

EGE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

**SES TELLERİ HASTALIKLARININ
SAYISAL GÖRÜNTÜ İŞLEME YÖNTEMLERİ
İLE TANILANMASI**

Erkan Zeki ENGİN

Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Mehmet ENGİN

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Bilim Dalı Kodu : 609.01.00

Sunuş Tarihi : 15.03.2010

Bornova-İZMİR

2010

Erkan Zeki ENGİN tarafından **DOKTORA** tezi olarak sunulan “Ses Telleri Hastalıklarının Sayısal Görüntü İşleme Yöntemleri ile Tanılanması” başlıklı bu çalışma E.Ü. Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği ile E.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Eğitim ve Öğretim Yönergesi'nin ilgili hükümleri uyarınca tarafımızdan değerlendirilerek savunmaya değer bulunmuş ve 15/03/2010 tarihinde yapılan tez savunma sınavında aday oybirliği ile başarılı bulunmuştur.

Jüri Üyeleri**İmza**

Jüri Başkanı : Yrd. Doç. Dr. Mehmet ENGİN

Raportör Üye : Doç. Dr. Aydoğan SAVRAN

Üye : Prof. Dr. Musa H. ASYALI

Üye : Yrd. Doç. Dr. Musa ALCI

Üye : Yrd. Doç. Dr. Yavuz ŞENOL

ÖZET**SES TELLERİ HASTALIKLARININ SAYISAL GÖRÜNTÜ İŞLEME YÖNTEMLERİ İLE TANILANMASI**

ENGİN, Erkan Zeki

Doktora Tezi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü

Tez Yönetici: Y. Doç. Dr. Mehmet ENGİN

Mart 2010, 92 sayfa

Ses hastalıklarının birçoğu sesin kalitesinde değişime sebep olurlar. Uzmanlar, hastalıklı seslere tanı koymak için farklı örselemeli yöntemler kullanmaktadırlar. Bu yöntemlerden biri, video-stroboskopi (VS) tekniği ile alınan ses telleri görüntülerinin fonksiyonel olarak değerlendirilmesidir.

VS tabanlı görüntülerinin değerlendirmesi öznedir ve büyük ölçüde hekimin tecrübesine dayanmaktadır. Bu çalışmadaki esas amaç, ses telleri görüntülerindeki değerlendirmelerin nesnel yapılabilmesi için nicel özneliklerin çıkartılmasıdır. Bu amaçla, görüntü işleme yöntemlerini kullanarak çıkartılan glotal alan dalga biçimi üzerinden öznelikler çıkartılmıştır. Ayrıca, çeşitli çerçevelere ait görüntülerden bölgesel tanımlayıcılar çıkartılmıştır. Daha sonra, bu özneliklerden istatistiksel olarak anlamlı olanları tespit edilmiştir.

Çalışmanın ikinci aşamasında; seslerden çıkartılan akustik parametreler ile glotal alan tabanlı öznelikler arasındaki ilişki incelenmiştir. Son olarak ise görüntü işleme ile çıkartılan glotal alan dalga biçimini sağlayan LF ve Rosenberg modelleri denenmiştir.

Anahtar Sözcükler: Video-stroboskopi, glotis, glotal alan dalga biçimi, akustik analiz, istatistiksel analiz, modelleme.

ABSTRACT
DIAGNOSIS OF VOCAL CORDS DISEASES BY USING
DIGITAL IMAGE PROCESSING METHODS

ENGİN, Erkan Zeki

PhD in Electronic Engineering

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Mehmet ENGİN

March 2010, 92 pages

Most voice disorders cause changes in voice quality. In order to diagnose some voice disorders, clinicians use different invasive methods. One of these methods is to functionally evaluate vocal cords images recorded by video-stroboscope (VS).

The assessment of VS based images is subjective method and depending on doctors' experience. The main aim of this study is to extract quantitative features for objective assessment of the vocal cords images. For this aim, features were obtained from the extracted glottal area waveform by using digital image processing. In addition, regional descriptors were extracted from images belongs to different frames. Then, the statistically significant features were obtained.

The second step of the study is to investigate the relationship between the glottal area based features and acoustic parameters extracted from voice. Final step is to fit the extracted glottal area waveform by using LF and Rosenberg models.

Keywords: Video-stroboscope, glottis, glotal area waveform, acoustic analysis, statistical analysis, modelling.

TEŞEKKÜR

Çalışmamda değerli yorum ve önerileri ile katkıda bulunan tez danışmanım sayın Yrd. Doç. Dr. Mehmet ENGİN'e teşekkür ederim.

Çalışmamda kullandığım görüntüleri ve ses kayıtlarını sağlayan Prof. Dr. Fatih ÖĞÜT'e teşekkür ederim.

Aynı zamanda tez çalışmalarım süresince bana maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen aileme ve Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü Öğretim Üyelerine teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

| | <u>Sayfa</u> |
|---|--------------|
| ÖZET | V |
| ABSTRACT | VII |
| TEŞEKKÜR | IX |
| ŞEKİLLER DİZİNİ | XV |
| ÇİZELGELER DİZİNİ | XIX |
| 1. GİRİŞ | 1 |
| 2. SES FİZYOLOJİSİ VE HASTALIKLARI | 9 |
| 2.1. Ses Fizyolojisi | 9 |
| 2.2. Ses Üretim Modellemesi | 12 |
| 2.2.1. Glotal akışın modellenmesi | 13 |
| 2.2.2. Ses kanalının modellenmesi | 14 |
| 2.3. Ses Hastalıkları | 16 |
| 2.3.1. Periferik organik disfoniler | 17 |
| 2.3.1.1 Larenjit | 17 |
| 2.3.1.2 Gırtlak travmaları | 18 |
| 2.3.1.3 Kongenital bozukluklar | 18 |
| 2.3.1.4 Gırtlak tümörleri | 18 |

| | |
|--|----|
| 2.3.2. Gırtlak sinir sistemine bağlı disfoniler | 20 |
| 2.3.2.1 Spazmı-gırtlak hiperkinezişi | 20 |
| 2.3.2.2 Paralize | 21 |
| 2.3.3. Bazı genel durum bozukluklarına ve kötü alışkanlıklara bağlı disfoniler | 21 |
| 2.3.4. Gerçek fonksiyonel disfoniler | 21 |
| 3. MALZEME VE YÖNTEMLER | 23 |
| 3.1. Malzeme | 23 |
| 3.2. Yöntemler | 25 |
| 3.2.1. Görüntü işleme | 25 |
| 3.2.1.1 Ön-işleme | 25 |
| 3.2.1.2 Bölütleme | 28 |
| 3.2.1.3 Glotal alandan çıkartılan öznelikler | 32 |
| 3.2.1.4 Bölgesel tanımlayıcı öznelikler | 34 |
| 3.2.2. Akustik analiz | 36 |
| 3.2.2.1 Perde periyodu tabanlı parametreler | 37 |
| 3.2.2.2 Gürültü tabanlı parametreler | 40 |
| 3.2.2.3 Tremor tabanlı parametreler | 41 |
| 3.2.3. İstatistiksel analiz | 42 |
| 4. SONUÇLAR | 44 |

| | |
|---|----|
| 4.1. Bölütleme Sonuçları | 44 |
| 4.2. Glotal Alandan Çıkartılan Öznitelik Sonuçları..... | 49 |
| 4.3. Bölgesel Tanımlayıcı Öznitelik Sonuçları..... | 55 |
| 4.4. Akustik Analiz Parametre Sonuçları | 68 |
| 4.5. HSK Videosu Görüntülerinin İşlenmesine İlişkin Sonuçlar..... | 78 |
| 5. TARTIŞMA..... | 82 |
| KAYNAKLAR DİZİNİ..... | 85 |
| EKLER | 91 |
| ÖZGEÇMİŞ..... | 92 |

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

| | |
|---|----|
| Şekil 2.1 Ses üretim mekanizmasının basit bir görünüşü..... | 9 |
| Şekil 2.2 Ses üretim mekanizmasının kesit görünüşü. | 9 |
| Şekil 2.3 Gırtlaktan aşağıya bakıldığındaki kaba görünüş: (a) sesli durum, (b) nefes durumu..... | 11 |
| Şekil 2.4 Glotisteki periyodik hava akışı hızı..... | 11 |
| Şekil 2.5 Kaynak-filtre geri çatımı modeli. | 12 |
| Şekil 2.6 LF modeli: (a) Glotal dalgası, (b) Türevsel glotal dalgası. | 13 |
| Şekil 2.7 Ayrık-zaman modeli..... | 14 |
| Şekil 2.8 /oh/ sesi ve ses kanalının transfer fonksiyonu (ince ve yumuşak çizgi). 15 | |
| Şekil 2.9 Vokallerin izgesel zarfları: (a) /a/ vokali, (b) /i/ vokali..... | 16 |
| Şekil 3.1 Video kayıt sistemi: (a) Kamera kontrol ünitesi, (b) Stroboskop..... | 24 |
| Şekil 3.2 Kayıt alınışı ve kayıt alınan bölgeler: (a) Stroboskop çekimi, (b) Glotis bölgeleri. | 24 |
| Şekil 3.3 Uygulanan yöntemlerin akışı diyagramı. | 25 |
| Şekil 3.4 Dörtlü-ağaç ile bölme ve birleştirme algoritması..... | 30 |
| Şekil 3.5 Eğrideki bütün olası durumlar gösterilmiştir..... | 32 |
| Şekil 4.1 Örnek kayıta ait iki çerçeve: (a) 500. çerçeve, (b) 501. çerçeve. | 44 |

- Şekil 4.2 Ön-işleme sonucu oluşan görüntüler: (a) Histogram eşitleme, (b) Keskinleştirme, (c) Yumuşatma, (d) Top-hat.....45
- Şekil 4.3 Ön-işlemesiz bölütleme sonuçları: (a) Eşikleme, (b) Bölge büyüme, (c) Chan-Vese, (d) Dörtlü-ağaç.....46
- Şekil 4.4 Top-hat işlemi uygulandığındaki bölütleme sonuçları: (a) Eşikleme, (b) Bölge büyüme, (c) Dörtlü-ağaç.....47
- Şekil 4.5 Bölütleme sonuçları: (a) Eşikleme, (b) Bölge büyüme.....47
- Şekil 4.6 Top-hat, eşikleme ve yumuşatma işlemleri sonucundaki bölütleme sonucu.48
- Şekil 4.7 Çeşitli deneklere ait bölütleme sonuçları: (a) Normal, (b) Kanser, (c) Disfoni, (d) Paralize, (e) Nodül.49
- Şekil 4.8 Glotal alan özneliklerinin dağılımlarının grafiksel gösterimi: (a) EKGA, (b) KY, (c) GG, (d) EBDM, (e) EKDM, (f) EBK, (g) EKK, (h) EBGAS, (i) EKGAS, (i) SKY, (j) SLKY, (k) KO.53
- Şekil 4.9 Sağlıklı denekte nefes alma durumundaki görüntü.....56
- Şekil 4.10 EBGA'ya ait çerçevelerden çıkartılan bölgesel tanımlayıcı özneliklerinin dağılımlarının grafiksel gösterimi: (a) ORT, (b) SS, (c) Y, (d) 3M, (e) D, (f) E, (g) IBDM1 ($*10^{-3}$), (h) IBDM2 ($*10^{-8}$), (i) IBDM3 ($*10^{-12}$), (i) IBDM4 ($*10^{-13}$), (j) IBDM5 ($*10^{-22}$), (k) IBDM6 ($*10^{-15}$), (l) IBDM7 ($*10^{-22}$).60
- Şekil 4.11 EKGA'ya ait çerçevelerden çıkartılan bölgesel tanımlayıcı özneliklerinin dağılımlarının grafiksel gösterimi: (a) ORT, (b) SS, (c) Y, (d) 3M, (e) D, (f) E, (g) IBDM1 ($*10^{-3}$), (h) IBDM2 ($*10^{-8}$), (i) IBDM3 ($*10^{-12}$), (i) IBDM4 ($*10^{-13}$), (j) IBDM5 ($*10^{-22}$), (k) IBDM6 ($*10^{-15}$), (l) IBDM7 ($*10^{-22}$).66
- Şekil 4.12 Akustik ölçüm grafikleri: (a) Normal, (b) Nodül, (c) Paralize, (d) Kanser.....69

| | |
|--|----|
| Şekil 4.13 Bazı akustik parametrelerin dağılımlarının grafiksel gösterimi: (a) F_0 , (b) FFTR, (c) FATR, (d) JITA, (e) JITT, (f) SHDB, (g) SHIM, (h) NHR, (i) VTI, (i) SPI, (j) FTRI, (k) ATRI, (l) DVB, (m) DSH, (n) DUV, (o) PER. | 75 |
| Şekil 4.14 Yüksek hızlı kamera ile alınmış gırtlak görüntüsü..... | 79 |
| Şekil 4.15 Yüksek hızlı kamera ile alınan görüntülerden çıkartılan glotal alan değişimi. | 79 |
| Şekil 4.16 Bir periyotluk glotal alan değişimi. | 80 |
| Şekil 4.17 Bir periyotluk glotal alan değişimi için modelleme sonuçları (kesikli çizgiler modelleme sonuçları): (a) Rosenberg, (b) LF. | 81 |
| Şekil 4.18 Glotal alan değişimi: (a) Paralize, (b) Nodül. | 81 |

ÇİZELGELER DİZİNİ

Sayfa

| | |
|--|----|
| Çizelge 4.1 Glotal alan özniteliklerin, gruplar cinsinden ortalama, standart sapma ve güven aralığı değerleri. | 49 |
| Çizelge 4. 2 Glotal alandan çıkartılan özniteliklerin ANOVA testi sonuçları. | 53 |
| Çizelge 4. 3 İstatistiksel olarak anlamlı olan glotal alan özniteliklerin <i>post-hoc</i> testi sonuçları (1: Normal, 2: Disfoni, 3: Kanser, 4: Paralize, 5: Nodül). | 53 |
| Çizelge 4. 4 Nefes çerçevesinden çıkartılan bölgesel tanımlayıcı özniteliklerin ANOVA testi sonuçları. | 55 |
| Çizelge 4. 5 EBGA'ya ait çerçevelerden çıkartılan bölgesel tanımlayıcı özniteliklerin, gruplar cinsinden ortalama, standart sapma ve güven aralığı değerleri. | 56 |
| Çizelge 4. 6 EBGA'ya ait çerçevelerden çıkartılan bölgesel tanımlayıcı özniteliklerin ANOVA testi sonuçları. | 60 |
| Çizelge 4. 7 İstatistiksel olarak anlamlı olan EBGA'ya ait çerçevelerdeki bölgesel tanımlayıcı özniteliklerin <i>post-hoc</i> testi sonuçları (1: Normal, 2: Disfoni, 3: Kanser, 4: Paralize, 5: Nodül). | 61 |
| Çizelge 4. 8 EKGA'ya ait çerçevelerden çıkartılan bölgesel tanımlayıcı özniteliklerin, gruplar cinsinden ortalama, standart sapma ve güven aralığı değerleri. | 62 |
| Çizelge 4. 9 EKGA'ya ait çerçevelerden çıkartılan bölgesel tanımlayıcı özniteliklerin ANOVA testi sonuçları. | 66 |
| Çizelge 4. 10 İstatistiksel olarak anlamlı olan EKGA'ya ait çerçevelerdeki bölgesel tanımlayıcı özniteliklerin <i>post-hoc</i> testi sonuçları (1: Normal, 2: Disfoni, 3: Kanser, 4: Paralize, 5: Nodül). | 66 |

| | |
|--|----|
| Çizelge 4. 11 Akustik parametrelerin gruplar cinsinden ortalama, standart sapma ve güven aralığı değerleri..... | 69 |
| Çizelge 4.12 Akustik parametrelerin ANOVA testi sonuçları..... | 76 |
| Çizelge 4. 13 İstatistiksel olarak anlamlı olan akustik parametrelerin <i>post-hoc</i> testi sonuçları (1: Normal, 2: Nodül, 3: Kanser, 4: Paralize). | 76 |
| Çizelge 4. 14 Yüksek hızlı kamera ile alınan görüntülerden çıkartılan akustik parametreler. | 80 |

1. GİRİŞ

Ses tellerindeki patolojik durumlar, ses tellerinin normal titreşimlerinde önemli değişikliklere yol açar ve sesin kalitesini bozarlar (Hansen et al., 1998). Ses tellerinin yanlış çalışmasının ilk işaretleri; sesin soluklu ve kısık olmasıdır.

Solunum yollarının anatomisinin ve fizyolojisinin karmaşık oluşu nedeni ile hastalıkların tanısı her zaman kolay olmaz (Kaya, 2002) ve tanı için yardımcı laboratuvar yöntemlerine başvurulur. Sonuçların birlikte değerlendirilmesi tedavi sonuçlarını etkilediğinden başarı şansını yükseltir.

Yardımcı laboratuvar yöntemleri; elektromiyografik, fiberoptik larengoskopi, videolarengoskopi ve video-stroboskopidir. Elektromiyografik inceleme, gırtlak kaslarının elektriksel ölçümleri, patolojik durumlardaki faaliyet değişikliklerinin araştırılması için uygulanır. Fiberoptik larengoskopi ile gırtlak içi yapılar ayrıntılı olarak görüntülediğinden burundan geçirilen esnek bir larengoskopi ile gırtlak fonksiyonları incelenebilir. Videolarengoskopi, ses bozukluğu olan hastalarda tanı konulması ve tedavinin planlanmasında yardımcıdır. Böylelikle, gırtlak fizyolojik ve patolojik durumları düzenli bir şekilde gözlemlenebilir. Video-stroboskopi, insan gözü tarafından ayırt edilemeyen devamlı ve birbirini takip eden hareketleri görünür şekle sokmak veya hareketleri yavaşlatılmış bir tempoda araştırmak için, optik esaslara dayanan bir yöntemdir. Bahsedilen yöntemlerin tümü örselemeli (invasive) türdendir..

Ses hastalıklarının fonksiyonel değerlendirilmesinde, standart oluşturmak için Avrupa Gırtlak Topluluğunun (European Laryngocial Society: ELS) Foniatri Komitesi tarafından temel bir protokol oluşturulmuştur. Bu protokol; algısal değerlendirme, hastanın öznel değerlendirmesi, aerodinamik ölçüm, akustik analiz ve stroboskopi görüntülerinin değerlendirilmesi olmak üzere 5 farklı yaklaşımdan oluşmaktadır (Dejonckere et al.).

Algısal yaklaşım; uzman kişilerce, glotisin (ses telleri arasındaki boşluk) tam kapanmaması veya hareketindeki düzensizliklerden dolayı oluşan değişimlere bağlı olarak ses kalitesinin değerlendirilmesidir. Dolayısıyla, öznel ve örselemesiz (non-invasive) bir yöntemdir. Bu değişimlerinin değerlendirilmesinde GRBAS (Grade Roughness-Breathiness-Asthenia-Strain) ölçeği kullanılmaktadır. Bu ölçekte, sesin soluklu (nefesli, breathy), düzensiz (rough, harsh), astenesiti ve ezgisi (strain) genellikle 0 ile 3 arasında notlandırılmaktadır (0 = normal, 1 = az değişim, 2 = orta değişim, 3 = çok değişim).

Hastanın öznel değerlendirmesi; hastanın kendi ses kalitesini değerlendirmesi olup, 0 ile 100 arasında notlandırılmaktadır (0 = çok kötü, 100 = çok iyi).

Aerodinamik yaklaşımdaki parametrelerden biri, deneğin rahat bir ses tonu ve şiddetinde /a/ harfini kesintisiz olarak en uzun telaffuz ettiği süre olan En Büyük Telaffuz Süresidir (Maximum Phonation Time: EBTS). Diğer parametre de spirometre ile ölçülen Vital Kapasitedir (VK). VK, ağızdaki tam nefes alma ile tam nefes verme arasındaki hacim farkıdır. VK'nın, EBTS oranı ile de aerodinamik yaklaşım olan Ortalama Fonasyon Hava Akışı veya Fonasyon Oranı hesaplanmış olunur.

Akustik analiz; nesnel ve örselemesiz olan bu yöntemde, sessiz bir odada ve kaliteli bir ses sistemi ile hastaların ses kayıtları alınmaktadır ve bu analizlere olan ilgi son yıllarda önemli bir şekilde artmıştır. Ses işaretinin sayısal işlenmesine dayanan akustik analiz aşağıdaki sebeplerden (Godino-Llorente et al., 2000) dolayı kabul görmektedir:

- Tanıda nesnellik: Uzman olmayan doktorların veya glotisi görmek için uygun ekipmanı olmayan doktorların, öznel tanı koymalarını önler.
- Erken tanı: Test edilen ses ile sağlıklı sesler arasındaki değişim nicel olarak ölçülür.
- Cerrahi, farmokoloji tedavilerin ve rehabilitasyonun değerlendirilmesi: Tıbbi tedavi ve farmokoloji uygulanmadan önceki ses ile sonraki ses nesnel olarak karşılaştırılarak, bu işlemlerde başarılı olup olunmadığı kontrol edilebilir.
- Otomatik analiz ile bazı basit hastalıkların tespiti uzman olmadan yapılabilir. Bu durum, kişinin tıbbi durumunu gözden geçirmesi açısından önemlidir.

Kayıt alınan seslerden, temel frekans ve değişimi, genlik değişimi ve gürültü tabanlı parametreler çıkarılmaktadır. Ancak, bu parametreler tam olarak standardize edilmemiştir. Ayrıca, günümüzdeki bazı ticari programlar ile bu analizde periyodik olmayan (sessiz harfler) ve bazı hastalıklardaki (irregular ve substitution voices) sesli harflerin analizi yapılamamaktadır.

Son yaklaşımda ise ses tellerinin hareketlerinin incelenmesi için yüksek hızlı sayısal kameralarla (HSK) veya düşük hızlı kayıtların vuru ışığı ile aydınlatılması (video-stroboskopi : VS) olmak üzere iki yöntemle video görüntülerinin alınmasıdır.

HSKlar, fonasyon sırasında sürekli bir ışık kaynağı altında 2000 çerçeve/saniye veya üzerinde bir hız ile kayıt almaktadır. Ses tellerinin titreşim frekansları erkekler için 50-150 Hz ve kadınlar içinde 200-300 Hz arasında değiştiğinden, tüm titreşim periyodunu kayıt edebilmektedir (Osma-Ruzi et al., 2008). Bu yöntemin ana sakıncası ise cihazın fiyatının pahalı olmasıdır.

VS'ler ise 25-50 çerçeve/saniye arasındaki düşük hızlarda kayıt almaktadır. Dolayısıyla, bu hızlar ile titreşim periyodunu doğru olarak kaydetmesi mümkün değildir. Bu durumun ucuz bir çözümü ise ses tellerinin titreşim frekansından daha düşük bir frekansta vuru ışığı kullanarak örnek düşürmek yani belirli örnekleri almaktır ve klinik ortamlarda yaygın olarak tercih edilmektedir. Bu üstünlüğüne karşın, periyodik titreşim gerekliliğinden dolayı özellikle hastalarda doğru örnekleme yapamamaktadır. Ayrıca, en az bir titreşim periyodunun kaydı için HSKlara göre daha uzun sürmesi sebebiyle stroboskobun ve hastanın hareketinden dolayı oluşan etkilere daha açıktır.

Video-stroboskopi (VS) görüntülerini değerlendirmede kullanılanlabilecek temel parametreler; glotisin kapanması (glotal closure), düzenlilik (regularity), mukosal dalga (mucosal wave) ve simetridir.

Glotisin kapanmasında, glotisin uzunluğu ve kapanma yüzdesine bakılmaktadır. Ayrıca, kapanmamanın hangi bölgede (dorsal veya ventral) olduğuna ve kum saati şeklinde olup olmadığına da bakılabilir.

Düzenlilik, hareketin düzensizlik derecesidir.

Mukosal dalga, mukosal dalgalamandaki kalitedir.

Simetri, ses tellerindeki hareketlerin benzerlik derecesidir.

Bu temel protokolün amacı, patolojik seslerinin fonksiyonel değerlendirilmesinde ortak bir yöntem gerçekleştirmektir. Ayrıca, patolojik seslerin incelenmesinde ses tedavisi, yeni veya geliştirilen cihaz veya işlem sonuçlarının literatürdeki çalışmalarla karşılaştırmasına olanak sağlamaktır (Dejonckere et al.). Bu tür ortak değerlendirme ihtiyacı, Dejonckere (1998) nin çalışmasında tek taraflı (unilateral) ses teli paralizesi (felci) için gösterilmiştir.

VS görüntülerinin değerlendirmesi özeldir ve büyük ölçüde hekimin tecrübesine dayanmaktadır. Gırtlak görüntülerinde bu değerlendirmelerin nesnel yapılması ve nicel özneliliklerin çıkartılması insan gözüne göre daha hassas değerlendirme yapılmasını sağlamaktadır. Tedavi sırasında ve ameliyat öncesi ve sonrasındaki gelişimi takip açısından da oldukça yarar sağlamaktadır. Diğer bir

yararı, eğitim ve araştırma amacı için veritabanı oluşturulmasıdır. Ayrıca, ses tellerindeki görüntüler çok farklı olabilmekte ve bazı durumlarda uzman hekimler için bile ayırt etmek zor olabilmektedir.

Gırtlak ve ses tellerinin anatomik morfolojisi, bir kişinin şarkı söylemeye uygun olup olmadığı veya geleneksel veya modern operada vokalizasyon açısından ne tür bir role uygun olduğunu belirlemek açısından önemlidir. Bunu anlamak içinde en çok kullanılan değişkenler ses tellerinin uzunluğu, genişliği ve sağ ve sol ses tellerinin alanıdır (Hui et al., 1999).

Literatürdeki çalışmalarda, glotisin bölütlenmesi (segmentation) işlemi için Bölge Büyüme Tabanlı (Wittenberg et al., 1997; Köster et al., 1999; Chen et al., 2005; Doellinger et al., 2007; Lohscheller et al., 2007) ve Aktif Kontur Tabanlı (Marendic et al., 2001 ; Alin et al., 2004 ; Manfredi et al. 2006) algoritmalar kullanılmıştır. Chen et al. (2005) çalışmalarında, glotal alan dalga biçimini çıkartmışlardır. Bu çalışmada, görüntüleri endoskoba (KAY 9106) bağlanmış kamera (Model 9700: 2000 çerçeve/saniye) ile kayıt /i/ fonasyonu sırasında almışlardır. Bölütleme işleminde; Eşikleme, Morfolojik İşlemler ve Bölge Büyüme (region growing) yöntemlerinin birleşimi ile glotisin seçilmesini sağlamışlardır. Manfredi et al. (2006) çalışmalarında; 1 sağlıklı ve 11 disfonik hastayı (6 erkek ve 5 bayan) ait görüntüleri Kay Elemetric VKG Camera Model 8900 ile /a/ fonasyonu sırasında almışlardır. Sağ ve sol ses tellerinin açılım uzunluğu ve titreşim periyotlarının oranı ile açık ve kapalı fazların oranlarını Aktif Kontur Tabanlı Bölütleme ile hesaplamışlardır. Sağlıklılarda bu değerler bir civarında olması gerekirken hastalarda asimetriklikten dolayı birden sapmaktadır.

Adama et al. (1989) çalışmalarında, görüntüleri endoskopi ile almışlardır. Görüntülerde işlenecek alan kullanıcı tarafından seçilmektedir. Seçilen alan temizlendikten sonra Eşik Değeri Tekniği ile kenarlar bulunmaktadır. Bu işlemler her çerçeve için yaparak, glotal alanı hesaplamışlardır. Yan et al. (2007) çalışmalarında, Kay Pentax video-endoskop (2000 çerçeve/saniye) ile görüntüleri almışlardır. Glotal kenarlarının tespiti ve glotal alan dalga biçiminin çıkarımdan sonra Fourier Dönüşümü (FD) ve Hilbert Dönüşümlerini kullanarak periyodikliğin ve karmaşıklığın derecesini çıkarmışlardır.

Osma-Ruzi et al. (2008) çalışmalarında ise VS ile alınmış 15 videoya ait ses telleri açık konumdaki 111 görüntü için bölütleme işlemini uygulamışlardır. İlk aşamada renkli görüntüyü, YIQ modeline göre gri-yoğunluk seviyelerine

çevirmişler ve parlaklık bileşeninin (luminance: Y) gradyanını alarak eşikten geçirdikten sonra da su sınırı (watershed) dönüşümü uygulamışlardır. Bu durumda, dönüşümünden dolayı birçok alan oluşmaktadır ve buradaki sahte alanları yok etmek için Önemli Farklılıklar (Just Noticeable Difference) Birleştirme yöntemini kullanmışlardır. Daha sonra bölütlemedeki başarıyı artırmak içinde Çevre Bölgeleri Birleştirme ve Karar Verme algoritması uygulanmıştır.

Gırtlak görüntülerinin sayısal görüntü işleme algoritmaları ile değerlendirilmesi için literatürde yapılan çalışmaların yanı sıra “Kay Elementrics” firması da bu amaçla “Kay’s Image Processing Software (KIPS)” programını geliştirmiştir. Program, AVI (Audio-Video-Interleaved) formatındaki VS ve HSK ile alınan görüntüleri iki ayrı programla işlemekte olup, geliştirilmesi gereken noktalar bulunmaktadır. Bu programların özellikleri aşağıda sıralanmaktadır.

- Oynatma: AVI formatındaki görüntüleri yükler, oynatır ve istenen çerçevenin (frame) seçilmesini sağlar.
- Açıklayıcı notlar çerçevelere eklenebilir.
- Analiz: Glotal alan dalga biçiminin hesaplanmasıdır.
- Renk Analizi: Görüntüdeki kırmızılık derecesi karşılaştırılmasıdır (yeni ve kanıtlanmamış).
- Ölçüm: Nümerik analizi sonuçları verilmektedir (Kesin referans noktası olmamakla beraber mümkünse ses tellerinin uzunluğu kullanılabilir).
- Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) Nokta Analizi: Pikselin, değişik çerçevelerdeki yoğunluk değişiminin frekans analizi (sadece HSK’da var, yeni ve kanıtlanmamış)
- HFD Alan Analizi: Seçilmiş alandaki değişik çerçevelerdeki yoğunluk değişiminin frekans analizi (sadece HSK’da var, yeni ve kanıtlanmamış)

Noordzu and Woo (2000) çalışmalarında; 13 polip, 5 kist, 3 dejenerasyon, 2 sulcus vokalis ve 1 Reinke ödemi hastasının kayıtlarını gırtlak ameliyatı öncesi ve sonrasında, Kay Elementric RLS 9100 ile /ee/ fonasyonu sırasında almışlardır. Bu kayıtların 1 periyotluk normalize glotal alan (glotal alan / glotis uzunluğu) dalga biçimini, KIPS programı ile çıkartılmıştır. Bu fonksiyondan da En Büyük Glotal Alan, En Küçük Glotal Alan, Açılma Anındaki En Büyük Eğim, Kapanma Anındaki En Büyük Eğim ve OT-50 (glotal alanın %50’den fazla açık olduğu süre) öznitelikleri hesaplandığında polip dışındaki hastalarda ameliyat öncesi ve

sonrası için alan ve hız istatistiksel olarak anlamlı iken polipler için sadece hızların anlamlı olduğunu bulmuşlardır.

Ilgner et al. (2003) çalışmalarında, 19 sağlıklı ve 16 hastalıklı deneğin görüntülerini Storz 8702 DIS larangoskopi ile almışlardır. Her renk (RGB) için renk dağılımı özniteliklerini hesaplamışlar ve k-En Yakın Komşuluğu (k-EYK: k-Nearest Neighborhood) ile sınıflandırmışlardır. En yüksek başarıyı mavi kanalda %81,4 ile elde etmişlerdir. Hanson et al. (1998) çalışmalarında ise endoskoba (Karl Storz) bağlanmış Hopkins teleskopla 6 sağlıklı ve 62 kronik larenjit hastasının görüntülerini almışlardır. Kırmızılık indeksini ($R / [R+G+B]$) beş farklı bölgede hesapladıklarında, hastalarda daha fazla çıktığı tespit etmişlerdir.

Verikas et al. (2005) çalışmalarında; 49 sağlıklı (sağlıklı sayısı az ama görüntüleri arasında fazla değişim olmuyor), 406 nodüler (nodul, polip, kist) ve 330 difüz (papillom, keratosis, karnisom) deneğin görüntüleri Moller-Wedel Universa 300 mikro-larangoskopi ile almışlardır. Bu görüntülerden, renk dağılımı (histogram tekniği ile 30 değer), doku (Gabor filtresi kullanan yerel analiz ile seçilen alandan Tek Değer Ayrışımı - Singular Value Decomposition - hesaplanır), ses tellerinin kenarlarını karakterize eden geometriksel (18 polinom katsayısı) özniteliklerini hesaplamışlardır. Daha sonra, görüntüleri sağlıklı, nodüler ve difüz olmak üzere üçe ayırmak için k-EYK, Yapay Sinir Ağları (YSA) ve YSA'ların birleştirilmesi yöntemleri ile sınıflandırmışlardır. Verileri, rasgele (random) 100 farklı şekilde kümelendirmişlerdir. Bunun sonucunda, en yüksek başarıyı YSA'ların birleştirilmesinde %93 olarak bulmuşlardır. Verikas et al. (2006) çalışmalarında, aynı görüntüleri ve öznitelikleri çıkarmışlardır. Daha sonra bu öznitelikler gruplarının her birinin anlamlı olanları Temel Bileşen Analizi (TBA: Principal Component Analysis) ile seçilmiştir. Bu özniteliklerdeki en uygun giriş kümesi, Geriye Doğru Eleme (backward elimination) yöntemi ile 8 renk, 5 doku ve 18 geometriksel katsayı olduğunu bulmuşlardır. Bu girişi kümesi ile YSA'ların birleştirilmesinde %88'lik başarı elde etmişlerdir. Verikas et al. (2007) çalışmalarında; aynı görüntüler ile renk dağılımı, doku (14 Haralick's katsayısı hesaplanır), geometriksel, yoğunlukların gradyan yönünde dağılımı, Fourier İzgesi (spectrum) tabanlı özniteliklerini hesaplamışlardır. Özniteliklerden her grubu çekirdek (kernel) TBA ile indirgemişler ve çekirdek fonksiyonu olarak 2. dereceden polinom kullanmışlardır. Verileri, rasgele 200 farklı şekilde kümelendirmişlerdir. Bunun sonucunda, en yüksek başarıyı Destek Vektör

Makinesi (Support Vector Machine)lerin birleştirilmesinde %94,11 olarak bulmuşlardır. Renk dağılımları özneliklerinin tek başına kullanıldığında da %91,73 başarı elde edilmiştir.

Yapay konuşmanın doğallık ölçüsü, glotal darbenin şekli ile ilgilidir. Glotal darbeyi modellemek için birçok model oluşturulmuştur ve bunlar etkileşimli (inter-active) ve etkileşimsiz olmak üzere iki ana gruba ayrılmaktadır (Childers, 2000).

Etkileşimli modellerde, glotal hacim hızını oluşturmak için iki yaklaşım bulunmaktadır. Fiziksel olmayan yaklaşım yönteminde; glotal akış, glotal alanın (Allen and Strong, 1985 ; Ananthapadmanabha and Fant, 1982 ; Titze, 1984) veya iletim (Rothenberg, 1981) fonksiyonun modellenmesi ve modele akustik sistemin farklı empedanslarının eklenmesi ile hesaplanmaktadır. Fiziksel olan yaklaşım yönteminde; ses tellerinin mekanik titreşiminin yapısal modellenmesi (Flanagan and Landgraf, 1968 ; Ishisaka and Flanagan, 1972) ve üç boyutlu glotal kinetik (Titze, 1989) olarak modellenmesidir. Etkileşimli modelin sakıncası ise ses tellerinin çeşitli kısımlarının ayrıntılı fiziksel karakteristiklerinin bilinmesinin gerekmesidir.

Ses tellerinin mekanik hareketlerini modellemek için Tek Kütle ve İki Kütle gibi modeller bulunmaktadır. Bu modellerden en çok kullanılan olan İki Kütle Modeli (İKM) ile HSK görüntülerden model parametreleri çıkarılabilmektedir (Döllinger et al., 2002 ; Schwarz et al., 2006 ; Tao et al., 2007). Ses tellerinin, iki-bağlanmış (two-coupled) osilatör veya İMM (büyük kütle olarak ses kası - gövde - ve küçük kütlede epithelium - örtü -) gibi titreştiği düşünülebilir. İKM; alt-glotik basıncı, sağ ve solun elastik kuvveti (kas gerilimi), sağ ve solun iki kütleleri olmak üzere yedi parametreden oluşmaktadır (Eysholdt et al., 2003).

