

Döngüde-Doktor Sistemlerle Tıbbi Görüntü Analizi

Program Kodu: 3501

Proje No: 113E506

Proje Yürütücüsü:

Dr. Ulaş Vural

Danışman:

Prof. Dr. Gür Akansel

Bursiyerler:

Esat Can Tekin
Halil İbrahim Ada
Melike İteralp
Emre Sercan Aslan
Erkan Çınar

EYLÜL 2019
İSTANBUL

Önsöz

Bu çalışmanın yürütülmesinde önemli katkıları olan bursiyer öğrenciler Esat Can Tekin'e, Halil İbrahim Ada'ya, Melike İlteralp'e, Emre Sercan Aslan'a, Erkan Çınar'a ve proje danışmanımız Prof. Dr. Gür Akansel'e teşekkür ederim.

Bu çalışma, 113E506 numaralı ve “Döngüde-Doktor Sistemlerle Tıbbi Görüntü Analizi” başlığı adı altında TÜBİTAK tarafından desteklenerek geliştirilmiştir.

Dr. Öğr. Ü. Ulaş Vural

İÇİNDEKİLER TABLOSU

1. GİRİŞ	1
1.1 Görsel Tarama Psikolojisi ve İş Yüğü Algısı	3
1.2 Tıbbi Görüntülerde Öznitelik Çıkartılması	4
1.3 Çevrimiçi Öğrenme.....	5
1.4 Döngüde-insan Sistemler	6
1.5 Optimal İş Yüğü Atama.....	6
2. LİTERATÜR ÖZETİ.....	7
3. YÖNTEM.....	10
3.1 Tıbbi görüntülerdeki alt ve üst seviye özniteliklerin elde edilmesi	10
3.2 Radyoloğa ait zihinsel ve duygusal ölçütlerinin elde edilmesi	11
3.3 Tıbbi görüntülerin görsel zorluk analizi	12
3.4 Görsel özniteliklerin uzmanlık belirlemek için kullanılması	15
3.5 Röntgenlerinin Çifte Okuma Doğruluğunun Arttırılması	16
3.5.1 Çifte-Okuma İçin Zorlanma Oranının Tahmini	17
3.5.2 Çifte-Okuma İçin Uzmanlık Durumu Tahmini.....	19
3.5.3 Çifte-Okuma İçin Olasılıksal Doktor Seçimi	19
4. DENEYLER.....	20
4.1 Deney Ortamının Hazırlanması ve Veri Kümesinin Oluşturulması	20
4.2 Alt-seviye Görsel Özniteliklerin Çıkartılması	23
4.3 Otomatik Organ Bölütleme	25
4.4 Doktorların Uzmanlık Sınıflarının Tahmin Edilmesi.....	30
4.5 Çifte okuma sisteminin doğrulanması	35
4.5.1 Bulgular	38
5. SONUÇLAR	39
6. KAYNAKÇA.....	41

Tablolar Listesi

Tablo 1. Otomatik akciğer bölütleme doğruluk tablosu	30
Tablo 2. Katılımcı doktorların uzmanlık düzeyleri.....	34
Tablo 3. Uzmanlık sınıflandırması karar matrisi (SVM)	34
Tablo 4. Uzmanlık sınıflandırması karar matrisi (Topluluk Yöntemi)	35
Tablo 5. Doktorların uzmanlık durumları	36
Tablo 6. Önerilen çifte okuma sisteminin geleneksel yöntemle karşılaştırılması	37

Şekiller Listesi

Şekil 1. Tıbbi görüntü değerlendirmede temel teknolojik yaklaşımlar	1
Şekil 2. Psikolojik iş yükü modeli	3
Şekil 3. Hastalığın evresine bağlı olarak görsel belirginliğin değişmesi.....	12
Şekil 4. Renkli imgeler üzerinde görsel belirginlik.	13
Şekil 5. Akciğer röntgeninde statik görsel belirgin hesabı.	14
Şekil 6. Topluluk Yöntemleri Temelli Uzmanlık Sınıfı Tahmini Şeması	16
Şekil 7. Radyoloji ünitesine deneyler için kurulan sistem.	20
Şekil 8. Deneylerde radyologlara gösterilen röntgen görüntülerinden 5 tanesi.....	21
Şekil 9. Homografik düzeltme	22
Şekil 10. Akciğer hastalıklarına ait işaretlenmiş tomografi görüntüleri.....	22
Şekil 11. Tıbbi görüntüler üzerinden çıkartılan alt seviye öznitelikler.....	24
Şekil 12. Yerel ikili örüntü ve türevlerinin sonuçları	24
Şekil 13. BT görüntülerinde akciğer bölütleme.....	26
Şekil 14. Tomografi görüntüleri üzerinde işaretlenmiş akciğer bölütleri.....	27
Şekil 15. Elle işaretlenmiş akciğer bölütlerine örnekler	28
Şekil 16. Sistemin çıkarttığı akciğer bölütlerine örnekler	28
Şekil 17. Sonuçlarının elle işaretlenmiş veriyle görsel olarak karşılaştırılması	29
Şekil 18. Deneyler sırasında kaydedilen göz-bakışı hareketleri	31
Şekil 19. Izgara yapısı üzerinde görüntü inceleme stratejilerinin görselleştirilmesi.....	32
Şekil 20. Doktorların 1. tıbbi görüntü üzerindeki göz-hareket ölçütleri.....	33
Şekil 21. İki farklı doktor için öznel zorlanma grafiği.....	37
Şekil 22. Geleneksel ve önerilen yöntemlerin doktor tercihleri.	38

ÖZET

Son yıllarda teşhis koymak için kullanılan tıbbi görüntü sayısında hızlı bir artış olmuştur, bununla birlikte bu görüntüleri değerlendiren uzman radyolog sayısındaki artış ise sınırlı kalmıştır. Uzman ihtiyacını azaltmak için yapılan çalışmaların önemli bir bölümü hastalıklara tam otomatik tanı koymayı amaçlamaktadır fakat bu çalışmalarla üretilen sistemler genel olarak uzman hekimlerin başarımlarına ulaşamamaktadır. Otomatik sistemlerin temelinde bulunan sınıflandırma ve doğru özniteliklerin çıkartılması problemlerinin kısa vadede çözülemeyeceği ve radyolojik görüntüleme sistemleri için radyologların vazgeçilmez bir unsur oldukları düşünülmektedir.

Proje kapsamında yapılan çalışmalarla yukarıda sayılan problemlere çözümler önerilmiştir. Radyologların tıbbi görüntü inceleme süreçleri göz-bakışı takip cihazıyla izlenmiştir. Elde edilen verilerle radyologların uzmanlık durumları, değerlendirme sırasındaki zorlanma seviyeleri tahmin edilmiştir. Ayrıca, tıbbi görüntülerin görsel zorluk seviyeleri hesaplanmış ve ilk kez radyologların kendilerine en uygun görüntülerle çalışabilmeleri için otomatik bir iş yükü dağıtım sistemi önerilmiştir.

Gerçekleştirilen deneysel çalışmalarda önerilen sistemlerin etkinlikleri gösterilmiştir. Bu sistemler tıp eğitimi ve tele-radyoloji alanlarında ticari olarak da değerlendirilmeye başlanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Tıbbi Görüntü İşleme, Döngüde-İnsan, Çevrimiçi Öğrenme, Duyuşsal Hesaplama, Göz-bakışı takibi, İş Yükü Ayarlama

ABSTRACT

Recently, there has been a rapid increase in the number of medical images that is used for diagnosis, yet the number of the specialists has remained limited. There are many scientific studies to diagnose illnesses with fully automatic systems, but these systems generally fail to reach the success of specialists. It is thought that problems of clustering and feature selection which are located in the basis of automatic systems will not be solved in the short term and radiologists are indispensable assets for the radiological imaging systems.

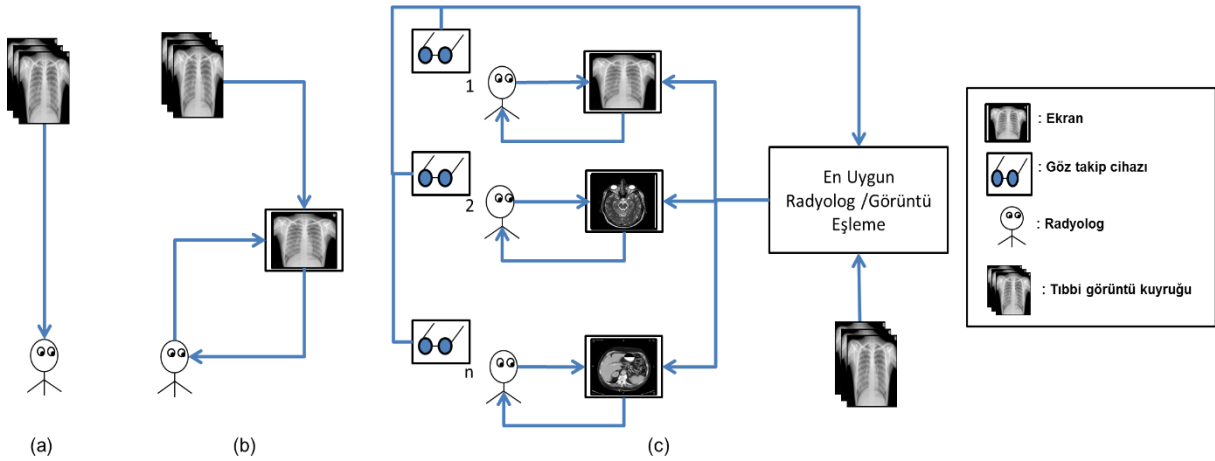
Medical image examination processes of radiologists are monitored by using eye-gaze tracking device. With the obtained eye-gaze data, the radiologists' expertise levels and the level of strain during the evaluation are estimated. In addition, visual saliencies of medical images are calculated and an automated workload distribution system is proposed for the first time for radiologists to work with the most suitable images.

The experiments show the effectiveness of the proposed systems. These systems are also being started to use commercially in the fields of medical education and tele-radiology.

Keywords: Medical Image Processing, Human-in-the-loop, Online Learning, Affective Computing, Eye-gaze Tracking, Workload Adjustment

1. GİRİŞ

Tıbbi görüntüleme teknolojileri uzunca bir süredir kullanılmaktadır. Kısa bir süre öncesine kadar dijital ortamlara alınamamış tıbbi görüntüler filmler üzerinde uzman doktorlara gösterilmekteydi (Bkz. Şekil-1.(a)). Dijital sistemlerin gelişmesi ve tıbbi görüntüleme cihazların ucuzlamasıyla daha fazla tıbbi görüntü alınmaya başlanmıştır. Bu görüntülerin hızlı ve doğru bir şekilde incelenebilmesi için tıbbi görüntü veri tabanları ve görüntüleyici yazılımlar üretilmiştir. Temel görüntü işleme ve üç boyutlu modelleme işlemlerini de yerine getirebilen bu yazılımlar oldukça faydalı olmuşlardır (Bkz. Şekil-1.(b)). Bununla birlikte; etkileşimli bilgisayar yazılımları ve sistemleri temel olarak radyologların her zaman doğru kararları verdiklerini kabul etmektedirler. Radyologların zihinsel ve duygusal durumlarının kontrol etmeyen bu sistemler aşırı iş yükü altında olan radyologların hatalarına karşı açıktırlar. Bu proje kapsamında yapılan çalışmalarla radyologların uzmanlık ve dikkat durumlarını tespit edebilen ve onları destekleyen sistemler önerilmiştir. Geliştirilen döngüde-doktor sistemlerin en temel işleyiş şekli Şekil-1.(c)'de verilmiştir. Sistem, doktorların uzmanlıklarıyla görüntülerin zorluk seviyelerini karşılaştırmakta ve doktorlara en rahat çalışabilecekleri görüntüleri atamaktadır. Böylece hem değerlendirme doğruluk oranları artmakta hem de doktor kaynağı en uygun şekilde kullanılmaktadır.



Şekil 1. Tıbbi görüntü değerlendirmede temel teknolojik yaklaşımlar: (a) Otomatik olmayan klasik tıbbi görüntü değerlendirme yöntemi, (b) etkileşimli sistem ve (c) radyologların iş yüklerini onların dikkat, ilgi ve uzmanlık düzeylerine göre düzenleyebilen döngüde-doktor sistemi modeli.

Döngüde-doktor sistemler tıp ve mühendislik dallarından birçok farklı araştırma alanına ait öğelerin bir araya getirilmesine ihtiyaç duyarlar. Sistemlerin temel öznesi olan uzman radyoloğun görüntü inceleme stratejilerin anlaşılabilmesi için radyoloji, tıp eğitimi ve psikoloji alanlarında çalışmalar yapılırken, mühendislik alanında ise görüntü analizi, optimizasyon ve insan-bilgisayar etkileşimi alanlarında çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Bu alanlara ait temel arkaplan Bölüm-1 ve alt bölümlerinde, akademik ve teknolojik mevcut durum ise Bölüm-2’de sunulmuştur.

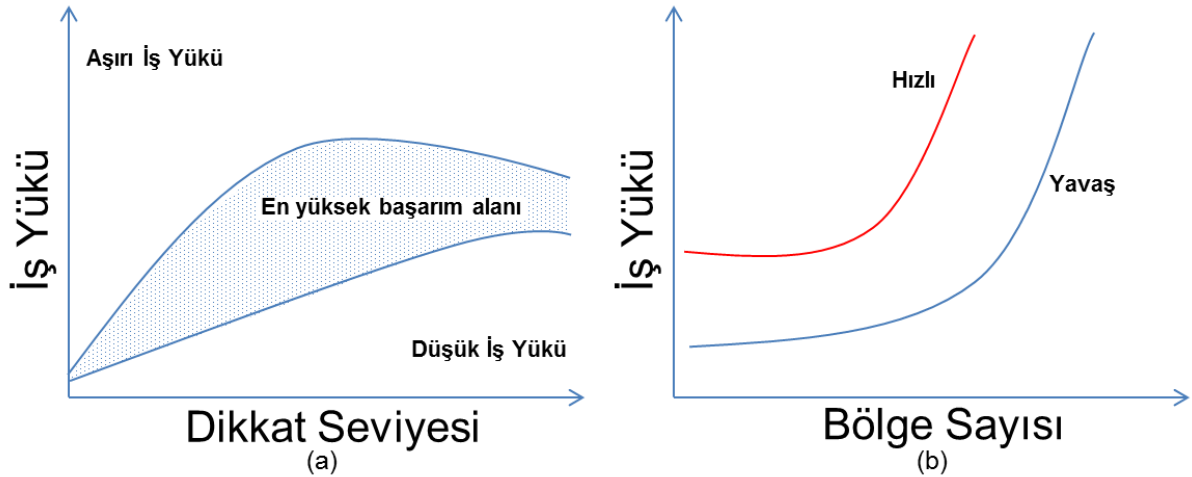
Döngüde-doktor sistemlerin oluşturulabilmesi için çözülmesi gereken alt problemler bulunmaktadır. Bu problemler:

- 1- Doktorların tıbbi görüntü inceleme süreçlerinin kayıt altına alınması,
- 2- Doktorların tıbbi görüntü üzerinde ilgi duydukları özniteliklerin tespit edilmesi,
- 3- Bakış stratejilerine göre doktorların bir görüntüyü uzman doktor gibi inceleyip incelemediğinin tespit edilmesi,
- 4- Tıbbi görüntülerin görsel zorluklarının analiz edilmesi ve
- 5- Farklı görsel zorluk seviyesindeki tıbbi görüntüleri farklı uzmanlık seviyelerindeki doktorlarla optimal şekilde eşleştirilmesidir.

Yukarıda sayılan problemlerin çözümü için geliştirilen yöntem ve sistemlerin detayları Bölüm-3 ve ilgili alt bölümlerinde verilecektir. Bu yöntemlerin doğrulanması için yapılan deneysel çalışmalar ise Bölüm-4’de sunulacaktır.

1.1 Görsel Tarama Psikolojisi ve İş Yükü Algısı

İnsanların günlük hayatta yaptıkları işlerin büyük bölümü görsel ilgi ve dikkati gerektirmektedir. Bununla birlikte, insanların görme kapasiteleri sınırlıdır ve uzun süre görsel dikkat gerektiren görevlerde çalışmak zordur. Tıbbi görüntülerden tanı koyma işi görsel ve zihinsel kaynakların bir arada kullanılmasını gerektirir. Bu nedenle radyologların işleri oldukça yorucudur. Görsel görevleri yerine getiren kişilerin aşırı iş yükü altında hızlı bir şekilde dikkat seviyelerinin düştüğü bilinmektedir (Bkz. Şekil-2.(a)). Radyologların dikkat seviyelerine uygun bir iş yükü altında çalışmaları onların başarımını arttıracaktır. Radyologların iş yükü algıları değişkendir ve kişinin o anki duygusal, zihinsel ve fiziksel durumuna göre farklılık gösterir. Bunun dışında iş yükü algısını belirleyen, tıbbi görüntü ve uzmanlık durumuna bağlı olan ölçülebilir terimler de mevcuttur. Bunlardan ikisi tıbbi görüntü üzerinde odaklanılması gereken bölge sayısı ve görüntü başına düşen inceleme süresidir (Bkz. Şekil-2.(b)). Uzman olmayan kişiler esas dikkat edilmesi gereken görsel özneliklere sahip bölgelerden farklı bölgelere bakmaya ve genellikle çok daha fazla sayıda noktaya odaklanmaya ihtiyaç duymaktayken, uzman kişilerin daha az odak bölgesiyle görüntüleri inceleyebildikleri bilinmektedir.



Şekil 2. Psikolojik iş yükü modeli. (a) Radyologların yüksek başarımla çalışabildikleri bir psikolojik alan vardır ve bu alan dikkat seviyesi ve iş yüküne bağlıdır. (b) İncelenmesi gereken bölge sayısı ve görüntü başına ayrılan süre iş yükünü belirler.

