T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SES TELİ DAMAR VE ŞEKİL ÖZELLİKLERİNİ DEĞERLENDİREREK SES TELİ PATOLOJİLERİNİN SINIFLANDIRILMASI

H. İREM TÜRKMEN

DOKTORA TEZİ
BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ PROGRAMI

DANIŞMAN
YRD. DOÇ. DR. M. ELİF KARSLIGİL

İSTANBUL, 2013

T.C.

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SES TELİ DAMAR VE ŞEKİL ÖZELLİKLERİNİ DEĞERLENDİREREK SES TELİ PATOLOJİLERİNİN SINIFLANDIRILMASI

H. İrem TÜRKMEN tarafından hazırlanan tez çalışması 06.09.2013 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **DOKTORA** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Yrd. Doç. Dr. M. Elif KARSLIGİL

Yıldız Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Nizamettin AYDIN

Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Doç. Dr. Mustafa KAMAŞAK

İstanbul Teknik Üniversitesi _____

Doç. Dr. Yusuf Sinan AKGÜL

Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü _____

Yrd. Doç. Dr. Soner ÖZGÜNEL

Haliç Üniversitesi _____

Yrd. Doç. Dr. M. Elif KARSLIGİL

Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Bu çalışma, Yıldız Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü' nün 2011-04-01-DOP02 numaralı projesi ile desteklenmiştir.

ÖNSÖZ

Bu tez çalışmasında ses teli damar ve şekil özelliklerini değerlendirerek ses teli hastalıklarını sınıflandıran bir sistem tasarlanmış ve gerçeklenmiştir. Çalışmamın literatüre yaptığı en önemli katkı, ses teli damar özelliklerinin yardımcı bir teşhis metodu olarak kullanılabileceğini kanıtlamış olmasıdır.

Bu tez çalışmasında ve lisans eğitimimden başlayarak beraber yaptığımız tüm çalışmalarda benden sabrını ve yardımını esirgemeyen değerli hocam ve tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. M. Elif Karslıgil'e, tez konusunun ortaya çıkmasını ve tez çalışmasında kullandığım veri tabanının oluşturulmasını sağlayan, tez çalışması boyunca değerli vaktini, bilgisini ve tecrübesini benimle paylaşan Doç. Dr. İsmail Koçak'a ve SESVAK çalışanlarına teşekkürlerimi sunarım.

Tez izleme komiteme katılarak bana zaman ayıran ve yönlendiren değerli hocalarım Doç. Dr. Mustafa Kamaşak ve Yrd. Doç. Dr. Soner Özgünel'e çok teşekkür ederim.

Hayatım boyunca beni destekleyen aileme, beni motive eden ve yüreklendiren eşime ve çalışma arkadaşlarıma özel teşekkürlerimi sunarım.

Eylül, 2013

H. İrem TÜRKMEN

İÇİNDEKİLER

Sayfa

SİMGE LİSTESİ vii
KISALTMA LİSTESİ viii
ŞEKİL LİSTESİ ix
ÇİZELGE LİSTESİ xi
ÖZET xiii
ABSTRACT xiv
BÖLÜM 1
GİRİŞ 1
1.1 Tezin Amacı 1
1.2 Literatür Özeti 2
1.2.1 Tıbbi Çalışmalar 3
1.2.2 Bilgisayar Ortamında Yapılan Çalışmalar 4
1.3 Orjinal Katkı 8
BÖLÜM 2
SES TELİ HASTALIKLARININ SINIFLANDIRILMASI SİSTEMİ 10
2.1 Ses Üretim Mekanizması ve Ses Hastalıkları 10
2.2 Ses Teli Görüntüleri Veri Tabanı 14
2.3 Ses Teli Hastalıkları Sınıflandırma Sisteminin Yapısı 16
2.4 Ses Tellerinin Bölütlenmesi 17
2.4.1 Ses Tellerinin Lokasyonunun Bulunması 17
2.4.2 Glottal Açıklığın Bulunması 21
2.4.3 Ses Teli Görüntülerinin Normalizasyonu 28
2.5 Ses tellerinin Kenar Özelliklerinin Çıkartılması 30
2.6 Ses tellerinin Damar Özelliklerinin Çıkartılması 33
2.6.1 Ses Teli Damarlarının Orta Ekseninin Çıkarılması 33
2.6.1.1 Kenar Bilgisinin Çıkarılması 34
2.6.1.2 Damar Yapılarının Bulunması 35
2.6.1.3 Damar İskeletinin Çıkarılması 37

2.6.1.4 Yanlış Damarların Temizlenmesi 38
2.6.1.5 Damar Kopukluklarının Giderilmesi 40
2.6.2 Ses Teli Damar Özelliklerinin Çıkarılması 43
2.7 Ses Teli Hastalıklarının Sınıflandırılması 46
2.7.1 Sınıflandırma Metodolojisi 47
2.7.2 Destek Vektör Makineleri 48
2.7.3 Rastgele Orman 49
2.7.4 K-En Yakın Komşuluk 49

BÖLÜM 3

DENEYSEL SONUÇLAR 50

3.1 Ses Tellerinin Bölütlenmesi 50
3.2 Ses Telleri Üzerindeki Damar Yapılarının Çıkarılması 54
3.3 Sağlıklı, Larenjit, Sulcus Vocalis, Nodül ve Polip Sınıflandırması 56
3.3.1 Sağlıklı / Hasta Ses Tellerinin Sınıflandırması 57
3.3.2 Düzgün Kenarlı / Kenar Bozulması Olan Ses Tellerinin Sınıflandırması 58
3.3.3 Nodül / Polip Sınıflandırması 59
3.3.4 Larenjit / Sulcus Vocalis Sınıflandırması 61
3.3.5 Sağlıklı, Larenjit, Sulcus Vocalis, Nodül ve Polip Sınıflandırması 63
3.4 Nodül ve Kist Sınıflandırması 66
3.5 Vasküler Vektörlerin Ses Teli Patolojilerine Yönelimi 70

BÖLÜM 4

TARTIŞMA 72

BÖLÜM 5

SONUÇ VE ÖNERİLER 74

KAYNAKLAR 76

ÖZGEÇMİŞ 81

SİMGE LİSTESİ

θ	Gradyan açısı
v	Histogram enerji değerleri vektörü
e	Sabit değer
S_{mean}	Tohum noktalarının ortalaması
S_{std}	Tohum noktalarının standart sapması
σ_{mak}	Glottal açıklığın bulunması için kullanılan üst sınır değeri
σ_{min}	Glottal açıklığın bulunması için kullanılan alt sınır değeri
B	Simetrik yapısal eleman
A	Doldurulacak deliklerin sınır elemanları kümesi
P_g	Patoloji büyüklüğü
μ_x	Patoloji merkezi
P_r	Patoloji yarı çapı
P_y	Patoloji yüksekliği
β	Patoloji yayvanliği
BC	Bhattacharyya katsayısı
BC_{mesafe}	Bhattacharyya mesafesi
W	Damar kalınlığı
a_v	Pencere içerisinde damara ait bölgenin alanı
m	İlgili iskelet parçasının eğimi
f(x)	Doğrusal ayırt edici fonksiyon
k	Çekirdek fonksiyonu
b	Yanlılık değeri
Θ_k	Rastgele vektör

KISALTMA LİSTESİ

YGH	Yönlü Gradyan Histogramı
DVM	Destek Vektör Makineleri
KEK	K-En Yakın Komşuluk
RO	Rastgele Orman
YGH	Histogram of Oriented Gradients
SVM	Support Vector Machine
KNN	K-Nearest Neighbor
RF	Random Forest

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1. 1 Gırtlak ve ses tellerinin şematik gösterimi 1
Şekil 1. 2 Belirgin olmayan ve boylamasına damarlara sahip sağlıklı ses teli 3
Şekil 1. 3 Düğümlenmiş, enine ve kıvrımlı, daralan, ektazi ve genişleyen damarlar 4
Şekil 1. 4 Nodüler, difüze ve sağlıklı ses teli örnekleri 5
Şekil 1. 5 Sağlıklı bir ses telinin titreşim hareketleri 5
Şekil 1. 6 Sağlıklı bir insana ait phonovibrogram 6
Şekil 2. 1 Gırtlak yapısı 11
Şekil 2. 2 Sağlıklı, nodül, larenjit, sulcus vocalis teşhisi konmuş hastalara ait video-laringostroboskopi görüntüleri 15
Şekil 2. 3 Kist ve polip teşhisi konmuş hastalara ait mikro-laringoskopi görüntüleri 16
Şekil 2. 4 Ses teli hastalıkları sınıflandırma sisteminin yapısı 16
Şekil 2. 5 Görüntünün ayrıldığı hücre ve bloklar 18
Şekil 2. 6 Gradyan açı dilimleri 18
Şekil 2. 7 Referans setindeki görüntülerden örnekler ve YGH tanımlayıcıları 20
Şekil 2. 8 Video-laringostroboskopi görüntülerinin YGH tanımlayıcıları ve seçilen tanıma pencereleri 21
Şekil 2. 9 Glottal açıklık şekillerinin farklılık gösterdiği ses teli görüntüleri 22
Şekil 2. 10 Renkli, gri seviye görüntü, kırmızı, yeşil, mavi renk bileşenleri 23
Şekil 2. 11 El ile işaretlenmiş glottal açıklık bölgesi ve resimdeki piksellerin yoğunluk değerlerinin resmin merkezine olan uzaklıkları üzerinde dağılımı 24
Şekil 2. 12 Gaussian filtre ile yumuşatılmış görüntü ve seçilen tohum noktalarının yoğunluk değerlerinin resmin orta noktasına olan uzaklıkları üzerinde dağılımı 25
Şekil 2. 13 Glottal açıklık bulunması algoritmasının sonuçlarından örnekler 26
Şekil 2. 14 Morfolojik doldurma ile elde edilen glottal açıklık bölgeleri 28
Şekil 2. 15 Ses teli lokasyonunu gösteren pencere ve kaydırılmış pencere 29
Şekil 2. 16 Önerilen nomalizasyon algoritmasının sonuçlarından örnekler 30
Şekil 2. 17 Kenar referans çizgileri ve kenar eğrileri 31
Şekil 2. 18 Damar orta ekseninin çıkarılması sisteminin blok diyagramı 34
Şekil 2. 19 W kalınlığında bir damar parçası 35
Şekil 2. 20 Orjinal görüntü, kenar bilgisi ve ilk damar yapıları 37
Şekil 2. 21 İskelet yapısı ve yanlış damarlardan temizlenmiş iskelet yapısı 38
Şekil 2. 22 Sekiz komşuluğa göre ilerleme yönleri 39
Şekil 2. 23 Yanlış damarların temizlenmesi işlemi gösterimi 40

Şekil 2. 24 Damar kopukluklarının giderilmesi işlem adımları.....41
Şekil 2. 25 Yanlış damarlardan temizlenmiş iskelet yapısında bulunan kopukluklar 43
Şekil 2. 26 Damar yapıları orta ekseni, dal yapıları ve vasküler vektörler.....44
Şekil 2. 27 Dallarına ayrılmış damar yapıları ve vasküler vektörler.....45
Şekil 2. 28 Ses teli örneği için oluşturulan vektör alanı.....46
Şekil 2. 29 Sağlıklı, larenjit, sulcus vocalis, nodül, polip sınıflandırması için kullanılan ikili karar ağacı yapısı.....47
Şekil 3. 1 Tespit edilen ses teli lokasyonu bölgesinin yanlış olduğu bir örnek 51
Şekil 3. 2 Glottal açıklık bölgesinin düzgün olarak bölütlenemediği örnekler.....52
Şekil 3. 3 Ses teli bölütlenmesinin doğru yapıldığı görüntülerden örnekler 53
Şekil 3. 4 Ses teli görüntüleri ve sistem tarafından bulunmuş damar orta eksenleri .54
Şekil 3. 5 Her sınıfa ait doğru ve yanlış kabullerden örnekler 64
Şekil 3. 6 Nodül ve kist sınıflarına ait doğru ve yanlış kabullerden örnekler.....69
Şekil 3. 7 Ses teli patolojisini işaret ettiği tespit edilen vasküler vektörler 71

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2. 1 Ses teli hastalıklarında gözlemlenen ses teli damar ve şekil özellikleri..12
Çizelge 2. 2 İskelet yapısı üzerindeki kopuklukların giderilmesi için tasarlanan algoritmanın farklı iterasyonunlarında kullanılan parametre değerleri..42
Çizelge 2. 3 Ele alınan ikili sınıflandırma problemleri ve bu sınıflandırma problemlerinde kullanılan ses teli özellikleri.....48
Çizelge 3. 1 DVM ile elde edilmiş Sağlıklı / Hasta sınıflandırmasına ait hata matrisi .57
Çizelge 3. 2 KEK ile elde edilmiş Sağlıklı / Hasta sınıflandırmasına ait hata matrisi ...58
Çizelge 3. 3 RO ile elde edilmiş Sağlıklı / Hasta sınıflandırmasına ait hata matrisi.....58
Çizelge 3. 4 DVM ile elde edilmiş Düzgün Kenar / Kenar Bozulması sınıflandırmasına ait hata matrisi.....59
Çizelge 3. 5 KEK ile elde edilmiş Düzgün Kenar / Kenar Bozulması sınıflandırmasına ait hata matrisi.....59
Çizelge 3. 6 RO kullanılarak elde edilmiş Düzgün Kenar / Kenar Bozulması sınıflandırmasına ait hata matrisi.....59
Çizelge 3. 7 DVM ile elde edilmiş Nodül / Polip sınıflandırmasına ait hata matrisi....60
Çizelge 3. 8 KEK ile elde edilmiş Nodül / Polip sınıflandırmasına ait hata matrisi.....60
Çizelge 3. 9 RO ile elde edilmiş Nodül / Polip sınıflandırmasına ait hata matrisi.....61
Çizelge 3. 10 DVM kullanılarak elde edilmiş Larenjit / Sulcus Vocalis sınıflandırmasına ait hata matrisi.....61
Çizelge 3. 11 KEK kullanılarak elde edilmiş Larenjit / Sulcus Vocalis sınıflandırmasına ait hata matrisi.....62
Çizelge 3. 12 RO kullanılarak elde edilmiş Larenjit / Sulcus Vocalis sınıflandırmasına ait hata matrisi.....62
Çizelge 3. 13 Alt düğümlerde ele alınan ikili sınıflandırma problemleri DVM, KEK ve RO ile çözüldüğünde elde edilen ağırlıklı sınıflandırma başarıları 62
Çizelge 3. 14 İkili karar ağacının hata matrisi ve elde edilen başarı oranları.....63
Çizelge 3. 15 Tüm sınıfların aynı anda ele alındığı ve tek bir seferde yapılan sınıflandırma sonuçları 66
Çizelge 3. 16 DVM ile elde edilmiş Nodül / Kist sınıflandırmasına ait hata matrisi.....67
Çizelge 3. 17 KEK ile elde edilmiş Nodül / Kist sınıflandırmasına ait hata matrisi.....67
Çizelge 3. 18 RO ile elde edilmiş Nodül / Kist sınıflandırmasına ait hata matrisi 68

ÖZET

SES TELİ DAMAR VE ŞEKİL ÖZELLİKLERİNİ DEĞERLENDİREREK SES TELİ PATOLOJİLERİNİN SINIFLANDIRILMASI

H. İrem TÜRKMEN

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Doktora Tezi

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. M. Elif KARSLIGİL

Ses telleri üzerinde oluşan nodül, polip, larenjit gibi hastalıklar nedeniyle, ses tellerinin yapısı bozulmakta bu da ses kısıklığı, nefes alma ve yutma güçlüğü gibi problemlere sebebiyet vermektedir.

Ses teli patolojilerinin teşhisi video-laringostroboskop, endoskopik yüksek hızlı kamera gibi medikal görüntüleme cihazları ile alınan görüntülerde ses tellerinin yapısal bozulmalarının ve ses teli titreşimlerinin incelenmesi ile mümkün olmaktadır. Ancak bazı patolojilerin ses tellerinde meydana getirdikleri şekilsel bozulmalar birbirleri ile benzerlik gösterebildikleri için ses teli hastalıklarının teşhisi hataya açıktır. Bu gibi durumlarda net tanı ancak ameliyat esnasında patoloji açıldığında konulabilmektedir.

Son yıllarda yapılan tıbbi çalışmalar ses telleri üzerindeki patolojilerin kan damar yapılarını da değiştirdiğini ortaya koymuştur. Araştırmalarda, kan damarlarının patoloji cinsine göre belli bir örüntü sergilediği gözlenmiş ve kan damarlarının yardımcı bir teşhis metodu olarak kullanılması gündeme gelmiştir. Ancak literatürde görüntü işleme ve şekil tanıma yöntemleri ile ses telleri üzerindeki kan damar yapılarını değerlendiren bir çalışma mevcut değildir.

Bu tez çalışmasında, mikro-laringoskop ve video-laringostroboskop cihazları kullanılarak alınan renkli ses teli görüntülerinde, ses teli üzerindeki kan damarı bozulmalarını patolojiler ile ilişkilendirerek ses teli şekil bozulmaları ile birlikte

değerlendiren ve böylece teşhis koymanın zor olduğu vakalarda net tanı için hekime yardımcı olabilecek özgün bir sistem tasarlanmış ve gerçeklenmiştir.

Çalışmanın ilk adımında, Yönlü Gradyan Histogramı (YGH) kullanılarak ses teli görüntüleri üzerinde ses tellerinin yeri tespit edilmekte ve tohumlu bölge büyütme algoritması ile ses telleri arasında kalan glottal açıklık bölgesi bölütlenmektedir. Ses teli kenar özelliklerini çıkarmak için ses teli kenar hattı analiz edilerek patolojilerin yeri, şekli ve büyüklüğü ölçülmektedir. Ses teli damar özelliklerini çıkarabilmek için ise ilk önce tohumlu bölge büyütme algoritması ile damar yapıları bulunmakta ardından yanlış damarların temizlenmesi ve damar kopukluklarının giderilmesi işlemleri ile damarların orta eksenleri çıkarılmaktadır. Son adımda ses teli kenar ve damar özellikleri kullanılarak ses teli hastalıkları sınıflandırılmaktadır.

Çalışma kapsamında kist, nodül sınıflandırması ve sağlıklı, nodül, polip, sulcus vocalis, larenjit sınıflandırması olmak üzere iki farklı sınıflandırma problemi ele alınmıştır. Kist,nodül sınıflandırması için ses teli damar özelliklerinden faydalanılmıştır. Destek Vektör Makineleri (DVM), K-En Yakın Komşuluk (KEK) ve Rastgele Orman (RO) algoritmaları ile sınıflandırma yapılarak başarıları karşılaştırılmıştır. DVM algoritması ile %75 değerinde bir ağırlıklı ortalama başarı oranı elde edilmiştir. Sağlıklı, nodül, polip, sulcus vocalis ve larenjit sınıflandırması için ise ses teli kenar ve damar özelliklerini beraber değerlendiren bir ikili karar ağacı yapısı tasarlanmıştır. Tasarlanan ikili karar ağacı yapısının ağırlıklı ortalama başarı oranı %79 olarak hesaplanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Ses teli hastalıkları, ses tellerinin bölütlenmesi, Yönlü Gradyan Histogramı (YGH), ses teli damar özellikleri, ses teli şekil özellikleri

ABSTRACT

CLASSIFICATION OF LARYNGEAL DISORDERS BASED ON SHAPE AND VASCULAR FEATURES OF VOCAL FOLDS

H. İrem TÜRKMEN

Department of Computer Engineering

Phd. Thesis

Advisor: Assist. Prof. Dr. M. Elif Karslıgil

Vocal folds disorders such as vocal nodules, vocal polyps and laryngitis may cause hoarseness, breathing and swallowing difficulties due to vocal fold malfunction.

Diagnosis of vocal folds disorders is based on examining structural defect of the vocal folds and vocal fold vibrations by medical imaging devices such as video-laryngostroboscopy and endoscopic high-speed cameras. However clinical diagnosis of vocal folds disorders is prone to error because of their similar visual symptoms. In such cases, surgical procedure may help the physicians make an accurate diagnosis.

Recent medical researchers reported that vocal fold anomalies affect the anatomic structure of blood vessels. Researchers noted that since the blood vessels patterns vary with the types of vocal fold disorders, they can be used as a diagnostic tool. However there is no reported study in literature that evaluates the vessel structures on vocal folds by image processing and pattern recognition methods.

In this paper, we design and implement a novel system that can aid the diagnosis of laryngeal disorders exploiting alignment of blood vessels and the structural defects of vocal folds on color vocal fold images acquired by direct-micro laryngoscopy and video-laryngostroboscopy.

We first detected the vocal folds on video-laryngostroboscopy images by using Histogram of Oriented Gradients (HOG) Descriptors. Then glottal area is segmented by region growing algorithm. Evaluation of vocal fold edge features is performed by analyzing the vocal fold edge contour to measure the location, shape and size of the vocal fold pathologies. To extract the vessel features we first perform initial vessel segmentation by a region growing process. Then vessel centerlines are obtained by executing false vessel elimination and vessel linking steps. At the last step we categorized the vocal folds by using vascular features and shape features of vocal folds.

In this study two different classification tasks namely, cyst and nodule classification and healthy, nodule, polyp, sulcus vocalis and laryngitis classification are discussed. Vocal fold vessel features are evaluated for cyst and nodule classification. We used Support Vector Machine (SVM), K-Nearest Neighbor (KNN) and Random Forest (RF) classifiers and evaluated their results. We achieved an average success rate of 75% by using SVM. We exploit vascular structure and shape features of vocal folds for healthy, nodule, polyp, sulcus vocalis and laryngitis classification. We propose binary decision tree architecture for classification and achieved an average success rate of %79.

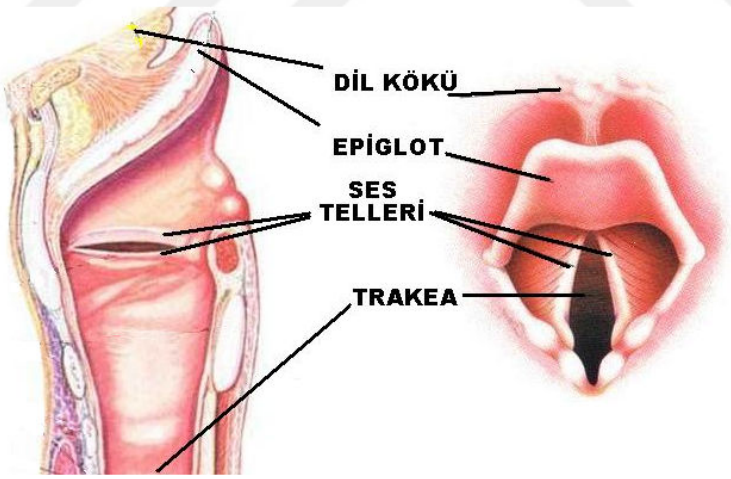
Keywords: Vocal fold disorders, segmentation of vocal folds, Histogram of Oriented Gradients (HOG), vocal fold vessel features, vocal fold shape features.

BÖLÜM 1

GİRİŞ

1.1 Tezin Amacı

Gırtlak, boynun ön soluk borusunun üst kısmında yer alan hareketli bir solunum ve ses organıdır. Yapısında ses tellerini taşıdığı gibi, üst solunum yollarının önemli bir geçidi olma özelliğini de gösterir. Gırtlağın içinde özel biçimli kıkırdak parçaları üstüne yerleşmiş olan ses telleri bulunmaktadır (Şekil 1.1). Soluk ile verilen hava sayesinde ses telleri orta hatta birleşip titreşerek sesin oluşmasını sağlamaktadır.



Şekil 1.1 Gırtlak ve ses tellerinin şematik gösterimi

Ses telleri üzerindeki polip, nodül ve reinke ödemi gibi organik lezyon oluşumları, gırtlak kanseri, nörolojik bozukluklar, sigara kullanımına bağlı kronik irritasyon gibi nedenlerle sesin tizliğinde, yüksekliğinde ve kalitesinde istenmedik değişiklikler meydana gelmektedir [1]. Kimi vakalarda ses terapisi ile tedavi mümkün olurken çoğu patolojinin tedavisi için cerrahi müdahale gerekmektedir.

Ses teli patolojilerinin teşhisi hekim tarafından video-laringostroboskop, direkt laringoskop gibi medikal görüntüleme cihazları ile alınan ses teli görüntülerinin renk, şekil bakımından incelenmesi ve ses teli titreşimlerinin izlenmesi ile mümkün olmaktadır. Ancak teşhis nesnel bir değerlendirme ile yapıldığı için başarısı büyük oranda hekimin tecrübesine bağlıdır.

Bazı patolojilerin ses tellerinin şeklinde meydana getirdikleri bozulmalar birbirleri ile benzerlik göstermektedir. Bu gibi durumlarda muayene esnasında tam teşhis mümkün olamamakta, net tanı ancak ameliyat esnasında patoloji açıldığında konulabilmektedir. Ayrıca ses teli şeklinde bozulmaya yol açmamış bir problem hekimin dikkatinden kaçabilmekte, bu da tedavide gecikmeye neden olmaktadır.

Son yıllarda yapılan tıbbi çalışmalar patoloji oluşumlarının ses telleri üzerindeki damar yapılarını da değiştirdiğini ortaya koymuştur. Kimi patolojilerde kan damarları patolojinin yerini gösterecek şekilde yönlerini değiştirirken, kimilerinde ise patolojinin cinsine göre belli bir örüntü sergilemektedir [2]. Bu nedenle, tecrübeli hekimler patolojilerin teşhisinde kan damarlarının yapısını da göz önünde bulundurmaktadırlar.

Bu tez çalışmasında, mikro-laringoskop ve video-laringostroboskop ile alınan renkli ses teli görüntüleri analiz edilmiş ve ses tellerinin şekil olarak bozulmalarının yanı sıra, patolojiler ile kan damarlarında görülen değişiklikler arasındaki ilişkiyi de değerlendirerek ses teli patolojilerinin sınıflandırmasını yapan özgün bir sistem tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. Bu sistemin, hekime daha erken ve net tanı koyması için yardımcı olması hedeflenmektedir.

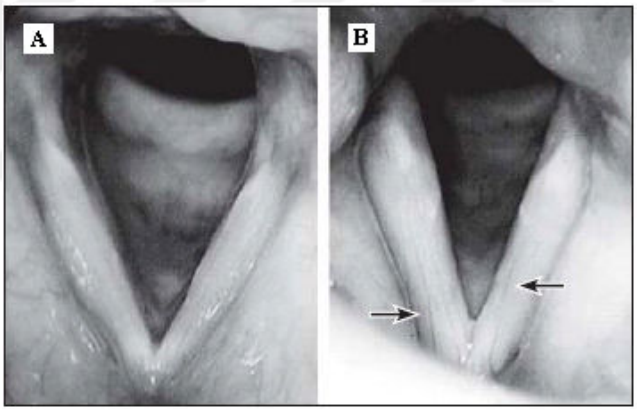
1.2 Literatür Özeti

Önerilen tez çalışması ile ilgili, ses teli patolojileri ile damarların ilişkisini inceleyen tıbbi çalışmalar ve ses teli problemlerini sınıflandıran bilgisayar destekli çalışmalar birlikte ele alınmıştır.

1.2.1 Tıbbi Çalışmalar

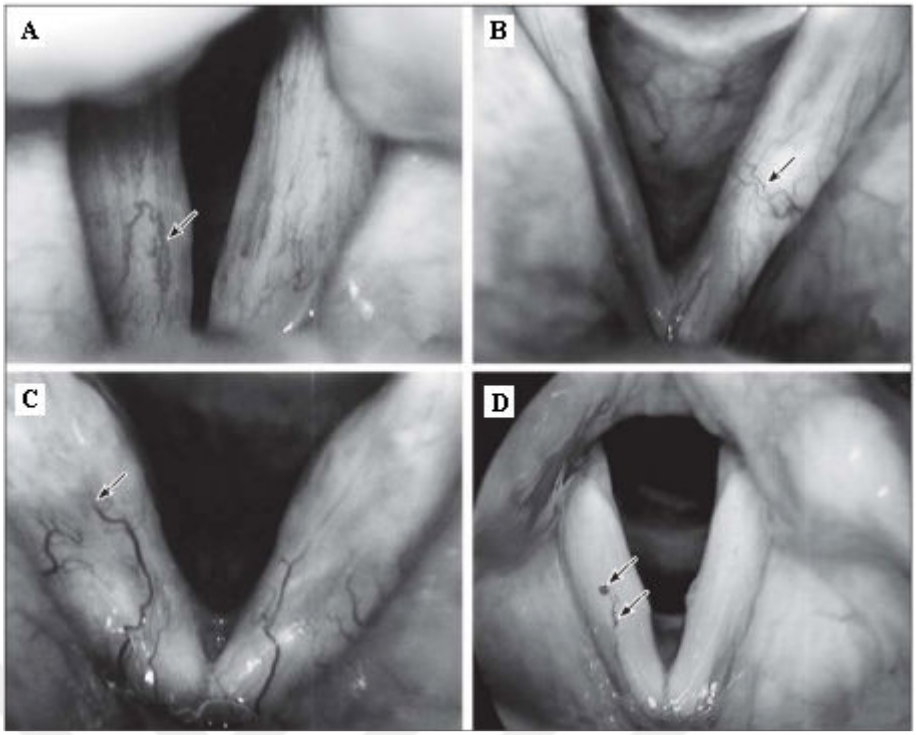
Son yıllarda patolojiler ve kan damarları arasındaki ilişkiyi araştıran tıbbi çalışmaların yayınlanması ile kan damarlarının yardımcı bir teşhis metodu olarak kullanılması gündeme gelmiştir [3].

Biase ve Pontes tarafından patolojiler ve kan damarları arasındaki ilişkiyi araştırmak üzere yapılan tıbbi çalışmada, 280 hastaya ait video-laringeskop görüntüsü uzman hekimler tarafından nodül, polip, minimal yapısal değişiklik ve kontrol olmak üzere dört gruba ayrılarak bu gruplarda kan damarlarının yapısı incelenmiştir [2]. İncelenen görüntülerde, kontrol grubundaki sağlıklı ses tellerinde damarların, daha az belirgin ve boylamasına (longitudinal) yapıda seyrettikleri görülmüştür. Şekil 1.2'de video-laringeskop cihazı ile alınmış belirgin olmayan damar yapısına sahip ve boylamasına damar yapısına sahip sağlıklı ses teli görüntüleri verilmiştir.



Şekil 1.2 Video-laringostroboskopi cihazı ile alınmış a) Belirgin Olmayan b) Boylamasına damar yapısına sahip sağlıklı ses teli görüntüsü [2]

Sağlıklı olmayan ses tellerinde ise damarların temel olarak düğümlenmiş, enine ve kıvrımlı, daralan, ektazi, genişleyen olmak üzere beş farklı yapıda olduğu gözlenmiştir. Her grupta rastlanan farklı damar yapıları sayılarak, patoloji-damar yapısı arasında istatistiksel bir ilişki kurulmaya çalışılmıştır. Şekil 1.3'de bahsedilen damar yapılarından örnekler görülmektedir.