Etkileşimsiz model, glotal akış veya akışın türev fonksiyonunu doğrudan parametrize eder. Parametreler glotal alan dalga biçimini temsil etmek için yeterli ise parametrelerden dalga biçimini geri elde etmek mümkün olmaktadır. Böylece, parametrize etmek ile değişik ses koşulları için glotal alan dalga biçimi üretilmiş, sınıflandırılmış ve saklanmış olmaktadır. Literatürde değişik etkileşimsiz modeller (Ananthapadmanabha, 1982 ; Fant, 1979 ; Fant et al., 1985a ; Fujisaki and Ljungqvist, 1986 ; Rosenberg, 1971) bulunmaktadır. Bu etkileşimsiz modellerden, genellikle LF (Liljencrants-Fant) modeli kullanılmaktadır: (1) Geri çakılan sesler,

dinleyici tarafından tercih edilmektedir ve (2) eşit karmaşılıktaki diğer modellere göre üstündür (Childers, 2000).

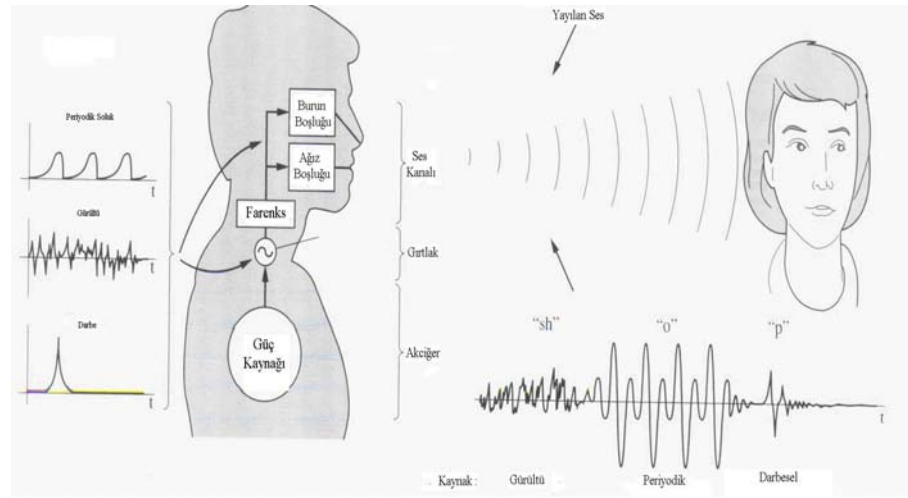
Bu çalışmadaki amaç, ses telleri görüntülerinin fonksiyonel olarak değerlendirmelerin nesnel yapılabilmesi için nicel özneliklerin çıkartılmasıdır. Bu amaçla, fonasyon esnasındaki tüm çerçevelerdeki glotal alanlar hesaplanmış ve bu glotal alan dalga biçiminden çeşitli öznelikler çıkartılmıştır. Daha sonra ise seslerden çıkartılan akustik parametreler ile glotal alan tabanlı öznelikler arasındaki ilişki incelenmiştir. Çalışmanın ikinci aşamasında, çeşitli ölçütlere göre seçilen çerçevedeki görüntülerden bölgesel tanımlayıcı istatistiksel öznelikler hesaplanmıştır. Son olarak ise görüntü işleme ile çıkartılan glotal alan dalga biçimini sağlamak için LF ve Rosenberg modelleri denenmiştir.

Literatürde sadece tek bir çalışmada, glotal alan dalga biçiminden en büyük glotal alan ve en küçük glotal alan öznelikleri birkaç hastalık grubu için ameliyat öncesi ve sonrası incelenmiştir. Ayrıca, literatürde; simetri özneliği de sadece hızlı sayısal kameralarla alınan görüntülerde titreşim analizi ile yapılmış olup, çalışmamızda VS görüntüleri üzerinde ilk kez yapılmaktadır. Diğer bir yenilik de, bu görüntülerde ilk kez uygulanan bölgesel tanımlayıcı istatistiksel özneliklerin çıkartılmasıdır. Sonuç olarak, bu kapsamda öznelik çıkartımı ve gruplar arası inceleme literatüre kazandırılmıştır.

2. SES FİZYOLOJİSİ VE HASTALIKLARI

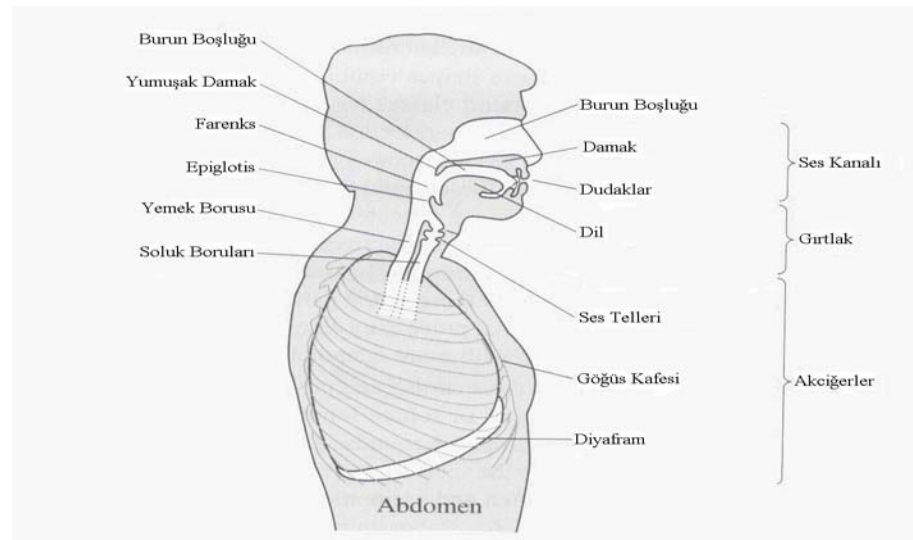
2.1. Ses Fiziolojisi

Konuşma organları; akciğer, gırtlak (larynx) ve ses kanalı (vocal tract) olmak üzere üç ana gruba ayrılırlar. Akciğerler, güç kaynağı gibi davranırlar ve gırtlığa hava akışını sağlarlar. Gırtlak, akciğerden gelen havayı biçimlendirir ve üçüncü organ olan ses kanalına periyodik veya gürültü olarak iletir. Ses kanalı; burun, ağız ve yutak boşluğundan oluşur ve sese rengini verir. Daha sonra, dudaklardaki değişen hava basıncı ile duyduğumuz sesin oluşumu tamamlanmış olmaktadır.



Şekil 2.1 Ses üretim mekanizmasının basit bir görünüşü.

Şekil 2.2'de (Quatieri, 2002), ses üretim mekanizmasının Şekil 2.1'e (Quatieri, 2002) göre daha gerçekçi anatomik görünüşü verilmektedir.



Şekil 2.2 Ses üretim mekanizmasının kesit görünüşü.

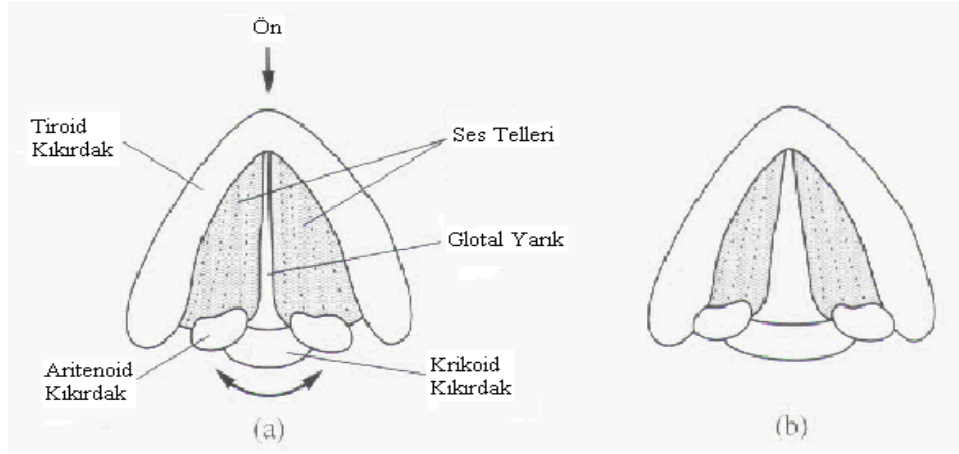
Akciğerlerin bir amacı, nefes alıp - vermedir. Nefes alırken, akciğerlerin etrafındaki kaburgaların genişlemesi ve diyaframın (akciğerleri karından ayırır) düzleşmesi ile göğüs boşluğu genişler. Bu olay sonucunda, akciğerlerdeki hava basıncı azalır ve böylece hava ses kanalından soluk boruları aracılığı (trachea) ile akciğere ulaşır. Soluk boruları, yaklaşık 12 cm uzunluğunda ve 1,5-2 cm çapında borulardır ve akciğerlerden epiglotise kadar uzanırlar. Epiglotis, yutağa doğru uzanan üçgen biçimli kıkırdak yapı olup, gırtlakın üst bölümünde yer alır ve bir kapakçık işlevi görmektedir. Nefes verirken; göğüs kafesindeki hacim, kaburgalardaki kasların kasılması ile azalır ve böylece akciğerdeki hava basıncı artar. Bu basınç artışı, havanın soluk borularından gırtlaka akışını sağlar (Quatieri, 2002).

Konuşurken, kısa ve az miktarda hava alınır ve göğüs kafesinin etrafındaki kasların kontrolü ile düzenli olarak serbest bırakılır. Nefes alıp - verme işlemi ritmiktir ve soluk verme süresi yaklaşık olarak bir cümle veya sözcük öbeğinin uzunluğuna eşittir. Nefes verme süresince, akciğerdeki hava basıncı yaklaşık olarak sabit bir seviyede tutulur (atmosferik basıncın biraz üstünde).

Gırtlak; kıkırdak, kaslar ve bağlardan oluşan karmaşık bir sistemdir. Birinci amacı; ses üretiminde, ses tellerinin kontrolüdür. Ses telleri; tiroid kıkırdağın iç açısındaki hareketsiz birleşme noktasından, ibriksi kıkırdağın ses çıkıntısındaki hareketli birleşme noktasına doğru, önden arkaya uzanırlar. Sedef beyazı renkli ve kabarık görünümlü ses teli, kalın lifsi bir şeritçikten oluşmuştur ve yukarıda ve dışta gırtlakın öteki bölümlerinden farklı bir mukozayla kaplıdır. Bu mukoza çok katlı epitelli yapıda olup, ses titreşimleri gibi özel mekanik olaylara karşı dirençlidir. Dışta ve alt bölümünde ses teli, ses kas demeti ve bağının tutunma yerini oluşturur. Ses telleri; erkeklerde yaklaşık 15 mm, bayanlarda ise yaklaşık olarak 13 mm uzunluğundadır. Glotis ise ses telleri arasındaki yarık biçimindeki boşluktur.

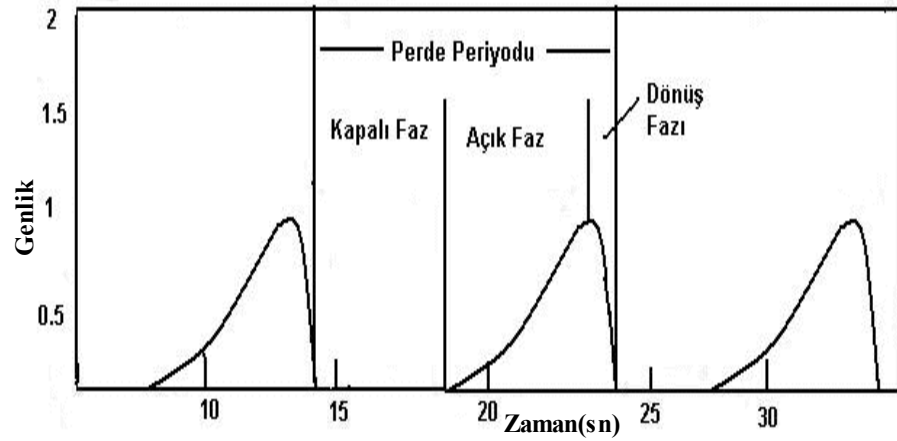
Akciğerlerden gelen hava; ses verme esnasında, gırtlak üzerinde yan yana gelerek gırtlakı kapamış olarak duran ses tellerini zorlamaya başlar. Akciğerlerden gelen hava istenen basınca ulaştınca ses telleri birbirlerinden ayrılır ve bir hava kitlesi yukarı çıkar. Ardından ses telleri kendi esneklikleri ve ağırlıkları ile tekrar aşağıya iner ve gırtlakı tekrar kaparlar. Bu şekilde ses telleri saniyede yüzlerce defa titrer ve böylelikle ton çıkarılmış olur.

Ses tellerinin davranışında, üç ana durumu vardır: nefes (breath or silence), sesli (voiced) ve sessiz (unvoiced). Şekil 2.3’de (Quatieri, 2002) sesli ve nefes durumlarının, gırtlaktan aşağıya bakıldığındaki kaba görünüşü görülmektedir.



Şekil 2.3 Gırtlaktan aşağıya bakıldığında kaba görünüş: (a) sesli durum, (b) nefes durumu.

Glottisdeki, hava akışını zamana göre ölçtüğümüzde Şekil 2.4’dekine benzer bir dalga biçimi elde ederiz. Tipik olarak, ses telleri kapalı olduğunda yavaş bir akış olur. Daha sonra en büyük değerine ulaşır ve ses telleri aniden kapandığında da hızlı bir şekilde sıfıra düşer. Ses tellerinin kapalı olduğu aralığa (akış olmaz) kapalı faz, akışın olduğu ve en büyük hıza ulaştığı aralığa açık faz ve ikisi arasındaki aralığa da dönüş fazı denir. Akış şekli; konuşmacıya, konuşma tarzına ve konuşmaya göre değişir.



Şekil 2.4 Glottisdeki periyodik hava akışı hızı.

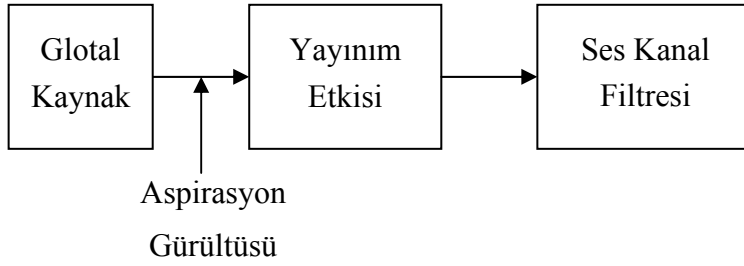
Glottisde, bir devirde geçen süreye perde periyodu (pitch period) ve tersine de temel frekans denir. Ses tellerinin kapalı, açık ve dönüş fazındaki hızları birçok etkene bağlıdır. Bunlar, ses tellerindeki kasların gerilimi (gerilim artışında temel frekansda artar), ses tellerinin kütlesi (kütle artınca temel frekans düşer) ve

glotisin arkasındaki akciğer ve soluk borularındaki hava basıncıdır (glotisin altındaki hava basıncı artarsa temel frekans düşer). Tipik olarak erkeklerin temel frekansları bayanlara göre daha düşüktür, çünkü erkeklerdeki ses telleri daha uzun ve kütlelidir.

Ses kanalı, gırtlaktan dudaklara kadar olan ağız boşluğu ve burun boşluğundan oluşmaktadır. Ağız kanalı; dil, diş, dudaklar ve çenenin hareketiyle değişik uzunluklar ve kesit alanı alır. Yetişkin erkeklerde, tipik olarak ortalama uzunluğu 17 cm (bayanlarda daha kısadır) ve kesit alanı 20 cm²'ye kadar çıkmaktadır. Sesli sesler sırasında, ses tellerinin çıkışındaki basınç dalgasını dinleyecek olursak, zamanla değişen ve vızıltıya benzeyen bir ses duyarız. Ses kanalının bir amacı; kaynağa, izgesel (spectral) olarak rengini vermektir.

2.2. Ses Üretim Modellemesi

Ses üretim modellemesinde kullanılan Kaynak-Filtre Geri Çatımı modeli Şekil 2.5'de görülmektedir. Modelin daha gerçekçi olabilmesi için glotal kaynağın çıkışına aspirasyon gürültüsü eklenmektedir.



Şekil 2.5 Kaynak-filtre geri çatımı modeli.

Ses işareti, gürültü ve diğer girişimlerin de katkısıyla tipik bir durağan olmayan (non-stationary) karakterdedir. Üretilen ses, $s(t)$, şu biçimde elde edilebilir:

$$s(t) = g(t) * v(t) * r(t) \quad (2.1)$$

Burada; $g(t)$: glotisin ürettiği hava akışı darbeleri, $v(t)$: ses kanalının dürtü yanıtı (impulse response) ve $r(t)$: dudakların oluşturduğu sistemin dürtü (yayımlı yükü) yanıtıdır. Yayımlı etkisi basitçe, birinci dereceden fark denklemi ile tanımlanabilir. Bu durumda ses geri çatımı için sesin temel frekansını belirleyen glotal kaynağın ve formantlarını belirleyen ses kanalının modellenmesi gerekmektedir.

$$R(z) = 1 - z^{-1} \quad (2.2)$$

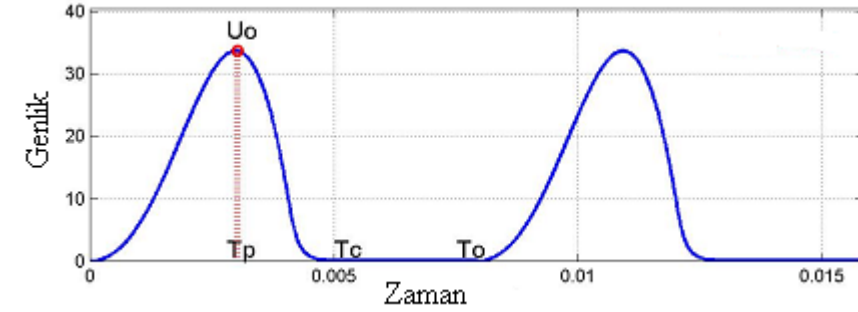
2.2.1. Glotal akışın modellenmesi

LF-model, etkileşimsiz akış modelleri içinde en çok kullanılan ve en uygun olanıdır. En az sayıda parametre ile dalga şeklinin modellenmesini sağlamakta olup, uç fonasyonlar için esnekler (Fan et al., 1985b). LF modeli, dört bağımsız parametreden oluşan bir glotal akış modelidir. Bu parametrelerden ilk üç tanesi; frekans, genlik ve sinusoidal üssel büyüme sabiti ile ilgilidir. Dördüncüsü ise üssel geri dönüşün zaman sabitidir (dönüş fazı).

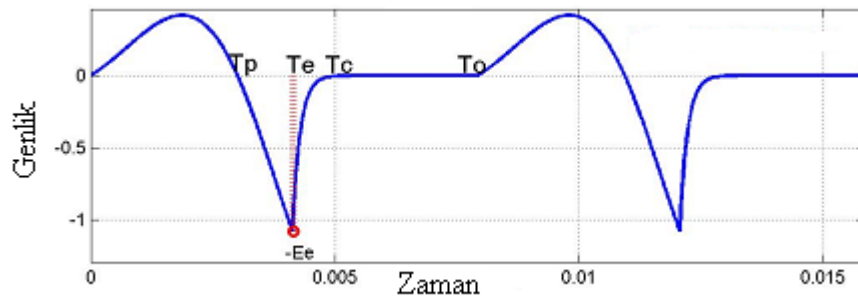
LF modeli, iki aşamadan oluşmaktadır. İlk aşama, Liljencrants tarafından geliştirilen ve L-modeli olarak adlandırılan akış türevinin üç parametrelili modelidir. Bu modelin üstünlüğü, önceki model olan yükselen ve düşen kısımdan oluşan Fant modelinde olan süreksizliğin olmamasıdır (Fan et al., 1985b).

Ses geri çatılması için denklem 2.3'deki LF modeli ile oluşturulan glotal dalganın birinci türevi alınmaktadır. Denklemde kullanılan değişkenler, Şekil 3.7'de (Lu) grafik üzerinde gösterilmektedir.

$$g(t) = \begin{cases} E_0 e^{\alpha t} \sin(\omega_g t) & 0 \leq t \leq T_e \\ -\frac{E_e}{\varepsilon T_a} [e^{-\varepsilon(t-T_a)} - e^{-\varepsilon(T_c-T_e)}] & T_e \leq t \leq T_0 \end{cases} \quad (2.3)$$



(a)



(b)

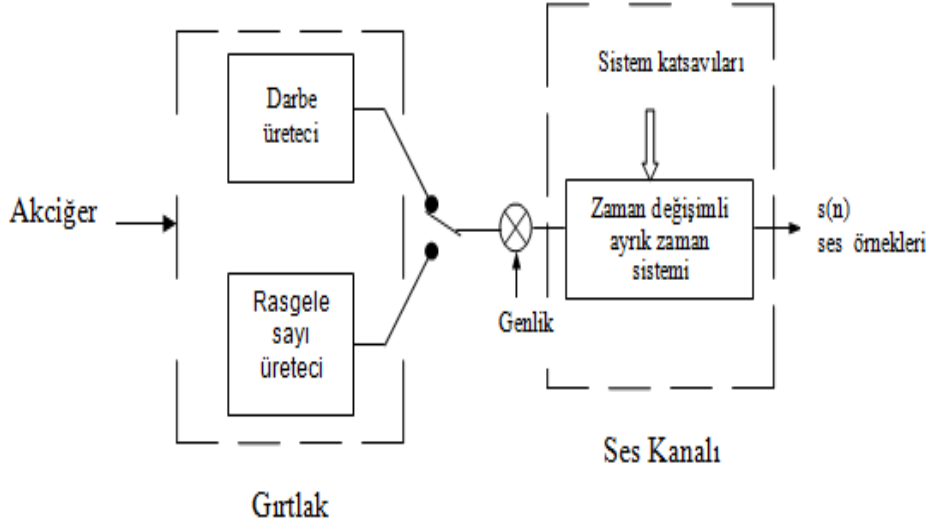
Şekil 2.6 LF modeli: (a) Glotal dalgası, (b) Türevsel glotal dalgası.

Kullanılabilecek ikinci model olan Rosenberg modelinde glotal dalga, denklem 2.4'deki gibi hesaplanmaktadır (Rosenberg, 1971).

$$g(t) = \begin{cases} 0.5[1 - \cos(\pi n / N_1)] & 0 \leq n \leq N_1 \\ \cos(\pi(n - N_1)/(2N_2)) & N_1 \leq n \leq N_1 + N_2 \\ 0 & \text{diger} \end{cases} \quad (2.4)$$

2.2.2. Ses kanalının modellenmesi

Ses kanalının modellenmesinde; Tek Biçimli Tüp Modeli, Değişken Tüp Temelli Ayrık-Zaman Modeli ve Ses Telleri / Ses Kanalı Etkileşimi gibi modeller bulunmaktadır (Quatieri, 2002). Bu yöntemlerden, en yaygın ve en çok kullanılan olan Değişken Tüp Temelli Ayrık-Zaman modeli Şekil 2.7'de görülmektedir.



Şekil 2.7 Ayrık-zaman modeli.

Ayrık-zaman modeline göre zamanla değişmeyen doğrusal bir sistem olarak düşünülen ses kanalının, periyodik darbe dizisine yanıtı sesli sesleri, geniş bantlı gürültüye karşı yanıtı ise sessiz sesleri oluşturmaktadır.

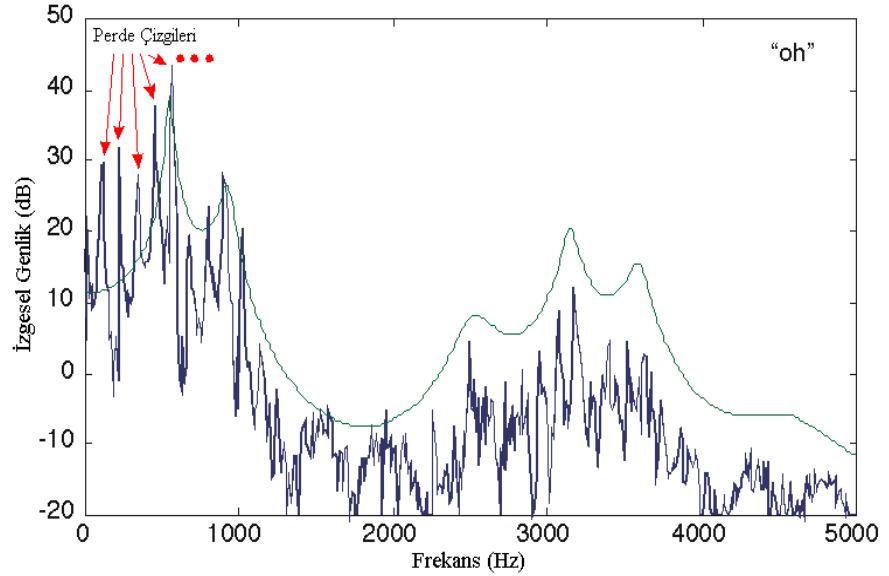
Ses kanalı esasen zamanla değişen bir sistem olarak görülmesine rağmen, kısa zaman aralıklarında sabit parametrelili olarak düşünülebilir. Sonuç olarak, ses kanalı sabit parametrelili bir sonsuz dürtü yanıtı (Infinite Impulse Response) sistem olarak denklem 2.5'deki gibi modellenebilir (Quatieri, 2002).

$$V(z) = \frac{\sum_{k=0}^k b_k z^{-k}}{\sum_{k=0}^p a_k z^{-k}} \quad (2.5)$$

veya eşdeğer olarak:

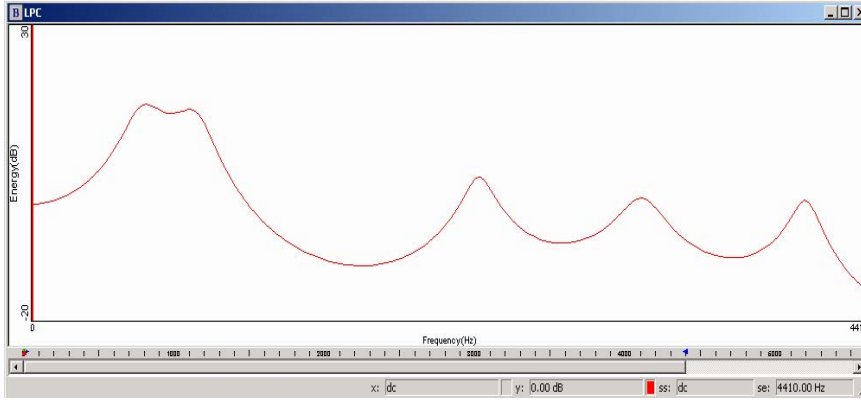
$$V(z) = \frac{Az^{-K_0} \prod_{k=1}^{K_i} (1 - \alpha_k z^{-1}) \prod_{k=1}^{K_0} (1 - \beta_k z)}{\prod_{k=1}^{p/2} (1 - r_k e^{j\theta} z^{-1})(1 - r_k e^{j\theta^*} z^{-1})} \quad (2.6)$$

Belirli koşullarda, glotisteki hava akışının hızı ile ses kanalının çıkışındaki hava akış hızı arasındaki ilişki; yaklaşık olarak bu doğrusal filtre ile tanımlanabilir. Ses kanalının rezonans frekanslarına (kutuplarına), formant frekansları veya basitçe formant denir. Ses kanalının yapısı fonemlere göre değiştiğinden, ses kanalının rezonans (formant) frekanslarını değiştirerek sese rengi vermektedir. Ses kanalının ilgili ses için transfer fonksiyonu bulunmak istendiğinde yapılması gerekenlerden birisi; sesin izgesel zarfını (spectral envelope) kullanmaktır (Şekil 2.8).

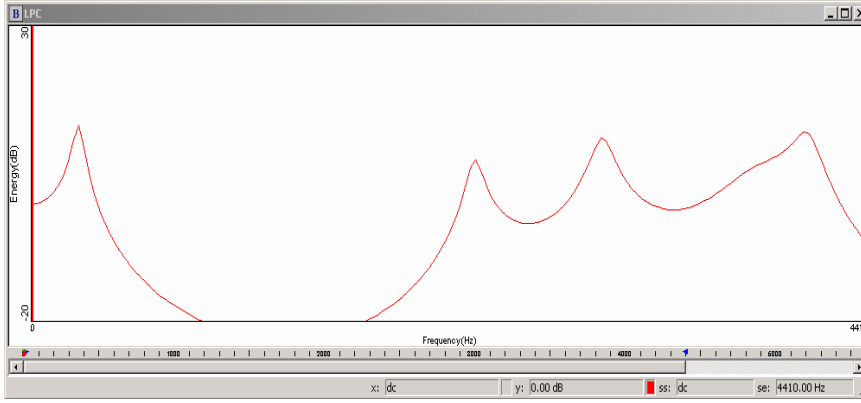


Şekil 2.8 /oh/ sesi ve ses kanalının transfer fonksiyonu (ince ve yumuşak çizgi) (Johnson).

Vokallerin formant frekansları ise bu zarftaki tepe değerlere karşılık gelmektedir. Şekil 2.9'da, /a/ ve /i/ Türkçe vokallerinin izgesel zarfları görülmektedir. /a/ vokali için temel frekansın 132 Hz ve 1., 2. ve 3. formantların sırasıyla 664, 1081, 2577 Hz olduğu görülmektedir. /i/ vokali için ise temel frekans 151 Hz iken formant frekansları sırasıyla 278, 2275 ve 2570 Hz'dir.



(a)



(b)

Şekil 2.9 Vokallerin izgesel zarfları: (a) /a/ vokali, (b) /i/ vokali.

2.3. Ses Hastalıkları

Normal ses üretilebilmesi için fonasyon organlarının gerek anatomik gerekse fonksiyonel yönden kusursuz olması gerekmektedir. Gırtlakla ilgilendiren ses bozukluklarına disfoni adı verilmektedir. Oysa, gırtlak üstü rezonans boşlukları hastalıklarında da ses bozuklukları oluşmaktadır. Fonemlerin doğru hecelenmemesine bağlı bozukluklara dislali, motor bozukluklara bağlı organik tipte heceleme bozukluklarına dizartri, burun boşluğu hastalıklarına bağlı ses bozukluklarına ise rinolali adı verilmektedir.

Çalışmada, yalnız gırtlakla ilgilendiren disfonileri, ses tellerinin, bir titreşim anomalisine bağlı ses bozukluklarını incelenmektedir. Gırtlak muayenesinde patolojik bulgu saptanan disfonilere organik, saptanmayanlara ise fonksiyonel disfoni adı verilmektedir.

Disfoninin belli başlı üç özelliği vardır (Öğüt, 2009):

1. Ses kısıklığının derecesi : Hafif bir ses kısıklığından, afoni adı verilen tam ses kaybına kadar değişebilmektedir.

2. Ses kısıklığının sürekliliği : Ses kısıklılığı sürekli bulunmakta veya zaman zaman ortaya çıkmaktadır.

3. Ses kısıklılığının gelişme durumu : Ses kısıklılığı fazlaşmadan kalabileceği gibi ilerleyici bir nitelik de alabilir.

Disfoniler; periferik organik disfoniler, gırtlak motor (nervöz) bozukluğuna bağlı organik disfoniler, genel bozukluklara veya kötü alışkanlıklara bağlı disfoniler ve gerçek fonksiyonel disfoniler olmak üzere dörde ayrılmaktadır.

2.3.1. Periferik organik disfoniler

Periferik organik disfoniler; larenjit, gırtlak travmaları, gırtlak konjenital malformasyonları ve gırtlak tümörleri olmak üzere dörde ayrılmaktadır. Larenjitler kendi içinde ise akut larenjit, kronik larenjit ve spesifik olmak üzere üç grupta sınıflandırılmaktadır.

2.3.1.1 Larenjit

Basit akut larenjit, gripal akut larenjit, döküntülü hastalıklardaki akut larenjit, tifo-ruamda görünen akut larenjit ve özel akut larenjit (alt-glotik ve stridülöz larenjit) olmak üzere beş gruba ayrılmaktadır.

a. Akut larenjitler : Çoğunlukla alt ve üst solunum yolu enfeksiyonları ile birlikte bulunmaktadır. Akut larenjitlerin etkin bir tıbbi tedavi ile tedavisi mümkündür.

b. Kronik larenjitler :

Burun tıkanıklarının yol açtığı ağızdan sürekli solunum, yüz sinuslarının ve akciğerlerin iltihabi hastalıkları, aşırı sigara ve alkol kullanımı, tozlu ve kirli hava koşullarında yaşama ve ses sürmenajıdır. Kronik larenjitlerde, sürekli olan ses kısıklığı günden güne değişiklik göstermektedir. Boğazda yabancı cisim hissi ve gıcık öksürüğü bulunabilir.

Ses kısıklığı çoğunlukla başlıca belirtisidir. Uzun süreli konuşmalarda; yorgunluk, sıklıkla gırtlakın temizlenme gereksinimi ve gıcıklenme görülür. Yüksek frekanslarda ses zorlanır. Şikayetler yavaş gelişir ve uzun süreli devam eder (Kaya, 2002).

Kronik atrofik larenjitlerde; gırtlak mukozası zayıflamakta, incelmekte, üzerinde yer yer kirli kabuklar oluşmaktadır. Bu hastalarda çoğunlukla atrofik rinit de bulunmaktadır.

Kronik larenjitler başlangıçta kataral larenjit şeklinde başlamakta ve bu devrede gırtlak mukozası kızarıklık olarak görülmektedir. Daha ileri evrede gırtlak

mukozasında kalınlaşma ve kabalaşmalar oluşmakta ve hipertrofik bir görünüm almaktadır. Psödomiksomatöz denilen şekilde ise jelatinimsi bir kitle ses tellerini kaplayarak, glotise doğru sarkabilir ve buna Reinke ödemi adı verilmektedir (Öğüt, 2009). Mukoza ve alttaki vokal bağ ve adale arasında sıvı birikimi, tek veya iki taraflı olabilir. Sesin uzun süre veya yanlış kullanımı sonucu oluşur.

Histopatolojik özellikleri poliplere benzemektedir. Ses kısıklığı, ses kalınlaşması ve seste yorulma; tiz seslerde zorluk görülür. İleri derecede ödemli durumlarda efor esnasında solunum zorluğu çekilir. Hatta horlama, uyku sırasında solunumda duraklama olabilir.

c. Özel larenjitler :

Gırtlak tüberkülozu, gırtlak sifilizi, gırtlak difterisi, gırtlak sarkoidozu, gırtlak mikozları ve gırtlak skleromu olmak üzere altı grupta sınıflandırılabilir.

2.3.1.2 Gırtlak travmaları

Vokallerin aşırı zorlanmasına bağlı olanlar, dış travmalara bağlı olanlar ve gırtlığa yapılmış olan cerrahi girişimlere bağlı olanlar olmak üzere üç travma grubu bulunmaktadır.

2.3.1.3 Kongenital bozukluklar

Son derece nadir olarak görülmektedir.

2.3.1.4 Gırtlak tümörleri

a. Beging tümörler :

Ses nodülleri : Ses nodülü, çocuklarda ve erişkinlerde ses kısıklığı nedenlerinin başında gelir. Ses sanatçısı ve öğretmen gibi sesini mesleksi olarak kullananlarda daha sık görülmektedir. Ses telleri nodülleri, çocukluk çağı ses bozukluklarının %40'ını oluşturmaktadır (Öğüt ve Kılıç, 2007). Bu çocuklar 8-12 yaşlarında, hırçın kişilik yapısına sahiptirler. Çocuklarda genellikle erkeklerde, erişkinlerde ise genç kadınlarda görülmektedir.

Sesin yanlış yada aşırı kullanılması en önemli sebep olarak kabul edilmektedir. Çoğunlukla mekanik etkenlerden dolayı oluşur. Kısa, periyodik veya uzun süre sesin çok fazla ve kuvvetli kullanılması ile oluşan kuvvetli titreşimlerin etkisi ile ortaya çıkar (Kaya, 2002).

Ses tellerinin ön bölümünde iki taraflı görülmektedir. Genellikle beyaz grimsi renkte küçük çıkıntılardır. Başlangıç halindeki nodüllerde ses eğitimi,

fibröz evredeki gelişmiş nodüllerde önce mikrolaringoskopik girişimle nodülün alınması, tekrarını önleme gayesi ile ses eğitimi uygulanmaktadır (Öğüt, 2009).

Titreşim (vibration) sırasında glotik kapanma tam olmaz. Nodülün önünde ve arkasında “kum saati” şeklinde bir glotik açık kalır (Öğüt ve Kılıç, 2007). Ses kısıklığı ve gırtlak üzerinde gerginlik hissi başlıca belirtilerdir. Ses; pürüzlü, buğulu, kısık, düşük şiddettedir ve fonasyon süresince de şiddeti azalır. Yüksek seslere çıkıldıkça seste kırılma olur ve ses çabuk yorulur.

