyin YÜRÜK	İstanbul İl Genel Meclisi Hukuk Komisyonu Başkanı	Bilge Danışmanlık Hukuk Müşaviri	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Saliha Şahin	İşçi		E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	

*:Toplantıda Bulunma
Karar No: 2014/0055

Karar: ☒ Onaylandı ☐ Reddedildi

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Doç. Dr. Mustafa IRAZ
İmza:

EK-B

ADLİ TIP ÇALIŞMA İZİN BELGESİ

Bu çalışmanın gerçekleştirilebilmesi için İstanbul Adli Tıp Kurumu'na bilimsel araştırma öneri formu sunulmuş, ilgili kurulda önerilen çalışmanın yapılabilmesi için B.03.1.ATK.0.01.00.08/96 numaralı çalışma izni verilmiştir.

T. C.
ADALET BAKANLIĞI
Adli Tıp Kurumu Başkanlığı

Sayı : B.03.1.ATK.0.01.00.08/96 07/02/2014
Konu: Bilimsel Çalışma

Sayın İsmail CANTÜRK

"Sinyal ve Görüntü İşleme Tabanlı Ölüm Zamanı Tahmini" isimli çalışma öneriniz, 06/02/2014 tarihli Eğitim ve Bilimsel Araştırma Komisyonu toplantısında görüşülmüş ve kabul edilmiştir.

Bilginize rica ederim.

Doç. Dr. Yalçın BÜYÜK
BAŞKAN

Adli Tıp Kurumu, Telefon: (0 212) 454 15 00 Faks:(0 212) 454 15 82
Çobançeşme Mah. Kımız Sok. Bahçelievler/İST. Elektronik Ağ: www.atk.gov.tr

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı	:İsmail CANTÜRK
Doğum Tarihi ve Yeri	:02/02/1987 Eğirdir
Yabancı Dili	:İngilizce
E-posta	:ismailcanturk@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	**Alan**	**Okul/Üniversite**	**Mezuniyet Yılı**
Y. Lisans	Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği	Yıldız Teknik Üniversitesi	2012
Lisans	Elektrik-Elektronik Mühendisliği	Eskişehir Osmangazi Üniversitesi	2010
Lise	Sayısal	Eğirdir Anadolu Lisesi	2005

İŞ TECRÜBESİ

Yıl	**Firma/Kurum**	**Görevi**
2012-Devam ediyor	Yıldız Teknik Üniversitesi	Araştırma Görevlisi

YAYINLARI

Makale

1. Cantürk, İ., Çelik, S., Şahin, M. F., Yağmur, F., Kara, S., & Karabiber, F. (2017). Investigation of opacity development in the human eye for estimation of the postmortem interval. Biocybern. Biomed. Eng.. (Kabul Edildi, Basım Aşamasında)

2. Cantürk, I., & Karabiber, F. (2016). A Machine Learning System for the Diagnosis of Parkinson's Disease from Speech Signals and Its Application to Multiple Speech Signal Types. Arab J Sci Eng, 41(12), 5049-5059.

3. Cantürk, İ., Karabiber, F., Çelik, S., Şahin, M. F., Yağmur, F., & Kara, S. (2016). An experimental evaluation of electrical skin conductivity changes in postmortem interval and its assessment for time of death estimation. Comput Biol Med, 69, 92-96.

Bildiri

1. Cantürk, İ., & Kahraman, N. (2015, Temmuz). Comparative Analog Circuit Design Automation Based on Multi-Objective Evolutionary Algorithms: an Application on CMOS Opamp. Telecommunications and Signal Processing (TSP), 2015 38th International Conference on. 38th International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP), (pp. 1-4). IEEE.