Şekil 1.3 a) Düğümlenmiş b) Enine ve kıvrımlı c) Daralan
c) Ektazi (üst) ve genişleyen (alt) damar yapılarına örnekler [2]

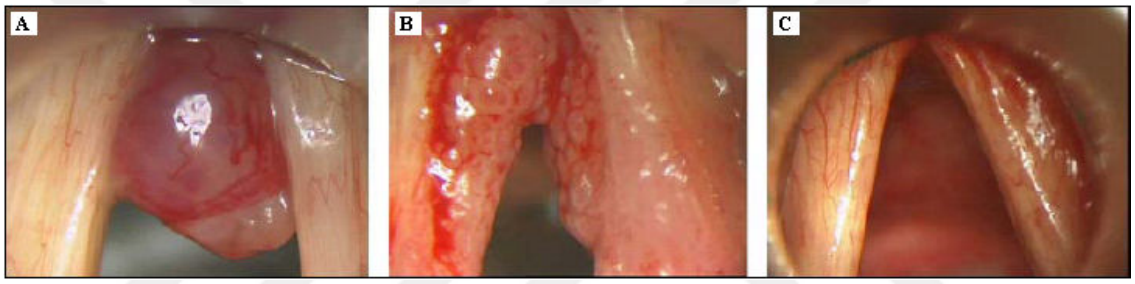
1.2.2 Bilgisayar Ortamında Yapılan Çalışmalar

Bilgisayar ortamında yapılan çalışmalar incelendiğinde, ses teli hastalıklarının otomatik teşhisi için literatürde ses tellerinin damar yapısını inceleyen bir çalışma mevcut olmadığı görülmüştür. Ancak ses tellerinin şekil ve renk bilgisini değerlendirerek teşhise yardımcı olmayı hedefleyen çalışmalar mevcuttur. Çalışmalar temel olarak, durağan ses teli görüntülerini analiz eden ve hareketli görüntülerde ses teli titreşimlerini inceleyen çalışmalar olarak ikiye ayrılabilir.

Ilgner ve Palm uzmanlar tarafından el ile işaretlenen ses teli bölgesinin sağlıklı olup olmadığını anlamak için doku ve renk bilgisinden faydalanmışlar ve %84 oranında sınıflandırma başarısı elde etmişlerdir [4].

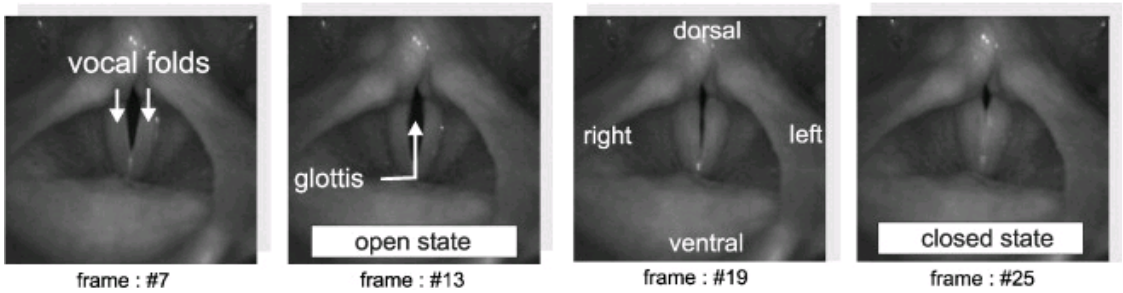
Verikas ve Gelzinis, 2006 yılında yaptıkları çalışmalarında, mikro-laringoskop ile alınan görüntülerin renk, doku ve geometrik şekil özelliklerini çıkararak, ortalama %87 başarı ile ses tellerini nodüler, difüze ve sağlıklı olmak üzere üç sınıfa ayırmışlardır [5]. Nodüler sınıfı nodül, polip ve kistten, difüze sınıfı ise papilloma, keratoz oluşumlu hiperplastik larenjit ve kanserden oluşmaktadır. Şekil 1.4'te bu üç sınıfa ait örnek ses

teli görüntüleri verilmiştir. 2007 yılında ise bu özelliklere renk, kenar açılarının yönü ve frekans içeriği özelliklerini ekleyerek sınıflandırma başarılarını %94'e çıkarmışlardır [6]. Aynı araştırmacıların 2010 yılında yaptıkları bir çalışmada, ses teli görüntülerinden çıkartılan özellikler ile birlikte hastaya ait ses bilgisi ve yaş, sigara kullanımı gibi bilgiler içeren anket sonuçları da değerlendirilerek sınıflandırma başarısı arttırılmıştır [7]. Bu çalışmanın kuvvetli tarafı ses teli hastalıklarını sınıflandırırken ses tellerinin şekil bilgisinin yanı sıra renk, doku ve ses bilgisi gibi değerlendirmeye katkı sağlayacak başka parametrelerin de kullanılıyor olmasıdır. Ancak tasarlanan sistem ses teli hastalıklarını sınıflandırmak yerine gruplamaktadır. Nodül, polip gibi organik lezyon oluşumlar birbirinden ayrılamamaktadır. Ayrıca ses telinde şekilsel bozulmaya yol açmamış larenjit, sulcus vocalis gibi rahatsızlıklar da tespit edilememektedir.



Şekil 1.4 a) Nodüler b) Difüze c) Sağlıklı ses teli örnekleri [7]

Ses bozukluklarının büyük bir kısmı ses tellerinin titreşim sırasında tam olarak kapanamaması nedeniyle oluşmaktadır. Ses teli titreşim bozuklukları nodül, polip gibi durağan görüntülerden teşhis edilebilecek rahatsızlıklar sonucu oluşabildiği gibi, ses teli felci nedeniyle de oluşabilir. Bu rahatsızlıkların durağan görüntülerden tespiti mümkün olmadığından, teşhis için ses teli titreşimlerini içeren hareketli görüntülere başvurulmaktadır. Sağlıklı bir ses telinin titreşim hareketleri Şekil 1.5'te görülmektedir.

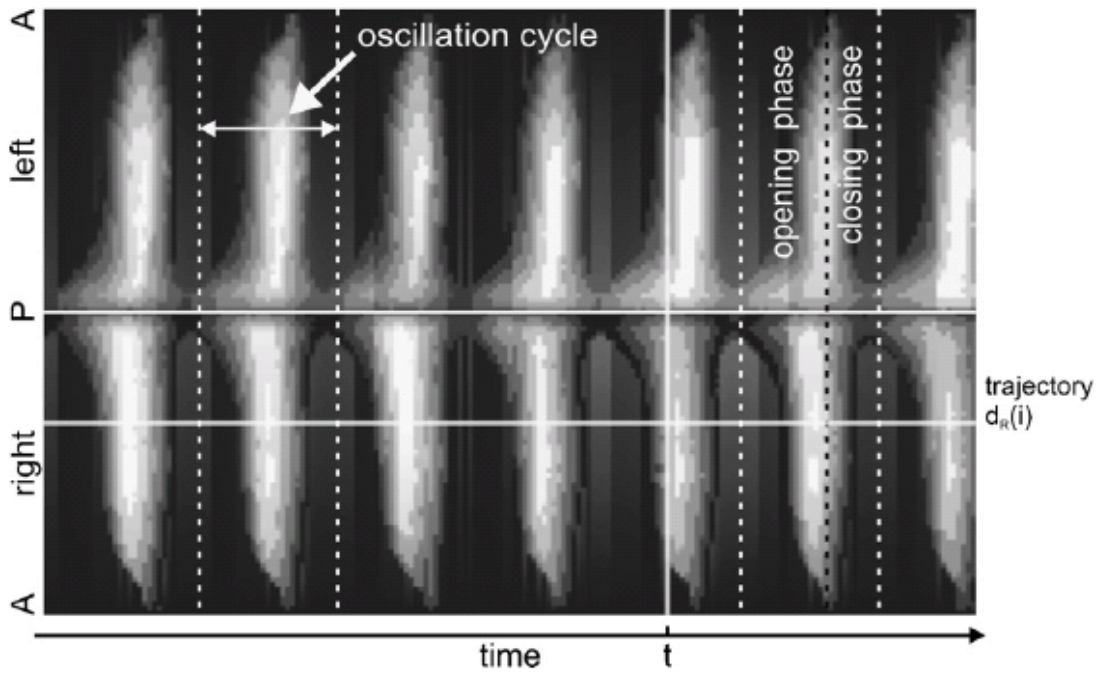


Şekil 1.5 Sağlıklı bir ses telinin titreşim hareketleri [8]

Yan ve Ahmad, yüksek hızlı video-laringostroboskop cihazı ile alınan ses teli titreşimi görüntülerini analiz etmişlerdir. Çalışmalarında, her çerçeve için kenar bulma algoritması ile ses tellerinin sınırları ve glottal açılma bölgesi bulunarak Hilbert transformu ile ses teli titreşim bozukluklarının nesnel olarak ölçülebilmesi sağlanmıştır [9].

Lohscheller ve Toy [8], yüksek hızlı video-laringostroboskop cihazı ile alınan ses teli görüntülerinde Bölge Büyütme (Region Growing) bölütleme algoritması ile titreşim esnasında meydana gelen glottal alan değişimlerini hesaplamışlar ve böylece ses teli gezinge eğrilerini çıkarmışlardır.

Voigt ve Döllinger yine bölge büyütme algoritması ile ses tellerinin hareket bilgilerini çıkarmışlar ve bu bilgileri görsel hale getirerek phonovibrogramları oluşturmuşlardır. Şekil 1.6'da sağlıklı bir insana ait phonovibrogram görülmektedir. Oluşturulan phonovibrogramların şekil bilgisinden çıkartılan özellik vektörleri kullanılarak, ses telleri ortalama %73 başarı ile sağlıklı, sağ paraliz (felç) ve sol paraliz olmak üzere üç sınıfa ayrılmıştır [10].



Şekil 1.6 Sağlıklı bir insana ait phonovibrogram [10]

Ses teli titreşim özelliklerini değerlendiren çalışmalar ses teli felci gibi ses telinde şekilsel bozulmaya yol açmayan rahatsızlıkların tespit edilmesine olanak sağladıkları

gibi ses teli titreşim özelliklerini görsel hale getirerek uzmanların hastalığın takibi için başvurabileceği nesnel ölçümler yapabilmelerine de imkan vermektedirler. Ancak sadece ses teli titreşimlerinin incelenmesi ile sınıflandırılması mümkün olmayan nodül, polip, larenjit gibi çok sayıda ses teli rahatsızlığı mevcuttur.

Şimdiye kadar sunulan otomatik teşhis sistemleri, ancak kısıtlı sayıda ve birbirinden çok rahat ayrılabilecek rahatsızlıklar için sınıflandırma yapabildiklerinden klinik uygulamalarda kullanılma imkanı bulamamışlardır.

Literatürde otomatik yöntemlerle ses telleri üzerindeki damarları inceleyen bir çalışma mevcut değildir. Ancak 2 boyutlu dijital retina resimleri, bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans gibi cihazlardan alınan 3 boyutlu görüntüler üzerinde kan damarlarının bulunmasına yönelik çalışmalar yapılmıştır. Kirbas ve Quek yaptıkları araştırma çalışmalarında içlerinde 3 boyutlu koroner atardamar, bilgisayarlı tomogrofi ile alınmış akciğer ve retina resimlerinin de olduğu farklı tipteki görüntüler üzerinde yapılmış çalışmaları incelemişlerdir. Damar yapılarını bulma ve özelliklerini çıkarma tekniklerini örüntü tanıma tabanlı, morfoloji tabanlı, model tabanlı, izleme tabanlı ve yapay zeka tabanlı yaklaşımlar olarak beşe ayırmışlardır [11]. Oldukça yaygın olarak kullanılan örüntü tanıma tabanlı damar bulma yöntemlerinde, genel olarak çeşitli bölütleme algoritmaları ve morfolojik işlemler kullanılarak damar dallanmaları takip edilmeye çalışılır. Şablon eşleme ve kenar bulma algoritmaları da damar yapılarını çıkartmak için sık kullanılan yöntemler arasındadır [12]. Fraz ve Remagnino 2012 yılında yaptıkları araştırma çalışmalarında, retina resimleri üzerinde damar yapılarının bulunması için kullanılan teknikleri örüntü tanıma, uyumlu süzgeç (matched filter), damar takibi, matematiksel morfoloji, çok ölçekli yaklaşımlar, model tabanlı yaklaşımlar ve paralel/donanımsal uygulamalar olarak altıya ayırmışlardır [13]. Çalışmalarında inceledikleri algoritmaların gürültülü, patolojik ve merkezi damar refleksi olan retina resimleri üzerinde çalışabilme başarılarını değerlendirmişlerdir.

Retinadaki kan damarlarında meydana gelen kıvrımlılık teşhis için kullanılan en temel parametrelerden biridir. Ancak kıvrımlılık ve patalojiler arasında nesnel bir ilişki kurulabilmesi için kıvrımlılık miktarının ölçümü sağlanmalıdır. Trucco ve Azegrouz tarafından 2010 yılında yapılan çalışmada, kan damar yapılarını tespit eden

çalışmalardan farklı olarak retina üzerindeki kan damarlarının kıvrımlılığı ölçülmüş ve damarlar az, orta, çok kıvrımlı olarak üç gruba ayrılmıştır [14].

Son on yılda farklı medikal görüntüleme cihazlarından alınan görüntüleri işleyerek makina öğrenmesi metodları ile otomatik teşhis yapmaya yönelik çok sayıda çalışma yayınlanmıştır. Destek vektör makinesi, yapay sinir ağları ve karar ağacı tıbbi görüntülerin değerlendirilmesi için sıklıkla kullanılan yöntemler arasındadır. Bu tez çalışmasında ses tellerinin sağlıklı, larenjit, sulcus vocalis, nodül ve polip sınıflarına ayrılması için, her düğümünde k-en yakın komşuluk, destek vektör makinesi ve rastgele orman yöntemlerinden biri ile ikili sınıflandırma yapılan bir karar ağacı yapısı tasarlanmıştır. Diabetik retinopati, dermatolojik lezyon ve göğüs kanserinin teşhisi, K-en yakın komşuluk yöntemi ile hastalıkların değerlendirilmesine yönelik uygulamalara örnek verilebilir [15],[16],[17],[18]. Destek vektör makineleri sefalometri, fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme, mamografi gibi farklı görüntüleme yöntemleri ile alınan görüntülerden çeşitli hastalıkların tespitine yardımcı olmak için sıklıkla kullanılmaktadır [19],[20],[21],[22],[23],[24],[25],[26],[27],[28],[29]. Rastgele orman ile tıbbi görüntülerin değerlendirilmesine örnek olarak mamografi görüntüsü üzerinde kitle tespiti [30], kan damarı ve süt kanalı gibi yapıların sınıflandırılması [31] ve olası Alzheimer hastalığının tespiti için manyetik rezonans görüntüsü üzerinde hipokampal'ın bölütlenmesi [32] uygulamaları verilebilir.

1.3 Orjinal Katkı

Video-laringostroboskop, endoskopik yüksek hızlı kamera gibi tıbbi görüntüleme cihazlarının geliştirilmesi ve kullanımlarının yaygınlaşması ile birlikte ses teli hastalıklarının görüntü işleme ve makine öğrenmesi yöntemleri ile değerlendirildiği çalışmalar yayınlanmaya başlamıştır. Bu çalışmalar ya direkt mikro-laringoskop cihazı ile alınan durağan görüntüleri analiz etmekte ya da video-laringostroboskop ile alınan videolarda ses teli titreşimlerini değerlendirmektedirler. Bu tez çalışmasında tasarlanan sistemin ses teli görüntülerinden ses teli hastalıklarının sınıflandırılmasına yönelik diğer çalışmalardan farklılıkları ve literatüre katkıları aşağıdaki şekilde sıralanabilir.

1. Hem video-laringostroboskop hem de direkt mikro-laringoskop cihazları ile alınmış görüntüleri değerlendirmektedir.

2. Video-laringostroboskop görüntüleri üzerinde ses tellerinin bulunduğu bölge ve glottal açıklık tamamen otomatik bir şekilde tespit edilmektedir.
3. Ses teli patolojileri nedeniyle glottal açıklığın birden fazla parçaya ayrıldığı görüntülerde de glottal açıklık bölütlenebilmektedir.
4. İlk kez ses teli üzerindeki damar yapıları çıkarılmış ve sınıflandırma için kullanılmıştır.
5. Ses teli hastalıklarının ses tellerinin üst yüzeyinde görünür durumda bulunan damarların özellikleri ile ilişkisi ilk defa nesnel olarak ortaya koyulmuştur.
6. Geliştirilen sistem ile ses teli patolojisinin büyüklüğü, şekli ve lokasyonu ölçülebilmekte, bu sayede operasyon gerektirmeyen rahatsızlılarda iyileşmenin nesnel olarak takip edilebilmesi imkanı doğmaktadır.
7. Diğer tüm çalışmalardan farklı olarak sadece ses telinde kenar bozulmasına yol açan lezyon oluşumlar değil sulcus vocalis ve larenjit gibi ses telinde şekilsel bozulmaya yol açmamış rahatsızlıklar da birbirinden ayrılabilmektedir.

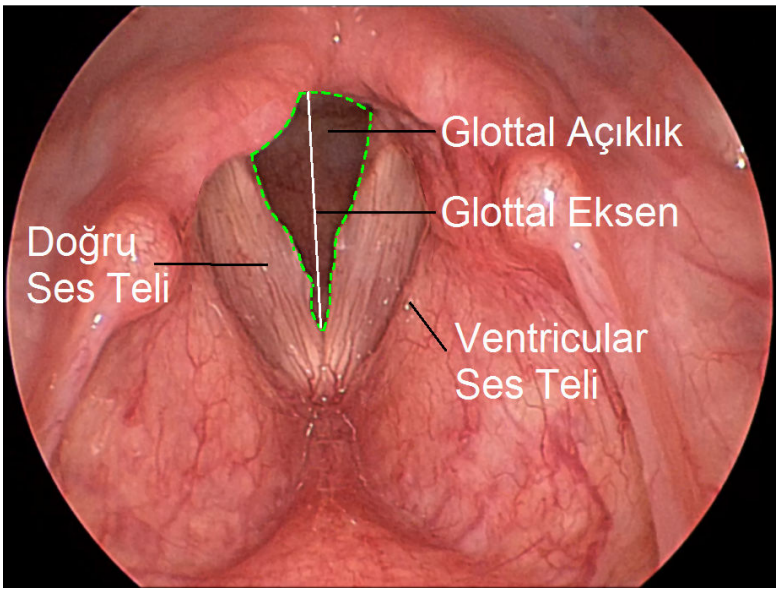
BÖLÜM 2

SES TELİ HASTALIKLARININ SINIFLANDIRILMASI SİSTEMİ

Tasarlanan ses teli hastalıkları sınıflandırma sisteminin ilk adımında problemli ses telleri, damar oluşumları ve ses teli şekil özellikleri bakımından incelenmiştir. Ardından sağlıklı ve problemli ses tellerine ait video-laringostroboskopi ve mikro-laringoskopi görüntülerini içeren veritabanı oluşturulmuş ve ses teli hastalıkları sınıfları belirlenmiştir. Son adımda ise ses teli damar ve kenar özellikleri birlikte değerlendirilerek ses teli hastalıkları sınıflandırılmıştır.

2.1 Ses Üretim Mekanizması ve Ses Hastalıkları

Ses, akciğerlerden nefes borusu ile yukarı doğru çıkan havanın, gırtlakta bulunan iki adet ses telini titreştirmesi sonucu oluşmaktadır. Şekil 2.1' de gırtlak yapısı görülmektedir. Doğru ses telleri, konuşulmadığı zamanlarda her iki yana açıktır ve 'V' şeklindedir. Konuşma sırasında sağlıklı ses telleri orta hatta bir araya gelirler ve 'II' şeklini alırlar. Bu durumda glottal açıklık tamamen kapanmaktadır. Kimi ses teli patolojileri ses teli kenarlarında bozulmaya sebebiyet verdikleri için ses tellerinin tamamen kapanmasına engel olarak ses bozukluklarına yol açmaktadırlar. Ses gırtlaktan çıktıktan sonra, dil kökü, dil, dişler, dudaklar gibi organlarımızda son şeklini alır.



Şekil 2.1 Gırtlak yapısı

Problemli ve sağlıklı ses tellerinin karakteristlik farklılıklarının tespit edilmesi, çalışmada kullanılacak doğru yöntemlerin belirlenebilmesi için büyük önem taşımaktadır. Ses teli rahatsızlıklarının bazıları, ses tellerinin şekil olarak bozulmasına neden olurken, bazıları şekilsel bozulmaya yol açmamakta ancak ses teli dokusunda ve damar yapılarında değişikliğe sebep olmaktadır.

Genel olarak ses teli hastalıklarının teşhisinde hekimler hastanın geçmişini, ses teli titreşim özelliklerini, ses teli şekil özelliklerini ve ses teli üzerindeki renk farklılıklarını göz önünde bulundurmaktadırlar. Özellikle nodül polip gibi kitle lezyonlarının teşhisinde ses teli kenar bozulmalarının doğru analizi büyük önem taşımaktadır. Ses teli patolojilerin ayırt edilebilmesi için ses teli kenarlarına ait aşağıdaki temel özellikler gözlemlenmektedir.

1. Ses teli kenarlarının düz olup olmadığı
2. Patoloji büyüklüğü ve şekli
3. Patolojinin lokasyonu
4. Patolojinin dokusu
5. Titreşim esnasında sağ ve sol ses tellerinin tam olarak birleşip birleşemediği

Bu konuda yapılmış çalışmaların azlığı sebebi ile standartlaşmış bir yöntem olmamakla birlikte, ses teli damarları da teşhis için belirleyici özellik taşımaktadır. Hekimler

tarafından teşhis esnasında dikkate alınan başlıca damar özellikleri şu şekilde sıralanabilir;

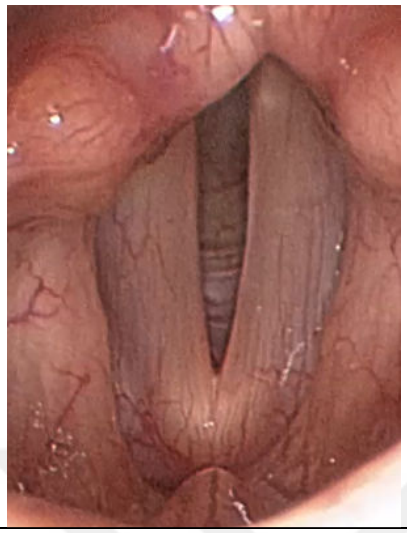
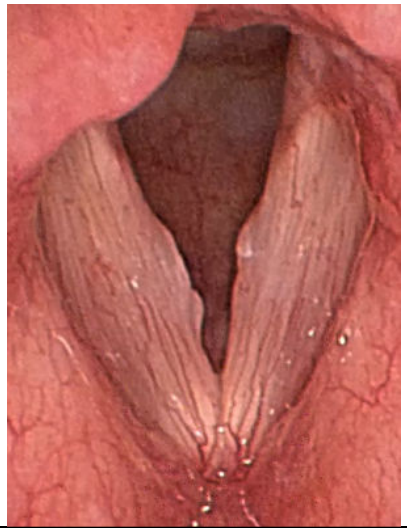
1. Damarların başlangıç ve bitiş noktaları
2. Damarların boylamasına (longitudinal) veya enine ve kıvrımlı (tortuosity) yapıda olup olmadıkları
3. Enine ve kıvrımlı yapıdaki damar uçlarının hangi yöne gittiği
4. İki ses teli üzerindeki damarların simetrik olup olmadığı

Sınıflandırmada dikkate alınması gereken özelliklerin tespiti için muayene esnasında video-laringostroboskop ile ve operasyon sırasında mikro-laringoskop ile alınan ses teli görüntülerinde, ses tellerinin şekilsel bozulmalarının ve damar özelliklerinin hastalıklar ile ilişkisi incelenmiştir. Sık karşılaşılan ses teli rahatsızlıklarında damar ve ses tellerinde gözlenen değişiklikler Çizelge 2.1'de görülmektedir.

Çizelge 2.1 Ses teli hastalıklarında gözlemlene ses teli damar ve şekil özellikleri

Ses Hastalığı	**Ses Teli Damar Özellikleri**	**Ses Teli Şekil Özellikleri**
Sağlıklı Ses Teli 	Damarlarda yönelme ve kalınlaşma gözlenmez. Mevcut damarlar genelde boylamasına formdadır.	Ses tellerinde şekilsel bozulma gözlenmez. Ses teli kenarları düz ve simetriktir.

Çizelge 2.1 (Devam)

Ses Hastalığı	Ses Teli Damar Özellikleri	Ses Teli Şekil Özellikleri
Sulcus Vocalis 	Sulcus olan bölgeye doğru damarlanma görülür. Sulcus bölgesinde damarsızlaşma (avascularity) vardır.	Ses teli kenarı boyunca epitel doku değişik derecelerde yarıklı yapıdadır. Ses teli kenar hattı düzdür.
Larenjit 	Damarlarda yönelme gözlenmez veya ağsı damarlanma vardır. Damarlarda kalınlaşma vardır.	Ses tellerinde şekilsel bozulma gözlenmez.
Nodül 	Damarlarda kalınlaşma veya yönelme gözlenmez. Mevcut damarlar genelde ince ve boylamasına formdadır.	Ses teli kenarlarında genellikle çift taraflı nasıra benzeyen oluşumlar vardır. Bu da ses teli kenarı hattının bozulmasına sebep olur.

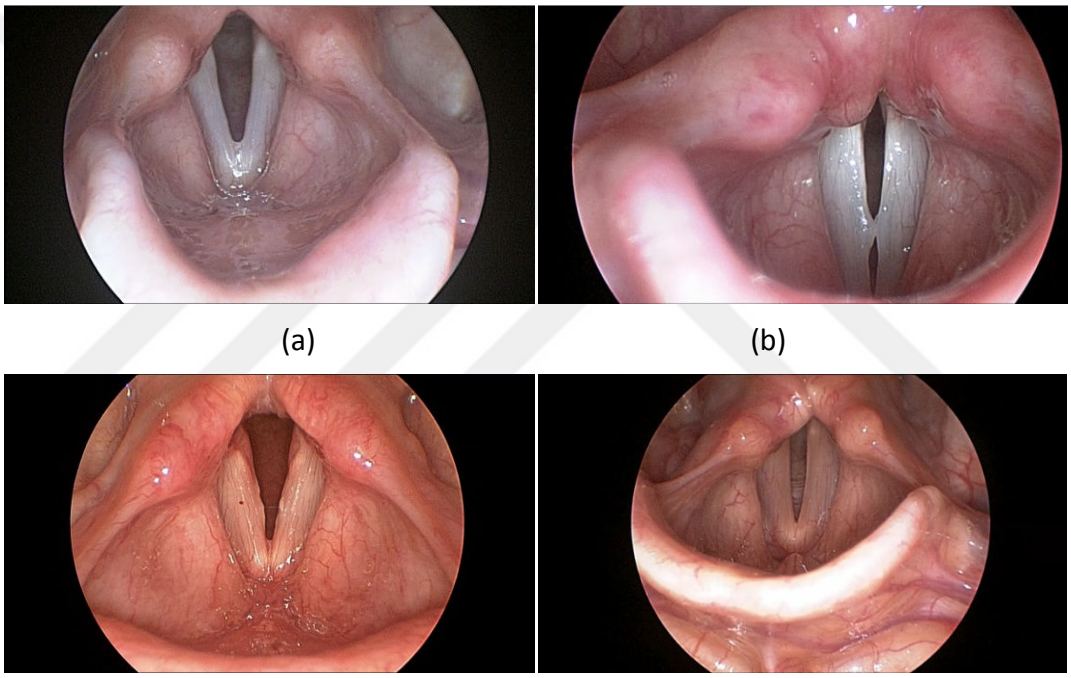
Çizelge 2.1 (Devam)

Ses Hastalığı	Ses Teli Damar Özellikleri	Ses Teli Şekil Özellikleri
Polip 	Damarlarda patalojiye doğru yönelme olabilir.	Ses teli kenarlarında çeşitli büyüklüklerde genelde yuvarlak hatlı kistik oluşumlar vardır.
Kist 	Damarlarda patalojiye doğru yönelme olabilir.	Ses teli üzerinde, farklı büyüklük ve şekillerde genellikle tek izole lezyon oluşumları vardır.

2.2 Ses Teli Görüntüleri Veri Tabanı

Çalışmanın ilk adımında muayene sırasında alınan video-laringostroboskopi videoları ve operasyon sırasında alınan mikro-laringoskopi videoları içeren bir veri tabanı oluşturulmuştur. Mikro-laringoskopi görüntüleri alınırken hasta anastezi altında olduğu için ses telleri hareketsizdir ve kamera, ses telleri görüntünün ortasında olacak şekilde sabitlenmiştir. Video-laringostroboskopi ise aynı zamanda ses teli titreşimlerinin de izlenebilmesine olanak sağlayan bir cihazdır. Bu cihaz, ses telleri ile birlikte tüm gırtlağı görüntülemektedir.

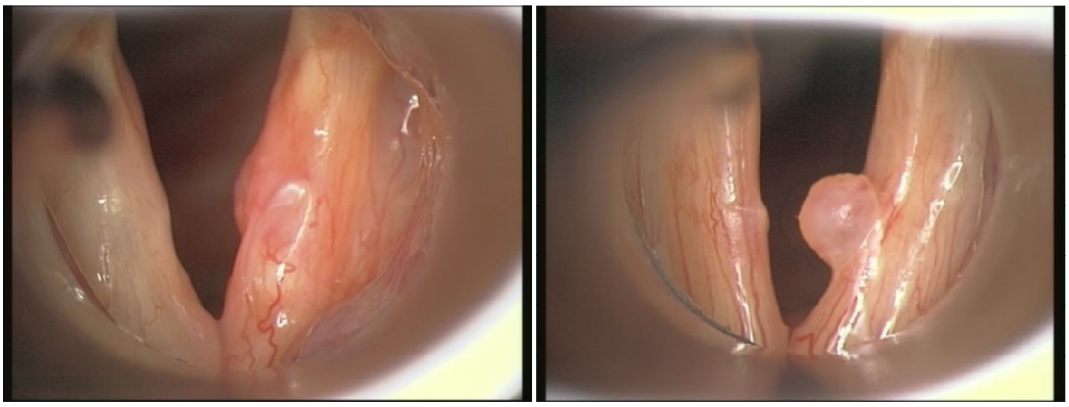
Veritabanındaki video-laringostroboskopi videoları çerçeve çözünürlüğü 1920*1080 veya 1335*750 olan, mikro-laringoskopi videoları ise çerçeve çözünürlüğü 720*576 olan renkli görüntülerden oluşmaktadır. Veritabanında 11 sağlıklı, 6 nodül, 4 polip, 11 larenjit, 11 sulcus vocalis ve 12 kist teşhisi konmuş toplam 55 video-laringostroboskopi videosu ve 2 nodül, 1 kist, 7 polip teşhisi konmuş 10 mikro-laringoskopi videosu bulunmaktadır. Veritabanındaki nodüllerin ve larenjitlerin tamamı çift taraflı, poliplerin ve kistlerin birer tanesi çift taraflı diğerleri tek taraflı, sulcus vocalislerin ise biri tek taraflı diğerleri ise çift taraflıdır. Veritabanında bulunan farklı hastalıklara ait video-laringostroboskopi görüntülerden örnekler Şekil 2.2'de, mikro-laringoskopi görüntülerden örnekler ise Şekil 2.3'de görülmektedir.