Polipler : Polipler genellikle tek taraflıdır (unilateral) ve yerel alt-epitelial ödemin artmasıyla gelişen yüzeyleri vaskülarize lezyonlardır. Gırtlakta kronik iltihaplanmaya yol açan tüm faktörler poliplere neden olabilmektedir. Özellikle çok sigara içenlerde polipler diffüz hale gelebilir (Öğüt ve Kılıç, 2007).

Poliplerin yerleri nodüllere oranla değişimler gösterse de; genellikle ses tellerinin membranöz kısmına, serbest kenarına ve genellikle orta bölümüne yerleşirler.

Ses tellerinin serbest yüzeyindeki poliplerde hastanın şikayeti ses kısılmasıdır. Bazı pedüküllü polipler alt-glotik bölgeye saklanırlar. Polip serbest kenarda olmadığından hastada belirgin ses kısıklığı olmaz, ancak ses tonunu özellikle hızlı ve heyecanlı konuşmalarda sabit tutamaz ve diplofoni oluşur (Öğüt ve Kılıç, 2007).

Gırtlak ventrikül eversiyonu :

Gırtlak amiloid tümörü : Nadir görülen tümörlerdir. Sınırları; düzgün submüköz yumru, tümör veya polip görünümünde olabilirler. Biyopside sert doku kıvamındadırlar ve kanamasızdırlar (Öğüt ve Kılıç, 2007).

Gırtlak kistleri : Begign lezyonların, yaklaşık olarak %4’ünü oluşturmaktadır. Submüköz kistler, müköz kistler (mukozanın hemen altındadır), epiglotik kistler (sıklıkla lingual yüzde ve serbest kenarda bulunur), diğer kistler (bant ventrikülde, ariepiglotik kıvrımda ve aritenoidede görülebilir) ve ses telleri kistleri olarak sınıflandırılabilir.

Ses telleri kistlerine, intrakordal kist adı da verilir. Bu hastalıkta, karşı ses telinde tahriş olduğundan, çift taraflı nodül izlenimi alınabilir. Kistin mukoza içindeki bağımsız titreşim hareketleri ile nodülden ayırt edilebilmektedir (Öğüt ve Kılıç, 2007).

Anjiomlar : Ariepiglotik plakada yerleşim göstermektedir. Hemanjiomdan spontan kanama ve aspirasyon, akut solunum yetmezliğine neden olabilir.

Kondromlar : Yerine ve büyüklüklerine göre ses kısıklığı, dispne, disfaji, globus belirtilerine neden olabilirler. Krikoid üzerinde yerleşip alt-glotik bir tümefaksiyon yapabildikleri gibi, tiroid kartilajın iç yüzünde yerleşip telin birini yukarı doğru itebilir.

Lipomlar : Gırtlak etrafında yerleşim gösteren yumuşak kıvamlı tümörlerdir.

Fibromlar : Fibröz polipler sayılmazsa nadiren ortaya çıkarlar.

Plazmositom : Gırtlakın yalıtılmış plazmositomlarıdır.

Papillom : Papillomlar çok katlı yassı epitel ile silyalı solunum epitelinin birleşme alanlarından, yani ses tellerinin üst ve alt kenarları hizasından gelişmeye başlarlar. Epitel içinde latent kalan HPV, hayatın herhangi bir döneminde etkinlik olarak papillomların yeniden gelişmesine veya mevcut papillomların büyümesine neden olabilir (Öğüt ve Kılıç, 2007).

b. Malign tümörler :

Baş boyun bölgesinde görülen kanserlerin ortalama %25'i gırtlak kanseridir. Gırtlak kanseri organizmadaki tüm ilerlemiş tümörlerin %2-3'ünü oluştururlar. Tümör genellikle, çevre organlara ve boyuna yayılmadan önce uzun süre gırtlak içinde sınırlı kalır. Erken tanı ile hastalığın tam olarak tedavi edilme şansı vardır. Ancak ileri dönemlerde başvuran hastalarda, hastanın yaşam kalitesini düşüren ve sosyal yaşantısında büyük sıkıntılara yol açan kalıcı fonksiyon kayıpları ortaya çıkabilir.

Gırtlak değişik bölgelerinde gelişen kanserlerin klinik davranışları farklılık gösterir. Diğer birçok kanser türünde olduğu gibi gırtlak kanserinin de hastalığa özgü bir belirtisi yoktur. Gırtlak kanserinin belirtileri daha çok organ içindeki yerleşimi ve büyüklüğü ile ilgilidir. Tümör ses telleri üzerine yerleşmiş veya bu bölgeye ilerlemişse ses kısıklığı ve ses kalitesinde değişiklikler genellikle ilk ortaya çıkan belirtilerdir. Gırtlak kanserinin meydana gelmesindeki bazı etkenler; yaş, sigara, alkol, meslek, kronik larenjit, diyet, ilaçlar, radyasyon ve genetik faktörlerdir. Kanser tedavisinde larenks veya ses telleri alınabilir.

2.3.2. Gırtlak sinir sistemine bağlı disfoniler

Spazmı-gırtlak hiperkinezisi ve paralize olmak üzere ikiye ayrılmaktadır.

2.3.2.1 Spazmı-gırtlak hiperkinezisi

Gırtlak kaslarında gerginlik artımı söz konusudur.

2.3.2.2 Paralize

Periferik etkenlerle olabildiği gibi merkezi nedenlerle de görülebilmektedir. Çoğunlukla tek taraflı paralize olarak karşılaşılan bu tip, periferik nedenle sık olarak oluşmaktadır. İki taraflı paralize ise daha çok merkezi nedenlerle karşımıza çıkmaktadır.

Paralize ses teli genellikle paramedian konumda kalır ve bunun sonucunda glotik kapanma tam olarak gerçekleşemez. Bu nedenle bu kişilerin sesi kısık ve bozuktur; zaman zamanda aspirasyon problemleri görülebilir. Bu belirtileri gidermek amacıyla çeşitli tekniklerle cerrahi operasyonlar yapılmaktadır.

İki taraflı (bilateral) ses teli paralizesinde, ses tellerinin açık konumunda hasta rahat soluk almasına rağmen ileri derecede ses kısıklığı mevcuttur. Seslerin kapalı konumunda ise ses kısıklığından çok dispne yakınmaları ön plandadır.

2.3.3. **Bazı genel durum bozukluklarına ve kötü alışkanlıklara bağlı disfoniler**

Bazı genel durum bozukluklarına bağlı disfoniler: Bu grupta endokrin sistem hastalıklarında görülen disfoniler bulunmaktadır.

Kötü alışkanlıklara bağlı disfoniler : Burada hastanın sesini kötü kullanması sonucu olan disfoniler görülmektedir.

2.3.4. **Gerçek fonksiyonel disfoniler**

Hiçbir anatomik ve fizyolojik bozukluk saptanmayan bu disfonilere, fonksiyonel disfoni veya psişik disfoni adı verilmektedir. Kendi içinde aşağıdaki tiplere ayrılabilir (Öğüt ve Kılıç, 2007).

a. Hiperfonksiyonel disfoni : Bu tip disfoninin ortaya çıkışından; gırtlak, boyun artikülasyon ve solunum kaslarının istemsiz olarak aşırı kasılması söz konusudur. Aktif kişilik ve gürültülü yerde çalışma gibi sebeplerden oluşabilmektedir.

b. Hipofonksiyonel disfoni : Gırtlak kaslarının yeterli kullanılamaması sonucu ses tellerinin iyi birleşememesidir. Gırtlak kasları zayıflığı, yaşlılık, güçsüzlük, alışkanlık sonucu oluşabilir.

c. Mesleki disfoni : Öğretmen, ses sanatçısı, tiyatro sanatçısı, gürültülü yerlerde çalışanlarda görülür. Sesi yanlış ve aşırı zorlama sonucu oluşmaktadır. Uzun konuşmalarda; disfoni artar, ses tonu incilir ve konuşma temposu hızlanır.

d. Konversiyonel disfoni / Afoni : Gırtlakın stres ve psişik nedenlere bağlı olarak hiper veya hipofonksiyonu ile oluşan disfonilerdir.

e. Mutosyonel disfoni (Falsetto ses) : Normal bir gırtlak yapısına sahip olunmasına karşın çocukluk çağındaki yüksek perdeli sesini terk edemeyip erişkin çağıın alçak perdeli sesi ile konuşamadığı durumda Falsetto ses olgusu ortaya çıkar. Kısa süreli eğitimle hemen ve daima çok iyi sonuç alınır. Nadiren altta yatan psikiyatrik nedenler olabilir.

Disfonilerin sebebi ortadan kaldırılmaya çalışıldıktan sonra, özellikli fonksiyonel disfonilerde ses eğitimi ile hastayı normal sesine kavuşturmak mümkündür. Eğitimin başarılı olması için tanının iyi konması ve hastanın iyi değerlendirilmesi gerekmektedir. Gırtlak ve fonatuar fonksiyonu klinik olarak değerlendirmek için hasta polikliniğe girer girmez onunla konuşmaya başlanmalıdır. Tam bir değerlendirme konuşmacının sesini tipik olarak nasıl kullandığının ve hasta ses kapasitesinin ne kadar olduğunun saptanmasından geçmektedir.

Ses eğitimindeki en önemli etkenlerden birisi de hastanın bilgilendirilmesidir. Hastaya eğitiminin yaklaşık ne kadar süreceği ve eğitimden sonra başarılı olma oranı, tedavilere ne kadar sıklıkla geleceği hastaya anlayabileceği bir dille anlatılmaktadır. Burada hastalığın anatomik bir şema üzerinden anlatılması veya eğer olanak varsa videoda hastalığın gösterilmesi büyük yarar sağlayacaktır.

3. MALZEME VE YÖNTEMLER

3.1. Malzeme

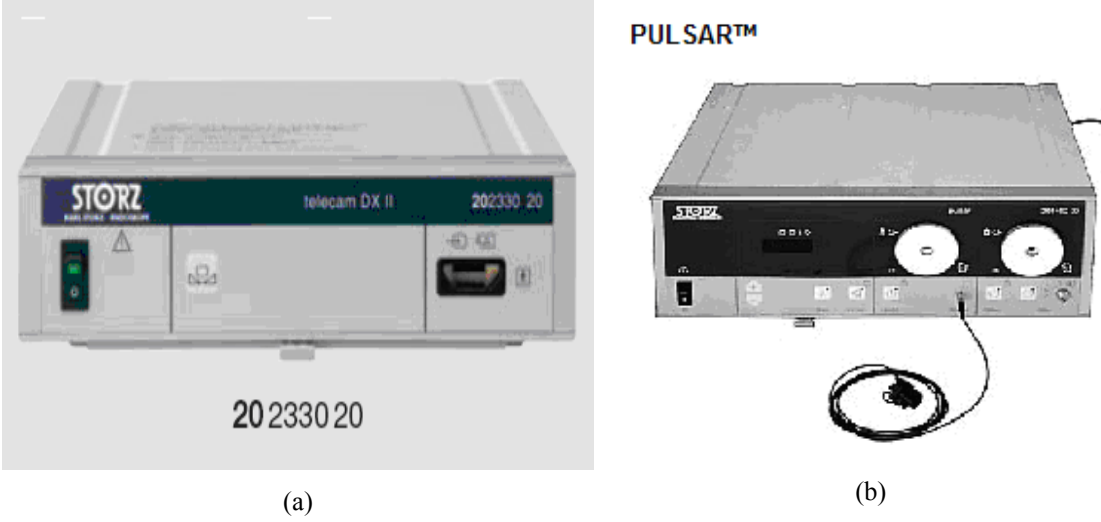
Çalışmada kullanılan sağlıklı ve hastalıklı deneklere ait ses kayıtları ve gırtlak video görüntüleri Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Kulak-Burun-Boğaz A.B.D’inde Öğr. Üyesi olan Prof. Dr. Fatih ÖĞÜT aracılığıyla temin edilmiştir.

Ses kayıtları; sessiz bir odada, yüksek kaliteli ve 24 bitlik ses kartı (Creative Audigy; Creative Labs Inc, Milpitas, California) ve dairesel (omnidirectional) mikrofon (Sennheiser Electronic Corporation, Old Lyme, Connecticut) ile alınmıştır. Kayıt sırasında, mikrofon ile ağız uzaklığı yaklaşık olarak 15 cm’e ayarlanarak kayıt sırasında oluşabilecek bozulmalar ve modifikasyonlar engellenmiştir. Deneklerden, /a/ vokal sesini rahat bir tonda ve mümkün olduğunca aynı şiddette en az 2 saniye seslendirmeleri istenmiştir. Kayıtların örnekleme frekansı 44100 Hz ve çözünürlüğü 16 bit olarak seçilmiştir.

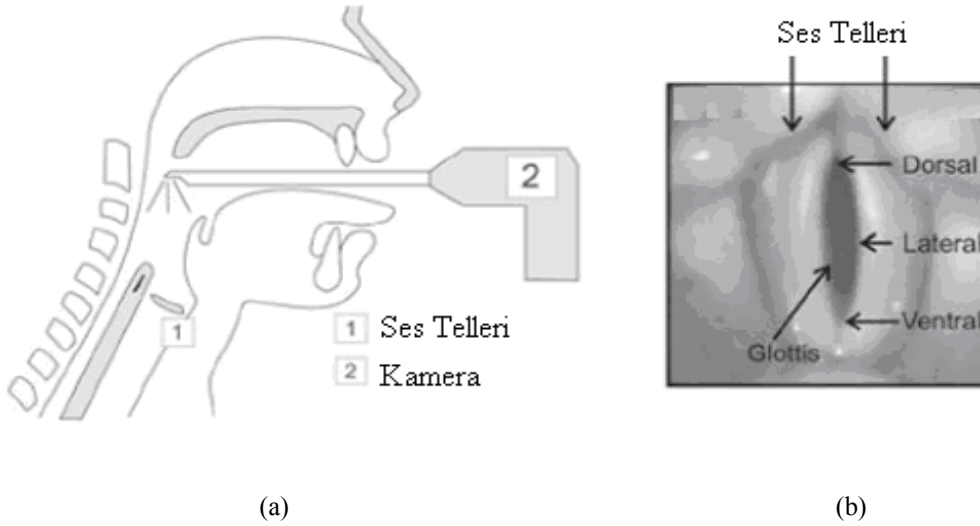
Literatürdeki çalışmaların birçoğunda, /a/ vokal sesi kullanılmaktadır. Bu vokalin seçilmesindeki bir etken; ses kanalının akustik etkileri, yeterli derecede uzun aralıkta oldukça kararlı olduğu için /a/ vokalinin transfer fonksiyonunun küçük hareketlerden nispeten etkilenmemesidir. Bu özellik önemlidir, çünkü; analiz yapılan aralıkta harfin özelliğinin değişimi gürültü bileşenini artırır (Yumoto and Gould, 1982). Buna ek olarak, bu vokal için glotisdeki bir devirdeki hava akışının tepe değeri kolayca belirlenebilir.

Ses kayıtları ve akustik analiz için “Multi Dimensional Voice Program (MDVP Advanced for Multispeech, Kay Elemetrics)” programı kullanılmıştır. Veri setimiz; sağlıklı (yaşları 20 ile 45 arası olan 13 erkek ve 9 bayan olmak üzere toplam 22 denek) ve kanser (30 denek: 20 erkek ve 10 bayan), nodül-kist (15 denek: 7 erkek ve 8 bayan) ve paralize (30 denek: 10 erkek ve 20 bayan) hastalıklı (yaşları 18 ile 67 arası) kayıtlardan oluşmaktadır.

Video görüntüleri, Karl Storz firmasının Telecam DXII 20233020 kamera kontrol ünitesi ve Pulsar 20140020 (yüksek performanslı XENON ışık) stroboskobundan oluşan sistem (Şekil 3.1) ile Şekil 3.2’deki gibi çekilmektedir. Bu görüntüler, DVI kartı ile bilgisayara MPG formatında kaydedilmektedir ve çözünürlük 288*352’dir. Kayıtlarda, PAL (25 çerçeve/saniye) formatı kullanılmıştır.



Şekil 3.1 Video kayıt sistemi: (a) Kamera kontrol ünitesi, (b) Stroboskop.



Şekil 3.2 Kayıt alınışı ve kayıt alınan bölgeler: (a) Stroboskop çekimi, (b) Glottis bölgeleri.

Ses telleri, birçok kameranın çerçeve hızından daha hızlı titreştiği (saniyede 100-400 arası) için osilasyonların tam devirlerini yakalamak için vuru ışığı (strobe light) kullanılmaktadır. Titreşim devirlerinin tam katlarına karşılık gelen vuru ışığı verilmektedir (alt-örnekleme). Dolayısıyla, Video-Stroboskopi (VS) ses tellerinin hareketini yavaşlatmaktadır ve düzgün olmayan (periyodik olmayan) titreşimlerde ise ses tellerinin titreşimlerini tam olarak çözememektedir (Yan et al., 2005).

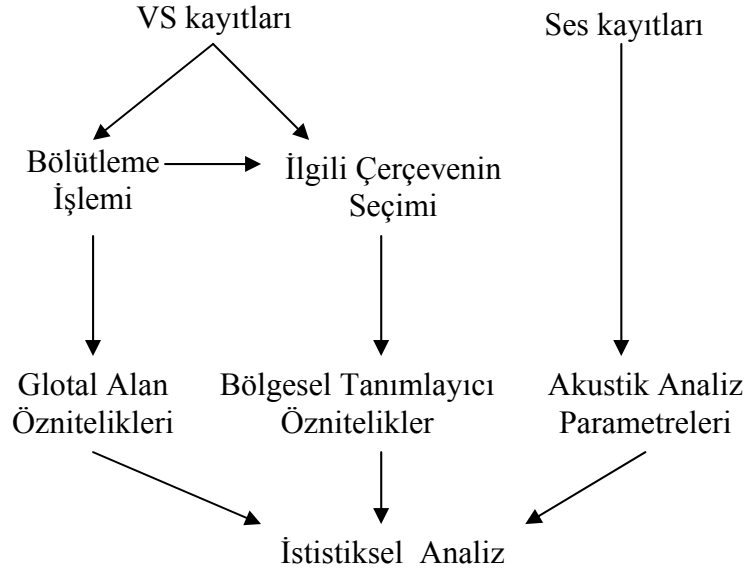
Ardışık görüntüler arasındaki süre 0.2 saniyeden kısa ise insan gözü görüntü dizilerini sürekli oynayan resim gibi görmektedir. Hızlı periyodik hareketler, titreşim gibi, gözlenen nesnenin hareketi ile senkronize ışık sayesinde görünebilir hale gelmektedir. Bu iki frekans arasındaki fark ise yavaş hareket etkisi yaratmaktadır.

HSK ile görüntüleri almak titreşimi incelemek açısından daha iyi olmasına rağmen pahalı olmasından ve kliniklerde kullanılmamasından dolayı kliniklerde sıklıkla kullanılan stroboskop görüntüleri tercih edilmektedir.

Video görüntü setimiz; sağlıklı (yaşları 18 ile 57 arası olan 17 erkek ve 21 bayan olmak üzere toplam 38 denek) ve kanser (7 denek: 4 erkek ve 3 bayan), nodül-kist-polip (41 denek: 11 erkek ve 30 bayan), paralize (14 denek: 5 erkek ve 9 bayan) ve disfoni (9 denek: 3 erkek ve 6 bayan) hastalıklı (yaşları 17 ile 71 arası) kayıtlardan oluşmaktadır.

3.2. Yöntemler

Çalışmada izlenen işlem adımlarının akış diyagramı, Şekil 3.3'de verilmektedir.



Şekil 3.3 Uygulanan yöntemlerin akışı diyagramı.

3.2.1. Görüntü işleme

3.2.1.1 Ön-işleme

Görüntü işlemede ön-işlemler; gürültüyü azaltmak, sınırları belirginleştirmek veya görüntünün iskeletini belirlemek gibi amaçlar için kullanılmaktadır. Bu işlemlerin uygulanması ile bölütleme (segmentation) algoritmalarının başarısı artırılabilir. Aşağıda açıklanan ön-işleme algoritmaları deneyerek uygun olanları bölütleme işlemi öncesi uygulanmıştır.

Histogram Eşitleme :

Sayısal bir resimde L tane yoğunluk seviyesi dağılımı, histogram ile verilmektedir. Histogram grafiği ile bir görüntünün parlaklık durumu yada tonları hakkında bilgi sahibi olunabilir.

Histogram eşitleme tekniği, görüntü iyileştirmede kullanılan yöntemlerden biridir ve herhangi bir çeşit yoğunluk dağılımını düzgün (uniform) dağılıma dönüştürmektedir. Renk değerleri düzgün dağılımlı olmayan resimler için uygun bir görüntü iyileştirme yöntemidir. Renkli bir görüntüde, RGB değerleri ile işlem yapılmak istendiğinde ise renkleri ayrıştırıp; kırmızı, mavi, yeşil renklerinin her biri için ayrı ayrı histogram eşitleme yapılmalıdır. Görüntünün tümüne uygulanabileceği gibi sadece belli bir bölgesine de uygulanabilir. Tüm görüntüye uygulanırsa bütünsel (global) histogram eşitleme, resmin belli bir bölgesine uygulandığında ise yerel (local) histogram eşitleme adını alır.

Histogram eşitleme işleminde ilk olarak görüntünün histogramı (görüntüdeki her renk değerinden bulunan piksel sayısı) hesaplanır. İkinci olarak; her renk değerinin, kendisinden önceki renk değerleri ile toplanması ile kümülatif (cumulative) histogramı bulunur. Üçüncü aşamada; kümülatif histogramın her değerini, resimde olmasını istediğimiz en büyük değer ile çarpıp piksel sayısına bölünmesi ile her renk değerinin normalize edilmiş rengi hesaplanır. Son aşamada da normalize olmuş histogram değerleri ile resmin renk değerleri güncellenerek histogram eşitleme yöntemi uygulanmış olur.

Filtreleme :

Görüntü iyileştirmede kullanılan diğer bir yöntem olan filtreleme ise yüksek veya alçak frekansların geçişlerini engellemek amacıyla kullanılmaktadır. Yüksek frekansların geçişini engellemek görüntüdeki bulanıklık veya düzleştirme (smoothing) işlemlerini gerçekleştirmek için yapılır. Alçak frekans geçişlerinin engellenmesi ise genellikle görüntüdeki kenarların belirginleştirilmesi veya iyileştirme (enhancement) için yapılır.

Filtreleme işlemi, frekans veya uzaysal (spatial) ortamda gerçekleştirilebilir. Uzaysal ortam, görüntüdeki pikseller topluluğunu ifade eder ve uzaysal ortam yöntemlerinde doğrudan bu pikseller üzerinde işlem yapılmaktadır. Uzaysal filtreleme işleminde, alt-görüntü kullanılarak görüntüdeki pikseller üzerinde ayrı ayrı işlem yapılmaktadır. Kullanılan alt-görüntülere; filtre, maske, çekirdek, kalıp (template) veya pencere denebilir ama ilk üçü terminolojide tercih edilmektedir

(Gonzalez and Woods, 2002). Alt-görüntülerde kullanılan değerlere piksel yerine katsayılar denmektedir.

Görüntü iyileştirmede kullanılan yöntemlerden biri görüntünün ikinci türev (Laplacian) bilgisini kullanarak görüntüyü keskinleştirmektir. Laplacian işleci her yönde keskinleştirme yapmaya yarar. Laplacian işleminde kullanılacak maskeler denklem 3.1'de verilmektedir.

$$L = \begin{vmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{vmatrix} \text{ veya } L = \begin{vmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{vmatrix} \quad (3.1)$$

Filtrelenecek görüntü, Laplacian maskesi ile evrişim (convolution) edilir ve özgün görüntüden çıkartılarak keskinleştirme işleci elde edilir. Bu işlemi matematiksel olarak ifadesi denklem 3.2'de verilmektedir (a : Laplacian maskindeki merkez katsayı) (Gonzalez et al., 2004).

$$g(x, y) = \begin{cases} f(x, y) - \nabla^2 f(x, y) & a < 0 \\ f(x, y) + \nabla^2 f(x, y) & a > 0 \end{cases} \quad (3.2)$$

Görüntü iyileştirmede kullanılan yöntemlerden diğer biri de sıra (order) istatistiklerini kullanarak, doğrusal olmayan tabanda görüntüyü yumuşatmadır. Bunlardan en çok bilineni de ortanca (median) filtrelemesidir. Bu filtrelemede pikselin değeri yerine, komşularının ortanca değeri yerleştirilmektedir. Bu filtrenin çok kullanılma sebeplerinden biride rasgele gürültüleri iyi bastırması ve darbe gürültülerine karşıda kısmen etkin olmasıdır (Gonzalez and Woods, 2002).

Morfolojik İşlemler :

Görüntü işlemede, genişletme (dilation) ve aşınma (erosion) olmak üzere iki ana morfolojik işlem bulunmaktadır. Diğer işlemler bunların türevleridir. Genişleme ile görüntü içerisindeki nesnelere büyür veya kalınlaşır. Aşınmada ise incelmeye veya büzülme olur. İşlemlerin etkileri yapıtaşı elemanının yapısına veya büyüklüğüne bağlıdır. Yapıtashi elemanları (Structuring Element), farklı şekillerde (kare, dikdörtgen, disk vb.) ve büyüklüklerde olabilmektedir. Bunların bir merkez noktası bulunmakta olup, işlenecek resmin her bir pikseli bu noktaya oturtularak işlem yapılmaktadır (Acar ve Bayram, 2009).

Açma (opening) işleminde, önce aşınma sonrada genişletme işlemi uygulanmaktadır. Kapama (closing) işleminde ise bunun tam tersi sırada (önce genişletme sonrada aşınma) yapılmasından oluşmaktadır. Kapama işlemi; ince

kırıkları birleştirir, küçük delikleri eler ve konturdaki boşlukları doldurur. Açma işlemi, genellikle nesnenin konturunu yumuşatır ve ince çıkıntılarını elemektedir. Bu işlemle birbirine yakın iki nesne görüntüde fazla değişime sebebiyet vermeden ayrılmış olurlar. Ayrıca, açma işlemi arka plandaki aydınlatmanın düzgün olmadığı durumları dengelemektedir (Gonzalez et al., 2004).

Top-hat dönüşümü, arka plandan farklı aydınlık seviyeli nesnelere araştırılan gri seviyeli resimlerin bölütlenmesinde kullanılmaktadır (Boztoprak vd., 2006) Tepe veya çukur bölgeleri belirginleştirme özelliğine sahiptir. Aydınlık bölgeleri belirginleştirmek için özgün resimden, resmin açma işleminden geçirilmiş hali çıkartılmaktadır. Karanlık bölgeler için ise resmin kapama işleminden geçirilmiş hali özgün resimden çıkartılmaktadır.

3.2.1.2 Bölütleme

Bölütleme (segmentation), görüntüde çalışmak istediğimiz bölgenin veya nesnenin seçilmesi olarak tanımlanabilir. Aşağıda açıklanan bölütleme algoritmaları denenerak uygun olanı fonasyon esnasındaki global alanların bulunmasında kullanılmıştır.

Eşikleme Yöntemi :

Eşikleme yöntemi, uygulanmasının kolay olması ve hızlı çalışmasından dolayı birçok alanda kullanılmaktadır. Pikselin değeri eşik değerinin üstünde ise 1, altında ise 0 değeri atanarak görüntüde bölütleme yapılmaktadır. Buradaki önemli nokta ise uygun eşik değerinin belirlenmesidir. Bunun için görüntüdeki gri seviye dağılımlarını gösteren görüntü histogramından göreceli olarak belirlenen bir T eşik değeri ile görüntüdeki piksel değerlerini karşılaştırmak olacaktır. Tek bir nesneyi belirlemek için belirlenen eşik değerine *bütünsel eşik*, birden fazla nesne için ayrı olarak belirlenen eşik değerine *yerel eşik* ve uzaysal koordinatlara bağlı olarak belirlenen eşik değeri de *dinamik eşik* olarak adlandırılmaktadır.

Çalışmamızda; görüntüye ilişkin nesne ve arka plan ile ilgili herhangi bir olasılık dağılım fonksiyonu belirlemeye ihtiyaç duymayan yöntem olan Otsu eşikleme belirleme algoritması (Kızılkaya, 2008) denenmiştir. Bu yöntemde; nesne ve arka planı birbirinden en iyi şekilde ayırabilecek olan t eşik değeri, nesnelere temsil eden pikseller grubu ile arka planı temsil eden pikseller grubu arasındaki varyansı en büyükleyecek ve dolayısıyla bu pikseller grubu içerisindeki varyansı en küçükleyecek şekilde belirlenmelidir. Bunun için her gri seviye değeri eşik değeri olarak alınarak denklem 3.3'deki eşitlikle gruplar arasındaki

varyanslar hesaplanır ve en büyük varyans değerini veren t değeri eşik değeri olarak seçilir (Kızılkaya, 2008).

$$\sigma^2(t) = \frac{[\mu(t) - \mu\theta(t)]^2}{\theta(t)[1 - \theta(t)]} \quad (3.3)$$

L gri seviyeden oluşan bir görüntü için $\mu = \sum_{x=1}^L xp(x)$ ($p(x)$: bulunma olasılığı),

$$\mu(t) = \sum_{x=1}^t xp(x) \text{ ve } \theta(t) = \sum_{x=1}^t p(x) \text{ şeklinde hesaplanmaktadır.}$$

Bu algoritmanın eksik yanları; bulunan olasılık yoğunluk fonksiyonlarının, nesne ve arka plana ait yoğunluk fonksiyonları tam olarak karşılayamaması ve nesne ve arka plan ile ilgili piksel dağılımlarının belirgin bir şekilde ayrılabilir olduğu durumlarda gruplar arası varyans için birden fazla büyük değeri olması ile doğru eşik değerinin belirlenememesidir (Kızılkaya, 2008). Bu durumda, varyansı en büyük yapan son gri seviyesinin eşik olarak seçmek mantıklı olacaktır.

Bölge Büyüme Yöntemi :

Bölütleme işlemi için ilişkili bölgeler, piksel benzerliği kullanılarak seçilmektedir. Sınır bulma tabanlı yöntemlerde ise piksel farkına bakılmaktadır. Bölge büyümenin bu yöntemlere göre üstün yanları; ilişkili bölgelerin oluşmasını garantilemesi (kırılmış köşeler, kaybolmuş köşe piksellerinden oluşan boşluklar sorun olmamaktadır) ve dıştan-içe yerine içten-dışa doğru çalışmaktadır. Benzerlik ölçüsü ile belirlenen eşik değerinin altında olan pikseller seçilmiş bölgeye eklenmektedir. Buradaki sorun ise benzerlik ölçüsü ve eşik değerinin nasıl belirleneceğine karar verilmesidir (Morse, 2000).

Kullanılan benzerlik ölçülerinden biri bağımsız piksellerin yoğunluklarının karşılaştırılmasıdır. Ancak, gürültüye karşı duyarlıdır ve bu duyarlılığı azaltmak için komşu piksellerin ortalaması ile karşılaştırılabilir.

Diğer bir yaklaşım olan ve bu çalışmada denenen yaklaşım ise seçilen kök (seed) piksel ile bölgedeki tüm piksellerin belirlenen eşik değeri ile karşılaştırılmasıdır. Tüm bölgede, tek bir taban değeri kullanmak üstünlük iken kök pikselin seçimine oldukça duyarlı olması ise eksik yönüdür. Üçüncü yaklaşım ise bölgeye dahil edilip edilmeyeceğine karar verilecek olan pikselin bölgenin istatistiği (ortalama gibi) ile karşılaştırılmaktadır. Diğer bir yaklaşım ise birden fazla kök piksel kullanmaktır.

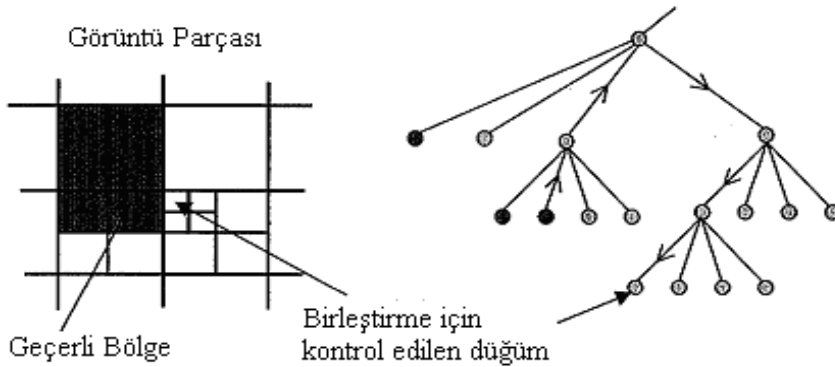
Çoklu Bölgeler Yöntemi :

Kök piksel seçme kullanıcı tarafından yapılabilir, ancak seçilen tek bir nokta yetersiz olabilir. Kök pikseli otomatik seçmek ve birden fazla kök piksel seçmek içinde algoritmalar geliştirilmiştir.

Her pikselin kök piksel olabilmesi, çoklu kök yaklaşımının sınırınıdır. İki komşu piksel veya bölge benzer ise birleştirilir (merge) ve birleştirilecek piksel veya bölge kalmayınca kadar birleştirme işleme devam eder (Morse, 2000).

Sadece birleştirme yöntemi, birkaç noktadan vevya küçük bir bölgeden başladığı için oldukça fazla işlem gerektirmektedir. Bunun yerine daha etkin olan görüntünün tümünü alarak küçük parçalara bölmektir (splitt). Bu işlem ayrılan bölgelerin birbiriyle benzerliği olmayınca (alt-bölgeler düzgün dağılımlı oluncaya) kadar devam ettirilmektedir. Birleştirme ve bölme işlemine karar vermede ise ortalama, standart sapma, varyans gibi istatistiksel ölçümler kullanılabilir. Buradaki sorun ise bölmeye nereden başlanacağıdır.

Dörtlü-ağaç (quadtree), bölme ve birleştirme algoritmalarında kullanılan önemli veri yapılarından biri olup çalışmamızda bölütleme aşamasında denenmiştir. Bu algoritmada kök düğüm noktasından (tüm görüntüyü temsil eder) başlayarak dört yaprağa (bölgeye) ayrılmaktadır. Bölütleme işlemi, düzgün dağılımlı olan yaprakların birleştirilmesi ile tamamlanmaktadır (Şekil 3.4).



Şekil 3.4 Dörtlü-ağaç ile bölme ve birleştirme algoritması (Yand and Gillies, 2000).

Chan-Vese Aktif Kontur Yöntemi :

U görüntüsü, bazı (dikdörtgen) ortamlarda temsil eden gerçel pozitif fonksiyon olarak tanımlanabilir. Bölütleme problemini, iki bölgeye ayırmak olarak düşündüğümüzde görüntü, görüntüdeki özellikler (tipik olarak görüntüdeki piksel yoğunlukları) dikkate alınarak parçalanacaktır. Bu işlemi yapmak için bir

başlangıç tahmini yapmak ve bu tahmini de hatayı en küçük yapacak şekilde güncellemektir. Bunun için Mumford ve Shah, denklem 3.4'deki hatayı en küçükleme algoritmasını oluşturmuştur (Wu, 2009).

$$\inf \left\{ F^{MS}(u, C) = \int_{\Omega} (u - u_0)^2 dx dy + \mu \int_{\Omega/C} |\nabla u|^2 dx dy + \nu |C| \right\}$$

$$E^{MS}(u, C) = \sum_i \int_{\Omega_i} (u - c_i)^2 dx dy + \nu |C| \quad (3.4)$$

$$c_i = \text{ortalama}(u_0)$$

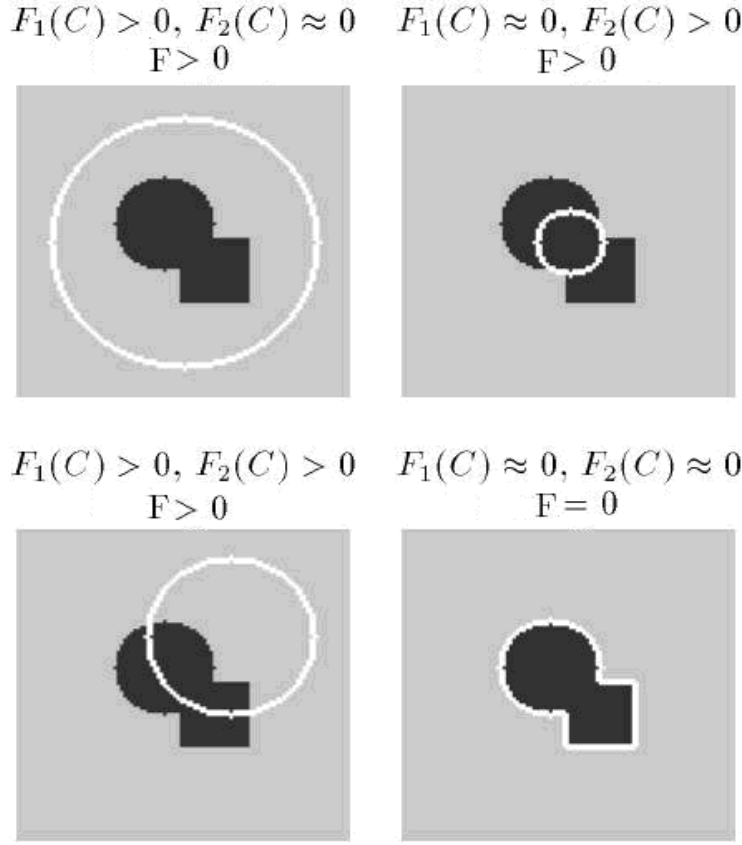
Ω_i : ayrıştırılan bölütler

En küçükleme algoritması için verilen $C = \partial w$ eğrisinde ($w \subset \Omega$), c_1 (iç bölge) ve c_2 (dış bölge) bilinmeyen sabitler $\Omega_1 = w$ ve $\Omega_2 = \Omega - w$ şeklinde tanımlanmaktadır. Bu durumdaki amacımız, c_1, c_2, C ye göre denklem 3.5'deki enerjiyi en küçük yapmaktır (Wu, 2009).

$$F_1(C) + F_2(C)$$

$$= \int_{C'nin içinde} |u_0 - c_1|^2 dx + \int_{C'nin dışında} |u_0 - c_2|^2 dx \quad (3.5)$$

Basit olarak görüntüdeki tüm siyahları -1 ve grileride 1 olarak düşünelim ve c_1 ve c_2 'yi kontur C 'nin içindeki ve dışındaki ortalama değerler olarak alalım. Başlangıç konturu, bütün siyah bölgelerle birlikte gri bölgenin de bir kısmını kapsamaktadır (Şekil 3.4). Şekil 3.5'deki ikinci ve üçüncü resimlerde ise seçilen kontur, iki bölgenin de birazı kapsamaktadır. Bu üç durumda da enerji fonksiyonlarımızdan en az biri sıfırdan farklı olduğu için uygun alan seçilememektedir. Enerji fonksiyonumuz ancak konturun, seçilecek bölgenin sınırlarına geldiğinde yaklaşık olarak sıfır olmaktadır.