Radyologların görsel tarama stratejileri önemli bir araştırma alanıdır ve son dönemde bu alanda yapılmış çok sayıda çalışma vardır. Bu çalışmalarda doktorların göz-bakış hareketleri izlenerek onların uzmanlık seviyelerinin bulunması ve görsel ilgiyi çeken alt seviye özniteliklerin belirlenmesi sağlanmıştır fakat göz-bakış konumlarıyla alt-seviye öznitelikleri bir arada kullanabilen mekanizmalar proje öncesinde duyurulmamıştır. Bunun başlıca nedeni bu tür çalışmaların genellikle tıp kökenli araştırmacılar tarafından yapılmış olması ve kullanılan bilgisayar teknolojilerinin oldukça zayıf kalmasıdır. Radyoloğun sistem döngüsüne sıkı bir şekilde yerleştirilmesi ve alt-seviye özniteliklerle göz-bakış konumları arasındaki ilişkinin ifade edilebilmesi için projede makine öğrenmesi ve bilgisayarla görme teknikleri kullanılmıştır.

1.2 Tıbbi Görüntülerde Öznitelik Çıkartılması

Tıbbi görüntüler genellikle tek kanallı tek bir resim veya resim serisinden oluşurlar. Bu nedenle bu resimlerde kullanılan öznitelik çıkartma yöntemleri klasik yöntemlerin belli şekilde değişmiş halleri olmaktadır. Parlaklık değerleri ve belli bir bölgedeki görüntü elemanlarının parlaklık değer sıklıkları genel kabul gören özniteliklerdendir. Bunun dışında resimdeki doku değişiklikleri belli lezyon ya da kistik oluşumlara işaret edebilmektedir. Bu alanların ortaya çıkartılması için resim üzerinde türev alınarak parlaklık değişimleri saptanmaktadır. Son dönemde kenar bölgelerin yönlerini hesaba katan hızlı ve iyi çalışan öznitelik bulma yöntemleri geliştirilmiştir. Yerel ikili örüntü (LBP: Local Binary Patterns) sıklıkları, yönlü değişim derecesi histogramları (HOG: Histogram of Oriented Gradients), Haar dalgacıkları ve Gabor süzgeçleri bu yöntemlerin başlıca akla gelenleridir.

Tıbbi görüntüler üzerinde alt-seviye özniteliklerin çıkartılması ve bunlardan radyolog için ilgi çekici olanların çevrimdışı olarak belirlenmesi mümkün olmuştur. Bunun için göz-bakış konumu çevresindeki özniteliklerin ilginç, diğer bölgelerin ise ilgisiz olarak kabul edilmesi yeterlidir. Bununla birlikte, bu alt-seviye özniteliklerin uzamsal konumlarla birlikte öğrenilmesi kolay değildir. Tıbbi görüntülerin elde edilmesi sırasındaki kaymalar, ölçekleme değişimleri ve dönmeler aynı özniteliklerin aynı uzamsal konumlarda ortaya çıkmasını engellerler. Bu problemin çözümü için daha üst seviye bilgiye ihtiyaç vardır. Son dönemde parça-tabanlı (part-based) tanıma ve semantik ilişki oluşturma algoritmaları yaygınlaşmaya başlamıştır. Bu algoritmalar henüz radyolojik görüntü inceleme stratejilerinin ortaya çıkartılması için

kullanılmamıştır. Hızlı bir şekilde organları ve bu organların birbirlerine göre konumlarını bulan sistemler mevcuttur. Bu sistemler organların sınıflandırılması için rastgele orman veya rastgele eğreltiotu tabanlı makine öğrenmesi yöntemlerini kullanmaktadırlar. Proje kapsamında otomatik organ bölütlemesine yönelik çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Ayrıca, farklı alt-seviye görsel özniteliklerin uzamsal göz-bakışı konumlarıyla birlikte kullanılabilmesi için çalışmalar yapılmış ve bu özniteliklerin uzman doktor inceleme stratejileriyle uyumu ortaya konulmuştur.

1.3 Çevrimiçi Öğrenme

Çevrimiçi öğrenme sistemleri eğitim verilerinin ilk aşamada bulunmadığı durumlar için kullanılmaktadır. Bu tür sistemler sınırlı uzunluklu bir kuyruk yapısıyla birlikte kullanılarak dinamik ortamlara uyarlanabilecekleri bilinmektedir. Bunun için kuyruk üzerindeki eski eğitim verileri yenileri ile güncellenir ve çevrimiçi öğrenme algoritmasının bu eğitim kümesiyle çalışması ve yeni duruma uyum göstermesi beklenir.

Güvenlik gözetleme sistemlerinde operatör ilgisinin değişmesi ya da bu proje kapsamında bir radyoloğun tıbbi görüntüyü incelemeye uygunluğu zamanla değişmektedir. Bu tür problemlerde sistemin yeni durumlara uyum sağlayabilmesi önemlidir. Bunun için, bu durumlarda sınırlı ve kuyruk yapılı bir eğitim setinin kullanıldığı çevrimiçi öğrenme algoritmaları kullanılmaktadır. İki-sınıflı Adaboost algoritması çevrimiçi öğrenme yapacak şekilde düzenlenebilir. Bu tür bir sistem görüntüleri ilgili/ilgisiz olarak tanımlayabilir. Adaboost algoritmasının gerçek sayılı bir türevi kullanılarak, bir tıbbi görüntünün radyoloğun uzmanlığına ve anlık psikolojik durumuna ne kadar uygun bir görüntü olduğu belirlenebilir. Burada dikkat edilmesi gereken iki önemli nokta vardır. Bunlardan ilki resimlerin küresel ve yerel özniteliklerin radyolog ölçütleriyle bir arada kullanılmasıdır. Bu sayede resimler ve radyolog ilgisi ilişkisi makine öğrenmesi sayesinde kurulmuş olmaktadır. İkinci önemli nokta ise sistemin hastalık türlerini bilmek ve hastalığı saptamak gibi sorumluluklarının olmamasıdır. Bu görev radyologundur. Önerilen sistem; sadece görüntünün radyoloğa ne oranda uygun olduğunu söylemektedir ve böylece klasik otomatik sistemlerin sınıflandırma hatalarından önemli ölçüde arındırılmıştır.

1.4 Döngüde-insan Sistemler

Şekil-1.(b) ve Şekil-1.(c)'de gösterilen tıbbi görüntü değerlendirme sistemlerinin her ikisi de birer döngü içermektedir. Bununla birlikte Şekil-1.(b)'deki döngü sadece radyoloğun sisteme verdiği komutları göstermektedir. Bu tür sistemler etkileşimli sistemler olarak adlandırılırlar. Etkileşimli sistemlerde döngü yapısı oldukça zayıftır ve insan faktörlerinin izlenmesi söz konusu değildir. Bu nedenle bu sistemler insan hatalarına karşı açıktırlar. Döngüde-insan sistemler ise kullanıcıların durumlarını izleyerek onları destekleyen ve hata yapmalarını engellemeye yardımcı mekanizmalar sunarlar. Bu nedenle bu sistemlerdeki döngüler daha etkili ama aynı zamanda daha karmaşıktırlar.

Döngüde-insan sistemler güvenlik gözetleme sistemlerinde kullanılmış ve güvenlik operatörünün göz-bakış konumlarından ilgi, dikkat ve bakma noktaları analiz edilmiştir. Yapılan analizlerin sonucunda güvenlik görüntüleri operatör ölçütlerine göre yeniden oluşturulmuş, böylece operatörlerin hata oranları düşürülmüştür. Bu sistemlerin insan faktörünün kararlılığını artırırken verimliliğini düşürmediği gösterilmiştir. Önerilen sistemde daha önceki alt bölümlerde belirtilen çevrimiçi öğrenme ve görsel öznitelik çıkartma algoritmaları kullanılmıştır.

1.5 Optimal İş Yüğü Atama

Radyoloji ünitesindeki iş yükünün en iyi şekilde radyologlara dağıtılması için otomatik bir sistem tasarlanmıştır. Buradaki otomatik sistem her bir tıbbi görüntünün en uygun radyoloğa atanmasını sağlamaktadır. Böylece; hem tıbbi görüntü değerlendirme doğruluğu yükselmekte hem de dengeli bir iş dağılımı ile maliyet etkinliği sağlanmaktadır.

İş yüklerinin atanmasın öncelikle doktorların uzmanlık seviyelerinin ve tıbbi görüntülerin zorluk seviyelerinin ortaya çıkartılması sağlanmıştır. Daha sonra hırslı bir sezgisel optimizasyon algoritması kullanılarak en zor görüntüler ile en uzman doktorlar eşleştirilmiştir.

2. LİTERATÜR ÖZETİ

Tıbbi görüntülerin otomatik olarak değerlendirilmesini amaçlayan çok sayıda bilimsel çalışma mevcuttur (Shams vd., 2010; Dhawan, 2011; Azhari vd., 2014). Bununla birlikte tıbbi görüntüler hastalık, çekim bölgesi ve yöntemi, cihaz parametreleri gibi birçok değişkenden etkilenmekte ve kabul edilebilir doğrulukta sonuçlar veren otomatik sistemler sadece çok sınırlı problem uzaylarında çalışmaktadırlar. Bu çalışmalar sonucunda üretilen sistemler radyologlara göre hızlı olsalar da başarımları çoğu durumda uzman radyologların başarımlarından kötüdür (Hu vd., 2003). Günümüzde ticarileşme imkânı bulan birçok yazılım sistemi bu nedenle doğrudan teşhis koymak yerine doktorlarının karar alma mekanizmalarını desteklerler. Bu sayede iş yükleri oldukça fazla olan radyoloji uzmanlarının etkinliklerinin ve verimliliklerinin artırılması amaçlanır (Reiner, 2008b). Bu etkileşimli sistemler tam otomatik sistemlerden daha doğru sonuçlar verseler de genellikle uzmanların girdikleri verilerin tamamen ya da çok büyük ölçüde doğru olduğu varsayımına dayanırlar ve radyologların durumlarını kontrol edebilen mekanizmaları yoktur. Son dönemde radyoloji uzmanları bu durumdan duydukları rahatsızlıkları açıkça dile getirmeye başlamış ve kendi zihinsel ve duygusal durumlarını dikkate alan sistemlerin gerekli olduğunu vurgulamışlardır (Reiner, 2008a).

Radyologların çalışma sırasındaki göz-bakışı hareketleri hem sürecin anlaşılması hem de radyologları destekleyebilen sistemlerin geliştirilmesi için farklı açılardan incelenmiştir (Alzubaidi vd., 2009; Antonelli ve Yang, 2007; Dempere-Marco vd., 2002; Yang vd., 2002). Bu çalışmalardan büyük bir bölümü doktorların baktıkları konumlardaki alt-seviye görsel özniteliklerin istatistiklerini kullanarak radyologların görsel ilgisini çeken doku ve renk özelliklerini (salient features) belirlemeyi amaçlamışlardır (Alzubaidi vd., 2010a; Alzubaidi vd., 2010b; Manning vd., 2006; Mello-Thoms vd., 2002). Yapılan diğer bir grup çalışma ise doktorların göz-bakış hareketlerini izleyerek doktorların uzmanlık durumlarını belirlemeye çalışmaktadır (Chen ve Gale, 2010; Pietrzyk vd., 2009; Wood vd., 2012). Bu çalışmalar temel olarak röntgen görüntüleri üzerinde çalışabilmektedir ve görsel özniteliklerle göz-bakış konumlarını bir arada kullanacak mekanizmaları yoktur (Carmody vd., 2001; Hu vd., 2003). Bunun temel nedeni tıbbi görüntülerdeki ölçekleme ve konumlandırma problemlerdir. Bu yöntemlerin bir diğer temel eksikliği ise doktorları çevrimdışı olarak incelemeleridir.

Tıbbi görüntülerin değerlendirilmesi gibi görsel ağırlıklı görevlerin yerine getirilmesi insanlar için zor ve yorucu görevlerdir (Reiner ve Krupinski, 2012a). Uzun süre boyunca ve çok sayıda tıbbi görüntüyü incelemek zorunda olan radyologlar yorulacaklardır (Reiner ve Krupinski, 2012b). Radyologların dikkatli bir şekilde görüntü inceleme süreleri uzmanlık seviyeleri (Alvarez ve Franconeri, 2007; Wood vd., 2012), duygusal ve zihinsel durumları (Khan ve Hedges, 2012; Becker vd., 2012) ve iş yükü algıları (Huang vd., 2009) gibi birçok öznel değişkene bağlıdır. Bu kişisel değişkenlerin dışında tıbbi görüntülerin zorlukları da radyologların erken yorulmasına neden olabilmektedir (Alzubaidi vd., 2010a; Reiner ve Krupinski, 2012b). Bir resimdeki dokuları ayırt etmek için gereken renk zıtlığının yetersizliği, kontrol edilmesi gereken alan sayısı ve bu alanların uzamsal büyüklükleri gibi etmenler tıbbi görüntünün zorluğunu belirlemektedir (Alvarez ve Franconeri, 2007). Hem öznel hem de nesnel etmenlerin bir arada ve çevrimiçi kontrol edilmesiyle çözülebilecek bu problemin bilimsel kaynaklarda bilinen bir çözümüne daha önce bilimsel kaynaklarda rastlanmamıştır.

Döngüde-insan sistemlerde sistemi kullanan insanların göz-bakış ölçütlerinin kullanılması ve böylece insan hatlarının önünde geçilmesi için çalışmalar yaygınlaşmaktadır. Bu konuda daha önce proje yürütücünün yaptığı çalışmalarla güvenlik gözetleme sistemlerini kullanan operatörlerin durumları izlenmiş ve operatörlerin gözden kaçırmış olacakları hareketler saptanarak güvenlik operatörüne yeniden izletilmiştir (Vural ve Akgül, 2009). Benzer şekilde güvenlik operatörünün göz-bakışını kullanan ancak daha gelişmiş sistemler üzerinde de çalışılmıştır. Bu çalışmaların ilkinde tek bir güvenlik operatörünün dikkat seviyesi ölçülerek güvenlik videosunun yoğunluğu operatörün ilgi seviyesine uygun olacak şekilde düzeltilmiştir (Vural ve Akgül, 2011). İkinci bir çalışmada ise güvenlik operatörünün ilgi duyduğu görsel öznitelikleri öğrenilmiş (Friedman vd., 2000) ve ilgi duyulan hareketlerin operatör tarafından daha erken izlenmesi sağlanmıştır. Bu sistemin en önemli avantajlarından biri geliştirilmiş olan çevrimiçi bir makine öğrenmesi yöntemi kullanması (Babenko vd., 2009) ve operatörün ilgi değişimlerine uyum sağlamasıdır (Vural ve Akgül, 2012). Bununla birlikte bu sistemler doğrudan tıbbi görüntü inceleme sistemlerine uygulanamazlar. Tıbbi görüntülerin renk ve doku yapıları güvenlik görüntülerine kıyasla oldukça özeldir. İkinci farklı olarak ise güvenlik videosu sistemlerinde sadece yerel öznitelikler yeterli olurken, tıbbi görüntülerin üzerinde dönme ve kayma etkilerinin savuşturulması için daha üst seviye özniteliklerle eşleştirilmesi sağlanmıştır. Bunun için sistem rastgele eğretiltiği tabanlı bir çoklu-organ tanımlama algoritmasını

kullanacaktır (Pauly vd., 2011). Son ve önemli bir farklılık ise döngüde-insan sistemin çok sayıda kullanıcıya genelleştirilmesi olacaktır. Geliştirilen sistemle tıbbi görüntülerin bir radyoloji ünitesindeki radyologlar arasından dikkat seviyesi en yüksek ve uzmanlığı o tıbbi görüntüye en uygun olan hekime eşleştirilmesi sağlanacaktır. Bu sistemin benzeri bir sisteme bilimsel kaynaklarda rastlanmamıştır.

Önerilen sistemdeki eşleştirilmelerin yapılması için görüntü-hekim eşleştirme problemi bir eniyileme (optimizasyon) problemi olarak tanımlanmıştır (Liu, 2009). Bu problemin en iyiye yakın çözümlerinin bulunması için meta-sezgisel algoritmalar kullanılmaktadır.

3. YÖNTEM

Proje kapsamında gerçekleştirilen çalışmalar ana hatlarıyla dört başlık altında toplanabilirler:

1. Tıbbi görüntülerdeki alt ve üst seviye özniteliklerin elde edilmesi,
2. Radyoloğa ait zihinsel ve duygusal ölçütlerinin elde edilmesi,
3. Doktorların uzmanlık sınıflarının tahmin edilmesi,
4. Otomatik organ bölütlemesi ve
5. En uygun radyolog/tıbbi görüntü eşleştirilmesinin yapılması.

Yukarıda sıralanan her bir başlığa ilişkin yöntem ve parametreler alt başlıklarda ayrı ayrı açıklanmıştır.

3.1 Tıbbi görüntülerdeki alt ve üst seviye özniteliklerin elde edilmesi

Tıbbi görüntüler üzerinde radyoloğun ilgi duyduğu bölgeler ve görsel öznitelikler ortaya çıkartılacaktır. Alt seviye görsel öznitelikler olarak öncelikle tıbbi görüntüler üzerinde yaygın olarak kullanılan aşağıdaki öznitelik çıkartma yöntemleri iki ve üç boyutlu görüntü uzaylarında tercih edilmiştir:

- a) Piksel parlaklık değerleri,
- b) Piksel parlaklık histogramları (Pixel intensity histograms),
- c) Yerel ikili örüntü (Local binary pattern),
- d) Yönlü değişim derecesi histogramları (Histogram of oriented gradients),
- e) Haar dalgacıkları (Haar wavelets) ve
- f) Gabor süzgeçleri.

Benzer alt-seviye öznitelikler radyologların ilgisini çeken örüntüleri bulmayı amaçlayan çevrimdışı sistemlerce de kullanılmıştır. İlgi duyulan öznitelik grubu araştırılan hastalığa, organa ve tıbbi görüntüleme yöntemine göre farklılık göstermektedir. Bu problemin üstesinden gelebilmek için yapılabilecek işlerden bir tanesi alt-seviye özniteliklerin üst seviyedeki organ ve doku bilgileriyle bir arada kullanılmasıdır. Organların yerlerini ve konumlarını hızlı ve yeterince hassas bir şekilde bulabilen sistemler mevcuttur.