(a) (b)

(c) (d)

Şekil 2.2 a) Sağlıklı b) Nodül c) Larenjit d) Sulcus Vocalis teşhisi konmuş hastalara ait video-laringostroboskopi görüntülerinden örnekler

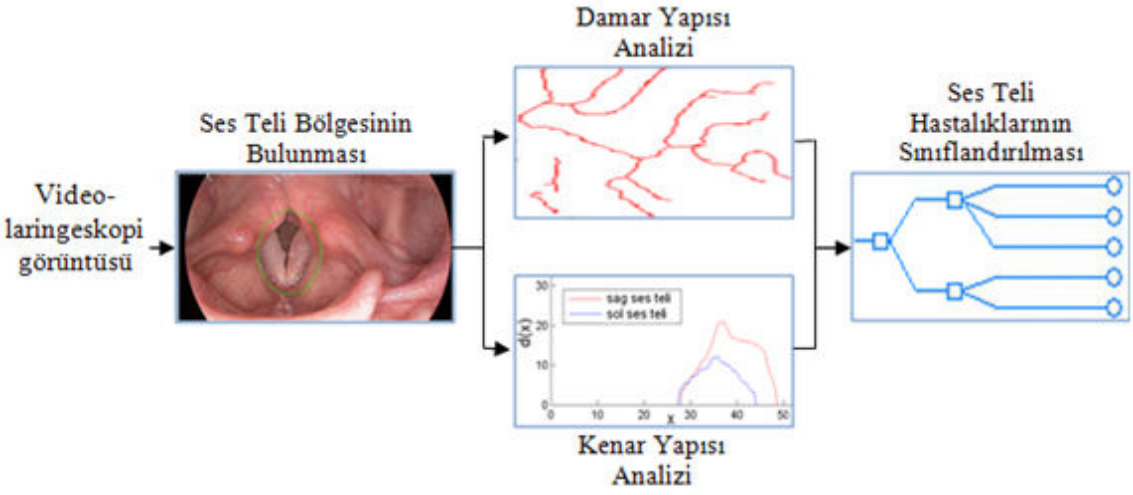


(a) (b)

Şekil 2.3 a) Kist b) Polip teşhisi konmuş hastalara ait mikro-laringoskopi görüntülerinden örnekler

2.3 Ses Teli Hastalıkları Sınıflandırma Sisteminin Yapısı

Bu tez çalışmasında gerçekleştirilen sistemde, ses telleri üzerindeki damar oluşumlarını ve ses telinin şekilsel bozulmalarını birlikte değerlendirerek teşhise yönelik sınıflandırma yapılması hedeflenmektedir.



Şekil 2.4 Ses teli hastalıkları sınıflandırma sisteminin yapısı

Tasarlanan ses teli hastalıkları sınıflandırma sisteminin yapısı Şekil 2.4'te görülmektedir. Video-laringostroboskopi gürüntüleri ses telleri ile birlikte tüm gırtlak dokusunu içermektedir. İlk adımda bu görüntü üzerinde ses tellerinin bulunduğu bölgenin tespit edilmesi işlemi gerçekleştirilmiştir. Ardından ses tellerinin üst yüzeyinde görünür durumda bulunan damarların iskelet bilgisi çıkarılmış ve ses teli kenarında meydana gelmiş şekilsel bozulmalar analiz edilmiştir. Son adımda ise damar

iskeleti ve ses teli kenar bilgisinden çıkarılan özellikler kullanılarak ses teli hastalıklarının sınıflandırılması yapılmaktadır.

2.4 Ses Tellerinin Bölütlenmesi

Ses telleri üzerindeki damar bozulmalarının ve şekil özelliklerinin analiz edilebilmesi için her iki ses telinin de etraflarındaki çevre dokudan bölütlenmesi gerekmektedir. Ses tellerinin bölütlenmesi için işlemi video-laringostroboskopi görüntüleri üzerinde ses tellerinin lokasyonunun bulunması, glottal açıklığın bulunması ve ses teli görüntülerinin normalizasyonu olmak üzere üç adımdan oluşmaktadır.

2.4.1 Video-laringostroboskopi Görüntüleri Üzerinde Ses Tellerinin Lokasyonunun Bulunması

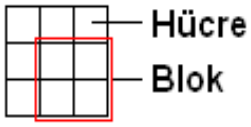
Video-laringostroboskopi esnasında kameranın ya da hastanın pozisyonundaki ufak bir değişim, ses tellerinin görüntü üzerinde bulunduğu bölgenin ve ses tellerinin görüntüde kapladıkları alanın değişmesine sebep olmaktadır. Bu sebeple bu görüntülerde ses tellerinin bulundukları bölgenin tespit edilmesi ve ses tellerinin bölütlenmesi gerekmektedir.

Literatürde video-laringostroboskopi görüntüsü üzerinde glottal açıklığın bulunmasına yönelik az sayıda çalışma mevcuttur. Ancak ses tellerini, ses tellerinin çevresindeki gırtlak dokudan ayrılmasını ele alan tek çalışma Allin ve arkadaşları tarafından sunulmuştur [33]. Bu çalışmada, ses telleri ile birlikte glottal açıklık da bölütlenmektedir. Bölütlenecek her video-laringostroboskopi videosunun ilk üç çerçevesinde glottal açıklık ve ses telleri el ile işaretlenerek sistem eğitilmekte, ardından aktif şekil modelleri ile video-laringostroboskopi videosunun geri kalan çerçeveleri için bölütleme yapılmaktadır. Sonuçlar oldukça başarılı olsa da, her yeni video-laringostroboskopi videosu için sistemin tekrar eğitilmesi gerekliliği bizi ses tellerinin bölütlenmesi için farklı bir yöntem seçmeye yönlendirmiştir.

Bu tez çalışmasında video-laringostroboskopi görüntüsü üzerinde ses tellerinin bulunması için Yönlü Gradyan Histogramı (YGH) kullanılmıştır [34]. YGH tanımlayıcılar Shashua[35] ve Dalal[36] tarafından önerildiklerinden beri görüntü işleme ve

bilgisayarla görme alanında pek çok uygulamada yaygın olarak kullanılmaktadır. YGH, nesneleri bu nesnelere ait gradyanlarının yönelim histogramları olarak tanımlamaktadır. Bu sayede tanınacak nesnelerin boyut ve yönelim farklılıkları, oluşturulan eğitim setinin çeşitliliğine bağlı olarak önemli ölçüde tolere edilebilmektedir. Bir imgenin YGH tanımlayıcısının hesaplanması için gerekli işlem adımları aşağıda verilmiştir.

1. Görüntü Şekil 2.5'de görüldüğü gibi küçük çakışmayan uzamsal hücrelere ayrılır.



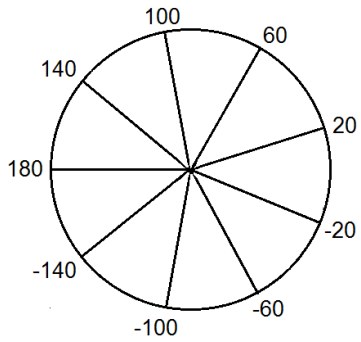
Şekil 2.5 Görüntünün ayrıldığı hücre ve bloklar

2. Her hücre içerisindeki pixellerin gradyan şiddetleri ve açıları, x ve y ilgili pikselin koordinatları olmak üzere sırası ile (2.1) ve (2.2) eşitlikleri ile hesaplanır.

$$m(x,y) = \sqrt{dx\,(x,y)^2 + dy(x,y)^2} \tag{2.1}$$

$$\theta(x,y) = tan^{-1}\frac{dy(x,y)}{dx(x,y)} \tag{2.2}$$

3. Her gradyan açısı Şekil 2.6'da görülen 0-360° arası 9 açı diliminden birine dahil edilir. Hücre içerisindeki her pikselin gradyan şiddeti, ilgili açı diliminin histogram değerini arttırır.



Şekil 2.6 Gradyan açı dilimleri

4. Hücreler %50 oranında çakışan daha büyük bloklara gruplanır (Şekil 2.5). Aydınlatma sebebi ile oluşabilecek karşıtlık farklılıklarını ortadan kaldırabilmek için bloklara, $\mathcal{V}$ her bloğa ait histogram enerji değerlerinden oluşan bir vektör,

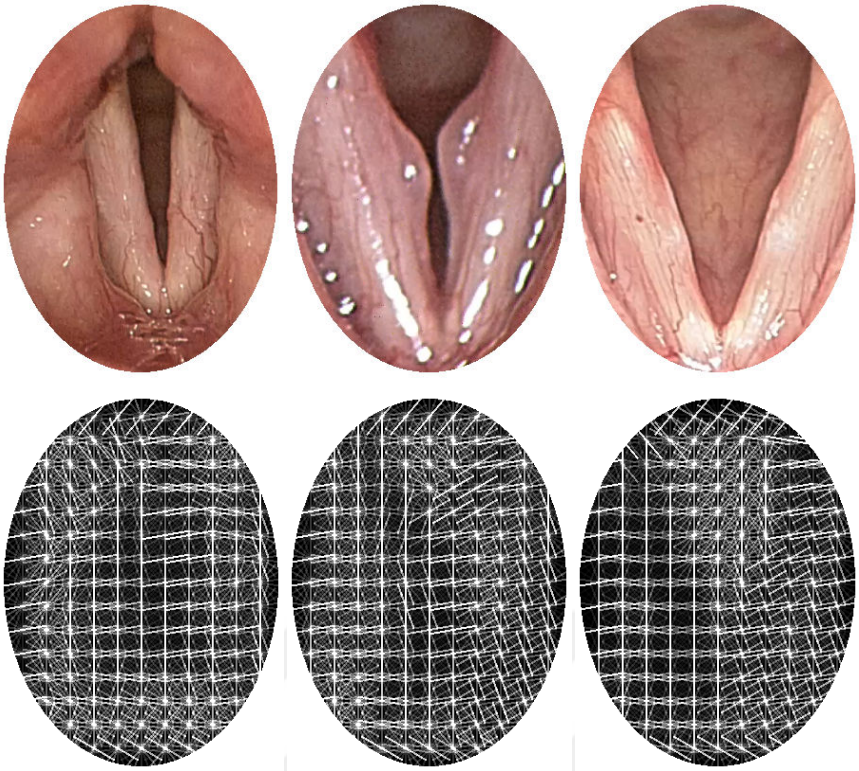
e küçük bir sabit değer ve f normalize edilmiş histogram enerji değerleri olmak üzere (2.3) ile L2-Norm blok normalizasyonu uygulanır.

$$f = \frac{v}{\sqrt{\|v\|_2^2 + e^2}} \tag{2.3}$$

5. Belirlenen tanımlayıcı pencere içerisindeki bloklara ait histogramlar birleştirilerek YGH tanımlıyıcısı oluşturulur.

Tasarladığımız sistemde YGH ile ses teli bölgesinin bulunması işlemi için aşağıdaki işlem adımları gerçekleştirilmektedir;

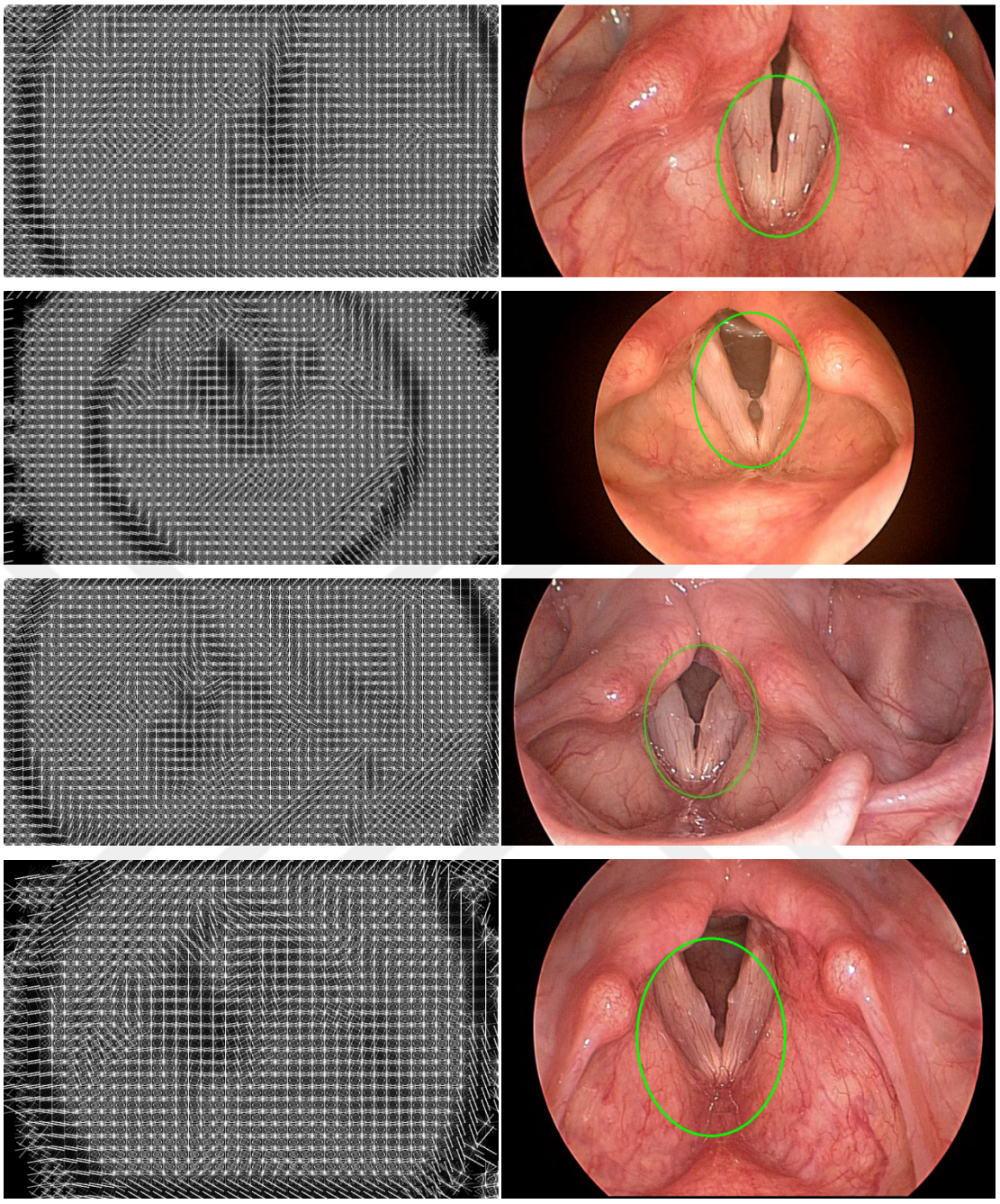
1. Ses telleri eliptik yapıdadır. Bu nedenle ana ekseninin x ekseni ile yaptığı açı 90° olan ve r_x=300, r_y=400 büyüklüğünde bir eliptik tanıma penceresi oluşturulmuştur. Video-laringostroboskopi görüntüsü üzerinde ses telleri çeşitli büyüklüklerde bulunabilmektedir. Tanıma penceresinin büyüklüğü veri tabanındaki video-laringostroboskopi görüntüleri göz önünde bulundurularak, çeşitli boyutlardaki ses tellerini kapsayabilecek şekilde seçilmiştir.
2. Video-laringostroboskopi görüntüleri üzerinde ses tellerinin bulunduğu bölgeler elle işaretlenerek, her biri tanıma penceresi büyüklüğünde 25 ses teli görüntüsünden oluşan bir referans seti hazırlanmıştır. Referans setindeki görüntülerin YGH tanımlayıcıları hesaplanarak kaydedilir. Şekil 2.7'de referans setindeki görüntülerden örnekler ve bu örneklerin YGH tanımlayıcıları görülmektedir.



Şekil 2.7 Referans setindeki ses teli görüntülerinden örnekler ve bu örneklerin YGH tanımlayıcıları

3. Oluşturulan eliptik tanıma penceresi, üzerinde ses tellerinin bulunacağı video-laringostroboskopi görüntüsü üzerinde kaydırılarak gezdirilir. Gezdirme işlemi deneysel olarak en iyi sonucu verdiği için 20 piksel yatay ve dikey adım büyüklükleri ile yapılmaktadır. Video-laringostroboskopi görüntüsünden elde edilen her tanıma penceresinin YGH tanımlayıcısı hesaplanarak, referans setinin YGH tanımlayıcıları ile olan Öklid uzaklıkları ölçülür. En kısa uzaklığı veren tanıma penceresi seçilir.

Veri setindeki video-laringostroboskopi görüntülerinden örneklerin YGH tanımlayıcıları Şekil 2.8-a'da verilmiştir. İşlem sonunda seçilen tanıma pencereleri ise Şekil 2.8-b'de yeşil ile işaretlenerek gösterilmiştir.



(a) (b)

Şekil 2.8 a) Video-laringostroboskopi görüntülerinin YGH tanımlayıcıları b) İşlem sonunda seçilen tanıma pencereleri

2.4.2 Glottal Açıklığın Bulunması

Video-laringostroboskopi görüntüleri üzerinde ses tellerinin bulunduğu lokasyonun bulunması işleminden sonra ikinci adım glottal açıklığın bölütlenmesi işlemidir. Glottal açıklık, ses telleri açık durumdayken iki ses teli arasından görünen soluk borusu dokusudur (Şekil 2.1). Glottal açıklığın yüksek doğruluk ile bölütlenmesinin sisteme iki

temel katkısı bulunmaktadır. Bunlardan ilki sistem tarafından glottal açıklık bölgesinde bulunabilecek yanlış damar kabullerinin bu sayede engellenebilecek olmasıdır. Diğeri ise glottal açıklığın bölütlenmesi ile ses teli kenarlarının şekil bilgisinin de elde edilebilmesidir. Ses teli görüntüleri üzerinde glottal açıklığın bölütlenmesi için farklı algoritmalar önerilmiştir. Bunlar arasında en başarılı olanları Aktif Şekil Modeli tabanlı olanlardır [33],[37],[38]. Bunun dışında Gabor süzgeci, Hough dönüşümü ve bölge büyütme algoritmaları da glottal açıklığın bölütlenmesi için kullanılan algoritmalardandır [10],[39],[40].

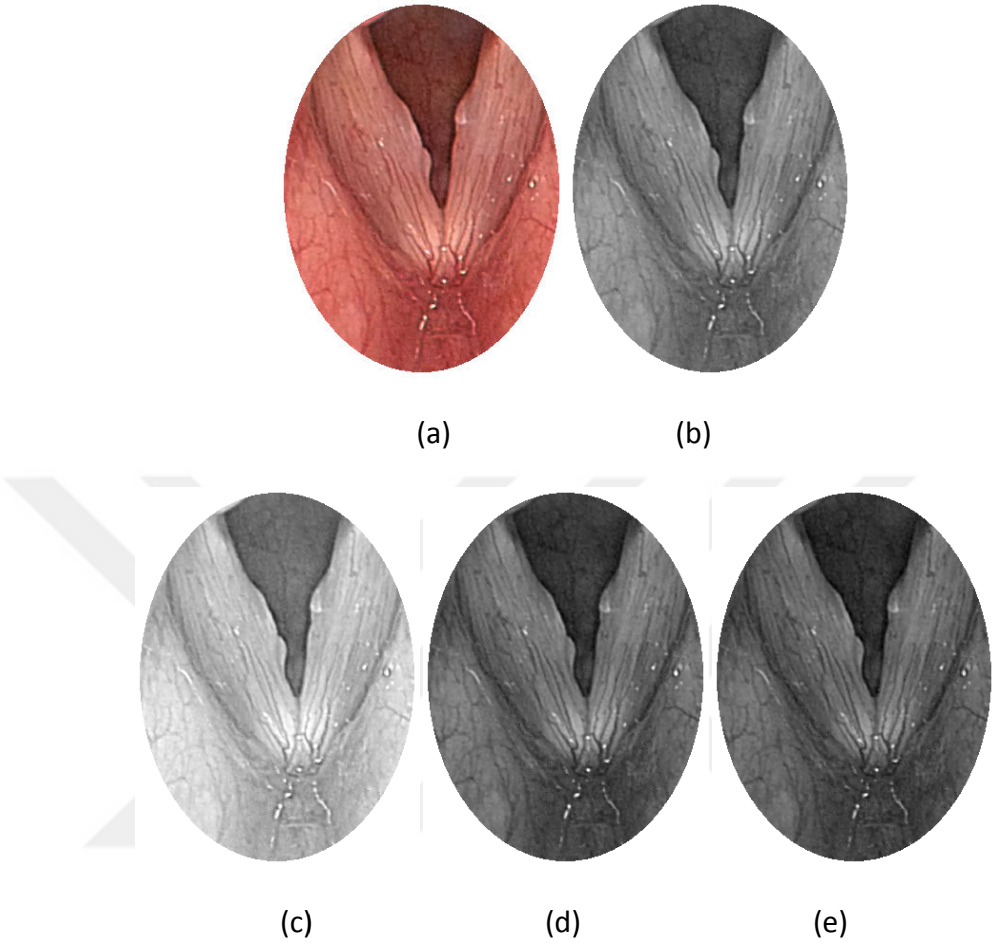
Aktif şekil modeli tabanlı yöntemlerin uygulanabilmesi için bölütlenecek şekil sınırının el ile ilklendirilmesi gerekmektedir. Bununla birlikte kimi vakalarda nodül ve polip gibi kistik oluşumlar glottal açıklığın birden fazla parçaya bölünmesine sebep olabilmektedir. Ayrıca bu oluşumların çeşitlilikleri nedeniyle farklı örneklere ait glottal açıklık şekilleri birbirinden farklılık arzetmektedirler (Şekil 2.9).



Şekil 2.9 Glottal açıklık şekillerinin farklılık gösterdiği ses teli görüntülerinden örnekler

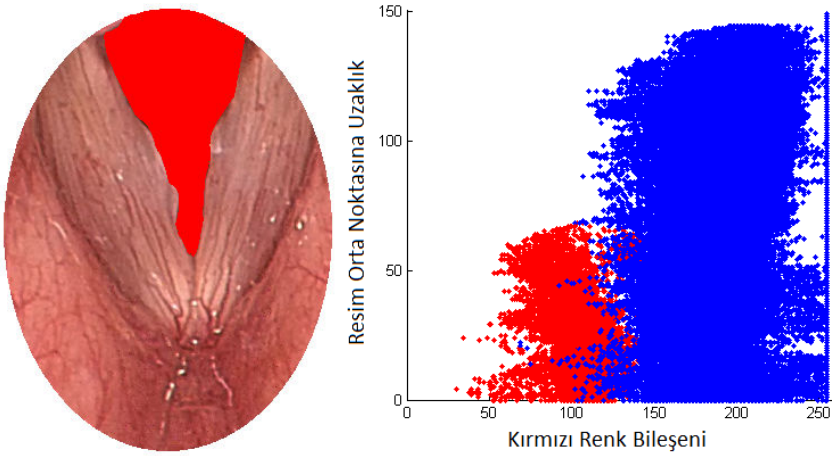
Bölge büyütme algoritmaları, ses telleri ve glottal açıklık arasındaki karşıtlık yüksek olduğu için, özellikle video-laringostroboskopi görüntülerinde oldukça iyi sonuçlar vermektedir [10]. Ancak bu algoritmaların doğruluğu büyük oranda tohum noktalarının seçimine bağlıdır. Bu tez çalışmasında, tohum noktalarının otomatik olarak belirlendiği bölge büyütme algoritması tabanlı ve mevcut çalışmalardan farklı bir sistem önerilmiştir. Şekil 2.10-a'da görülen ses teli resmine ait gri seviye görüntü ve kırmızı, yeşil ve mavi renk bileşenleri Şekil 2.10-b,c,d ve e'deki gibidir. Şekil 2.10-c'de görüldüğü gibi kırmızı renk bileşeninde glottis ve ses telleri arasında belirgin bir renk farkı vardır.

Bu nedenle glottis bölgesinin bulunması aşamasında görüntünün kırmızı renk bileşeni kullanılmıştır [41].



Şekil 2.10 a) Orjinal ses teli resmi b) Gri seviye görüntü c)Kırmızı d)Yeşil e)Mavi renk bileşenleri

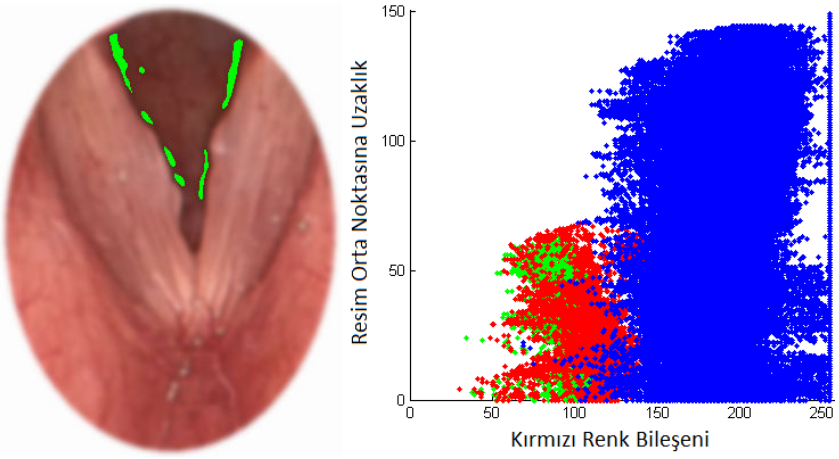
Ses tellerinin bulunması için kullandığımız yöntem sonucunda ses tellerinin büyük oranda görüntünün merkezinde olduğu bir resim elde edilmiştir. Glottal açıklığa ait pikseller ses tellerine ait piksellerden daha koyu renklidir. Bu nedenlerle tohum noktaları bulunurken glottal açıklığın renk ve yer özelliklerinden faydalanılmıştır. Şekil 2.11-a'da el ile işaretlenmiş glottal açıklık bölgesi görülmektedir. Resimdeki piksellerin yoğunluk değerlerinin resmin merkezine olan uzaklıkları üzerinde dağılımı Şekil 2.11-b'de görülmektedir. Glottal açıklık bölgesine ait pikseller kırmızı renk ile diğer pikseller ise mavi renk ile gösterilmiştir.



(a) (b)

Şekil 2.11 a) El ile işaretlenmiş glottal açıklık bölgesi kırmızı renk ile gösterilmiştir. b) Resimdeki piksellerin yoğunluk değerlerinin resmin orta noktasına olan uzaklıkları üzerinde dağılımı. Glottal açıklık bölgesine ait pikseller kırmızı, diğer pikseller mavi renk ile gösterilmiştir.

Tohumlu bölge büyütme algoritması kullanarak glottal açıklığı yüksek doğruluk ile tespit edebilmek için tohum noktalarının kırmızı ile işaretlenmiş pikseller arasından seçilmeleri gerekmektedir. Bunun için ilk olarak ses teli görüntüsü Gaussian süzgeci ile yumuşatılmıştır (süzgeç boyutu: 15*15 σ=1,55). Yumuşatma, gürültü sebebi ile yanlış tohum noktası bulunmasını önler. Ardından ses teli görüntüsüne ait pikseller, kırmızı renk bileşenleri ve resmin orta noktasına yakınlıklarına göre sıralanarak ilk 1000 piksel tohum noktası olarak kullanılmıştır. Şekil 2.12-a'da Gaussian süzgeci ile yumuşatılmış ses teli görüntüsü verilmiştir. Seçilen tohum noktaları yeşil ile işaretlenmiştir. Şekil 2.12-b'de ise seçilen tohum noktalarının yoğunluk değerlerinin resmin orta çizgisine olan uzaklıkları üzerinde dağılımı görülmektedir. İlgili pikseller yeşil renk ile işaretlenmiştir.



(a) (b)

2.12 a) Gaussian filtre ile yumuşatılmış görüntü. Seçilen tohum noktaları yeşil renk ile işaretlenmiştir. b) Seçilen tohum noktalarının yoğunluk değerlerinin resmin orta noktasına olan uzaklıkları üzerinde dağılımı. Tohum noktalarına ait pikseller yeşil renk ile işaretlenmiştir.

Ardından, $\{S_1..S_n\}$ seçilen tohum noktalarının kırmızı renk bileşenleri, σ_{mak} ve σ_{min} ise büyümenin devam edip etmeyeceğini belirlemek için kullanılacak eşik değerleri olmak üzere, yumuşatılmış görüntü üzerine tohumlu bölge büyütme algoritması uygulanarak glottis bölgesi bölütlenmiştir. Tohumlu bölge büyütme algoritmasının yumuşatılmış görüntü üzerine uygulanması daha yumuşak hatları olan bir glottal açıklık bulunabilmesine olanak verir. Video-laringostroboskopi esnasında ışık kaynağının konumu ve ses telleri arasındaki açıklığın miktarı, alınan görüntülerde glottal açıklık ve ses telleri arasındaki renk farkının değişken olmasına sebep olmaktadır. Tohum noktalarının oluşturduğu bölge, bölge büyütme algoritması ile genişletilirken hangi piksellerin glottal açıklığa dahil edileceğinin doğru tespit edilebilmesi için, bulunan tohum noktalarının ortalama ve standart sapma değerlerinden faydalanılmıştır[42].