Şekil 3.5 Eğrideki bütün olası durumlar gösterilmiştir (Wu, 2009).

3.2.1.3 Glotal alandan çıkartılan öznitelikler

Stroboskop ağız boşluğundan gırtlığa doğru konumlanarak mümkün olduğunca içeriden görüntü alınmaya çalışılmaktadır. Ancak görüntü alınırken, deneklere göre kamera ile ses tellerinin arasındaki uzaklık değişebilir. Ayrıca, fizyolojik olarak denekler arasındaki glotis uzunluğu farklı olduğu için glotal alanlarda farklı olmaktadır. Bu sorunları gidermek için glotal alanlar, glotis uzunluğuna bölünmesi ile glotal alanlar normalize edilmiştir. Fonasyon sırasındaki en büyük alana sahip olan çerçevedeki glotal boşluğunun büyük eksen (major axis) uzunluğunun hesaplanması ile glotis uzunluğu otomatik olarak bulunmuş olmaktadır. Daha sonra çıkartılan glotal alanlardan aşağıdaki öznitelikler çıkartılmıştır:

- En büyük glotal alan (EBGA)
- En küçük glotal alan (EKGA)
- Kapanma yüzdesi (KY) : $1 - EKGA/EBGA$
- Glotis genişliği (GG) : Fonasyon sırasındaki EBGA'ya sahip çerçevedeki; glotal alanın küçük eksen (minor axis) uzunluğunun glotis uzunluğuna bölünmesi ile bulunur.

- Dış Merkezlilik (Eccentricity) : Dış merkezlilik; bir şekilde, odaklar arası uzaklık ile büyük eksen uzunluğunun oranıdır ve 0 ile 1 arasında değer almaktadır. Dış merkezlilik, 0 olduğunda daire şeklini ve 1 olduğunda ise çizgi şeklini almaktadır.

Glottis bölgesinin, tam kapanma (EKGA) ve tam açılma (EBGA) anlarındaki şekillerinin analizi için dış merkezlilikler hesaplanmıştır (EBGA'daki dış merkezlik : EBDM ve EKGA'daki dış merkezlik : EKDM). Bazı durumlarda, özellikle hasta deneklerin en küçük glotal alana sahip olduğu durumlarda birden fazla bölge bulunabilmektedir. Bu durumlarda; dış merkezlilik ise her bölgenin alanı ile DM'nin çarpımlarının toplamının, bölgelerin toplam alana oranı şeklinde hesaplanmaktadır.

- Katılık (Solidity) : Katılık; şeklin alanının, şekli kapsayan en küçük dışbükey poligonun alanına oranıdır. Dolayısıyla 0 ile 1 arasında değer almaktadır.

Glottis bölgesinin, tam kapanma (EKGA) ve tam açılma (EBGA) anlarındaki şekillerinin analizi için katılık hesaplanmıştır (EBGA'daki katılık : EBK ve EKGA'daki katılık : EKK). Bazı durumlarda, özellikle hasta deneklerin en küçük glotal alana sahip olduğu durumlarda birden fazla bölge bulunabilmektedir. Bu durumlarda; katılık ise her bölgenin alanı ile katılıklarının çarpımlarının toplamının, bölgelerin toplam alana oranı şeklinde hesaplanmaktadır.

- Simetri : Simetri, sağ ve sol ses tellerindeki hareketlerin benzerlik derecesidir. Bu çalışmada, simetrinin hesaplanması için EBGA ve EKGA'lara sahip olan çerçeveler kullanılmıştır. Bu çerçevelerde, ventral bölgeye en yakın olan bölgenin yatay eksen ile olan açısına göre döndürülerek seçili bölgeler yatay konuma getirilir. Daha sonra, yine ventral bölgeye en yakın olan uç noktasının yatay koordinatının üstünde kalan seçili alan sağ glotal alan ve altında kalan alanda sol glotal alan olmaktadır. Bu alan bilgileri kullanılarak aşağıdaki öznitelikler çıkartılmıştır.

- En büyük glotal alandaki simetri (EBGAS) : EBGA sahip olan çerçevedeki; sağ glotal alanın, sol glotal alana oranıdır.
- En küçük glotal alandaki simetri (EKGAS) : EKGA sahip olan çerçevedeki; sağ glotal alanın, sol glotal alana oranıdır.

- Sağ kapanma yüzdesi (SKY) : $1 - (\text{EKGA'daki sağ alan} / \text{EBGA'daki sağ alan})$
- Sol kapanma yüzdesi (SLKY) : $1 - (\text{EKGA'daki sol alan} / \text{EBGA'daki sol alan})$
- Kapanma Oranı (KO) : SKY / SLKY

3.2.1.4 Bölgesel tanımlayıcı öznelikler

Görüntü bölgelerini tanımlamak için sıkılık (compactness), topolojik tanımlayıcılar, doku (texture) ve iki boyutlu momentler kullanılabilir.

Doku Öznelikleri :

Bölge tanımlayıcılarında kullanılan önemli yaklaşımlardan biri doku içerik bilgisinin çıkarılmasıdır. Bir bölgenin doku bilgisini çıkarmak için istatistiksel, yapısal ve izgesel olmak üzere üç temel yaklaşım bulunmaktadır.

Görüntü veya bölgenin dokusunu tanımlamak için kullanılan en kolay yaklaşımlardan biri gri-seviyeli histogramın istatistiksel momentlerinin kullanılmasıdır. Gri seviyeler z rasgele değişkeni ile temsil edildiğinde, buna karşılık gelen histogram, $p(z_i)$ $i=0,1,2,\dots,L-1$ (L : farklı gri seviye sayısı) olmaktadır. Bu durumda z değişkeninin momentleri denklem 3.6'daki şekilde hesaplanır (Gonzalez and Woods, 2002).

$$\mu_n(z) = \sum_{i=0}^{L-1} (z_i - m)^n p(z_i) \quad (3.6)$$

Çalışmamızda doku içeriğinin çıkarılması için aşağıdaki istatistiksel momentler kullanılmıştır (Gonzalez et al., 2004):

- Ortalama (ORT) : Ortalama yoğunluğun (intensity) ölçüsüdür ve denklem 3.7'deki gibi bulunmaktadır.

$$m = \sum_{i=0}^{L-1} z_i p(z_i) \quad (3.7)$$

- Standart sapma (SS): Ortalama zıtlığın ölçüsüdür.
- Yumuşaklık (Smoothness) (Y) : Bir bölgedeki yoğunluğun bağlı yumuşaklık ölçüsüdür ve denklem 3.8'deki gibi bulunmaktadır. Sabit yoğunluklu bölgede sıfır iken yoğunluk seviyesinde büyük değişimler olan bölgelerde bire yaklaşır.

$$R = 1 - 1/(1 + \sigma^2) \quad (3.8)$$

- 3. moment (3M) : Histogramın, eğriliğinin (skewness) ölçüsüdür ve denklem 3.9'daki gibi bulunmaktadır. Simetrik histogramlarda sıfır olmaktadır. Histogram; pozitif olduğunda, ortalamanın sağına ve negatif olduğunda ise ortalamanın soluna kaymaktadır. Diğer ölçütlerle karşılaştırabilmek içinde $(L-1)^2$ ile bölünmektedir.

$$\mu_3 = \sum_{i=0}^{L-1} (z_i - m)^3 p(z_i) \quad (3.9)$$

- Düzensizlik (Uniformity) (D) : Düzensiz dağılım ölçüsüdür ve denklem 3.10'daki gibi bulunmaktadır. Bütün gri seviyeler eşit olduğunda en büyük değerini almaktadır.

$$U = \sum_{i=0}^{L-1} p^2(z_i) \quad (3.10)$$

- Entropi (E) : Rasgeleliğin bir ölçüsüdür ve denklem 3.11'deki gibi bulunmaktadır.

$$e = -\sum_{i=0}^{L-1} p(z_i) \log_2 p(z_i) \quad (3.11)$$

İki Boyutlu Moment Öznitelikleri :

Görüntüden doğrudan çıkartılan bu momentler; çevirme, döndürme ve ölçek değişiminden etkilenmediği için değişmeyen (invariant) moment olarak da adlandırılırlar. Sayısal bir görüntünün, $f(x,y)$, $(p+q)$. dereceden iki boyutlu momenti aşağıdaki gibi tanımlanmaktadır (Gonzalez et al., 2004):

$$m_{pq} = \sum_x \sum_y x^p y^q f(x,y) \quad (3.12)$$

Bu iki dereceden momente karşılık gelen merkezi moment aşağıdaki gibi hesaplanmaktadır.

$$\mu_{pq} = \sum_x \sum_y (x - \bar{x})^p (y - \bar{y})^q f(x,y) \quad \bar{x} = \frac{m_{10}}{m_{00}} \quad \text{ve} \quad \bar{y} = \frac{m_{01}}{m_{00}} \quad (3.13)$$

$(p+q)$ dereceden normalize edilmiş merkezi moment şu şekilde tanımlanmaktadır (Gonzalez et al., 2004):

$$\eta_{pq} = \frac{\mu_{pq}}{\mu_{00}^{\gamma}} \quad \gamma = \frac{p+q}{2} + 1 \quad (3.14)$$

Bu denklemden çıkarılabilen ve çalışmamızda da kullanılan, yedi adet iki boyutlu değişmeyen momentler (IBDM) aşağıdaki şekilde hesaplanmaktadır (Gonzalez et al., 2004).

$$\begin{aligned}
\phi_1 &= \eta_{20} + \eta_{02} \\
\phi_2 &= (\eta_{20} - \eta_{02})^2 + 4\eta_{11}^2 \\
\phi_3 &= (\eta_{30} - 3\eta_{12})^2 + (3\eta_{21} - \eta_{03})^2 \\
\phi_4 &= (\eta_{30} + \eta_{12})^2 + (\eta_{21} + \eta_{03})^2 \\
\phi_5 &= (\eta_{30} - 3\eta_{12})(\eta_{30} + \eta_{12})[(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - 3(\eta_{21} + \eta_{03})^2] \\
&\quad + (3\eta_{21} - \eta_{03})(\eta_{21} + \eta_{03})[3(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - (\eta_{21} + \eta_{03})^2] \\
\phi_6 &= (\eta_{20} - \eta_{02})[(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - (\eta_{21} + \eta_{03})^2] + 4\eta_{11}(\eta_{30} + \eta_{12})(\eta_{21} + \eta_{03}) \\
\phi_7 &= (3\eta_{21} - \eta_{03})(\eta_{30} + \eta_{12})[(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - 3(\eta_{21} + \eta_{03})^2] \\
&\quad + (3\eta_{12} - \eta_{30})(\eta_{21} + \eta_{03})[3(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - (\eta_{21} + \eta_{03})^2]
\end{aligned} \tag{3.15}$$

3.2.2. Akustik analiz

Ses işareti, durağan olmayan yapıdadır ve konuşma sırasında ses kanalının şekli ve ses tellerinin titreşim hızı değişir. Bu yüzden; ses analizi, bölütlere (segment) ayrılmış işaret üzerinde yapılmaktadır. Bölütlerin boyutu, işaretin karakteristiğine göre değişir ve temel olarak kestirilmek istenen perde değerine göre değişmektedir. Doğru sonuçlar elde edebilmek için peş peşe iki perde periyodu içeren bölütlerde çalışmak gerekmektedir (Manfredi et al., 2000).

Temel olarak; sesli ve sessiz olmak üzere iki tip uyarım vardır. Diğer uyarım tipleri sesli, sessiz ve nefesin birleşimidir (Manfredi et al., 2000). Bu çalışmada; sadece /a/ sesli harfi üzerinde çalışılmakta olup sessiz ve nefes olan bölütlerin tespit edilmesi ve bunların elenmesi gerekmektedir.

Ses tellerinin bir saniyedeki titreşim sayısına temel frekans denir. İki titreşim arasında geçen süreye ise periyot adı verilir. Temel frekansın birimi Hertz (Hz), periyodun birimi ise milisaniyedir (ms). Fiziksel bir ifade olan temel frekansın algısal karşılığı perdedir (pitch). Temel frekans arttıkça perde incelik, azaldıkça kalınlaşır (Kılıç ve Okur, 2001).

Ses tellerindeki patolojik durumlar, ses tellerinin normal titreşimlerinde önemli değişikliklere yol açar ve sesin kalitesini bozarlar (Hansen et al., 1998). Ses tellerinin yanlış çalışmasının ilk işaretleri; sesin soluklu ve kısık olmasıdır. Ancak sağlıklı seslerde konuşma organlarının ideal olmamasından, düzensiz bileşenler bulunmaktadır. Hastalıklı seslerde bu düzensizlikler (frekans ve genlik düzensizlikleri gibi) ve gürültü artmaktadır.

Akustik parametreler; perde periyodu, gürültü ve tremor tabanlı olmak üzere üç ana grupta toplanmaktadır (Deliyski, 1993).

3.2.2.1 Perde periyodu tabanlı parametreler

İdeal olarak, düz fonasyon sırasında temel frekansın ve ses şiddetinin hiç değişmemesi gerekir. Ancak, pratikte fonasyonla ilgili organlar bunu sağlayacak kadar mükemmel çalışmazlar ve peş peşe gelen periyotlar arasında küçük farklar ortaya çıkar (Kılıç ve Okur, 2001).

Perde periyodu çıkartımın da öz-ilişki (autocorrelation) yöntemi uygulanmış olup aşağıdaki zaman parametreleri çıkartılmıştır.

1. Temel frekans parametreleri :

Ortalama temel frekans /Hz/ (F_0) : Çıkartılan tüm periyotlardaki frekansların ortalamasıdır.

Ortalama perde periyodu /ms/ (T_0) : Çıkartılan tüm periyot değerlerinin ortalamasıdır.

En yüksek temel frekans /Hz/ (F_{hi}) : Çıkartılan tüm periyotlardaki en yüksek frekans değeridir.

En düşük temel frekans /Hz/ (F_{lo}) : Çıkartılan tüm periyotlardaki en düşük frekans değeridir.

Temel frekansın standart sapması /Hz/ (STD) : Çıkartılan tüm periyotlardaki frekansların standart sapmasıdır.

Temel frekans fonasyon aralığı /Semi-ton/ (*Phonatory fundamental frequency range – PFR*) : Yarı-ton sayısı olarak belirtilen en yüksek ve en düşük frekans arasındaki değişimi vermektedir. Frekansın 100 Hz'den 200 Hz'e çıkması ile 1000 Hz'den 2000 Hz'e çıkması, insan kulağı tarafından aynı düzeyde bir ses değişikliği olarak algılanır. Frekansın 2 katına çıktığı frekans aralığı oktav olarak adlandırılır. Bir oktavlık aralık 12 yarı-tondan oluşmaktadır.

Perde periyodu sayısı (PER) : Ses örneğinden çıkartılan periyot sayısı.

2. Frekans değişim parametreleri :

Mutlak Jitter / μ s/ (*Absolute Jitter - Jita*) : Periyotlar arasındaki, perde periyotlarındaki değişimin bağıl ölçüsüdür ve denklem 3.16'deki gibi hesaplanmaktadır.

$$Jita = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} |T_0^{(i)} - T_0^{(i+1)}| \quad (3.16)$$

Denklemdaki $T_0^{(i)}$ ler çıkartılan perde periyotları ve N 'de çıkartılan toplam periyot sayısıdır.

Bu parametre, perde periyodundaki kısa zamanlı düzensizlikleri ölçer ve ardışık periyotlardaki değişimlere oldukça duyarlıdır. Ancak, perde periyodunun çıkartımındaki hatalardan oldukça etkilenmektedir. Diğer bir sakıncasıda, temel frekansa bağlı olmasıdır.

Jitter Yüzdesi %/ (Jitter Percent - Jitt) : Periyotlar arasındaki, perde periyotlarındaki değişimin yüzdesel ölçüsüdür. Mutlak jitterin, temel frekansa bağlı olarak değişiklik göstermesi sakıncasını ortadan kaldırmak için mutlak jitterin ortalama periyoda bölünmesi ile elde edilir.

$$Jitter(\%) = \frac{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} |T_0^{(i)} - T_0^{(i+1)}|}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N T_0^{(i)}} \quad (3.17)$$

Bağlı Ortalama Değişim %/ (Relative Average Perturbation - RAP) : Periyotlar arasındaki, perde periyotlarındaki değişimin yüzdesel ölçüsüdür. Yumuşatma faktörü olarak 3 kullanılmaktadır. İsteğe bağlı yada ses tremoru kişinin sesini aynı perdede tutamaması gibi isteğe bağlı olmayan temel frekans değişikliklerinin jitter değerlerini etkilememesi için kullanılan bir jitter hesaplama yöntemidir. Bir periyotla kendinden sonra gelen periyot arasındaki fark yerine ardışık üç periyodun ortalaması ile bu üç periyodun ortasında yer alan periyot arasındaki fark dikkate alınır.

$$RAP = \frac{\frac{1}{N-2} \sum_{i=1}^{N-1} \left| \frac{T_0^{(i-1)} + T_0^{(i)} + T_0^{(i+1)}}{3} - T_0^{(i)} \right|}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N T_0^{(i)}} \quad (3.18)$$

Bu parametre, perde periyodundaki kısa zamanlı düzensizlikleri ölçer ve ardışık periyotlardaki değişimlere oldukça duyarlıdır. Yumuşatma faktörü sayesinde perde periyodu çıkartımındaki hatalardan daha az etkilenmesine karşılık ardışık periyotlardaki duyarlılığı azalmaktadır. Nefesli ve/veya boğuk sesler yükselmesine sebep olmaktadır.

Perde Periyot Değişim Oranı %/ (Pitch Period Perturbation Quotient – PPQ) : Periyotlar arasındaki, perde periyotlarındaki değişimin yüzdesel ölçüsüdür. RAP'den farklı olarak 3 yerine 5 periyotluk düzeltme uygulanır.

Yumuşatılmış Perde Periyot Değişim Oranı /%/ (Smoothed Pitch Period Perturbation Quotient - sPPQ) : Periyotlar arasındaki, perde periyotlarındaki değişimin yüzdesel ölçüsüdür. Yumuşatma faktörü olarak 55 kullanılmaktadır.

Temel Frekans Değişimi Katsayısı /%/ (Coefficient of Pitch Frequency Variation - vFo): Periyotlar arasındaki perde frekanslarındaki standart sapmanın yüzdesel ölçüsüdür. Periyotlar arasındaki temel frekanslarının standart sapmasının, temel frekansın ortalamasına bölünerek hesaplanır.

3. Genlik değişim parametreleri :

Shimmer /dB/ (ShdB) : Periyotlar arasındaki genliklerin, tepe değerlerindeki değişimin dB cinsinden ölçüsüdür. Matematiksel olarak denklem 3.19'daki şekilde ifade edilir.

$$ShdB = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} \left| 20 \log_{10} \left(\frac{A^{(i+1)}}{A^{(i)}} \right) \right| \quad (3.19)$$

Denklemdaki $A^{(i)}$ lar her periyodun tepe genliği değeridir.

Shimmer Yüzdesi - % (Shimmer Percent: Shim) : Periyotlar arasındaki genliklerin, tepe değerlerindeki değişimin yüzdesel ölçüsüdür.

$$Shim = \frac{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} |A^{(i)} - A^{(i+1)}|}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N A^{(i)}} \quad (3.20)$$

Genlik Değişim Oranı /%/ (Amplitude Perturbation Quotient - APQ) : Periyotlar arasındaki genliklerin, tepe değerlerindeki değişimin yüzdesel ölçüsüdür. Ses şiddetinin isteğe bağlı yada bağlı olmadan yavaş artması veya azalması shimmer değerinin yükselmesine neden olur. Bunu önlemek için jitter ölçümlerinde olduğu gibi yumuşatma faktörü uygulanır.

$$APQ = \frac{\frac{1}{N-10} \left[\sum_{i=6}^{N-5} \left| \frac{A^{(i-5)} + A^{(i-4)} + \dots + A^{(i+4)} + A^{(i+5)}}{11} - A^{(i)} \right| \right]}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N A^{(i)}} \quad (3.21)$$

Bu parametre, genlik değerlerindeki kısa zamanlı düzensizlikleri ölçer ve ardışık periyotlardaki değişimlere oldukça duyarlıdır. Yumuşatma faktörü sayesinde perde periyodu çıkartımındaki hatalardan daha az etkilenmesine karşılık ardışık periyotlardaki duyarlılığı azalmaktadır. Nefesli ve/veya boğuk sesler yükselmesine sebep olmaktadır.

Yumuşatılmış Genlik Değişim Oranı /%/ (Smoothed Amplitude Perturbation Quotient - sAPQ) : Periyotlar arasındaki genliklerin, tepe değerlerindeki değişimin yüzdesel ölçüsüdür. Yumuşatma faktörü olarak 55 kullanılmaktadır.

Genlik Değişimi Katsayısı /%/ (Coefficient of Amplitude Variation - vAm) : Periyotlar arasındaki genliklerin, tepe değerlerindeki standart sapmanın yüzdesel ölçüsüdür. Periyotlar arasındaki tepe değerlerinin standart sapmasının, tepe değerlerinin ortalamasına bölünerek hesaplanır.

4. Ses kırılmaları ile ilgili ölçümler :

Ses Kırılma Oranı /%/ (Degree of Voice Breaks - DVB) : Sesteki kırılım süresinin, toplam süreye oranıdır. Sesin kesintisizlik süresinin bir ölçüsüdür ve kayıtların başındaki ve sonundaki duraklamalar kısmını kırılma olarak almaz. Normal seslerde kırılma olmaması gerektiğinden değeri sıfır olmalıdır.

Ses Kırılma Sayısı (Number of Voice Breaks – NVB) : Seste, perde periyodunun kesilme sayısıdır.

5. Harmonikler ile ilgili ölçümler :

Alt-harmonik Bileşenlerin Derecesi /%/ (Degree of Sub-harmonic Components - DSH) : Gerçek temel frekansa göre alt-harmonikler bulunan bölüt sayısının toplam bölüt sayısına oranıdır. Normal seslerde değeri sıfır olmalıdır. Fonksiyonel disfoni hastalarında değeri yükselmektedir.

Alt-harmonik Sayısı (Number of Sub-harmonic Segments - NSH) : Gerçek temel frekansa göre alt-harmonikler bulunan bölüt sayısıdır.

6. Ses düzensizliği ile ilgili ölçümler :

Sessizlik Derecesi /%/ (Degree of Voiceless - DUV) : Harmonik olmayan bileşenlerin (temel frekansın algılanamaması) bağlı değerlendirmesidir. Sessiz olduğuna karar verilen bölüt sayısının toplam bölüt sayısına oranıdır. Normal seslerde değeri sıfırdır.

Sessiz Bölüt Sayısı (Number of Unvoiced Segments – NUV) : Normal seslerde sessiz bölüt yoktur.

3.2.2.2 Gürültü tabanlı parametreler

Ses işaretinin frekans ortamında incelenmesi ile düzensizliğinin değerlendirilmesi için farklı bir yaklaşım sağlanabilmektedir. Harmonik olmayan izgesel bileşenler, hastalıklı seslerin kısıklığının algılanması ile ilişkilidir (Kasuya et al., 1986). İzgesel ölçümlerin hesaplanması için kullanılan genel süreç şöyledir:

1. Sesin, 81,92 ms'lik bölütlere ayrıştırılması,

2. Alçak geçiren filtreden geçirilmesi (6000 Hz kesim frekansı), örnekleme frekansının 12,5 kHz'e düşürülmesi ve Hilbert dönüşümünden geçirilmesi,
3. 1024 örnekli kompleks Hızlı Fourier Dönüşümü ile ilgili bölütün güç izgesinin hesaplanması,
4. Bölütün, temel frekansının hesaplanması ile harmonik ve harmonik olmayan bileşenlerine karar verilerek ilgili ölçümün hesaplanması,
5. İlgili ölçümün ortalama değerinin bulunması.

Gürültü Harmonik Oranı (Noise-to-Harmonic Ratio - NHR) : 1500 - 4500 Hz arasındaki harmonik olmayan izgesel enerjinin, 70 - 4500 Hz arasındaki harmonik izgesel enerjiye oranıdır. Genlik ve frekans değişimleri, türbülans gürültüsü, alt-harmonik bileşenleri ve/veya ses kırılmaları sebeplerinden oluşabilecek izgesel gürültülerden dolayı artabilmektedir.

Ses Türbülans İndeksi (Voice Turbulence Index - VTI) : 2800 - 5800 Hz arasındaki harmonik olmayan izgesel enerjilerin, 70 - 4500 Hz harmonik izgesel enerjilere oranıdır. Bu ölçümde; genlik ve frekans değişimleri, alt-harmonik bileşenlerin ve ses kırılmalarının etkisi sınırlıdır (yüksek frekans gürültülerin bir ölçüsüdür). Ses tellerinin, kapanma sorunlarından oluşan türbülans ile ilişkilidir.

Yumuşak Fonasyon İndeksi (Soft Phonation Index - SPI) : 70 - 1600 Hz arasındaki harmonik enerjilerin, 1600 - 4500 Hz harmonik izgesel enerjilere oranıdır. SPI, fonasyon sırasında ses tellerinin tamamen kapanması ve gerginliğinin bir ölçüsü olarak düşünülebilir. Ancak, yüksek olması her zaman hastalık olduğu anlamına gelmez.

3.2.2.3 Tremor tabanlı parametreler

Genlik ve frekanstaki uzun süreli değişimlerin (tremor) incelenmesi de gerekmektedir. Tremor analizi ile sesin en güçlü periyodik frekans ve genlik modülasyonları belirlenmektedir. Tremor ölçümlerin hesaplanması için kullanılan genel süreç şöyledir:

1. Her bölüt için çıkartılmış olan temel frekanslar veya genlik değerleri verisini, 2 s uzunluğunda ve 1 s örtüşmeli (overlapping) bölütlere ayrıştırılması,
2. Alçak geçiren filtreden geçirilmesi (30 Hz kesim frekansı) ve örnekleme frekansının 400 Hz'e düşürülmesi,
3. Kalan işaretin toplam enerjisinin bulunması,

4. DC bileşeninin çıkartılması ve kalan işaretin öz-ilişki fonksiyonunun hesaplanması,
5. Kalan işaretin toplam enerjisine bölünmesi ve yüzdesele çevrimi,
6. Değişim periyodunu bularak ilgili parametrenin hesaplanması ve ilgili parametrenin ortalama değerinin bulunması.

Frekans Tremor Yoğunluk İndeksi /%/ (Frequency Tremor Intensity Index - FTRI)

: En yoğun olan alçak frekans bileşeninin frekans büyüklüğünün, toplam frekans büyüklüğüne oranıdır.

Genlik Tremor Yoğunluk İndeksi /%/ (Amplitude Tremor Intensity Index - ATRI) :

En yoğun olan alçak frekans bileşeninin genliğinin, toplam genliğe oranıdır.

3.2.3. İstatistiksel analiz

Toplanan bilgilerin yorumlanabilmesi ve aynı yollarla elde edilmiş başka bilgilerle karşılaştırılabilmesi zorunluluğu, verilerin belli kurallara göre, tek tek veya dağılımlar halinde özetlenerek sunulması zorunluluğunu getirmiştir (Çapacı, 2000). Bu amaç ile çeşitli istatistik teknikleri geliştirilmiştir.

Uygun istatistik yöntemin seçilmesi için değişkenlerin ölçüm özelliklerinin incelenerek; sayımla belirlenen (kategorik) ölçekler veya ölçümle belirlenen (sayısal) ölçeklerden hangisine ait olduğu belirlenmelidir.

İstatistik teknikleri; tanımlayıcı istatistik teknikleri (Merkezi eğilim ölçütleri; aritmetik ortalama, ortanca, tepe değeri ve Yayılım ölçütleri; değer aralığı, standart sapma ve varyans, standart hata, çeyrek ve yüzdeler, çeyrekler arası aralık), farkların önemli olup olmadığını inceleyen ve ilişki saptama ve eldeki verilerin kestirim yapabilme gücünü test eden analitik istatistik tekniklerinden oluşmaktadır.

Bilimsel çalışmaların amacı, örneklem değerinden evren değerlerinin kestirilmesidir. Evren parametrelerinin kestirilmesi için ya güven aralığı ve sınırları yada hipotez testleri kullanılır (Çapacı, 2000). Güven aralığı ve güven sınırları, belli bir olasılıkta bilinmeyen evren değerlerinin içeren değerler aralığıdır ve sıklıkla %95 güven aralığı kullanılmaktadır.

Hipotez testlerinde grupların arasında fark olup-olmadığını inceler. Başlangıçta gruplar arasında fark olmadığı hipotezi kabul edilir ve test ile bu hipotezin doğruluğu araştırılır. Hesaplanan olasılık (“probability” kelimesinin ilk harfi p ile gösterilir) 0,05 üstünde ise başlangıç hipotezi kabul edilirken (gruplar

arasında fark yok) 0,05 üstünde ise ret edilir (gruplar arasında fark var). Bu durumda araştırmanın yanlış olma olasılığı %5 olmaktadır.

İki grubun ortalamasının karşılaştırılmasında *t*-testi kullanılmaktadır. Ancak, birden fazla grubun karşılaştırılması gerektiği durumlarda *t*-testinin kullanılması yanlış olmaktadır. Bunun yerine bütün gruplar arasındaki varyansı bir defada dikkate alarak analiz yapan ANOVA (Analysis of Variance) testi kullanılmalıdır.

ANOVA testi sonucunda, kaç grup olursa olsun tek bir *p* değeri vermektedir. Bu *p* değeri seçilen sınır değerinin altında olduğu durumda, hangi grup yada grupların ortalamaları arasında fark olduğunu tespit etmek için yapılan karşılaştırmalara *post-hoc* yöntemleri adı verilmektedir.

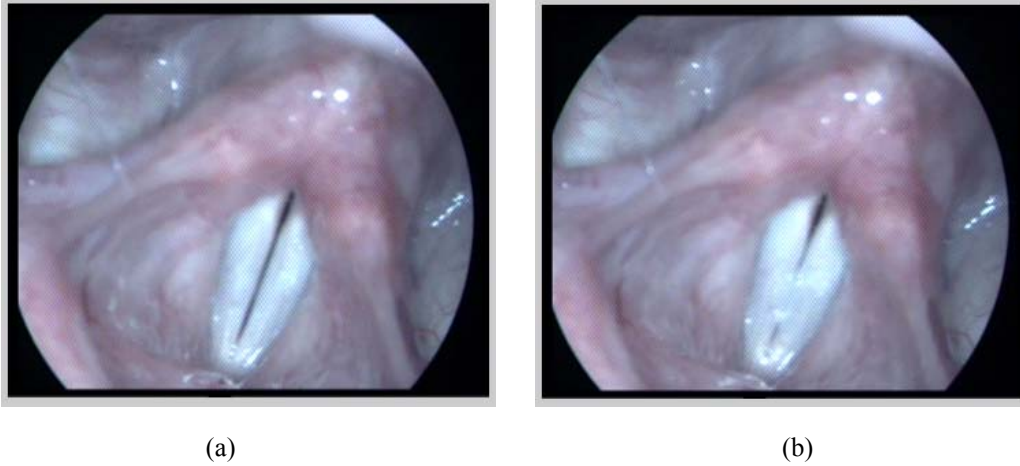
Çalışmada; glotal alandan çıkartılan öznitelikler, bölgesel tanımlayıcı öznitelikler ve akustik analiz sonucu bulunan parametrelerde, sağlıklı ve hastalık grupları arasında fark olup-olmadığını tespit etmek için ANOVA testi uygulanmıştır. Gerekli olduğu durumlarda yapılan *post-hoc* analizlerinde en çok tercih edilen yöntem olan *Tukey HSD* kullanılmıştır. Tüm testlerde, *p* değeri 0,05 seçilmiş olup testler SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) programı ile yapılmıştır.

4. SONUÇLAR

4.1. Bölütleme Sonuçları

Çalışmanın ilk aşamasında; video görüntülerindeki fonasyonun olduğu çerçevelerde, glotal alanının çıkarılması için kullanılacak ön-işleme ve bölütleme algoritmalarına karar verilmesi gerekmektedir. Bu amaçla, ilk olarak 571 çerçevesi olan (yaklaşık olarak 22 saniye) ve tümü video-stroboskop görüntüsü olan sağlıklı bir deneğe ait kayıt kullanıldı. Ancak, videoların çoğunluğunun ilk aşaması endoskop görüntüsü (vuru ışığı yok) ve son kısımları stroboskop görüntüsü olup bu videolardan stroboskop kısımlarını seçilmiştir. Ayrıca, bu kayıtlardan fonasyonun olmadığı (nefes alımı) çerçeveleri elenmiştir.

Kullanılacak ön-işleme ve bölütleme algoritmaların seçimi aşamasında ilk olarak örnek kayıttaki 500. (glotis açık) ve 501. çerçeveler (glotis kısmen kapalı) seçilmiştir (Şekil 4.1).

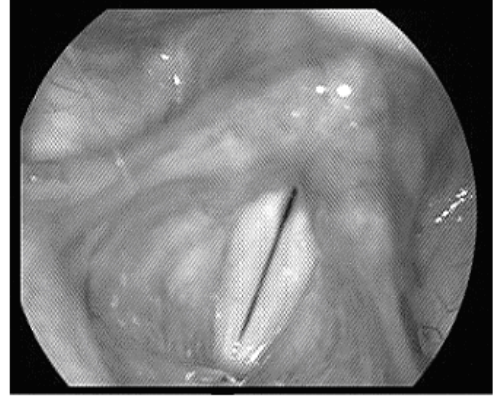


Şekil 4.1 Örnek kayıta ait iki çerçeve: (a) 500. çerçeve, (b) 501. çerçeve.

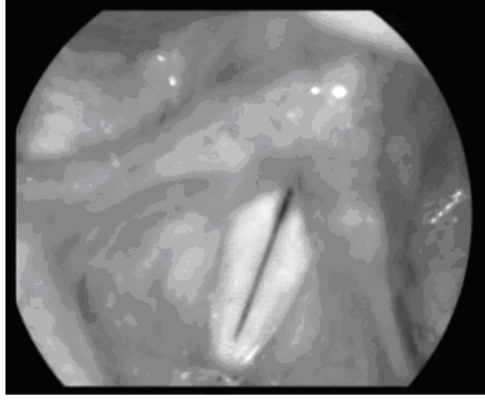
Renkli görüntüler işleme sokulmadan önce gri-seviye biçimine (monokromatik) dönüştürülmüştür. Gri-seviyedeki 500. çerçeveye ait görüntü; histogram eşitleme, keskinleştirme, yumuşatma ve top-hat ön-işleme işlemlerinden geçirildiklerinde, oluşan görüntüler Şekil 4.2’de verilmektedir. Şekil 4.2’den görüldüğü üzere bölütlemek istediğimiz glotisin, top-hat işlemi sonucunda diğer bölgelerle olan farklılığı artmaktadır. Ancak, kullanılacak olan ön-işlemelere karar verilmesinde önemli olan bölütleme başarısını artırıp arttıramadığının incelenmesidir.