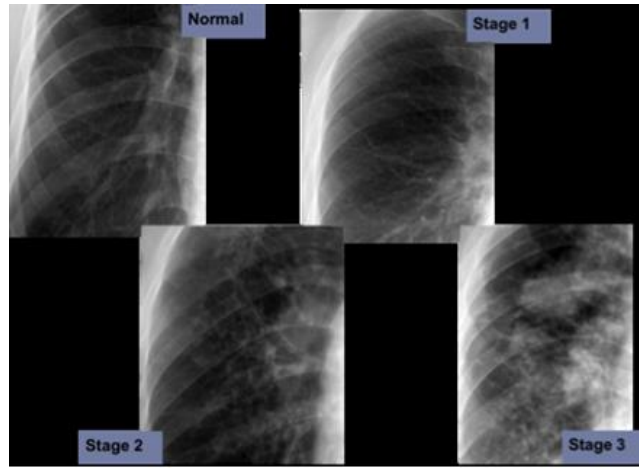
3.2 Radyoloğa ait zihinsel ve duygusal ölçütlerinin elde edilmesi

Radyologların çevrimiçi olarak dikkat seviyeleri, ilgi duydukları/şüphelendikleri hastalığa ait öznitelikler, etkileşim yöntemleri ve uzmanlık durumları analiz edilmiştir.

Radyologların durumlarının izlenmesi için yürütücünün doktora tezinde de kullanılan göz-bakışı tabanlı ölçütler kullanılmıştır. Bunun için tıbbi görüntüyü değerlendiren doktorlar göz-bakışı hareketlerini takip edebilen bir gözlük takarak görüntüleri incelemişlerdir. Bu gözlükte bulunan ve göz bebeğini algılayabilen kameraya ait düzlem ile tıbbi görüntülerin gösterildiği ekran arasında öncelikle homografik bir eşleştirme kurulmaktadır. Bu kalibrasyon işleminin tamamlanmasının ardından sistem doktorun ekranda hangi bölgeye baktığını, göz kırpma, yumuşak izleme (smooth pursuit) ya da gözün sıçrama (saccade) durumlarını algılayabilmektedir. Önerilen sistemde radyoloğun dikkat durumunun ölçülmesi için göz kırpma sıklığındaki değişim kullanılmıştır. Göz kırpma sıklığındaki artış radyoloğun yorulmaya başladığını göstermektedir. Benzer çalışmalar sürücülerin yorgunluk durumlarının analizinde de sıklıkla tercih edilmektedir. İş yükünün ölçülmesi için ise radyoloğun tıbbi görüntüyü toplam inceleme süresi ve odaklandığı bölge sayısına bakılmıştır. Bir bölgenin odaklanmış bölge olarak etiketlenmesi için radyoloğun belirlenmiş bir süre eşliğinden daha uzun süreyle ekranın bir bölgesine bakması beklenmiştir. Uzmanlık belirlemek için ise radyologların benzer resimler üzerindeki odaklanma sayıları, hareket izleri ve süreleri incelenmiştir. Uzmanların arama stratejilerinin daha uzun sıçramalar ve daha az odaklanılmış bölge içerdiği gözlemlenmiştir. Tıbbi görüntüler üzerinde göz-bakışının denk geldiği piksel etrafındaki dairesel bir alan çevresel görme (peripheral vision) alanı olarak kabul edilmiş ve bu bölgede görsel özniteliklerin radyoloğun ilgisini çektiği kabul edilmiştir. Bu kabulün temel nedeni göz-bakışı takip cihazların kalibrasyon hassasiyetlerin zamanla değişmesidir.

3.3 Tıbbi görüntülerin görsel zorluk analizi

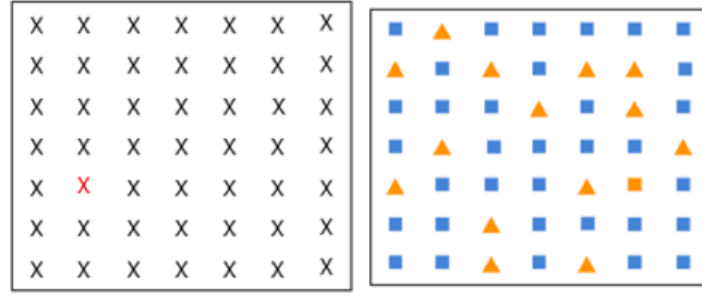
Tıbbi görüntülerin değerlendirilmesi için tamamen görsel ağırlıklı bir iştir. Görsel ağırlıklı işlerin insanlar için zorlayıcı olduğu bilinmektedir. Bu işlerde çalışan kişiler sınırlı görsel algı kapasitelerini iyi şekilde kullanabilmek için bilinçaltı yöntemler geliştirirler. Uzman radyologlar gibi uzun süreler içinde bu yöntemlere sahip olmuş kişiler görüntüleri daha az zorlanarak değerlendirebilirler. Yine de bu kişilerin stres ve iş yükü seviyeleri değerlendirdikleri tıbbi görüntülerin türlerine, vücut bölgesine, hastanın klinik bilgilerine, hastalığın evresine ve görüntünün kendisine bağlıdır.



Şekil 3. Hastalığın evresine bağlı olarak görsel belirginliğin değişmesi

Tıbbi görüntü türleri içinde röntgen, mamografi, MR ve BT gibi görüntü türleri düşünülebilir. Görüntülemenin yapıldığı vücut bölgesi de incelenecek bağımsız nokta sayısını artırdığı için uzman doktorları zorlayabilmektedir. Bu iki ana ölçüt için doktorlar üst kısımda verilmiş uzmanlık tahmin yöntemleriyle değerlendirilebilmektedirler. Bu ölçütlerin dışında aynı bölge ve aynı görüntü türü olmasına rağmen bazı görüntüler doktorlar tarafından daha kolay diğerleri ise daha zor olabilmektedir. Bu zorluğu belirleyen etmen hastalıklı bölgenin rahat bir şekilde gözle seçilip seçilemediğidir. Buna tıbbi görüntüler için görsel belirginlik denilir.

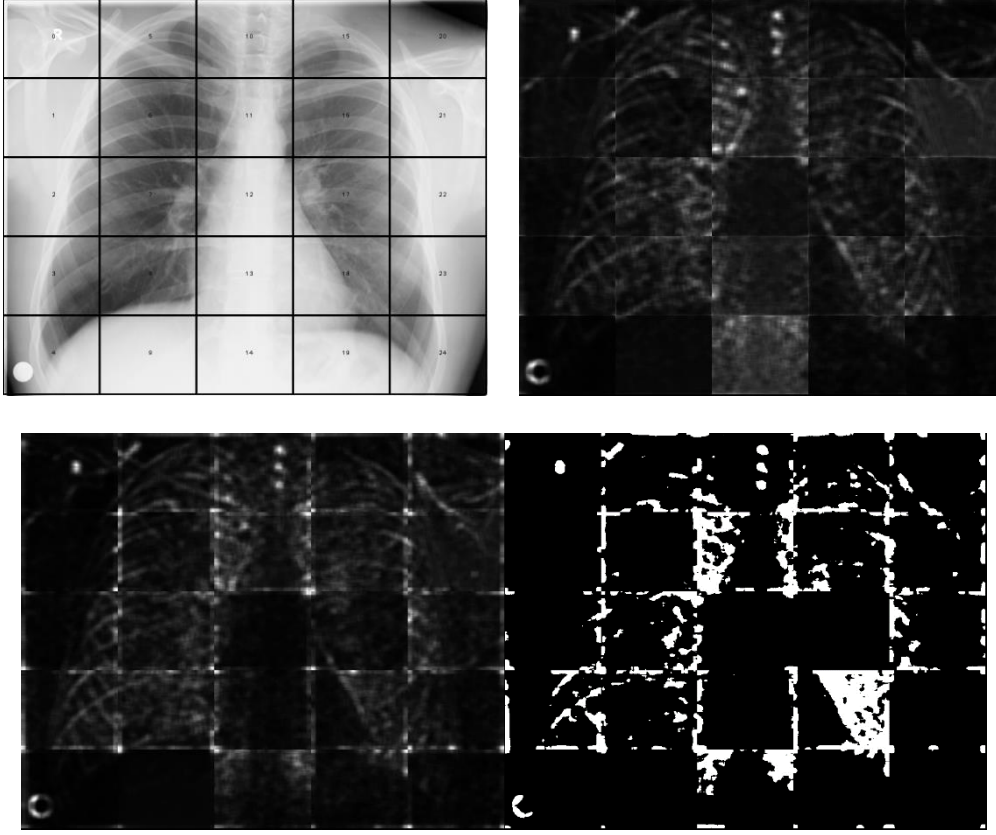
Görsel belirginlik bir nesnenin veya daha genel olarak resmi bazı bölgelerinin insan gözünce rahat bir şekilde ayırt edilebilmesidir. Kırmızı rengin insanlar tarafından diğer renklere kıyasla daha ilgi çekici olması, tamamı siyah renk olan benzerlerinden farklı renkte olmasının fark edilmeyi kolaylaştırması, üçgen şekillerin insanlar tarafından daha önce fark edilmesi gibi psikolojik görsel belirginlik durumları bilinmektedir.



Şekil 4. Renkli imgeler üzerinde görsel belirginlik.

Tıbbi görüntüler renk bilgisi içermese ve genel olarak alışılmış geometrik nesne formlarını barındırmasa da bu görüntüler üzerinde de genel olarak bilinen görsel belirginlik türleri proje kapsamında ilk kez uygulanmıştır. Üç farklı görsel belirginlik skoru üretilmiştir:

- 1- Durağan (Statik) Görsel Belirginlik: Röntgen, mamografi veya BT/MR dilimleri gibi tekil görüntüleri üzerinde tek bir imgeyi kullanarak görsel belirginlik hesaplanmıştır. Bu görsel belirginlik imgenin belirli gölgeleri diğer bölgelere oranla farkı (dış fark) ve bölgenin kendi içindeki parlaklık ve doku değişimi (iç fark) olarak değerlendirilmiştir. Doku değişiminin algılanması için belirlenen ızgaralar içinde LBP alt seviye özneliklerinin sıklık grafikleri (histogram) tercih edilmiştir.
- 2- Hareket Kaynaklı (Dinamik) Görsel Belirginlik: MR ve BT gibi çok kesitli tıbbi görüntüler üzerinde çalışan doktorlar ardışık kesitleri ileri ve geri oynatarak dikkat ettikleri bölgedeki parlaklık değeri değişimlerini izlemektedirler. Bu tür belirginlik skorunu oluşturmak için iki farklı yöntem denenmiştir. Bunlardan ilki; her bir dilimdeki imgeyi kendinden önce ve sonra gelen imgelerden farkı alınmıştır. Bu fark değerlerinin minimum, maksimum ve kesit sayısına göre normalize edilmiş değerleri tıbbi görüntünün görsel belirginliğini belirlemek için kullanılmıştır. Ayrıca, renkli videolar için geliştirilmiş olan ve arkaplan değişimlerine kendini uyarlayabilen bir hareket belirginliği yöntemi de denenmiştir. Bu yöntemin hesaplama karmaşıklığına rağmen ilk yöntemden daha iyi bir sonuç vermemiştir. Bunun nedeni, tıbbi görüntü kesitlerindeki değişimlerin arkaplan değişimi olarak değerlendirilemeyecek olmasıdır. Bu nedenle; aynı organ dokusu içindeki ufak parlaklık değerleri doktorlar için önemli olurken bu yöntemde bu tür kısımların önemli ölçüde filtrelendiği izlenmiştir.



Şekil 5. Akciğer röntgeninde statik görsel belirgin hesabı.

3. Nesnesellik: Yüzler, tehlike olarak düşünülen üçgen formlar gibi nesne formlarının insanlar tarafından seçilmesi daha kolaydır. Genel olarak ilk görsel dikkat bu tür görsel formlara odaklanır. Tıbbi görüntülerde nesnellik statik/dinamik görsel belirgin bölgelerin büyüklükleri ve oluşturdukları formlardır. Bu kapsamda daha önce hesaplanmış görsel belirginlik imgeleri üzerinde belli bir eşik değerin üzerindeki kısımlar için morfolojik yayılım ve sonrasında kümecik (blob) büyüklüğü sayma işlemi yapılmaktadır. Bir görsel üzerindeki kümeciklerin hacmen büyümesi görsel zorluğu azaltırken, kümecik sayısının artması zorluğu da arttırmaktadır.

Röntgen ve mamografi görüntülerinde dinamik görsel belirginlik hesaplanmamaktadır. Kesitli tıbbi görüntüler de her üç belirgin skoru da kullanılmaktadır.

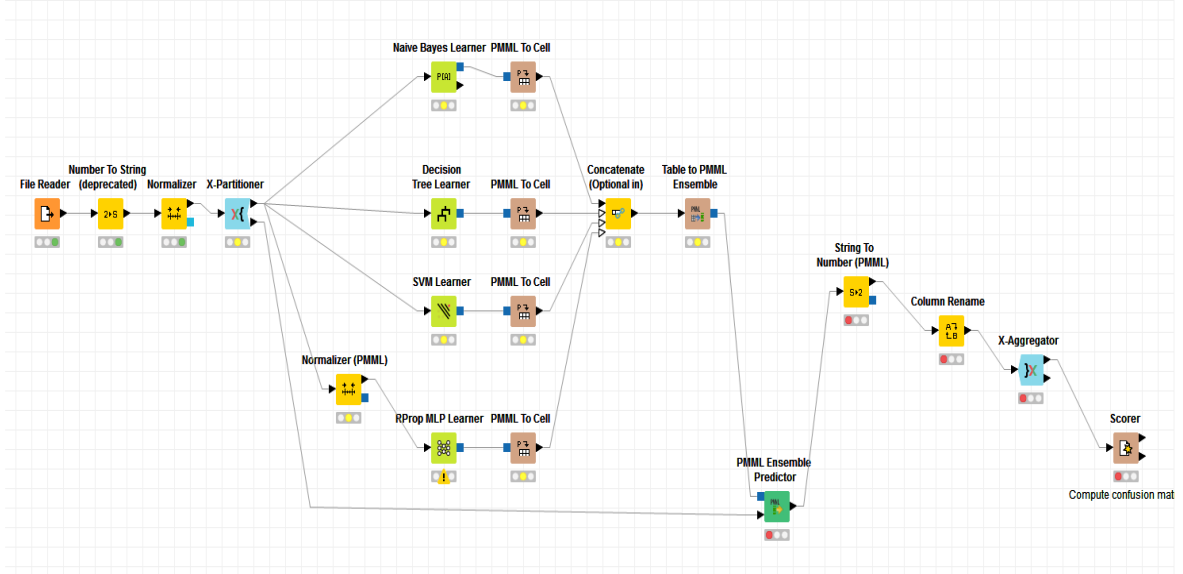
3.4 Görsel özniteliklerin uzmanlık belirlemek için kullanılması

Radyologların uzmanlık sınıflarının tahmin edilebilmesi için iki farklı makine öğrenmesi yöntemi kullanılmıştır. Bunlardan ilki çok sınıflı destek vektör makinesidir (SVM). İkinciye sınıflandırmanın topluluk yöntemleriyle (ensemble methods) yapılmasıdır. Her iki yöntemde de benzer öznitelikler kullanılmıştır.

Bu öznitelikler; radyologların odaklanma sayıları, göz sıçrama ve yumuşak geçiş sayıları, bu ölçütlerin tüm göz-bakışı hareketleri içindeki oranları ve tıbbi görüntü üzerindeki ızgaralardaki geçirilen sürelerin toplam süreye oranıdır. Bu son öznitelik 100 elemanlı bir vektördür. Vektörün her bir elemanı görüntü üzerindeki bir alana denk gelmektedir. Görüntü göz-bakış takip cihazındaki gürültü nedeniyle piksel piksel işlenememekte onun yerine yetirince geniş alanlar tanımlanmaktadır. Her bir bölgede geçirilen süre toplam inceleme süresine bölünerek öznitelik vektöründeki her bir eleman normalize edilmektedir.

İlk yöntem doğrudan bu öznitelikleri kullanan 3-sınıflı bir SVM sınıflandırıcıdır. İkinci yöntemde ise topluluk yöntemleri denenmiştir. Bu yöntemde de daha önceki yöntemde kullanılan temel göz-bakış ölçütleri (sıçrama, odaklanma, yumuşak geçiş) ile göz bakışı konumları ile ızgara örtüşme istatistikleri (NN, PN, NP ve PP) öznitelikler olarak kullanılmışlardır. Yöntem içinde dört farklı sınıflandırıcı bir arada kullanılmışlardır. Bu sınıflandırıcılar; naif Bayes, karar ağacı, destek karar makinesi ve olasılıksal çok-katmalı perseptron olarak belirlenmiştir.

Yönteminin denemesi için KNIME açık-kaynak kodlu veri analiz, raporlama ve bütünleştirme platformu kullanılmıştır. Bu platform üzerinde oluşturulan akışın şeması Şekil-6'da sunulmuştur.



Şekil 6. Topluluk Yöntemleri Temelli Uzmanlık Sınıfı Tahmini Şeması

3.5 Röntgenlerinin Çifte Okuma Doğruluğunun Arttırılması

Çoğu durumda tıbbi görüntülerin incelemesi o görüntünün tek bir uzman radyoloğa rastgele olarak atanmasıyla tamamlanır. Son dönemde, başta kanser vakaları olmak üzere kritik durumlar için birden fazla uzman doktorun aynı görüntü üzerinde çalışması yaygınlaşmaktadır. Yapılan araştırmalarda uzman radyologların görüntülerde kaçırdıkları vakaları ikinci bir uzmanın incelemesinde %28 oranında yakaladıkları görülmüştür (Yankaskas vd., 2011). Bu nedenle; başta kanser vakaları olmak üzere Avrupa Birliği her bir görüntünün birden çok uzman doktor tarafından incelenmesini şart koşturmaktadır (Gillan ve Gilbert, 2015). Bu tür durumlarda geleneksel işleyiş bir görüntünün rastgele iki uzmana atanmasıyla başlar. Eğer iki uzman aynı görüşteyseler karar verilir. Aksi durumda görüntü 3. bir uzmana gönderilir ve o doktorun kararı diğer iki doktordan biriyle örtüşeceğinden doğru olarak kabul edilir.

Tıbbi görüntü inceleme sürecine benzer görsel görevlerde doğruluk ve başarımlar, görevi yapan kişinin uzmanlığına, anlık psikolojik ve mental durumuna ve çalışma sürelerine bağlı olarak değişiklik gösterir (Vural ve Akgül, 2011). Bu durumları incelemek için sıklıkla kullanılan yöntemlerden biri göz-bakış ölçütlerinin izlenmesidir. Uzman doktorların tıbbi görüntüleri incelerken tecrübesiz doktora göre daha az sayıda bölgeye odaklandıkları (Manning vd., 2006) ve görüntüleri daha çok uzun sıçrama hareketi yaparak (Krupinski vd., 2006) inceledikleri bilinmektedir. Ayrıca; uzmanların daha az adanmış dikkatle görsel görevleri yerine

getirebildikleri ve bu görevleri daha kısa sürelerde tamamladıkları bilinmektedir (Voisin vd., 2013).