İlk olarak (2.4) ve (2.5) kullanılarak tohum noktalarının ortalama ve standart sapma değerleri hesaplanır. Tohum noktalarının sekiz komşuluğu yinelemeli olarak taranır. Taranan komşu piksellerden kırmızı renk bileşeni σ_{mak} ve σ_{min} arasında olanlar glottal açıklığa ait piksellere eklenir. Her eklemeden sonra S_{ort}, σ_{mak} ve σ_{min} güncellenir. σ_{mak} ve σ_{min}, β sabit bir değer olmak üzere (2.6) ve (2.7) ile hesaplanmaktadır.

$$S_{ort} = \frac{\sum_{i=1}^{n} s_i}{n} \tag{2.4}$$

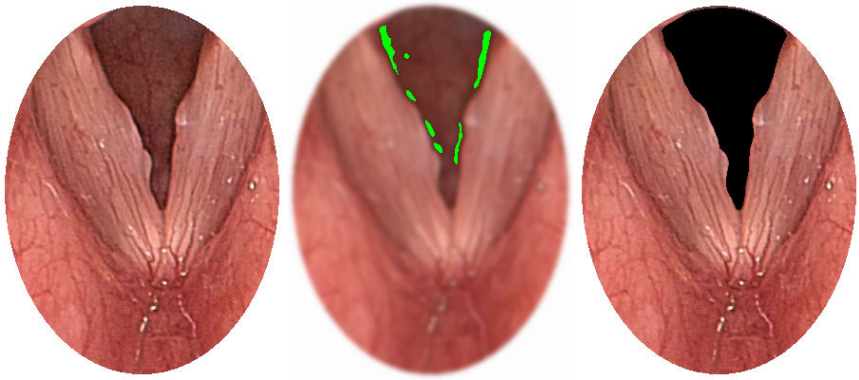
$$S_{std} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n}(S_i - S_{ort})^2}{n}} \quad (2.5)$$

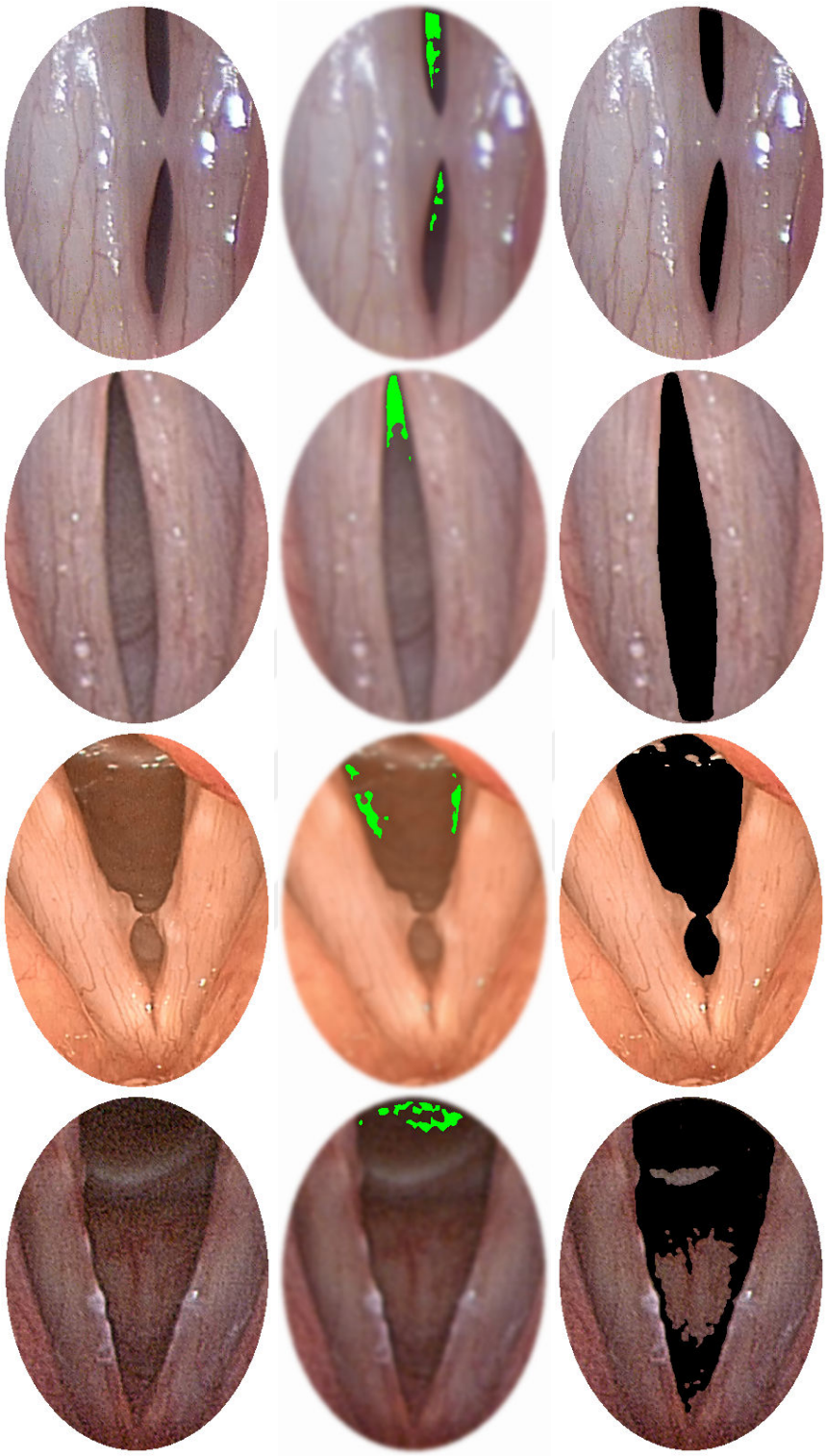
$$\sigma_{mak} = S_{ort} + (\beta * S_{std}) \quad (2.6)$$

$$\sigma_{min} = S_{ort} - (\beta * S_{std}) \quad (2.7)$$

Glottal açıklığın iyi aydınlatıldığı resimlerde glottal açıklık, soluk borusu dokusuna ait daha çok detay barındırmaktadır (Şekil 2.13 ilk sıra). Dolayısı ile bu bölgede bulunan tohum noktalarının standart sapması, glottal açıklık iyi aydınlatılmadığı için glottal açıklık ve ses telleri arasında yüksek karşıtlık bulunan görüntülerde (Şekil 2.13 ikinci örnek) bulunan tohum noktalarının standart sapmasına göre daha yüksek olmaktadır. Eşitlik (2.6) ve (2.7) ile tohum noktalarının standart sapmasının daha fazla olduğu görüntülerde σ_{mak} ve σ_{min} değerlerinin oluşturduğu sınırlar daha geniş olmakta, böylece karşıtlığın daha az olduğu görüntülerde de glottal açıklığın yüksek doğruluk ile elde edilmesi sağlanmaktadır. Bununla birlikte β değerinin seçimi sonuçların başarısını büyük oranda etkilemektedir. β değeri yüksek olduğunda σ_{mak} ve σ_{min} değerlerinin oluşturdukları sınırlar daha geniş olmaktatır. Bu sebeple glottal açıklık bölgesi, olması gereken sınırlardan taşacak şekilde genişlemektedir. Glottis bölgesinin bölütlenmesi işleminde en iyi sonuçlar $\beta = 6$ değeri için elde edilmiştir.

Şekil 2.13'de önerilen glottal açıklık bulunması algoritmasının sonuçlarından örnekler görülmektedir. YGH ile tespit edilmiş ses teli bölgesi Şekil 2.13-a'da görülmektedir. Belirlenen tohum noktaları yeşil ile işaretlenerek Şekil 2.13-b'de, bölütlenen glottal açıklık bölgesi ise siyah ile işaretlenerek Şekil 2.13-c'de verilmiştir.





(a) (b) (c)

Şekil 2.13 Glottal açıklık bulunması algoritmasının sonuçlarından örnekler. a) YGH ile tespit edilmiş ses teli bölgesi b) Gaussian filtre ile yumuşatılmış görüntü üzerinde seçilen tohum noktaları yeşil renk ile gösterilmiştir. c)Tespit edilmiş glottal açıklık bölgesi siyah renk ile işaretlenmiştir.

Işık yansıması veya glottal açıklıkta bulunan yüksek karşıtlık farklılıkları nedeniyle bazı durumlarda glottal açıklık, bölge büyütme algoritması ile bir bütün olarak bölütlenemeyebilmektedir (Şekil 2.13'de görülen son iki ses teli görüntüsü örneği). Bu gibi durumlarda, bölütlenen kısım içinde kalmış açıklık bölgelerinin giderilebilmesi için k yineleme sayısı, B simetrik bir yapısal eleman, A doldurulacak deliklerin sekiz komşuluk ile bağlı sınır elemanlarını içeren bir küme ve X_0 büyüklüğü A ile aynı olan ve deliklerin lokasyonlarını bildiren pikseller dışında tüm pikseklerin sıfır olduğu bir resim olmak üzere, (2.8) ile morfolojik delik doldurma işlemi yapılmıştır. İterasyonlar $X_k = X_{k-1}$ olana kadar devam eder [43].

$$X_k = (X_{k-1} \oplus B) \cap A^c \quad k = 1,2,3, \ldots \tag{2.8}$$

İterastonlar sonlandığında doldurulan delikler ve sınır bölgelerini birlikte içeren sonuç resmini elde etmek için (2.9) kullanılır.

$$F = X_k \cup A \tag{2.9}$$

Şekil 2.13'de verilmiş son iki ses teli görüntüsüne morfolojik doldurma işlemi uygulandığında elde edilen glottal açıklık bölgeleri Şekil 2.14'de görülmektedir.



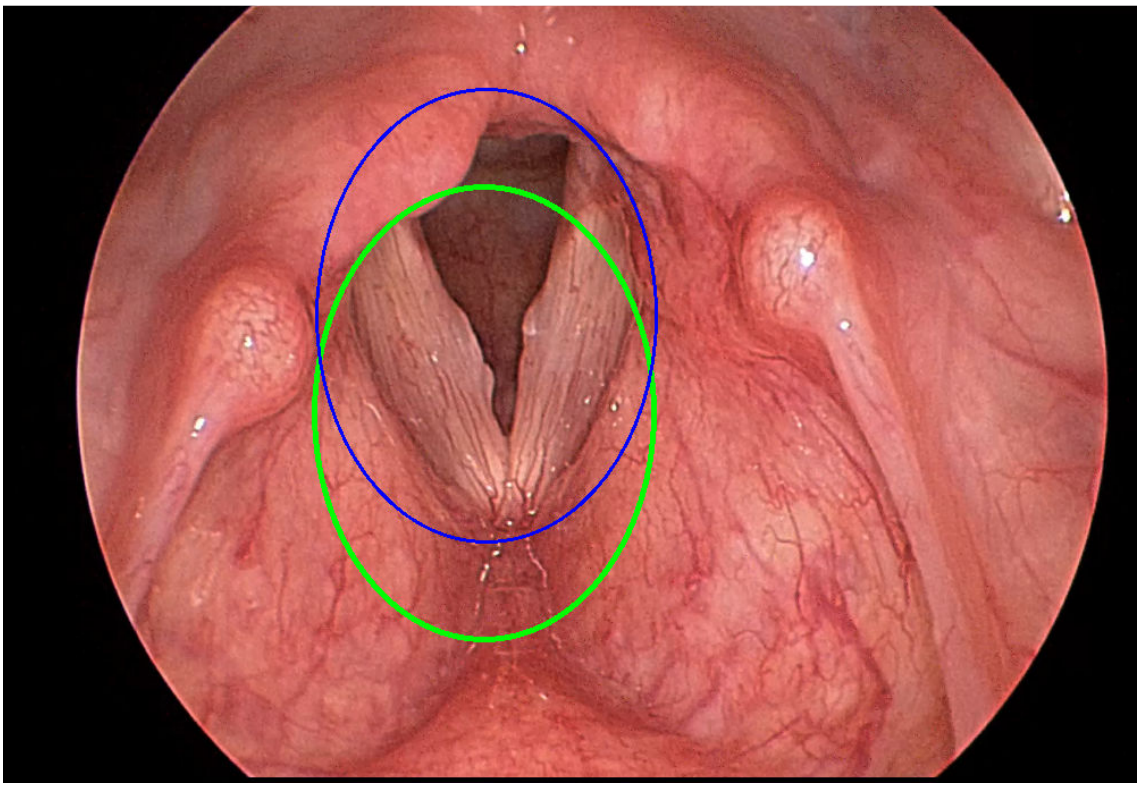
Şekil 2.14 Morfolojik doldurma işlemi uygulandığında elde edilen glottal açıklık bölgeleri

2.4.3 Ses Teli Görüntülerinin Normalizasyonu

Video-laringostroboskopi esnasında kameranın veya hastanın pozisyon değişikliği, alınan görüntüde ses tellerinin kapladığı alanın de değişmesine sebep olmaktadır. Ses telleri damar ve şekil özelliklerini çıkarmak üzere yapılan analizlerin sağlıklı olabilmesi

için bölütlenmiş ses teli görüntülerinde ses tellerinin boyutlarının normalize edilmesi gerekmektedir. Bunun için glottal açıklığın büyüklüğü referans alınmıştır [34].

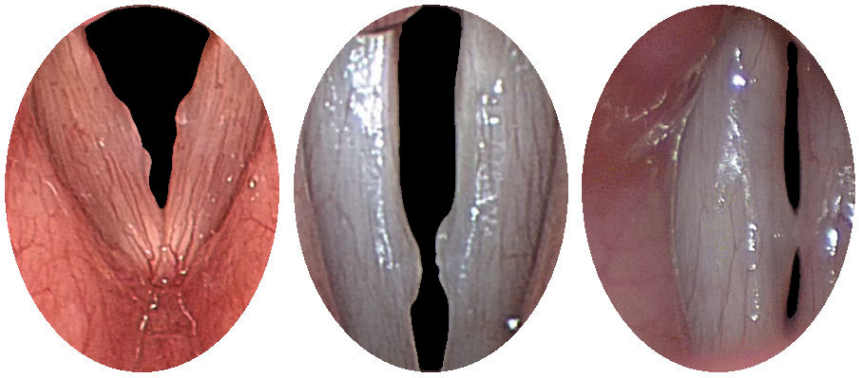
İlk olarak glottis bölgesi resmin merkezinde olacak şekilde ses tellerinin yerini gösteren pencere kaydırılarak YGH ile bulunmuş ses telleri lokasyonu bilgisi iyileştirilir. Şekil 2.15'de YGH ile bulunmuş ses teli lokasyonunu gösteren pencere yeşil ile işaretlenmiştir. Glottis bölgesini ortalayacak şekilde kaydırılmış pencerenin yeni pozisyonu ise mavi ile işaretlenmiştir.



Şekil 2.15 YGH ile bulunmuş ses teli lokasyonunu gösteren pencere yeşil renk ile işaretlenmiştir. Glottis bölgesini ortalayacak şekilde kaydırılmış pencerenin yeni pozisyonu ise mavi renk ile işaretlenmiştir.

İkinci adımda ise güncellenmiş ses teli resimleri üzerinde glottal açıklığın yüksekliği aynı olacak şekilde resimler yeniden boyutlandırılır. Yeniden boyutlandırma işlemi, ses teli görüntüsü üzerine oturtulan pencere boyutu aynı kalacak şekilde pencere içindeki ses teli bilgisini büyültme ya da küçültme şeklinde olmaktadır. Yeniden boyutlandırılmış görüntülere tekrar glottal açıklık bulma işlemi uygulanmıştır. Şekil 2.16'da önerilen algoritmanın sonuçlarına örnekler verilmiştir. YGH ile bulunmuş ses teli görüntüleri

Şekil 2.16-a'da görünmektedir. Normalize edilmiş ve glottal açıklık bölgesi bulunmuş görüntüler ise Şekil 2.16-b'de verilmiştir.



(a)



(b)

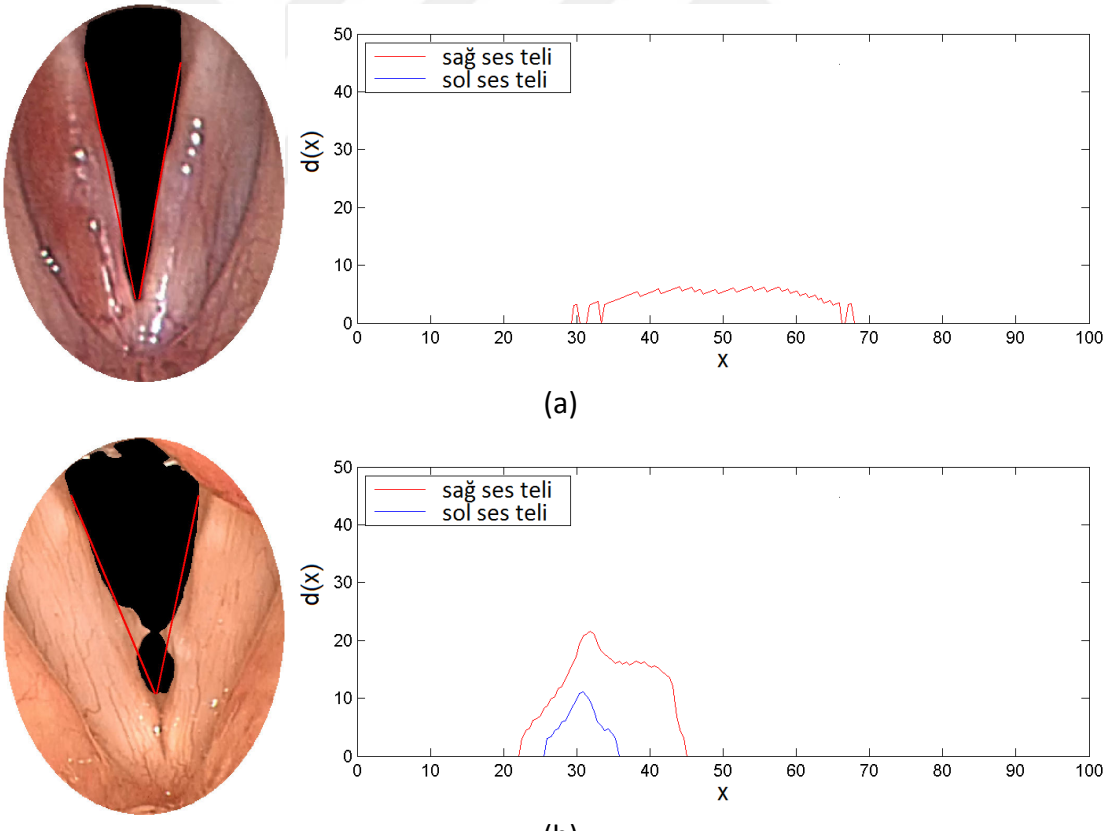
Şekil 2.16 Önerilen nomalizasyon algoritmasının sonuçlarından örnekler. a) YGH ile bulunmuş ses teli görüntüleri b) Normalizasyon işlemi sonucu elde edilen görüntüler

2.5 Ses tellerinin Kenar Özelliklerinin Çıkartılması

Ses teli rahatsızlıklarının bir bölümü ses tellerinin şekilsel olarak bozulmasına yol açarken bazı ses teli rahatsızlıklarında ise şekilsel bozulma görülmemektedir. Bu nedenlerle ses teli şekilsel bozulmalarının analizi, patolojilerin doğru sınıflandırılabilmesi için büyük önem taşımaktadır. Hekimler tarafından ses teli hastalıklarının teşhisinde dikkate alınan ses teli kenar özellikleri aşağıda verilmiştir:

1. Sağ ve sol ses teli kenarlarının düz bir hat oluşturup oluşturmadığı
2. Patoloji mevcutsa lokasyonu, büyüklüğü ve şekli
3. İki ses teli kenarının simetrikliği

Ses teli patolojileri, ses telinin titreşim sırasında en fazla darbeyi alan orta 2/3'lük kısmında oluşmakta ve konuşma esnasında ses tellerinin tamamen kapanmasına engel olarak konuşma bozukluğuna yol açmaktadır. Bu nedenle ses teli şekil bozulmalarının tespit edilmesinde görüntünün orta 2/3'lük kısmında bulunan glottal açıklık kenar hatlarından yararlanılmıştır. İlk adımda glottal açıklığın sol ve sağ sınırlarındaki üst ve alt noktaları birleştirilerek sağ ve sol ses telleri için ses teli kenarı referans çizgileri çizilmiştir. Şekil 2.17'de sol tarafta iki taraflı larenjit ve nodül teşhisi konmuş iki hastaya ait ses teli görüntüleri verilmiştir. Glottal açıklıktan yararlanılarak oluşturulmuş kenar referans çizgileri kırmızı ile işaretlenmiştir. Larenjit patolojik bir rahatsızlık olmadığından ses teli kenarları düzgün görünümlüdür (Şekil 2.17-a). Aksine nodüler ses tellerinde karşılıklı ve neredeyse simetrik yapıda lezyon oluşumları mevcuttur (Şekil 2.17-b). Ses teli kenarlarının kırmızı ile işaretlenmiş referans çizgisinden glottal açıklık bölgesine doğru taşan kısımları patolojiye işaret etmektedir.



(a)

(b)

Şekil 2.17 a) İki taraflı larenjit b) İki taraflı nodül teşhisi konmuş hastalara ait ses teli görüntüleri ve kenar eğrileri. Glottal açıklıktan yararlanılarak oluşturulmuş kenar referans çizgileri kırmızı renk ile işaretlenmiştir. Bu ses telleri için elde edilmiş kenar eğrileri sağ tarafta verilmiştir.

Ses teli kenar bozulmalarının tesbiti için ses teli kenarlarının, kenar referans çizgileri üzerinde dağılımı analiz edilmiştir. Ses teli kenar referans çizgileri üzerindeki pikseller x, bu piksellerin referans çizgilerinden glottal açıklık bölgesine doğru taşan ses teli kenarına olan Öklid uzaklıkları $d(x)$ olmak üzere Şekil 2.17'de sol tarafta görülen ses teli resimleri için elde edilmiş kenar eğrileri Şekil 2.17'de sağ tarafta görülmektedir.

Sağ ve sol ses teli kenar dağılımları ayrı ayrı hesaplanmıştır. Kenar referans çizgilerinin alt noktaları orijin olarak kabul edilmek üzere, patoloji büyüklüğü P_g, eğri altında kalan alana eşittir ve (2.10) ile hesaplanmıştır.

$$P_g = \sum d(x) \tag{2.10}$$

Patolojinin büyüklüğünün yanı sıra patoloji merkezi ve patolojinin şekli de rahatsızlığın teşhisi açısından büyük önem taşımaktadır. Daha yuvarlak hatlı ve büyük patolojiler polipe işaret ederken, nodüller daha yayvan bir yapıya sahiptir. Patolojinin yükseklik ve genişliğinin birbirine oranı patolojinin yayvanlığı hakkında bilgi vermektedir. Kenar referans çizgisi üzerindeki her x pikseli, olasılık dağılım fonksiyonu $P(x) = d(x)/Pg$ olan bir rastgele değişken olmak üzere, patoloji merkezi, yarı çapı ve yüksekliği sırasıyla (2.11) ve (2.12) ve (2.13) ile hesaplanmıştır.

$$\mu_x = \sum x * P(x) \tag{2.11}$$

$$P_r = 2 * \sum (P(x) * (x - \mu_x)^2) \tag{2.12}$$

$$P_y = d(\mu_x) \tag{2.13}$$

Patoloji çapı ve yüksekliği birbirine oranlanarak (2.14) ile patolojinin yayvanlığı hesaplanmıştır.

$$\beta = \frac{P_r}{P_y} \tag{2.14}$$

Ses teli patolojilerinin uzmanlar tarafından analizinde dikkate alınan bir diğer özellik ses tellerinin simetrikliğidir. Ses teli nodülleri genellikle çift taraflı olarak görülürken polipler genellikle tek taraflıdır. Sağ ve sol ses tellerinin simetrikliğini ölçebilmek için Bhattacharyya mesafesi kullanılmıştır [44]. P(x) ve Q(x) sağ ve sol ses teli eğrilerinin olasılık yoğunluk fonksiyonları olmak üzere, Bhattacharyya katsayısı (2.15) ile hesaplanırken Bhattacharyya mesafesi ise (2.16) ile hesaplanmaktadır.

$$BC = \sum \sqrt{P(x) * Q(x)} \tag{2.15}$$

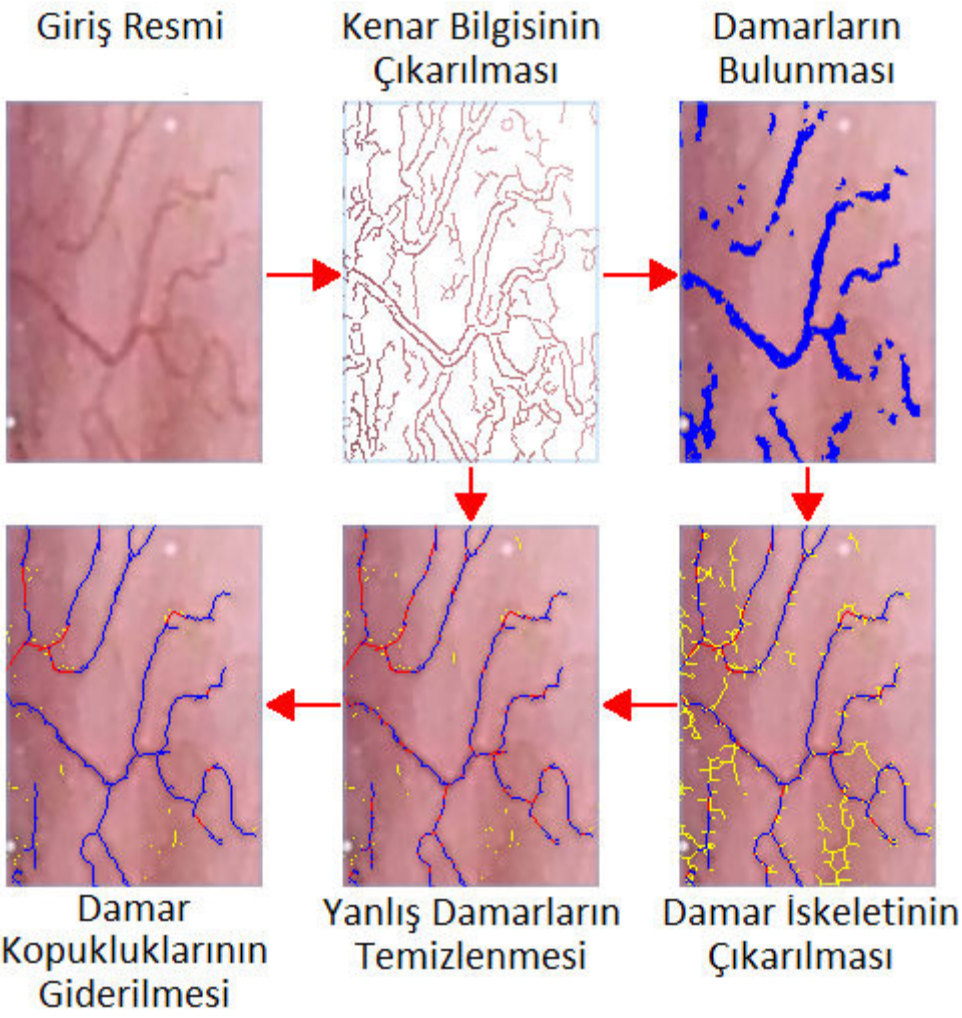
$$BC_{mesafe}(P, Q) = -\ln BC \tag{2.16}$$

2.6 Ses tellerinin Damar Özelliklerinin Çıkartılması

Ses telleri üzerindeki damarların yönelim özelliklerinin, başlangıç ve bitiş noktalarının tespit edilebilmesi için damarların bir piksel kalınlığındaki orta ekseninin çıkartılması ve analiz edilmesi gerekmektedir.

2.6.1 Ses Teli Damarlarının Orta Ekseninin Çıkarılması

Ses teli damarlarının orta ekseninin çıkarılması için geliştirilen sistemin akış diyagramı Şekil 2.18'de verilmiştir [41]. İlk adımda ses tellerinin kenar bilgisi elde edilmekte ve kenar pikselleri tohum noktaları olarak kullanılarak tohumlu bölge büyütme algoritması ile damar yapıları çıkarılmaktadır. Ardından ses teli damarlarının iskelet bilgisi elde edilmekte ve ses teli kenar resminden yararlanarak, elde edilen iskelet bilgisi üzerindeki yanlış damarlar temizlenmektedir. Son adımda ise ses teli damar yapıları üzerindeki kopukluklar giderilerek ses teli orta ekseni elde edilmektedir.



Şekil 2.18 Ses teli damarlarının orta eksenlerinin çıkarılması sisteminin akış diyagramı

2.6.1.1 Kenar Bilgisinin Çıkarılması

İlk adımda ses teli görüntülerine Canny kenar belirleme uygulanarak görüntünün kenar bilgisi elde edilir. Canny kenar belirleme algoritması işlem adımları aşağıda verilmiştir [45];

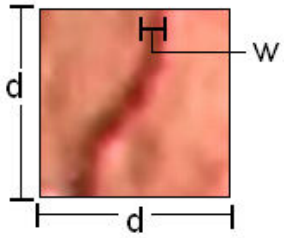
1. Resim Gaussian süzgeci ile yumuşatılır.
2. Gradyan şiddetleri ve açıları sırası ile (2.1) ve (2.2) eşitlikleri ile hesaplanır.
3. Resimdeki kenarları inceltmek için maksimum olmayan noktaların bastırılması işlemi uygulanır. İlgili piksel'in gradyan şiddeti, kenar yönündeki komşularınınkinden büyük ya da eşitse o pixel kenar olarak saklanır.
4. Çift eşikleme ile kenarlar tespit edilir.

Kenar belirleme yapılırken, deneysel olarak en iyi sonucu verdiği için çift eşikleme adımında alçak eşik değeri 10, yüksek eşik değeri ise 30 olarak seçilmiştir. Elde edilen kenar bilgileri ilk olarak tohumlu bölge büyütme algoritması ile damar yapılarının bulunması aşamasında tohum noktaları olarak kullanılır. Yanlış damarların temizlenmesi aşamasında yine ses teli görüntüsünün kenar bilgisinden yararlanılmıştır. Şekil 2.20-a'da verilen örnek bir ses teli görüntüsüne Canny kenar belirleme uygulandığında elde edilen sonuç Şekil 2.20-b'de görülmektedir.

2.6.1.2 Damar Yapılarının Bulunması

Ses telleri üzerindeki damarların bulunması için damarların aşağıdaki özelliklerinden faydalanılmıştır [46];

1. Damara ait bölgeler arka plana göre koyu renklidir.
2. Damar bölgeleri uzun ve ince yapıdadır. W kalınlığında bir damar aranıyorken ses teli resmi üzerine Şekil 2.19'da görüldüğü gibi d*d lik bir kare pencere oturtulduğunda, a_v bu pencere içerisinde damara ait bölgelerin alanı olmak üzere, a_v'nin yaklaşık değeri (2.17) ile ifade edilebilir. Bu alan arka plana ait bölgelerin alanına göre ihmal edilebilir ölçüde küçük kalacaktır.



Şekil 2.19 d*d boyutunda bir pencere içinde bulunan W kalınlığında bir damar parçası

$$a_v \leq W * d * \sqrt{2} \tag{2.17}$$

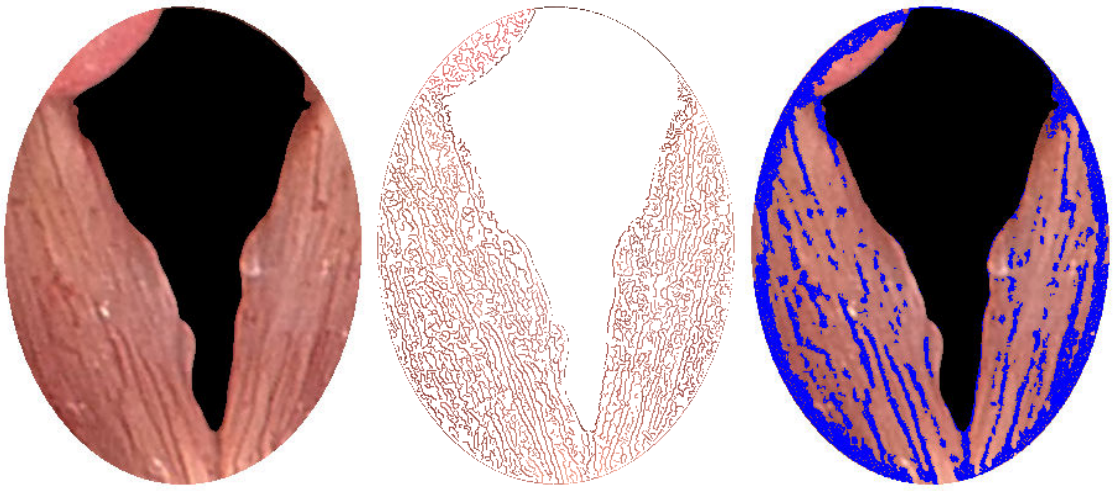
3. Sağlıklı bir damarın kalınlığı ve rengi yavaşça değişmektedir.