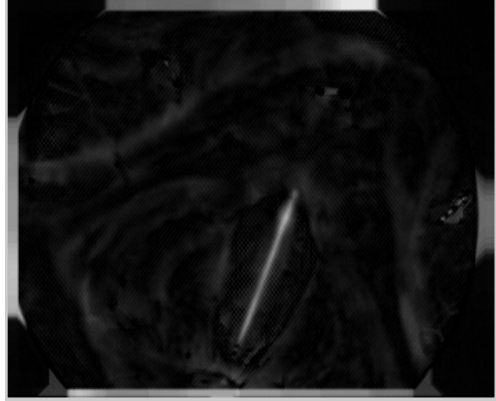
(a)



(b)



(c)



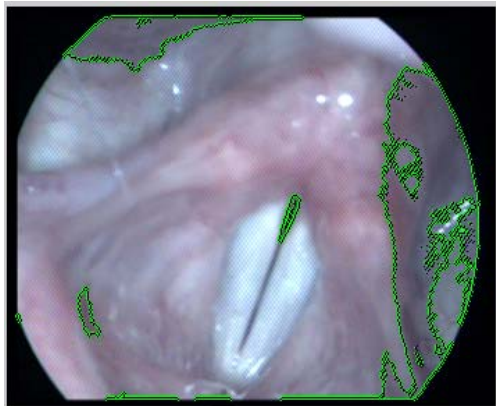
(d)

Şekil 4.2 Ön-işleme sonucu oluşan görüntüler: (a) Histogram eşitleme, (b) Keskinleştirme, (c) Yumuşatma, (d) Top-hat.

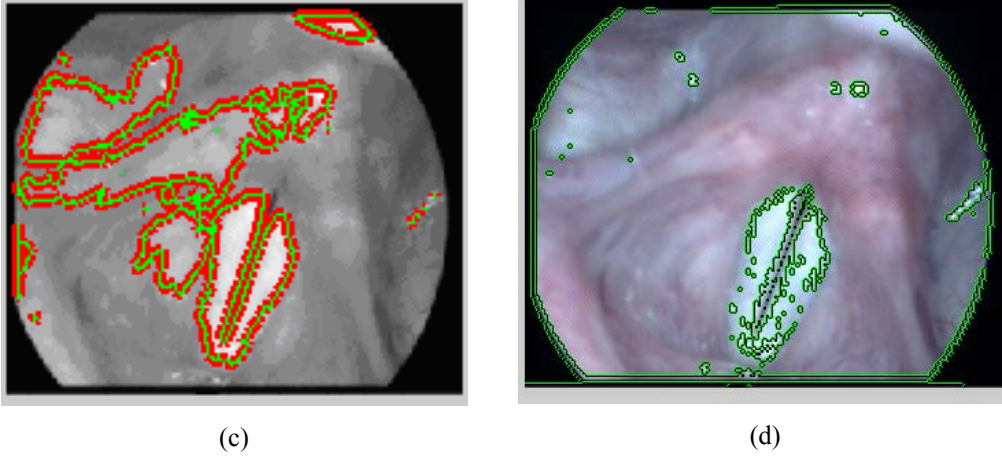
Çalışmada; bölütleme işlemi için eşikleme, bölge büyüme, Chan-Vese ve dörtlü-ağaç yöntemleri denenmiştir. Ön-işlemi olmaksızın yapılan bölütleme işlemleri sonuçları Şekil 4.3'de görülmektedir. Şekilden de görüldüğü üzere ön-işleme yapılmadığı durumlarda bölütleme işleminde başarılı olunamamaktadır.



(a)

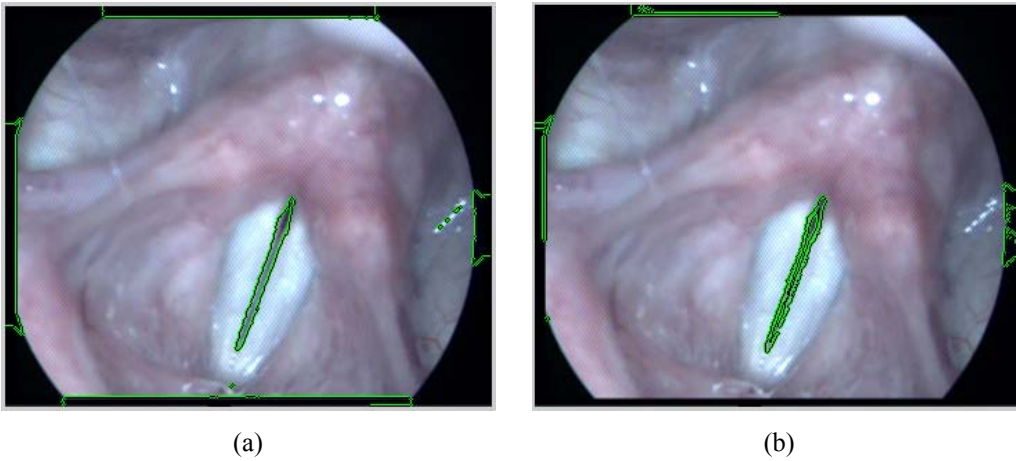


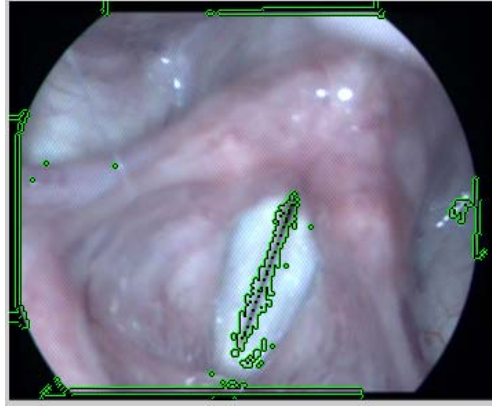
(b)



Şekil 4.3 Ön-işlemesiz bölütleme sonuçları: (a) Eşikleme, (b) Bölge büyüme, (c) Chan-Vese, (d) Dörtlü-ağaç.

Çeşitli denemeler sonucunda bölütleme işlemi öncesinde ilk olarak top-hat ön-işleminin kullanılmasının yararlı olduğu gözlemlenmiştir. Chan-Vese yöntemi, bölütlenecek bölgeyi belirlemek için yinelenen (iteration) yapmakta ve diğer yöntemlere göre yavaş çalışmaktadır. Bu sakıncası, fazla sayıda görüntü işlediğimiz için daha da artmaktadır. Ayrıca, çeşitli ön-işleme yöntemleri ile birlikte denemesine rağmen bölütleme işleminde başarılı olamadığı için elenmiştir. Top-hat ön-işlemi ardından diğer bölütleme yöntemleri uygulandığında Şekil 4.4'deki sonuçlar elde edilmiştir. Şekilden de görüldüğü üzere dörtlü-ağaç yönteminin bölütleme başarısı diğer iki yöntemle göre daha azdır ve çeşitli ön-işleme yöntemleri ile birlikte denemesine rağmen bölütleme işleminde başarısı fazla arttırılmadığı için elenmiştir.

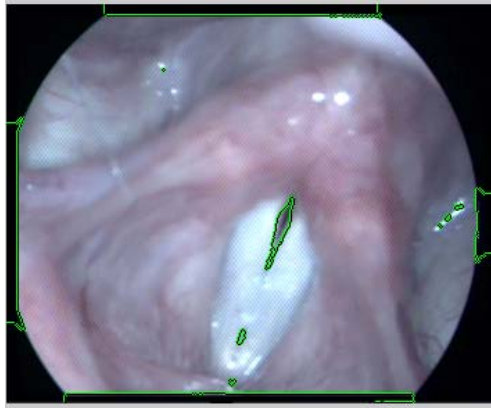




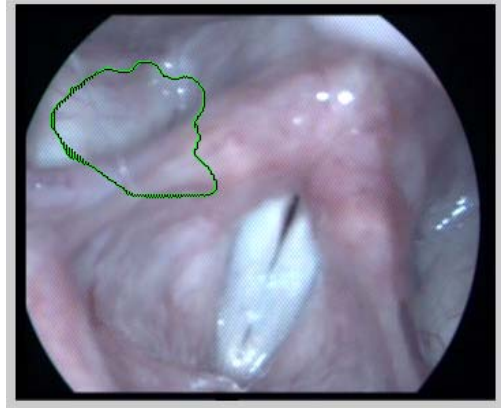
(c)

Şekil 4.4 Top-hat işlemleri uygulandığındaki bölütleme sonuçları: (a) Eşikleme, (b) Bölge büyüme, (c) Dörtlü-ağaç.

Bu aşamadan sonra bölütleme işlemi için eşikleme ve bölge büyüme yöntemleri, aynı kayıttan 501. çerçevesi (Şekil 4.5) ve bazı hasta kayıtlarındaki denemeler sonucunda eşikleme yönteminin daha iyi sonuç verdiği bulunmuştur. Ayrıca, bölge büyüme yönteminde gerekli olan ve istenen bölgeden rasgele seçilen kök değerinin tüm kayıtlarda aynı olmaması gibi bir sakıncası bulunmakta ve kayıtlar içinde ayrı ayrı tespit edilmesi pratik olmamaktadır.



(a)

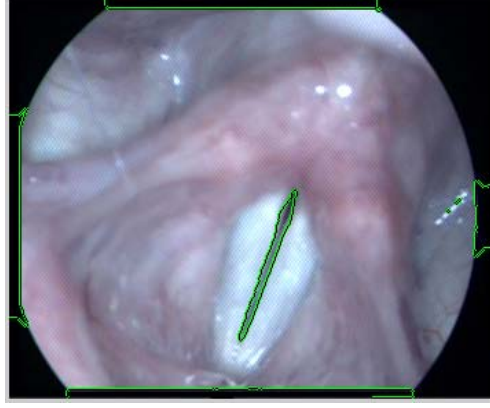


(b)

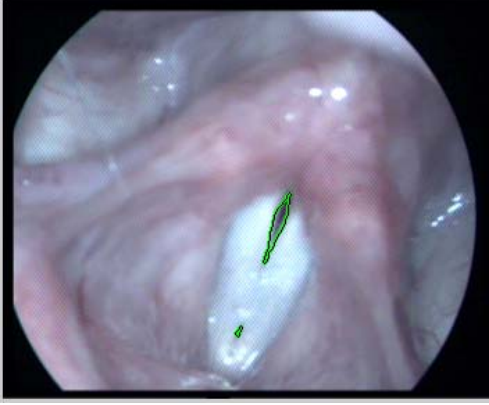
Şekil 4.5 Bölütleme sonuçları: (a) Eşikleme, (b) Bölge büyüme.

Bazı kayıtlarda seçilmesi gereken bölge dışında seçilebilen çok ufak bölgelerin yok edilmesi için bölütleme işleminin ardından ortanca yumuşatma işleminden geçirilmesinin yararlı olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.6). Ayrıca, bölütleme işlemi sonucunda köşelerdeki siyah bölgelerin de seçildiği görülmüştür. Bu bölgelerin atılması için yukarıdaki işlemlerin ardından seçilen bölgelerin merkezleri kontrol edilmiş ve merkezleri köşe noktalara çok yakın olan bölgeler

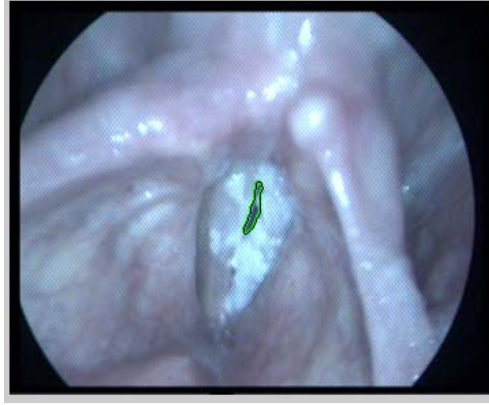
atılarak bölütleme işlemi tamamlanmıştır. Tüm bu işlemlerin ardından farklı gruplara ait bölütleme işlemleri sonuçları Şekil 4.7’de görülmektedir.



Şekil 4.6 Top-hat, eşikleme ve yumuşatma işlemleri sonucundaki bölütleme sonucu.



(a)



(b)



(c)



(d)



(e)

Şekil 4.7 Çeşitli deneklere ait bölütleme sonuçları: (a) Normal, (b) Kanser, (c) Disfoni, (d) Paralize, (e) Nodül.

4.2. Glotal Alandan Çıkarılan Öznitelik Sonuçları

Morfolojik (top-hat ve yumuşatma) işlemler ve eşikleme yönteminin kullanımı sonucunda çıkartılan glotal alanlardan hesaplanan özniteliklerin istatistiksel değerleri Çizelge 4.1’de verilmektedir. Bu istatistiksel değerlerin dağılımlarının, grafiksel gösterimi Şekil 4.8’de görülmektedir. Grafikteki her kutucuğun içindeki çizgi, ilgili gruba ait özniteliğin ortanca (median) değerini göstermekte olup, kutucuğun uç noktaları da ilgili gruba ait özniteliğin %25 ve %75’lik yüzdelik dilimlerini vermektedir. Bu aralığın dışındaki uç değerlerde, grafikte teker teker gösterilmektedir.

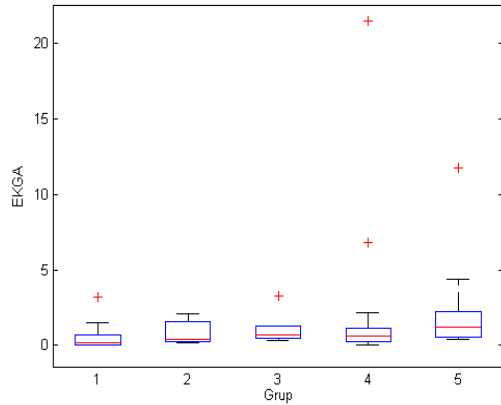
Çizelge 4.1 Glotal alan özniteliklerin, gruplar cinsinden ortalama, standart sapma ve güven aralığı değerleri.

| Öznitelik | Gruplar | Ortalama \pm Std | %95 Güven aralığı | |
|-----------|----------|--------------------|-------------------|-----------|
| | | | Alt Sınır | Üst Sınır |
| EBGA | Normal | 15,35 \pm 5,43 | 12,79 | 16,35 |
| | Disfoni | 11,90 \pm 4,62 | 7,34 | 14,92 |
| | Kanser | 8,90 \pm 2,69 | 6,96 | 11,98 |
| | Paralize | 14,42 \pm 6,33 | 10,42 | 18,32 |
| | Nodül | 13,89 \pm 5,17 | 11,54 | 16,02 |
| EKGA | Normal | 0,44 \pm 0,60 | 0,24 | 0,64 |
| | Disfoni | 0,79 \pm 0,74 | 0,23 | 1,36 |
| | Kanser | 1,13 \pm 1,02 | 0,19 | 2,08 |
| | Paralize | 2,57 \pm 5,71 | -0,73 | 5,87 |
| | Nodül | 2,14 \pm 2,53 | 1,34 | 2,94 |

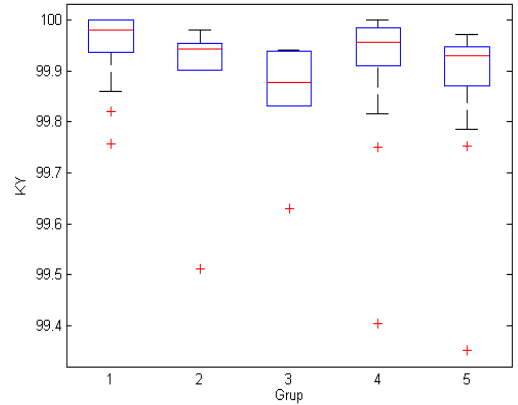
| | | | | |
|--------------|-----------------|--------------|-------|-------|
| KY | Normal | 99,97 ± 0,05 | 99,94 | 99,98 |
| | Disfoni | 99,89 ± 0,14 | 99,78 | 100 |
| | Kanser | 99,86 ± 0,11 | 99,75 | 99,96 |
| | Paralize | 98,64 ± 0,16 | 97,88 | 99,87 |
| | Nodül | 97,77 ± 0,14 | 97,12 | 98,22 |
| GG | Normal | 0,15 ± 0,06 | 0,12 | 0,17 |
| | Disfoni | 0,16 ± 0,08 | 0,01 | 0,22 |
| | Kanser | 0,23 ± 0,15 | 0,01 | 0,36 |
| | Paralize | 0,18 ± 0,06 | 0,15 | 0,22 |
| | Nodül | 0,15 ± 0,06 | 0,13 | 0,17 |
| EBDM | Normal | 0,60 ± 0,23 | 0,53 | 0,68 |
| | Disfoni | 0,55 ± 0,22 | 0,38 | 0,72 |
| | Kanser | 0,78 ± 0,26 | 0,54 | 1,01 |
| | Paralize | 0,42 ± 0,09 | 0,37 | 0,47 |
| | Nodül | 0,46 ± 0,65 | 0,44 | 0,48 |
| EKDM | Normal | 0,91 ± 0,18 | 0,86 | 0,97 |
| | Disfoni | 0,94 ± 0,04 | 0,92 | 0,97 |
| | Kanser | 0,97 ± 0,03 | 0,94 | 0,99 |
| | Paralize | 0,63 ± 0,25 | 0,48 | 0,77 |
| | Nodül | 0,86 ± 0,22 | 0,79 | 0,93 |
| EBK | Normal | 0,52 ± 0,20 | 0,45 | 0,58 |
| | Disfoni | 0,49 ± 0,20 | 0,34 | 0,65 |
| | Kanser | 0,67 ± 0,26 | 0,43 | 0,91 |
| | Paralize | 0,37 ± 0,10 | 0,31 | 0,43 |
| | Nodül | 0,36 ± 0,07 | 0,34 | 0,39 |
| EKK | Normal | 0,46 ± 0,40 | 0,32 | 0,59 |
| | Disfoni | 0,86 ± 0,06 | 0,82 | 0,91 |
| | Kanser | 0,82 ± 0,06 | 0,77 | 0,87 |
| | Paralize | 0,61 ± 0,20 | 0,49 | 0,73 |
| | Nodül | 0,73 ± 0,23 | 0,66 | 0,80 |
| EBGAS | Normal | 1,38 ± 1,29 | 0,95 | 1,80 |
| | Disfoni | 2,14 ± 3,04 | -0,20 | 4,47 |
| | Kanser | 2,50 ± 2,22 | 0,45 | 4,56 |
| | Paralize | 1,70 ± 1,31 | 0,94 | 2,45 |
| | Nodül | 1,58 ± 1,76 | 1,02 | 2,13 |

| | | | | |
|--------------|-----------------|---------------|--------|------|
| EKGAS | Normal | 1,31 ± 0,71 | 1,08 | 1,55 |
| | Disfoni | 2,00 ± 1,90 | 0,55 | 3,45 |
| | Kanser | 2,24 ± 3,43 | -0,93 | 5,41 |
| | Paralize | 1,88 ± 2,80 | 0,26 | 3,50 |
| | Nodül | 3,28 ± 3,11 | 2,30 | 4,27 |
| SKY | Normal | 0,90 ± 0,13 | 0,85 | 0,94 |
| | Disfoni | -1,16 ± 4,10 | -4,31 | 2,00 |
| | Kanser | 0,78 ± 0,24 | 0,56 | 1,01 |
| | Paralize | 0,36 ± 1,44 | -0,47 | 1,19 |
| | Nodül | 0,77 ± 0,16 | 0,72 | 0,82 |
| SLKY | Normal | 0,89 ± 0,15 | 0,83 | 0,93 |
| | Disfoni | 0,90 ± 0,06 | 0,85 | 0,96 |
| | Kanser | 0,71 ± 0,27 | 0,48 | 0,96 |
| | Paralize | 0,71 ± 0,38 | 0,50 | 0,93 |
| | Nodül | 0,82 ± 0,23 | 0,75 | 0,90 |
| KO | Normal | 1,04 ± 0,31 | 0,94 | 1,14 |
| | Disfoni | -1,26 ± 4,28 | -4,54 | 2,03 |
| | Kanser | 1,32 ± 0,73 | 0,64 | 2,00 |
| | Paralize | -4,54 ± 15,72 | -13,62 | 4,53 |
| | Nodül | 0,87 ± 0,58 | 0,68 | 1,05 |

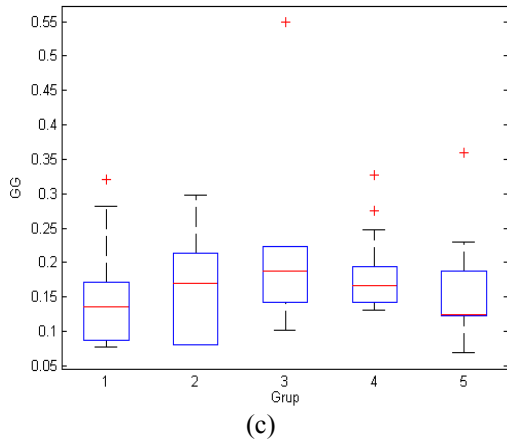
* (1: Normal, 2: Disfoni, 3: Kanser, 4: Paralize, 5: Nodül)



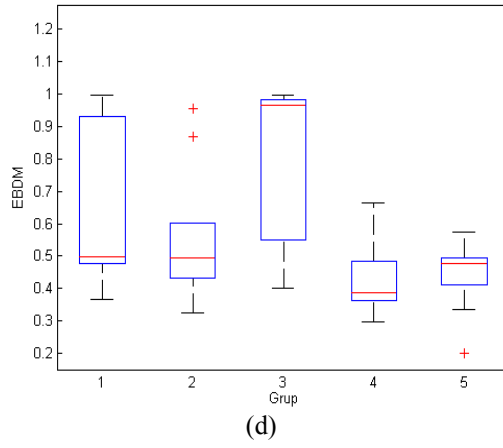
(a)



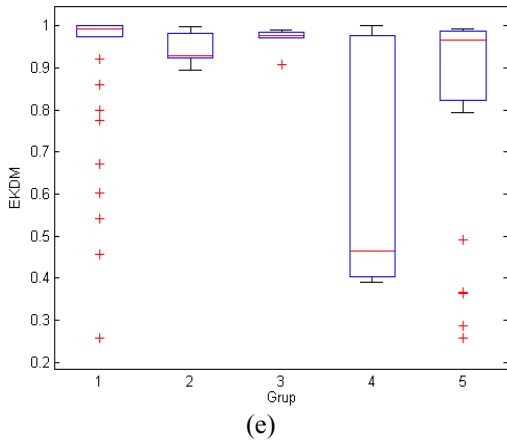
(b)



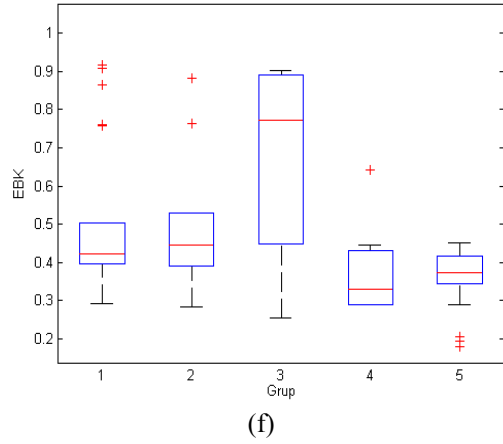
(c)



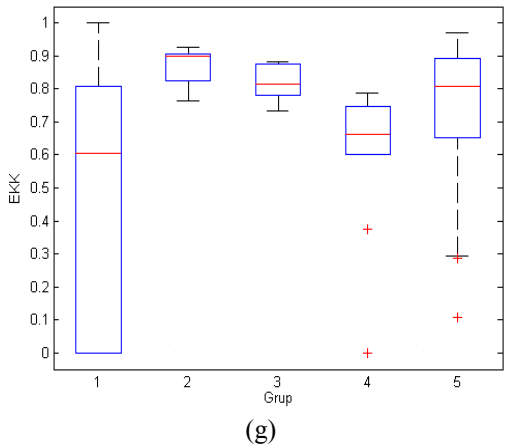
(d)



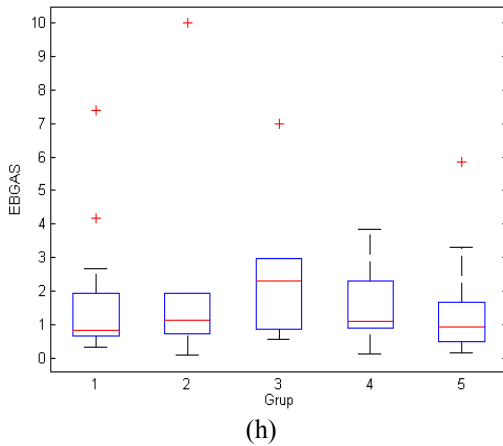
(e)



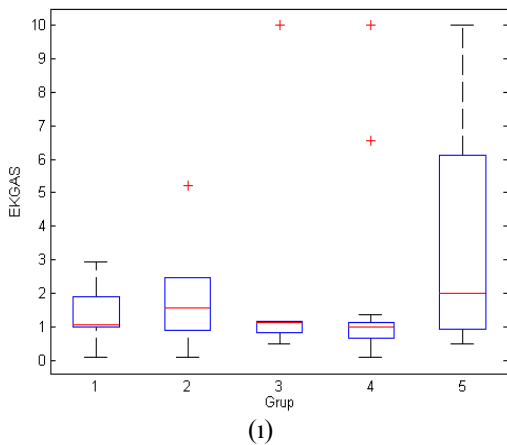
(f)



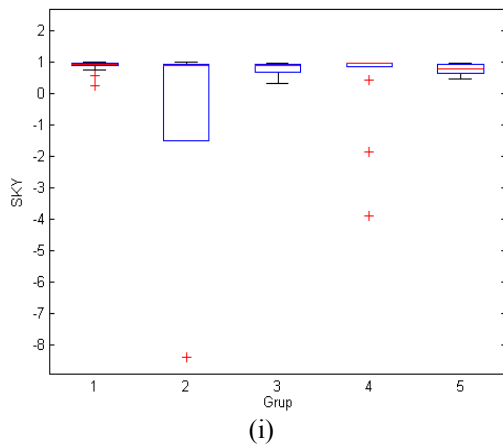
(g)



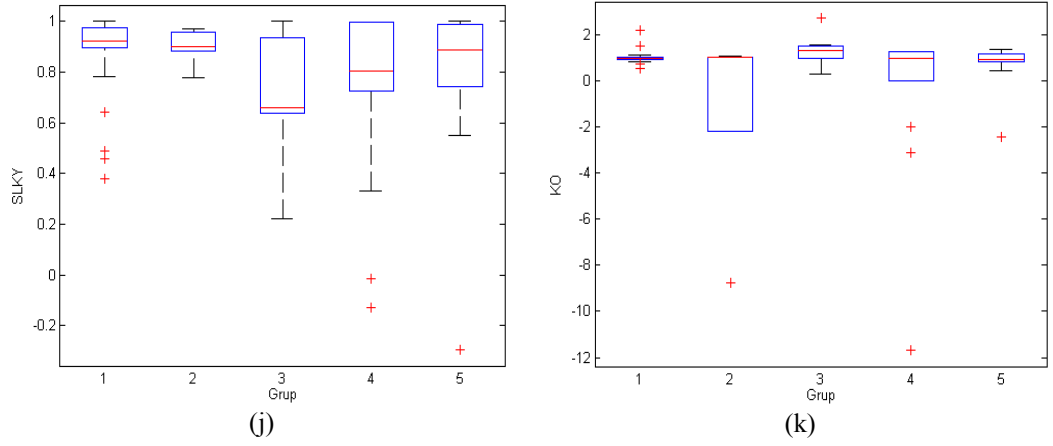
(h)



(i)



(j)



Şekil 4.8 Glotal alan özniteliklerinin dağılımlarının grafiksel gösterimi: (a) EKGA, (b) KY, (c) GG, (d) EBDM, (e) EKDM, (f) EBK, (g) EKK, (h) EBGAS, (i) EKGAS, (i) SKY, (j) SLKY, (k) KO.

Bu çıkartılan özniteliklerden hangilerin; sağlıklı ve hastalık grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı olduğunu incelemek için yapılan ANOVA testleri sonuçları da Çizelge 4.2’de verilmektedir. Çizelge 4.2 incelendiğinde; EKGA, KY, GG, EBDM, EKDM, EBK, EKK, EKGAS, SKY ve KO özniteliklerinin anlamlı olduğu görülmektedir. Bu özniteliklerin ise hangi ikili gruplar arasında farklılığa sahip olduğunu tespit etmek için yapılan *post-hoc* testi sonuçları da Çizelge 4.3’de verilmektedir.

Çizelge 4. 2 Glotal alandan çıkartılan özniteliklerin ANOVA testi sonuçları.

| | EBGA | EKGA | KY | GG | EBDM | EKDM | EBK |
|-------------------|------------------|--------------|--------------|--------------|------------------|------------------|------------------|
| <i>p - değeri</i> | 0,109 | 0,023 | 0,025 | 0,041 | <0,001 | <0,001 | <0,001 |
| | EKK | EBGAS | EKGAS | SKY | SLKY | KO | |
| <i>p - değeri</i> | <0,001 | 0.492 | 0,012 | 0,001 | 0,075 | 0,023 | |

* Koyu olan değerler istatistiksel olarak anlamlılık ifade etmektedir.

Çizelge 4. 3 İstatistiksel olarak anlamlı olan glotal alan özniteliklerin *post-hoc* testi sonuçları (1: Normal, 2: Disfoni, 3: Kanser, 4: Paralize, 5: Nodül).

| Öznitelik | | <i>p - değeri</i> |
|------------------|-------|-------------------|
| EKGA | 1 – 2 | 0,996 |
| | 1 – 3 | 0,967 |
| | 1 – 4 | 0,075 |
| | 1 – 5 | 0,036 |
| | 2 – 3 | 0,99 |
| | | |
| | 2 – 4 | 0,504 |
| | 2 – 5 | 0,625 |
| | 3 – 4 | 0,757 |
| | 3 – 5 | 0,878 |
| | 4 – 5 | 0,984 |
| | | |

| | | |
|-------------|-------|------------------|
| KY | 1 – 2 | 0,537 |
| | 1 – 3 | 0,190 |
| | 1 – 4 | 0,458 |
| | 1 – 5 | 0,023 |
| | 2 – 3 | 0,965 |
| | 2 – 4 | 1 |
| | 2 – 5 | 0,998 |
| | 3 – 4 | 0,923 |
| | 3 – 5 | 0,985 |
| | 4 – 5 | 0,983 |
| GG | 1 – 2 | 0,973 |
| | 1 – 3 | 0,043 |
| | 1 – 4 | 0,4 |
| | 1 – 5 | 0,996 |
| | 2 – 3 | 0,344 |
| | 2 – 4 | 0,941 |
| | 2 – 5 | 0,995 |
| | 3 – 4 | 0,667 |
| | 3 – 5 | 0,069 |
| | 4 – 5 | 0,551 |
| EBDM | 1 – 2 | 0,918 |
| | 1 – 3 | 0,097 |
| | 1 – 4 | 0,008 |
| | 1 – 5 | 0,002 |
| | 2 – 3 | 0,066 |
| | 2 – 4 | 0,393 |
| | 2 – 5 | 0,575 |
| | 3 – 4 | <0,001 |
| | 3 – 5 | <0,001 |
| | 4 – 5 | 0,959 |

| | | |
|-------------|-------|------------------|
| EKDM | 1 – 2 | 0,993 |
| | 1 – 3 | 0,956 |
| | 1 – 4 | <0,001 |
| | 1 – 5 | 0,711 |
| | 2 – 3 | 0,999 |
| | 2 – 4 | 0,002 |
| | 2 – 5 | 0,747 |
| | 3 – 4 | 0,002 |
| | 3 – 5 | 0,628 |
| | 4 – 5 | 0,002 |
| EBK | 1 – 2 | 0,997 |
| | 1 – 3 | 0,136 |
| | 1 – 4 | 0,38 |
| | 1 – 5 | 0,001 |
| | 2 – 3 | 0,194 |
| | 2 – 4 | 0,38 |
| | 2 – 5 | 0,196 |
| | 3 – 4 | 0,001 |
| | 3 – 5 | <0,001 |
| | 4 – 5 | 1 |
| EKK | 1 – 2 | 0,002 |
| | 1 – 3 | 0,25 |
| | 1 – 4 | 0,42 |
| | 1 – 5 | 0,001 |
| | 2 – 3 | 0,998 |
| | 2 – 4 | 0,269 |
| | 2 – 5 | 0,728 |
| | 3 – 4 | 0,545 |
| | 3 – 5 | 0,944 |
| | 4 – 5 | 0,693 |

| | | | | | | | |
|--------------|-------|------------------|-------|--------------|-----------|-------|--------------|
| EKGAS | 1 – 2 | 0,941 | | | | 2 – 4 | 0,041 |
| | 1 – 3 | 0,885 | | | | 2 – 5 | 0,001 |
| | 1 – 4 | 0,945 | | | | 3 – 4 | 0,950 |
| | 1 – 5 | 0,004 | | | | 3 – 5 | 1 |
| | 2 – 3 | 1 | | | | 4 – 5 | 0,828 |
| | 2 – 4 | 1 | | | | | |
| | 2 – 5 | 0,605 | | | KO | 1 – 2 | 0,812 |
| | 3 – 4 | 0,998 | | | | 1 – 3 | 1 |
| | 3 – 5 | 0,832 | | | | 1 – 4 | 0,019 |
| | 4 – 5 | 0,340 | | | | 1 – 5 | 1 |
| | | 2 – 3 | 0,898 | | | | |
| | | 2 – 4 | 0,662 | | | | |
| SKY | 1 – 2 | <0,001 | 2 – 5 | 0,851 | | | |
| | 1 – 3 | 1 | 3 – 4 | 0,180 | | | |
| | 1 – 4 | 0,659 | 3 – 5 | 1 | | | |
| | 1 – 5 | 0,993 | 4 – 5 | 0,023 | | | |
| | 2 – 3 | 0,022 | | | | | |
| | | | | | | | |

* Koyu olan değerler istatistiksel olarak anlamlılık ifade etmektedir.

4.3. Bölgesel Tanımlayıcı Öznitelik Sonuçları

Çıkartılan ikinci tip öznitelikler ise bölgesel tanımlayıcı olan istatistiksel değerlerdir. Ancak, buradaki sorun ise bu özniteliklerin hangi çerçeve dikkate alınarak çıkartılacağıdır. Bu amaçla, ilk olarak nefes alma durumuna ait çerçeveler (Şekil 4.9) el ile seçilerek hesaplanmıştır. Bu durumda çıkartılan öznitelikler ANOVA testine sokulduğunda hiç birinin anlamlı olmadığı bulunmuştur.

Çizelge 4. 4 Nefes çerçevesinden çıkartılan bölgesel tanımlayıcı özniteliklerin ANOVA testi sonuçları.

| | ORT | SS | Y | 3M | D | E | IBDM1 |
|------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| <i>p- değeri</i> | 0,800 | 0,687 | 0,735 | 0,453 | 0,473 | 0,561 | 0,633 |
| | IBDM2 | IBDM3 | IBDM4 | IBDM5 | IBDM6 | IBDM7 | |
| <i>p- değeri</i> | 0,537 | 0,771 | 0,459 | 0,874 | 0,613 | 0,734 | |



Şekil 4.9 Sağlıklı denekte nefes alma durumundaki görüntü.

Bölgesel tanımlayıcı özniteliklerin nefes alma çerçevesinde anlamlı olmadığından tespitinden sonra fonasyon sırasında en büyük ve en küçük glotal alana sahip çerçevelerin otomatik olarak seçilerek denenmesine karar verilmiştir. Ancak, görüntülerde incelemek istediğimiz bölge olan ses telleri, görüntülerin çoğunda ilgilenmediğimiz dil gibi bölgelerden daha küçüktür. Bu sorunu gidermek için en büyük glotal alanın merkez koordinatları bulunmuş ve bu koordinatlardan dik yönde glotisin uzunluğu ve yatay yönde de glotisin genişliği ile orantılı olarak gidilerek ilgili alan seçilmiştir. Bu işlemin sonucunda, EBGA'da seçilen alanlarda hesaplanan özniteliklerin istatistiksel değerleri Çizelge 4.5 verilmektedir. Bu istatistiksel değerlerin dağılımlarının, grafiksel gösterimi Şekil 4.10'da görülmektedir.