Göz-bakışı tabanlı bu çalışmalar genel olarak radyologların görüntü inceleme sürecindeki görme psikolojisini ortaya koymak için faydalıdır. Bununla birlikte, merkezlerde görev alan çok sayıda radyoloji uzmanına uygun şekilde iş ataması yapabilecek ve buradaki değerli kitle kaynağı etkin bir şekilde kullanabilecek bir sistem henüz önerilmemiştir.

Bu çalışmada (Vural vd., 2016), radyologların tıbbi görüntüleri incelerken ne ölçüde zorlandıklarını tespit edebilen ve daha doğru bir şekilde doktor seçimi yapabilen bir sistem geliştirilmiştir. Ayrıca, birden fazla doktorun aynı görüntüyü incelediği durumlar için bir uzmanlık tahmini yöntemi de ilk kez bu çalışmada önerilmiştir. Önerilen yöntem iki farklı noktada bu doğrusal iş akışına müdahale etmekte ve bu akışı bir döngüsel kontrol mekanizması içine yerleştirmektedir. Bunlardan ilki; doktorların bir görüntüyü değerlendirirken ne ölçüde zorlandıklarının çevrimiçi olarak ölçülmesidir. Bu ölçümlerde görsel görevler için bilinen göz-bakışı tabanlı ölçütler radyolojik değerlendirme görevine uyarlanarak kullanılacaktır. İkinci getirilen yenilik ise çifte okuma sistemlerinde doktorların uzmanlıklarının tahmin edilmesidir. Radyologların uzmanlıklarını belirlemek kolay bir iş değildir fakat birden fazla doktorun aynı görüntüyü incelediği durumlara özel bir tahmin yöntemi geliştirmek mümkündür. Bu noktalara ait geliştirilen yöntemler ve temel alınan kabuller ilgili alt bölümlerde sunulacaktır.

3.5.1 Çifte-Okuma İçin Zorlanma Oranının Tahmini

Radyologların görsel görevleri yerine getirirken gerçekleştirdikleri göz-bakışı hareketleri uzmanlıklarına ve anlık psikolojik durumlarına özgüdür. Doktorların belli bir süre boyunca tıbbi görüntüleri inceleme süreci analiz edildiğinde ortalama göz-bakış ölçütleri elde edilebilir. Bu ortalama durum görüntü türü ve görüntüleme bölgesi gibi farklılara duyarlı olduğundan her bir durum için ayrı ayrı hesaplanmalıdır. Belli bir görüntü sınıfı için doktorun eski incelemelerinden elde edilen ortalama değerler ile doktorun mevcut değerlendirme süresince toplanan istatistikleri karşılaştırılarak doktorun o görüntüde ne ölçüde zorlandığı tahmin edilebilir.

Tıbbi değerlendirmeye katılacak doktorların kümesi olan D içinde yer alan her bir D_i doktoru için t zamanında incelenecek bir I_t tıbbi görüntüsündeki odaklanma sayısı $Odak(D_i, I_t)$, sıçrama sayısı $Sicrama(D_i, I_t)$ ve toplam inceleme zamanı $Zaman(D_i, I_t)$ fonksiyonları kullanılarak hesaplanır.

$Zaman(D_i, I_t)$ fonksiyonu ilgili I_t tıbbi görüntüsü ve D_i doktor çifti için kaydedilmiş $GB(D_i, I_t)$ göz-bakış konumları serisinin toplam eleman sayısını verir:

$$Zaman(D_i, I_t) = \#(GB(D_i, I_t)) \quad (1)$$

$gb_j(D_i, I_t) \in GB(D_i, I_t)$ ilgili görüntü-doktor çifti için alınmış tüm göz-bakışı ölçümleri kümesindeki j . ölçümün ekran üzerindeki konumunu verdiğinde bir tıbbi görüntüdeki $Odak(D_i, I_t)$ odaklanma sayısı belli ve sabit bir T_{odak} eşik süresinden daha uzun süre göz-bakışının bir noktanın yakın bir K komşuluğunda kalma sayısı olarak hesaplanabilir.

$$Odak(D_i, I_t) = \quad (2)$$

$$\sum_{\forall gb_j \in GB} \begin{cases} \sum_{k=i}^{i+T_{odak}} \left\{ \begin{array}{l} |gb_k - gb_{k+1}|/K \leq 1 \\ diger \end{array} \right. & 1 \\ & 0 \end{cases} = T_{odak} \quad \begin{matrix} 1 \\ 0 \end{matrix}$$

Göz-bakışındaki sıçrama adeti $Sicrama(D_i, I_t)$ ise ardışık iki göz-bakış ölçümünün ekran üzerindeki konum farkının belli bir $T_{sicrama}$ uzaklığını aştığı durumların toplam sayısıdır:

$$Sicrama(D_i, I_t) = \sum_{\forall gb \in GB} \begin{cases} |gb_j - gb_{j+1}|/T_{sicrama} \geq 1 \\ diger \end{cases} \quad \begin{matrix} 1 \\ 0 \end{matrix}$$

Yukarıda tanımlanmış fonksiyonlar tek bir I_t görüntüsü için göz-bakışı ölçütlerini tanımlamaktadır. Bu ölçütlerin t anına kadar olan aritmetik ortalamasını veren $Ortalama(D_i, t - 1)$ fonksiyonu ise D_i doktorunun beklenen ortalama tepkisini verir. $Zorlanma(D_i, I_t)$ fonksiyonu ise doktorun bir görüntüdeki zorlanma oranı tahminini verir. Bu fonksiyonun 1'den büyük değerleri doktorun o görüntüde zorlandığını, küçük değerler ise zorlanmadığını gösterir.

$$\begin{aligned} Zorlanma(D_i, I_t) = & \alpha \frac{Zaman(D_i, I_t)}{Ortalama(D_i, t - 1)_{Zaman}} \\ & + \beta \frac{Odak(D_i, I_t)}{Ortalama(D_i, t - 1)_{Odak}} \\ & + \gamma \frac{Sicrama(D_i, I_t)}{Ortalama(D_i, t - 1)_{Sicrama}} \end{aligned} \quad (3)$$

Zorlanma değeri ikinci doktorun seçiminde olasılık fonksiyonu değiştirmek için ve iki doktorun farklı karar verdiği durumlarda bir kararın seçilmesi için kullanılır. İki doktor farklı karar verdiğinde o görüntü üzerinde en az zorlanan doktorun kararı doğru kabul edilir.

3.5.2 Çifte-Okuma İçin Uzmanlık Durumu Tahmini

Doktorların uzmanlık durumlarını veya bir tıbbi görüntüyü doğru tahmin edip etmediğini görüntü bazında çıkartmak oldukça zordur. Bu nedenle; çifte okuma yapılan durumlara özel bir yöntem önerilmiştir. Radyologların genel olarak doğru teşhis koyma oranlarının yanlış teşhis koyma oranlarına göre oldukça yüksek olduğu kabul edilmektedir. Bu durumda doğru teşhis koyan bir doktorun diğer doktorlarla daha az çelişmesi beklenmelidir. Doktor D_i 'nin I_t görüntüsünün inceleneceği t anındaki uzmanlığı o ana kadar çifte okumalarda verilen ortak kararların tüm okumalara bölünmesiyle elde edilir.

$$Uzmanlik(D_i, t) = \frac{\#OrtakKarar(D_i, t - 1)}{\#TumOkumalar(D_i, t - 1)}. \quad (4)$$

3.5.3 Çifte-Okuma İçin Olasılıksal Doktor Seçimi

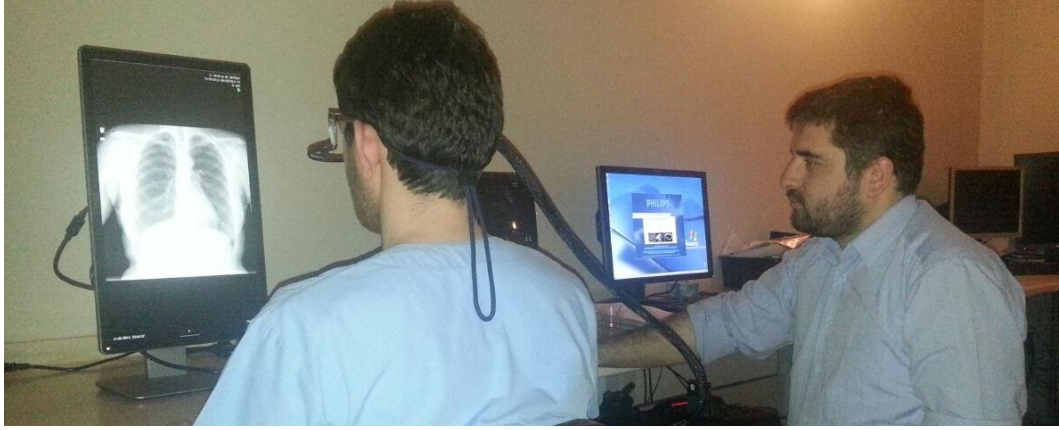
Geliştirilen yöntemde doktor ataması olasılıksal olarak yapılır. Her bir doktorun atanma olasılığı iki farklı durum için hesaplanır (Bkz. Eşitlik-5). İlk durum geleneksel sistemdeki tüm doktor atamaları için kullanılan ve tüm doktora eşit olasılık veren durumdur ($\lambda = 1$). Bu durum önerilen sistemde iki şekilde kullanılmaktadır. İlk doktorun atamasında tüm doktora eşit olasılık verilmektedir. Benzer şekilde ilk doktorun zorlanmadan okuduğu görüntülerde ikinci doktorun seçiminde de olasılık bu şekilde hesaplanmaktadır. İkinci durum ise sadece ilk doktorun zorlandığı görüntülerde ikinci doktorun seçimi için kullanılmaktadır ($\lambda = 0,5$). Bu durumda uzmanlık puanı yüksek olan doktorun seçilme şansı arttırılmaktadır. Burada belli bir uzmanın üzerinde aşırı iş yükü oluşmasını engellemek için diğer doktorların olasılıkları tamamen sıfırlanmadığı not edilmelidir.

$$P(D_i, t) = \lambda \frac{1}{\#D} + (1 - \lambda)Uzmanlik(D_i, t), \lambda \in [0, 1]. \quad (5)$$

4. DENEYLER

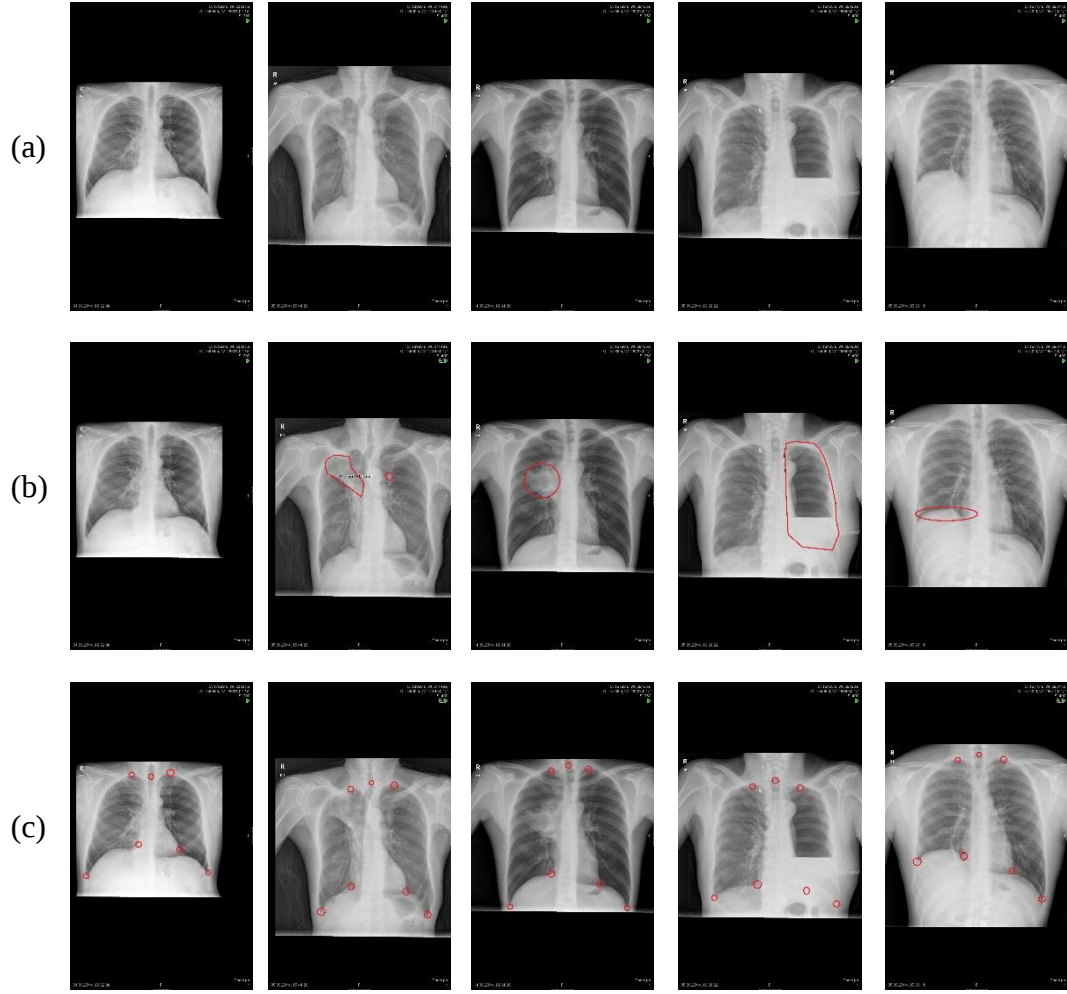
4.1 Deney Ortamının Hazırlanması ve Veri Kümesinin Oluşturulması

Bu kapsamda öncelikle Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi bünyesindeki radyoloji değerlendirme odasına proje bilgisayarı kurulmuştur. Bu iş istasyonu üniversitenin PACS sistemiyle bütünleştirilmiştir (Şekil 7).

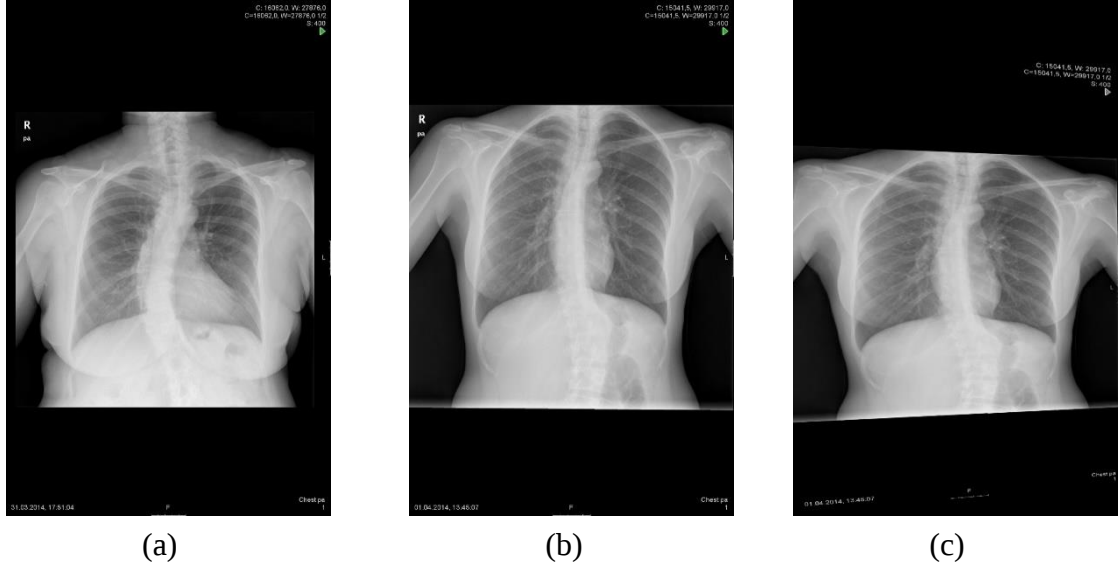


Şekil 7. Radyoloji ünitesine deneyler için kurulan sistem.

Kurulmuş bu sistem kullanılarak akciğer ödemi, akciğer damar tıkanıklığı ve akciğer nodülü hastalıkları için sağlıklı ve hastalıklı görüntülerden oluşan bir veri kümesi oluşturmuştur (Şekil 8). Veri kümesinde 10 sağlıklı 10 hastalıklı röntgen görüntüsünün yanında 10 sağlıklı ve 10 hastalıklı tomografi görüntü dizisi de bulunmaktadır (Şekil 8(a)). Tüm tıbbi görüntüler sağlıklı ve hastalıklı olarak sınıflandırılmıştır. Hastalıklı görüntüler üzerindeki hastalıklı bölgeler uzman radyolog tarafından işaretlenmiştir. Bu gölgelerini işaretlenme amacı hastalıklı bölgelerin keskin biçimde tespit edilmesi değildir, sadece göz-bakışı ve hastalıklı bölge arasındaki ilişkilerin ortaya çıkartılması içindir (Şekil 8(b)). Röntgen görüntüleri üzerindeki teşhislerin doğruluğun artırılması için aynı hastaların tomografi görüntülerinden faydalanılmıştır. Uzman radyolog hastalıklı bölgelerin dışında akciğer için temel olarak kontrol edilmesi gereken 7 bölgeyi de ayrıca işaretlemiştir (Şekil 8(c)). Bu bölgeler akciğerin sinüs kanalları ve omurga başlangıcı gibi bölgelerdir. Bu işaretlenmiş bölgeler tıbbi görüntülerin doğrultulması için kullanılacaklardır. Doğrultulma işlemi farklı açılardan ve yükseklikten çekilen görüntülerdeki üst-seviye ilginin kullanılabilmesi için gereklidir.