Damar yapılarının bu özellikleri sebebiyle d>>W olarak seçildiğinde, kare pencerenin ortalama yoğunluğu, damar üzerindeki bir p pikselinin yoğunluğundan büyük olmaktadır. Bölge büyütme ile damarlar bulunurken damarlar ve ses teli dokusu arasında daha fazla karşıtlık verdiği için [11] ses teli görüntülerinin yeşil renk bileşeni

kullanılmaktadır. Bölge büyütme ile damar yapılarının bulunması için kullanılan algoritma adımları aşağıda verilmiştir;

1. CA aday piksel dizisi, Canny kenar belirleme ile elde edilen tohum noktaları ile ilklendirilir.
2. CA'nın her elemanı için;
   i. Aday p pikseli kenar uzunluğu d olan bir karenin merkezine gelecek şekilde resme bir pencere oturtulur.
   ii. Bu pencerenin içindeki piksellerin yoğunluklarının ortalaması alınır.
   iii. Aday pikselin yoğunluğu ortalamadan küçük ise, bu piksel damara ait bir piksel olarak işaretlenir ve CA'dan çıkarılır.
   iv. Bu pikselin dört komşuluğu CA'ya eklenir.

Şekil 2.20-a'da verilen ses teli görüntülerinin bölge büyütme algoritması ile damar yapıları bulunduğunda elde edilen sonuçlar Şekil 2.20-c'de görülmektedir. Veritabanındaki ses teli örneklerin damar kalınlıkları göz önünde bulundurularak, bölge büyütme algoritmasında pencere boyutu d=29 olarak seçilmiştir.



(a) (b) (c)

Şekil 2.20 a) Orjinal görüntü b) Canny kenar belirleme algoritması ile bulunmuş kenar bilgisi c) Tohumlu bölge büyütme ile bulunmuş damar yapıları

2.6.1.3 Damar İskeletinin Çıkarılması

Tohumlu bölge büyütme ile bulunmuş damar yapılarının iskeletin çıkarılması için yinelemeli inceltme algoritması kullanılmıştır [47]. İnceltme işlemi tek piksel kalınlığında iskelet elde edilene kadar devam eder. Her iterasyon iki alt yinelemeden oluşmaktadır. $x_1, x_2, x_3, \dots, x_8$, p pikselinin sekiz komşuluğu olmak üzere (2.18), (2.19) ve (2.20) ile, (2.21) ise (2.22) ve (2.23) ile hesaplamaktadır.

$$X_H(p) = 1 \tag{2.18}$$

$$X_H(p) = \sum_1^4 b_i \tag{2.19}$$

$$b_i = \begin{cases} 1, & eğer\ x_{2i-1} = 0 \wedge (x_{2i} = 1 \vee x_{2i+1} = 1) \\ 0, & aksi\ halde \end{cases} \tag{2.20}$$

$$2 \leq \min\{n_1(p), n_2(p)\} \leq 3 \tag{2.21}$$

$$n_1(p) = \sum_{i=1}^4 x_{2k-1} \vee x_{2k} \tag{2.22}$$

$$n_2(p) = \sum_{i=1}^4 x_{2k} \vee x_{2k+1} \tag{2.23}$$

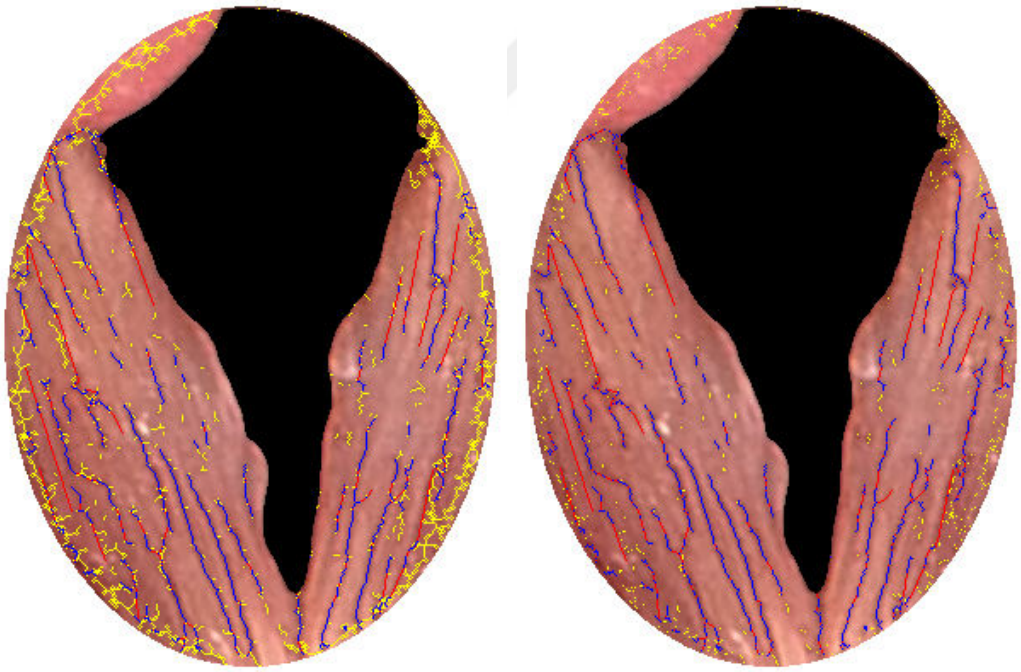
$$(x_2 \vee x_3 \vee \overline{x_8}) \wedge x_1 = 0 \tag{2.24}$$

$$(x_6 \vee x_7 \vee \overline{x_4}) \wedge x_5 = 0 \tag{2.25}$$

p pikseli (2.18), (2.21) ve (2.24) eşitliklerini sağlıyorsa ilk alt yinelemede, (2.18), (2.21) ve (2.25) eşitliklerini sağlıyorsa ikinci alt yinelemede silinir.

2.6.1.4 Yanlış Damarların Temizlenmesi

Video-laringostroboskop cihazı ile görüntü alınırken kullanılan ışık kaynağının ses teli üzerinden yansıması ve ses teli üzerindeki kanamalar nedeniyle gerçekte damar olmayan bölgeler de sistem tarafından damar olarak işaretlenebilmektedir. Bundan başka yinelemeli inceltme algoritması ile elde edilmiş iskelet yapısında artık iskelet dalları da bulunmaktadır. Bu nedenlerle, çıkarılan iskelet yapısından ve damarlara ait kenar bilgisiden faydalanarak yanlış damarları temizleyen bir yöntem tasarlanmıştır. Şekil 2.21-a'da tohumlu bölge büyütme ile tespit edilmiş damar yapılarının yinelemeli inceltme ile elde edilmiş iskelet yapısı görülmektedir. Elde edilen görüntü, damar iskeleti el ile işaretlenmiş ses teli görüntüsü ile karşılaştırılarak yanlış kabuller (gerçekte damar olmadığı halde sistem tarafından damar olarak işaretlenmiş pikseller) sarı renk ile, yanlış redler (gerçekte damar olduğu halde sistem tarafından damar olarak işaretlenmemiş pikseller) kırmızı renk ile, doğru kabuller ise (gerçekte damar olup sistem tarafından da damar olarak işaretlenmiş pikseller) mavi renk ile gösterilmiştir.



(a) (b)

Şekil 2.21 a)Yinelemeli inceltme algoritması ile elde edilmiş iskelet yapısı. b) Yanlış damarların temizlenmesi işlemi ile elde edilmiş iskelet yapısı. Yanlış pozitifler sarı, yanlış negatifler kırmızı, doğru pozitifler ise mavi renk ile gösterilmiştir.

Damar özelliklerinin hatasız bir şekilde çıkarılabilmesi için yanlış kabullerin mümkün olduğunca azaltılması gerekmektedir. Yanlış damarların temizlenmesi aşamasında damarların aşağıdaki özelliklerinden faydalanılmıştır;

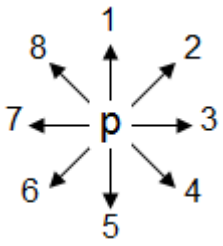
1. Video-laringostroboskop ile görüntüsü alınan bir ses teli üzerinde gözlenebilecek damar yapılarının kalınlıkları, ses telinin büyüklüğü ile orantılıdır.
2. Damar boyunca damar kenarları birbirine paralel olarak bulunmaktadır.
3. Bir damara ait piksellerin renk bilgisi damar boyunca birbirine yakın değerlerden oluşmaktadır.

Yanlış damarların temizlenmesi için kullanılan algoritma adımları aşağıda anlatılmıştır. İskelet üzerindeki her p pikseli için yinelemeli olarak;

1. 3*3 luk komşuluğa göre iskeletin yönü bulunur. s ilgili pixelden önceki pixel, d ilgili pixelden sonraki pixel olmak üzere, ilgili iskelet parçasının eğimi (2.26) ile hesaplanır.

$$m=(s_i-d_i)/(s_j-d_j) \qquad (2.26)$$

2. Şekil 2.22'de görüldüğü gibi iskelet üzerindeki ilgili p pikselinden, m'e dik olacak şekilde iskeletin her iki tarafından 1-5, 2-6, 3-7 veya 4-8 yönlerinde ilerlenir. İlerleme, belirlenen bir maxYaricap uzunluğa ulaşıncaya veya bir kenar pixel ile karşılaşıncaya kadar devam eder. Bu uzunluk resimde kabul edilebilecek maksimum kalınlıktaki damarın yarıçapına eşittir.



Şekil 2.22 8 Komşuluğa göre ilerleme yönleri

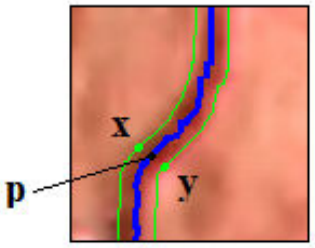
3. Şekil 2.23'de görüldüğü gibi iskelet üzerindeki p pikselinden iskelet doğrultusuna dik olacak şekilde ters yönlere ilerlendiğinde karşılaşılan x ve y kenar piksellerin yeşil renk bileşenleri $x_{yoğunluk}$ ve $y_{yoğunluk}$, p pikseline uzaklıkları sırasıyla x_{mesafe} ve y_{mesafe} olmak üzere p pikselinin iskelet piksel olarak

korunabilmesi için Eşitlik (2.27) (2.28) ve (2.29)'nin sağlanması gerekmektedir. Eşitlik (2.27) (2.28) ve (2.29) aynı sıra ile yukarıda damarlara ait verilmiş üç özelliğin sağlanıp sağlanmadığını kontrol etmek için kullanılmıştır. Bu üç eşitliği aynı anda sağlayan iskelet pikselleri korunur.

$$x_{mesafe}, y_{mesafe} < maxYaricap \quad (2.27)$$

$$| x_{mesafe} - y_{mesafe} | < thr_{mesafe} \quad (2.28)$$

$$| x_{yoğunluk} - y_{yoğunluk} | < thr_{yoğunluk} \quad (2.29)$$



Şekil 2.23 Yanlış damarların temizlenmesi işlemi gösterimi. Yeşil çizgiler damar kenarlarını, mavi çizgi yinelemeli inceltme algoritması ile elde edilmiş iskeleti göstermektedir.

Yanlış Damarların Temizlenmesi işlemi ile elde edilmiş iskelet yapısı ise Şekil 2.21-b'de görülmektedir. Yanlış pozitfiler sarı, yanlış negatifler kırmızı, doğru pozitifler ise mavi ile gösterilmiştir. Yanlış damarların temizlenmesi için kullanılan algoritmanın doğru pozitifleri çok büyük oranda korurken, yanlış pozitifleri de oldukça etkili bir biçimde temizlediği görülmektedir.

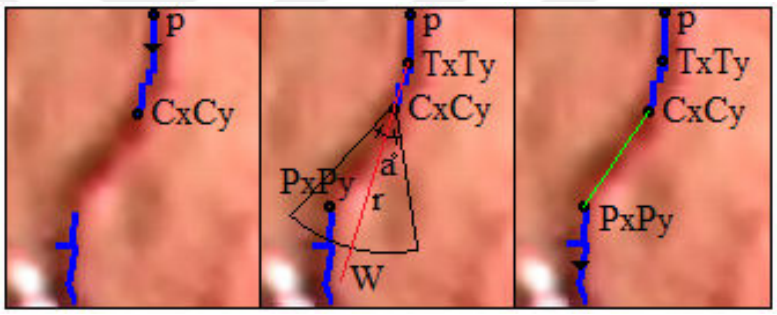
2.6.1.5 Damar Kopukluklarının Giderilmesi

Yanlış damarların temizlenmesi işlemi ile şekil bakımından damar olamayacak özellikteki parçaların giderilmesi sağlanmış ancak aynı zamanda özellikle ince ve daha derinde bulunan damar yapılarında küçük kopuklukların oluşmasına da neden olunmuştur. Bu aşamada oluşan küçük kopuklukların giderilmesi ve kullanılan tohumlu bölge büyütme algoritması ile tamamı tespit edilememiş damar yapılarına ait eksik parçaların tamamlanması amacı ile kullanılan algoritmanın adımları aşağıda verilmiştir.

1. Damar yapılarına bağlantılı bileşen analizi uygulanır. Her bileşen iki yönlü olarak baştan sona takip edilir. Her takip işleminde bağlantı kurulacak optimum iskelet parçasını bulabilmek için aşağıdaki adımlar gerçeklenir:

   i. P ve CxCy noktaları Şekil 2.24-a'da mavi ile işaretlenmiş iskelet parçasının başlangıç ve bitiş noktaları olmak üzere, damar üzerinde takip yönüne ters bir şekilde n piksel geri gidilerek TxTy noktasına ulaşılır. TxTy ve CxCy noktalarından geçen W doğrusu hesaplanır (Şekil 2.24-b).

   ii. S, CxCy merkez, r yarıçap, W açıortay ve 2a merkez açı olmak üzere dört parametre (CxCy, r, W, 2a) ile ifade edilen bir daire dilimi olmak üzere, S daire dilimi içerisindeki pikseller taranır (Şekil 2.24-b). Daire dilimi içerisinde CxCy noktasına en yakın durumda bulunan PxPy noktası seçilir. CxCy ve PxPy noktaları birleştirilir ve takibe PxPy noktasından devam edilir (Şekil 2.24-c).



(a) (b) (c)

Şekil 2.24 Damar kopukluklarının giderilmesi işlem adımları

2. Yanlış damarların temizlenmesi işlemi sonucu elde edilen iskelet yapısında farklı büyüklüklerde kopukluklar mevcuttur. Farklı büyüklükteki kopukluklardan örnekler Şekil 2.25-a'da görülmektedir. Kopuklukların hepsinin giderilebilmesi için damar birleştirme algoritmasının farklı parametreler ile yinelemeli olarak çalıştırılması gerekmektedir. Bunun için her yinelemede r ve n değeri arttırılır, a değeri azaltılır. Yeni bağlantı kurulabildiği sürece 1. adıma dönülerek iterasyonlara devam edilir.

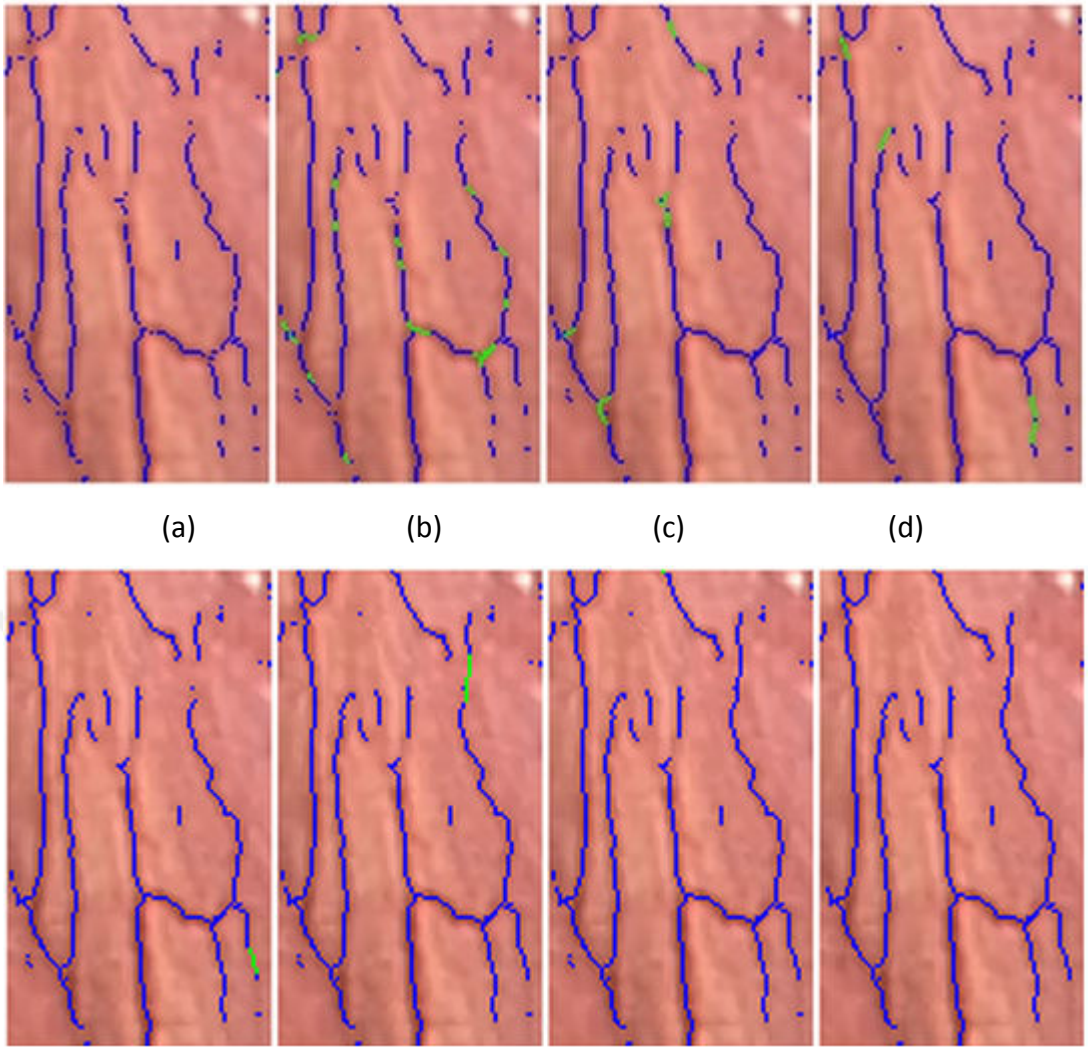
3. Son adımda bağlantılı bileşen analizi ile küçük damar parçaları yok edilir.

Veri tabanındaki görüntüler üzerinde yapılan testlerde iskelet yapısı üzerindeki kopuklukların giderilmesi için önerilen algoritmanın en fazla altı yineleme sonrası sonlandığı tespit edilmiştir. İterasyonlarda kullanılan r,n ve a değerleri veritabanındaki ses teli görüntüleri incelenerek deneysel olarak Çizelge 2.2'de görüldüğü gibi belirlenmiştir.

Çizelge 2.2 İskelet yapısı üzerindeki kopuklukların giderilmesi için tasarlanan yöntemin farklı yinelemelerinde kullanılan parametre değerleri

İterasyon No	R	N	a
1	3	2	60
2	5	3	40
3	7	5	30
4	10	7	20
5	15	10	10
6	20	15	5

Yanlış damarlardan temizlenmiş iskelet yapısı üzerindeki kopuklukların giderilmesi için gerçekleştirilen her yineleme sonucu ve ilgili parametreler Şekil 2.25'de görülmektedir. Her yinelemede oluşturulan yeni bağlantılar yeşil renk ile gösterilmiştir.



(a) (b) (c) (d)

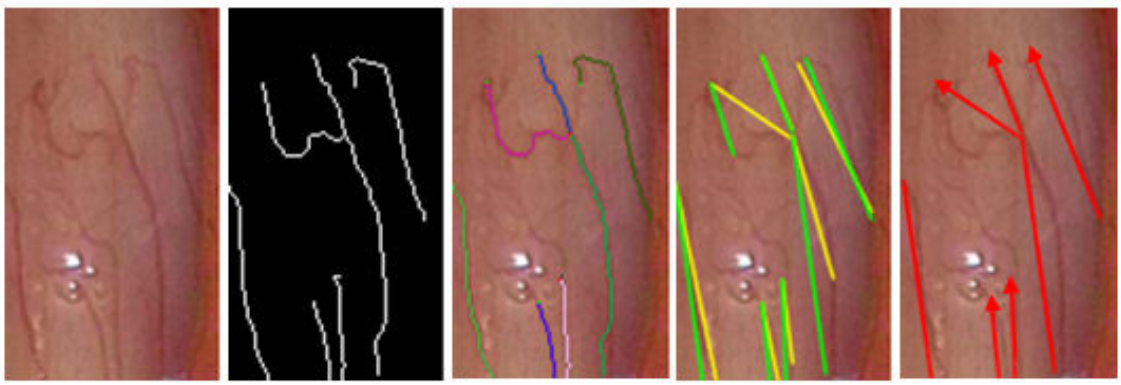
(e) (f) (g) (h)

2.25 a) Yanlış damarların temizlenmesi işlemi sonucu elde edilen iskelet yapısında bulunan farklı büyüklüklerdeki kopukluklar b) Iter. 1: r=3 n=2 a=60 c) Iter. 2: r=5 n=3 a=40 d) Iter. 3: r=7 n=5 a=30 e) Iter. 4: r=10 n=7 a=20 f) Iter. 5: r=15 n=10 a=10 g) Iter 6: r=20 n=15 a=5 iken yeni bağlantı kurulamamaktadır h) Bağlantılı bileşen analizi ile küçük damar parçaları giderildikten sonra

2.6.2 Ses Teli Damar Özelliklerinin Çıkarılması

Çalışmanın bu bölümünün hedefi damar yapılarını vasküler vektörler olarak ifade ederek yönelim özelliklerini çıkarmaktır. Bunun için ilk olarak temizlenmiş iskelet yapısındaki her bağlantılı bileşen takip edilerek dallara ayrılır. Her dal ayrı ayrı ele alınır. Her dalın yatay ve düşey yöndeki yer değiştirmesi hesaplanır. En fazla yer değiştirmenin olduğu eksen üzerindeki en büyük ve en küçük değerlere sahip noktalar birleştirilerek ilgili dala ait vasküler vektör elde edilir. Her vektörün glottal eksene en

uzak noktasının başlangıç noktası olduğu kabul edilir. Üzerinde damarlar bulunan bir ses teli dokusu görüntüsü ve bu görüntüden çıkarılan damar yapıları orta eksenleri Şekil 2.26-a ve 2.26-b'de görülmektedir. Çıkarılan dal yapıları farklı renklerde işaretlenerek Şekil 2.26-c'de verilmiştir. Dalların yatay ve düşey yer değiştirmeleri ve elde edilmiş vasküler vektörler ise sırasıyla 2.26-d ve 2.26-e'de görülmektedir.

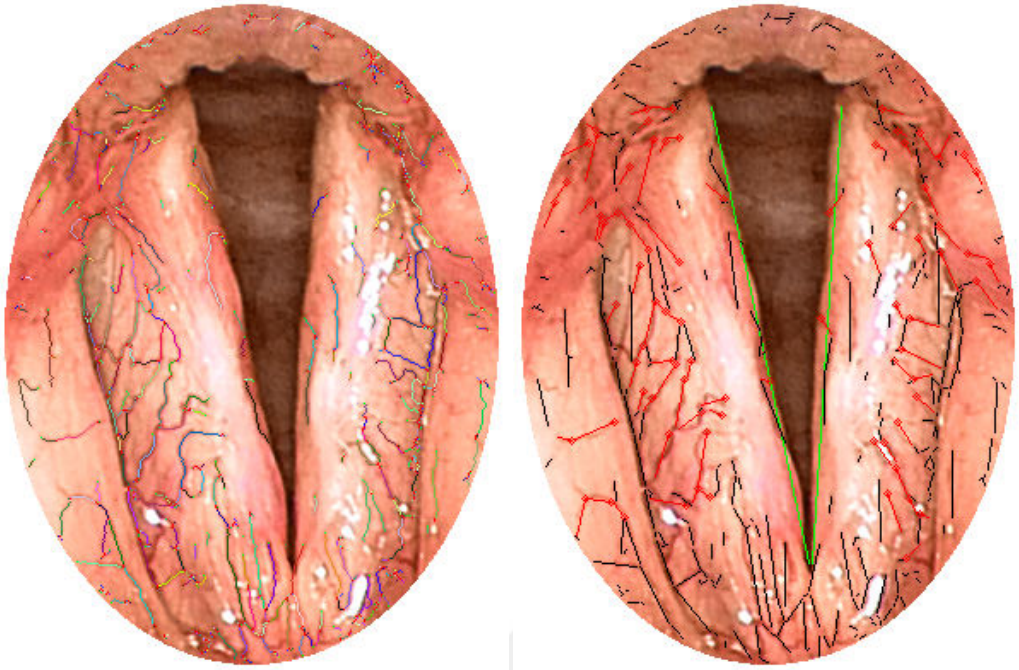


(a) (b) (c) (d) (e)

2.26 a) Üzerinde damarlar bulunan bir ses teli dokusu görüntüsü b) Bu görüntüden çıkarılan damar yapıları orta eksenleri c) Çıkarılan dal yapıları. Her dal farklı bir renk ile gösterilmiştir. d) Dalların yatay ve düşey yer değişimleri. Yatay yer değişimleri sarı, düşey yer değişimleri yeşil renk ile işaretlenmiştir. e) Elde edilmiş vasküler vektörler.

Elde edilen vasküler vektörlerden iki farklı tipte özellik çıkarılmıştır. İlkinde her vasküler vektör ayrı ayrı ele alınarak ses teli kenar referans çizgisi ile yaptığı açı hesaplanmıştır. Bu açı belirlenen bir eşik değerinden büyükse vasküler vektör enine ve kıvrımlı olarak, aksi halde ise boylamasına olarak işaretlenmiştir. Deneysel olarak en iyi sonuçları verdiği için eşik değeri 20° olarak seçilmiştir. Şekil 2.27-a'da dallarına ayrılmış damar yapıları, Şekil 2.27-b'de ise bu dallar için elde edilen vasküler vektörler görülmektedir. Enine ve kıvrımlı olanlar kırmızı ile, boylamasına olanlar ise siyah ile gösterilmiştir. Elde edilen vasküler vektörlerden sınıflandırmada kullanılmak üzere aşağıdaki özellikleri çıkarılmıştır;

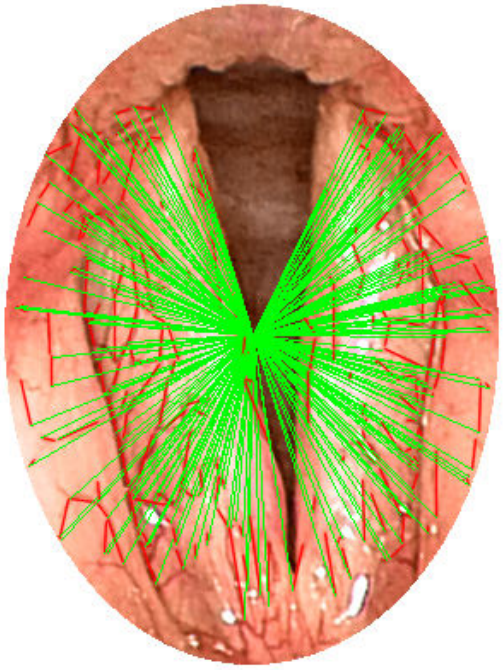
1. Çıkarılan damar orta eksenlerinin toplam boyutu
2. Enine ve kıvrımlı vasküler vektörlerin toplam boyutu
3. Boylamasına vasküler vektörlerin toplam boyutu



(a) (b)

Şekil 2.27 a) Dallarına ayrılmış damar yapıları b) Bu dallar için elde edilen vasküler vektörler. Enine ve kıvrımlı olanlar kırmızı renk ile, boylamasına olanlar ise siyah renk ile gösterilmiştir.

Vasküler vektörlerden elde edilen diğer bir özellik ise onların yönelim özelliğidir. Bazı ses teli patolojilerinde damarlar patolojiyi gösterecek şekilde yönelebilmektedir. Bu sebeple bir ses teli üzerindeki damarların ortak bir şekilde ses telleri üzerinde bir bölgeye yönelmiş durumda olup olmadığı ölçülmüştür. Bu ölçümü yapabilmek için vektör alanından yararlanılmıştır. Çoğu ses teli patolojisi ses tellerinin orta kısmında bulunmaktadır. Bu sebeple ses telleri üzerindeki her vasküler vektörün başlangıç noktasından başlayarak resmin merkezinde biten vektörlerden oluşan bir vektör alanı tanımlanmıştır. Şekil 2.27'de görülen ses teli örneği için sistem tarafından oluşturulan vektör alanı Şekil 2.28'da yeşil ile gösterilmiştir.



Şekil 2.28 Ses teli örneği için oluşturulan vektör alanı yeşil renk ile işaretlenmiştir.

Bir ses teli resmi üzerinde bulunan damar ağına ait dal sayısı n, bu ağ üzerinde bulunan vasküler vektörlerin başlangıç noktaları (x_1,...,x_n) ve bu ağ üzerinde bulunan vasküler vektörler (VV_{x1},…,VV_{xn}) olmak üzere, bu damar ağı için oluşturulan vektör alanı (VFx1,…,VFxn) olarak ifade edilirse, ses teli üzerindeki vasküler vektörler ile vektör alanının benzerliği kosinüs benzerliğinden (2.30) yararlanılarak hesaplanmıştır. Her vasküler vektör için hesaplanan kosinüs benzerliği, (2.31) kullanılarak vasküler vektörün uzunluğu ile doğru, vasküler vektörün ses teli merkezine uzaklığı ile ters orantılı olacak şekilde ağırlıklandırılmıştır. Son olarak (2.32) ile vektör alan içindeki her vasküler vektörün benzerliği toplanarak ses teli üzerindeki damar ağının vektör alana benzerliği hesaplanmıştır.

$$\cos_i(\theta) = \frac{VV_{xi}.VF_{xi}}{\|VV_{xi}\|\|VF_{xi}\|} \tag{2.30}$$

$$benzerlik_i = \cos_i(\theta) * \frac{|VV_{xi}|}{|VF_{xi}|} \ (i = 1..n) \tag{2.31}$$

$$benzerlikVektörAlan = \sum_{i=1}^{n} benzerlik_i \tag{2.32}$$

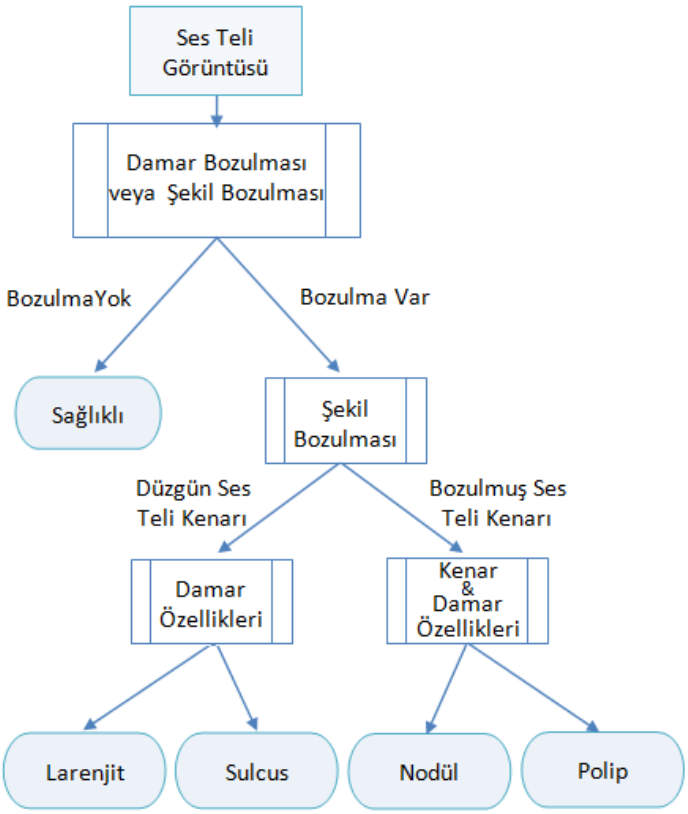
2.7 Ses Teli Hastalıklarının Sınıflandırılması

Bu çalışma kapsamında iki ayrı sınıflandırma problemi ele alınmıştır. Bunlardan ilki ses tellerinin sağlıklı, larenjit, sulcus vocalis, nodül ve polip olmak üzere beş sınıfa

ayrılmasını içermektedir. İkincisinde ise kitle lezyonlarından nodül ve kistin ayrıldığı iki sınıflı bir sınıflandırma problemi ele alınmıştır.