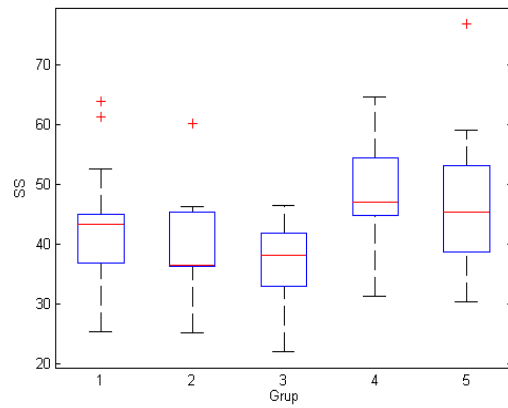
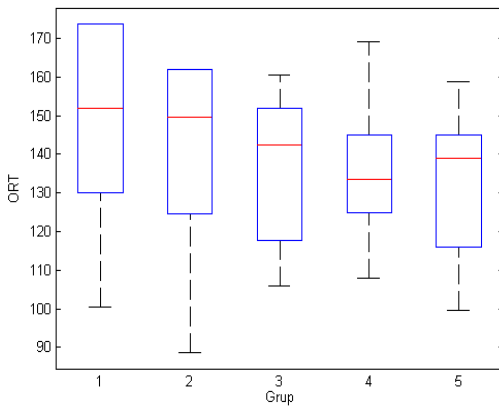
Çizelge 4. 5 EBGA'ya ait çerçevelerden çıkartılan bölgesel tanımlayıcı özniteliklerin, gruplar cinsinden ortalama, standart sapma ve güven aralığı değerleri.

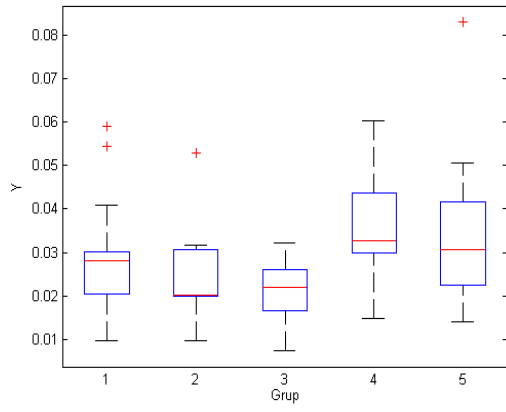
| Öznitelik | Gruplar | Ortalama \pm Std | %95 Güven aralığı | |
|-----------|----------|--------------------|-------------------|-----------|
| | | | Alt Sınır | Üst Sınır |
| ORT | Normal | 150,3 \pm 22,3 | 143,0 | 157,7 |
| | Disfoni | 138,7 \pm 25,2 | 119,4 | 158,1 |
| | Kanser | 135,7 \pm 21,1 | 116,2 | 155,2 |
| | Paralize | 136,4 \pm 15,2 | 127,7 | 145,2 |
| | Nodül | 133,6 \pm 15,2 | 128,8 | 138,4 |
| SS | Normal | 41,8 \pm 8,8 | 39,0 | 44,7 |
| | Disfoni | 39,9 \pm 9,7 | 32,4 | 47,3 |
| | Kanser | 37,1 \pm 8,1 | 29,6 | 44,6 |
| | Paralize | 50,0 \pm 9,4 | 44,6 | 55,4 |
| | Nodül | 46,9 \pm 11,5 | 43,3 | 50,4 |

| | | | | |
|---------------------------------------|-----------------|----------------|--------|--------|
| Y | Normal | 0,02 ± 0,01 | 0,02 | 0,03 |
| | Disfoni | 0,02 ± 0,01 | 0,02 | 0,03 |
| | Kanser | 0,02 ± 0,01 | 0,01 | 0,03 |
| | Paralize | 0,04 ± 0,01 | 0,03 | 0,05 |
| | Nodül | 0,03 ± 0,02 | 0,03 | 0,04 |
| 3M | Normal | -0,22 ± 1,14 | -0,60 | 0,15 |
| | Disfoni | -0,69 ± 0,83 | -1,32 | -0,05 |
| | Kanser | -0,51 ± 0,54 | -1,02 | -0,01 |
| | Paralize | -1,49 ± 0,90 | -2,01 | -0,97 |
| | Nodül | -0,67 ± 1,12 | -1,03 | -0,32 |
| D | Normal | 0,01 ± 0,00 | 0,01 | 0,02 |
| | Disfoni | 0,01 ± 0,00 | 0,01 | 0,01 |
| | Kanser | 0,01 ± 0,00 | 0,01 | 0,01 |
| | Paralize | 0,01 ± 0,00 | 0,01 | 0,09 |
| | Nodül | 0,012 ± 0,01 | 0,01 | 0,02 |
| E | Normal | 6,89 ± 0,22 | 6,82 | 6,97 |
| | Disfoni | 7,05 ± 0,19 | 6,90 | 7,20 |
| | Kanser | 6,99 ± 2,29 | 7,72 | 7,27 |
| | Paralize | 7,19 ± 0,13 | 7,12 | 7,27 |
| | Nodül | 7,08 ± 0,19 | 7,02 | 7,14 |
| IBDM1 (*10 ⁻³) | Normal | 1,09 ± 0,16 | 1,03 | 1,14 |
| | Disfoni | 1,17 ± 0,17 | 1,04 | 1,30 |
| | Kanser | 1,30 ± 0,44 | 0,89 | 1,72 |
| | Paralize | 1,00 ± 0,08 | 1,05 | 1,14 |
| | Nodül | 1,17 ± 0,19 | 1,11 | 1,23 |
| IBDM2 (*10 ⁻⁸) | Normal | 8,67 ± 19,67 | 2,20 | 15,14 |
| | Disfoni | 11,44 ± 15,23 | -0,27 | 23,14 |
| | Kanser | 51,94 ± 123,86 | -62,61 | 166,49 |
| | Paralize | 5,30 ± 6,47 | 1,57 | 9,04 |
| | Nodül | 9,41 ± 24,41 | 1,71 | 17,12 |
| IBDM3 (*10 ⁻¹²) | Normal | 0,76 ± 1,05 | 0,41 | 1,10 |
| | Disfoni | 1,15 ± 0,80 | 0,53 | 1,76 |
| | Kanser | 1,93 ± 3,12 | -0,96 | 4,82 |
| | Paralize | 1,05 ± 0,95 | 0,50 | 1,59 |
| | Nodül | 2,19 ± 2,42 | 1,42 | 2,95 |

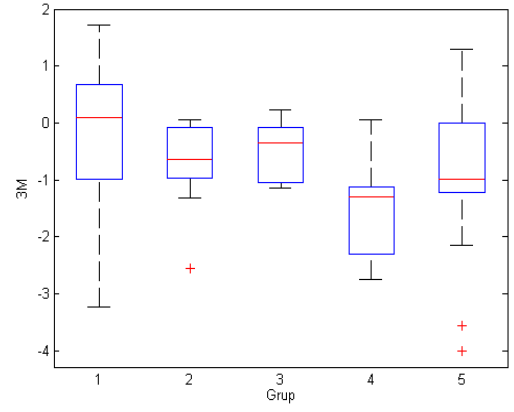
| | | | | |
|---------------------------------------|-----------------|---------------|--------|-------|
| IBDM4 (*10 ⁻¹³) | Normal | 3,75 ± 6,82 | 1,51 | 5,99 |
| | Disfoni | 7,24 ± 9,12 | 2,31 | 14,25 |
| | Kanser | 14,98 ± 30,10 | -13,68 | 43,65 |
| | Paralize | 3,49 ± 1,47 | 2,64 | 4,34 |
| | Nodül | 7,44 ± 10,41 | 4,46 | 11,03 |
| IBDM5 (*10 ⁻²²) | Normal | 0,36 ± 2,59 | -0,43 | 1,21 |
| | Disfoni | 0,86 ± 1,68 | -15,29 | 2,15 |
| | Kanser | 10,65 ± 28,05 | -0,20 | 36,60 |
| | Paralize | 0,05 ± 0,12 | -0,63 | 0,12 |
| | Nodül | 0,08 ± 2,26 | -0,49 | 0,79 |
| IBDM6 (*10 ⁻¹⁵) | Normal | 0,86 ± 3,86 | -0,41 | 2,13 |
| | Disfoni | 3,22 ± 6,25 | -1,58 | 8,03 |
| | Kanser | 20,62 ± 55,71 | -30,89 | 72,15 |
| | Paralize | 0,44 ± 0,80 | -0,02 | 0,91 |
| | Nodül | 2,00 ± 5,97 | 0,12 | 3,89 |
| IBDM7 (*10 ⁻²²) | Normal | -0,27 ± -0,74 | -0,80 | 0,25 |
| | Disfoni | -0,54 ± -0,01 | -1,78 | 0,29 |
| | Kanser | -0,35 ± 1,59 | -1,67 | 0,59 |
| | Paralize | 1,35 ± 1,22 | -0,09 | 0,11 |
| | Nodül | 0,18 ± 1,81 | -0,92 | 0,22 |

* (1: Normal, 2: Disfoni, 3: Kanser, 4: Paralize, 5: Nodül)

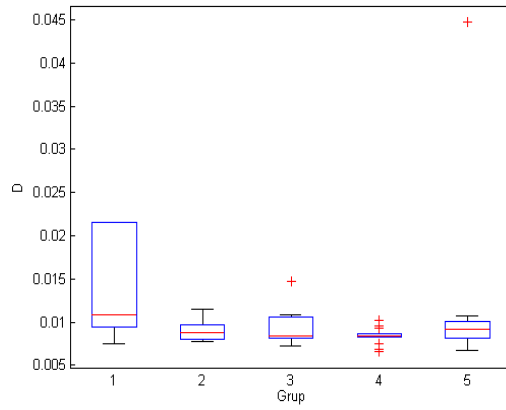




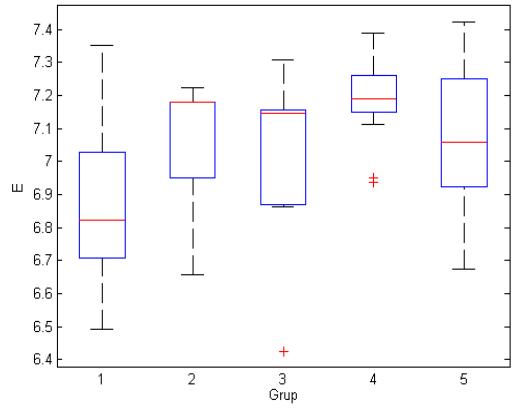
(c)



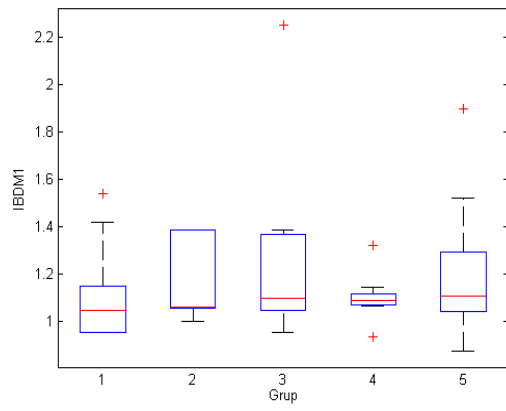
(d)



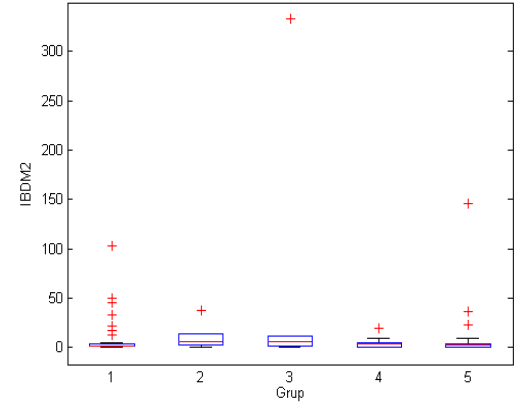
(e)



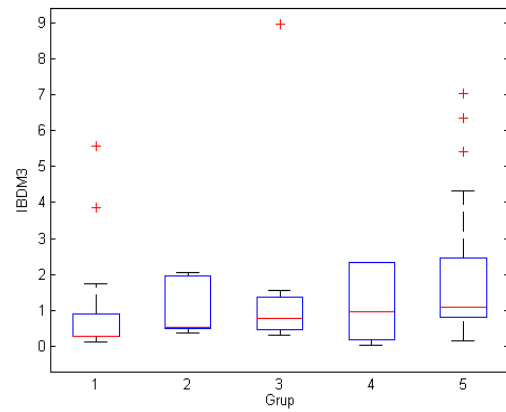
(f)



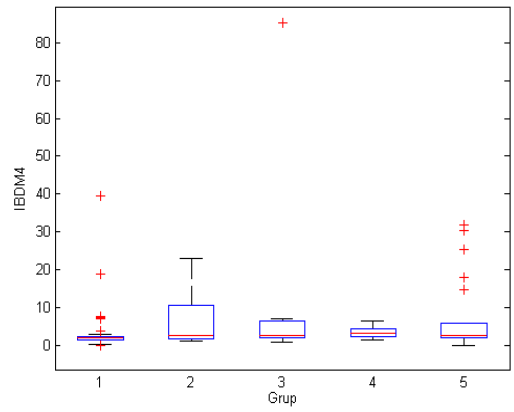
(g)



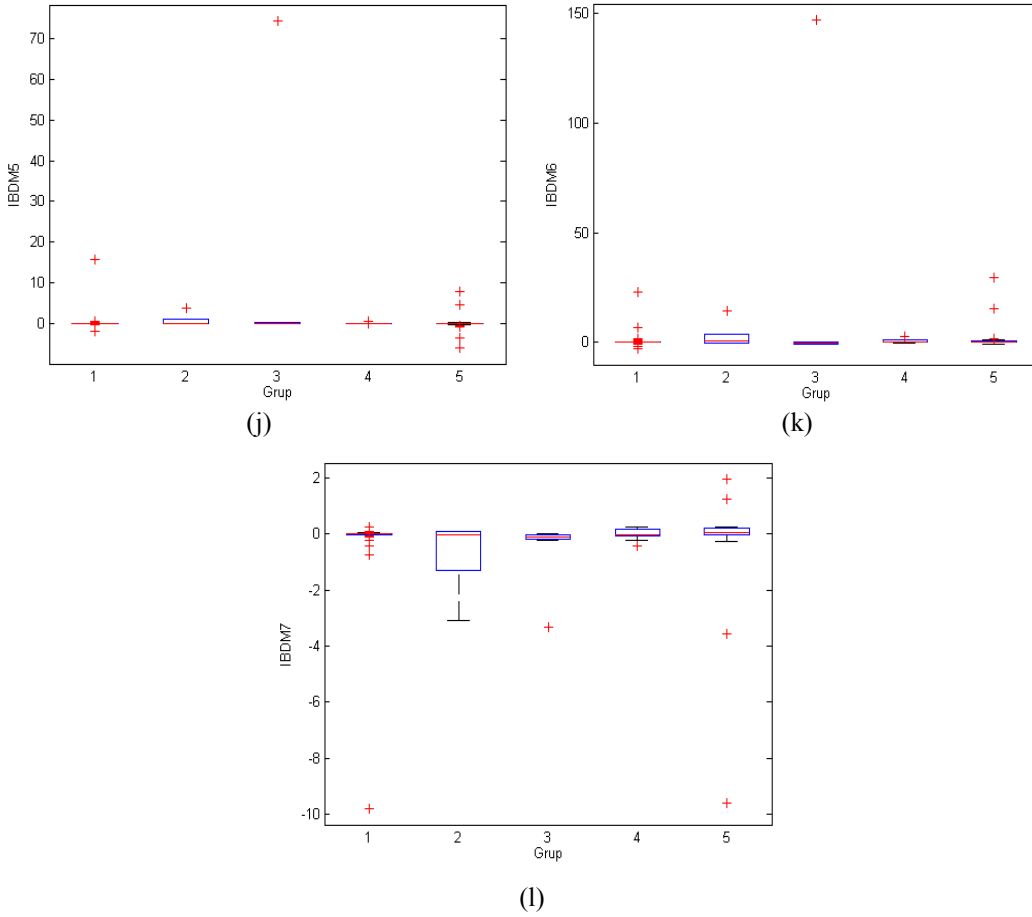
(h)



(i)



(j)



Şekil 4.10 EBGA'ya ait çerçevelerden çıkartılan bölgesel tanımlayıcı özneliklerinin dağılımlarının grafiksel gösterimi: (a) ORT, (b) SS, (c) Y, (d) 3M, (e) D, (f) E, (g) IBDM1 ($*10^{-3}$), (h) IBDM2 ($*10^{-8}$), (i) IBDM3 ($*10^{-12}$), (i) IBDM4 ($*10^{-13}$), (j) IBDM5 ($*10^{-22}$), (k) IBDM6 ($*10^{-15}$), (l) IBDM7 ($*10^{-22}$).

EBGA'ya ait öznelikler incelendiğinde, ANOVA testi sonucunda (Çizelge 4.6) ORT, SS, Y, 3M, D, E, IBDM3, IBDM5 ve IBDM6'nin anlamlı olduğu anlaşıldığından bu öznelikler için yapılan *post-hoc* testi sonuçları Çizelge 4.7'de görülmektedir.

Çizelge 4. 6 EBGA'ya ait çerçevelerden çıkartılan bölgesel tanımlayıcı özneliklerin ANOVA testi sonuçları.

| | ORT | SS | Y | 3M | D | E | IBDM1 |
|------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|------------------|--------------|
| <i>p- değeri</i> | 0,004 | 0,007 | 0,012 | 0,007 | 0,049 | <0,001 | 0,052 |
| | IBDM2 | IBDM3 | IBDM4 | IBDM5 | IBDM6 | IBDM7 | |
| <i>p- değeri</i> | 0,051 | 0,013 | 0,095 | 0,009 | 0,019 | 0,826 | |

* Koyu olan değerler istatistiksel olarak anlamlılık ifade etmektedir.

Çizelge 4. 7 İstatistiksel olarak anlamlı olan EBGA'ya ait çerçevelerdeki bölgesel tanımlayıcı özniteliklerin *post-hoc* testi sonuçları (1: Normal, 2: Disfoni, 3: Kanser, 4: Paralize, 5: Nodül).

| Öznitelik | | <i>p</i> - değeri |
|-----------|-------|-------------------|
| ORT | 1 – 2 | 0,480 |
| | 1 – 3 | 0,349 |
| | 1 – 4 | 0,148 |
| | 1 – 5 | 0,002 |
| | 2 – 3 | 0,998 |
| | 2 – 4 | 0,999 |
| | 2 – 5 | 0,951 |
| | 3 – 4 | 1 |
| | 3 – 5 | 0,999 |
| | 4 – 5 | 0,990 |
| SS | 1 – 2 | 0,984 |
| | 1 – 3 | 0,779 |
| | 1 – 4 | 0,077 |
| | 1 – 5 | 0,173 |
| | 2 – 3 | 0,982 |
| | 2 – 4 | 0,133 |
| | 2 – 5 | 0,321 |
| | 3 – 4 | 0,049 |
| | 3 – 5 | 0,126 |
| | 4 – 5 | 0,855 |
| Y | 1 – 2 | 0,992 |
| | 1 – 3 | 0,856 |
| | 1 – 4 | 0,102 |
| | 1 – 5 | 0,168 |
| | 2 – 3 | 0,988 |
| | 2 – 4 | 0,189 |
| | 2 – 5 | 0,367 |
| | 3 – 4 | 0,085 |
| | 3 – 5 | 0,172 |
| | 4 – 5 | 0,908 |
| 3M | 1 – 2 | 0,762 |
| | 1 – 3 | 0,962 |
| | 1 – 4 | 0,002 |

| | | |
|-------|-------|------------------|
| | 1 – 5 | 0,328 |
| | 2 – 3 | 0,998 |
| | 2 – 4 | 0,392 |
| | 2 – 5 | 1 |
| | 3 – 4 | 0,278 |
| | 3 – 5 | 0,996 |
| | 4 – 5 | 0,100 |
| D | 1 – 2 | 0,282 |
| | 1 – 3 | 0,513 |
| | 1 – 4 | 0,067 |
| | 1 – 5 | 0,506 |
| | 2 – 3 | 1 |
| | 2 – 4 | 0,999 |
| | 2 – 5 | 0,845 |
| E | 3 – 4 | 0,995 |
| | 3 – 5 | 0,953 |
| | 4 – 5 | 0,546 |
| | 1 – 2 | 0,259 |
| | 1 – 3 | 0,768 |
| | 1 – 4 | <0,001 |
| | 1 – 5 | 0,001 |
| IBDM3 | 2 – 3 | 0,983 |
| | 2 – 4 | 0,442 |
| | 2 – 5 | 0,994 |
| | 3 – 4 | 0,208 |
| | 3 – 5 | 0,842 |
| | 4 – 5 | 0,348 |
| | 1 – 2 | 0,979 |
| | 1 – 3 | 0,529 |
| | 1 – 4 | 0,987 |
| | 1 – 5 | 0,007 |
| | 2 – 3 | 0,914 |
| | 2 – 4 | 1 |
| | 2 – 5 | 0,539 |

| | | | | | |
|--------------|-------|--------------|--------------|-------|--------------|
| IBDM5 | 3 – 4 | 0,835 | IBDM6 | 1 – 2 | 0,991 |
| | 3 – 5 | 0,997 | | 1 – 3 | 0,009 |
| | 4 – 5 | 0,272 | | 1 – 4 | 1 |
| | 1 – 2 | 1 | | 1 – 5 | 0,996 |
| | 1 – 3 | 0,005 | | 2 – 3 | 0,114 |
| | 1 – 4 | 1 | | 2 – 4 | 0,991 |
| | 1 – 5 | 1 | | 2 – 5 | 0,999 |
| | 2 – 3 | 0,054 | | 3 – 4 | 0,022 |
| | 2 – 4 | 0,999 | | 3 – 5 | 0,015 |
| | 2 – 5 | 0,998 | | 4 – 5 | 0,997 |
| | 3 – 4 | 0,014 | | | |
| | 3 – 5 | 0,004 | | | |
| 4 – 5 | 1 | | | | |

* Koyu olan değerler istatistiksel olarak anlamlılık ifade etmektedir.

EKGA’da seçilen alanlarda hesaplanan özniteliklerin istatistiksel değerleri ise Çizelge 4.8 verilmektedir. Bu istatistiksel değerlerin dağılımlarının, grafiksel gösterimi Şekil 4.11’de görülmektedir.

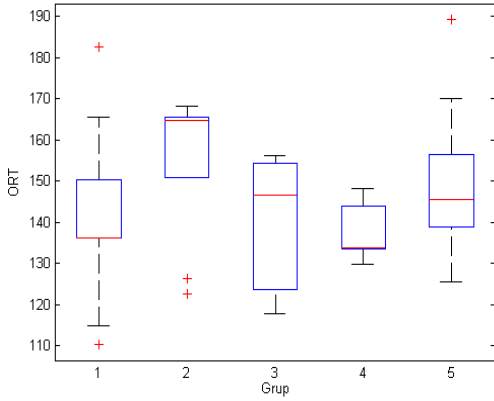
Çizelge 4. 8 EKGA’ya ait çerçevelerden çıkartılan bölgesel tanımlayıcı özniteliklerin, gruplar cinsinden ortalama, standart sapma ve güven aralığı değerleri.

| Öznitelik | Gruplar | Ortalama \pm Std | %95 Güven aralığı | |
|------------|-----------------|--------------------|-------------------|-----------|
| | | | Alt Sınır | Üst Sınır |
| ORT | Normal | 142,2 \pm 13,9 | 137,6 | 146,7 |
| | Disfoni | 155,4 \pm 17,8 | 141,7 | 169,1 |
| | Kanser | 140,2 \pm 16,2 | 125,2 | 155,2 |
| | Paralize | 137,3 \pm 6,8 | 133,3 | 141,2 |
| | Nodül | 149,8 \pm 16,2 | 144,6 | 154,9 |
| SS | Normal | 44,7 \pm 10,1 | 41,4 | 48,1 |
| | Disfoni | 45,7 \pm 12,7 | 36,3 | 55,1 |
| | Kanser | 37,3 \pm 10,2 | 27,8 | 46,7 |
| | Paralize | 49,1 \pm 11,6 | 42,4 | 55,8 |
| | Nodül | 50,9 \pm 10,6 | 47,6 | 54,2 |
| Y | Normal | 0,03 \pm 0,01 | 0,03 | 0,03 |
| | Disfoni | 0,03 \pm 0,01 | 0,02 | 0,05 |
| | Kanser | 0,02 \pm 0,01 | 0,01 | 0,03 |

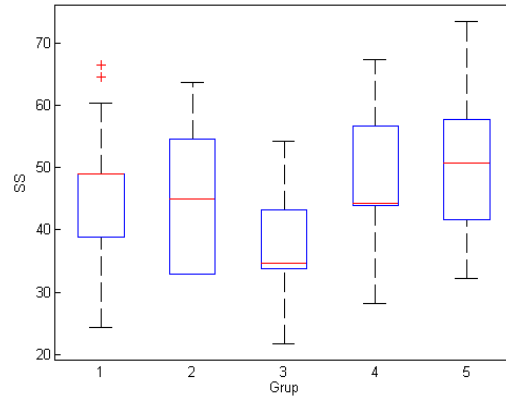
| | | | | |
|---------------------------------------|-----------------|----------------|--------|--------|
| | Paralize | 0,37 ± 0,02 | 0,03 | 0,05 |
| | Nodül | 0,04 ± 0,02 | 0,03 | 0,04 |
| 3M | Normal | 0,21 ± 2,05 | -0,46 | 0,88 |
| | Disfoni | -0,92 ± 1,42 | -2,01 | 0,18 |
| | Kanser | -0,76 ± 1,18 | -1,86 | 0,33 |
| | Paralize | -1,68 ± 1,05 | -2,29 | -1,07 |
| | Nodül | -1,27 ± 1,43 | -1,72 | -0,81 |
| D | Normal | 0,01 ± 0,00 | 0,01 | 0,01 |
| | Disfoni | 0,01 ± 0,02 | 0,01 | 0,01 |
| | Kanser | 0,01 ± 0,02 | 0,01 | 0,01 |
| | Paralize | 0,01 ± 0,00 | 0,01 | 0,01 |
| | Nodül | 0,01 ± 0,01 | 0,01 | 0,01 |
| E | Normal | 6,95 ± 0,17 | 6,89 | 7,01 |
| | Disfoni | 7,08 ± 0,12 | 6,99 | 7,17 |
| | Kanser | 6,93 ± 0,28 | 6,68 | 7,19 |
| | Paralize | 7,14 ± 0,18 | 7,04 | 7,25 |
| | Nodül | 7,12 ± 0,18 | 7,06 | 7,17 |
| IBDM1 (*10 ⁻³) | Normal | 1,14 ± 0,12 | 1,10 | 1,18 |
| | Disfoni | 1,02 ± 0,04 | 0,99 | 1,06 |
| | Kanser | 1,27 ± 0,46 | 0,85 | 1,69 |
| | Paralize | 1,08 ± 0,07 | 1,04 | 1,12 |
| | Nodül | 1,04 ± 0,14 | 0,99 | 1,08 |
| IBDM2 (*10 ⁻⁸) | Normal | 8,82 ± 18,51 | 2,74 | 14,91 |
| | Disfoni | 5,99 ± 4,97 | 2,17 | 9,81 |
| | Kanser | 51,97 ± 124,38 | -63,05 | 167,00 |
| | Paralize | 5,57 ± 8,44 | 0,69 | 10,44 |
| | Nodül | 7,64 ± 16,87 | 2,31 | 12,96 |
| IBDM3 (*10 ⁻¹²) | Normal | 8,79 ± 7,73 | 6,26 | 11,34 |
| | Disfoni | 4,86 ± 1,91 | 3,39 | 6,32 |
| | Kanser | 10,29 ± 13,98 | -2,64 | 23,23 |
| | Paralize | 9,06 ± 10,72 | 2,88 | 15,25 |
| | Nodül | 16,76 ± 14,35 | 12,23 | 21,29 |
| IBDM4 (*10 ⁻¹³) | Normal | 85,25 ± 88,48 | 56,17 | 114,33 |
| | Disfoni | 35,48 ± 19,10 | 20,80 | 50,17 |
| | Kanser | 89,30 ± 164,07 | -62,44 | 241,04 |

| | | | | |
|---------------------------------------|-----------------|---------------|--------|-------|
| | Paralize | 28,50 ± 25,98 | 13,50 | 43,50 |
| | Nodül | 56,62 ± 87,86 | 28,89 | 84,35 |
| IBDM5 (*10 ⁻²²) | Normal | -0,87 ± 1,26 | -1,28 | -0,45 |
| | Disfoni | 0,08 ± 0,18 | -0,60 | 0,21 |
| | Kanser | 2,89 ± 7,41 | -3,97 | 9,74 |
| | Paralize | 0,06 ± 0,12 | -0,01 | 0,13 |
| | Nodül | 0,33 ± 1,69 | -0,20 | 0,87 |
| IBDM6 (*10 ⁻¹⁵) | Normal | 1,70 ± 2,63 | 0,84 | 2,57 |
| | Disfoni | 0,56 ± 0,55 | 0,14 | 0,98 |
| | Kanser | 11,29 ± 30,41 | -16,84 | 39,41 |
| | Paralize | 0,35 ± 0,65 | -0,02 | 0,72 |
| | Nodül | 1,60 ± 4,62 | 0,15 | 3,06 |
| IBDM7 (*10 ⁻²²) | Normal | -0,17 ± 0,22 | -0,24 | -0,10 |
| | Disfoni | 0,01 ± 0,07 | -0,05 | 0,07 |
| | Kanser | -0,35 ± 0,73 | -1,02 | 0,33 |
| | Paralize | -0,04 ± 1,03 | -0,10 | 0,02 |
| | Nodül | -0,20 ± 1,04 | -0,52 | 0,13 |

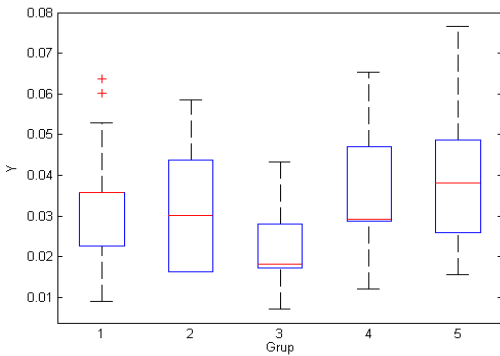
* (1: Normal, 2: Disfoni, 3: Kanser, 4: Paralize, 5: Nodül)



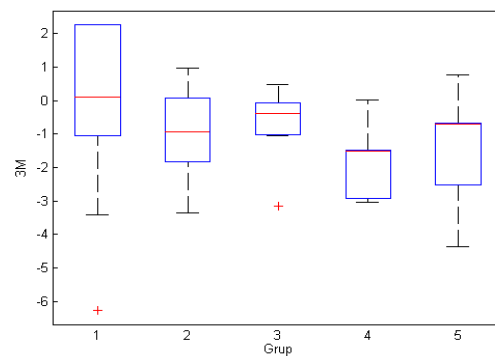
(a)



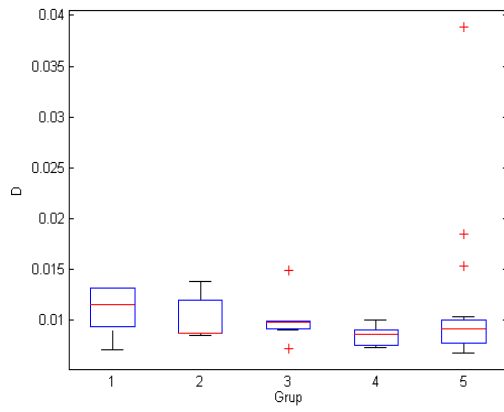
(b)



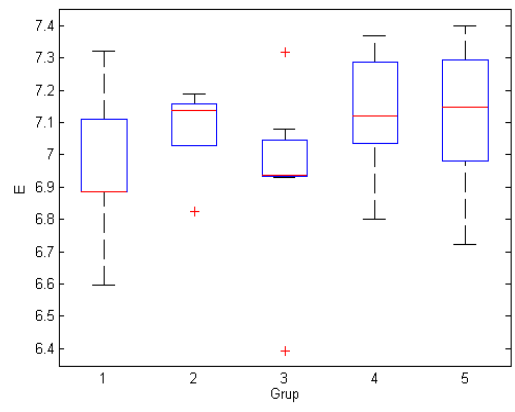
(c)



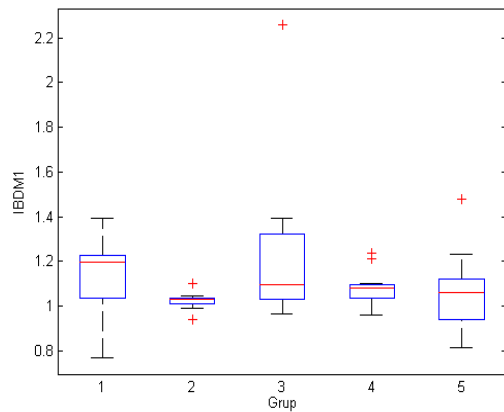
(d)



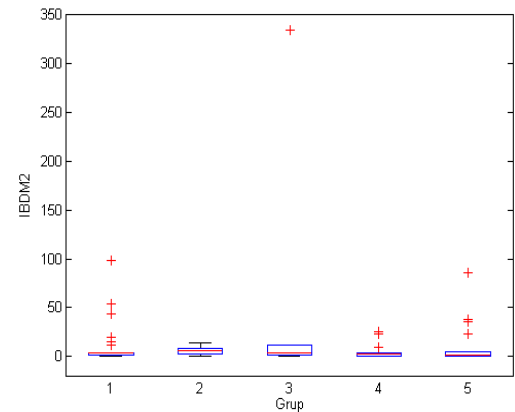
(e)



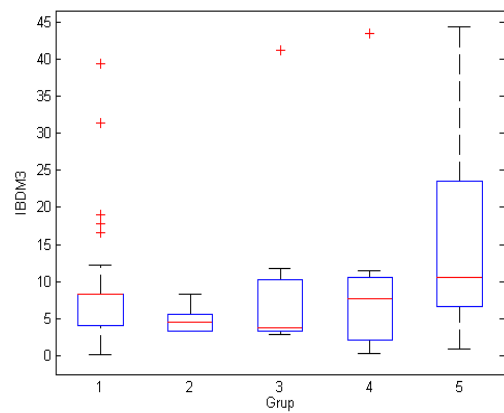
(f)



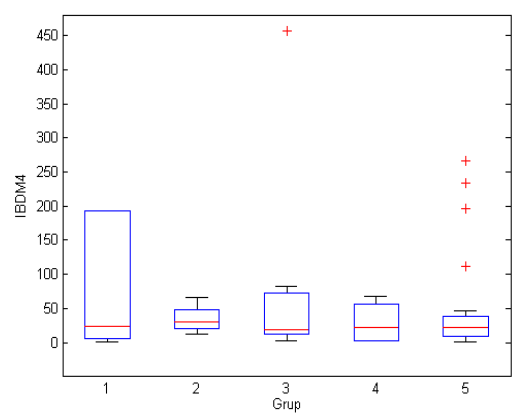
(g)



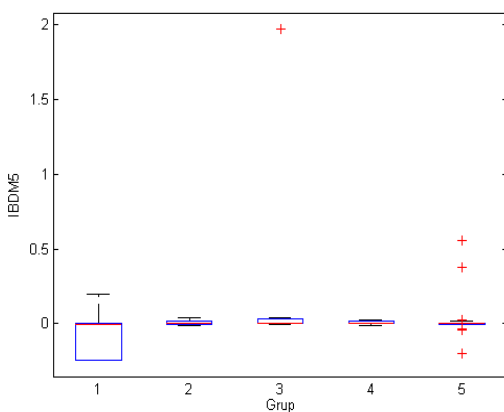
(h)



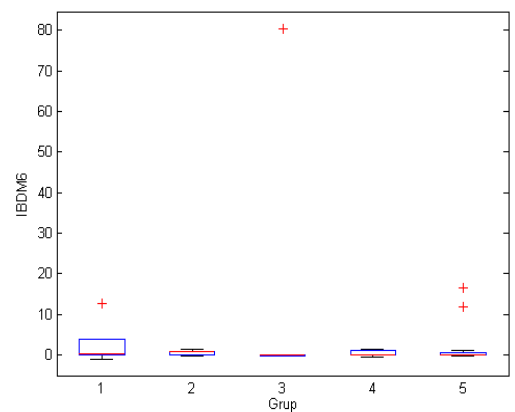
(i)



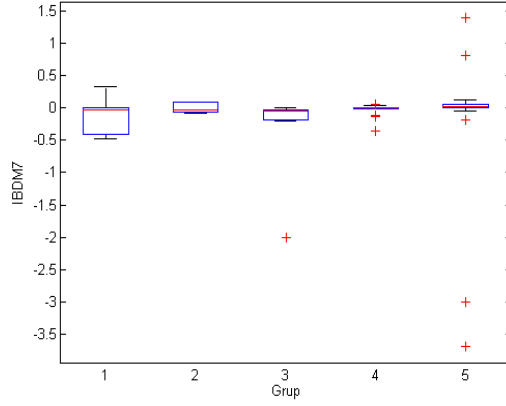
(j)



(k)



(l)



(I)

Şekil 4.11 EKGA'ya ait çerçevelerden çıkartılan bölgesel tanımlayıcı özniteliklerinin dağılımlarının grafiksel gösterimi: (a) ORT, (b) SS, (c) Y, (d) 3M, (e) D, (f) E, (g) IBDM1 ($*10^{-3}$), (h) IBDM2 ($*10^{-8}$), (i) IBDM3 ($*10^{-12}$), (j) IBDM4 ($*10^{-13}$), (k) IBDM6 ($*10^{-15}$), (l) IBDM7 ($*10^{-22}$).