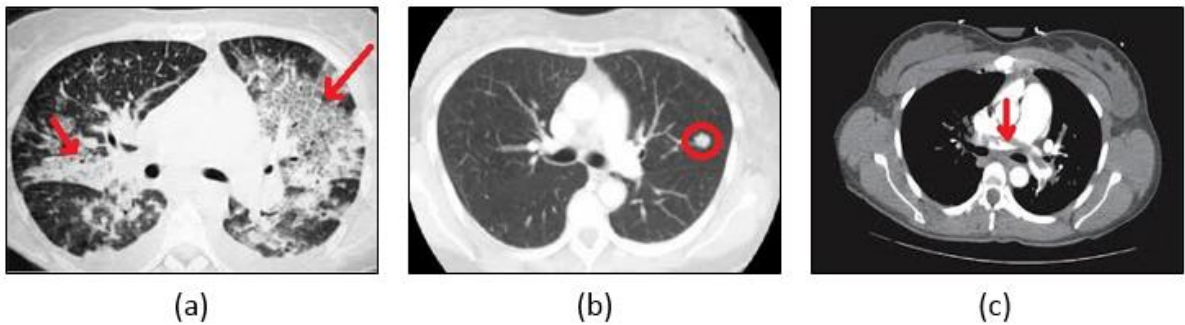
Şekil 8. Deneylerde radyologlara gösterilen röntgen görüntülerinden 5 tanesi. (a) 1. Görüntü sağlıklı kişiye diğerleri ise hastalara aittir. (b) Hastalıklı bölgelerin işaretlendiği görüntüler, (c) Görüntülerin elle doğrultulması için verilen noktalar.



Şekil 9. Homografik düzeltme. (a) Referans olarak alınmış röntgen görüntüsü, (b) Gerçek röntgen görüntüsü, (c) (b)'deki röntgen görüntüsünün homografik olarak düzeltilmiş hali.

Deneylerde kullanılacak kullanıcı arayüzü geliştirilmiştir ve doktorların işaretlenmiş tıbbi görüntüler üzerinden rastgele olarak sağlıklı ve hastalıklı görüntüleri incelemesi sağlanmıştır. Geliştirilen kullanıcı arayüzü kullanıcının fare hareketlerini ve göz-bakışı hareketlerini eş zamanlı olarak kayıt edebilecek şekilde geliştirilmiştir. Bu sayede bilinçaltı izleme stratejilerine yönelik çalışma yapılmasının da yolu açılmıştır.

Bu kapsamda 4 farklı uzmanlık seviyesinde (Uzman (>15 yıl), Kıdemli Asistan (>1 yıl), Asistan, Öğrenci (5. ve 6. Sınıf)) 13 gönüllü katılımcı ayarlanmıştır.



Şekil 10. Akciğer hastalıklarına ait işaretlenmiş tomografi görüntüleri: (a) akciğer ödemi, (b) akciğer nodülü, (c) akciğer damar tıkanıklığı.

4.2 Alt-seviye Görsel Özniteliklerin Çıkartılması

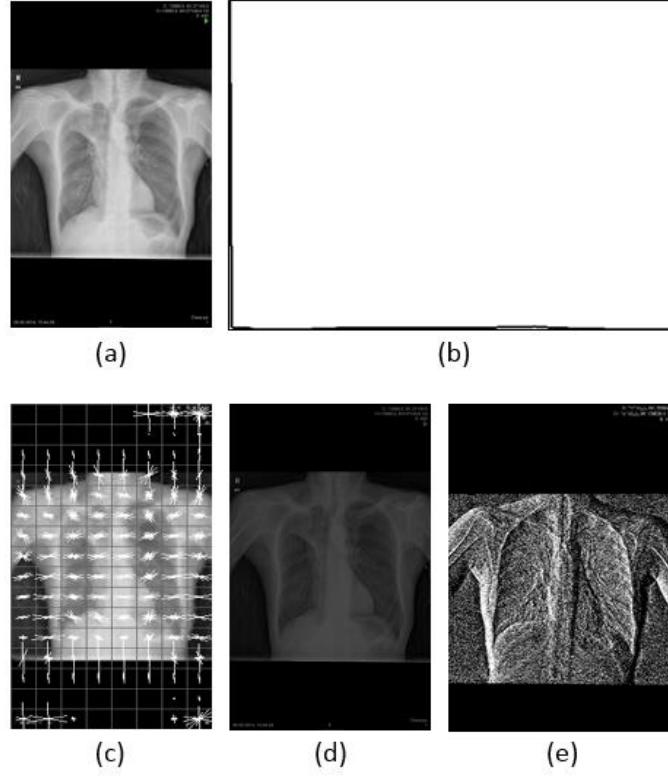
Tıbbi görüntüler üzerinde 9 farklı alt seviye çıkarım yöntemi denenmiştir. Bu özniteliklerin görsel sonuçları Şekil 11 ve Şekil 12’de sunulmuştur. Çıkartılan alt seviye öznitelikler;

- a. Parlaklık değerleri
- b. Parlaklık histogramları
- c. Yerel ikili örüntü histogramları,
 - i. Klasik Yerel İkili Örüntü,
 - ii. Simetrik İkili Yerel Örüntü,
 - iii. 24-Bit Yerel İkili Örüntü,
 - iv. 32-Bit Yerel İkili Örüntü,
- d. Gabor süzgeçleri,
- e. Yönlü değişim derecesi histogramları,
- f. Haar dalgacıkları

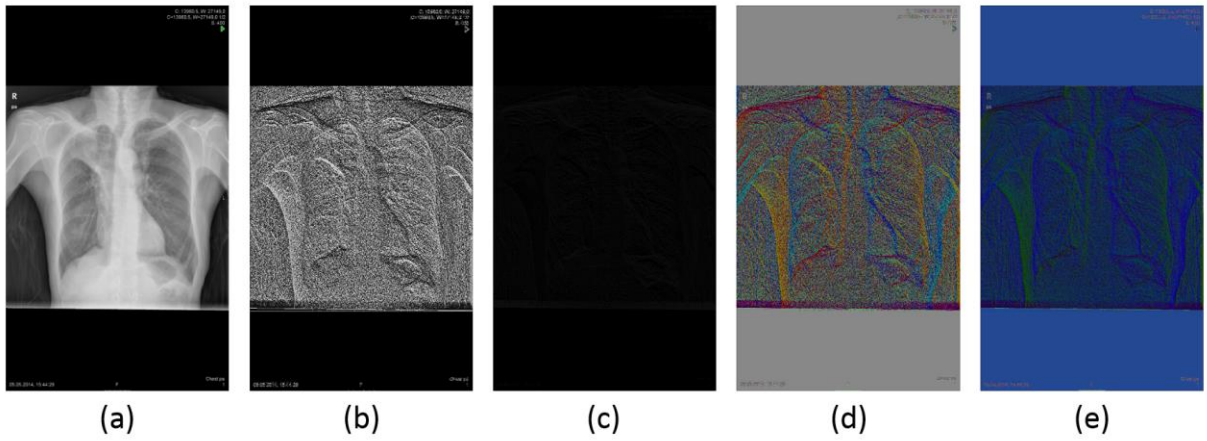
alt seviye öznitelikleridir.

Bu kapsamda yeni bir yerel ikili örüntü türevi de geliştirilmiştir. Mevcut yerel ikili örüntü çıkarımında hesaplanan öznitelik, merkez piksel ile komşularının büyüklük küçüklük ilişkisini yansıtmaktadır. Bununla birlikte, bu öznitelik pikseller arası farkların büyüklüğünü göz ardı etmektedir. Parlaklık bilgisinin oldukça önemli olduğu tıbbi görüntülerde doku bilgisine bu bilginin eklenmemesi bir eksiklik olarak görülmektedir. Bu problemin çözülmesi için her bir komşuluk ilişkisinin tek bir bit ile ifade edilmesi yerine 24-bitlik türevinde her bir komşuluk ilişkisi 3, 32-bitlik türevinde ise 4 bit ile ifade edilmiştir. Klasik yöntemle benzer şekilde ilk bitler sadece büyüklük küçüklük ilişkisini tutmaktadır. Geri kalan bitler ise komşu piksel ile merkez piksel arasındaki büyüklük farkını ifade etmek için kullanılmaktadır. Bunun için iki piksel arasında oluşabilecek mutlak fark aralığı olan $[0, 255]$ değeri 24-bit için 4 (3 bitten geriye kalan 2-bit) eşit parçaya, 32-bit için (4 bitten geriye kalan 3-bit) 8 eşit parçaya bölünebilmektedir. Buradaki parçalar, parlaklık farklılığını ne kadar hassas şekilde ifade edebileceğini belirlemektedir. 8 komşuluklu bir yapıda 24-bitlik türev için her bir komşuya 3 bitlik, 32-bitlik türevde ise her bir komşuya 4-bitlik alan kalmaktadır. Bu alanların 1 biti klasik LBP’deki gibi büyüklük küçüklük ilişkisini tutmak için kullanılmaktadır. Bu da şu anlama gelmektedir. Önerilen algoritma 24-bitlik türevinde parlaklık farkı hassasiyeti $64 (256/2^{(3-1)})$ ve katları şeklinde sınırlıyken, 32-bitlik türevinde ise $32 (256/2^{(4-1)})$ ve katları şeklindedir. Önerilen sistem her parlaklık farkını ifade edemez ve bit sayısındaki artışla hassasiyeti artar. Önerilen yöntemle, belli bir oranda fark

büyüklikleri de öz niteliğe dâhil edilmektedir. Bu yöntem, GPU üzerinde paralelleştirilerek gerçekleştirilmiştir.



Şekil 11. Tıbbi görüntüler üzerinden çıkartılan alt seviye özellikler. (a) Orijinal görüntü, (b) Parlaklık değeri histogramı, (c) Yönlü değişim derecesi histogramları, (d) Gabor, (e) Haar dalgacıkları.



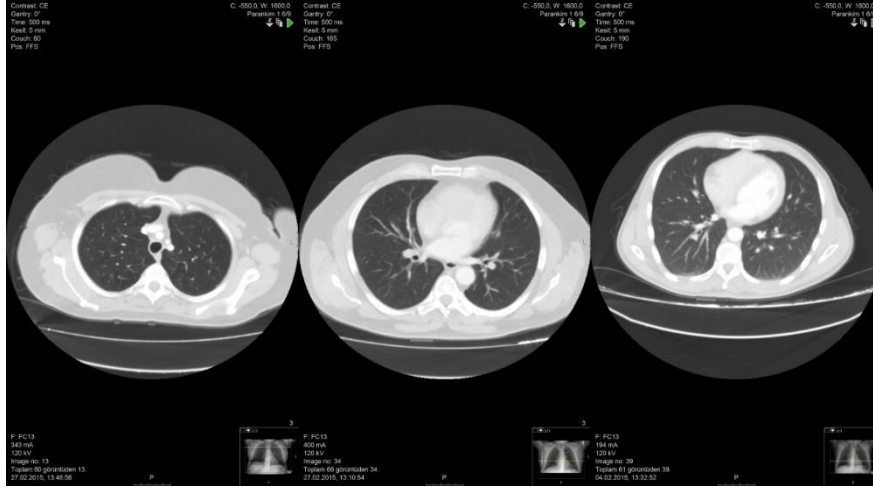
Şekil 12. Yerel ikili örüntü ve türevlerinin sonuçları. (a) Orijinal görüntü, (b) Klasik yerel ikili örüntü, (c) Simetrik yerel ikili örüntü, (d) 24-bit yerel ikili örüntü türevi, (e) 32-bit yerel ikili örüntü türevi.

4.3 Otomatik Organ Bölütleme

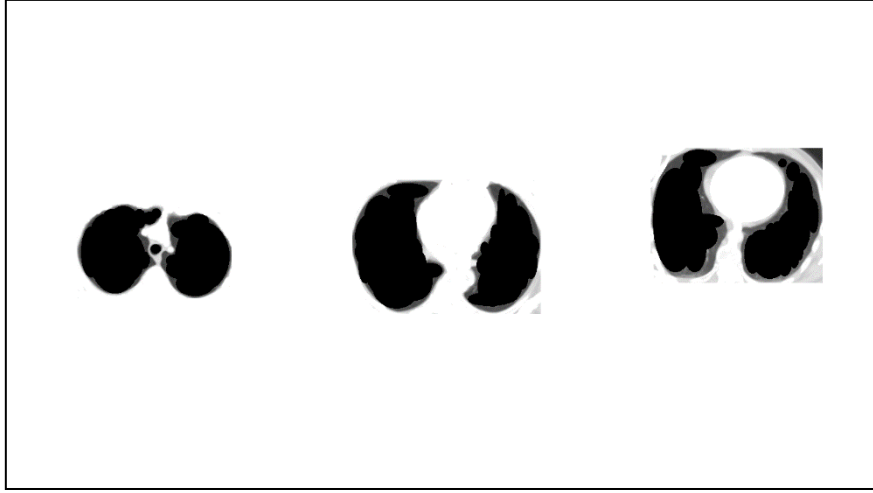
Akciğer görüntüleri üzerinde inceleme yapılırken radyologlar tarafından kontrol edilen sinüs kanalları, omurga başlangıcı gibi belli noktalar vardır. Bu noktalar her tıbbi görüntüde aynı yerde değıllerdir. Bunun nedeni, çekim açısı ve yüksekliğı gibi nedenler olabileceğı gibi organ büyüklüğündeki farklılıklardır. Bu özel noktalar ile göz-bakışı konumu arasındaki ilişkinin doğru bir şekilde kurulabilmesi için görüntülerin bir referans imgeye dönüştürülmesi tercih edilmiştir. Görüntülerin bu şekilde dönüştürülmesi için görüntüler arasında homografik dönüşüm yapılmaktadır. Homografik dönüşüm için en az 4 eşleşen noktanın bilinmesi gerekmektedir. Birçok durumda nokta eşleri arasındaki işaretleme hatalarının ve gürültünün bastırılması için daha fazla sayıda eşleşen nokta tanımlanır ve aşırı tanımlı lineer bir sistem ortam çıkar. Röntgen görüntülerinde hızlı bir şekilde çalışabilmek ve sistemi otomatik bölütleme hatalarından arındırmak için ilk aşamada elle verilmiş 7 nokta kullanılmıştır. Bu sistemin çözülmesi için RANSAC temelli bir yol izlenmiştir. Homografik dönüşüme örnek bir durum Şekil 9'da verilmiştir.

Tomografi görüntüleri üzerinde akciğerlerin otomatik olarak bölütlenmesi için çalışmalar yapılmıştır. Projenin ilk dönemlerinde hızlı sonuç almak için denenen Otsu gibi otomatik eşik değeri bulma yöntemleri yeterince iyi sonuçlar üretmemiştir. Bunun için proje yürütücüsünün daha önce geçirimli-elektron mikroskopları üzerinde nano-parçacıkları bölütlemek için kullandığı sisteme benzer bir sistem geliştirilmiştir (Vural ve Oktay, 2014). Bu sistem ile oldukça az sayıda işaretlemiş pozitif ve negatif bölge kullanılarak renk ve doku bilgisine göre bölütleme yapılabilmektedir.

Sistem temel olarak, her bir piksel için o pikselin parlaklık değeri ve belli bir komşuluğunun parlaklık değeri ve yerel ikili örüntü histogramlarını kullanarak sınıflandırma yapmaktadır. Elle işaretlenmiş pozitif ve negatif örnekler Adaboost'un gentle boost türeği kullanılarak öğrenilmekte ve daha sonra verilen test resimlerinde bölütleme yapılmaktadır.



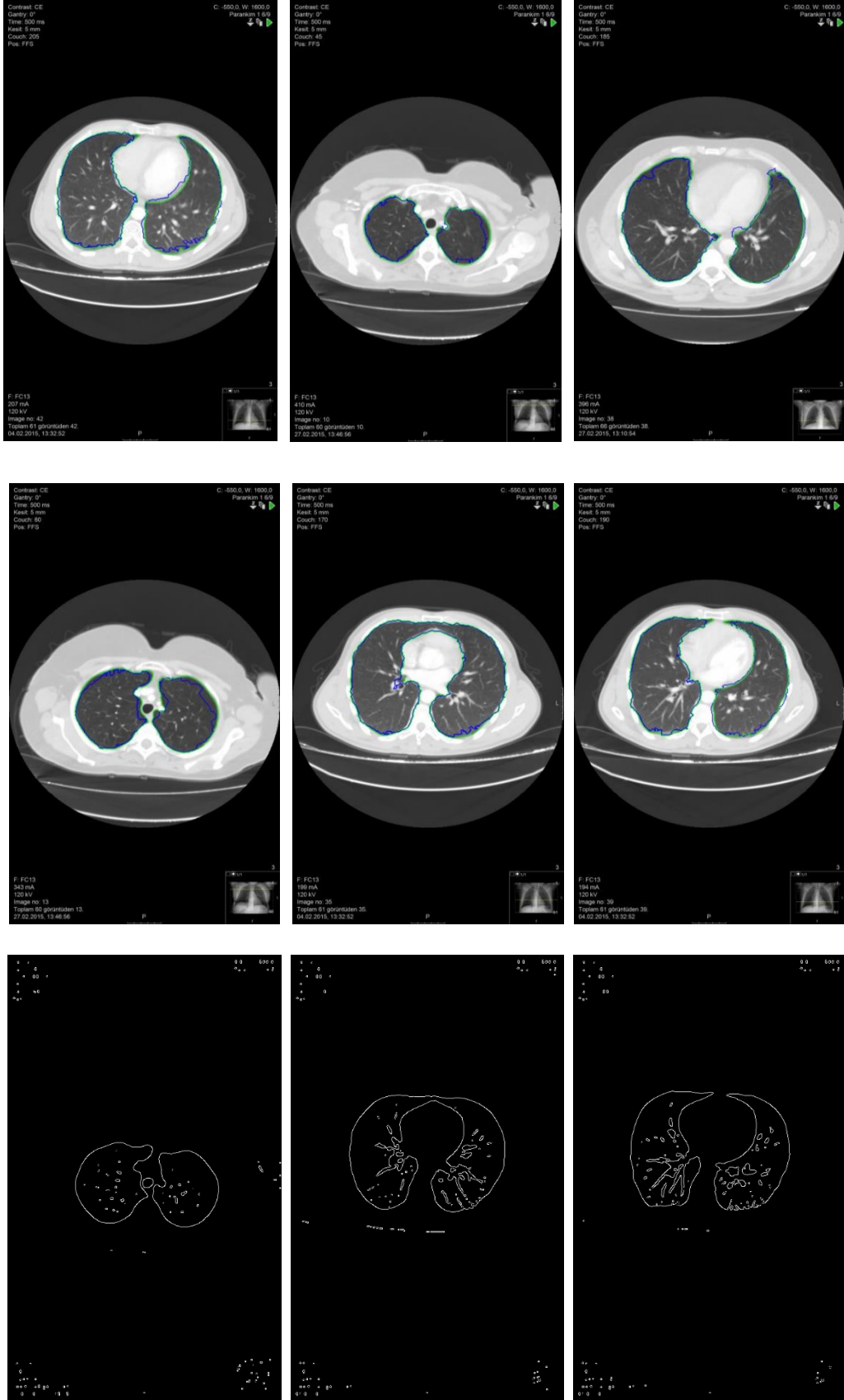
(a)



(b)

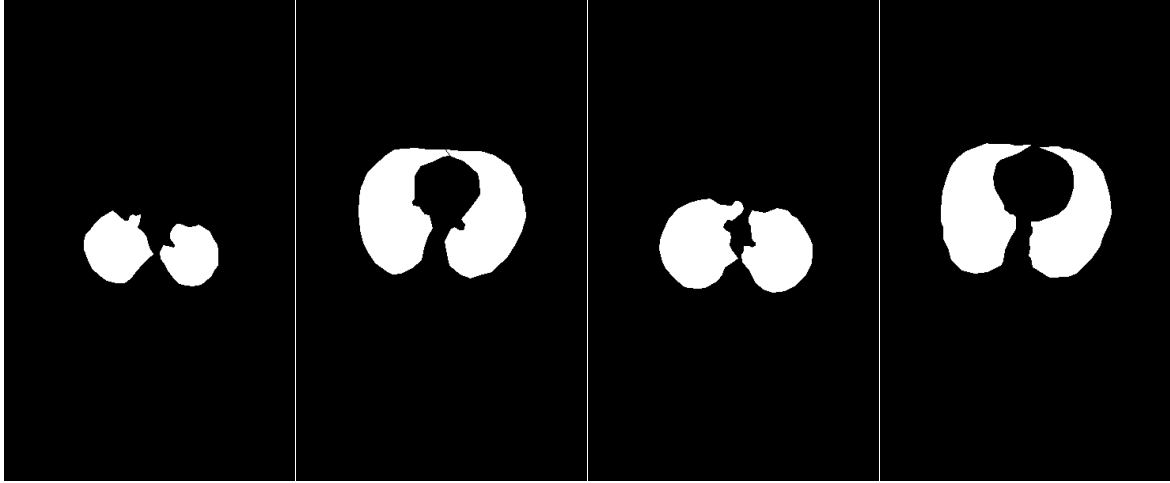
Şekil 13. BT görüntülerinde akciğer bölütme. (a) Eğitim için seçilen 3 akciğer görüntüsü, (b) Eğitim için yapılan işaretlemelerde siyah kısımlar ciğer bölgesini, beyaz olarak işaretlenmiş kısımlar ise ciğer dışı bölgeleri göstermektedir.

Testlerde toplam 11 adet tomografi görüntüsü kullanılmıştır. Altı farklı tomografi görüntüsü için bölütme sonuçları Şekil 14’de sunulmuştur. Burada dikkat edilmesi gereken önemli noktalardan biri makine öğrenmesi tabanlı sistemin ciğer dışı bölgeye oldukça benzer renk özelliklerine sahip damarları da akciğer içine doğru şekilde dâhil edebilmesidir. Otsu gibi eşik değeriyle yöntemleri ciğerin içinde yer alan bu damar bölgelerini ayırt edememektedir.

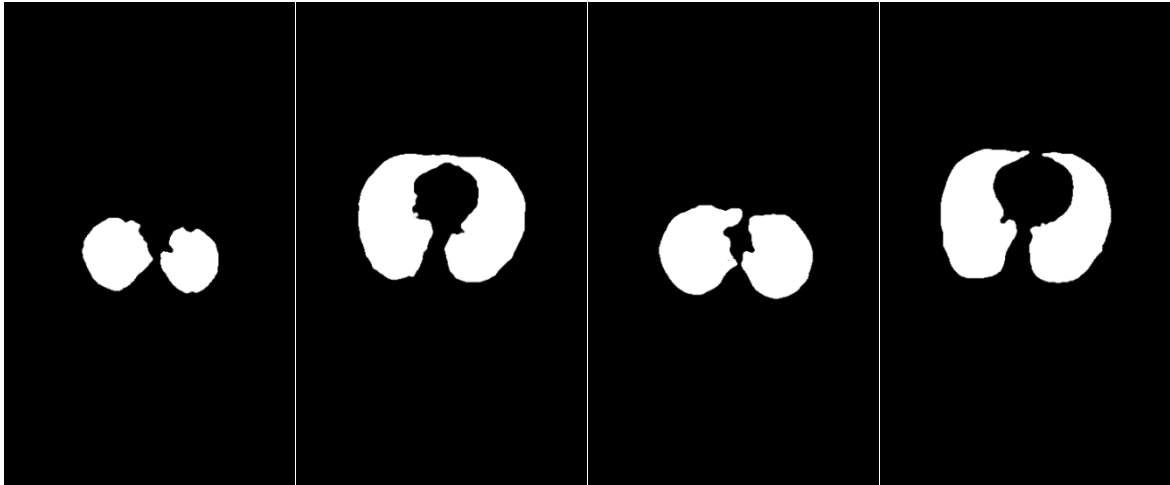


Şekil 14. Tomografi görüntüleri üzerinde işaretlenmiş akciğer bölütleri.

Şekil 14’de mavi renkli işaretleme yinelemeli yöntemin ilk aşamasında sadece makine öğrenmesi ile işaretlenen bölgeyi göstermektedir. Yeşil renkli işaretleme ise bulunan akciğer bölgesinden çıkartılan ciğer renk bilgisinin sınır piksellere yayılmasıyla bulunmuş son sonuçtur. Son satırda ise Otsu eşik değeri kullanılarak bulunmuş sonuçlar gözükmetedir. Bu yöntem damarların olduğu durumlarda önerilen sisteme göre daha çok ek işleme gerek duyar.



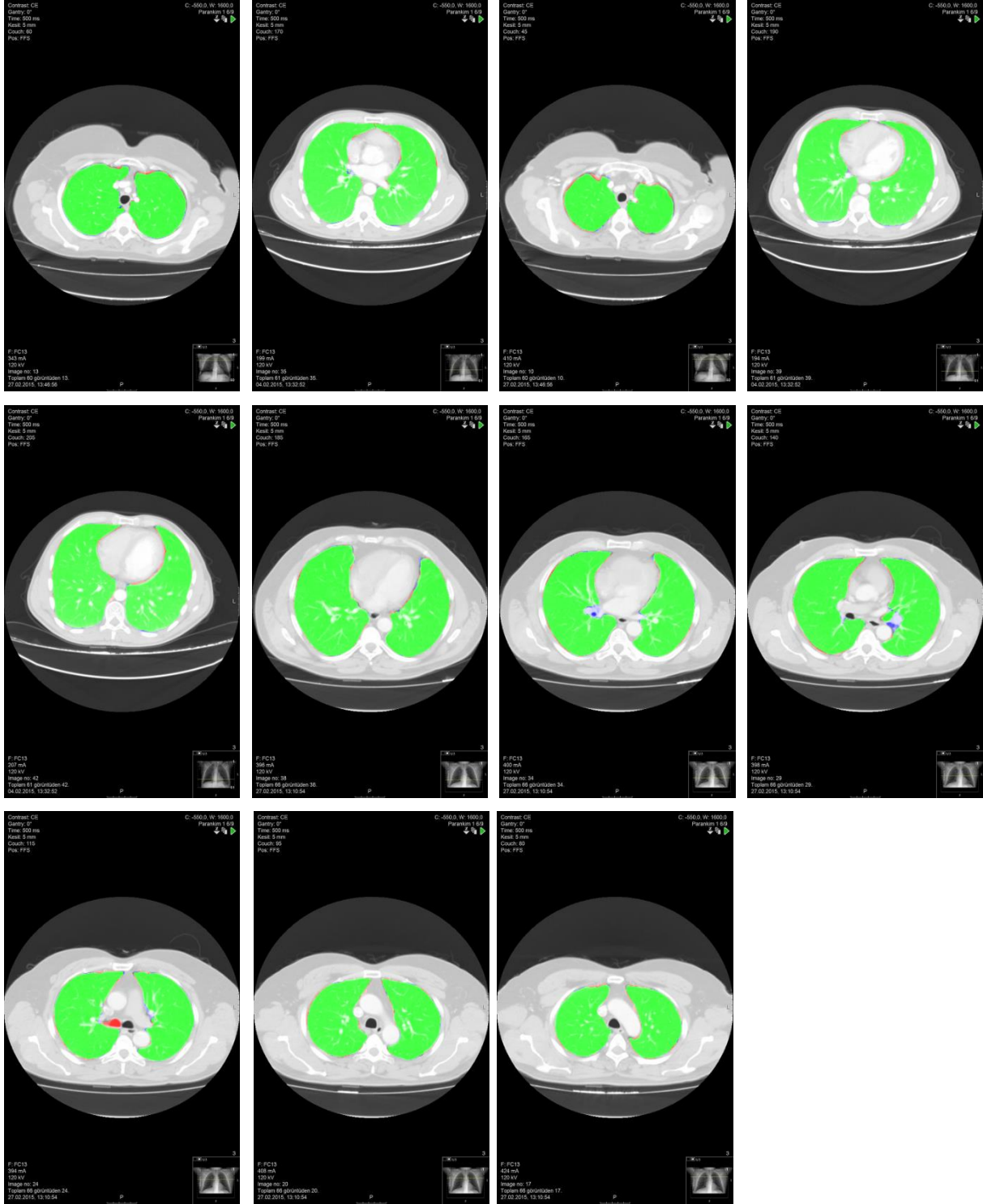
Şekil 15. Elle işaretlenmiş akciğer bölütlerine örnekler



Şekil 16. Sistemin çıkarttığı akciğer bölütlerine örnekler

Deneyde kullanılan görüntülerin tamamı elle işaretlenmiştir. Elle işaretlenmiş akciğer bölgelerine ait örnek görüntüler Şekil 15’de sunulmuştur. Aynı görüntüler için önerilen yöntemin bulduğu sonuçlar ise Şekil 16’da gösterilmiştir. Ayrıca deneyde kullanılan tüm BT görüntüleri üzerinde bulunan ve elle işaretlenmiş maskeler gösterilmiştir. Şekil 17’de BT görüntüsü üzerinde hem elle yapılan işaretleme hem de sistemin sonuçları birlikte gösterilmiştir. Bu şekildeki yeşil bölgeler sistemin akciğer bölgesi olarak işaretlediği ve elle yapılan işaretleme

ile örtüşen bölgeleri (TP – true positive), kırmızı bölgeler sistemin fazladan işaretlediği yerleri (FP – false positive), mavi bölgeler ise elle işaretlenmiş olan ama sistemin kaçırdığı bölgeleri göstermektedir (FN – false negative).



Şekil 17. Sonuçlarının elle işaretlenmiş veriyle görsel olarak karşılaştırılması

Tablo 1. Otomatik akciğer bölütleme doğruluk tablosu

BT Id	TP	FP	FN	FP+FN	TN/(TN+FP+FN)
1	15227	254	280	534	96,61%
2	21013	405	370	775	96,44%
3	9661	486	124	610	94,06%
4	21090	360	372	732	96,65%
5	21753	605	267	872	96,15%
6	23029	440	179	619	97,38%
7	21695	443	820	1263	94,50%
8	20602	590	705	1295	94,09%
9	18386	726	412	1138	94,17%
10	15951	505	162	667	95,99%
11	13729	491	142	633	95,59%
Avg					95,60%
Min					94,06%
Max					97,38%

Sınırlı sayıda eğitim verisiyle oldukça yüksek doğruluk değerlerine ulaşılabilmiştir. Hataların önemli bir bölümü arkaplanda sıklıkla yer alan dokulara benzer parlaklık değerleri üreten geniş damar bölgeleridir. Önerilen sistem sadece akciğer sınırında yer alan bölgedeki geniş damarlarda hata yaparken ciğer içinde kalan bölgeleri farklı parlaklık değerlerine rağmen doğru şekilde işaretleyebilmektedir.

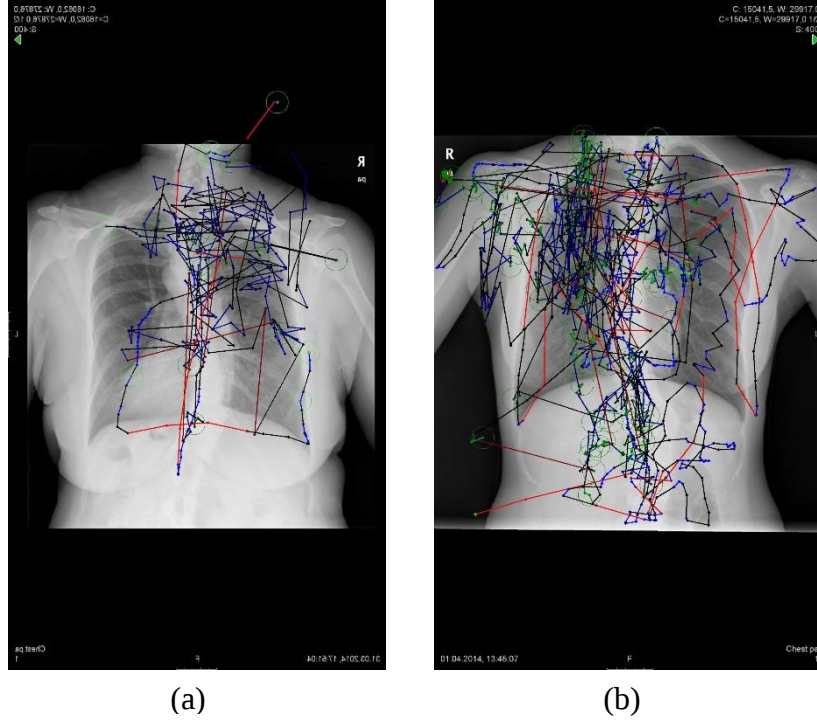
4.4 Doktorların Uzmanlık Sınıflarının Tahmin Edilmesi

Farklı uzmanlık sınıfındaki radyologların tıbbi görüntü inceleme stratejileri üzerinden otomatik olarak uzmanlıklarını tahmin eden temel iki sistem geliştirilmiştir.

Bu çalışma proje kapsamında radyologlar üzerinde yapılan ilk deneysel çalışmadır. Bu nedenle öncelikle radyologların göz-bakış değerlerini kaydedebilen ve verilen tıbbi görüntülerin özniteliklerini çıkartabilen bir arabirim geliştirilmiştir. Bu arabirim doktorların görüntüleme sistemiyle yapacakları temel etkileşimleri de saptayarak öğrenme algoritmasına vermektedir. Yapılan deneysel çalışmada farklı uzmanlık seviyelerindeki doktorların tıbbi görüntüleri incelemeleri ve teşhislerini belirtmeleri istenilmiştir. Üç farklı uzmanlık seviyesinden gönüllü katılımcılar (uzman, uzmanlık öğrencisi, öğrenci) deneylere katılması sağlanmıştır.

Geliştirilen sistem bir arayüz aracılığıyla tıbbi görüntüleri rastgele şekilde radyologlara gösterirken aynı zamanda radyologların göz-bakış hareketlerini de kaydetmiştir. Göz-bakışı

takip cihazı olarak Arrington Research firmasının kafaya takılı bir göz-bakışı takip cihazı kullanılmıştır. Sistemde göz-bakış konumunun belli bir eşik sürede sınırlı bir bölgede olması durumunda odaklanma olarak kabul edilmiştir (Yeşil Daire). Göz sıçrama (saccade) hareketleri kırmızı, yumuşak geçişler (smooth pursuit) ise mavi olarak işaretlenmiştir (Şekil 18). Deneyler sırasında doktorlar sadece tıbbi görüntüleri görmüşlerdir.

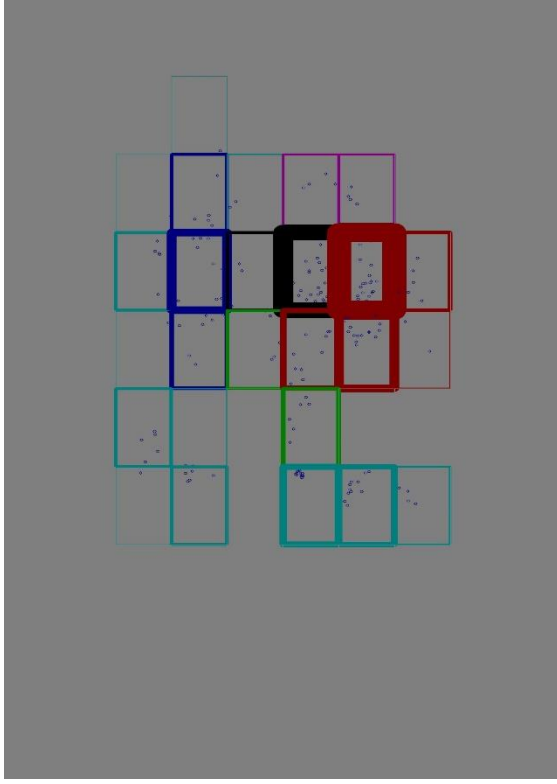


Şekil 158. Deneyler sırasında kaydedilen göz-bakışı hareketleri. (a) Uzman doktorun tıbbi görüntü incelemesi, (b) Asistan doktorun tıbbi görüntü incelemesi.

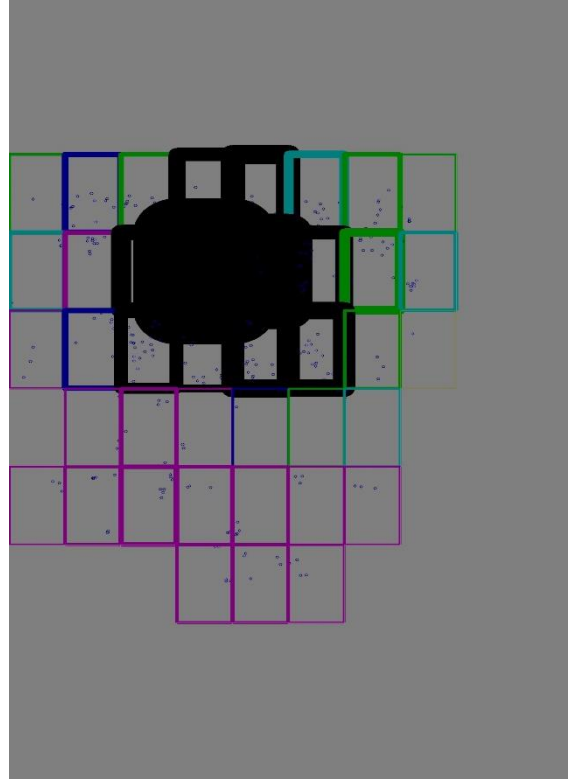
Şekil 18'den de görülebileceği üzere göz hareketleri oldukça gürültülüdür. Ayrıca, insanlar sadece göz-bakışının doğrulduğu tek bir noktayı değil o noktanın belli bir çevresini de görürler. Bu çevresel görmeyi basit bir şekilde hesaba katmak ve gürültünün etkisini zayıflatmak için ızgara yapısı kullanılmıştır. Tüm tıbbi görüntüler 10x10 boyutunda ızgarayla ifade edilmiştir.

Doktorların hangi ızgara bölgelerinde ne kadar durdukları ve bu bölgeleri incelemeye başlama zamanları analiz edilmiştir. Göz bakış noktası herhangi bir ızgara içerisinde olan kişi için o ızgaraya baktığı, o ızgaraya bakış süresine göre de odaklanma miktarları çıkartılmıştır. Bir deney süreci için zamanı üç dilime bölünmüş ve ızgarada geçirdiği süreler göre ızgaraları kırmızı (1.zaman dilimi), mavi (2.zaman dilimi), yeşil (3.zaman dilimi) ve karışımlarına

boyanmıştır. Mavi yuvarlak noktalar ise göz bakış noktalarını göstermektedir. Çerçeve renklerinin kalınlığı ise o bölgelerde geçirilen zamana göre artmaktadır (Bkz. Şekil 19).

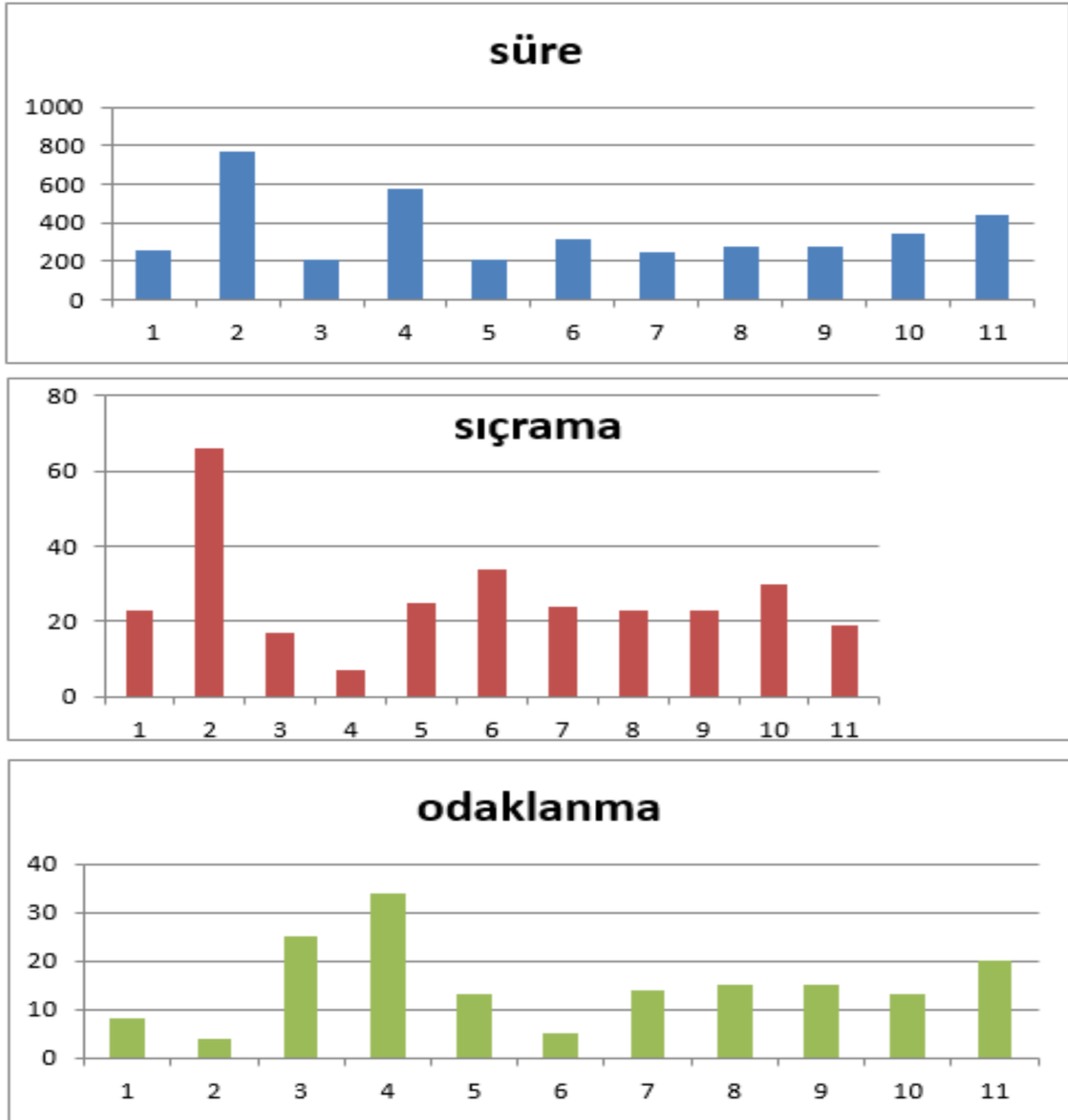


(a)



(b)

Şekil 16. Izgara yapısı üzerinde görüntü inceleme stratejilerinin görselleştirilmesi. (a) Uzman doktorun tıbbi görüntü incelemesi, (b) Asistan doktorun tıbbi görüntü incelemesi



Şekil 20. Doktorların 1. tıbbi görüntü üzerindeki göz-hareket ölçütleri

Deneylere farklı uzmanlık seviyelerinde 13 doktor katılmıştır (Tablo 2). Bu doktorlardan ikisi deneyden çıkartılmıştır. Bunun sebebi bir radyoloğun görüntüleri daha önceden biliyor olması ve çok hızlı şekilde başarı göstermesidir. Diğer doktor ise miyop olduğu için göz takip cihazını kullanamamıştır.

Tablo 2. Katılımcı doktorların uzmanlık düzeyleri

Uzman	Uzmanlık Düzeyi	
1	18 yıl	Uzman
2	17 yıl	Uzman
3	2 yıl	Asistan
4	1 yıl	Asistan
5	7 ay	Asistan
6	5 ay	Asistan
7	2 ay	Asistan
8		Öğrenci
9		Öğrenci
10		Öğrenci
11		Öğrenci

Her bir doktora 10 adet hastalıklı ve 10 adet sağlıklı akciğer filmi gösterilmiştir. Uzmanlık sınıfının bulunması için toplam 220 tıbbi görüntü (11 doktor x 20 röntgen) her seferinde %10'u dışarıda bırakılarak 10 seferde test edilmiştir.

Tablo 3. Uzmanlık sınıflandırması karar matrisi (SVM)

	Uzman	Asistan	Öğrenci	Toplam
Uzman	40	1	0	41
Asistan	0	80	12	92
Öğrenci	0	19	68	87
Toplam	40	100	80	220

Deney sonucunda tüm uzman doktorlar uzman olarak işaretlenmiştir ve sisteminin ortalama başarımı %85 olmuştur. En büyük hatalar genellikle öğrenciler ve asistanlar arasında olmuştur. Bu durumda özellikle bazı asistanların çok yeni asistan olmalarının ve tıbbi görüntü inceleme stratejilerinin tam olarak oturmamış olmasının da etkili olabileceği düşünülmektedir.

Uzmanlı sınıfının tahmin edilmesi için denenen bir diğer yöntem topluluk yöntemleridir. Bu yöntemin doğrulanması için yapılan deneyde de daha önceki deneyde olduğu gibi uzmanlık sınıfının bulunması için toplam 220 tıbbi görüntü (11 doktor x 20 röntgen) her seferinde tek örnek dışarıda bırakılarak (leave-one-out) test edilmiştir.

Tablo 4. Uzmanlık sınıflandırması karar matrisi (Topluluk Yöntemi)

	Uzman	Asistan	Öğrenci	Toplam
Uzman	40	0	0	40
Asistan	1	93	6	100
Öğrenci	0	0	80	80
Toplam	41	93	86	220

Geliştirilen bu yöntem ile daha önceki SVM tabanlı sınıflandırıcının sınıflandırma doğruluğu %85'den %96'ya kadar yükselmiştir.

4.5 Çifte okuma sisteminin doğrulanması

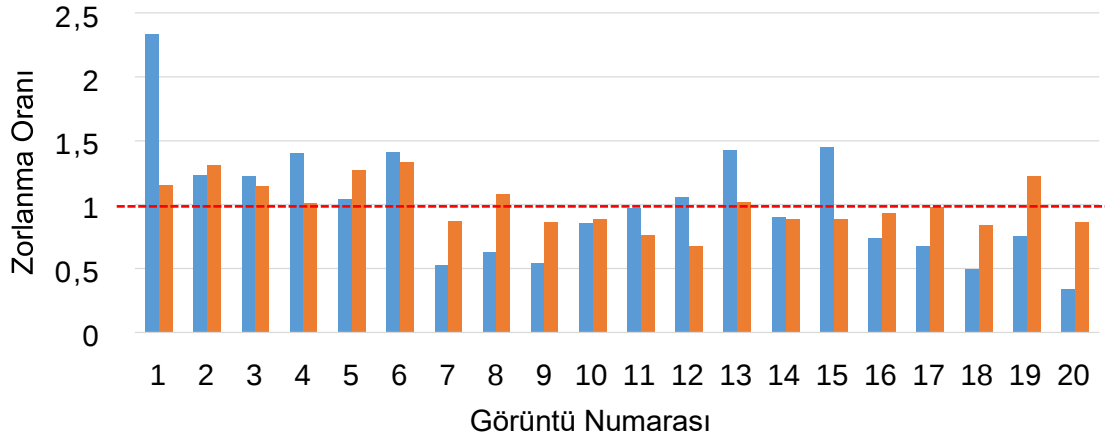
Önerilen yöntemin etkinliği gerçek akciğer röntgen görüntüleri ve bu görüntülerin radyologlar tarafından incelenmesi sırasında kaydedilen göz-bakış ölçütleri kullanılarak gösterilmiştir. Çalışmalara ikisi uzman radyolog, dört tanesi radyoloji uzmanlık öğrencisi olmak üzere toplam altı doktor katılmıştır. Doktorların uzmanlık bilgileri, hata oranları ve ortalama çelişme oranları Tablo 4'de sunulmuştur. Çelişme oranları doktorların incelediği ve karar verdiği 20 adet akciğer röntgeni üzerinden elde edilmiştir. Öncelikle doktorların farklı görüntülerdeki zorlanma durumları incelenmiştir. Her iki uzman doktorun zorlanma durumları önemli ölçüde benzerlik gösterdiği görülmüştür. Daha anlaşılır bir grafik için bir uzman ve bir uzmanlık öğrencisinin zorlanma durumları Şekil 21'de verilmiştir. Grafikte zorlanma ortalaması doğrusunun üstüne çıkılan görüntüler radyoloğun zorlandığı, altına düşülenler ise kolay şekilde değerlendirdiği görüntülerdir. Rastgele dağıtım yapan genel yaklaşımda doktorların hemen hemen benzer oranlarda görev aldıkları görülmüştür (Bkz. Şekil 22).

Tablo 5. Doktorların uzmanlık durumları

No	Uzmanlık Yılı	Hata Oranı (%)	Ortalama Çelişme Oranı (%)
1	12	10	20
2	10	0	18
3	2	20	26
4	2	20	24
5	2	15	22
6	1	20	26

Geliştirilen yöntemde ise çelişme oranı düşük olan doktorlara daha fazla tıbbi görüntü atanmıştır. Sistemin çok sayıda tıbbi görüntünün değerlendirilmesi sırasındaki etkinliğini ölçmek için elde bulunan 20 adet görüntü rastgele sıralamalarla tekrar tekrar verilerek 10.000, 100.000 ve 1.000.000 adet tekil değerlendirme için sistemin sayısal sonuçları elde edilmiştir. Testler sırasında standart bir bilgisayarda kullanılmıştır ve her bir durumun tamamen hesaplanması en fazla 15 saniye sürmüştür. Sistemin olasılıksal yapısından kaynaklı sapmaları gözleyebilmek için her durum 10 kez çalıştırılmıştır ve Tablo. 5'de bu çalıştırmalar sonucunda elde edilen en az, en fazla ve ortalama değerler sunulmuştur. Ayrıca, önerilen sistem ile geleneksel sisteminin ortalama değerleri arasındaki değişim de karşılaştırma kolonunda gösterilmiştir. Tablodaki inceleme sayısı tüm görüntülerin toplam kaç adet tekil doktor incelemesinden geçtiğini göstermektedir. Önerilen sistemde vaka sayısının iki katı kadar tekil incelemeye ihtiyaç vardır. Geleneksel sistemde 3. doktor olduğu için bu oran vaka sayısının iki katından fazladır.

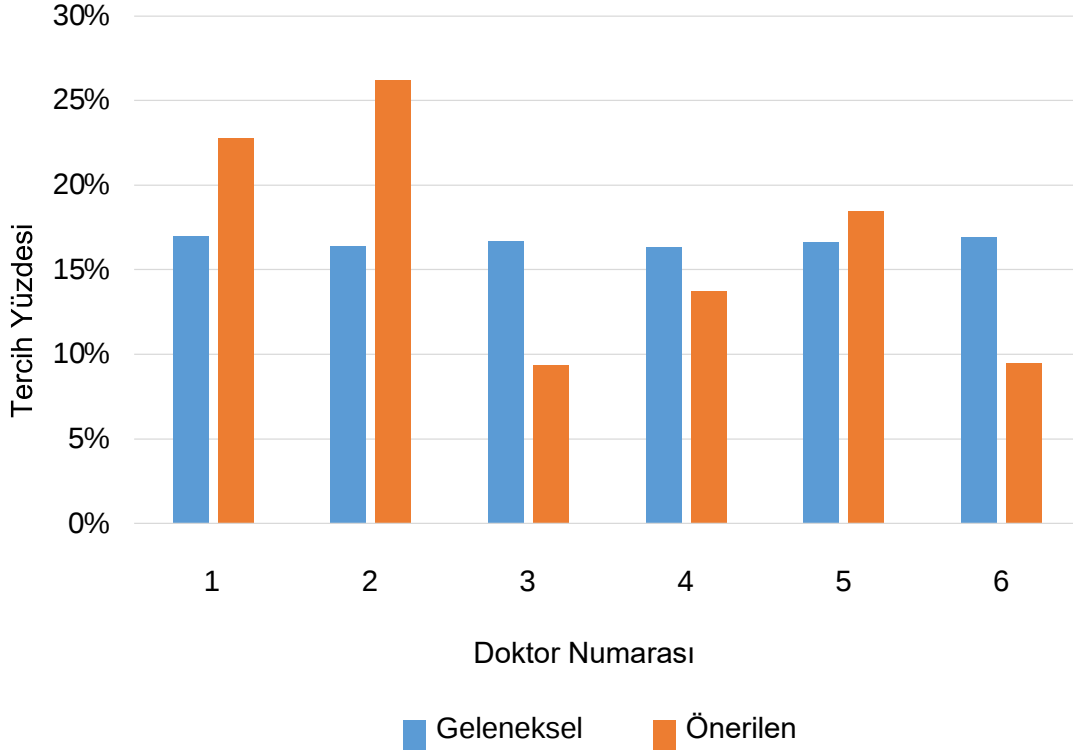
--- Ortalama Zorluk ■ Doktor-2 ■ Doktor-6



Şekil 21. İki farklı doktor için öznel zorlanma grafiği.

Tablo 6. Önerilen çifte okuma sisteminin geleneksel yöntemle karşılaştırılması

Vaka Sayısı	Özellik	Geleneksel Yöntem			Önerilen Yöntem			Karşılaştırma (%)
		En az	En fazla	Ortalama	En az	En fazla	Ortalama	
10.000	İnceleme Sayısı	22181	22332	22242,4	20000	20000	20000	-10,08
	Tekil Hata	3578	3783	3677,8	2833	2977	2891	-21,40
	Hatalı Sonuç	1019	1090	1061,9	761	827	791,2	-25,49
100.000	İnceleme Sayısı	222451	222824	222643,2	200000	200000	200000	-10,17
	Tekil Hata	36666	37189	36937,4	28558	28906	28788	-22,06
	Hatalı Sonuç	10549	10832	10660,9	7647	7930	7798	-26,85
1.000.000	İnceleme Sayısı	2225554	2227410	2226489,8	2000000	2000000	2000000	-10,17
	Tekil Hata	369025	371245	370001	287290	288949	288001	-22,16
	Hatalı Sonuç	106473	107183	106795	77694	78395	77956,7	-27,00



Şekil 22. Geleneksel ve önerilen yöntemlerin doktor tercihleri.

Testler sırasında $\alpha = 0,5$, $\beta = 0,3$, $\gamma = 0,2$, $T_{odak} = 10$ ve $T_{sicrama} = 120$ olarak kullanılmıştır. Kullanılan bu sabit değerleriyle sistem %10 civarında daha az doktora ihtiyaç duymaktadır. Tablodaki tekil hata doktorların tekil incelemelerindeki hatadır. Hatalı sonuç ise sistemlerin iki veya daha fazla doktor incelemesi sonrasında koyduğu hatalı teşhis sayısıdır. Hatalı sonuç oranının düşürülmesi önemlidir ve önerilen sistem hatalı sonuç sayısını %25 ila %27 arasında azaltabilmektedir.

4.5.1 Bulgular

Bu çalışmada, doktorların akciğer röntgen görüntülerinde öznel zorlanma durumlarını göz-bakışı ölçütlerine göre tespit eden ve bu zorlanma durumuna göre ikinci doktoru seçen yeni bir çifte okuma yaklaşımı önerilmiştir. Bu yaklaşımın içinde barındırdığı en büyük yeniliklerden biri tekil okumalarda oldukça zor tahmin edilebilen uzmanlık durumunun çifte okuma için hesaplanmasıdır. Önerilen yaklaşım, radyologlar tarafından değerlendirilmiş ve göz bakışı kaydı yapılmış görüntülerle yapılan testlerinde geleneksel çifte okumaya göre önemli ölçüde doğruluk ve verim artışı sağlamıştır.

5. SONUÇLAR

Radyoloji uzmanlarının iş yükleri her geçen gün artmaktadır. Otomatik sistemlerin değerlendirme doğrulukları özellikle derin öğrenme tekniklerinin kullanılmasıyla artmaya devam etse de uzman radyologlar günümüzde hala tıbbi değerlendirme sürecinin vazgeçilmez bir parçasıdır.

Proje kapsamında geliştirilen çözümlerin en temel amacı radyologların özelliklerin tanınması ve onlara en rahat bir şekilde çalışabilecekleri tıbbi görüntülerle çalışma olanağının verilmesidir. Bu yaklaşım yenilikçidir ve özellikle çok fazla doktor ve işin bir arada bulunduğu tele-radyoloji pazarında oldukça faydalıdır.

Radyoloji alanında uygun şekilde iş ataması yapılabilmesi için radyologların yeteneklerinin tespit edilebilmesi gereklidir. Proje kapsamında çok sınıflı sınıflandırıcıların yanında yakın dönemde popülerleşen ve birden çok sınıflandırıcıyı bir arada kullanarak her bir alt sınıflandırıcının doğruluğundan daha yüksek doğruluklara çıkabilen topluluk öğrenme teknikleri de uzmanlık sınıfı tahmini için kullanılmıştır. Göz-bakışı ölçütlerinden uzmanlık tahmini için oldukça yüksek doğruluk değerlerine erişilebilmiştir.

Otomatik olarak iş yükü dağılımı yapılabilmesi için çözülmesi gerekli olan bir diğer problem ise tıbbi görüntülerin zorluklarının belirlenebilmesidir. Yapılan çalışmalarla hem görsel belirginlik tabanlı hem de bir doktorun görüntü değerlendirme sırasındaki zorlanma durumuna göre görüntünün zorluluğunu belirleyebilen iki ayrı yöntem önerilmiştir.

Özellikle mamografi gibi uzman radyologlar için bile zorlayıcı olabilen ve birden çok doktorun incelemesi gereken görüntüler için olasılıksal olarak iş dağılımı yapabilen bir sistem de proje kapsamında önerilmiştir. Bu sistem değerlendirmeler için gerekli olan doktor sayısını azaltırken toplam değerlendirme doğruluğunu da önemli ölçüde arttırmaktadır.

Proje kapsamında gerçekleştirilen çalışmaların tıp eğitimi ve tele-radyoloji alanlarında ticari değeri de mevcuttur. Proje kapsamında önerilen yöntemlerin bir kısmı ticari PACS sistemleriyle bütünleştirilmiş ve tele-radyoloji alanında kullanılabilir olduğu görülmüştür.

İlerleyen dönemde otomatik sistemlerin tıbbi görüntü değerlendirme süreçlerinde daha yoğun şekilde kullanılacağı öngörülmektedir. Bununla birlikte; radyolog destek sistemlerinin de yakın dönemde yine etkinliklerini koruyacağı değerlendirilmektedir. Proje kapsamında önerilen sistemlerin en büyük eksikliği doktorları doğal çalışma ortamlarından uzaklaştıran göz-bakışı takip cihazıdır. İlerleyen dönemde göz-bakışını ekran altı kameralar ile uzaktan takip eden

ve/veya doktorların doğal etkileşimlerinden beslenen sınıflandırıcılar üzerine çalışmalar sürdürülecektir.

6. KAYNAKÇA

- Alvarez, G. A., Franconeri, S. L. 2007. "How Many Objects Can You Track? Evidence for A Resource-Limited Attentive Tracking Mechanism". *Journal of Vision*, 7(13).
- Alzubaidi, M., Black, J. A., Patel, A., Panchanathan, S. 2009. "Conscious Vs. Subconscious Perception, As A Function of Radiological Expertise". In *Computer-Based Medical Systems, 2009. CBMS 2009. 22nd IEEE International Symposium On* (Pp. 1-8). IEEE.
- Alzubaidi, M., Patel, A., Panchanathan, S., Black Jr, J. A..2010a. "Reading A Radiologist's Mind: Monitoring Rising and Falling Interest Levels While Scanning Chest X-Rays". *Proc. SPIE 7627, Medical Imaging 2010*.
- Alzubaidi, M., Balasubramanian, V., Patel, A., Panchanathan, S., Black Jr, J. A. 2010b. "What Catches A Radiologist's Eye? A Comprehensive Comparison of Feature Types for Saliency Prediction". In *Proc. of SPIE* (Vol. 7624, P. 76240).
- Antonelli, M., Yang, G. Z. 2007. "Lung Nodule Detection Using Eye-Tracking". In *Image Processing, 2007. ICIP 2007. IEEE International Conference On* (Vol. 2, Pp. II-457). IEEE.
- Azhari, E.-E. M, Hatta, M.M.M., Htike, Z. Z., Win, S. L. 2014. "Tumor Detection in Medical Imaging: A Survey," *International Journal of Advanced Information Technology*, Vol. 4, No. 1, P. 21.
- Babenko, B., Yang, M. H., Belongie, S. 2009. "A Family of Online Boosting Algorithms". In *Computer Vision Workshops (ICCV Workshops), 2009 IEEE 12th International Conference On* (Pp. 1346-1353).
- Becker, S. A., Tourassi, G., Beckerman, B. 2012. "Using Eye-Gazing Data to Predict Radiologists' Cognitive Behavior During Breast Cancer Screening".
- Carmody, D. P., Mcgrath, S. P., Dunn, S. M., Van Der Stelt, P. F., Schouten, E. 2001. "Machine Classification of Dental Images with Visual Search". *Academic Radiology*, 8(12), 1239-1246.
- Chen, Y., Gale, A. 2010. "Using Eye Gaze In Intelligent Interactive Imaging Training". In *Proceedings of the 2010 Workshop on Eye Gaze In Intelligent Human Machine Interaction* (Pp. 41-44). ACM.

- Dempere-Marco, L., Hu, X. P., Macdonald, S. L. S., Ellis, S. M., Hansell, D. M., Yang, G. Z. 2002. "The Use of Visual Search for Knowledge Gathering In Image Decision Support". Medical Imaging, IEEE Transactions On, 21(7), 741-754.
- Dhawan, A. P. 2011. Medical Image Analysis (Vol. 31). Wiley-IEEE Press.
- Friedman, J., Hastie, T., Tibshirani, R. 2000. "Additive Logistic Regression: A Statistical View of Boosting". The Annals of Statistics, 28(2), 337-407.
- Gillan, M. G., Gilbert, F. J. 2015. "A European Perspective," Computer-Aided Detection and Diagnosis in Medical Imaging, P. 357, 2015.
- Hu, X. P., Dempere-Marco, L., Yang, G. Z. 2003. "Hot Spot Detection Based on Feature Space Representation of Visual Search". Medical Imaging, IEEE Transactions On, 22(9), 1152-1162.
- Huang, W., Eades, P., Hong, S. H. 2009. "Measuring Effectiveness of Graph Visualizations: A Cognitive Load Perspective". Information Visualization, 8(3), 139-152.
- Khan, S. H. M., Hedges, W. P. 2012. "Workload of Consultant Radiologists In A Large DGH and How It Compares To International Benchmarks". Clinical Radiology.
- Krupinski, E. A., Tillack, A. A., Richter, L., Henderson, J. T., Bhattacharyya, A. K. 2006. "Eye-Movement Study and Human Performance Using Telepathology Virtual Slides. Implications for Medical Education and Differences with Experience," Human Pathology, Vol. 37, No. 12, Pp. 1543–1556.
- Liu, B. 2009. "Facility Location Problem". Theory and Practice of Uncertain Programming, 157-165.
- Manning, D., Ethell, S., Donovan, T., Crawford, T. 2006. "How Do Radiologists Do It? The Influence of Experience and Training on Searching for Chest Nodules". Radiography, 12(2), 134-142.
- Mello-Thoms, C., Nodine, C. F., Kundel, H. L. 2002. "What Attracts the Eye to the Location of Missed and Reported Breast Cancers?". In Proceedings of the 2002 Symposium on Eye Tracking Research Applications (Pp. 111-117). ACM.
- Pauly, O., Glocker, B., Criminisi, A., Mateus, D., Möller, A., Nekolla, S., Navab, N. 2011. "Fast Multiple Organ Detection and Localization In Whole-Body MR Dixon Sequences". Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2011, 239-247.

- Pietrzyk, M. W., Manning, D. J., Donovan, T., Dix, A. 2009. "Spatial Frequency Characteristics At Image Decision-Point Locations for Observers with Different Radiological Backgrounds In Lung Nodule Detection". In Proc SPIE (Vol. 7263, P. 72630I).
- Reiner, B. 2008a. "One Size (Doesn't) Fit All". Journal of the American College of Radiology, 5(4), 567.
- Reiner, B. 2008b. "Automating Radiologist Workflow, Part 2: Hands-Free Navigation". Journal of the American College of Radiology, 5(11), 1137-1141.
- Reiner, B. I., Krupinski, E. 2012a. "The Insidious Problem of Fatigue in Medical Imaging Practice". Journal of Digital Imaging, 3-6.
- Reiner, B. I., Krupinski, E. 2012b. "Innovation Strategies for Combating Occupational Stress and Fatigue in Medical Imaging". Journal of Digital Imaging, 445-448.
- Shams, R., Sadeghi, P., Kennedy, R., Hartley, R. 2010. "A Survey of Medical Image Registration on Multicore And the GPU". Signal Processing Magazine, IEEE, 27(2), 50-60.
- Voisin, S., Pinto, F., Xu, S., Morin-Ducote, G., Hudson, K., Tourassi, G. D. 2013. "Investigating the association of eye gaze pattern and diagnostic error in mammography," in SPIE Medical Imaging. International Society for Optics and Photonics, pp. 867 302–867 302.
- Vural, U., Akgul, Y. S. 2009. "Eye-Gaze Based Real-Time Surveillance Video Synopsis". Pattern Recognition Letters, 30(12), 1151-1159.
- Vural, U., Akgul, Y. S. 2011. "Operator Attention Based Video Surveillance". In Computer Vision Workshops (ICCV Workshops), 2011 IEEE International Conference On (Pp. 1955-1962). IEEE.
- Vural, U., Akgul, Y. S. 2012. "A Machine Learning System for Human-In-the-Loop Video Surveillance", Pattern Recognition (ICPR), 2012 21st International Conference On, Vol., No., Pp.1092,1095.
- Vural, U., Oktay, A. B. 2014. "Segmentation of Fe₃O₄ nano particles in TEM images", 22nd Signal Processing and Communications Applications Conference.
- Vural, U., Akansel, G., Sarisoy, H. T. 2016. "Improving accuracy of double reading in chest X-ray images by using eye-gaze metrics", 24th Signal Processing and Communication Application Conference.

Wood, G., Knapp, K. M., Rock, B., Cousens, C., Roobottom, C., Wilson, M. R. 2012. “Visual Expertise in Detecting and Diagnosing Skeletal Fractures”. *Skeletal Radiology*, 1-8.

Yang, G. Z., Dempere-Marco, L., Hu, X. P., Rowe, A. 2002. “Visual Search: Psychophysical Models and Practical Applications”. *Image and Vision Computing*, 20(4), 291-305.

Yankaskas, B. C., Schell, M. J., Bird, R. E., Desrochers, D. A. 2001. “Reassessment of Breast Cancers Missed During Routine Screening Mammography: A Community-Based Study,” *American Journal of Roentgenology*, Vol. 177, No. 3, Pp. 535–541.

TÜBİTAK
PROJE ÖZET BİLGİ FORMU

Proje Yürütücüsü:	Dr. Öğr. Üyesi ULAŞ VURAL
Proje No:	113E506
Proje Başlığı:	Döngüde-Doktor Sistemlerinde Tıbbi Görüntülerin Analizi
Proje Türü:	3501 - Kariyer
Proje Süresi:	24
Araştırmacılar:	
Danışmanlar:	GÜR AKANSEL
Projenin Yürütüldüğü Kuruluş ve Adresi:	İSTANBUL MEDENİYET Ü.
Projenin Başlangıç ve Bitiş Tarihleri:	01/03/2014 - 01/03/2016
Onaylanan Bütçe:	158947.0
Harcanan Bütçe:	83265.3

TÜBİTAK

Öz:	Son yıllarda teşhis koymak için kullanılan tıbbi görüntü sayısında hızlı bir artış olmuştur, bununla birlikte bu görüntüleri değerlendiren uzman radyolog sayısı ise sınırlı kalmıştır. Tam otomatik sistemlerle hastalıklara tanı koyabilmek için çok sayıda bilimsel çalışma vardır ama bu çalışmalarla üretilen sistemler genel olarak uzman hekimlerin başarımlarına ulaşamamaktadır. Otomatik sistemlerin temelinde bulunan sınıflandırma ve doğru özniteliklerin çıkartılması problemlerinin kısa vadede çözülmemeyeceği ve radyolojik görüntüleme sistemleri için radyologların vazgeçilmez bir unsur oldukları düşünülmektedir. Ticarileşme imkânı bulan bilgisayar teknolojileri genellikle uzman radyologlarla etkileşim içinde çalışan ve son kararı onlara bırakan sistemler olmuşlardır. Bu sistemlerin en temel sıkıntısı ise radyologların her zaman en doğru kararı verdiklerini kabul etmeleri ve doktorların başarımlarını izleyecek bir mekanizmalarının olmamasıdır. Bu nedenle tıbbi görüntülerin yaklaşık üçte biri hekimlerce yanlış değerlendirilmektedir. Bilimsel kaynaklarda, radyologların göz-bakışı konum bilgilerini kullanarak tıbbi görüntü inceleme stratejilerini araştıran ve onların uzmanlıklarını belirlemeye çalışan çok sayıda çalışma mevcuttur. Bu çalışmalar özellikle son beş yıllık dönemde yoğunlaşmış olmakla birlikte yapılan çalışmalar uzman doktorları çevrimiçi bir döngü içinde kullanmamışlardır. Bu sistemlerin bir diğer temel eksikliği ise hastalıktan hastalığa önemli ölçüde değişkenlik gösterebilen çok alt-seviye görsel özniteliklere odaklanmış olmalarıdır. Bu nedenle elde edilen çıkarımların genel bir kurala dönüştürülebilmesi ve sözle ifade edilebilmesi mümkün olmamıştır. Geliştirilmesi planlanan döngüde-doktor sistem ile çevrimiçi olarak radyoloğun ilgi, uzmanlık ve dikkat seviyesinin ölçümü gerçekleştirilecek ve onların otomatik olarak duygusal ve zihinsel durumlarına uygun tıbbi görüntülerle çalışmaları sağlanacaktır. Böyle bir iş dağıtım modeli tamamen yenidir. Sistem temel olarak tıbbi görüntüleri (Radyoloji) inceleyen radyologların göz-bakışlarını takip eden bir sistemi (İnsan-Bilgisayar Etkileşimi), üst ve alt seviye tıbbi görüntü özniteliklerin elde edilmesi (Bilgisayarla Görme), çevrimiçi öğrenme (Makine Öğrenmesi) ve radyologların öznel durumlarının (psikoloji) ölçülmesi gibi alt görevlerin yerine getirilmesine ihtiyaç duymaktadır. Çalışmanın en temel avantajlarından biri sistemin hastalık tabanlı olmayacak olması ve sadece tıbbi görüntülerin hangi radyolog için daha uygun olduğunu belirlemeyi amaçlamasıdır. Bu sayede görüntüler üzerinde otomatik sistemlerin sıkça yaptıkları sınıflandırma hatalarına karşı gürbüz bir mekanizma oluşturulmuş olacaktır. Tıbbi görüntüler herhangi bir filtreden geçirilmeyecektir. Her tıbbi görüntü radyologlar içinde en yüksek dikkat seviyesine ve o resimdeki özniteliklere en aşına olan doktora gösterilecek, böylece radyologların verimliliği korunurken genel olarak tıbbi görüntü inceleme sisteminin kararlılığı arttırılacaktır. Sonuç olarak; proje sonunda aşırı iş yükü altında çalışmakta olan radyologlar bir döngüde-doktor sistemin içine yerleştirilerek verimliliklerinin ve kararlılıklarının arttırılması sağlanacak, tıbbi görüntülemenin tanı koymadaki etkinliği yükseltilecektir. Bilimsel anlamda ise birçok farklı disiplinine ait yöntem ve bilginin bir arada kullanıldığı bir araştırma olacak ve radyologların davranışlarına göre uyarlanmış yeni kullanıcı arabirimlerinin, etkileşim cihaz ve yöntemlerinin ve radyolog stratejilerini kullanan otomatik sistemlerin geliştirilmesine ön ayak olacaktır.
Anahtar Kelimeler:	Tıbbi Görüntü İşleme, Döngüde-İnsan, Çevrimiçi Öğrenme, Göz-Bakışı Takibi, İş Yükü Ayarlama
Fikri Ürün Bildirim Formu Sunuldu Mu?:	Evet
Projeden Yapılan Yayınlar:	1- Improving Accuracy of Double Reading in ChestX-Ray Images by Using Eye-gaze Metrics (Bildiri - Ulusal Bildiri - Sözlü Sunum), 2- TIBBİ GÖRÜNTÜLER İÇİN OTOMATİKLEŞTİRİLMİŞ ÇİFTE OKUMA SİSTEMİ (Patent - Ulusal - Başvuru), 3- Protek Sağlık Bilişim Ticaret Anonim Şirketi (Ürün/Model/Şirket - Start-up Şirket), 4- RÖNTGEN GÖRÜNTÜSÜ İNCELEMEDE UZMANLIK DÜZEYİ BELİRLEME (Tez (Araştırmacı Yetiştirilmesi) - Yüksek Lisans Tezi),