2.7.1 Sınıflandırma Metodolojisi

Ses tellerinin sağlıklı, larenjit, sulcus vocalis, nodül ve polip sınıflarına ayrılması için Şekil 2.29'de görülen ikili karar ağacı yapısı kullanılmıştır.



Şekil 2.29 Sağlıklı, larenjit, sulcus vocalis, nodül ve polip sınıflarının ayrılması için kullanılan ikili karar ağacı yapısı

Her düğümde ikili bir sınıflandırma yapılmaktadır. İlk seviyede ses telinin damar ve şekil özellikleri birlikte değerlendirilerek Sağlıklı/Hasta ses teli ayrımı yapılmaktadır. Larenjit ve sulcus vocalis ses teli kenar hatlarında belirgin bir şekilsel bozulmaya yol açmayan hastalıklarken, nodül ve polip ses teli kenarında oluşan kistik lezyonlardır. Kenar bozulması olan ve olmayan ses tellerini ayrı ayrı ele alabilmek için ikinci seviyede ses teli kenarlarında şekilsel bozulma olup olmadığı tespit edilmektedir. Üçüncü seviyede ise ses teli kenar bozulması olan ses telleri kenar ve damar özelliklerine göre, olmayan ses telleri ise damar özelliklerine göre sınıflandırılmaktadır. Her düğümde destek vektör

makineleri (DVM), rastgele orman (RO) ve K-En yakın komşuluk (KEK) yöntemleri ile ayrı ayrı sınıflandırma yapılarak en iyi sonucu veren sınıflandırıcı seçilmiştir.

Kitle lezyonlarından nodül ve kistin ayrıldığı iki sınıflı sınıflandırma probleminde ise, iki patoloji de benzer şekilde ses teli kenar bozukluklarına yol açabildikleri için, ses teli damar özellikleri kullanılmıştır. Yine DVM, RO ve KEK algoritmaları karşılaştırılarak en iyi sonucu veren sınıflandırıcı seçilmiştir.

Çalışma kapsamında ele alınan ikili sınıflandırma problemleri ve bu sınıflandırma problemlerinde kullanılan ses teli özellikleri Çizelge 2.3'de verilmiştir.

Çizelge 2.3 Ele alınan ikili sınıflandırma problemleri ve bu sınıflandırma problemlerinde kullanılan ses teli özellikleri

	Ses Teli Özellikleri	
Sınıflandırma Problemleri	**Damar Özellikleri**	**Kenar Özellikleri**
Sağlıklı / Hasta	**√**	**√**
Düzgün kenar / Kenar Bozulması		**√**
Nodül / Polip	**√**	**√**
Larenjit / Sulcus Vocalis	**√**	
Nodül / Kist	**√**	

2.7.2 Destek Vektör Makineleri

DVM, V.Vapnik ve arkadaşları tarafından önerilmiş oldukça popüler bir sınıflandırma algoritmasıdır [48]. DVM, y Є {-1, 1} ile gösterilen ayrı sınıfa ait örnekler x_i (i=1..M) olmak üzere, bu sınıflara ait örnekleri birbirinden ayıran marjini en büyük, doğrusal bir ayırt edici f(x) fonksiyonu bulunmasını amaçlar. Doğrusal olarak ayrılamayan örnekler icin veri, doğrusal olarak ayrılabildikleri daha yuksek boyutlu başka bir uzaya taşınır ve sınıflandırma o uzayda yapılır. k çekirdek fonksiyonu ve b yanlılık değeri olmak üzere f(x), (2.33) ile ifade edilmektedir.

$$f(x) = \sum_{i=1}^{M} y_i a_i k(x, x_i) + b \qquad (2.33)$$

f(x)'in işareti x örneğinin sınıfını gösterir. Sıfırdan farklı a_i değerlerine sahip x_i'ler destek vektörleri olarak adlandırılır.

2.7.3 Rastgele Orman

Leo Breiman tarafından önerilen RO, bir sınıflandırıcı yerine birden çok sınıflandırıcı üreterek onların tahminlerinden alınan oylar ile veriyi sınıflandıran bir algoritmadır[49]. Önceki rastgele vektörlerden bağımsız ama ormanın geri kalanı ile aynı dağılıma sahip Θ_k rastgele vektörü üretilir. Ardından başlangıçtaki veri setinden yer değiştirmeli olarak üretilen veri seti ve Θ_k kullanılarak k. ağaç oluşturulur. Ağacın oluşturulurken her bir düğümde rastgele olarak seçilen değişkenler arasından en iyisi kullanılarak düğümler dallara ayrılır. Ağaç mümkün olduğunca büyütülür ve budama yapılmaz. x giriş vektörü olmak üzere RO, $\{h(x,\Theta_k), k=1, ...\}$ ile ifade edilirse, ormandaki her ağaç x giriş vektörünü sınıflandırır ve x çoğunluğun seçtiği sınıf ile etiketlenir.

2.7.4 K-En Yakın Komşuluk

Sınıfı bulunacak olan verinin özellik vektörü değerine en yakın olan *k* adet özellik vektörlerinin bulunması prensibine dayanır [50]. En yakın özellik vektörleri bulunurken Euclidean mesafesi kullanılmıştır. Bulunan *k* adet vektör en fazla hangi sınıfa ait ise, o sınıf etiketi sınıflandırılacak olan verinin sınıfı olarak belirlenir.

BÖLÜM 3

DENEYSEL SONUÇLAR

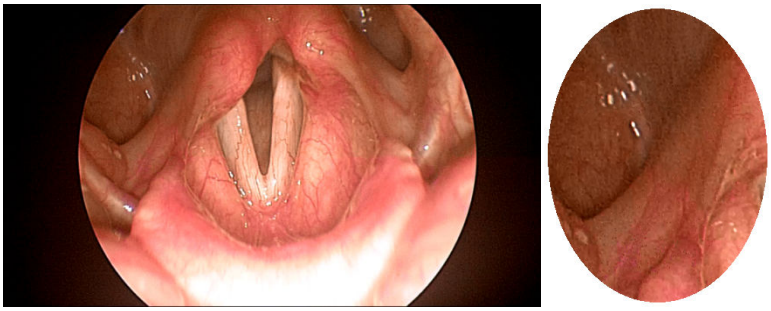
Tasarlanan ses teli hastalıkları sınıflandırma sisteminin çıktıların beş farklı başlık altında değerlendirilmiştir.

3.1 Ses Tellerinin Bölütlenmesi

Ses tellerinin bölütlenmesi, YGH ile video-laringostroboskopi görüntüleri üzerinde ses tellerinin lokasyonunun bulunması, glottal açıklığın bulunması ve ses teli görüntülerinin normalizasyonu olmak üzere üç işlem adımından oluşmaktadır. Ses teli özelliklerinin çıkarılması ve hastalıkların sınıflandırılması işlemlerine referans olacak resimler ses tellerinin bölütlenmesi ile elde edildiğinden, bu işlem adımlarının tümünün yüksek doğruluk ile tamamlanması büyük önem taşımaktadır. Ses tellerinin bölütlenmesi için önerilen yöntemin başarısını ölçebilmek için veritabanında bulunan 55 video-laringostroboskopi görüntüsünden yararlanılmıştır. Önerilen algoritma ile bölütlenen görüntü içerisinde ses telleri görüntünün merkezinde bütünlüğü bozulmayacak şekilde bulunuyorsa ve glottal açıklık ses teli kenar hatlarını düzgün bir şekilde temsil edecek şekilde bulunabilmişse, doğru bir bölütleme yapıldığı kabul edilmiştir.

Yapılan testlerde üç çeşit bölütleme hatası oluşabildiği görülmüştür. Bunların ilki YGH ile ses tellerinin lokasyonun bulunması aşamasında oluşan hatalardır. YGH ile tespit edilen ses teli bölgesinde, ses telleri tam olarak kapsanmıyor ancak glottal açıklık bölgesi yakalanabiliyor ise ses teli görüntülerinin normalizasyonu adımında glottal açıklık resmin ortasında kalacak şekilde tanıma penceresi kaydırılmakta ve böylece düzgün bir bölütleme yapılabilmektedir. Ancak YGH ile tespit edilen ses teli bölgesinin

tamamen yanlış olması durumunda, normalizasyon işlemi sonuçları düzeltememektedir. Bu tip hataya bir örnek Şekil 3.1'de görülmektedir. Sol tarafta başlangıçtaki görüntü, sağ tarafta ise YGH ile tespit edilen ses teli bölgesi verilmiştir.



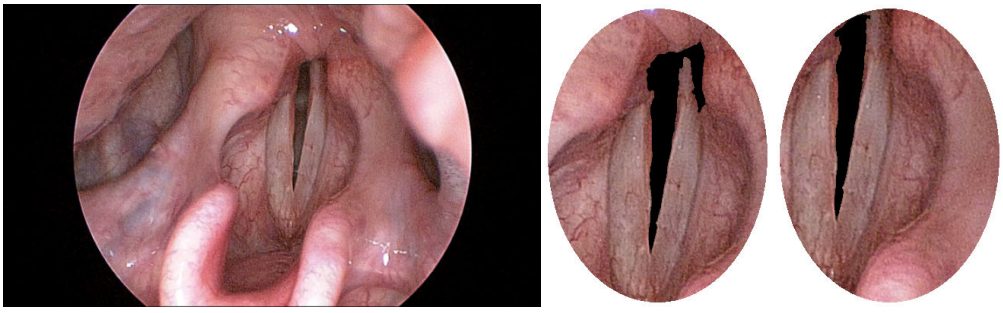
Şekil 3.1 YGH ile tespit edilen ses teli bölgesinin tamamen yanlış olduğu bir örnek

Diğer iki hata tipinde de YGH ile tespit edilen ses teli bölgesi doğrudur ancak glottal açıklık bölgesi düzgün olarak bölütlenememiştir. Glottal açıklığın bulunabilmesi için tohumlu bölge büyütme kullanılmaktadır. Glottal açıklık bölgesine eklenecek bir pikselin kırmızı renk bileşeninin, (2.6) ve (2.7) ile hesaplanan σ_{mak} ve σ_{min} değerlerinin oluşturduğu sınırlar dahilinde olması gerekmektedir. σ_{mak} ve σ_{min} değerleri her resim için otomatik olarak hesaplanmaktadır.

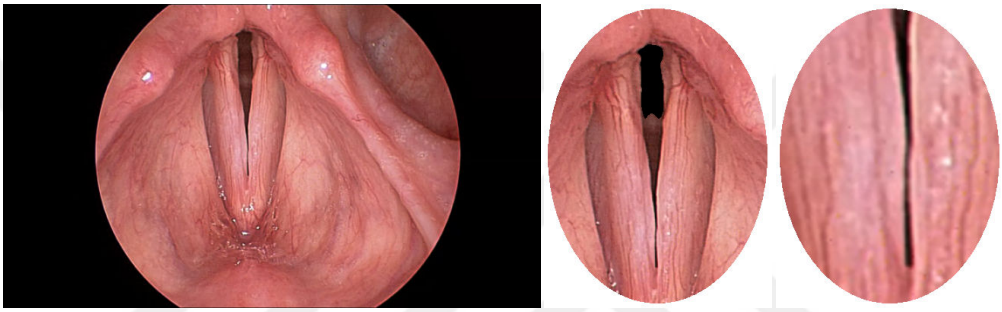
Glottal açıklık bölgesinin düzgün olarak bölütlenememesinin sebep olduğu ilk hata tipinde σ_{mak} ve σ_{min} değerlerinin oluşturduğu sınırlar olması gerekenden daha geniştir. Şekil 3.2-a'da bu tip bir hata örneği görülmektedir. Ortada YGH ile tespit edilmiş ses teli bölgesi verilmiştir. Bu bölge üzerinde tohumlu bölge büyütme algoritması ile bulunan glottal açıklık siyah renk ile gösterilmiştir. Glottal açıklık bölgesi, ses tellerinin üst tarafında olması gereken sınırı aşmıştır. Bu sebeple ses tellerinin normalizasyonu aşamasında, ses telleri resmin sol tarafında kalacak şekilde tanıma penceresi kaydırılmıştır (Şekil 3.2-a sağdaki görüntü). Ses tellerinin bütünlüğü bozulmamış, ancak görüntünün sağ tarafında oluşan artık bilgi damar özellikleri çıkarılırken yanıltıcı olacağı için hatalı bölütleme yapıldığı kabul edilmiştir.

Üçüncü tip hatalarda da YGH ile tespit edilen ses teli bölgesi doğrudur ancak σ_{mak} ve σ_{min} değerlerinin oluşturduğu sınırlar dar olduğundan, glottal açıklık bölgesinin tamamı bulunamamaktadır. Bu duruma bir örnek Şekil 3.2-b'de ortadaki resimde görülmektedir. Normalizasyon esnasında resim, glottal açıklığın boyutu sabit bir değere

erişinceye kadar genişletilmektedir. Tespit edilen glottal açılık boyutu olması gerekenden çok küçük olduğu için resmin genişletilme oranı büyük olmakta ve sonuç resmi ses tellerinin tamamını içerememektedir (Şekil 3.2-b sağdaki görüntü).



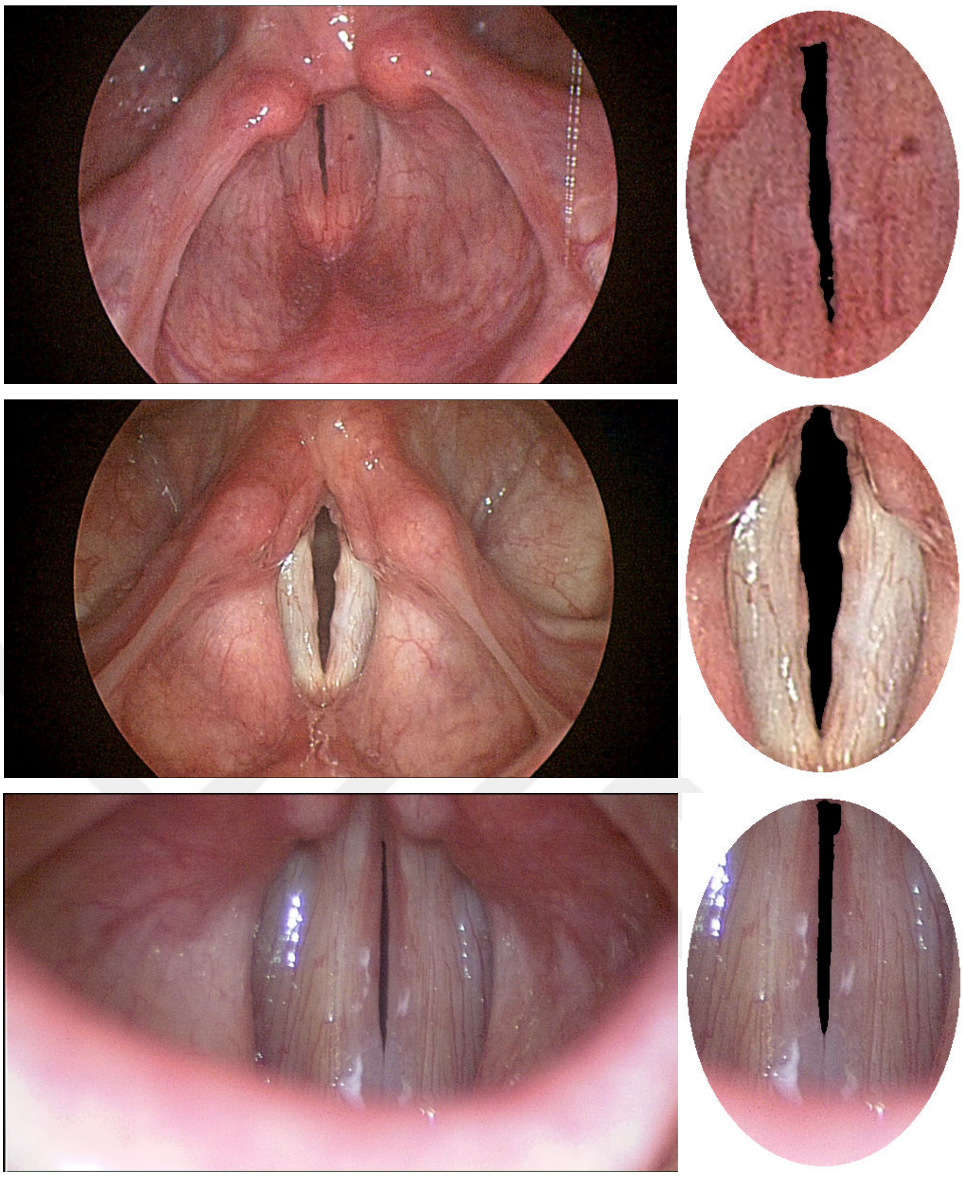
(a)



(b)

Şekil 3.2 Glottal açıklık bölgesinin düzgün olarak bölütlenememesinin sebep olduğu hatalardan örnekler a) Görüntünün sağ tarafında oluşan artık bilgi, damar özellikleri çıkarılırken yanıltıcı olmaktadır. b) Bölütlenen ses tel resmi, ses tellerini bütünüyle kapsayamamaktadır.

Veritabanında bulunan video-laringostroboskopi görüntüleri için yapılan testlerde görüntülerin %80'inde ses tellerinin hatasız bir şekilde bölütlenebildiği tespit edilmiştir. Görüntülerin %5'inde YGH ile tespit edilen ses teli bölgesi, %15'inde ise glottal açıklık bölgesi düzgün olarak bulunamamıştır. Şekil 3.3'de önerilen sistem ile doğru bir şekilde bölütlenen görüntülerden örnekler verilmiştir. Şekil 3.3-a'da başlangıçtaki video-laringostroboskopi görüntüleri, Şekil 3.3-b'de ise bölütlenmiş ses teli görüntüleri verilmiştir.



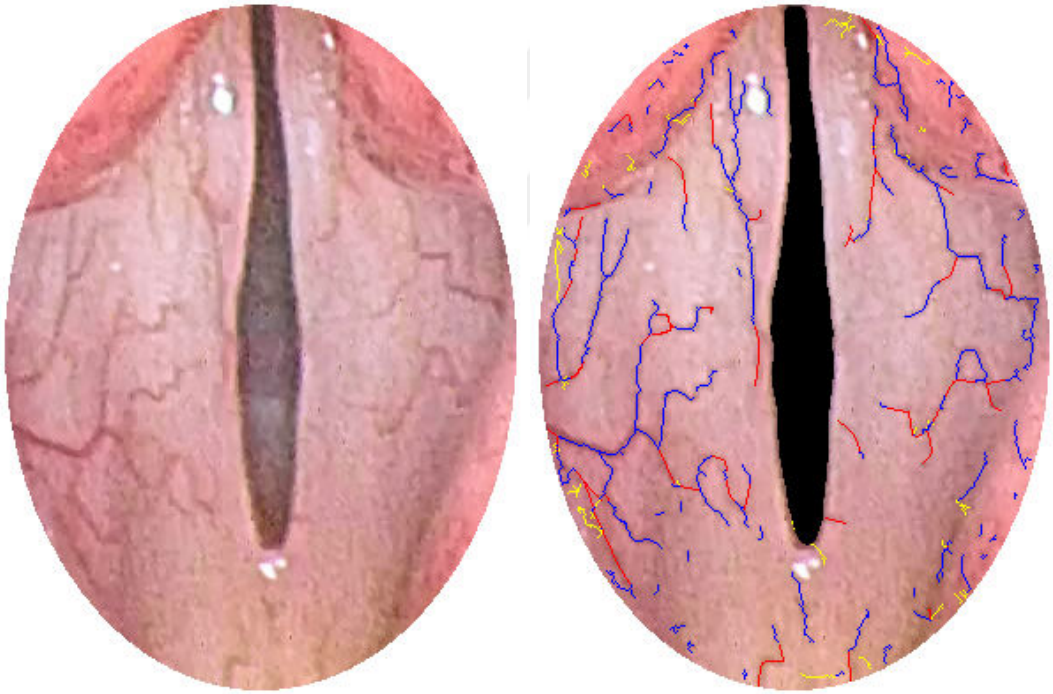
(a) (b)

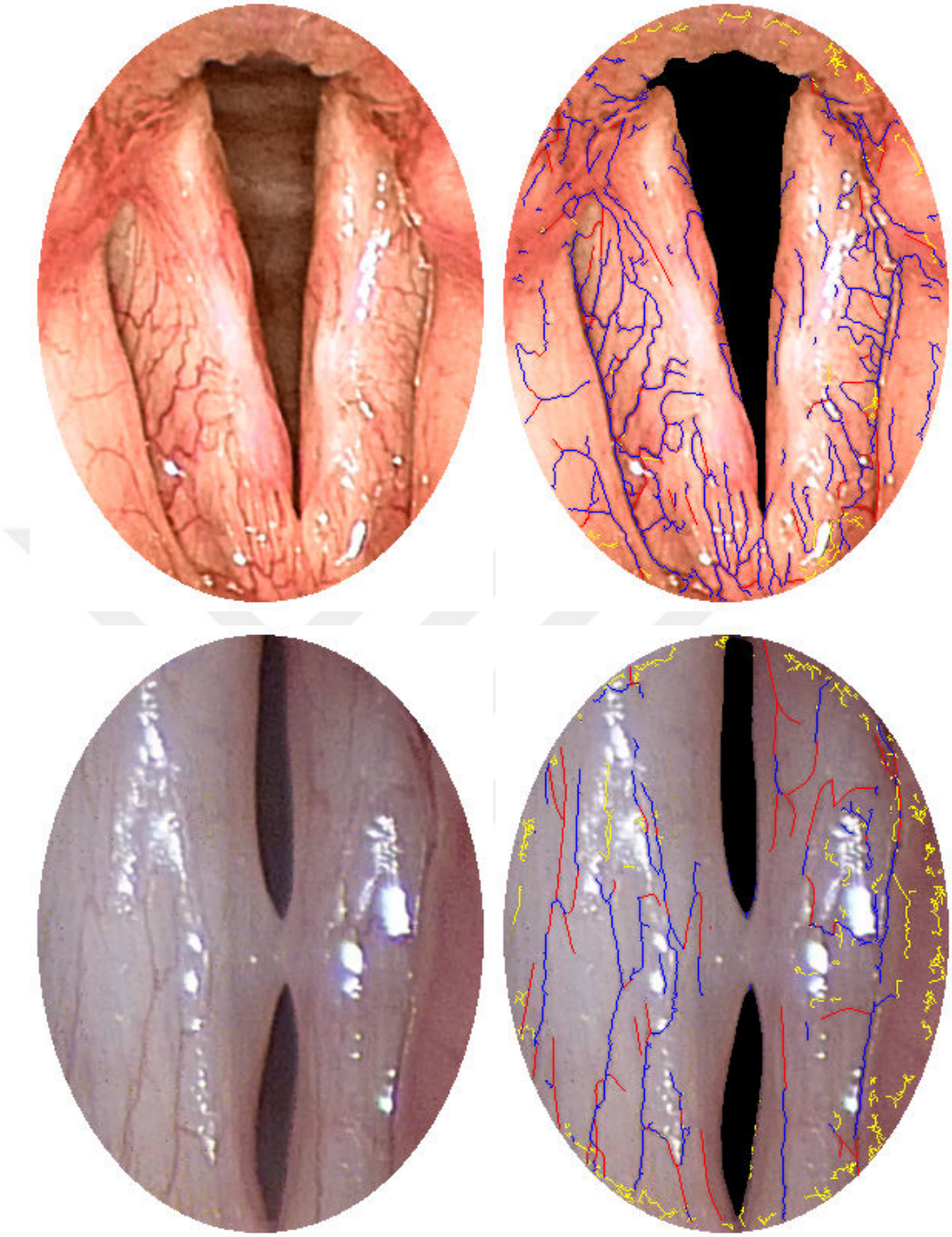
Şekil 3.3 Ses teli bölütlenmesinin doğru yapıldığı görüntülerden örnekler

Ses teli hastalıkları sınıflandırma sisteminin temel hedefi, ses teli üzerindeki damar yapılarının ses teli kenar bilgisi ile birlikte değerlendirilerek hastalıklar ile bağlantısının kurulmasıdır. Bu sebeple ses teli hastalıklarının sınıflandırılması ile ilgili performans ölçümlerinde, ses tellerinin yanlış bölütlendiği örnekler, ses tellerinin yeri el ile tespit edilerek veya glottal açıklığın bulunması için kullanılan σ_{mak} ve σ_{min} sınır değerleri el ile verilerek düzeltilmiştir.

3.2 Ses Telleri Üzerindeki Damar Yapılarının Çıkarılması

Ses teli damar orta ekseninin çıkarılması için önerilen algoritmanın başarısını tespit edebilmek için 100 farklı ses teli görüntüsünün el ile oluşturulmuş damar yapılarından faydalanılmıştır. Bulunan damar orta ekseni bölütleme esnasında oluşan küçük farklılıklardan ötürü el ile işaretlenen eksen ile tam olarak uyuşmayabilmektedir. Bu sebeple el ile oluşturulmuş orta eksene ait bir piksel ile sistem tarafından oluşturulan orta eksene ait bir pikselin birbirlerine olan mesafeleri belirlenen bir eşik değerinin altında ise, doğru işaretleme yapıldığı kabul edilmiştir. Şekil 3.4-a'da ön işlemlerden geçirilmiş ses teli görüntülerinden örnekler verilmiştir. Sistem tarafından çıkarılmış damar orta ekseni işaretlenmiş görüntüler ise Şekil 3.4-b'de görülmektedir. Doğru kabuller mavi ile, yanlış kabuller sarı ile yanlış redler ise kırmızı ile gösterilmiştir.





Şekil 3.4 Ön işlemlerden geçirilmiş ses teli görüntüleri sol tarafta, sistem tarafından bulunmuş damar orta eksenleri işaretlenmiş görüntüler ise sağ tarafta verilmiştir. Doğru kabuller mavi, yanlış kabuller sarı, yanlış redler ise kırmızı renk ile gösterilmiştir.

Çıkarılan damar orta ekseni bir piksel kalınlığında olduğu için resimdeki damar yapısına ait piksellerin sayısı ile arka plana ait piksellerin sayısı arasında çok ciddi bir fark bulunmaktadır. Bu sebeple orta eksen çıkarım başarısını değerlendirmek için en doğru başarı metriklerinden biri doğru kabul oranıdır (3.1). Tasarlanan sistemin ortalama

doğru kabul oranı (DKO) 0.82, doğru öngörü oranı-kesinlik (DÖO) oranı (3.2) ise 0.93 olarak ölçülmüştür.

$$DOK = \frac{\text{Doğru Kabuller}}{\text{Doğru Kabuller + Yanlış Redler}} \tag{3.1}$$

$$D\ddot{O}O = \frac{Doğru\ Kabuller}{Doğru\ Kabuller + Yanlış\ Kabuller} \tag{3.2}$$

Çıkarılan damar orta ekseni doğruluğunun, tohumlu bölge büyütme algoritması ile ilk damar yapılarının bulunması adımının başarısına büyük oranda bağlı olduğu gözlenmiştir. Tohumlu bölge büyütme algoritması ses telleri üzerindeki ince damar yapılarının tamamını tespit edememektedir. Bu nedenle tasarlanan damar orta ekseni bulma sisteminin ince damarları olan ses telleri (Şekil 3.4 son ses teli görüntüsü) üzerindeki başarısı daha düşüktür.

3.3 İkili Karar Ağacı Yapısı İle Sağlıklı, Larenjit, Sulcus Vocalis, Nodül ve Polip Sınıflandırması

Tasarlanan ses teli hastalıkları sınıflandırma sisteminin başarısı büyük oranda ağacın alt düğümleri için seçilen sınıflandırıcıların başarısına bağlıdır. İlk adımda alt düğümlerde kullanılacak sınıflandırıcıları seçebilmek için, her düğümde gerçekleştirilen sınıflandırma görevleri ayrı ayrı ele alınmıştır.

Şekil 2.29'da verilen ikili karar ağacı yapısında bulunan düğümlerde sağlıklı / sasta, düzgün kenar / kenar bozulması, nodül / polip ve larenjit / sulcus vocalis olmak üzere dört farklı sınıflandırma görevi yerine getirilmektedir. Bu dört sınıflandırma problemi için DVM, KEK ve RO algoritmaları kullanılarak sonuçları karşılaştırılmıştır. Testler WEKA yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir [51]. Tüm sınıflandırma problemlerinde en iyi sonuçlar DVM'de polinomsal çekirdek ve RO'da ağaç sayısı 10 iken elde edilmiştir. KEK'te ise nodül / polip sınıflandırmasında en iyi sonuçlar K=1 iken elde edilirken diğer sınıflandırma problemlerinde ise K=3 iken elde edilmiştir. Testler 10 katlı çapraz geçerlilik sınaması ile yapılmıştır. Ses teli hastalıkları tek taraflı veya çift taraflı olabildiği için her görüntünün sağ ve sol ses telleri ayrı örnekler olarak ele alınmıştır.

3.3.1 Sağlıklı / Hasta Ses Tellerinin Sınıflandırması

Sınıflandırma için kullanılan ses teli özellikleri aşağıda verilmiştir. Ses teli kenar özelliklerinden patoloji yayvanlığının sınıflandırma başarısını olumsuz yönde etkilediği saptanmış ve özellik vektörlerinden çıkarılmıştır.

1. Patoloji büyüklüğü
2. Patoloji merkezi
3. Patoloji yarı çapı
4. Patoloji yüksekliği
5. Sağ ve sol ses teli kenarlarının simetrikliği
6. Çıkarılan damar orta eksenlerinin toplam boyutu
7. Enine ve kıvrımlı vasküler vektörlerin toplam boyutu
8. Boylamasına vasküler vektörlerin toplam boyutu
9. Ses teli üzerindeki vasküler vektörler ile vektör alanının benzerliği

Çizelge 3.1, 3.2 ve 3.3'de sağlıklı / hasta sınıflandırmasına ait hata matrisleri ve doğru kabul oranları (DKO) görülmektedir.

Çizelge 3.1 DVM ile elde edilmiş sağlıklı / hasta sınıflandırmasına ait hata matrisi

		Tahmin	
		Sağlıklı	Hasta
Gerçek	Sağlıklı	15	7
	Hasta	5	66
DKO		0.68	0.93

Çizelge 3.2 KEK ile elde edilmiş sağlıklı / hasta sınıflandırmasına ait hata matrisi

		Tahmin	
		Sağlıklı	Hasta
Gerçek	Sağlıklı	18	4
	Hasta	9	62
DKO		0.82	0.87

Çizelge 3.3 RO ile elde edilmiş sağlıklı / hasta sınıflandırmasına ait hata matrisi

		Tahmin	
		Sağlıklı	Hasta
Gerçek	Sağlıklı	19	3
	Hasta	2	69
DKO		0.86	0.97

Her iki sınıf için de en iyi doğru kabul oranı RO ile elde edilmiştir. Bu nedenle ikili karar ağacının ilk düğümünde RO kullanılarak sınıflandırma yapılmaktadır.

3.3.2 Düzgün Kenarlı / Kenar Bozulması Olan Ses Tellerinin Sınıflandırması

Sınıflandırma için ses tellerinin aşağıda verilmiş tüm kenar özellikleri kullanılmaktadır.

1. Patoloji büyüklüğü
2. Patoloji merkezi
3. Patoloji yarı çapı
4. Patoloji yüksekliği
5. Patoloji yayvanlığı
6. Sağ ve sol ses teli kenarlarının simetrikliği

Çizelge 3.4, 3.5 ve 3.6'da düzgün kenarlı / kenar bozulması olan ses tellerinin sınıflandırmasına ait hata matrisleri ve doğru kabul oranları görülmektedir.

Çizelge 3.4 DVM ile elde edilmiş Düzgün Kenar / Kenar bozulması sınıflandırmasına ait hata matrisi

		Tahmin	
		Düzgün Kenar	Kenar Bozulması
Gerçek	Düzgün Kenar	63	2
	Kenar Bozulması	5	23
DKO		0.97	0.82

Çizelge 3.5 KEK ile elde edilmiş düzgün kenar / kenar bozulması sınıflandırmasına ait hata matrisi

		Tahmin	
		Düzgün Kenar	Kenar Bozulması
Gerçek	Düzgün Kenar	63	2
	Kenar Bozulması	6	22
DKO		0.79	0.93

Çizelge 3.6 RO ile elde edilmiş Düzgün Kenar / Kenar Bozulması sınıflandırmasına ait hata matrisi

		Tahmin	
		Düzgün Kenar	Kenar Bozulması
Gerçek	Düzgün Kenar	64	1
	Kenar Bozulması	2	26
DKO		0.99	0.93

Her iki sınıf için de en iyi doğru kabul oranı RO ile elde edilmiştir. Bu nedenle ikili karar ağacının ikinci seviyesinde RO kullanılarak sınıflandırma yapılmaktadır.

3.3.3 Nodül / Polip Sınıflandırması

Nodüller ve polipler genellikle şekilsel olarak oldukça farklılık gösteren lezyonlardır. Ancak kimi zaman daha küçük ve geniş tabanlı polipler görüntü olarak nodüllere benzeyebilmektedir. Biase ve Pontes nodüllerin damar yapılarının genellikle

boylamasına olduklarını tespit etmişlerdir[2]. Bu nedenle sınıflandırma için ses tellerinin aşağıda verilen kenar ve damar özellikleri birlikte kullanılmıştır.

1. Patoloji büyüklüğü
2. Patoloji merkezi
3. Patoloji çapı
4. Patoloji yüksekliği
5. Sağ ve sol ses teli kenarlarının simetrikliği
6. Enine ve kıvrımlı vasküler vektörlerin toplam boyutu
7. Boylamasına vasküler vektörlerin toplam boyutu

Çizelge 3.7, 3.8 ve 3.9'da nodül / polip sınıflandırmasına ait hata matrisleri ve doğru kabul oranları görülmektedir.

Çizelge 3.7 DVM ile elde edilmiş nodül / polip sınıflandırmasına ait hata matrisi

		Tahmin	
		Nodül	Polip
Gerçek	Nodül	16	0
	Polip	3	9
DKO		1	0.75

Çizelge 3.8 KEK ile elde edilmiş nodül / polip sınıflandırmasına ait hata matrisi

		Tahmin	
		Nodül	Polip
Gerçek	Nodül	15	1
	Polip	1	11
DKO		0.94	0.92

Çizelge 3.9 RO ile elde edilmiş nodül / polip sınıflandırmasına ait hata matrisi

		Tahmin	
		Nodül	Polip
Gerçek	Nodül	15	1
	Polip	2	10
DKO		0.94	0.83

Nodül sınıfı için en iyi başarı DVM ile elde edilirken polip sınıfında ise en iyi sonucu KEK vermiştir. DVM ile elde edilen ağırlıklı ortalama başarısı 0.89 iken KEK'in ağırlıklı ortalama başarısı 0.93 olarak hesaplanmıştır. Bu nedenle nodül / polip sınıflandırması için KEK yöntemi tercih edilmiştir.

3.3.4 Larenjit / Sulcus Vocalis Sınıflandırması

Larenjit ve sulcus vocalis ses teli kenarlarında lezyon oluşumlarına sebep olmayan hastalıklardır. Bu sebeple sınıflandırma için ses tellerinin aşağıda verilmiş tüm damar özellikleri kullanılmaktadır.

1. Çıkarılan damar orta eksenlerinin toplam boyutu
2. Enine ve kıvrımlı vasküler vektörlerin toplam boyutu
3. Boylamasına vasküler vektörlerin toplam boyutu
4. Ses teli üzerindeki vasküler vektörler ile vektör alanının benzerliği

Çizelge 3.10, 3.11 ve 3.12'de larenjit / sulcus vocalis sınıflandırmasına ait hata matrisleri ve doğru kabul oranları görülmektedir.

Çizelge 3.10 DVM ile elde edilmiş larenjit / sulcus vocalis sınıflandırmasına ait hata matrisi

		Tahmin	
		Larenjit	Sulcus Vocalis
Gerçek	Larenjit	17	5
	Sulcus Vocalis	4	17
DKO		0.77	0.81

Çizelge 3.11 KEK ile elde edilmiş larenjit / sulcus vocalis sınıflandırmasına ait hata matrisi

		Tahmin	
		Larenjit	Sulcus Vocalis
Gerçek	Larenjit	14	8
	Sulcus Vocalis	7	14
DKO		0.64	0.67

Çizelge 3.12 RO ile elde edilmiş larenjit / sulcus vocalis sınıflandırmasına ait hata matrisi

		Tahmin	
		Larenjit	Sulcus Vocalis
Gerçek	Larenjit	16	6
	Sulcus Vocalis	5	16
DKO		0.73	0.76

Her iki sınıf için de en iyi doğru kabul oranı DVM ile elde edilmiştir. Bu nedenle Larenjit / Sulcus Vocalis sınıflandırması için DVM seçilmiştir.

Tasarlanan ikili karar ağacındaki her alt düğümde ele alınan ikili sınıflandırma problemleri DVM, KEK ve RO ile çözüldüğünde elde edilen örnek sayısına göre ağırlıklı sınıflandırma başarıları Çizelge 3.13'te görülmektedir. Ağacın her düğümü için en iyi sonucu veren sınıflandırıcı seçilmiştir.

Çizelge 3.13 Alt düğümlerde ele alınan ikili sınıflandırma problemleri DVM, KEK ve RO ile çözüldüğünde elde edilen ağırlıklı ortalama sınıflandırma başarıları

	Ağırlıklı ortalama sınıflandırma başarıları		
	KEK	DVM	RO
Sağlıklı / Hasta	0.86	0.87	**0.95**
Düzgün Kenar / Kenar Bozulması	0.91	0.93	**0.97**
Nodül / Polip	**0.93**	0.89	0.89
Larenjit / Sulcus Vocalis	0.65	**0.79**	0.74

3.3.5 Sağlıklı, Larenjit, Sulcus Vocalis, Nodül ve Polip Sınıflandırması

Ağacın ilk iki seviyesinde yapılan sınıflandırma hataları, alt düğümlerdeki başarıyı çok büyük oranda etkilemektedir. Tasarlanan ikili karar ağacının başarısını tespit edebilmek için tüm örnekler ağaç ile sınıflandırıldıktan sonra, her sınıfta doğru sınıflandırılan örneklerin sayısının o sınıfa ait tüm test örneklerinin sayısına oranı hesaplanmıştır. İkili karar ağacının hata matrisi ve elde edilen başarı oranları Çizelge 3.14'te verilmiştir.

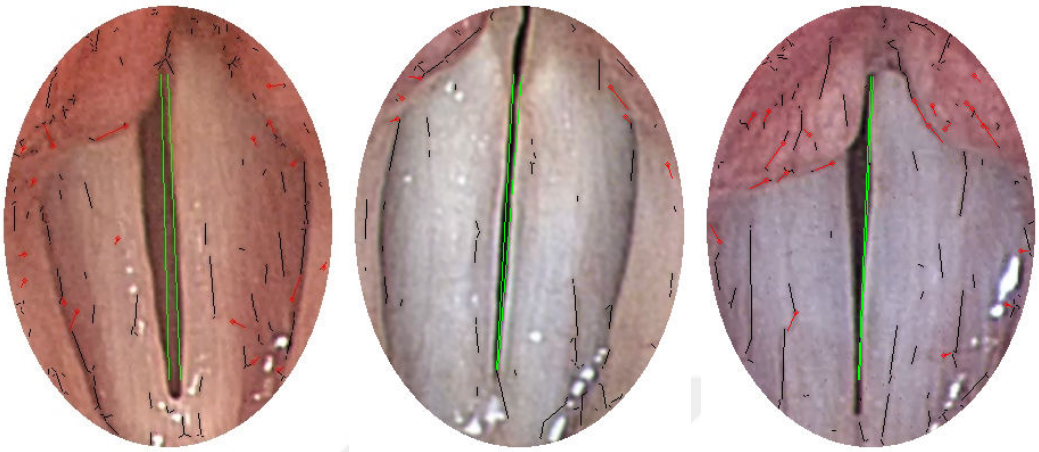
Çizelge 3.14: İkili karar ağacının hata matrisi ve elde edilen başarı oranları

		Tahmin					
		Sağlıklı	Polip	Nodül	Larenjit	Sulcus Vocalis	DKO
Gerçek	Sağlıklı	19	0	0	1	2	0.86
	Polip	0	11	1	0	0	0.92
	Nodül	0	1	13	0	2	0.81
	Larenjit	0	0	1	16	5	0.73
	Sulcus Vocalis	2	0	0	4	15	0.71
Ağırlıklı Doğru Kabul Oranı Ortalaması							0.79
Ağırlıklı Kesinlik Ortalaması							0.80

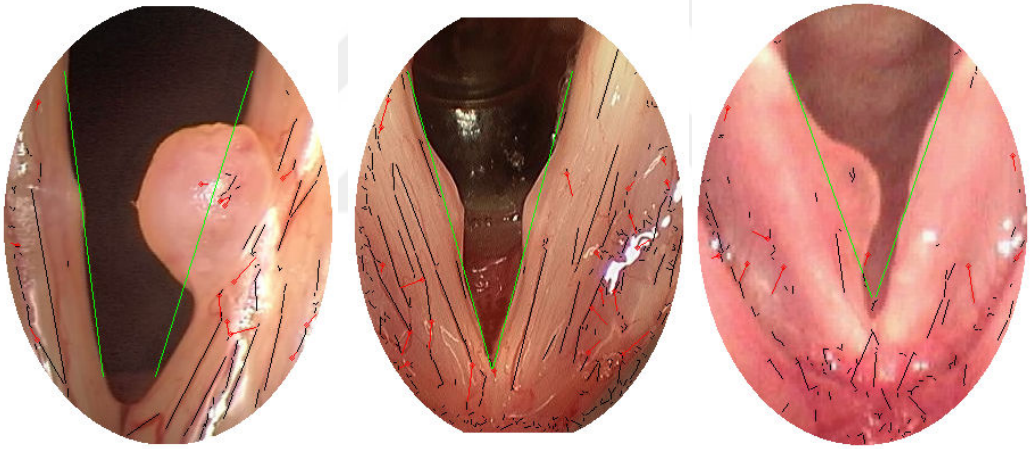
Çizelge 3.14'te görülebileceği gibi düzgün kenar / kenar bozulması sınıflandırmasında meydana gelen hatalar nodül tanıma başarısını, sağlıklı / hasta sınıflandırmasındaki yanlış kabuller ise sulcus sınıfının doğru kabul oranını önemli ölçüde etkilemiştir.

Her sınıfa ait doğru ve yanlış kabullerden örnekler Şekil 3.5'de verilmiştir. Her satırdaki ilk iki ses teli görüntüsü ilgili sınafa ait doğru kabulleri, üçüncü görüntü ise yanlış kabul edilmiş örneklerden birini göstermektedir. Şekil 3.5-a'da sağlıklı sınıfına ait ses teli görüntüleri görülmektedir. Üçüncü ses teli üzerinde bulunmuş enine ve kıvrımlı damarların fazlalığı sebebi ile bu örnek sulcus vocalis olarak sınıflandırılmıştır. Polip sınıfına ait görüntüler Şekil 3.5-b'de verilmiştir. Üçüncü ses teli görüntüsü üzerinde bulunmuş lezyon şekil bakımından polip özellikleri göstermesine rağmen diğer polip örneklerinin aksine az sayıda damar içerdiği için nodül olarak sınıflandırılmıştır. Şekil 3.5-c'de nodül sınıfından örnekler görülmektedir. Üçüncü ses teli görüntüsünde sağ taraftaki ses teli düzgün kenar / kenar bozulması sınıflandırılmasında düzgün kenarlı olarak sınıflandırıldığı için sulcus vocalis sınıfına dahil edilmiştir. Larenjit sınıfına ait örnekler Şekil 3.5-d'de verilmiştir. Üçüncü görüntü düzgün kenar / kenar bozulması sınıflandırılmasında bozuk kenarlı olarak sınıflandırıldığı için nodül sınıfına dahil

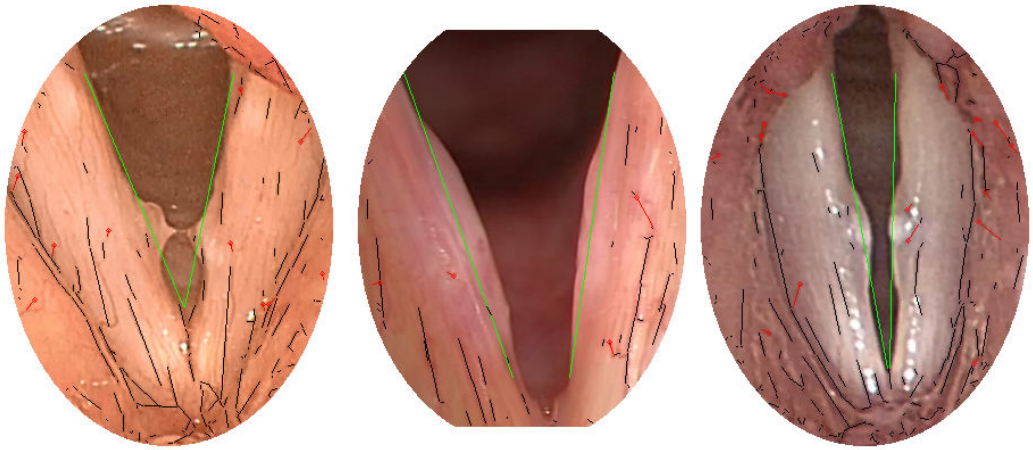
edilmiştir. Şekil 3.5-e'de ise sulcus vocalis sınıfından örnekler görülmektedir. Üçüncü ses teli görüntüsü yoğun uzunlamasına damarlarından ötürü larenjit sınıfına dahil edilmiştir.



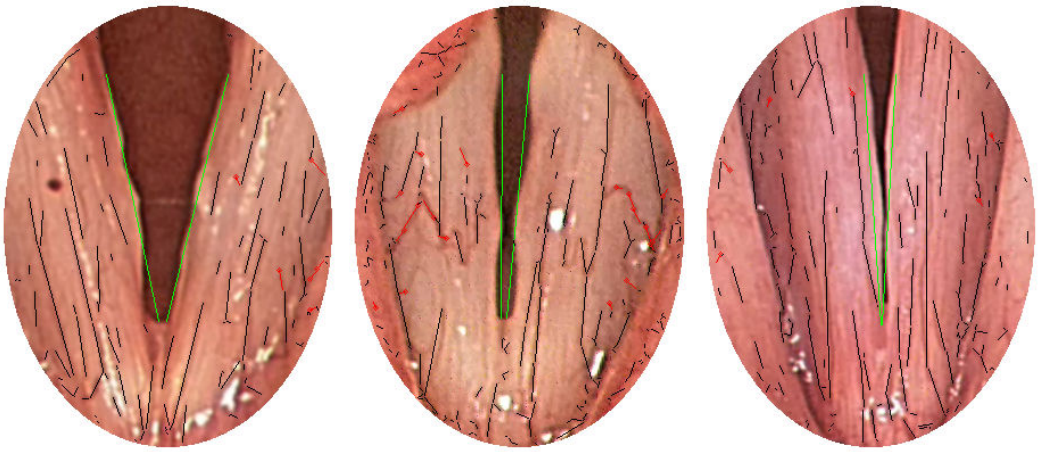
(a)



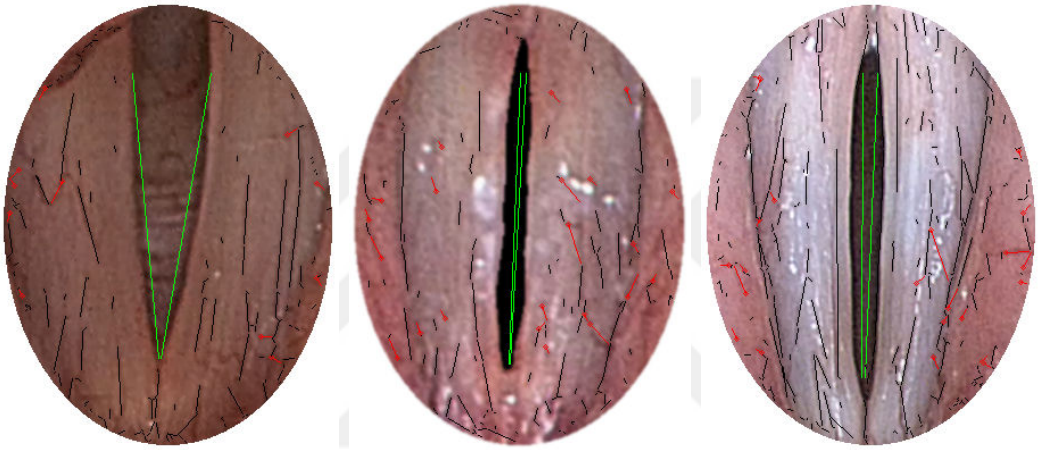
(b)



(c)



(d)



(e)

Şekil 3.5 Her sınıfa ait doğru ve yanlış kabullerden örnekler. Her satırdaki ilk iki ses teli görüntüsü ilgili sınafa ait doğru kabulleri göstermektedir. Üçüncü görüntü ise yanlış kabul edilmiş örneklerden birine aittir. a) Sağlıklı sınıfına ait ses teli görüntüleri. Üçüncü ses teli sulcus vocalis olarak sınıflandırılmıştır. b) Polip sınıfına ait görüntüler. Üçüncü ses teli görüntüsü nodül olarak sınıflandırılmıştır. c) Nodül sınıfından örnekler. Üçüncü ses teli sulcus vocalis sınıfına dahil edilmiştir. d) Larenjit sınıfına air örnekler. Üçüncü görüntü nodül sınıfına dahil edilmiştir. e) Sulcus vocalis sınıfından örnekler. Üçüncü ses teli görüntüsü larenjit sınıfına dahil edilmiştir.

Ses teli hastalıklarının sınıflandırılması için tasarlanan ikili karar ağacı yapısının tüm sınıfların aynı anda ele alındığı ve tek bir seferde yapılacak sınıflandırma işlemine üstünlüğünü gösterebilmek için sağlıklı, nodül, polip, larenjit, sulcus vocalis sınıflarına ait tüm ses teli görüntüleri DVM, KEK ve RO algoritmaları ile sınıflandırılarak başarıları karşılaştırılmıştır. Sınıflandırma yapılırken ses teli kenar ve damar özellikleri birlikte değerlendirilmiştir. En iyi sonuçlar DVM'de polinomsal çekirdek, KEK'te K=1 için ve

RO'da ağaç sayısı 10 iken elde edilmiştir. Testler 10 katlı çapraz geçerlilik sınaması ile yapılmıştır. Test sonuçları Çizelge 3.15'de verilmiştir.

Çizelge 3.15 Tüm sınıfların aynı anda ele alındığı ve tek bir seferde yapılan sınıflandırma sonuçları

	DKO		
Sınıflar	KEK	DVM	RO
Sağlıklı	0.77	0.73	0.73
Polip	0.67	0.67	0.75
Nodül	0.75	0.69	0.75
Larenjit	0.55	0.60	0.41
Sulcus Vocalis	0.38	0.48	0.29
Ağırlıklı Doğru Kabul Oranı Ortalaması	0.61	0.62	0.56
Ağırlıklı Kesinlik Ortalaması	0.61	0.66	0.56

Tüm sınıflar aynı anda ele alındığında en iyi başarı oranlarını DVM vermiştir. Elde edilen sonuçlar, tasarlanan ikili karar ağacında insan karar verme mekanizmasına benzer bir şekilde sonuca ulaşılmasının, ses teli hastalıkları sınıflandırılması probleminde tek seferde yapılacak sınıflandırmaya göre önemli oranda avantaj sağladığını ortaya koymaktadır.

3.4 Nodül ve Kist Sınıflandırması

Kistler, büyüklük ve şekilleri çeşitlilik gösteren lezyon oluşumlarıdır. Uzmanlar, nodül ve kistlerin ayrımında kimi zaman sıkıntı çekebilmektedirler [3]. Biase ve Pontes yaptıkları çalışmalarında üzerinde nodül ve kist bulunan ses tellerinin damar özelliklerinin farklılık gösterdiğine değinmişlerdir [2]. Üzerinde nodül bulunan ses tellerinde damarlar genellikle boylamasına durumda bulunurken, kistlerde daha fazla enine ve kıvrımlı damar yapısına rastlanmaktadır. Bu sebeple bu çalışmada kist ve nodüllerin birbirinden ayrılabilmesi için ses tellerinin aşağıdaki damar özelliklerinden faydalanılmıştır.

1. Enine ve kıvrımlı vasküler vektörlerin toplam boyutu
2. Çıkarılan damar orta eksenlerinin toplam boyutu

Kistler genellikle tek taraflı, nudüller ise çift taraflı oluştuğu için nodül / kist sınıflandırmasında da bir ses teli görüntüsündeki sağ ve sol ses teli ayrı ayrı ele alınmıştır. Veritabanında bulunan 7 nodül videosu ve 13 kist videosunun her birinden üçer görüntü çıkarılarak 42 nodül örneği ve 42 kist örneği oluşturulmuştur. Sınıflandırma için DVM, KEK ve RO algoritmaları kullanılarak sonuçları karşılaştırılmıştır. En iyi sonuçlar DVM'de polinomsal çekirdek ve RO'da ağaç sayısı 10 iken ve K=3 iken elde edilmiştir. Testler 10 katlı çapraz geçerlilik sınaması ile yapılmıştır. Çizelge 3.16, 3.17 ve 3.18'de üç sınıflandırma algoritmasına ait hata matrisleri ve doğru kabul oranları verilmiştir.

Çizelge 3.16 DVM ile elde edilmiş Nodül / Kist sınıflandırmasına ait hata matrisi

		Tahmin	
		Nodül	Kist
Gerçek	Nodül	32	10
	Kist	11	31
DKO		0.76	0.74
Kesinlik		0.74	0.76

Çizelge 3.17 KEK ile elde edilmiş Nodül / Kist sınıflandırmasına ait hata matrisi

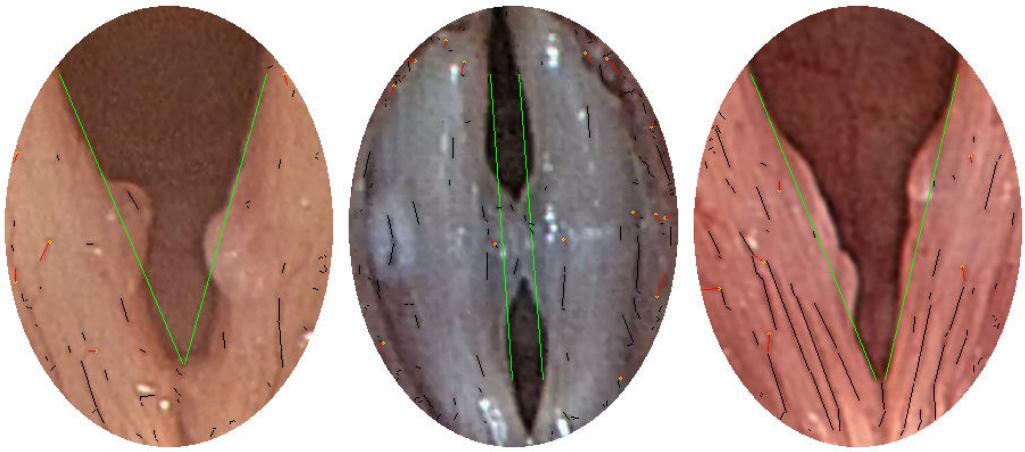
		Tahmin	
		Nodül	Kist
Gerçek	Nodül	31	11
	Kist	11	31
DKO		0.74	0.74
Kesinlik		0.74	0.74

Çizelge 3.18 RO ile elde edilmiş Nodül / Kist sınıflandırmasına ait hata matrisi

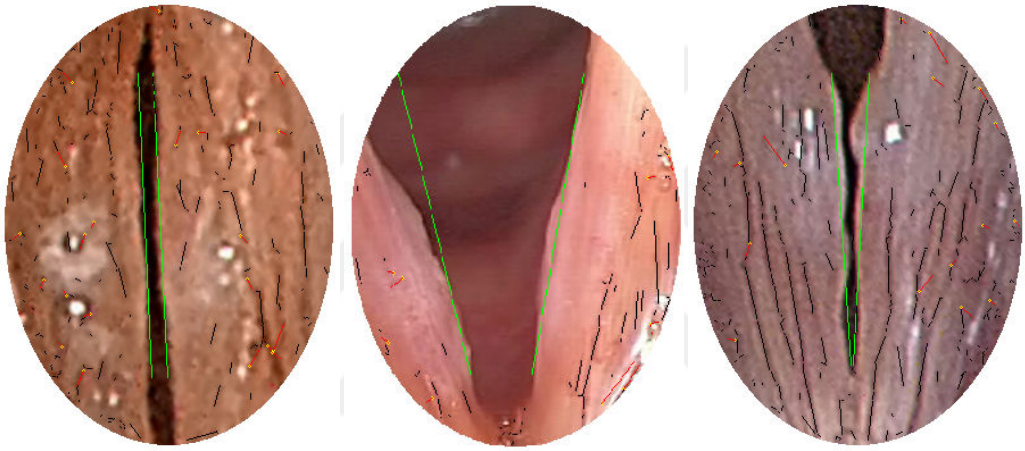
		Tahmin	
		Nodül	Kist
Gerçek	Nodül	28	14
	Kist	18	24
DKO		0.67	0.57
Kesinlik		0.61	0.63

Nodül / kist sınıflandırması için en iyi sonucu ağırlıklı ortalama kabul oranı 0.75 olan DVM algoritması vermiştir. Elde edilen sonuçlar, zaman zaman uzmanların birbirinden ayırmak konusunda sıkıntı çekebildiği bu iki lezyon tipinde damar yapılarının yardımcı bir teşhis metodu olarak kullanılabileceğini öne süren tıbbi çalışmaları destekler niteliktedir.

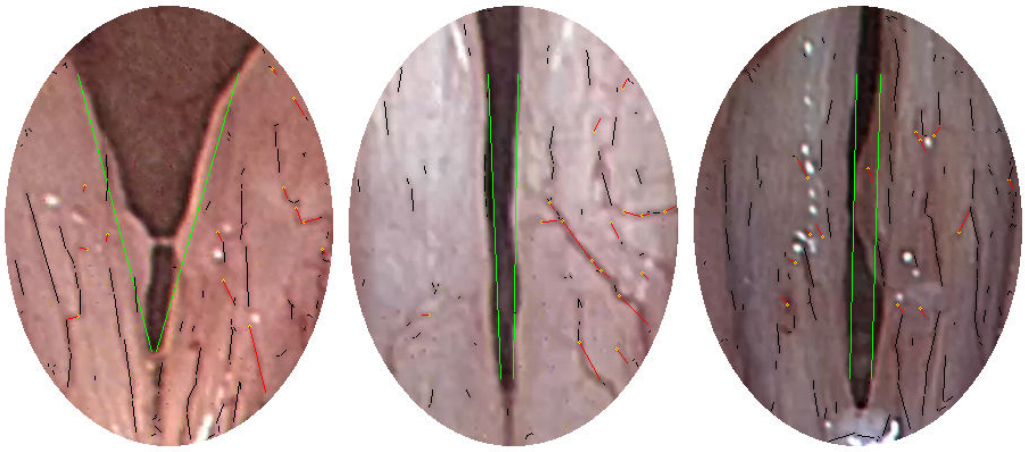
Nodül ve kist sınıflarına ait doğru ve yanlış kabullerden örnekler Şekil 3.6'da verilmiştir. Şekil 3.6-a'da doğru kabul edilmiş nodül sınıfından örnekler görülmektedir. 3.6-b'de ise nodül olduğu halde kist olarak kabul edilmiş ses teli görüntülerinden örnekler verilmiştir. İlk görüntüde her iki ses teli birden, ortadaki ve sağdaki görüntülerde ise sağ taraftaki ses telleri, daha yoğun damar oluşumları barındırdıkları için kist olarak sınıflandırılmıştır. Şekil 3.6-c'de doğru kabul edilmiş kist sınıfından örnekler görülmektedir. Örneklerin tamamında sağ taraftaki ses telinde kist mevcuttur. 3.6-d'de ise kist olduğu halde nodül olarak kabul edilmiş ses teli görüntülerinden örnekler verilmiştir. İlk iki görüntüde sol taraftaki ses telleri, sağdaki görüntüde ise sağ taraftaki ses teli, üzerlerinde diğer kist örneklerine göre daha az miktarda damar bulunduğu için nodül olarak sınıflandırılmıştır.



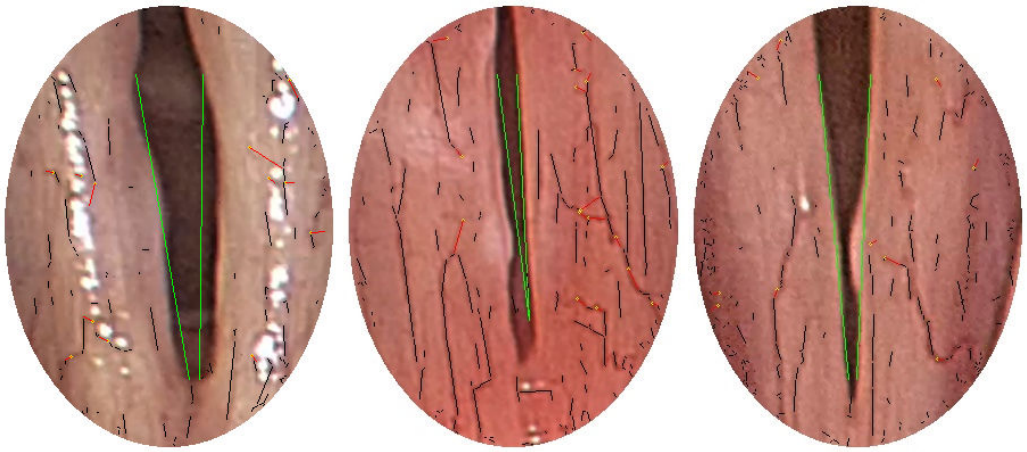
(a)



(b)



(c)



(d)

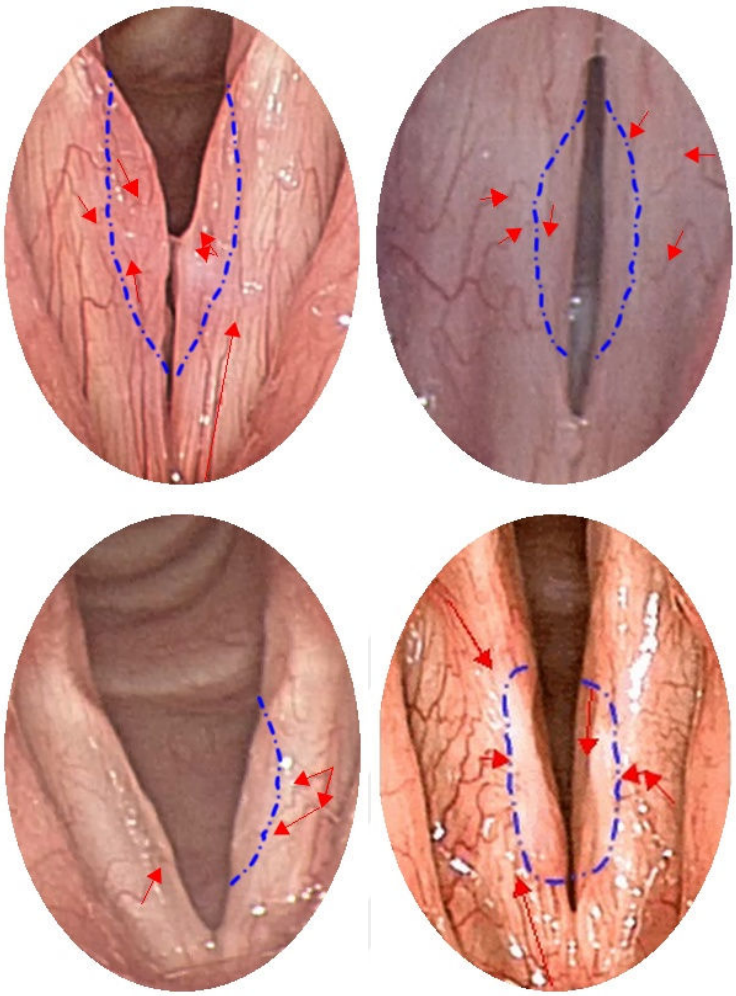
Şekil 3.6 Nodül ve kist sınıflarına ait doğru ve yanlış kabullerden örnekler. a)Doğru kabul edilmiş nodül sınıfından örnekler. b) Nodül olduğu halde kist olarak kabul edilmiş ses teli görüntülerinden örnekler. İlk görüntüde her iki ses teli birden, ortadaki ve sağdaki görüntülerde ise sağ taraftaki ses telleri kist olarak sınıflandırılmıştır. c) Doğru kabul edilmiş kist sınıfından örnekler. Örneklerin tamamında sağ taraftaki ses telinde kist mevcuttur. d) Kist olduğu halde nodül olarak kabul edilmiş ses teli görüntülerinden örnekler. İlk iki görüntüde sol taraftaki ses tellerinde, sağdaki görüntüde ise sağ taraftaki ses telinde kist bulunmaktadır.

3.5 Vasküler Vektörlerin Ses Teli Patolojilerine Yönelimi

Yapılan incelemelerde, ses teli üzerindeki damarların kimi zaman ses teli patolojilerini gösterecek şekilde yöneldiği tespit edilmiştir. Özellikle sulcus vocalis, kist ve poliplerde bu yönelim daha net bir şekilde gözlenebilmektedir. Damar yapılarının bu özelliklerini objektif olarak ortaya koyabilmek için bölüm 2.6.2'de anlatılan vektör alanından yaralanılmıştır. Her vasküler vektör v için bu vasküler vektörün başlangıç noktasından çıkarak ses teli merkezine doğru giden bir vektör tanımlanmıştır.

Sağ ve sol ses telleri üzerinde bulunan her vasküler vektör VV_{xi} için (2.31) ile hesaplanan benzerlikler değerlendirilerek her iki ses teli için en büyük benzerliği veren üçer vasküler vektör seçilmiştir.

Bu vasküler vektörler, benzerlikleri belirli bir eşik değerinin üstünde ise ses telleri üzerinde işaretlemiştir. Şekil 3.7'de ses teli patolojisini işaret ettiği tespit edilen vasküler vektörler görünmektedir. Ses telleri üzerindeki patolojiler tıbbi bir uzman tarafından mavi ile işaretlenmiştir.



Şekil 3.7 Ses teli patolojisini işaret ettiği tespit edilen vasküler vektörler. Ses telleri üzerindeki patolojiler tıbbi bir uzman tarafından mavi renk ile işaretlenmiştir.

Seçilen vasküler vektörlerin patoloji sınırlarını işaret ettiği gözlenmektedir. Damarların bu özelliklerinin, kitlesel lezyonların çıkarılmasına yönelik ameliyatlarda veya patolojilerin erken teşhisinde hekimlere yardımcı olabileceği düşünülmektedir.

BÖLÜM 4

TARTIŞMA

Bu çalışmada, ses teli görüntülerini analiz ederek ses teli hastalıklarını sınıflandıran bir sistem geliştirilmiştir. Literatürde ses teli üzerindeki damar bilgisini değerlendiren bir çalışma mevcut değildir ancak ses teli görüntülerinden yararlanarak ses teli hastalıklarının sınıflandırılmasına yönelik az sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmalar hareketli ses teli görüntülerinde ses teli titreşimlerini inceleyen çalışmalar [8],[9],[10] ve durağan görüntülerde ses teli renk,kenar ve doku özelliklerini inceleyen çalışmalar [4],[5],[6],[7] olarak ikiye ayrılabilir.

Hareketli ses teli görüntülerinde ses teli titreşimlerini inceleyen çalışmaların avantajı ses teli felci gibi, durağan ses teli görüntüsüne bakılarak anlaşılamayacak rahatsızlıkların analiz edilmesine olanak sağlamalarıdır. Ancak titreşim özelliklerinin incelenmesi nodül, polip, kist gibi titreşim bozukluğuna yol açan diğer rahatsızlıkların sınıflandırılması için yeterli değildir.

Durağan görüntülerde ses tellerini analiz ederek ses teli hastalıklarını sınıflandıran çalışmalar mikro-laringoskop cihazı ile alınan ses teli görüntülerini değerlendirmektedirler. Bu çalışmaların en kapsamlı olanı ses telinin renk,kenar ve doku özelliklerinin yanı sıra hastanın ses özelliklerini ve yaş, sigara kullanımı gibi bilgiler içeren anket sonuçlarını da değerlendirerek ortalama %98 başarı ile ses tellerini sağlıklı, nodüler ve difüze olmak üzere üç sınıfa ayırmıştır [7]. Elde edilen sınıflandırma başarısı oldukça yüksektir ancak oluşturulan sınıflardan nodüler sınıfı nodül, polip ve kistten, difüze sınıfı ise papilloma, keratoz oluşumlu hiperplastik larenjit ve kanserden

oluşmaktadır. Dolayısı ile çalışma, bu tez çalışmasında tasarlanan sistemin aksine nodül, polip, kist gibi lezyon oluşumların birbirinden ayrılmasını sağlayamamaktadır. Bununla birlikte ses telinde kenar bozulmasına yol açmamış ses teli felci, larenjit ve sulcus vocalis gibi rahatsızlıklar da değerlendirmeye alınmamaktadır. Bu çalışmanın diğer bir eksiği yalnızca operasyon esnasında hasta anestezi altında iken kullanılan mikro-laringoskop cihazı ile alınan görüntüleri değerlendiriyor oluşudur. Bu cihaz ile alınan ses teli görüntülerinin kalitesi muayene esnasında kullanılan video-laringostroboskop cihazı ile alınan görüntülere göre daha yüksektir. Ancak ses teli hastalıklarını sınıflandırarak uzmanlara yardımcı olmayı hedefleyen bir çalışmada muayene esnasında alınan görüntülerin de değerlendirilmesi gerekmektedir. Bu tez çalışmasında tasarlanan sistemde hem mikro-laringoskop hem de video-laringostroboskop cihazı ile alınan görüntüler değerlendirilebilmektedir.

Bu tez çalışmasında geliştirilen sistem, mikro-laringoskop ve video-laringostroboskop cihazı ile alınmış videolardan seçilen çerçeveleri analiz ederek ses teli hastalıklarını sınıflandırmaktadır. Mikro-laringoskopi esnasında hasta anestezi altında olduğu için ses telleri hareketsizdir. Bu sebeple mikro-laringoskopi videosunun ameliyat başlamadan önceki ilk çerçevelerinden herhangi biri analiz için kullanılabilir. Ancak video-laringostroboskopi ile alınan bir videoda ses tellerinin netliği, büyüklüğü, açıklığı ve yeri her çerçevede değişiklik göstermektedir. Bununla birlikte hastanın endoskopa verdiği refleks nedeni ile videodaki çerçevelerin bir kısmında ses telleri hiç görünmemektedir. Bu sebeplerle sistemin yüksek doğruluk ile sınıflandırma yapabilmesi için video-laringostroboskopi ile kaydedilen bir videodan seçilerek analiz edilen çerçevenin, ses tellerinin kenar ve damar özelliklerinin birlikte net bir şekilde görüntülendiği bir çerçeve olması gerekmektedir. Sistemin klinik ortamda pratik bir şekilde kullanılabilmesi için, analiz edilecek çerçevenin otomatik yöntemlerle seçilmesine olanak sağlayacak bir ön hazırlık paketi geliştirilerek sisteme eklenmelidir.

BÖLÜM 5

SONUÇ VE ÖNERİLER

Tez çalışması kapsamında muayene esnasında kullanılan video-laringostroboskop ve operasyon esnasında kullanılan mikro-laringoskop cihazları ile alınmış 65 videodan oluşan bir ses teli hastalıkları veri tabanı oluşturulmuştur. Çalışmanın ilk adımında YGH kullanılarak gırtlak resmi üzerinde ses tellerinin bulunduğu bölge tespit edilmiştir. Ardından ses tellerinin arasında kalan ve glottal açıklık olarak adlandırılan bölge bulunarak ses telleri bölütlenmiştir. Çalışmanın bir sonraki aşamasında ses tellerinin kenar bozulmaları analiz edilerek kenar bozulması olup olmadığı tespit edilmiş ve kenar bozulmanın şekil özellikleri çıkarılmıştır. Daha sonra ses telleri üzerindeki kan damarları bulunarak, damarların ses teli hastalıkları ile ilişkili olduğu düşünülen özellikleri çıkarılmıştır. Son adımda ise iki farklı sınıflandırma problemi ele alınmıştır. İlk problem kapsamında ses teli görüntüleri, ses teli kenar ve damar özellikleri birlikte değerlendirilerek sağlıklı, nodül, polip, larenjit ve sulcus vocalis olmak üzere beş sınıfa ayrılmıştır. Sınıflandırma işlemi için, her düğümünde eğiticili bir öğrenme metodu ile sınıflandırma yapılan ikili bir karar ağacı tasarlanmıştır. Tasarlanan ikili karar ağacı yapısının ağırlıklı ortalama kabul oranı 0.79 olarak hesaplanmıştır. İkinci sınıflandırma probleminde ise yine eğiticili öğrenme metodları kullanılarak kist ve nodüller birbirinden ayrılmıştır. Sınıflandırmada ses teli görüntülerinin damar özellikleri kullanılmış ve 0.75 değerinde bir ağırlıklı ortalama kabul oranı elde edilmiştir.

Tasarlanan sistemin ses teli hastalıklarını sınıflandırma dışında iki temel çıktısı bulunmaktadır. Bunlardan ilki, ses teli hastalıklarının ses tellerinin üst yüzeyinde görünür durumda bulunan damarların özellikleri ile ilişkisinin ilk defa nesnel olarak

ortaya koyulmuş olmasıdır. Yapılan incelemeler ve elde edilen sınıflandırma başarıları ışığında damarların özellikle polip, kist ve sulcus vocalis'te patolojiye doğru yönelim içinde oldukları, nodül ve larenjiti olan ses tellerinin ve sağlıklı ses tellerinin her birinin kendine has damar karakteristliklerinin bulunduğu sonucuna varılmıştır.

Sistemin diğer bir çıktısı, geliştirilen sistem ile ses teli kenar bozulmalarının sayısal olarak ifade edilebiliyor olmasıdır. Ses teli patolojisinin büyüklüğü, şekli ve yeri ölçülebilmekte, bu sayede ameliyat gerektirmeyen rahatsızlılarda iyileşmenin nesnel olarak takip edilebilmesi imkanı doğmaktadır.

Sistem çıktıları damar yapılarının uzmanlar tarafından teşhise yardımcı bir yan bilgi olarak kullanılabileceğini net bir şekilde ortaya koymaktadır. Ancak sistemin geliştirilebilmesi için daha fazla çeşitte ses teli hastalığı üzerinde inceleme yapılmalıdır. Tasarlanan sistem, ses teli üzerindeki damar yapılarının orta eksenlerini çıkarmakta ve yönelim özelliklerini ele almaktadır. Damar yapılarının orta ekseninin çıkarılmasının yanı sıra ses tellerinin kalınlıklarının ve kıvrımlılık miktarının da ölçülmesi, sistemin geliştirilmesi için yapılabilecek iyileştirmelerden bir diğeridir. Ses teli patolojilerinin şekil özellikleri ile birlikte renk ve doku özelliklerinin de değerlendirilmesi, özellikle kenar bozulması olan ses tellerinin ayırt edilme başarısını arttırabilir.

Bu çalışmada her bir ses teli örneği için, ilgili örneğe ait videodan seçilen bir çerçeveden elde edilen özellikler kullanılmaktadır. Ancak uzmanlar teşhis için ses teli titreşim özelliklerinden de yararlanmaktadırlar. Videoların tamamı ele alınarak, sadece ses teli felçlerinde değil farklı ses teli hastalıklarında da ses tellerinin hareket karakteristliklerinin analiz edilmesi, ses teli hastalıklarının otomatik teşhisine yönelik çalışmalara farklı bir perspektif katacaktır. Bununla birlikte her bir örnek için o örneğe ait videodan birden fazla çerçeve çıkartılarak, bu çerçevelerden elde edilen özelliklerin birlikte değerlendirmeye alınması da sistemin başarısını arttırabilir.

KAYNAKLAR

[1] Hansen, J. H., Gavidia-Ceballos, L. ve Kaiser, J. F., (1998). "A nonlinear operator-based speech feature analysis method with application to vocal fold pathology assessment", Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 45(3): 300-313.

[2] De Biase, N. G., ve Pontes, P. A. D. L., (2008). "Blood vessels of vocal folds: a videolaryngoscopic study", Archives of Otolaryngology—Head & Neck Surgery, 134(7): 720.

[3] Ulis, J.M. ve Yanagisawa, E., (2009). "What's new in differential diagnosis and treatment of hoarseness?", Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg.,17: 209-15.

[4] Ilgner, J. F., Palm, C., Schutz, A. G., Spitzer, K., Westhofen, M. ve Lehmann, T. M., (2003). "Colour texture analysis for quantitative laryngoscopy", ACTA OTOLARYNGOLOGICA, 123(6): 730-734.

[5] Verikas, A., Gelzinis, A., Bacauskiene, M. ve Uloza, V., (2006). "Towards a computer-aided diagnosis system for vocal cord diseases", Artificial Intelligence in Medicine, 36(1): 71-84

[6] Verikas, A., Gelzinis, A., Valincius, D., Bacauskiene, M. ve Uloza, V., (2007). "Multiple feature sets based categorization of laryngeal images", Computer methods and programs in biomedicine, 85(3): 257-266.

[7] Verikas, A., Gelzinis, A., Bacauskiene, M., Hållander, M., Uloza, V. ve Kaseta, M., (2010). "Combining image, voice, and the patient's questionnaire data to categorize laryngeal disorders", Artificial intelligence in medicine, 49(1): 43-50.

[8] Lohscheller, J., Toy, H., Rosanowski, F., Eysholdt, U. ve Döllinger, M., (2007). "Clinically evaluated procedure for the reconstruction of vocal fold vibrations from endoscopic digital high-speed videos", Medical image analysis, 11(4): 400-413.

[9] Yan, Y., Ahmad, K., Kunduk, M. ve Bless, D., (2005). "Analysis of vocal-fold vibrations from high-speed laryngeal images using a Hilbert transform-based methodology", Journal of voice, 19(2): 161-175.

[10] Voigt, D., Döllinger, M., Yang, A., Eysholdt, U. ve Lohscheller, J., (2010). "Automatic diagnosis of vocal fold paresis by employing phonovibrogram features and machine learning methods", computer methods and programs in biomedicine, 99(3): 275-288.

[11] Kirbas, C. ve Quek, F., (2004). "A review of vessel extraction techniques and algorithms", ACM Computing Surveys, (CSUR), 36(2): 81-121.

[12] Kirbas, C. ve Quek, F. K., (2003). "Vessel extraction techniques and algorithms: A survey", In Bioinformatics and Bioengineering, 2003. Proceedings. Third IEEE Symposium on, 238-245.

[13] Fraz, M. M., Remagnino, P., Hoppe, A., Uyyanonvara, B., Rudnicka, A. R., Owen, C. G. ve Barman, S. A., (2012). "Blood vessel segmentation methodologies in retinal images–A survey", Computer methods and programs in biomedicine, 108(1): 407-433.

[14] Trucco, E., Azegrouz, H. ve Dhillon, B., (2010). "Modeling the Tortuosity of Retinal Vessels: Does Caliber Play a Role?", Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 57(9): 2239-2247.

[15] Ege, B. M., Hejlesen, O. K., Larsen, O. V., Møller, K., Jennings, B., Kerr, D. ve Cavan, D. A., (2000). "Screening for diabetic retinopathy using computer based image analysis and statistical classification", Computer methods and programs in biomedicine, 62(3): 165-175.

[16] Dorileo, E., Frade, M. A., Roselino, A. M., Rangayyan, R. M. ve Azevedo-Marques, P. M., (2008). "Color image processing and content-based image retrieval techniques for the analysis of dermatological lesions", In Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE, 20-24 August 2008, Canada.

[17] Karahaliou, A., Boniatis, I., Sakellaropoulos, P., Skiadopoulos, S., Panayiotakis, G. ve Costaridou, L., (2007). "Can texture of tissue surrounding microcalcifications in mammography be used for breast cancer diagnosis?", Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 580(2): 1071-1074.

[18] Zwiggelaar, R., Astley, S. M., Boggis, C. R. ve Taylor, C. J., (2004). "Linear structures in mammographic images: detection and classification", Medical Imaging, IEEE Transactions on, 23(9): 1077-1086.

[19] Gandhi, M. ve Dhanasekaran, R., (2013). "Diagnosis of diabetic retinopathy sing morphological process and SVM classifier",. In Communications and Signal Processing (ICCSP), 2013 International Conference on, 873-877.

[20] Jo, E. B., Lee, J. H., Park, J. Y. ve Kim, S. M., (2013). "Detection of Breast Cancer Based on Texture Analysis from Digital Mammograms", In Intelligent Autonomous Systems 12: 893-900.

[21] Zhu, M., Xu, C., Yu, J., Wu, Y., Li, C., Zhang, M., ... ve Li, Z., (2013). "Differentiation of Pancreatic Cancer and Chronic Pancreatitis Using

Computer-Aided Diagnosis of Endoscopic Ultrasound (EUS) Images: A Diagnostic Test", PloS one, 8(5): e63820.

[22] Issac Niwas, S., Palanisamy, P., Chibbar, R. ve Zhang, W. J., (2012). "An expert support system for breast cancer diagnosis using color wavelet features", Journal of medical systems, 36(5): 3091-3102.

[23] Ren, J., (2012). "ANN vs. SVM: Which one performs better in classification of MCCs in mammogram imaging", Knowledge-Based Systems, 26: 144-153.

[24] Tan, J. H., Acharya, U. R., Tan, C., Abraham, K. T. ve Lim, C. M., (2012). "Computer-assisted diagnosis of tuberculosis: a first order statistical approach to chest radiograph", Journal of medical systems, 36(5): 2751-2759.

[25] Kavitha, M. S., Asano, A., Taguchi, A., Kurita, T. ve Sanada, M., (2012). "Diagnosis of osteoporosis from dental panoramic radiographs using the support vector machine method in a computer-aided system", BMC medical imaging, 12(1): 1.

[26] Avci, D. ve Varol, A., (2009). "An expert diagnosis system for classification of human parasite eggs based on multi-class SVM", Expert Systems with Applications, 36(1): 43-48.

[27] Banumathi, A., Raju, S. ve Abhaikumar, V., (2011). "Diagnosis of dental deformities in cephalometry images using support vector machine", Journal of medical systems, 35(1): 113-119.

[28] Ramírez, J., Górriz, J. M., Salas-Gonzalez, D., Romero, A., López, M., Álvarez, I. ve Gómez-Río, M., (2009). "Computer-aided diagnosis of Alzheimer's type dementia combining support vector machines and discriminant set of features", Information Sciences, 237:59-72.

[29] Padilla, P., López, M., Górriz, J. M., Ramirez, J., Salas-Gonzalez, D. ve Álvarez, I. (2012)., "NMF-SVM based CAD tool applied to functional brain images for the diagnosis of Alzheimer's disease", Medical Imaging, IEEE Transactions on, 31(2): 207-216.

[30] Liu, J., Chen, J., Liu, X. ve Tang, J., (2011). "An investigate of mass diagnosis in mammogram with random forest", In Advanced Computational Intelligence (IWACI), 2011 Fourth International Workshop on, 19–21 October 2011, Wuhan.

[31] Chen, Z., Berks, M., Astley, S. ve Taylor, C., (2010). "Classification of linear structures in mammograms using random forests", In Digital Mammography, 6136: 153-160.

[32] Monno, L., Bellotti, R., Calvini, P., Monge, R., Frisoni, G. B. ve Pievani, M., (2011). "Hippocampal segmentation by random forest classification", In Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), IEEE International Workshop on, 30-31 May 2011, Bari.

[33] Allin, S., Galeotti, J., Stetten, G., & Dailey, S. H., (2004). "Enhanced snake based segmentation of vocal folds", In Biomedical Imaging: Nano to Macro, 2004. IEEE International Symposium , 15-18 April 2004, Virginia.

[34] Turkmen, H., Karsligil, M. E. ve Kocak, I., (2013). “Classification Of Vocal Fold Nodules And Cysts Based On Vascular Defects Of Vocal Folds”, In IEEE International Workshop on Machine Learning for Signal Processing, 22-25 September 2013, Southampton.

[35] Shashua, A., Gdalyahu, Y. ve Hayun, G., (2004). “Pedestrian detection for driving assistance systems: Single-frame classification and system level performance”, In Intelligent Vehicles Symposium, IEEE, 14-17 June 2004, Parma.

[36] Dalal, N. ve Triggs, B., (2005). “Histograms of oriented gradients for human detection”, In Computer Vision and Pattern Recognition,1: 886-893.

[37] Karakozoglou, S. Z., Henrich, N., d’Alessandro, C. ve Stylianou, Y., (2012). “Automatic glottal segmentation using local-based active contours and application to glottovibrography”, Speech Communication, 54(5): 641-654.

[38] Cerrolaza, J. J., Osma, V., Sáenz, N., Villanueva, A., Gutiérrez, J. M., Godino, J. I. ve Cabeza, R., (2011). “Full-automatic glottis segmentation with active shape models”, In Models and Analysis of Vocal Emissions for Biomedical Applications 7th international Workshop, 25-27 August 2011, Firenze.

[39] Mendez, A., Garcia, B., Ruiz, I. ve Iturricha, I., (2008). “Glottal Area Segmentation without Initialization using Gabor Filters”, In Signal Processing and Information Technology, IEEE International Symposium on, 16-19 Dec. 2008, Sarajevo.

[40] Aghlmandi, D. ve Faez, K., (2012). “Automatic Segmentation of Glottal Space from Video Images Based on Mathematical Morphology and the hough Transform”, International Journal of Electrical and Computer Engineering (IJECE), 2(4): 463-472.

[41] Turkmen, H., Karsligil, M. E. ve Kocak, I., (2012). “Assessment of videolaryngostroboscopy images based on visible vessels of vocal folds. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE, 28 August-1 September 2012, San Diago.

[42] Revol-Muller, C., Peyrin, F., Carrillon, Y. ve Odet, C., (2002). “Automated 3D region growing algorithm based on an assessment function”, Pattern Recognition Letters, 23(1): 137-150.

[43] Gonzalez, R. Ve Woods, R., Digital Image Processing, Pearson Prentice Hall, First Impression, 2009, 665-682.

[44] Kailath, T., (1967). “The divergence and Bhattacharyya distance measures in signal selection”, Communication Technology, IEEE Transactions on, 15(1): 52-60.

[45] Canny, J., (1986). “A Computational Approach To Edge Detection,” IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence, 8(6):679–698.

[46] O'Brien, J. F. ve Ezquerra, N. F., (1994). “Automated segmentation of coronary vessels in angiographic image sequences utilizing temporal, spatial, and structural constraints”, In Visualization in Biomedical Computing, 25-37.

[47] Lam, L., Lee, S. W. ve Suen, C. Y., (1992). “Thinning methodologies-a comprehensive survey. IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence”, 14(9): 869-885.

[48] Vapnik, V. N., (1999). “An overview of statistical learning theory”, Neural Networks, IEEE Transactions on, 10(5): 988-999.

[49] Breiman, L., (2001). “Random forests”, Machine learning, 45(1): 5-32.

[50] Cover, T. ve Hart, P., (1967). “Nearest neighbor pattern classification”, Information Theory, IEEE Transactions on, 13(1): 21-27.

[51] Hall, M., Frank, E., Holmes, G., Pfahringer, B., Reutemann, P. ve Witten, I. H., (2009). “The WEKA data mining software: an update”, ACM SIGKDD Explorations Newsletter, 11(1): 10-18.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı :H. İrem TÜRKMEN

Doğum Tarihi ve Yeri :22.05.1983 İstanbul

Yabancı Dili :İngilizce

E-posta :irem@ce.yildiz.edu.tr

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Y. Lisans	Bilgisayar Mühendisliği	YTÜ	2008
Lisans	Bilgisayar Mühendisliği	YTÜ	2005
Lise	Sayısal	Isparta Gazi Lisesi	2001

İŞ TECRÜBESİ

Yıl	Firma/Kurum	Görevi
2005-2013	YTÜ	Araştırma Görevlisi

YAYINLARI

Makale

1. Dysphonic Speech Reconstruction, H. Irem Turkmen, M. Elif Karsligil, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Volume 29, pp.135-138, 2010

Bildiri

1. Classification Of Vocal Fold Nodules And Cysts Based On Vascular Defects Of Vocal Folds, H. Irem Turkmen, M. Elif Karsligil, Ismail Kocak, 2013 IEEE International Workshop on Machine Learning for Signal Processing, Southampton, United Kingdom

2. Assessment of Videolaryngostroboscopy Images Based on Visible Vessels Of Vocal Folds, H. İrem Türkmen, M. Elif Karsligil, İsmail Koçak, IEEE EMBS 2012, San Diego, ABD

3. Videolaringostroboskopi Görüntülerinden Ses Teli Üzerindeki Damarların Otomatik Olarak Belirlenmesi, H. İrem Türkmen, M. Elif Karsligil, İsmail Koçak, SİU 2012, Muğla, Türkiye

4. Demographic Information Classification Exploiting Spoken Language, H. İrem Türkmen, Banu Diri, Göksel Biricik, Reşit Doğan, SİU 2011, Antalya, Türkiye

5. Akustik ve Sismik Sinyallerinden Araç Tanıma, Emre Özgündüz, H. İrem Türkmen, Tülin Şentürk, M. Elif Karslıgil, A. Gökhan Yavuz, SIU 2010, Diyarbakır, Türkiye

6. Disfonik Konuşmanın Yeniden Yapılandırılarak Normal Konuşma Elde Edilmesi,H. İrem Türkmen, M. Elif Karslıgil, SİU 2009, Antalya,

Türkiye

7. Reconstruction of Dysphonic Speech by MELP,H. Irem Turkmen, M. Elif Karsligil, CIARP 2008, Havana, Küba

8. Karma Uyarımlı Doğrusal Öngörüm Kodlaması Tabanlı Fısıltılı Konuşmadan Normal Konuşma Elde Etme Sistemi , H. İrem Türkmen, M. Elif Karslıgil, SİU 2008, Didim, Türkiye

9. Linear Discriminant Analysis in Ottoman Alphabet Character Recognition, Zeyneb Kurt, H. Irem Turkmen, M. Elif Karsligil, ECC 2007, Atina, Yunanistan

10. Global Feature Based Female Facial Beauty Decision System, H. Irem Turkmen, Zeyneb Kurt, M. Elif Karsligil, EUSIPCO 2007, Poznan, Polonya

11. DAA Yöntemi ile Osmanlıca Karakter Tanıma, Zeyneb Kurt, H. İrem Türkmen , M. Elif Karslıgil, SİU 2007, Eskişehir, Türkiye

12. Türk İşaret Diline Yönelik Yüz İfadesi ve Kafa Hareketi Tanıma Sistemi, Zeyneb Kurt, Aslı Uyar, H. İrem Türkmen , SİU 2007, Eskişehir, Türkiye

13. Türk İşaret Dili Yüz İfadesi ve Baş Hareketi Veritabanı, Oya Aran, İsmail Arı, Amaç Güvensan, Hakan Haberdar, Zeyneb Kurt,H. İrem Türkmen, Aslı Uyar, Lale Akarun, SİU 2007, Eskişehir, Türkiye

14. Destek Vektör Makinesi Yöntemi ile Yüz Güzelliği Kararı,H. İrem Türkmen, Zeyneb Kurt , M.Elif Karslıgil, SIU 2006, Antalya,Türkiye

Proje

1. Yıldız Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Proje Koordinatörlüğü DOP Projesi