EKGA ait öznitelikler incelendiğinde, ANOVA testi sonucunda (Çizelge 4.9) ORT, SS, Y, 3M, E, IBDM1, IBDM2, IBDM3, IBDM5 ve IBDM6'nin anlamlı olduğu anlaşıldığından bu öznitelikler için yapılan *post-hoc* testi sonuçları Çizelge 4.10'de görülmektedir.

Çizelge 4. 9 EKGA'ya ait çerçevelerden çıkartılan bölgesel tanımlayıcı özniteliklerin ANOVA testi sonuçları.

| | ORT | SS | Y | 3M | D | E | IBDM1 |
|-------------------|--------------|--------------|--------------|------------------|--------------|------------------|--------------|
| <i>p - değeri</i> | 0,007 | 0,011 | 0,016 | <0,001 | 0,468 | <0,001 | 0,002 |
| | IBDM2 | IBDM3 | IBDM4 | IBDM5 | IBDM6 | IBDM7 | |
| <i>p - değeri</i> | 0,027 | 0,007 | 0,169 | 0,002 | 0,039 | 0,796 | |

* Koyu olan değerler istatistiksel olarak anlamlılık ifade etmektedir.

Çizelge 4. 10 İstatistiksel olarak anlamlı olan EKGA'ya ait çerçevelerdeki bölgesel tanımlayıcı özniteliklerin *post-hoc* testi sonuçları (1: Normal, 2: Disfoni, 3: Kanser, 4: Paralize, 5: Nodül).

| Öznitelik | | <i>p - değeri</i> |
|------------------|-------|-------------------|
| ORT | 1 – 2 | 0,116 |
| | 1 – 3 | 0,998 |
| | 1 – 4 | 0,822 |
| | 1 – 5 | 0,156 |
| | 2 – 3 | 0,250 |
| | | |
| | 2 – 4 | 0,037 |
| | 2 – 5 | 0,834 |
| | 3 – 4 | 0,992 |
| | 3 – 5 | 0,510 |
| | 4 – 5 | 0,054 |

| | | |
|-----------|-------|--------------|
| SS | 1 – 2 | 0,999 |
| | 1 – 3 | 0,432 |
| | 1 – 4 | 0,682 |
| | 1 – 5 | 0,083 |
| | 2 – 3 | 0,512 |
| | 2 – 4 | 0,946 |
| | 2 – 5 | 0,679 |
| | 3 – 4 | 0,121 |
| | 3 – 5 | 0,018 |
| | 4 – 5 | 0,982 |
| Y | 1 – 2 | 0,998 |
| | 1 – 3 | 0,563 |
| | 1 – 4 | 0,664 |
| | 1 – 5 | 0,081 |
| | 2 – 3 | 0,592 |
| | 2 – 4 | 0,953 |
| | 2 – 5 | 0,714 |
| | 3 – 4 | 0,172 |
| | 3 – 5 | 0,033 |
| | 4 – 5 | 0,985 |
| 3M | 1 – 2 | 0,342 |
| | 1 – 3 | 0,599 |
| | 1 – 4 | 0,003 |
| | 1 – 5 | 0,001 |
| | 2 – 3 | 1 |
| | 2 – 4 | 0,810 |
| | 2 – 5 | 0,977 |
| | 3 – 4 | 0,741 |
| | 3 – 5 | 0,941 |
| | 4 – 5 | 0,926 |
| E | 1 – 2 | 0,295 |
| | 1 – 3 | 1 |
| | 1 – 4 | 0,007 |
| | 1 – 5 | 0,001 |

| | | |
|---------------|--------------|--------------|
| | 2 – 3 | 0,494 |
| | 2 – 4 | 0,922 |
| | 2 – 5 | 0,980 |
| | 3 – 4 | 0,095 |
| | 3 – 5 | 0,101 |
| | 4 – 5 | 0,989 |
| IBDM 1 | 1 – 2 | 0,312 |
| | 1 – 3 | 0,261 |
| | 1 – 4 | 0,822 |
| | 1 – 5 | 0,065 |
| | 2 – 3 | 0,023 |
| | 2 – 4 | 0,902 |
| | 2 – 5 | 0,998 |
| | 3 – 4 | 0,093 |
| 3 – 5 | 0,006 | |
| 4 – 5 | 0,909 | |
| IBDM2 | 1 – 2 | 0,999 |
| | 1 – 3 | 0,020 |
| | 1 – 4 | 0,998 |
| | 1 – 5 | 1 |
| | 2 – 3 | 0,059 |
| | 2 – 4 | 1 |
| 2 – 5 | 1 | |
| 3 – 4 | 0,029 | |
| IBDM3 | 1 – 2 | 0,878 |
| | 1 – 3 | 0,998 |
| | 1 – 4 | 1 |
| | 1 – 5 | 0,018 |
| | 2 – 3 | 0,872 |
| | 2 – 4 | 0,905 |
| | 2 – 5 | 0,038 |
| | 3 – 4 | 0,999 |
| | 3 – 5 | 0,625 |
| | 4 – 5 | 0,183 |

| | | | | | |
|--------------|-------|--------------|--------------|-------|--------------|
| IBDM5 | 1 – 2 | 0,774 | IBDM6 | 1 – 2 | 0,995 |
| | 1 – 3 | 0,001 | | 1 – 3 | 0,035 |
| | 1 – 4 | 0,661 | | 1 – 4 | 0,983 |
| | 1 – 5 | 0,117 | | 1 – 5 | 1 |
| | 2 – 3 | 0,091 | | 2 – 3 | 0,067 |
| | 2 – 4 | 1 | | 2 – 4 | 1 |
| | 2 – 5 | 0,998 | | 2 – 5 | 0,997 |
| | 3 – 4 | 0,050 | | 3 – 4 | 0,031 |
| | 3 – 5 | 0,042 | | 3 – 5 | 0,031 |
| | 4 – 5 | 0,994 | | 4 – 5 | 0,987 |

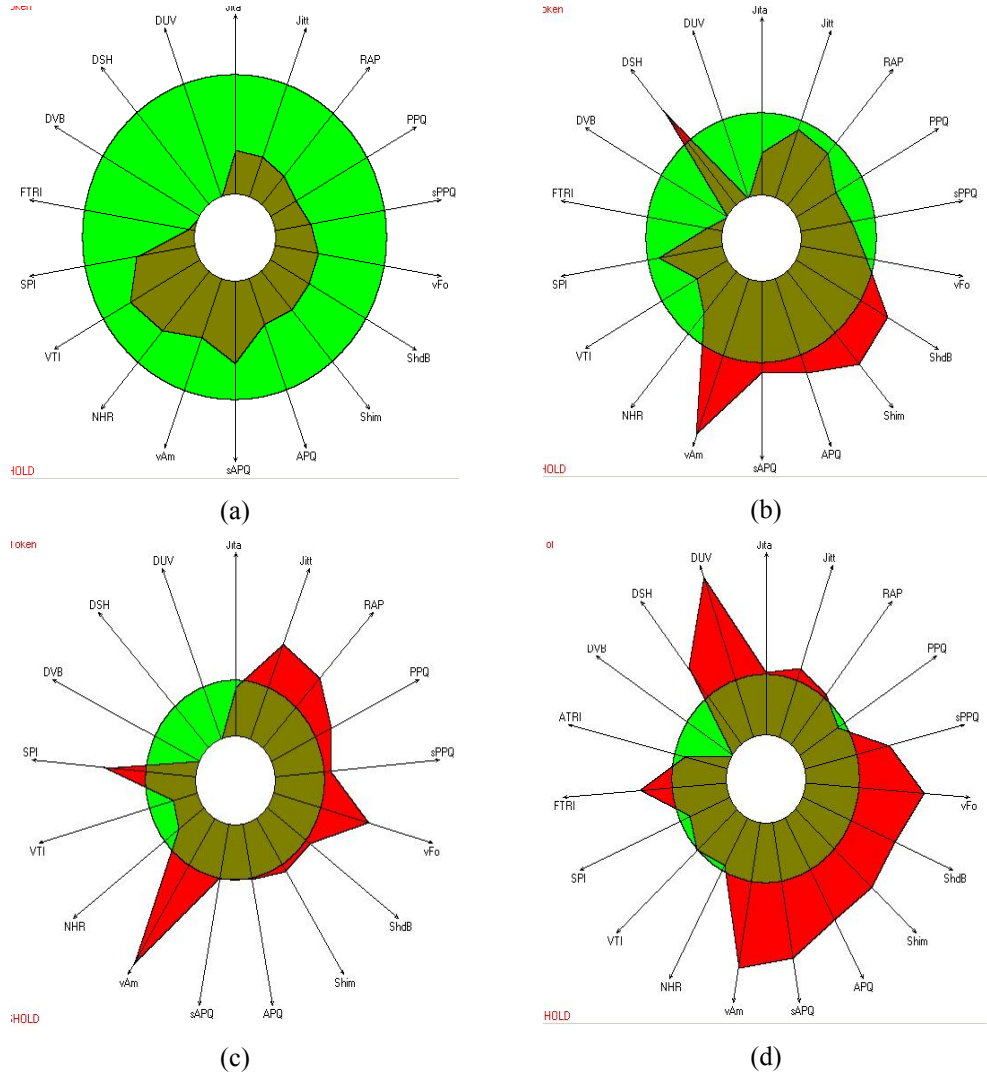
* Koyu olan değerler istatistiksel olarak anlamlılık ifade etmektedir.

4.4. Akustik Analiz Parametre Sonuçları

Ses kayıtlarının işlenmesi sonucunda akustik parametreler bulunmaktadır. Bunun yanı sıra değerlerin normal değerler içinde olup olmadığını ve değilse hangilerin normal sınırlar içinde olmadığını kolay bir şekilde anlayabilmek için akustik parametreler MDVP programında Şekil 4.12'deki gibi görsel olarak verilmektedir.

Grafik üzerinden yorum yapılırken, öncelikle çemberin dışına taşıp taşmadığına bakmak gerekmektedir. Çemberin dışına taşan kısmın rengi kırmızıdır ve sınır değerlerinin üstünde olduğunu gösterir. Çemberin dışına taşmayanlar için ise açık yeşil veya koyu yeşil renk tonları olabilmektedir. İlgili parametre sıfır olduğunda sadece açık yeşil rengi olurken sıfırdan farklı olduğunda, parametrenin değerine göre koyu yeşil rengi devam etmektedir.

Şekil 4.12(a)'daki örnek normal seste, tüm parametrelerin sınır değerlerin altında olduğu görülmektedir. Şekil 4.12(b)'deki örnek nodüllü seste, genlik değişim ve DSH parametrelerinin sınır değerlerini aşmışken frekans değişimleri de sınır değerlere yakındır. Şekil 4.12(c)'deki örnek paralize seste, frekans değişim ve SPI parametreleri sınır değerlerini aşmışken genlik değişimleri de sınır değerlere yakın veya aşmıştır. Şekil 4.12(d)'deki örnek kanserli seste ise genlik değişim, DUV ve FTRI parametreleri sınır değerlerini aşmışken frekans değişimleri de sınır değerlere yakın veya aşmıştır.



Şekil 4.12 Akustik ölçüm grafikleri: (a) Normal, (b) Nodül, (c) Paralize, (d) Kanser.

Akustik parametrelerinin, gruplar için istatistiksel değerleri Çizelge 4.11’de verilmektedir. Bu istatistiksel değerlerin bazılarının dağılımlarının, grafiksel gösterimi Şekil 4.13’de görülmektedir.

Çizelge 4. 11 Akustik parametrelerin gruplar cinsinden ortalama, standart sapma ve güven aralığı değerleri.

| Öznitelik | Gruplar | Ortalama \pm Std | %95 Güven aralığı | |
|-----------|----------|--------------------|-------------------|-----------|
| | | | Alt Sınır | Üst Sınır |
| F_0 | Normal | 214,6 \pm 38,6 | 197,4 | 231,7 |
| | Kanser | 175,3 \pm 71,4 | 148,5 | 202,1 |
| | Paralize | 218,0 \pm 55,2 | 197,3 | 238,5 |
| | Nodül | 225,1 \pm 35,3 | 205,5 | 244,7 |
| MF_0 | Normal | 214,5 \pm 38,7 | 197,4 | 231,7 |
| | Kanser | 168,4 \pm 61,2 | 145,5 | 191,2 |

| | | | | |
|----------------------|-----------------|---------------|-------|-------|
| | Paralize | 213,1 ± 57,7 | 191,7 | 234,8 |
| | Nodül | 225,0 ± 35,3 | 205,4 | 244,6 |
| T₀ | Normal | 4,86 ± 1,12 | 4,34 | 5,38 |
| | Kanser | 6,50 ± 1,78 | 5,83 | 7,17 |
| | Paralize | 5,14 ± 1,83 | 4,46 | 5,83 |
| | Nodül | 4,56 ± 0,80 | 4,12 | 4,99 |
| FHI | Normal | 221,1 ± 39,8 | 203,4 | 238,7 |
| | Kanser | 253,7 ± 140,4 | 201,3 | 306,1 |
| | Paralize | 298,6 ± 120,3 | 253,7 | 343,5 |
| | Nodül | 245,4 ± 47,0 | 219,5 | 271,5 |
| FLO | Normal | 208,1 ± 37,1 | 191,7 | 224,5 |
| | Kanser | 124,1 ± 43,6 | 107,9 | 140,4 |
| | Paralize | 171,9 ± 60,2 | 149,4 | 194,4 |
| | Nodül | 206,2 ± 34,3 | 187,2 | 225,2 |
| STD | Normal | 2,04 ± 0,57 | 1,78 | 2,29 |
| | Kanser | 30,15 ± 59,90 | 7,78 | 52,52 |
| | Paralize | 19,42 ± 26,70 | 9,45 | 29,40 |
| | Nodül | 3,89 ± 2,18 | 2,68 | 5,10 |
| PFR | Normal | 1,95 ± 0,48 | 1,74 | 2,17 |
| | Kanser | 12,27 ± 10,89 | 8,20 | 16,33 |
| | Paralize | 10,56 ± 9,39 | 7,06 | 14,07 |
| | Nodül | 3,93 ± 3,12 | 2,20 | 5,66 |
| FFTR | Normal | 3,70 ± 1,45 | 2,90 | 4,50 |
| | Kanser | 5,43 ± 2,74 | 4,10 | 6,75 |
| | Paralize | 4,87 ± 2,24 | 3,88 | 5,87 |
| | Nodül | 3,90 ± 1,72 | 2,58 | 5,22 |
| FATR | Normal | 3,70 ± 0,83 | 3,15 | 4,27 |
| | Kanser | 4,53 ± 2,42 | 3,33 | 5,73 |
| | Paralize | 4,74 ± 2,37 | 3,56 | 5,92 |
| | Nodül | 3,11 ± 1,46 | 0,78 | 5,44 |
| TSAM | Normal | 3,45 ± 0,91 | 3,05 | 3,86 |
| | Kanser | 2,70 ± 1,09 | 2,29 | 3,10 |
| | Paralize | 3,59 ± 0,83 | 3,28 | 3,90 |
| | Nodül | 2,60 ± 0,91 | 2,09 | 3,10 |

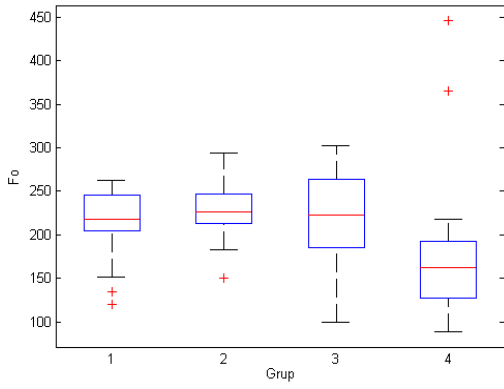
| | | | | |
|-----------------------|-----------------|---------------|-------|-------|
| JITA | Normal | 21,9 ± 8,4 | 18,2 | 25,6 |
| | Kanser | 359,3 ± 351,3 | 228,1 | 490,5 |
| | Paralize | 206,9 ± 318,8 | 87,9 | 325,9 |
| | Nodül | 61,7 ± 43,5 | 37,6 | 85,8 |
| JITT | Normal | 0,46 ± 0,20 | 0,37 | 0,55 |
| | Kanser | 5,85 ± 5,29 | 3,87 | 7,82 |
| | Paralize | 3,61 ± 3,79 | 2,20 | 5,03 |
| | Nodül | 1,36 ± 0,95 | 0,83 | 1,89 |
| RAP | Normal | 0,27 ± 0,12 | 0,21 | 0,32 |
| | Kanser | 3,38 ± 3,01 | 2,25 | 4,50 |
| | Paralize | 2,12 ± 2,16 | 1,31 | 2,93 |
| | Nodül | 0,81 ± 0,57 | 0,50 | 1,13 |
| PPQ | Normal | 0,27 ± 0,12 | 0,21 | 0,32 |
| | Kanser | 3,85 ± 3,70 | 2,46 | 5,23 |
| | Paralize | 2,12 ± 2,48 | 1,29 | 3,14 |
| | Nodül | 0,80 ± 0,58 | 0,48 | 1,11 |
| SPPQ | Normal | 0,49 ± 0,09 | 0,45 | 0,54 |
| | Kanser | 5,82 ± 5,20 | 3,88 | 7,77 |
| | Paralize | 3,33 ± 4,40 | 1,70 | 4,98 |
| | Nodül | 0,92 ± 0,59 | 0,60 | 1,25 |
| vF₀ | Normal | 0,94 ± 0,20 | 0,85 | 1,03 |
| | Kanser | 13,20 ± 16,20 | 7,16 | 19,25 |
| | Paralize | 9,27 ± 12,75 | 4,51 | 14,03 |
| | Nodül | 1,74 ± 0,99 | 1,19 | 2,29 |
| SHDB | Normal | 0,20 ± 0,48 | 0,18 | 0,23 |
| | Kanser | 1,19 ± 0,77 | 0,90 | 1,48 |
| | Paralize | 0,86 ± 0,66 | 0,62 | 1,11 |
| | Nodül | 0,51 ± 0,23 | 0,38 | 0,64 |
| SHIM | Normal | 2,37 ± 0,55 | 2,12 | 2,61 |
| | Kanser | 13,12 ± 8,01 | 10,12 | 16,11 |
| | Paralize | 9,44 ± 7,06 | 6,80 | 12,07 |
| | Nodül | 5,61 ± 2,12 | 4,43 | 6,79 |
| APQ | Normal | 1,75 ± 0,38 | 1,58 | 1,92 |
| | Kanser | 9,53 ± 5,63 | 7,42 | 11,64 |
| | Paralize | 7,26 ± 6,89 | 4,69 | 9,83 |

| | | | | |
|-------------|-----------------|---------------|-------|-------|
| | Nodül | 3,93 ± 1,45 | 3,13 | 4,74 |
| SAPQ | Normal | 3,46 ± 0,81 | 3,10 | 3,82 |
| | Kanser | 11,99 ± 6,77 | 9,46 | 14,52 |
| | Paralize | 9,66 ± 8,08 | 6,64 | 12,68 |
| | Nodül | 5,73 ± 2,32 | 4,44 | 7,01 |
| vAM | Normal | 14,55 ± 5,82 | 11,97 | 17,13 |
| | Kanser | 23,55 ± 10,73 | 19,54 | 27,56 |
| | Paralize | 25,28 ± 12,70 | 20,54 | 30,20 |
| | Nodül | 17,35 ± 8,52 | 12,64 | 22,08 |
| NHR | Normal | 0,12 ± 0,01 | 0,11 | 0,12 |
| | Kanser | 0,39 ± 0,27 | 0,29 | 0,49 |
| | Paralize | 0,22 ± 0,17 | 0,15 | 0,28 |
| | Nodül | 0,13 ± 0,01 | 0,12 | 0,14 |
| VTI | Normal | 0,04 ± 0,01 | 0,04 | 0,05 |
| | Kanser | 0,15 ± 0,23 | 0,07 | 0,24 |
| | Paralize | 0,06 ± 0,05 | 0,04 | 0,08 |
| | Nodül | 0,04 ± 0,01 | 0,04 | 0,05 |
| SPI | Normal | 12,24± 4,7 | 10,1 | 14,3 |
| | Kanser | 13,2 ± 13,0 | 8,3 | 18,1 |
| | Paralize | 23,8 ± 17,0 | 17,5 | 30,2 |
| | Nodül | 16,4 ± 9,1 | 11,4 | 21,5 |
| FTRI | Normal | 0,21 ± 0,12 | 0,15 | 0,27 |
| | Kanser | 2,68 ± 2,76 | 1,35 | 4,0 |
| | Paralize | 1,40 ± 2,51 | 0,31 | 2,48 |
| | Nodül | 0,33 ± 0,27 | 0,14 | 0,53 |
| ATRI | Normal | 3,99 ± 1,67 | 2,87 | 5,12 |
| | Kanser | 7,78 ± 4,54 | 5,52 | 10,03 |
| | Paralize | 8,72 ± 6,03 | 5,72 | 11,72 |
| | Nodül | 6,53 ± 3,06 | 1,66 | 11,41 |
| DVB | Normal | 0,0 ± 0,0 | 0,0 | 0,0 |
| | Kanser | 3,20 ± 9,03 | -0,17 | 6,57 |
| | Paralize | 5,72 ± 18,15 | -1,05 | 12,50 |
| | Nodül | 0,0 ± 0,0 | 0,0 | 0,0 |
| DSH | Normal | 0,07 ± 0,22 | -0,03 | 0,17 |

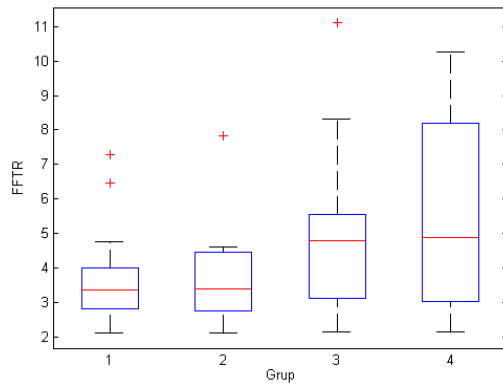
| | | | | |
|------------|-----------------|---------------|-------|-------|
| | Kanser | 3,78 ± 5,53 | 1,71 | 5,85 |
| | Paralize | 4,33 ± 7,00 | 1,72 | 6,95 |
| | Nodül | 2,83 ± 4,13 | 0,54 | 5,12 |
| | | | | |
| DUV | Normal | 0,0 ± 0,0 | 0,0 | 0,0 |
| | Kanser | 35,0 ± 37,76 | 20,90 | 49,10 |
| | Paralize | 18,87 ± 29,27 | 7,93 | 29,80 |
| | Nodül | 0,25 ± 0,79 | -0,18 | 0,69 |
| | | | | |
| NVB | Normal | 0,0 ± 0,0 | 0,0 | 0,0 |
| | Kanser | 0,40 ± 0,81 | 0,10 | 0,70 |
| | Paralize | 1,03 ± 4,21 | -0,54 | 2,61 |
| | Nodül | 0,0 ± 0,0 | 0,0 | 0,0 |
| | | | | |
| NSH | Normal | 0,09 ± 0,29 | -0,04 | 0,22 |
| | Kanser | 3,37 ± 5,91 | 1,16 | 5,57 |
| | Paralize | 3,93 ± 7,02 | 1,31 | 6,56 |
| | Nodül | 2,80 ± 4,07 | 0,54 | 5,06 |
| | | | | |
| NUV | Normal | 0,0 ± 0,0 | 0,0 | 0,0 |
| | Kanser | 25,63 ± 27,27 | 15,49 | 35,78 |
| | Paralize | 21,87 ± 36,95 | 8,07 | 35,66 |
| | Nodül | 0,20 ± 0,56 | -0,11 | 0,51 |
| | | | | |
| SEG | Normal | 114,7 ± 30,5 | 101,2 | 128,3 |
| | Kanser | 89,5 ± 36,3 | 75,9 | 103,0 |
| | Paralize | 119,4 ± 27,9 | 109,0 | 129,8 |
| | Nodül | 86,1 ± 30,5 | 69,2 | 102,9 |
| | | | | |
| PER | Normal | 762,2 ± 274,8 | 640,3 | 884,0 |
| | Kanser | 417,6 ± 282,4 | 312,2 | 523,1 |
| | Paralize | 666,4 ± 324,0 | 545,4 | 787,4 |
| | Nodül | 571,1 ± 181,4 | 470,7 | 671,5 |

Akustik parametrelerin, test sonuçları Çizelge 4.12’de verilmektedir. Çizelge 4.12’yi incelediğimizde; gruplar arasında, FHI, FFTR, FATR, ATRI, DVB, NVB VE NSH dışındaki parametreler arasında farklılık olduğu görülmektedir. Bu işlemten sonra yapılan *post-hoc* testi sonucunda da frekans ve genlik parametrelerin birçok grup arasında farklılık gösterdiği gözlemlenmiştir (Çizelge 4.13).

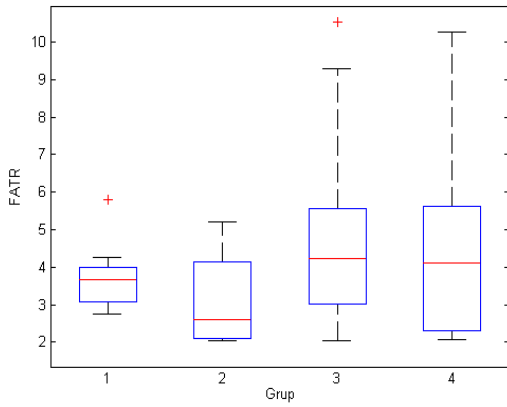
*(1: Normal, 2: Nodül, 3: Kanser, 4: Paralize)



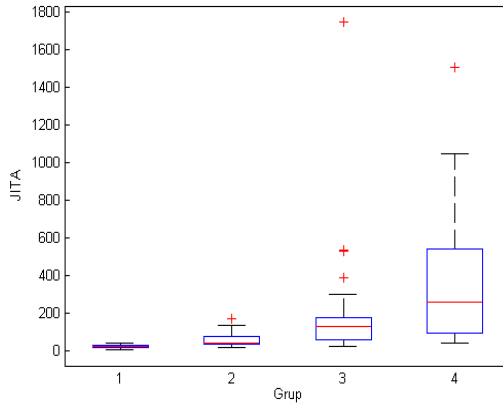
(a)



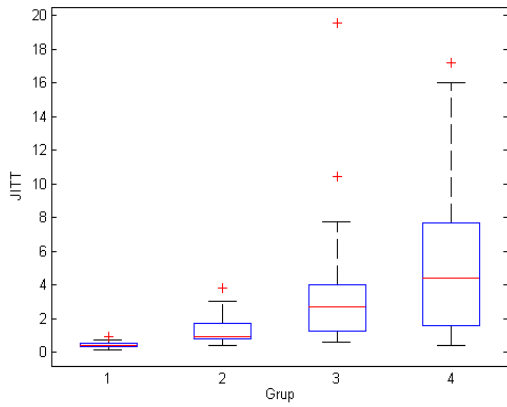
(b)



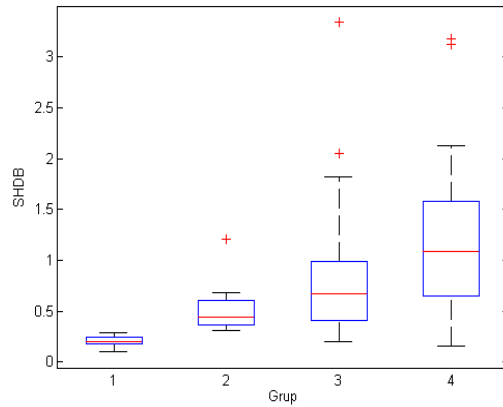
(c)



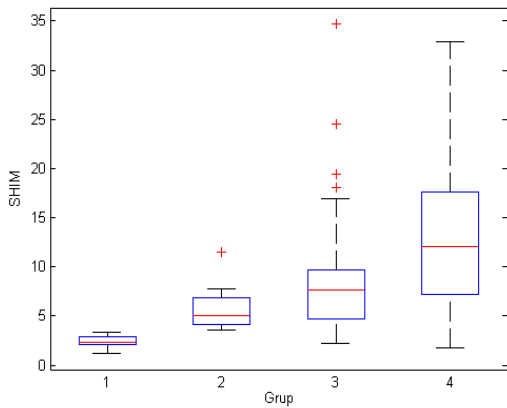
(d)



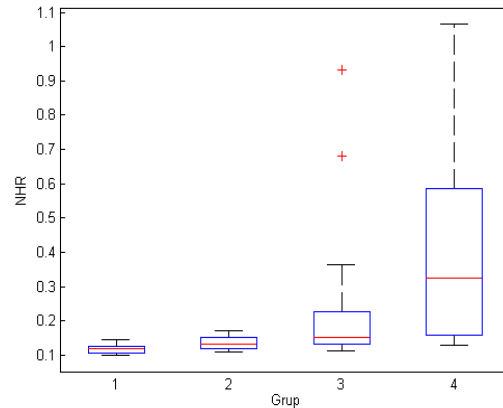
(e)



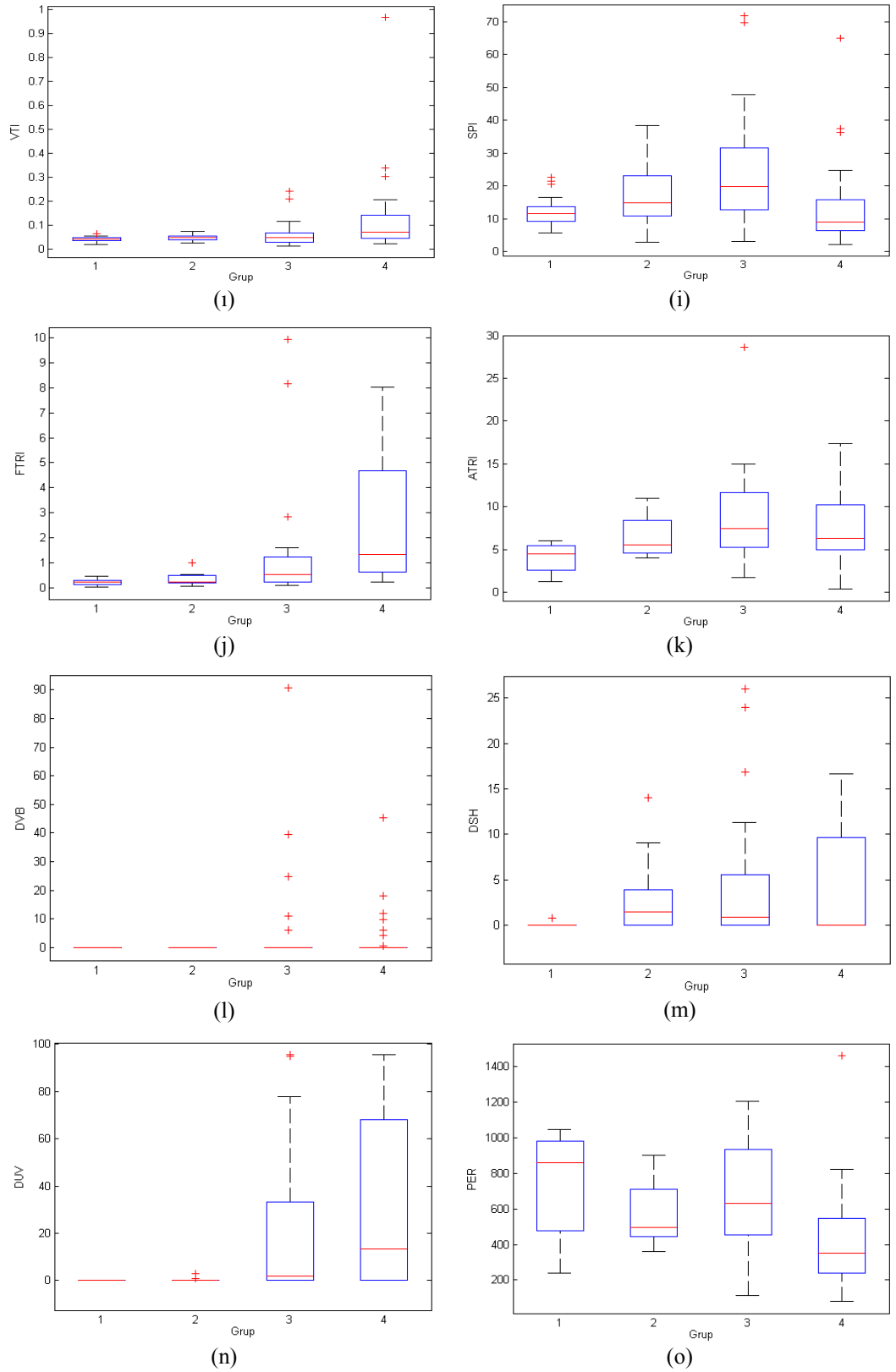
(f)



(g)



(h)



Şekil 4.13 Bazı akustik parametrelerin dağılımlarının grafiksel gösterimi: (a) F_0 , (b) FFTR, (c) FATR, (d) JITA, (e) JITT, (f) SHDB, (g) SHIM, (h) NHR, (i) VTI, (i) SPI, (j) FTRI, (k) ATRI, (l) DVB, (m) DSH, (n) DUV, (o) PER.

Çizelge 4.12 Akustik parametrelerin ANOVA testi sonuçları.

| | F₀ | MF₀ | T₀ | FHI | FLO | STD | PFR | FFTR |
|------------------|----------------------|-----------------------|----------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|-----------------------|
| <i>p- değeri</i> | 0,007 | 0,001 | <0,001 | 0,071 | <0,001 | 0,027 | <0,001 | 0,104 |
| | FATR | TSAM | JITA | JITT | RAP | PPQ | SPPQ | VF₀ |
| <i>p- değeri</i> | 0,381 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | 0,001 |
| | SHDB | SHIM | APQ | SAPQ | VAM | NHR | VTI | SPI |
| <i>p- değeri</i> | <0,001 | <0,001 | <0,001 | <0,001 | 0,001 | <0,001 | 0,006 | 0,003 |
| | FTRI | ATRI | DVB | DSH | DUV | NVB | NSH | NUV |
| <i>p- değeri</i> | 0,002 | 0,072 | 0,239 | 0,028 | <0,001 | 0,382 | 0,071 | <0,001 |
| | SEG | PER | | | | | | |
| <i>p- değeri</i> | <0,001 | <0,001 | | | | | | |

* Koyu olan değerler istatistiksel olarak anlamlılık ifade etmektedir.

Çizelge 4. 13 İstatistiksel olarak anlamlı olan akustik parametrelerin *post-hoc* testi sonuçları (1: Normal, 2: Nodül, 3: Kanser, 4: Paralize).

| Öznitelik | | <i>p – değeri</i> |
|----------------------|-----------------------|-------------------|
| F₀ | 1 – 2 | 0,064 |
| | 1 – 3 | 0,996 |
| | 1 – 4 | 0,941 |
| | 2 – 3 | 0,019 |
| | 2 – 4 | 0,028 |
| | 3 – 4 | 0,997 |
| | MF₀ | 1 – 2 |
| 1 – 3 | | 1 |
| 1 – 4 | | 0,932 |
| 2 – 3 | | 0,007 |
| 2 – 4 | | 0,005 |
| 3 – 4 | | 0,891 |
| T₀ | 1 – 2 | 0,002 |
| | 1 – 3 | 0,915 |
| | 1 – 4 | 0,939 |
| | 2 – 3 | 0,006 |
| | 2 – 4 | 0,001 |
| | 3 – 4 | 0,637 |
| FLO | 1 – 2 | <0,001 |
| | 1 – 3 | 0,036 |
| | 1 – 4 | 0,999 |
| | 2 – 3 | 0,001 |
| | 2 – 4 | <0,001 |
| | 3 – 4 | 0,103 |
| STD | 1 – 2 | 0,037 |
| | 1 – 3 | 0,334 |
| | 1 – 4 | 0,999 |
| | 2 – 3 | 0,670 |
| | 2 – 4 | 0,113 |
| | 3 – 4 | 0,539 |
| PFR | 1 – 2 | <0,001 |
| | 1 – 3 | 0,002 |
| | 1 – 4 | 0,886 |
| | 2 – 3 | 0,849 |
| | 2 – 4 | 0,009 |
| | 3 – 4 | 0,054 |

| | | |
|-------------|-----|------------------|
| TSAM | 1-2 | 0,028 |
| | 1-3 | 0,952 |
| | 1-4 | 0,041 |
| | 2-3 | 0,002 |
| | 2-4 | 0,987 |
| | 3-4 | 0,007 |
| JITA | 1-2 | <0,001 |
| | 1-3 | 0,069 |
| | 1-4 | 0,970 |
| | 2-3 | 0,124 |
| | 2-4 | 0,003 |
| | 3-4 | 0,314 |
| JITT | 1-2 | <0,001 |
| | 1-3 | 0,015 |
| | 1-4 | 0,884 |
| | 2-3 | 0,090 |
| | 2-4 | 0,001 |
| | 3-4 | 0,216 |
| RAP | 1-2 | <0,001 |
| | 1-3 | 0,011 |
| | 1-4 | 0,863 |
| | 2-3 | 0,099 |
| | 2-4 | 0,001 |
| | 3-4 | 0,202 |
| PPQ | 1-2 | <0,001 |
| | 1-3 | 0,033 |
| | 1-4 | 0,922 |
| | 2-3 | 0,063 |
| | 2-4 | 0,001 |
| | 3-4 | 0,283 |
| SPPQ | 1-2 | <0,001 |
| | 1-3 | 0,045 |
| | 1-4 | 0,986 |
| | 2-3 | 0,062 |

| | | |
|-----------------------|-------------|------------------|
| | 2-4 | 0,001 |
| | 3-4 | 0,195 |
| VF₀ | 1-2 | 0,001 |
| | 1-3 | 0,055 |
| | 1-4 | 0,997 |
| | 2-3 | 0,551 |
| | 2-4 | 0,012 |
| | 3-4 | 0,171 |
| | SHDB | 1-2 |
| 1-3 | | 0,001 |
| 1-4 | | 0,401 |
| 2-3 | | 0,131 |
| 2-4 | | 0,002 |
| 3-4 | | 0,213 |
| SHIM | | 1-2 |
| | 1-3 | <0,001 |
| | 1-4 | 0,380 |
| | 2-3 | 0,091 |
| | 2-4 | 0,001 |
| | 3-4 | 0,193 |
| | APQ | 1-2 |
| 1-3 | | 0,001 |
| 1-4 | | 0,562 |
| 2-3 | | 0,302 |
| 2-4 | | 0,003 |
| 3-4 | | 0,159 |
| SAPQ | | 1-2 |
| | 1-3 | 0,002 |
| | 1-4 | 0,669 |
| | 2-3 | 0,434 |
| | 2-4 | 0,007 |
| | 3-4 | 0,166 |
| | VAM | 1-2 |
| 1-3 | | 0,002 |
| 1-4 | | 0,845 |

| | | |
|-------------|-------|------------------|
| | 2 – 3 | 0,913 |
| | 2 – 4 | 0,230 |
| | 3 – 4 | 0,075 |
| NHR | 1 – 2 | <0,001 |
| | 1 – 3 | 0,202 |
| | 1 – 4 | 0,993 |
| | 2 – 3 | 0,002 |
| | 2 – 4 | <0,001 |
| | 3 – 4 | 0,460 |
| VTI | 1 – 2 | 0,014 |
| | 1 – 3 | 0,956 |
| | 1 – 4 | 0,999 |
| | 2 – 3 | 0,031 |
| | 2 – 4 | 0,053 |
| | 3 – 4 | 0,990 |
| SPI | 1 – 2 | 0,993 |
| | 1 – 3 | 0,008 |
| | 1 – 4 | 0,755 |
| | 2 – 3 | 0,008 |
| | 2 – 4 | 0,850 |
| | 3 – 4 | 0,257 |
| FTRI | 1 – 2 | 0,002 |
| | 1 – 3 | 0,245 |
| | 1 – 4 | 0,999 |
| | 2 – 3 | 0,186 |
| | 2 – 4 | 0,022 |
| | 3 – 4 | 0,514 |
| DSH | 1 – 2 | 0,063 |
| | 1 – 3 | 0,023 |

| | | |
|------------|-------|------------------|
| | 1 – 4 | 0,397 |
| | 2 – 3 | 0,976 |
| | 2 – 4 | 0,940 |
| | 3 – 4 | 0,800 |
| DUV | 1 – 2 | <0,001 |
| | 1 – 3 | 0,063 |
| | 1 – 4 | 1 |
| | 2 – 3 | 0,096 |
| | 2 – 4 | <0,001 |
| | 3 – 4 | 0,129 |
| NUV | 1 – 2 | 0,003 |
| | 1 – 3 | 0,016 |
| | 1 – 4 | 1 |
| | 2 – 3 | 0,941 |
| | 2 – 4 | 0,012 |
| | 3 – 4 | 0,043 |
| SEG | 1 – 2 | 0,028 |
| | 1 – 3 | 0,953 |
| | 1 – 4 | 0,040 |
| | 2 – 3 | 0,002 |
| | 2 – 4 | 0,986 |
| | 3 – 4 | 0,007 |
| PER | 1 – 2 | <0,001 |
| | 1 – 3 | 0,623 |
| | 1 – 4 | 0,187 |
| | 2 – 3 | 0,005 |
| | 2 – 4 | 0,319 |
| | 3 – 4 | 0,710 |

* Koyu olan değerler istatistiksel olarak anlamlılık ifade etmektedir.

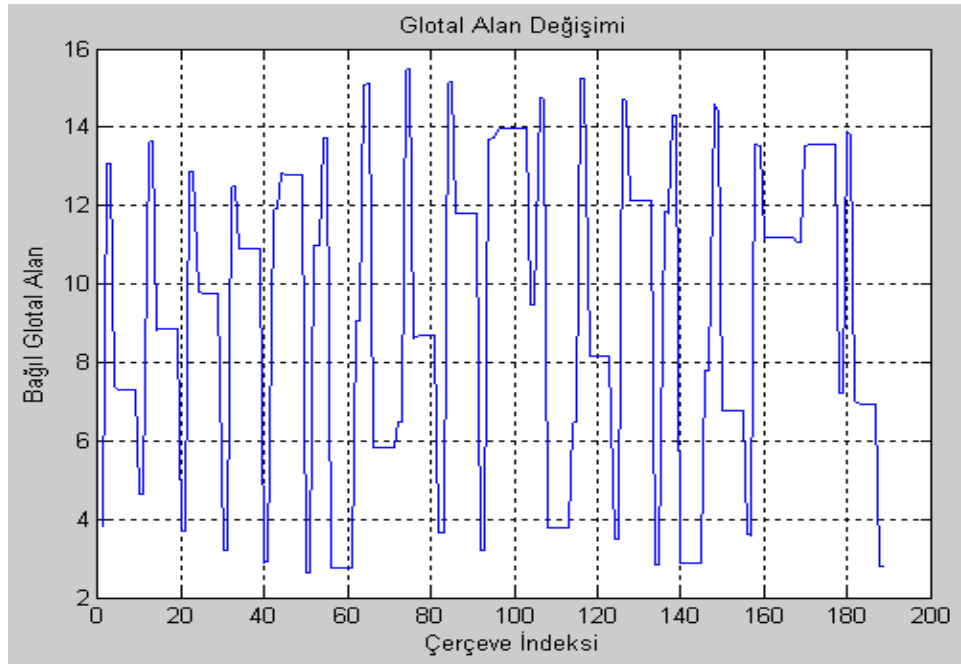
4.5. HSK Videosu Görüntülerinin İşlenmesine İlişkin Sonuçlar

Elimizdeki video kayıtları düşük hızda alındığından, çıkartılan glotal alan dalga biçiminden, literatürdeki LF ve Rosemberg glotal dalga oluşturma modellerin parametrelerini bulmakta problemler olabilmektedir. Bundan dolayı, veritabanında (Bock, 2010) bulunan tek bir sağlıklı denekten yüksek hızlı bir kamera (2000 çerçeve/saniye) ile alınan kayıt (Şekil 4.14) işlenmiştir. Bu

görüntülerden bölütleme işlemi yapmak için ilk olarak ses tellerinin bulunduğu kısım seçilerek görüntü küçültülmüştür (kayıt kısa süreli olduğu ve görüntüler kaymadığı için tüm çerçevelerde aynı koordinatlar kullanılmıştır). Daha sonra seçilen kısımda bölge büyüme bölütleme işlemi uygulanarak glotal alan bulunmuştur. Fonasyonun olduğu ardışık çerçeveler seçildiğinde bulunan glotal alan değişimi Şekil 4.15’de görülmektedir.



Şekil 4.14 Yüksek hızlı kamera ile alınmış gırtlak görüntüsü.



Şekil 4.15 Yüksek hızlı kamera ile alınan görüntülerden çıkartılan glotal alan değişimi.

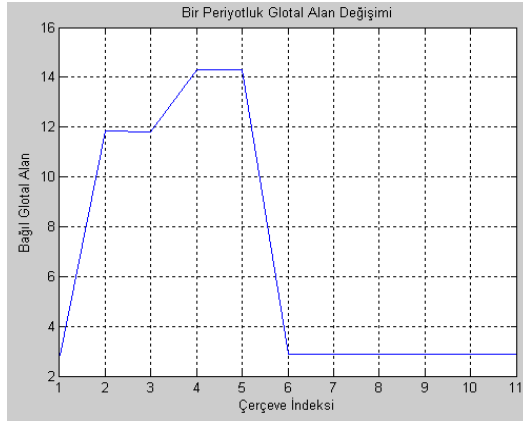
Glotal alan değişimi işaretinin frekansı, sesimizin temel frekansını vermektedir. Dolayısıyla, glotal alan değişimini kullanarak frekans ve genlik tabanlı akustik parametreler hesaplanabilir. Bu hesap için ilk olarak glotal

alandaki tepe değerleri tespit edilmeli ve bu tepe değerlerinin değişimi ve tepe değerleri arasındaki çerçeve sayısı değişimi hesaplanmalıdır. Bu hesaplamalar sonucunda bulunan akustik parametreler Çizelge 4.14’de verilmektedir. Ancak, genlik ve frekans değişimlerinde glotis dışındaki konuşma organlarında etkisi olduğundan, ses ile yapılan akustik parametrelerle farklılıklar bulunabilmektedir.

Çizelge 4. 14 Yüksek hızlı kamera ile alınan görüntülerden çıkartılan akustik parametreler.

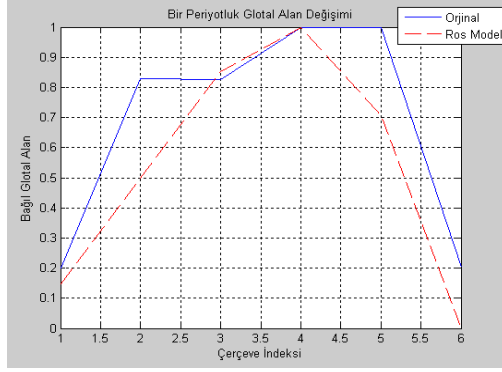
| T₀ (ms) | F₀ (Hz) | F_{hi} (Hz) | F_{lo} (Hz) | J_{ita} | J_{itt} | Sh_{db} | Sh_{im} |
|-------------------------------------|-------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|------------------------|------------------------|------------------------|------------------------|
| 5,6 | 177,5 | 250 | 125 | 0,0013 | 0,23 | 0.018 | 0,0675 |

Çıkartılan glotal alan değişiminden, esas glotal dalgaya en yakın bir periyotluk glotal alan değişimi Şekil 4.16’da görülmektedir. Daha sonra bu glotal alan değişimine en yakın eğriyi bulmak için Rosenberg ve LF modelleri ile oluşturulan eğriler Şekil 4.17’de verilmektedir. Şekilden görüleceği üzere literatüre uygun olarak LF modeli daha uygundur. Bu modellerin uygunluğunu sayısal olarak karşılaştırmak için ortalama karesel hatanın karekökünü (OKHK) hesapladığımızda, LF modeli için 0,0555 iken Rosenberg modeli için 0,2712 çıkmaktadır.

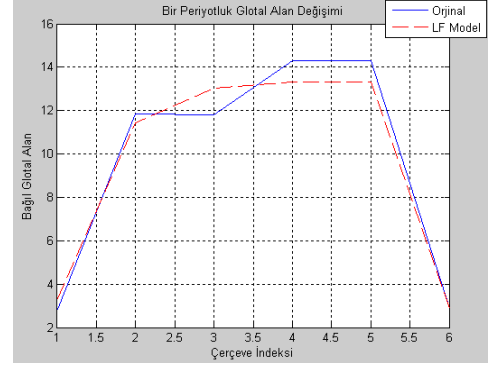


Şekil 4.16 Bir periyotluk glotal alan değişimi.

Uzun süre kayıt alınabilmiş olunan paralize ve nodüllü iki denek için çıkartılan glotal alan değişimi grafikleri Şekil 4.18’de görülmektedir. Çalışmamızdaki kayıtların yavaş alınması sebebiyle bir periyottaki değer sayısı 3 civarındadır. Ayrıca, gerçek titreşim hızından yavaş olduğundan ve düzensiz durumlarda yanlış örnekleme yapıldığından; modelleme ve akustik ölçütlerin çıkarılması doğru olmadığı için yapılmamıştır.

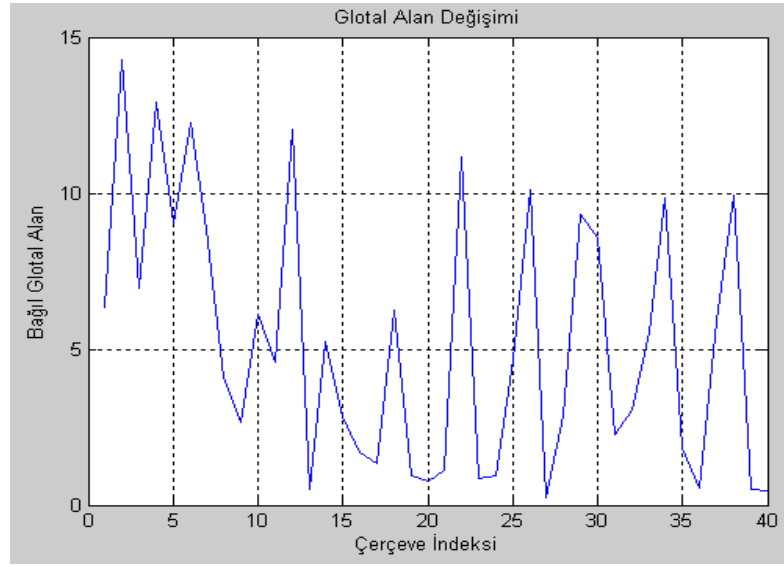


(a)

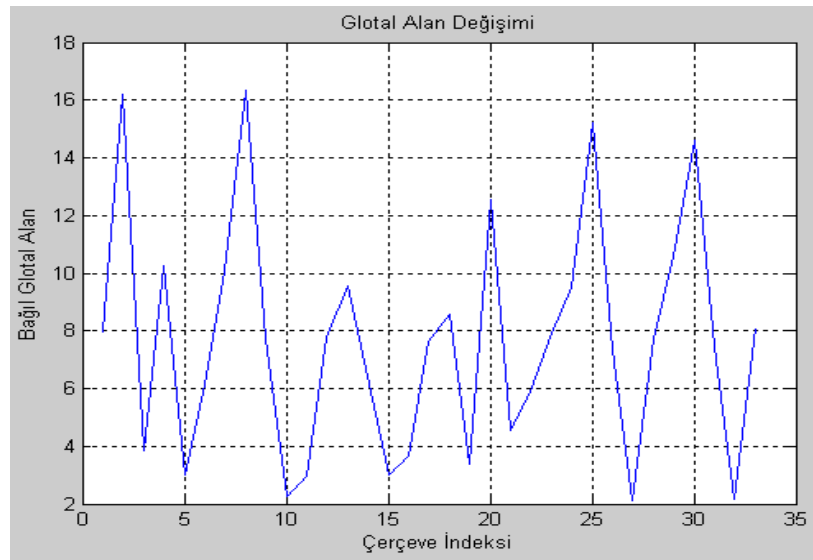


(b)

Şekil 4.17 Bir periyotluk glotal alan değişimi için modelleme sonuçları (kesikli çizgiler modelleme sonuçları): (a) Rosenberg, (b) LF.



(a)



(b)

Şekil 4.18 Glotal alan değişimi: (a) Paralize, (b) Nodul.

5. TARTIŞMA

Ses tellerindeki patolojik durumlar sesin kalitesini bozarlar ve bazı durumlarda da konuşma zorluğuna sebep olmaktadır. Bu durum, sağlık problemi olmasının yanı sıra en temel ihtiyaçlardan biri olan kendini ifade etmekte zorluğa sebep olduğundan kişinin yaşam kalitesini de etkilemektedir. Etkili ve hızlı şekilde tedaviye başlanabilmesi için doğru tanının konması gerekmektedir. Ancak, konuşmaya ilişkin sistemin fizyolojik karmaşıklığı nedeni ile hastalıkların tanısı her zaman kolay olmaz.

Tanının ilk aşaması, sesin hekim tarafından öznel değerlendirilmesi ve/veya mevcut ticari programlarla nicel olarak hesaplanan akustik analiz parametreleri ile nesnel değerlendirme yapmaktır. İkinci aşaması ise ses tellerindeki titreşim hareketlerinin görüntüler üzerinden öznel değerlendirilmesidir. Ancak, bu görüntülerin nesnel olarak değerlendirilmesinde kullanılacak nicel öznelilikler henüz kesin olarak belirlenmemiş olup uygulamada kullanılan bir ticari program bulunmamaktadır.

Çalışmamızın ilk aşamasında nesnel değerlendirme yapabilmek amacıyla, tanıda hekime yardımcı olacak nicel öznelilikler glotal alan dalga biçiminden çıkartılmıştır. Glotal alan dalga biçimi oluşturmak için her çerçevede bulunması gereken glotal alanlar ise çeşitli denemeler sonucunda; top-hat morfolojik işlem, eşikleme bölütleme yöntemi ve ortanca filtrelemesi işlemlerinin sonucunda elde edilmiştir.

Glotal alan dalga biçiminden çıkartılan öznelilikler, hekimlerin ses tellerinin görüntülerini değerlendirirken dikkate aldıkları ölçütlere göre seçilmiştir. Fizyolojik duruma uygun olarak nodül-kist hastalık grubunda glotal şekli ile ilgili öznelilikler ve en küçük glotal alan ve kapanma yüzdesi öznelilikleri etkindir. Kanseri grubunda ise glotis genişliği etkili olmaktadır. Paralize grubunda, beklenildiği üzere simetri öznelilikleri (özellikle kapanma oranı dikkate alınmalı; sağ ve sol ses tellerindeki simetriklik tek taraflı paralizelerin hangi yönde olduğuna bağlıdır) ve en küçük glotal alandaki dış merkezlilik anlamlıdır. Disfoni grubunda ise en küçük glotal alandaki katılık ve sol ses telinin kapanma yüzdesi dikkate alınmalıdır. Dolayısıyla, elimizdeki hastalık gruplarına göre hangi özneliliklerin hangi hastalıklarda etkin olduğu tespit edilmiş olup, aynı öznelilikler farklı hastalık grupları içinde denenebilir. Bulunan öznelilikler, akustik analizde olduğu gibi görsel olarak çizdirilerek hekimin kolay bir şekilde yorumlaması sağlanabilir.

Bu sayede hastalığın tedavisi sürecinde veya ameliyatın başarısının değerlendirilmesinde nicel değerler elde edilmiş olmaktadır.

Literatürde sadece tek bir çalışmada, glotal alan dalga biçiminden çıkartılan özneliklerimizden en büyük glotal alan ve en küçük glotal alan öznelikleri birkaç hastalık grubu için ameliyat öncesi ve sonrası incelenmiştir. Ayrıca, literatürde simetri özneliği de sadece hızlı sayısal kameralarla alınan görüntülerde titreşim analizi ile yapılmış olup, çalışmamızda VS görüntüleri üzerinde ilk kez yapılmaktadır. Sonuç olarak, bu kapsamda öznelik çıkartımı ve gruplar arası inceleme literatüre kazandırılmıştır.

Patolojik Ses Üretiminin Genişletilmiş Akustik Modeline (Deliyski, 1993) bakıldığında; DVB, DUV, VTI ve SPI akustik parametreleri sadece glotis bölgesinden etkilenmekte olup, frekans ve genlik ile ilgili akustik parametreler diğer konuşma organlarından da etkilenmektedir. Sadece glotisten etkilenen akustik parametreler incelendiğinde; nodül için DUV ve VTI, paralize için DUV'un ve kanser içinde SPI'nın istatistiksel olarak farklılığa sahip olduğu görülmektedir. VTI'nın yüksek olma sebebi, ses tellerinin tam kapanmamasıdır. Bu durumda; glotal alandan çıkartılan özneliklerden en küçük glotal alan ve kapanma yüzdelerinin akustik analizde karşılığı olan VTI'nda sadece nodül hastalık grubunda etkin çıkması bu durumla örtüşmektedir.

Glotal alan değişimindeki bir periyottan, temel frekans ve periyotlar arasında frekans ve genlik değişimini ifade eden akustik parametreler bulunabilmektedir. Ancak, çalışmamızdaki kayıtlar; VS ile alınmış olup, bu yöntemin en büyük sakıncası düzensiz yani hastalıklı seslerde örneklemede sorunlar çıkarmasıdır. Ayrıca, birçok kayıtlarımız da değişimleri bulabilecek kadar periyot olmadığı için kayıtlarımızda bu analizler yapılamamıştır. Ancak, hızlı sayısal kamera ile tek bir sağlıklı denekten alınmış kayıt (Bock, 2010) üzerinde denenebilmiştir. Bu kayıttaki analizler sonucunda bulunan frekans ve genlik değişimlerinin, ses üzerinden sağlıklı grubun ortalama değerlerden daha düşük olduğu gözlemlenmiştir. Bunun olası nedenleri; bu parametrelerle diğer konuşma organlarında etkisinin olması ve seste kayıt süresinin zaman olarak daha uzun olması düşünebilir. Ancak iki durum içinde eşit süreler alınarak yapılacak analizler sonucunda, diğer konuşma organlarında bir sorun olup-olmadığının anlaşılmasına yardımcı olunabilir.

Yukarıda açıklanan sorunlardan dolayı VS kayıtlarından çıkartılan glotal alan değişiminin, LF ve Rosenberg yöntemleri ile modellenmesi tek bir kayıt üzerinde yapılmıştır. Bunun sonucunda, literatüre uygun olarak LF ile daha iyi modelleme yapıldığı görülmüştür. Bu modellemedeki amaçlardan biri ise sağlıklı ve hastalıklı gruplar için model parametrelerinin belirlenerek hastalık tespitinde kullanılabilmesidir. İkinci olarak; hastalıklı sesin video kayıtlarından çıkartılan glotal alan fonksiyonu yerine, sağlıklı ve yaş ve cinsiyet açısından uyumlu kişilere ait model parametreleri ile oluşturulmuş glotal alan fonksiyonunun konulması ile kişiye tedavi sonunda sesinin neye benzeyeceği konusunda fikir verilebilir.

Tüm bunlarının yanı sıra, görüntü üzerinden hesaplanan bölgesel tanımlayıcı öznitelikler; nefes alma, en büyük glotal alan ve en küçük glotal alana sahip çerçevelerden çıkarılmıştır. Nefes alma çerçevesi el ile seçilmiş ve tüm görüntü alınmış olup, öznitelikler etkin çıkmamıştır. En büyük glotal alan ve en küçük glotal alana sahip çerçeveler ise otomatik olarak seçilmiş olup, görüntünün ses tellerinin olduğu ve bir miktar yan kısım otomatik olarak seçildiğinde bazı bölgesel tanımlayıcı özniteliklerin anlamlı olduğu görülmüştür. Bu tür özniteliklerin, özellikle ses tellerinin olduğu bölgelerde kızarıklık yapan ve ses tellerinin titreşimlere etkisi az olan larenjit ve reflü gibi hastalıkların tanınmasında daha faydalı olacağı düşünülmektedir.

Glotal alandan çıkartılan öznitelikler, bölgesel tanımlayıcı öznitelikler ve çıkartılması mümkün model parametrelerinin etkin olanlarının kullanımı ile istatistiksel sınıflandırıcılar veya yapay sinir ağları gibi algoritmalarla otomatik sınıflandırma yapılabilir. Ancak, bu durumda hastalık gruplarına ait kayıtların artırılmasında yarar bulunmaktadır.

KAYNAKLAR DİZİNİ

- Acar, U., ve Bayram, B.**, 2009, Morfolojik görüntü filtreleri ile İkonos görüntülerinden otomatik bina çıkarımı, 12. Türkiye Harita Bilimsel ve Teknik Kurultayı, Mayıs 2009, Ankara.
- Adama, A.E., Yung, H.C., Allen, C.R., and Ng, M.L.**, 1989, The processing of laryngoscopic images as a diagnostic aid, Third International Conference on Image Processing and Its Applications, 314-318.
- Alin, S., Galeatti, J., Stetten, G., and Dailey, S.H.**, 2004, Enhanced snake based segmentation of vocal folds, IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, 1:812-815.
- Allen, D.R. and Strong, W.J.**, 1985, A model for synthesis of natural sounding vowels, *J. Acoust. Soc. Am.*, 78(1):58-69.
- Ananthapadmanabha, T. V.**, 1982, Intelligibility carried by speech source functions: Implications for theory of speech perception, *STL-QPSR*, 4:49-64.
- Ananthapadmanabha, T.V. and Fant, G.**, 1982, Calculation of true glottal flow and its components, *STL-QPSR*, 1:1-30.
- Bock, J.**, “*My Larynx - High Speed Video*”, http://www.youtube.com/watch?v=35bzHJf_Kk4 (Erişim Tarihi: 20 Ocak 2010).
- Boztoprak, H., Çağlar, M.F., ve Merdan, M.**, “*Alternatif morfolojik bir yöntemle plaka yerini saptama*”, www.emo.org.tr/ekler/a2c07c446c97414_ek.doc (Erişim tarihi: 25 Eylül 2009).
- Chen, X., Bless, D., and Yan, Y.**, 2005, A segmentation scheme based on Rayleigh distribution model for extracting glottal waveform from high-speed laryngeal images, Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology, 27th Annual Conference, Shanghai, China, September 1-4, 6269-6272.
- Childers, D.G.**, 2000, *Speech Processing and Synthesis Toolboxes*, John Wiley & Sons Inc.
- Çapacı, K.**, 2000, Tıbbi araştırmalarda sık kullanılan istatistiksel yöntemler - 1, *Ege Fiz. Tıp Reh. Der.*, 6(3):33-42.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Dejonckere, P.H., et.al.**, A basic protocol for functional assessment of voice pathology, Guideline elaborated by the Committee on Phoniatics of the European Laryngological Society (ELS).
- Dejonckere, P.H.**, 1998, Teflon injection and thyroplasty: objective and subjective outcomes, *Rev. Laryngol. Otol. Rhinol.*, 119:265-269.
- Deliyski, D.D.**, 1993, Acoustic model and evaluation of pathological voice production, Eurospeech'93, Berlin, Germany, 1969-1972.
- Doellinger, M., Eysholdt, U., and Lohsheller, J.**, 2007, Phonovibragraphy: The fingerprint of vocal fold vibrations, *ICASSP*, 381-384.
- Döllinger, M., Hoppe, U., Hettlich, F., Lohscheller, J., Schuberth, S., and Eysholdt, U.**, 2002, Vibration parameter extraction from endoscopic image series of the vocal folds, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 49(8):773-781.
- Eysholdt, E., Rosanowski, F., and Hoppe, U.**, 2003, Vocal fold vibration irregularities caused by different types of laryngeal asymetry, *Eur. Arch. Otorhinolaryngol*, 260:412-417.
- Fant, G.**, 1979, Vocal source analysis - a progress report, *STL-QPSR*, 3-4:31-54.
- Fant, G., Lin, Q., and Gobl, C.**, 1985a, Notes on glottal flow interaction, *STL-QPSR*, 2-3.
- Fant, G., Liljencrants, J., and Lin, Q.**, 1985b, A four-parameter model of glotal flow, *STL-QPSR*, 26(4):1-13.
- Flanagan, J., and Landgraf, L.**, 1968, Self-oscillating source for vocal-tract synthesizers, *IEEE Trans. Audio Electroacoust.*, 16:57-64.
- Fujisaki, and Ljungqvist, M.**, 1986, Proposal and evaluation of models for the glottal source waveform, *Proc. ICASSP*, 31-32.
- Godino-Llorente, J.I., Aguilero-Navarro, S. and Gomez-Vilda P.**, 2000, Non-supervised neural net applied to the detection of voice impairment, *IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 6:3594-3597.
- Gonzalez, R.C., and Woods, R.E.**, 2002, *Digital Image Processing*, Prentice Hall, New Jersey.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Gonzalez, R.C., Woods, R.E., and Eddins, S.L.**, 2004, Digital Image Processing Using MATLAB, Prentice Hall, New Jersey.
- Hansen, J.H.L., Gavidia-Ceballos, L., and Kaiser, J. F.**, 1998, A nonlinear operator-based speech feature analysis method with application to vocal fold pathology assessment, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 45(3):300-313.
- Hanson, D.G., Jiang, J., Chi, W.**, 1998, Quantitative colour analysis of laryngeal erythema in choronic posterior, Journal of Voice, 12 (1):78-83.
- Hui, C., Gelin, L., Kai, Q., and Yongxiang, L.**, 1999. Laryngeal videostroboscopic image processing and its application in art phonetics, Proceedings of the First Joint BMES/EMBS Conference Serving Humanity, Advancing Technology Oct. 13-16, Atalanta, GA, USA, 1135.
- Ilgner, J.F.R., Palm, C., Schütz, A.G., Spitzer, K., Westhofen, M., and Lehmann, T.M.**, 2003, Colour texture analysis for quantitative laryngoscopy, Acta Otolaryngol, 123:730-734.
- Ishizaka, K., and Flanagan, J.**, 1972, Synthesis of voiced sounds from two-mass model of the vocal cords, Bell Syst. Tech. J., 51:1233–1268.
- Johson, D.**, “*Modeling the speech signal*”, <http://cnx.org/content/m0049/latest/> (Erişim tarihi: 07 Şubat 2010).
- Kasuya, H., Ogawa, Sh., Mashima, K.K., and Ehibara, S.**, 1986, Normalized noise energy as an acoustic measure to evaluate pathological voices, J. Acoust. Soc. Amer., 80(5):1329-1334.
- Kaya, S.**, 2002, Larenks Hastalıkları, Bilimsel Tıp.
- Kılıç, M.A. ve Okur, E.**, 2001, CSL ve Dr. Speech ile ölçülen temel frekans ve pertürbasyon değerlerinin karşılaştırılması, KBB İhtisas Dergisi, 8(2):152-157.
- Kızılkaya, A.**, “*Bölüm 4: Görüntü Bölütleme*”, akizilkaya.pamukkale.edu.tr/Bölüm4_goruntu_isleme.pdf (Erişim tarihi: 05 Kasım 2009).
- Köster, O., Marx, B., Gemmar, P., Hess, M.M., and Künzel, H.J.**, 1999, Qualitative and quantitative analysis of voice onset by means of a multidimensional voice analysis system using high speed imaging, Journal of Voice, 13(3):355-374.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Lohscheller, J., Toy, H., Rosanowski, F., Eysholdt, U., and Döllinger, M.,** 2007, Clinically evaluated procedure for the reconstruction of vocal fold vibrations from endoscopic digital high-speed videos, *Medical Image Analysis*, 11:400-413.
- Lu, H.L.,** “*Toward a high-quality singing synthesizer with vocal texture control*”, ccrma-www.stanford.edu/~vickylu/thesis/defense.ppt, (Erişim tarihi: 17 Temmuz 2009).
- Manfredi, C., D’Aniello, M., Bruscgliani, P. and Ismaelli, A.,** 2000, A comparative analysis of fundamental frequency estimation methods with application to pathological voices, *Medical Engineering & Physics*, 22:135-147.
- Manfredi, C., Bocchi, L., Bianchi, S., Migali, N., Cantarella, G.,** 2006, Objective vocal fold vibration assessment from videokymographic images, *Biomedical Signal Processing and Control*, 1:129-136.
- Marendic, B., Galatsanos, N., and Bless, D.,** 2001, A new contour algorithm for tracking vibrating vocal folds, *IEEE*.
- Morse, B.S.,** 2000, “*Lecture 18: Segmentation (Region Based)*”, homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/CVonline/LOCAL_COPIES/.../region.pdf (Erişim tarihi: 07 Kasım 2009).
- Noordzu, J.P. and Woo, P.,** 2000, Glottal area waveform analysis of begin vocal fold lesions before and after surgery, *The Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*, 109:441-446.
- Osma-Ruzi, V., Godino-Llorente, J.I., Saenz-Lechon, N., and Fraile, R.,** 2008, Segmentation of the glottal space from laryngeal images using the watershed transform, *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 32:193-201.
- Overview of Kay’s Image Processing Software (KIPS), Model 9181, Kay Elemetrics Corp.
- Öğüt, F. ve Kılıç, M.A.,** 2007, “*Larenksin benign lezyonları*”, www.tavsiyee diyorum.com/makale_27.htm, (Erişim tarihi: 17 Ağustos 2009).

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Ögüt, F.**, “*Ses ve konuşma bozuklukları*”, www.fatihogut.com/diger/ses_ve_konusma_bozukluklari.doc (Erişim tarihi: 15 Ağustos 2009).
- Quatieri, T.F.**, 2002, *Discrete-Time Speech Signal Processing Principles and Practice*, Prentice Hall.
- Rosenberg, A.**, 1971, Effect of glottal pulse shape on the quality of natural vowels, *Journal of the Acoustical Society of America*, 49:583-590.
- Rotenberg, M.**, 1981, An interactive model for the voice source, *Vocal Fold Physiology Conference*, Madison Wisconsin.
- Schwarz, R., Hoppe, U., Schuster, M., Wurzbacher, T., Eysholdt, U., and Lohscheller, J.**, 2006, Classification of unilateral vocal fold paralysis by endoscopic digital high-speed recordings and inversion of a biomechanical model, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53(6):1099-1108.
- Tao, C., Zhang, Y., and Jiang, J.J.**, 2007, Extracting physiologically relevant parameters of vocal folds from high-speed video image series, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(5):794-801.
- Titze, I.R.**, 1984, Parameterization of the glotal area, glotal flow, and vocal fold contact area, *J. Acous. Soc. Am.*, 75(2):570-580.
- Titze, I.R.**, 1989, A 4-parameter model of the glottis and vocal fold contact area, *Speech Communication*, 8(3):191-201.
- Yan, Y., Ahmad, K., Kunduk, M., and 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.
- Yan, Y., Damrose, E., Bless, D.**, 2007, Functional analysis of voice using simultaneous high-speed imaging and acoustic readings, *Journal of Voice*, 21(5):604-616.
- Yang, G.Z., and Gillies, D.F.**, “*Region based segmentation*”, www.doc.ic.ac.uk/~gzy/teaching/vision/vision-s04.pdf (Erişim tarihi: 22 Kasım 2009).
- Yumoto, E. and Gould, W.J.**, 1982, Harmonics-to-noise ratio as an index of the degree of hoarseness, *Journal Acoustical Society of America*, 71(6):1544-1550.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Wittenberg, T., Mergell, P., Tigges, M., Eysholdt, U.,** 1997, Quantitative characterization of functional voice disorders using motion analysis of high-speed video and modeling, ICASSP'97, 3:1663:1666.
- Wu, Y.,** 2009, "*Active contours without edges*", <http://sites.google.com/site/rexstrieofimageprocessing/> (Erişim tarihi: 02 Kasım 2009).

EKLER

ÖZGEÇMİŞ

Erkan Zeki Engin, Türkiye Cumhuriyeti vatandaşı olup, 27 Kasım 1977 tarihinde Akyazı'da doğdu. Orta öğrenimini İzmir'de tamamladı. Lise öğrenimini Bornova Anadolu Lisesinde 1995 yılında bitirdi. Lisans ve yüksek lisans eğitimlerini, Ege Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik Bölümünden sırasıyla 2000 ve 2003 yıllarında tamamladı. Halen, Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Mühendislik Fakültesi Elektronik Anabilim dalında doktora çalışması yapmaktadır. Aynı zamanda, Ege Üniversitesi Ege Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümünde araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır.