

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**AKCİĞER GRAFİLERİNDE NODÜL GELİŞİMİNİN
İZLENMESİ**

MUHARREM ENGİN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

2015

**AKCİĞER GRAFİLERİNDE NODÜL GELİŞİMİNİN
İZLENMESİ**

**MONITORING THE NODULE PROGNOSIS FROM LUNG
X-RAY DATA**

MUHARREM ENGİN

Başkent Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin
BİLGİSAYAR Mühendisliği Anabilim Dalı İçin Öngördüğü
YÜKSEK LİSANS TEZİ
olarak hazırlanmıştır.

2015

“Akciğer Grafilerinde Nodül Gelişiminin İzlenmesi” başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından, 15/09/2015 tarihinde, **BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Doç. Dr. Hasan OĞUL

Üye (Danışman) : Yrd. Doç. Dr. Emre SÜMER

Üye : Yrd. Doç. Dr. İ. Baran USLU

ONAY

..../09/2015

Prof. Dr. Emin AKATA
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŐEKKÜR

Bu alıőma Sanayi Bakanlığı tarafından 379.STZ.2013-2 numaralı SANTEZ projesi kapsamında desteklenmiőtir, Sanayi Bakanlığı ve ilgili birimlerine destekleri için,

Sayın Yrd. Doç. Dr. Emre SÜMER'e (tez danıőmanı), çalışmanın sonuca ulaőtırılmasında ve karőtılaőtılan gÜçlÜklerin aőtılmasında her zaman yardımcı ve yol gÖsterici olduğu için,

Sayın Doç. Dr. Hasan OĞUL'a, çalışma konusunun belirlenmesi ve çalışmanın yönlendirmesinde katkı sağladığı için,

Sayın Prof. Dr. Muhteőem AĞILDERE'ye, çalışma için sağladığı X-ray verileri ve değerli yorumları için,

Tez çalıőmam boyunca destekleriyle yanımda olan sevgili aileme desteklerinden dolayı teőekkürü borç bilirim.

ÖZ

AKCİĞER GRAFİLERİNDE NODÜL GELİŞİMİNİN İZLENMESİ

Muharrem Engin

Başkent Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu çalışmada akciğer grafilerinden nodüllerin gelişimlerini otomatik olarak tespit eden bir sistem önerilmiştir. Akciğer nodülleri yaygın olarak görülen bir rahatsızlıktır. Nodüller, tomografi gibi nispeten daha riskli ya da MRI gibi daha pahalı yöntemlerle kesin sonuçlar alınarak izlenebilir. Ancak, röntgen ile görüntüleme yöntemi yaygın kullanılmasının yanı sıra düşük maliyetlidir. Nodüllerin gelişimlerinin kısa aralıklarla röntgen yöntemi ile takip edilmesi birçok açıdan fayda sağlamaktadır.

Bir hastaya ait nodül gelişim değerlendirmesinin yapılabilmesi için iki farklı zamanda çekilen görüntüleri üst üste bindirmek gerekir. Üst üste bindirme yapabilmek için özellik eşleştirme yöntemleri kullanılarak homografi matrisi elde edilmiş ve sonrasında görüntü çakıştırma işlemi gerçekleştirilmiştir. Görüntü çakıştırmanın başarısını tespit edebilmek için elle işaretlenen, aynı olduğu bilinen noktaların uzaklık karşılaştırılması yapılmıştır. Ayrıca başarımın ölçümü için kapalı alan bilgisine dayanan bir yöntem önerilmiştir. Görüntü çakıştırıldıktan sonra konum bilgisine göre her iki resimdeki eşleşen nodüller tespit edilmiştir. İlk resimde eşleşmeyen nodüllerin kaybolduğu, daha sonra çekilen görüntüdeki nodüllerin yeni ortaya çıktığı değerlendirilmiştir. Nodüller, görüntü üzerinde piksel kümesinden oluşan kapalı alan olarak değerlendirilmiş olup eşleşmeden sonra kapalı alanların oluşturduğu alan bilgileri hesaplanarak büyüme ya da küçülme durumları sayısal olarak ortaya konulmuştur. Sonuç olarak, gerek görüntü çakıştırma gerekse nodül eşleştirme ve gelişim analizinde tatmin edici sonuçlar elde edilmiştir.

ANAHTAR SÖZCÜKLER: Görüntü çakıştırma, Akciğer nodül gelişimi, Akciğer grafileri, X-ray görüntüleri

Danışman: Yrd.Doç.Dr. Emre Sümer, Başkent Üniversitesi, Bilgisayar Mühendisliği Bölümü.

ABSTRACT

MONITORING THE NODULE PROGNOSIS FROM LUNG X-RAY DATA

Muharrem Engin

Başkent University Institute of Science and Engineering

Computer Engineering Department

In this study a system that automatically detects the prognosis of nodules from chest X-ray data is proposed. Lung nodules are commonly seen as an illness. Nodules can be precisely monitored with a more riskful to human health methods such as CT or more expensive methods such as MR. However, X-ray imaging is a low cost method as well as its widespread usage. Monitoring the nodules in short intervals by X-ray method, gives benefits in many aspects.

X-ray data taken at two different times must be overlapped to perform the assessment. By using feature matching methods homography matrix is calculated and then image registration is performed. To assess the registration success, the distance between the identical points which are selected manually, are compared. In addition, a method based on closed contour information is proposed to measure the success. According to nodule position, matched nodules are determined after image registration. Unmatched nodules on the first image are evaluated as lost while those on the second image are evaluated as newly appeared. Nodules are considered as closed contours consisting of pixel set where closed contour area is calculated after nodule matching process. In this way growth and shrink states are determined numerically. As a result, satisfactory results are obtained, both for the image registration and the process of nodule matching and prognosis.

KEYWORDS: Image registration, Lung nodule prognosis, Chest radiographs, X-ray images

Advisor: Asst. Prof. Dr. Emre Sümer, Başkent University, Computer Engineering Department.

İÇİNDEKİLER LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
ÖZ.....	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER LİSTESİ.....	iii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	v
ÇİZELGELER LİSTESİ.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	viii
1 GİRİŞ.....	1
1.1 Çalışmanın Konusu, Amaç ve Kapsam.....	1
1.2 Benzer Çalışmalar	2
1.3 Tezin Genel Yapısı.....	4
2 YÖNTEMLER.....	5
2.1 Genel Metodoloji.....	5
2.2 Nodül Bilgilerinin Okunması.....	6
2.3 Görüntü Çakıştırma.....	10
2.3.1 Önişlemler.....	12
2.3.2 Öznitelik çıkarımı ve eşleştirme.....	13
2.3.2.1 <u>SIFT algoritması</u>	15
2.3.2.1 <u>SURF algoritması</u>	15
2.3.2.1 <u>ORB algoritması</u>	15
2.3.3 Homografi tahmini.....	16
2.4 Nodül Eşleştirme.....	16
2.4.1 Çakıştırılmış nodülün yeni pozisyonu.....	16
2.4.2 Nodülleri eşleştirme yaklaşımı.....	17
2.5 Nodül Gelişim Analizi.....	19
2.5.1 Gelişim analizi yöntemi.....	20
2.5.2 Gelişim analizi çıktıları.....	20
3 VERİ KÜMESİ.....	22
3.1 Veri Hakkında Genel Bilgiler.....	24
3.2 Dicom Formatı Hakkında Genel Bilgiler.....	26
4 DENEYSEL SONUÇLAR.....	28
4.1 Test Ortamı ve Konfigürasyon.....	28
4.2 Doğrulama Yaklaşımı Önerisi ve Test Sonuçları.....	30

4.2.1 Görüntü akıştırma için doğrulama yöntemi.....	30
4.2.2 Görüntü akıştırma için elde edilen test sonuçları.....	32
4.2.3 Nodül gelişim analizi için doğrulama yöntemi.....	37
4.2.4 Nodül gelişim analizi için elde edilen test sonuçları.....	41
4.3 Yorumlar ve Tartışma.....	42
5 SONUÇ.....	44
KAYNAKLAR LİSTESİ.....	46

ŞEKİLLER LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Şekil 1.1	Soldan sağa sırası ile akciğer ve kafatası röntgen görüntü örnekleri 1
Şekil 2.1	Görüntü çakıştırma işleminin temel adımları 5
Şekil 2.2	Temsili nodül bilgisinin okunduğu dosya formatı 7
Şekil 2.3	Renklendirilmiş kapalı alan ile nodül gösterimi 8
Şekil 2.4	Nodül işaretleme aracının açılış ekranı 9
Şekil 2.5	Akciğer üzerinde zum yapma 9
Şekil 2.6	Temsili nodülün işaretlenmesi 10
Şekil 2.7	Farklı kişilere ait farklı zamanlarda çekilmiş X-ray görüntüleri 11
Şekil 2.8	Nodül eşleştirme yaklaşımının X-ray verileri üzerinde gösterimi: t zamanda çekilen X-ray (a), t+1 zamanda çekilen X-ray (b) ve çakıştırılmış X-ray (c)..... 19
Şekil 2.9	Üretilen sonuçlar hakkında verilecek çıktı 21
Şekil 3.1	Hasta 1, hasta 2, hasta3 olarak adlandırılan hastalara ait kullanılan görüntülerin en boy oranı değiştirilmeden küçültülmüş X-ray grafipleri..... 24
Şekil 3.2	Dicom formatındaki bir X-ray görüntüsüne ait genel bilgiler, dosyaya ait isim ve tarih bilgileri hasta mahremiyeti sebebi ile kapatılmıştır 25
Şekil 3.3	Dicom formatından export edilen resmin Matlab aracında imageinfo fonksiyonu ile özelliklerinin gösterimi, dosyaya ait isim bilgisi hasta mahremiyeti sebebi ile kapatılmıştır 26
Şekil 3.4	Dicom verisini 16 bit gri seviyeden RGB uzayında 24 bitlik jpg formatına dönüştüren fonksiyon 26
Şekil 4.1	Test çalışmalarında kullanılan görsel arayüz 29
Şekil 4.2	Geliştirilen uygulamanın izlediği adımlar 29
Şekil 4.3	OpenCv kütüphanesinde kontur bulma algoritmasının prototipi ve fonksiyon çağırma şekli..... 31
Şekil 4.4	Akciğer X-ray görüntülerinde tespit edilen konturlar 31
Şekil 4.5	Canny algoritmasının prototipi ve fonksiyon çağırımı gösterimi 32

Şekil 4.6	Deney 1'e ait grafiksel gösterim	35
Şekil 4.7	Deney 2'ye ait grafiksel gösterim	35
Şekil 4.8	Deney 3'e ait grafiksel gösterim	36
Şekil 4.9	Deney 4'e ait grafiksel gösterim	36
Şekil 4.10	Deney 5'e ait grafiksel gösterim	37
Şekil 4.11	Deney 6'ya ait grafiksel gösterim	37
Şekil 4.12	Uzman radyolog tarafından hasta1 olarak adlandırılan hastaya ait işaretlenen görüntüler, soldan sağa sırası ile t, t+1, t+2 zamanda çekilmiştir	39
Şekil 4.13	Uzman radyolog tarafından hasta2 olarak adlandırılan hastaya ait işaretlenen görüntüler, soldan sağa sırası ile t, t+1 zamanda çekilmiştir	40
Şekil 4.14	Uzman radyolog tarafından hasta3 olarak adlandırılan hastaya ait işaretlenen görüntüler, soldan sağa sırası ile t, t+1 zamanda çekilmiştir	41
Şekil 4.15	Hasta1 için t - t+1 karşılaştırma sonuçları, görüntü çakıştırma için SIFT + SURF - SIFT kombinasyonu kullanılmıştır	41
Şekil 4.16	Hasta1 için t+1 - t+2 karşılaştırma sonuçları, görüntü çakıştırma için SIFT + SURF - SIFT kombinasyonu kullanılmıştır	41
Şekil 4.17	Hasta2 için t - t+1 karşılaştırma sonuçları, görüntü çakıştırma için SIFT + SURF + ORB - SIFT kombinasyonu kullanılmıştır	42
Şekil 4.18	Hasta3 için t - t+1 karşılaştırma sonuçları, görüntü çakıştırma için SIFT + SURF - SIFT kombinasyonu kullanılmıştır	42

ÇİZELGELER LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.1 Deney listesi.....	14
Çizelge 4.1 Görüntü çakıştırma senaryolarına göre elde edilen sonuçlar	33

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

SIFT	Scale-Invariant Feature Transform
SURF	Speed up Robust Feature
ORB	Oriented Fast and Rotated Brief
BRIEF	Binary Robust Independent Elementary Features
BRISK	Binary Robust Invariant Scalable Keypoints
MR	Magnetic Resonance
CT	Computer Tomography
FAST	Features From Accelerated Segment Test
DU	Doğrulama Uzaklığı
TKU	Toplam Kontur Uzaklığı
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
RGB	Red Green Blue

1 GİRİŞ

1.1 Çalışmanın Konusu, Amaç ve Kapsam

Günümüzde bir çok hastalığın tespitinde ve tedavi sürecinde hekimler X-ray, MR, tomografi vb. görüntüleme tekniklerini kullanmaktadırlar. Bu yöntemlerle görüntülerin elde edilmesi için donanımsal ve yazılımsal bazı çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu çalışmaların önemli bir bölümünü görüntüler elde edildikten sonra sonuçların hekimler tarafından yorumlanmasında kolaylık sağlanması için geliştirilmiş sistemler oluşturmaktadır. Ayrıca bu tarz sistemler sağlık alanında eğitim alan öğrencilerin eğitimlerine de destek olabilmektedirler.

Günümüzde birçok görüntüleme tekniği kullanılsa da en temel tanı yöntemlerinden birisi röntgendir. Bu yöntem Wilhelm Conrad Röntgen tarafından tesadüfen bir deney sırasında 1895 yılında bulunmuştur. O yıllarda bu yöntemde kullanılan ışınların tüm özellikleri anlaşılamadığından bu ışınlar X ışınları adı verilmiştir [1]. Örnek röntgen görüntüleri Şekil 1.1'de verilmiştir.



Şekil 1.1 Soldan sağa sırası ile akciğer ve kafatası röntgen görüntü örnekleri

Röntgen yöntemi tanı koymada kullanılan diğer birçok yöntemden daha ucuz bir yöntemdir, bu nedenle sağlık kuruluşlarının birçoğunda bulunmaktadır.

Röntgen yöntemi akciğer ile ilgili rahatsızlıkları tespit etmek için çokça kullanılan ve ilk tercih edilen görüntüleme yöntemidir. Sıklıkla rastlanılan akciğer rahatsızlıklarından birisi de nodül olarak adlandırılan akciğer üzerinde anormal

davranışlar gösteren dokulardır. Bu tarz davranış gösteren dokuların erken evrelerde fark edilip gelişiminin izlenmesi hastaya yapılacak olan müdahale için kritik önem arz etmektedir. Nodüller ilk olarak balgamdan gelen kan ile baş gösterir ve röntgen yöntemiyle çekilen görüntüde oval şekilde lekeler olarak görünürler [2]. X-ray ışınları sert dokular tarafından emildiği için üzerine düştüğü grafide beyaz görünürken, akciğer yumuşak yapısından dolayı bu ışınları ememez ve grafide siyah görünür. Akciğer dokusunda farklı davranan dokularda bu ışınları emerek grafide beyaz etki oluşturur ve siyah üzerine beyaz şekilde kendilerini gösterirler [1].

Nodül tespit edildikten sonra gelişiminin takip edilmesi hastalığın tedaviye nasıl yanıt verdiğinin görülmesi açısından büyük önem arz etmektedir. Tomografi gibi gelişmiş yöntemlerle nodüller üzerindeki hassas gelişmeler takip edilebilir. Bu gibi yöntemlerin hastaya verdiği zarar ve yöntemlerin maliyetleri düşünüldüğünde, nodüllerin gelişiminin yakın aralıklarla takibi pek etkin bir yöntem olmayacaktır. Röntgen yöntemi nodüllerin gelişiminin takibi için kullanılan bazı görsel yöntemlere nazaran hem ucuz, hem de daha az zararlı [3] [28] olduğundan tercih edilebilir. Ayrıca röntgen yöntemi sağlık ocağı gibi temel sağlık kuruluşlarında bile bulunabildiği için nodüllerin gelişiminin izlenmesinde bahsedilen kısıtlarda etkin bir yöntemdir.

Yukarıda bahsedilen bilgilendirmeler doğrultusunda nodüllerin gelişiminin izlenmesi için otomatik bir sistemin geliştirilmesi hekimlere ve radyoloji eğitimi alan öğrencilere destek olabilecek bir çalışmadır.

Bu çalışmada nodülleri tespit edilmiş olan farklı zamanlarda çekilmiş iki röntgen görüntüsünü parametre olarak alan ve çıktı olarak ilk görüntüye göre büyüyen, küçülen, kaybolan veya yeni ortaya çıkan nodüllerin raporlanmasını gerçekleştiren bir prognoz sistemi geliştirilmiştir. Önerilen sistem; görüntü çakıştırma, nodül eşleme ve gelişim analizi gibi adımlardan oluşmakta olup sistemin gerçekleştirimi OpenCV kütüphanesi kullanılarak C++ programlama dili kullanılarak yapılmıştır.

1.2 Benzer Çalışmalar

Nodül karşılaştırmasını yapabilmek için farklı zamanlarda çekilmiş görüntülerin çakıştırılması gerekmektedir. Medikal görüntülerde görüntü çakıştırma üzerine yürütülen algoritmalar yoğunluk tabanlı, özellik tabanlı, melez yaklaşımlar gibi bir kaç alt alana ayrılırlar [9, 10]. Bu tekniklerin arasından anahtar noktaların seçimine dayalı

olanlar tez kapsamında detaylı olarak incelenip uygulanmıştır. Medikal görüntülerin doğal görüntüler kadar anahtar nokta barındırma konusunda zengin olmadıkları bir gerçektir [11]. Yine de literatürde bilinen önemli özellik tabanlı yöntemler özellikle MR ve CT medikal görüntülerinin karşılaştırılmasında kullanılmıştır. Bu çalışmalarda SIFT [12-15] ve SURF özellik tanımlayıcıları [16] yoğun bir şekilde kullanılmıştır.

X-ray görüntülerinin karşılaştırılması üzerine gerçekleştirilen çalışmalar çok yaygın değildir. Bir çalışmada karşılaştırma ince tabaka kama (thin-plate spline) yöntemi ile yapılmıştır. Çalışmada daha fazla görüntü bölütleme için daha uygun modeli bulmayı amaçlamışlardır [17]. Bir farklı çalışmada akciğer X-ray görüntülerinden otomatik kontrol noktaları çıkarma üzerine çalışılmıştır. Karşılaştırma görevini yerine getirmek için anatomik işaret noktaları bulmayı amaçlayan arama stratejisi geliştirilmiştir [18]. Daha yeni bir çalışmada akciğer grafisinden yaklaşık akciğer modeli tahmin edilmeye çalışılmıştır. Bu amaçla hizalama işlemini gerçekleştiren deforme olabilen karşılaştırma yöntemini gerçekleştirmişlerdir [19].

Literatürde nodül gelişiminin izlenmesine yönelik çalışmaların belli bir bölümü matematiksel modeller üzerine kuruludur. Bunlardan birisi Pal et al. [4] tarafından geliştirilen yapay sinir ağı tabanlı bir tahmin modelidir. Bu model kullanılarak zamana bağlı tümör hücrelerinin gelişimi tahmin edilmiştir. Scharcanski et al. [5] tarafından gerçekleştirilen bir diğer çalışmada ise akciğer tümörlerinin şekil ve büyüklüğü bölütleme (segmentation) tabanlı etkileşimli bir model ile değerlendirilmiştir. Model tabanlı çalışmalara bakıldığında genellikle belli bir lezyon tipine özgü çözüm üretildiği görülmektedir. Tüm kanser tiplerini kapsayan genel bir tahmin modelinin yetersizliği dikkat çekmektedir.

Nodül gelişiminin izlenmesinde kullanılan bir diğer yaklaşım çoklu görüntülerin analizine dayalıdır. Bu çalışmalardan bir tanesinde farklı zamanlardaki bilgisayarlı tomografi (CT) görüntüleri kullanılarak akciğerdeki kanser nodüllerinin gelişiminin değerlendirilmesi gevşek karşılaştırma (non-rigid registration) ve ince tabaka kama deformasyonu (thin plate spline warping) tekniklerine dayalı bir yöntemle gerçekleştirilmiştir [6]. Bir başka çalışmada ise MR görüntüleri kullanılarak beyin tümörlerinin büyüme oranları takip edilmiştir [7]. Mevcut çalışma dört aşamadan oluşan istatistik tabanlı bir teknikle tümör büyüklüğünü ve büyüme eğilimini açığa çıkarmıştır. Sofka and Stewart [8] tarafından gerçekleştirilen bir diğer çalışmada ise

farklı zamanlardaki CT görüntüleri kullanılarak akciğer nodüllerinin büyüme eğilimleri değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın temel yöntem adımlarından bazıları: öznelik çıkarımı, indeksleme, nodül eşleştirme ve karar verme olarak sıralanabilir.

Tez kapsamında yapılan araştırmalara göre, X-ray görüntülerini kullanarak nodül gelişimini izleyen bir çalışmaya literatürde rastlanmamıştır.

1.3 Tezin Genel Yapısı

Nodül gelişim analizi yapması için geliştirilen sistemi anlatan bu tezin ilk bölümünde (Bölüm 1.1) çalışmanın konusu, amacı ve kapsamı açıklanmış olup benzer çalışmalardan Bölüm 1.2'de bahsedilmiştir.

İkinci bölümde problemin nasıl çözüleceğine dair geliştirilen uygulama adımlarından bahsedilmiştir. İlk olarak problem çözüm yönteminin hangi alt yöntemlerden oluştuğu ve uygulanan alt yöntemlerin temel adımlarından bahsedilmiştir (Bölüm 2.1). Daha sonra nodül bilgilerinin uygulamaya nasıl aktarıldığından bahsedilmiştir (Bölüm 2.2). Devamında projenin başarımını büyük oranda etkileyen görüntü çakıştırma yaklaşımı ele alınmıştır (Bölüm 2.3). Görüntüler çakıştırıldıktan yani t ve $t+1$ zamanda elde edilen görüntüler mümkün olduğunca üst üste bindirildikten sonra her iki görüntüde nodül olarak bilinen bölgelerin nasıl eşleştirileceği ele alınmıştır (Bölüm 2.4). İkinci bölümün son kısmında ise eşleştirme işlemi yapıldıktan sonra nodüllerin gelişimleri hakkında çıkarımda bulunduğumuz nodül analizi kısmına yer verilmiştir.

Üçüncü bölümde uygulamanın geliştirilmesi aşamasında kullanılan veri kümesi (Bölüm 3.1) ve formatı (Bölüm 3.2) hakkında bilgiler verilmiştir.

Dördüncü bölümde, ilk olarak çalışmanın yapıldığı test ortamı ve konfigürasyondan (Bölüm 4.1) bahsedilmiştir. Daha sonra çalışmada yapılan deneylerden (Bölüm 4.2), çakıştırma işleminin başarısını otomatik ölçen algoritma önerisinden (Bölüm 4.3) ve son olarak deneylerin sonuçlarından (Bölüm 4.4) bahsedilmiştir.

Tez çalışmasının beşinci ve son bölümünde elde edilen sonuçlar ve yapılan çalışmanın geliştirilmesine yönelik önerilere yer verilmiştir.

2 YÖNTEMLER

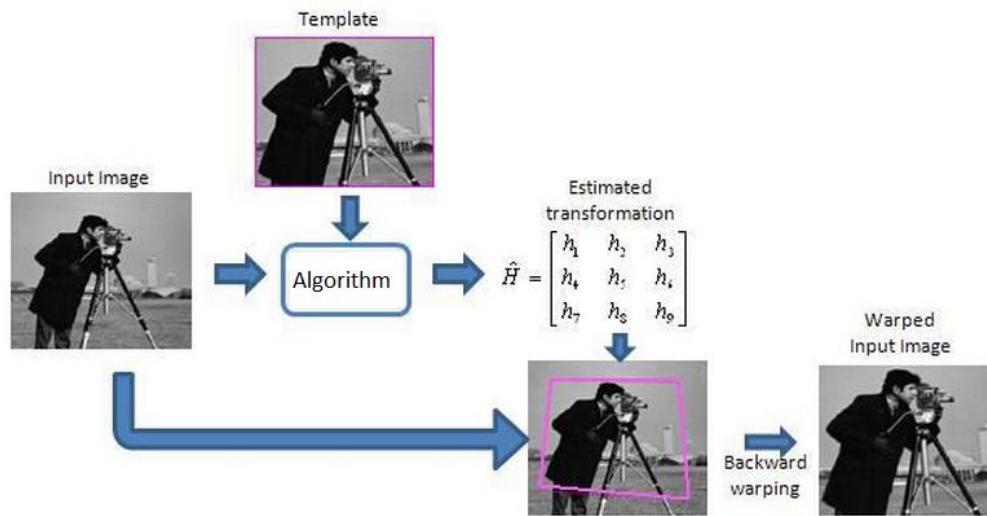
2.1 Genel Metodoloji

Bu tez çalışması kapsamında nodül gelişiminin izlenmesine yönelik önerilen yöntem adımları sırası ile aşağıdaki gibidir:

- Görüntü çakıştırma
- Nodül eşleme
- Gelişim analizi

Görüntü çakıştırma: Farklı zamanlarda (t ve t+1) çekilmiş akciğere ait X-ray görüntüleri hastaların pozisyonları ya da çevresel faktörlerden dolayı üst üste getirildiğinde tam olarak örtüşmemektedir. Görüntü çakıştırma işlemi ile t ve t+1 zamanlarında çekilen görüntüler mümkün olduğunca üst üste bindirilmeye çalışılacaktır.

Görüntü çakıştırma işlemi temel olarak bir görüntünün (t), şablon olarak seçilen diğer görüntü (t+1) üzerine birebir oturtulmaya çalışmasına dayanmaktadır. Bu işlem için bir dönüşüm matrisine ihtiyaç duyulmaktadır. Üzerinde çalışılan algoritmalar bu matrisi en iyi şekilde oluşturmayı amaçlamaktadır. Elde edilen bu dönüşüm matrisi ile girdi görüntü (t) çarpılır ve çakıştırılmış görüntü elde edilir. Görüntü çakıştırma işleminin temel mantığı Şekil-2.1'de görülmektedir.



Şekil 2.1 Görüntü çakıştırma işleminin temel adımları

Nodül eşleme: t görüntüsü üzerinde daha önceden yerleri tespit edilmiş nodüllerin izdüşümleri t+1 görüntüsü üzerinde yer alan ve yine yerleri daha önceden tespit edilmiş nodüllerle eşleştirilir. Eşleştirmede kullanılan temel ölçüt konumsal yakınlıktır. t görüntüsünde var olup t+1'de eşleşmeme (nodülün kaybolması) veya t görüntüsünde olmayıp t+1'de ortaya çıkma (metastaz) durumları da ayrıca dikkate alınacaktır.

Gelişim analizi: Bölgesel olarak açığa çıkarılan nodül çiftlerinin kapladıkları alanlar dikkate alınarak gelişim durumları değerlendirilecektir. Nodül değişiminin alansal yöntemler ile tespiti; nodülün büyüme, küçülme, kaybolma veya metastaz durumlarının analizi ve raporlanması bölümlerinden oluşmaktadır.

2.2 Nodül Bilgilerinin Okunması

Bu çalışma, nodülleri daha önceden tespit edilmiş olan akciğer X-ray görüntüleri üzerinde nodüllerin gelişimi hakkında bilgi vermek için geliştirilmiştir. Çalışma sürecinde nodül bilgileri ilgili röntgen verisi için bir dosyadan belirlenmiş formatta okunmuştur. Nodül bilgileri görüntü üzerindeki piksellerin oluşturduğu kapalı alandan oluşmaktadır. Yani diğer bir deyişle iki boyutlu görüntü üzerinden nodülün çevresinin nokta nokta seçilmesi ile ifade edilmektedir.

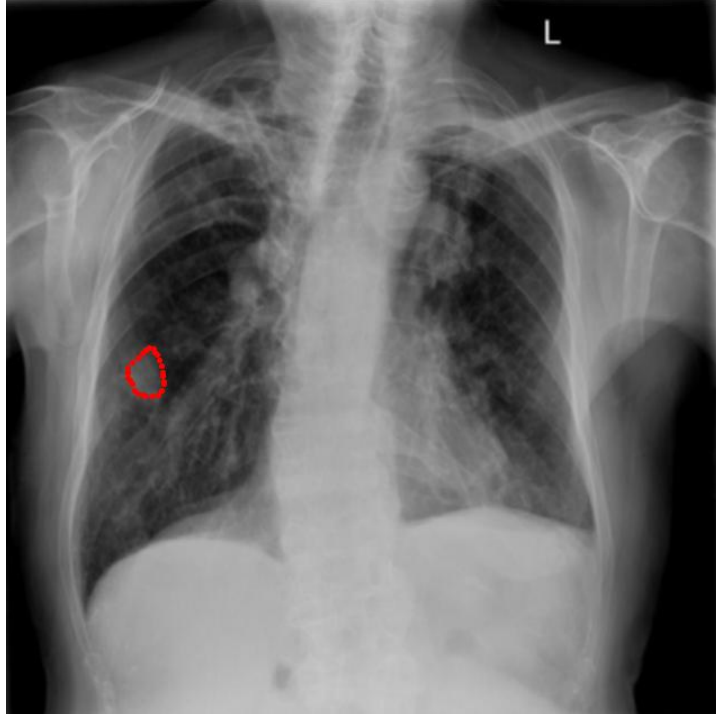
Nodül bilgileri otomatik olarak nodül tespiti yapan herhangi bir araç tarafından veya uzman bir radyolog tarafından belirlenmiş olabilir. Hangi yöntemle belirlendiğinin bu çalışma kapsamında herhangi bir kısıtlayıcılığı bulunmamaktadır. Tez kapsamında yapılan uygulamanın tutarlı çalışabilmesi için nodül bilgilerini içeren dosyanın belirlenen formatta sunulması yeterlidir. Şekil 2.2'de temsili nodül bilgilerinin okunduğu dosya formatının bir örneği görülmektedir.

```
1 NODUL A
2 10
3 165.000000,278.000000
4 165.000000,286.000000
5 177.000000,298.000000
6 189.000000,300.000000
7 199.000000,290.000000
8 195.000000,274.000000
9 185.000000,265.000000
10 177.000000,263.000000
11 167.000000,264.000000
12 160.000000,269.000000
13 NODUL B
14 10
15 371.000000,254.000000
16 373.000000,265.000000
17 378.000000,270.000000
18 389.000000,275.000000
19 402.000000,273.000000
20 402.000000,259.000000
21 395.000000,245.000000
22 391.000000,238.000000
23 379.000000,237.000000
24 370.000000,246.000000
```

Şekil 2.2 Temsili nodül bilgisinin okunduğu dosya formatı

Nodül bilgilerini barındıran dosyada her nodülü ifade eden ayırıcı bir isim bulunmaktadır. İsimden sonra nodülün kaç nokta ile ifade edileceği satır sayısına göre gösterilmektedir. Örneğin Şekil 2.2'de görülen NODUL A'nın 10 piksel tarafından oluşturulan kapalı alan ile ifade edildiği söylenmektedir. Her piksel ise sırası ile ilgili pikselin x ve y koordinatları olmak üzere virgül ile ayrılarak yazılmıştır. NODUL B de 10 piksel ile ifade edilmiş olup sonrasında 10 piksel değerinin 2 boyutlu koordinat bilgileri sırası ile yazılmıştır. Her bir röntgen verisi için kaç tane nodül varsa sırası ile boşluk bırakmadan arka arkaya aynı dosyaya eklenir.

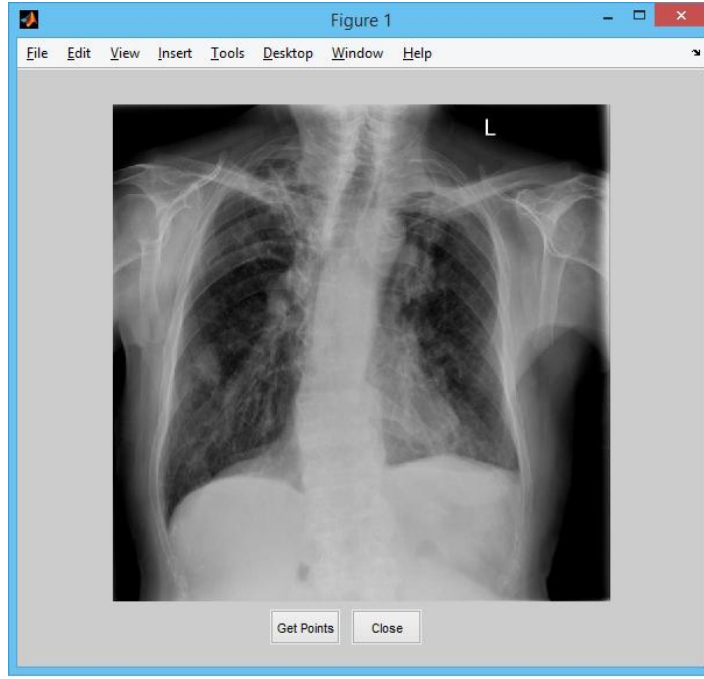
Şekil 2.3'te görünen akciğere ait röntgen verisinde nodül piksel bilgilerinin koordinata dayalı görsel gösterimi görülmektedir.



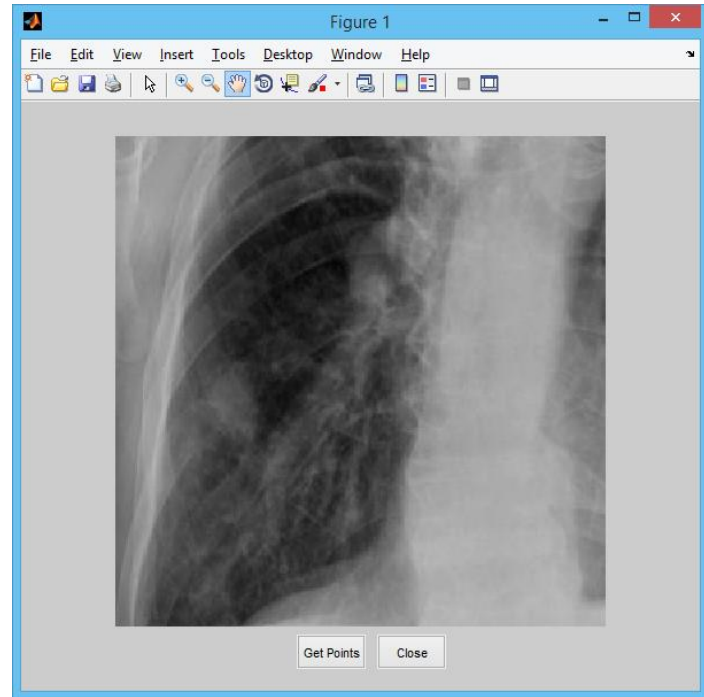
Şekil 2.3 Renklendirilmiş kapalı alan ile nodül gösterimi

Geliştirilen yöntemi test edebilmek için Matlab'da ilgili röntgen görüntüsünde birden fazla nodül işaretlemesi yapabileceğimiz bir nodül seçme aracı oluşturulmuştur. Bu araç ile istenilen bölgeye zum yapılarak nodülü ifade eden kapalı alan seçilip beklenen formatta dosyaya kayıt yapılabilmektedir.

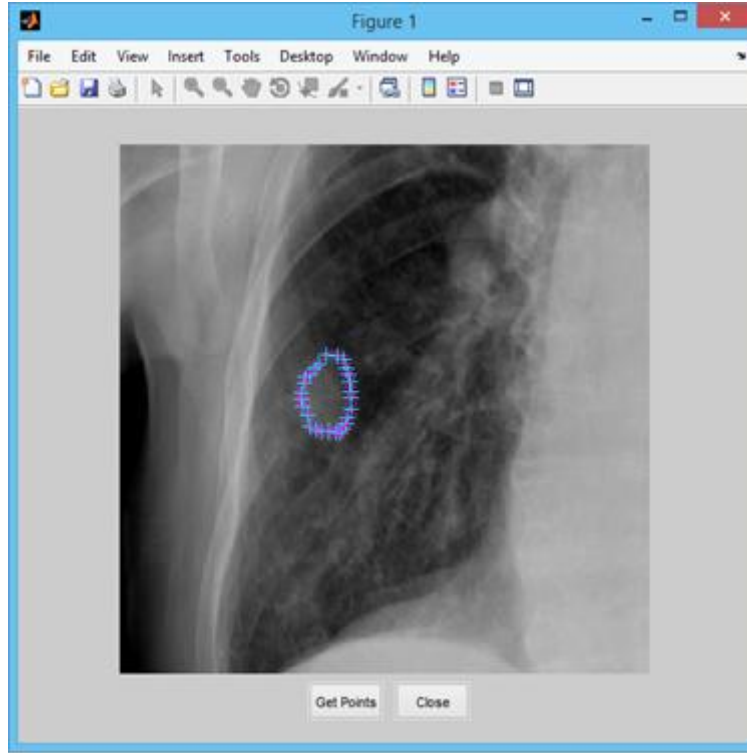
Nodül seçme aracı çalıştırılıp ilgili görüntü seçildikten sonraki arayüz Şekil 2.4'deki gibidir. Araç üzerinde Matlab'ın sağlamış olduğu zum özelliği ile Şekil 2.5'de olduğu gibi zum yapılabilir. Şekil 2.6'da görüldüğü gibi istenilen kapalı alan "Get Points" butonuna bastıktan sonra sol tuş ile seçilir ve kapalı alan istenilen hassasiyette seçildikten sonra "Enter" tuşuna basılarak nodül işaretlemesi bitirilir ve bir sonraki nodül seçimi için uygulama ilk halini alır. Uygulama Şekil 2.2'de görüldüğü formatta nodüle ait noktaları kaydeder.



Şekil 2.4 Nodül işaretleme aracının açılış ekranı



Şekil 2.5 Akciğer üzerinde zum yapma



Şekil 2.6 Temsili nodülün işaretlenmesi

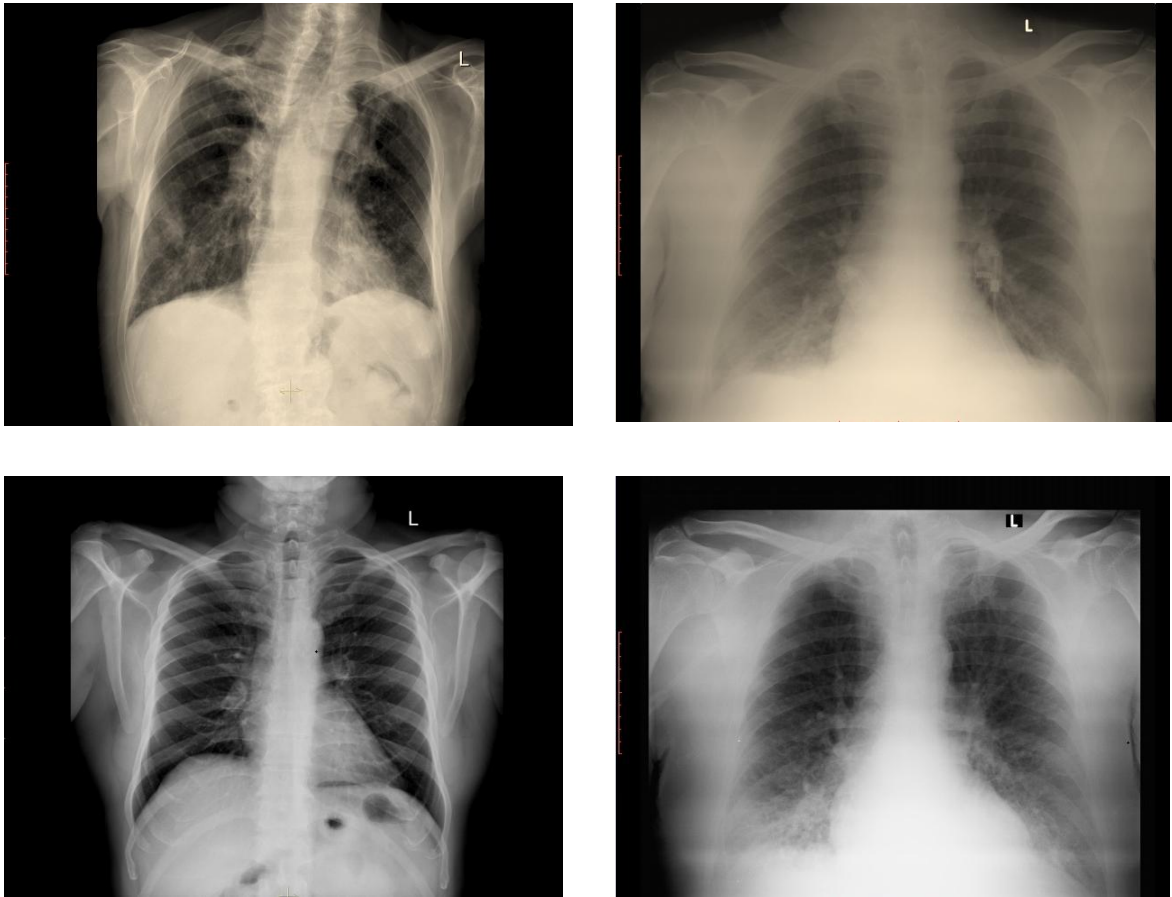
2.3 Görüntü Çakıştırma

Birbirleri ile belli bir oranda örtüşen iki farklı görüntüyü tam olarak örtüştürme işlemine görüntü çakıştırma (image registration) denir. Bu çalışma kapsamında kullanılacak akciğer görüntülerinin farklı zamanlarda farklı şartlar altında çekilmesi muhtemeldir ve çekilen görüntüler üzerinde işlem yapmadan görüntülerin tam olarak örtüşmeyeceği aşikardır. Çekilen iki görüntünün üst üste eşleştirilebilmesi için uyguladığımız yöntemde her iki görüntüden de aynı olduğu bilinen minimum dört nokta parametre olarak seçilmelidir. Bu çalışma kapsamında çakıştırma işleminin otomatik olması amaçlanmaktadır, bu nedenle aynı olduğu bilinen noktaların parametre olarak elle verilmesi yerine uygulama ile tespit edilmesi amaçlanmaktadır. Literatürde bulunan “feature description” konu başlığı altında işlenen algoritmalar ile iki görüntüde de aynı olan noktaların bulunmasına çalışılmıştır.

Görüntü çakıştırma işlemi temel olarak katı (rigid) ve gevşek (nonrigid) olarak üzere iki gruba ayrılır. Katı görüntü çakıştırma işlemi görüntüleri birebir üst üste getirmeyi amaçlamaktadır. Görüntülerdeki objelerin şekillerinin değişmesi durumunda kullanılması uygun değildir. Gevşek görüntü çakıştırma algoritmaları ise objelerdeki değişimlere karşı daha esnek olup eşleştirmeyi bu yönde gerçekleştirir. İnsan

vücudunun hareketli yapısından dolayı çekilen her görüntü aynı olamamaktadır, bu nedenle gevşek çakıştırma yaklaşımlarının bu çalışmada kullanılması uygun bulunmuştur.

Görüntü çakıştırma ile ilgili literatürde çeşitli algoritmalar mevcut olmasına rağmen her algoritma, her X-ray görüntüsü üzerinde uygun sonuçlar vermemektedir. Uygun sonuç alabilmek için algoritmaların parametrelerinde her görüntüye özgü değişiklik yapılması gerekmektedir. Kullanılacak olan verilerin doğası gereği ve X-ray görüntüsünün alındığı cihazın ayarlarına göre görüntülerin karakteristikleri arasında ciddi farklılıklar olabilmektedir. Örneğin Şekil-2.7’de bazı X-ray görüntüleri yer almaktadır. Şekilden de kolayca anlaşılacağı üzere aynı hastaya ait farklı zamanlarda çekilmiş görüntüler birbirlerinden tonlama ya da zıtlık (contrast) olarak farklı görünebilmektedir.



Şekil 2.7 Farklı kişilere ait farklı zamanlarda çekilmiş X-ray görüntüleri

Görüntü verilerinin bu kadar farklılaşması sonuç üzerinde doğrudan etki etmektedir. Görüntü çakıştırma işleminin başarımını artırabilmek için üretilen sistemde melez bir

çözüm düşünülmektedir. Buna göre, ilk adım olarak, görüntüler üzerinde bir ön işlem adımı uygulanmıştır. Daha sonra, çakıştırma aşamasında kullanılan algoritmaların farklı parametrelerle sonuçları alınmış ve elde edilen sonuçlardan en iyisi bir sonraki nodül eşleştirme aşamasına aktarılmıştır.

Sistem için önerilen çakıştırma yaklaşımı özellik tabanlı çakıştırma yaklaşımıdır. Özellik tabanlı görüntü çakıştırma adımlarının genel hatları:

- **Önişlemler:** Uygulanan yöntemlerin daha iyi sonuç vermesi için görüntü üzerinde yumuşatma, histogram eşitleme gibi yöntemlerin uygulanması aşamasıdır.
- **Öznitelik Çıkarımı:** Görüntülerde çeşitli varsayımlara göre (kenar noktaların tespiti gibi) tespit edilen ayırt edici noktaların yani öz niteliklerin tespit edilmesidir.
- Her iki görüntüde de ayırt edici noktalar tespit edildikten sonra bu noktalar eşleştirilmeye çalışılır.
- Eşleştirilen öznitelik noktalarına göre birinci görüntüyü ikinci görüntü üzerine örtüştürecek homografi matrisi bulunur.
- Daha sonra bulunan homografi matrisi ile birinci görüntü çarpılarak çakıştırılmış görüntü tespit edilir.

Geliştirilen işlem adımları sırasıyla detaylandırılacaktır.

2.3.1 Önişlemler

Sistemin geliştirilmesi için kullanılan veri kümesi dicom formatında olup gerçek hastalara ait verilerden oluşmaktadır. Bizim sistemimiz için dicom formatındaki görüntüler jpg formatına dönüştürülmüştür. Jpg uzantılı görüntülerin boyutlarının çeşitli denemelerden sonra 640x480 çözünürlükte olmasına karar verilmiştir. Dönüştürme işlemi "*radiant dicom viewer*" isimli uygulamadan export edilerek gerçekleştirilmiştir.

Görüntü çakıştırma işlemi öncesinde gürültülerin giderilmesi için "Gaussian Yumuşatma Filtresi" ve görüntü zıtlığının iyileştirilmesine yönelik "Histogram Eşitleme" algoritmaları ön işlem adımları olarak uygulanmıştır. Girdi görüntüleri üzerinde Gaussian yumuşatma filtresi uygulandığında sonuçlarda gözle görülür

iyileşmeler meydana gelmiştir. Gaussian yumuşatma filtresi opencv kütüphanesinin GaussianBlur fonksiyonu ile gerçekleştirilmiş olup fonksiyonuna girdi ve çıktı dışında aktarılan parametreler şu şekildedir:

Size = Size(3,3)

sigmaX = 33.0

sigmaY = 0.0

borderType = Default Border (IPL_BORDER_REFLECT_101)

Öte yandan, uygulanan Histogram eşitleme yöntemi çok başarılı sonuçlar vermemiş, bu nedenle ön işlem sürecine dâhil edilmemiştir.

2.3.2 Öznitelik çıkarımı ve eşleştirme

Özellik eşleştirme temel olarak iki görüntünün aynı içeriği sahip olup olmadığını tespit etmek ve görüntüler aynı içeriğe sahipse iki görüntüdeki aynı objeleri birbirleri ile eşleştirmek için kullanılan yöntemin genel adıdır. İki resmin eşleştirilmesi aşamasında; eşleşecek objelerin bulunduğu ortamlar, kameranın konumu, eşleşecek objelerin uğradığı şekilsel değişiklikler, ortamın ışığı gibi parametreler eşleştirme başarımı üzerinde etkilidir. Özellik tabanlı görüntü eşleştirme için SIFT (Scale Invariant Feature Transform) [20], SURF (Speeded Up Robust Features) [21], ORB (Oriented Fast and Rotated Brief) [22], BRIEF (Binary Robust Independent Elementary Features) [23], BRISK (Binary Robust Invariant Scalable Keypoints) [25] gibi algoritmalar kullanılmaktadır. Bu algoritmalar temel olarak öncelikle bir görüntü üzerinde ayırt edici noktaları bulur, bu ayırt edici noktaların etrafına bir alan çizerek bu alanı ifade edebilecek özellikler çıkarmayı amaçlarlar. Bu aşama bütün tespit edilen noktalar için her iki görüntüde de yapılır. Görüntülerdeki ayırt edici anahtar noktalar tespit edilip, bu noktalar için tanımlayıcılar tespit edildikten sonra her iki görüntüdeki bütün noktalar birbirleri ile karşılaştırılarak her nokta için diğer görüntüdeki en yakın nokta tespit edilir ve belirlenen eşik değerinin üzerinde benzeşen noktaların eşleştiği kabul edilir. Literatürde bulunan algoritmalar ayırt edici noktaları belirlendikten sonra, bu ayırt edici noktalara ait özellik çıkarımı noktasında yani özellik tanımlayıcılarının çeşitliliği ile birbirlerinden ayrılmaktadırlar. Öznitelik

çıkartıp eşleştirmeye yönelik çalışan algoritmalar ikiye ayrılır. Birinci kısım algoritmalar ilgili anahtar noktanın yönelimini ayırt edici unsur olarak kullanır ve eğitim tabanlı özellik eşleştirme algoritmaları olarak adlandırılırlar. İkinci kesim algoritmalar ise tespit edilen anahtar noktanın etrafında çizilen alanı ifade edecek ikili sayı dizisi oluştururlar ve bu sayı dizisini ayırt edici noktaları ifade edecek özellik olarak ele alırlar. Daha sonra belirlenen bu özneliklere ait ayırt edici dizilerin birbirlerine yakınlıklarını çeşitli uzaklık metrikleri ile kıyaslayarak eşleşme sağlarlar. Bu alanda özellik eşleştirme tabanlı yapılan ilk çalışma SIFT algoritmasıdır ve eğitim tabanlı karşılaştırmayı kullanarak eşleşen noktaları tespit etmeye çalışmaktadır. Bu algoritma birçok alanda başarılı şekilde kullanılmasına rağmen en büyük dezavantajı gerçek zamanlı sistemler ve mobil uygulamalar için yavaş kalmasıdır. Bu sorunu aşabilmek için ilk olarak BRIEF algoritması sunulmuştur. BRIEF algoritması ikili tabanlı özellik çıkarımını temel almaktadır. Daha sonra yine ikili tabanlı özellik çıkarımını temel alan ORB algoritması BRIEF algoritmasını temel alarak geliştirilmiştir. ORB algoritması kişisel bilgisayarların haricinde FBGA gibi donanımlarda da başarı ile çalıştırılabilmektedir [26].

Bu çalışmada bahsedilen öznelik çıkarma ve eşleştirme algoritmalarından en bilinen üç tanesi (SIFT, SURF ve ORB) kullanılmıştır. Kullanım senaryosunda bahsedildiği üzere özneliklerin (ayırt edici noktalar) tespit edilmesinde de, tespit edilen öznelikleri tanımlayan özelliklerin çıkarımında da farklı yaklaşımlar uygulanmıştır. Bu çalışmada, görüntülerde tespit edilen noktaları en iyi şekilde eşleştirebilmek için anahtar nokta tespit ediciler ile özellik eşleştirme algoritmalarının kombinasyonları Tablo 2.1' de gösterildiği şekilde denenmiştir.

Çizelge 2.1. Deney listesi

<i>Deney Numarası</i>	<i>Anahtar Nokta Tespit Edici Tekniği</i>	<i>Özellik Çıkarımı Tekniği</i>
1	SIFT	SIFT
2	SIFT + SURF	SIFT
3	SIFT + SURF + ORB	SIFT
4	SIFT	SURF
5	SIFT + SURF	SURF
6	SIFT + SURF + ORB	SURF

Bu şekilde karma bir yaklaşımla görüntü ikilileri arasında en iyi karşılaştırılmış resmi elde edebilmek için birden fazla homografi matrisi bulmak amaçlanmıştır. Uygulamanın nodül eşleştirme aşamasına geçmeden önce karşılaştırma için en iyi kombinasyon belirlenecek, sonrasında nodül eşleştirme ve gelişim analizi kısımları bulunan en iyi karşılaştırma kombinasyonuna göre devam edecektir.

2.3.2.1 SIFT algoritması

SIFT görüntünün ölçeğinden bağımsız bir şekilde çalışmayı öngören özellik eşleştirme algoritmasıdır. SIFT görüntü üzerindeki köşe ayırt edici noktaları algılar ve her ayırt edici nokta için tanımlayıcılar çıkarır. Bu çıkarılan ayırt edici noktalar rotasyon, ölçek, zıtlıktan bağımsızdır. Bu şekilde görüntüde meydana gelen farklılaşmalara karşı dayanıklı olduğuna dair çalışmalar yapılmıştır [27]. SIFT algoritmasının genel adımları:

- Gauss ölçek alanı hesaplanır.
- Gauss farkı bulunur,
- Aday olabilecek anahtar noktalar tespit edilir,
- Kararsız olan noktalar filtrelenir,
- Anahtar noktalara birer yön tayin edilir,
- Anahtar noktaların her biri için ayırt edici tanımlayıcılar oluşturulur.

2.3.2.2 SURF algoritması

SURF özellik eşleştirme için kullanılan bir diğer algoritmadır. SIFT'te kullanılan Gaussian farkı yerine Hessian Piramidini kullanır. SIFT'in nokta tespit işlemini hızlandırır ama esas olarak eşleştirme adımlarını hızlandırmaya yoğunlaşmıştır. Hessian matrisi eşleştirme hızına olumlu etki edebilmek için düşük boyutlu tanımlayıcılar ile kullanılır [21].

2.3.2.3 ORB algoritması

ORB rotasyona ve gürültüye karşı duyarsız, BRIEF üzerine kurulmuş ve gerçek zamanlı sistemlerde kullanılabilecek hızda bir algoritmadır [26]. Bu algoritma ayırt edici noktaları bulabilmek için FAST [31] algoritmasını, bu ayırt edici anahtar noktaların özelliklerini çıkarabilmek için de BRIEF tanımlayıcı (descriptor)

algoritmasını üzerine eklenti yaparak kullanır. Bu nedenle adı “Oriented Fast and Rotated Brief” (Yönelimli Fast ve Döndürülmüş Brief) olarak anılır. Fast algoritmasına yönelim bileşeni, BRIEF özelliklerine ise dönmeye karşı dayanıklı olması için eklentiler yapmıştır.

2.3.3 Homografi tahmini

Homografi bir düzlemdeki noktaları diğer düzlem ile eşleştiren 2B izdüşümsel dönüşüm yöntemidir [32]. Düzlemler 3B’li görüntüler veya düzlemsel yüzeylerdir. Homografi homojen koordinatlardaki 2B noktalar için denklem 2.1’e göre hesaplanır.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ w' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} h1 & h2 & h3 \\ h4 & h5 & h6 \\ h7 & h8 & h9 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ w \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

Homojen koordinatlardaki noktalar sadece ölçeğe kadar tanımlanmış görüntü düzlemlerde bulunan noktaların bir temsildir. Yani $x = [x, y, w] = [\alpha x, \alpha y, \alpha w] = [x/w, y/w, 1]$ matrisleri aynı noktayı gösterir. Bunun sonucu 8 bağımsızlık derecesine sahip sadece ölçeğe kadar tanımlanmış bir matristir. 2B noktalar x, y görüntü koordinatlarının tanımına sahip olmak için w ’nin 1 olduğu durum ile normalleştirilirler [32]. Homografiyi hesaplamak için her iki görüntüdeki benzer noktalar kullanılabilir. H homografi matrisi her benzer nokta için (x ve y koordinatlarında birer tane) iki denklem verir ve homografiyi hesaplamak için dört tane eşleşen noktaya ihtiyaç vardır. Doğrudan lineer dönüşüm (Direct Linear Transformation - DLT) algoritması, homografiyi tespit edilen dört ve üstü benzer nokta ile hesaplayan algoritmadır [32].

Homografi elde edildikten sonra matris çarpımı ile her bir pikselin yeni koordinatları hesaplanabilir.

2.4 Nodül Eşleştirme

2.4.1 Çakıştırılmış nodülün yeni pozisyonu

Daha önce de bahsedildiği gibi çalışmada kullanılan nodüllerin analizlerinin doğru yapılabilmesi için aynı kişiye ait röntgen verilerinin mümkün olduğunca üst üste bindirilmesi gerekmektedir. Aslında röntgen verilerinin üst üste bindirilmesi ile her iki görüntüde de var olan nodüllerin geometrik olarak çakıştırılması sağlanmış olacaktır.

Buradaki akıştırma ilk resmin daha sonra çekilmiş olan görüntü ile şekilsel ve boyutsal olarak rtştrlmesidir. Bu sayede nodüller de şekilsel ve boyutsal olarak mümkün olduğunca st üste binecektir. Bir başka deyişle, t zamanda çekilen akciğer grafisi t+1 zamanda çekilen akciğer grafisine göre çok küçük boyutlarda olsa bile çakıştırma işlemi neticesinde aynı boyutlara gelmiş olacaktır. Benzer şekilde hastanın çekim esnasındaki duruşu da grafiler arasında farklılıklar oluşturup nodüllerin kıyaslanmasını engelleyeceğinden, çakıştırma işlemi ile kıyaslamanın daha olanaklı hale getirilmesi amaçlanmaktadır. Bütün karşılaştırmalar t zamanında çekilen görüntü ve t+1 zamanında çekilen resmin çakıştırılmış hali üzerinden yapılmıştır. akıştırılmış görüntü $w(t)$ ile ifade edilecektir. (w çakıştırılmış resmi ifade eder.)

Bölüm 2.2'de (Nodül bilgilerinin okunması) bahsedildiği gibi nodül bilgileri t ve t+1 zamanda çekilen görüntülerin her ikisinde de mevcuttur. Çalışmada t zamanda çekilen görüntü homografi matrisi ile çarpılıp çakıştırıldığında nodül piksellerinin yerleri değişecektir. Buna göre, nodülü ifade eden var olan piksellerin yeni pozisyonlarının tespit edilmesi gerekmektedir. Bu problemi zmek için homografi matrisi ile var olan nodül piksel pozisyonları resim çakıştırmada olduğu gibi çarpılır. ıkan sonuçla zaten çakıştırılmış olan röntgen resmindeki nodülü çevreleyen piksel değerleri elde edilir. Bu işlem için opencv kütüphanesinin "perspectiveTransform" fonksiyonu kullanılmıştır. Bu fonksiyonun prototipi aşağıda gzmektedir.

void perspectiveTransform(InputArray src, OutputArray dst, InputArray m);

src : Nodülü ifade eden piksel bilgilerini bulunduran noktalar kümesini,

dst: akıştırılmış noktalar kümesini,

m: akıştırma için kullanılacak 3x3 lk matrisini ifade etmektedir.

2.4.2 Nodülleri eşleştirme yaklaşımı

Çalışmada nodül eşleme için konumsal yakınlıktan faydalanılmıştır. Görüntü akıştırma sonucunda görüntülerin st üste gelmesi beklenmektedir. Bu yaklaşımla t ve t+1 zamanında çekilmiş X-ray verilerinin üzerinde tespit edilen nodüllerin keşişimlerinin bulunması beklenmektedir.

Bahsedilen bilgiler ışığında nodül eşleştirme için her bir nodülü ifade eden tek bir nokta bulunmaya çalışılmıştır. Nodülün genel yapısı göz önünde bulundurularak nodülün orta noktası nodülü ifade eden nokta olarak ele alınmıştır. Çalışmamızda nodülü görüntü üzerindeki herhangi bir alan gibi düşünebiliriz. Alan bilgisi bu alanı çevreleyen noktalar kümesi olarak ifade edilebilir. Bu noktalar kümesinin x ve y eksenlerindeki orta noktaları bulunmuş ve nodülü ifade eden nokta olarak kabul edilmiştir.

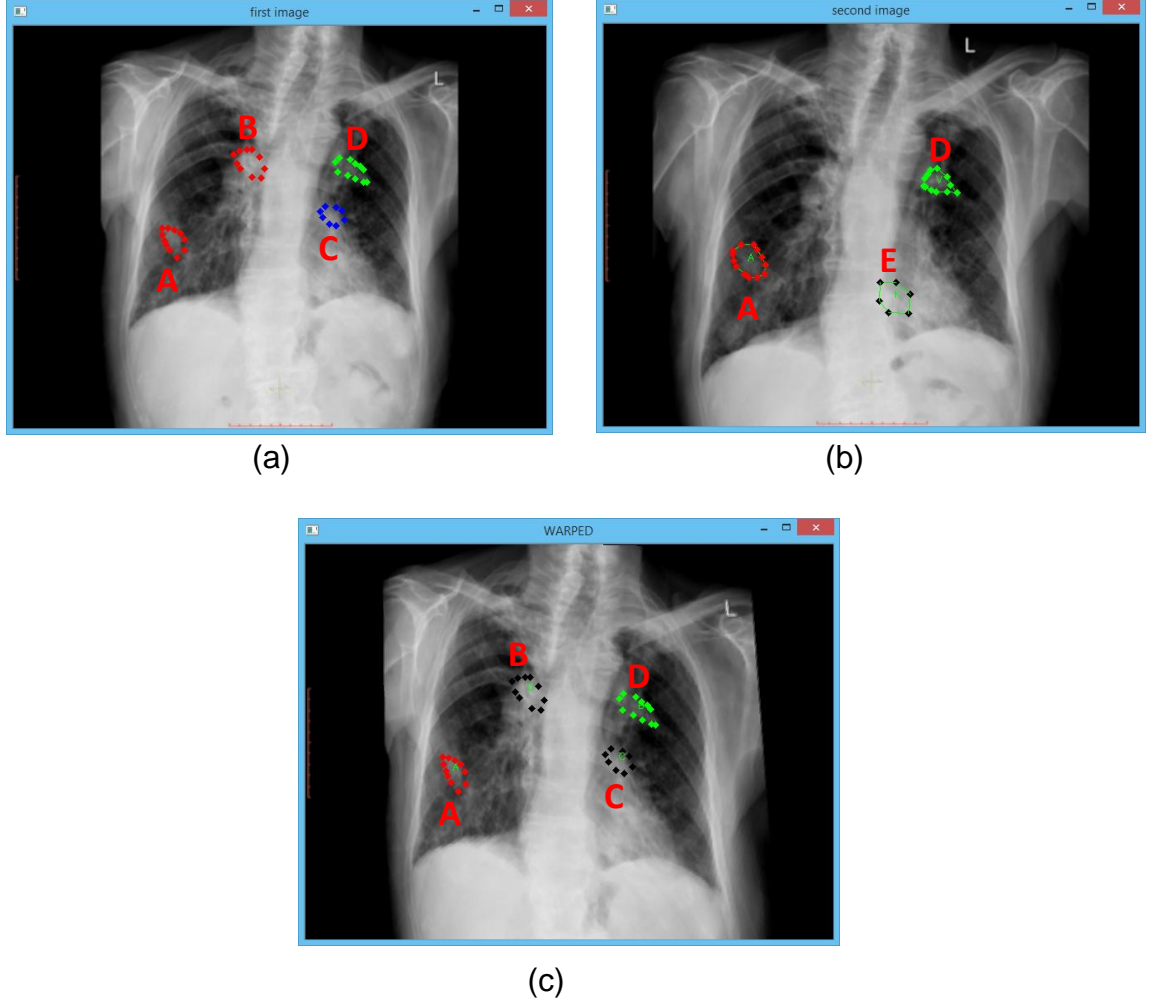
Eşleme sırasında 3 durum göz önüne alınmıştır.

1. Nodül büyümüş, küçülmüş ya da değişmeden kalmış olabilir.
2. Var olan nodül kaybolmuş olabilir.
3. Yeni bir nodül ortaya çıkmış olabilir.

Belirlenen nodüllerin orta noktaları bulunur ve orta noktaları birbirine en yakın olan nodüller belirlenir. En yakın nodül çiftlerinin orta noktaları arasındaki fark belirli eşik değerini aşmıyorsa bu iki nodül eşleşmiştir olarak kabul edilir. Bu çalışma kapsamında yapılan testler sonucunda en uygun eşik değerinin 20 piksel olduğu anlaşılmıştır.

t zamanda bulunan nodülün t+1 zamanda çekilen X-ray üzerinde eşleştiği nodül ile orta noktaları arasındaki uzaklık belirlenen eşik değerinden fazla ise t zamanında bulunan nodülün kaybolduğu kabul edilir. Öte yandan, yeni nodülün ortaya çıkmasına ise t+1 zamanında çıkan nodülün t zamanındaki hiç bir nodül ile eşleşmediği durumda karar verilir.

Şekil 2.8'de temsili olarak belirlenen nodüllerin nasıl eşleştirildiğine dair X-ray verileri görülmektedir. Görüldüğü üzere birinci görüntü (Şekil 2.8(a)) ile ikinci görüntü (Şekil 2.8(b)) arasında iki tane nodül (A ve D) eşleşmiştir ve çakıştırılmış görüntü (Şekil 2.8(c)) üzerinde bu nodüller sırasıyla kırmızı ve yeşil renkte gösterilmiştir. Çakıştırılmış görüntü üzerinde bulunan siyah poligonlar (B ve C) kaybolmuş ve aynı zamanda eşleşmeyen nodülleri temsil etmekte olup, ikinci görüntü üzerindeki kırmızı ve yeşil çerçeveli poligonlar (A ve D) eşleşmiş nodülleri, siyah poligon (E) ise yeni oluşan bir nodülü ifade etmektedir.



Şekil 2.8 Nodül eşleştirme yaklaşımının X-ray verileri üzerinde gösterimi: t zamanda çekilen X-ray (a), t+1 zamanda çekilen X-ray (b) ve çakıştırılmış X-ray (c)

2.5 Nodül Gelişim Analizi

Nodülün gelişim analizi aşamasında kullanıcıya nodülün büyüme ya da küçülme durumu gösterilmiştir. Bu çalışmada nodülü ifade edebilmek için nodülün etrafındaki piksel koordinatlarından faydalanılmıştır. İlgili pikseller nodülü ifade edebilmek için kapalı bir alanı temsil edecek şekilde konumlandırılmıştır. Piksellerin oluşturduğu bölgenin alanı ise nodülün büyüklüğünü ifade etmek için kullanılmıştır. Çalışmada eşleşen nodüllerin alanlarını hesapladıktan sonra büyüme ya da küçülme oranları hakkında sonuç üretilmiştir. Bu analiz her bir nodül için ayrı ayrı yapılarak her bir nodül için bilgi üretilmektedir.

2.5.1 Gelişim analizi yöntemi

Normalde insan akciğeri üzerinde bulunan nodüller üç boyutludur ancak çalışmada kullanılan röntgen verilerinin elde edilme şekli sebebiyle iki boyutlu olarak analiz yapılmıştır. Bu durum çelişkili gibi görünse de nodüllerin gelişimi her yöne doğru olacağından büyüme ya da küçülme ile ilgili oransal fikir verebilmektedir.

Bu çalışma kapsamında kullanılan veriler üç boyutlu olsa idi hacim bilgisini kestirerek nodülün gelişimi ile ilgili analiz yapılabilecekken kullanılan verinin iki boyutlu olması buna izin vermemektedir. Bu durumda, nodül hakkındaki gelişim durumunun saptanması için alan bilgisinin kullanılması düşünülmüştür. Alan bilgisi nodülü ifade eden pikselleri kapalı bir alan olarak düşünüp hesaplanabilir. Bu çalışma kapsamında bu hesaplama işlemi OPENCV kütüphanesinin *contourArea* fonksiyonu ile yapılmıştır. Bu fonksiyon parametre olarak piksel koordinat bilgilerini almakta ve alan bilgisini sonuç olarak döndürmektedir. Fonksiyonun prototipi aşağıda görülmektedir.

double contourArea(InputArray contour, bool oriented=false)

Buna göre; *contour* parametresi iki boyutlu noktaların kümesini ifade etmek için, *oriented* parametresi ise bölgenin yönelimine göre işaretli sonuç elde edebilmek için kullanılır.

2.5.2 Gelişim analizi çıktıları

Çalışmada yapılan analiz çıktıları sırası ile:

- t zamanında çekilmiş röntgende bulunan nodül sayısı
- t+1 zamanında çekilmiş röntgende bulunan nodül sayısı
- Eşleşen nodül sayısı
- t zamanında olmayıp t+1 zamanında ortaya çıkan nodül sayısı. (Bu nodüller yeni ortaya çıkan nodül olarak değerlendirilecektir).
- t zamanında olup t+1 zamanında olmayan nodül sayısı. (Bu nodüller kaybolan nodüller olarak değerlendirilecektir).

t ile t+1 zamanındaki eşleşen nodüllerin isimleri sırası ile yazılıp, t zamanına göre t+1 zamanında nodüldeki büyüme ya da küçülme bilgileri verilecektir.

Kullanıcıya sonuç olarak verilmesi düşünölen bilgilerin bir örneği Şekil 2.9'da gösterilmiştir. Şekil 2.9, Şekil 2.8'deki verilerin program tarafından üretilmiş sonucudur. İlgili şekilde verilen örneğe göre; ilk görüntüde bulunan nodül sayısı 4, ikinci görüntüde bulunan nodül sayısı ise 3 tür. İki görüntüde de bulunan nodüllerden 2 tanesi eşleşmiştir. Yani eşleşen şekilde ifade edilen nodüller t ve t+1 zamanda çekilen görüntülerin her ikisinde de mevcuttur. Eşleşen nodüllerin kendilerine verilen temsili isimlerle Şekil 2.9'da göröldüğü üzere büyüme ya da küçölme durumları ifade edilmiştir. Mesela t zamanda çekilen resimde Nodül-D olarak ifade edilen nodül, t+1 zamanda çekilen Nodül-D olarak adlandırılan nodül haline dönüşmüş ve %16 oranında küçöldüğü gözlenmiştir. Diğer eşleşen nodül içinde aynı şekilde isim bilgileri verilip %38 oranında büyüdüğü gözlenmiştir. Küçölme ya da büyüme durumu nodülü ifade eden alandaki değişime göre hesaplanmıştır. Ayrıca çıktıda t zamanda görüntölenen 1 nodölün kaybolduğu ve t+1 zamanda 2 farklı nodölün geldiği belirtilmiştir.

First Image Nodul Number: 4

Second Image Nodul Number: 3

Matched Nodule Number: 2

New Coming Nodule: 1

Disappeared Nodule Number: 2

NODUL A - NODUL A

NODUL IS % 38 IS BIGGER NOW

NODUL D - NODUL D

NODUL IS % 16 IS SMALLER NOW

Şekil 2.9 Üretilen sonuçlar hakkında verilecek çıktı

3 VERİ KÜMESİ

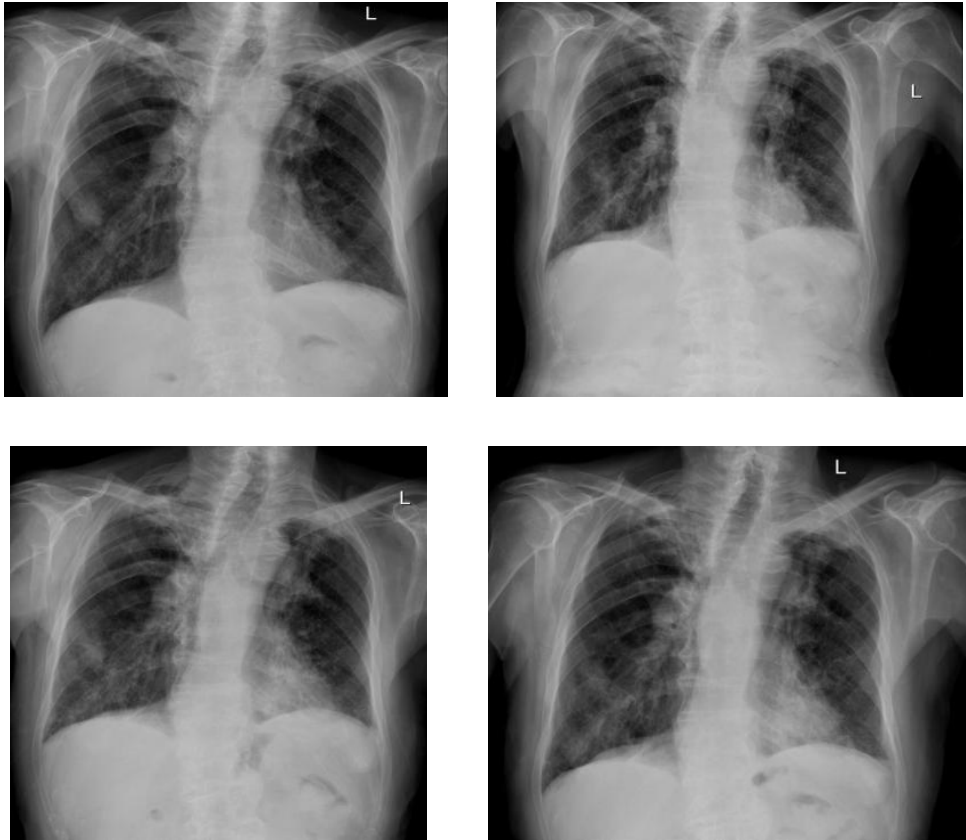
Bilindiği gibi röntgen X ışınlarının insan vücuduna gönderildikten sonra, grafiye düşüp siyah beyaz çıktı vermesi ile elde edilen bir yöntemdir. Grafide oluşan şekil iki boyutludur ve elde edilen röntgen görüntüleri bu yöntem için kullanılan makine ve ortam şartlarından etkilenmektedir.

Bu çalışmada kullanılacak veri kümesinde aynı hastaya ait ardışık en az iki görüntü olması önem arz etmektedir. Bu tarz bir çalışmada en uygun yol, gerçek hastalar için hastane ortamında elde edilmiş veri kümesini kullanmaktır. Bu tez çalışmasında Başkent Hastanesi Radyoloji Bölümünden elde edilen 3 hastaya ait 14 görüntü kullanılmıştır. Hastalara ait röntgen filmleri sayısı:

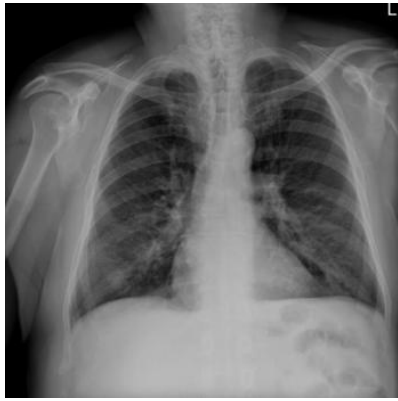
1. hasta için 4 grafi,

2. hasta için 2 grafi,

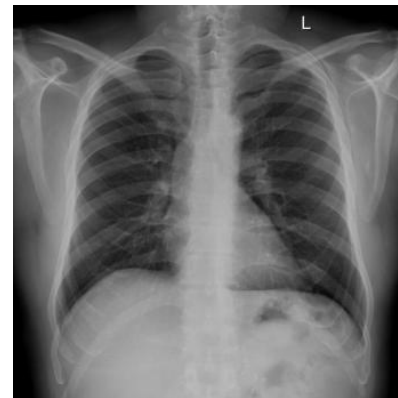
3. hasta için 8 grafi olarak temin edilmiş olup bu grafiler Şekil 3.1'de görülmektedir.



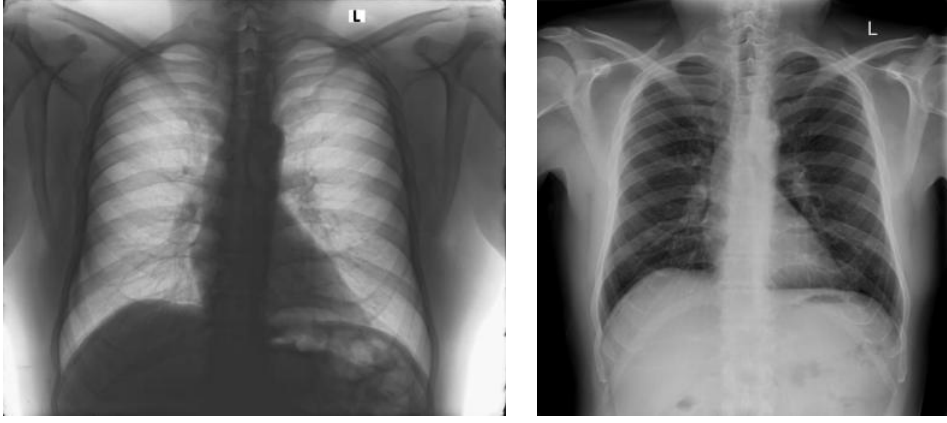
(hasta1)



(hasta 2)



(hasta 3)



(hasta 3 devamı)

Şekil 3.1 Hasta 1, hasta 2, hasta3 olarak adlandırılan hastalara ait kullanılan görüntülerin en boy oranı değiştirilmeden küçültülmüş X-ray grafileri

3.1 Veri Hakkında Genel Bilgiler

Görüntüler dicom formatında temin edilmiştir. Temin edilen görüntülerin boyutları birbirine yakın olmakla beraber aynı değildir. İki farklı hastaya ait farklı zamanlarda çekilmiş dicom görüntülerinin boyutları ve bit sayısı ile ilgili genel bilgiler Şekil 3.2’de gösterilmektedir. Bu bilgiler Matlab' ın "*dicominfo*" sistem çağrısı ile elde edilmiş olup tez kapsamında küçük bir bölümü gösterilmiştir. Elimizdeki dicom verileri 16 bit uzunluğunda gri seviye veriler içermektedir. Daha önce de bahsedildiği üzere çalışmada kullanılan veriler "*radiant dicom viewer*" isimli uygulama tarafından 640x480 boyutlarında jpg formatında export edilmiştir. Bu export işleminin hazır bir araç kullanılmadan nasıl yapılacağı da kullanılan veri formatını anlamak için önemlidir. Şekil 3.3'te export edilen resmin Matlab aracı kullanılarak "*imageinfo*" fonksiyonu ile değerlerinin alınmış hali görülmektedir. *Radiant dicom viewer* tarafından gri seviye 16 bit olan görüntü 24 bit RGB uzayında export edilmiştir.

Bu işlemin Matlab’ da yazılımsal olarak gerçekleştirimi sırası ile aşağıdaki adımları izleyerek yapılabilir.

- *Dicom formatındaki görüntü okunur.*
`[image,MAP]=dicomread(fullfilename1);`
image değişkeninde uint16 formatında görüntü tutulur.
- Export edilen resmi 8 bitlik hale dönüştürmek için:
`image8 = uint8(255 * mat2gray(image))` işlemi uygulanır.

okuyamadığı için veri paylaşım sıkıntısı ortaya çıkmıştır. Bu sorunu aşmak için National Electrical Manufacturers Association (NEMA) tarafından [39] DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) diye isimlendirilen, verilerin sayısal ortamda saklanmasını sağlayan bir standart oluşturulmuştur. Bu sayede verilerin sayısal ortamda saklanmasında ve paylaşılmasında oluşan sıkıntılar ortadan kalkmıştır. Dicom veri yapısı incelendiğinde temel olarak iki kısımdan oluştuğu görülmektedir. Birinci kısım doktor, hasta, kurum, tarih gibi metinsel verilerden oluşmaktadır. Bu kısımda dosyanın dicom formatında olduğu ile ilgili bir ön ek bulunmakta olup saklanılan görüntünün formatı gibi kaydedilen görüntü hakkında bilgi veren alanlar da yer almaktadır. İkinci kısımda ise verinin görsel bölümü bulunmaktadır (Piksel Veri Alanı). Bu alanda saklanan görüntünün sabit bir formatı yoktur. Bu alana istenilen formatta veri kaydedilebilir ve verinin formatı hakkında bilgiler birinci kesimde belirtilmektedir. Yani bu alana anjiyo videosu da, röntgen filmleri de konulabilir. Bu özelliği dicom formatının daha da yaygınlaşmasını sağlamıştır.

Bu şekilde bir format oluşturulmasa idi görüntüyü paylaşmanın zorluklarının yanı sıra görüntüyü işlemek için yapılan çalışmalarda da, kayıt yapan cihazın kullandığı formatla araştırmacılar kısıtlanacak ve zaman kaybı meydana gelecekti. Dicom formatının okunması ve gösterilmesi için piyasada ücretli ve ücretsiz yazılımlar bulunmaktadır. MicroDicom[33], VRRender[34], Centricity RA 600[35], DICOM Works[36], Osirix[37], RadiAnt[38] isimli yazılımlar örnek verilebilir.

4 DENEYSEL SONUÇLAR

4.1 Test Ortamı ve Konfigürasyon

Geliştirilen uygulama Windows-8 ortamında Visual Studio 2012 versiyonu ile gerçekleştirilmiştir. Görüntü işleme adımları için OpenCV kütüphanesinin 2.4.9 sürümü ve Matlab kullanılmıştır. Geliştirilen uygulamanın detayları aşağıdaki gibidir:

1. Görüntü işleminin yapıldığı kütüphane: Bu kütüphane C++ dili ile yazılmış olup 'dll' olarak export edilmiştir. Bu sayede görüntü işleme adımları görsel arayüzden bağımsız hale getirilmiştir. Bir başka deyişle, Windows'ta yazılan uygulama Linux ortamında da çalışabilir hale getirilmiştir.
2. Görsel Arayüz: Görsel arayüz C# dili ile .Net teknolojisi kullanılarak geliştirilmiştir.
3. Bağlayıcı (Wrapper): Bir C# projesi C++'da yazılmış bir kütüphaneyi doğrudan kullanamamaktadır. C#'ta yazılan bir projenin (görsel arayüz projesi) C++'da yazılan bir kütüphaneyi kullanabilmesi için uygulanan tekniklerden birisi .Net teknoloji tabanlı "Managed C++" programlama dilini kullanarak ayrı bir proje oluşturmaktır. Managed C++ .Net teknolojisi üzerine geliştirilmiş bir programlama dilidir. Bu programlama dilini kullanarak, C++'da yazılan proje ile C# projesi birbirine bağlanabilir. Bu uygulama, görsel arayüzden algoritmalara aktarılacak verilerin dönüşümü üzerine gerekli işlemleri ele almaktadır.

Bu çalışmada hastaların farklı zamanlarda çekilen göğüs X-ray filmleri kullanılmıştır. Test veri kümesinde 3 hastaya ait toplam 14 tane görüntü bulunmaktadır. Deney sırasında aynı hastaya ait 2 tane resmin karşılaştırılması yapılacaktır. Bu yaklaşımla elimizde bulunan verilerle görüntü çakıştırma için toplamda 28 farklı test yapılmıştır. Karşılaştırmalarda sadece aynı hastaya ait X-ray verileri kullanılmıştır. Öte yandan, nodül gelişiminin izlenmesinde Hasta-2 ve Hasta-3 için birer, Hasta-1 için iki farklı senaryo test edilmiş, test sonuçlarının doğrulaması için uzman radyolog görüşleri referans olarak kullanılmıştır. Uzman radyolog'un tespitleri ve sistemin ürettiği sonuç hakkında bölüm 4.2.3 ve bölüm 4.2.4' te detaylı bilgi verilmiştir.

Yapılan test çalışmalarında kullanılan görsel arayüz Şekil 4.1'de görülmektedir. Anahtar nokta tespit etme algoritmalarının kombinasyonları pencerenin sol tarafından, özellik eşleştirme algoritmaları da sağ tarafından seçilir. Hedef görüntü t

zamanda çekilen, şablon görüntü ise t+1 zamanda çekilen görüntü olarak seçilir ve "Show Image Registration" butonuna tıklanır. Böylelikle analiz süreci başlar ve Şekil 4.2'de gösterilen adımlar sırası ile çalıştırılır.

Keypoint Detector

SIFT
 SURF
 ORB

Descriptor

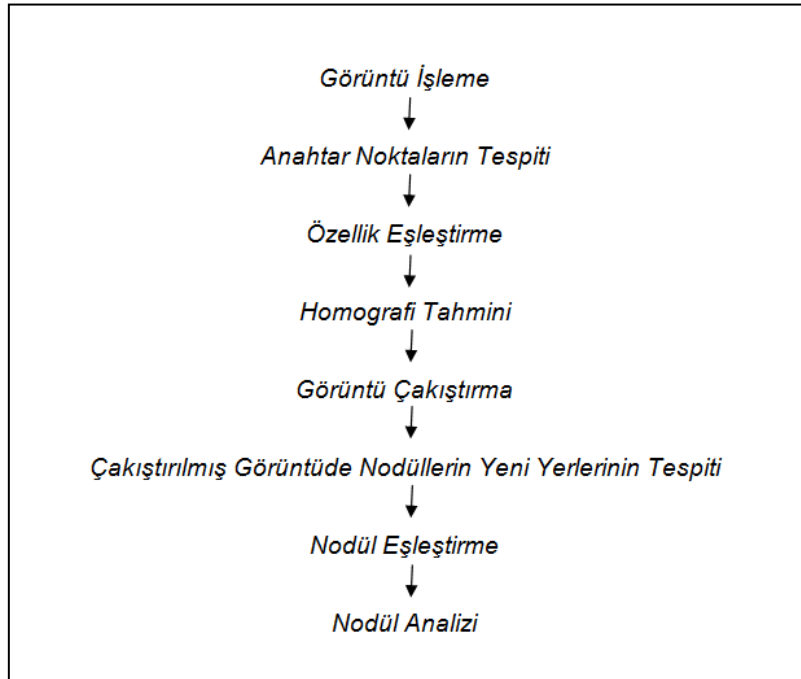
SIFT
 SURF

Choose Target Image

Choose Template Image

Show Image Registration

Şekil 4.1 Test çalışmalarında kullanılan görsel arayüz



Şekil 4.2 Geliştirilen uygulamanın izlediği adımlar

4.2 Doğrulama Yaklaşımı Önerisi ve Test Sonuçları

4.2.1 Görüntü Çakıştırma için doğrulama yöntemi

Çalışmanın doğru sonuç vermesi açısından çakıştırma yönteminin başarısı önemlidir. Çakıştırma başarısız olduğunda verilen sonuç yanlış hatta mantıksız olabilir. Bu nedenlerden dolayı çakıştırma işleminin başarımının ölçülmesi gerekmektedir. Çakıştırma yönteminin başarısını her iki görüntüde de aynı olduğu bilinen ayırt edici noktaların birbirlerine ne kadar yakın olduğunu tespit ederek görebiliriz. Başarı ölçümünde seçilen noktaların aynı noktalar olduğunu garantilemek için noktalar elle seçilmiştir.

Ayrıca yapılan her çakıştırma her görüntü çifti için başarılı sonuçlar üretemeyebilir. Çakıştırma işlemlerinin başarısını görmek için her görüntüde elle nokta seçimi çok akılcı bir yol değildir. Bu nedenle otomatik çakıştırma ölçümü yapabilecek bir yöntem uygulanması çalışmanın daha güvenilir sonuçlar vermesi açısından önem arz etmektedir. Çakıştırma yönteminin başarısının ölçülmesi için çalışmaya özel bir yöntem önerilmiştir. Bu yaklaşım uzaklık ölçümünün hesaplanmasına dayalı bir yaklaşımdır. Önerilen yaklaşımın adımları aşağıda sıralanmıştır:

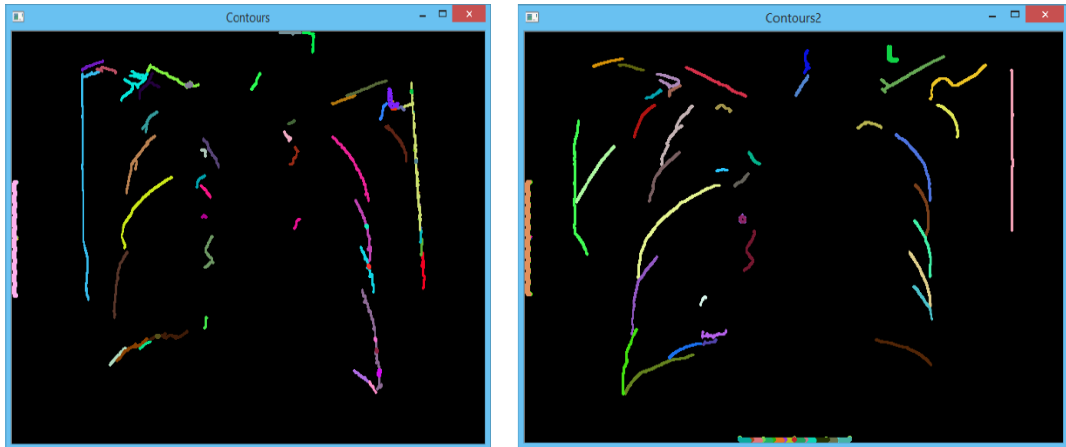
1. t+1 zamanda çekilen resmin kenarlarını *Canny* Kenar bulma algoritması ile tespit et.
2. t+1 zamanında çekilen resmin konturlarını (kapalı alan) bul.
3. Çakıştırılmış resmin kenarlarını *Canny* Kenar bulma algoritması ile tespit et.
4. Çakıştırılmış resmin konturlarını (kapalı alan) bul.
5. Toplam Kontur Uzaklığı (TKU) değişkeninin değerini 0'a eşitle.
6. Her iki görüntüdeki konturların orta noktalarını tespit et.
7. Birbirine en yakın noktaları tespit et ve uzaklıklarını hesapla.
 - 7.1 Eğer uzaklık belirlenen eşik değerinden büyükse (C_{thr}), hesaplanan değeri dikkate alma. (Çalışmada deneme yanılma sonunda C_{thr} değerinin 80 piksel olmasına karar verilmiştir).
 - 7.2 Aksi takdirde hesaplanan uzaklığı TKU değişkenine ekle.
8. $TKU = TKU / Eşleşen\ Kontur\ Sayısı$.

Toplamdaki kontur uzaklıkları çakıştırma hatasını göstermektedir. Konturlar *OpenCv* C++ kütüphanesinin *findContours* isimli fonksiyonu kullanılarak bulunmuştur.

Kullanılan fonksiyonun prototipi Şekil 4.3'de gösterilmiştir. Bulunulan konturlara bir örnek ise Şekil 4.4'de verilmiştir.

```
void findContours( InputOutputArray image,  
  
                  OutputArrayOfArrays contours,  
  
                  OutputArray hierarchy, int mode,  
  
                  int method, Point offset=Point() )  
  
findContours( canny_output, contours, hierarchy, CV_RETR_TREE,  
              CV_CHAIN_APPROX_SIMPLE, Point(0, 0) );
```

Şekil 4.3 OpenCv kütüphanesinde kontur bulma algoritmasının prototipi ve fonksiyon çağırma şekli



Şekil 4.4 Akciğer X-ray görüntülerinde tespit edilen konturlar

Kontur bulma fonksiyonuna 1. parametre olarak verilen image değişkenine *Canny* kenar bulma algoritmasının sonuçları girdi olarak verilmiştir. Fonksiyona gönderilen 2. ve 3. parametreler ile tespit edilen konturlara ait sonuçlar elde edilir. 4. parametre olarak görülen mode değerine *CV_RETR_TREE* (3) değeri verilmiştir. 5. Parametre

olan 'method' değişkeni kontur tahmin algoritma tercihidir ve çalışmada CV_CHAIN_APPROX_SIMPLE (2) olarak kullanılmıştır.

Kenarların tespiti için *Canny* Kenar bulma algoritması kullanılmıştır [29]. *Canny* kenar bulma algoritmasının Opencv kütüphanesindeki prototipi ve kullanımı Şekil 4.5'te gösterilmiştir. Fonksiyonun 1. parametresi görüntü bilgisini alırken 2. parametresi kenar sonuçlarını döndürür. 3 ve 4. parametreleri için eşik değeri, yapılan performans testleri sonucunda 80 olarak bulunmuştur. Fonksiyonun 'apertureSize' parametresi sobel operatörünün aralığını belirtirken son parametre olan 'L2 gradient', eğimin büyüklüğünün hassas hesaplanıp hesaplanmayacağı amacıyla kullanılır [30].

```
void Canny( InputArray image, OutputArray edges,  
           double threshold1, double threshold2,  
           int apertureSize=3, bool L2gradient=false );  
  
int thresh = 80;  
Canny( m_WrappedResult, canny_output, thresh, thresh*2, 3 );
```

Şekil 4.5 Canny algoritmasının prototipi ve fonksiyon çağırımı gösterimi

4.2.2 Görüntü akıştırma için elde edilen test sonuçları

Hesaplanmış hata metriğinin bulunması çakıştırılmış görüntülerin kıyaslanmasında faydalı bir yaklaşımdır. Yani birden fazla yöntemle çakıştırılmış görüntüler elde edildikten sonra ilgili görüntü çifti için hangi yöntemin kullanılacağı bu tarz bir hata hesaplama yöntemi ile tespit edilebilir. Öte yandan, bu yöntemle gerçek doğruluğun değerlendirilmesi bir anlam ifade etmez. Bu nedenle çakıştırılmış görüntü ve t+1 zamanında çekilen görüntülerde aynı olduğu görülen noktalar elle işaretlenerek yeni bir metriğin (Doğrulama Uzaklığı - DU) hesaplamasına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu metrik her iki görüntüde elle işaretlenen noktaların uzaklıklarına bakarak bir mesafe

değeri hesaplar. Bu değerin hesaplanması için 4 ayırt edici nokta her iki görüntüde de seçilir. Daha sonra eşleşen noktalar arasındaki uzaklıkların toplamı DU olarak belirlenir. Test veri kümesi için bir önceki bölümde anlatılan TKU değeri ve elle yapılan işaretlemeler sonucunda üretilen DU değeri hesaplanmış ve elde edilen sonuçlar Tablo 4.1'de gösterilmiştir. İlgili sonuçlar Bölüm 2'de anlatılan ve Tablo 2.1'de detayları verilen farklı senaryolara göre oluşturulmuş olup farklı zamanlarda çekilen 28 X-ray görüntü çifti ile gerçekleştirilmiştir.

Sonuç tabloları incelendiğinde en iyi sonucun 2. deneyde elde edildiği görülmüştür. Bunun nedeni en küçük DU değerinin bu deneyde ortaya çıkmasıdır. Ayrıca TKU değerinin de en küçük ikinci değer (en küçük değer olan 120.07'ye çok yakın çıkması) olarak çıktığı dikkat çekmektedir. İkinci deneyde anahtar nokta seçiminde SIFT + SURF, özellik eşleştirmede ise SIFT algoritması kullanılmıştır. Deney 2'nin performans gösterimi Şekil 4.7'de görülmektedir. Buna göre yatay eksen görüntü çiftlerini göstermekte olup dikey ekseninde hesaplanan uzaklık bilgisini göstermektedir.

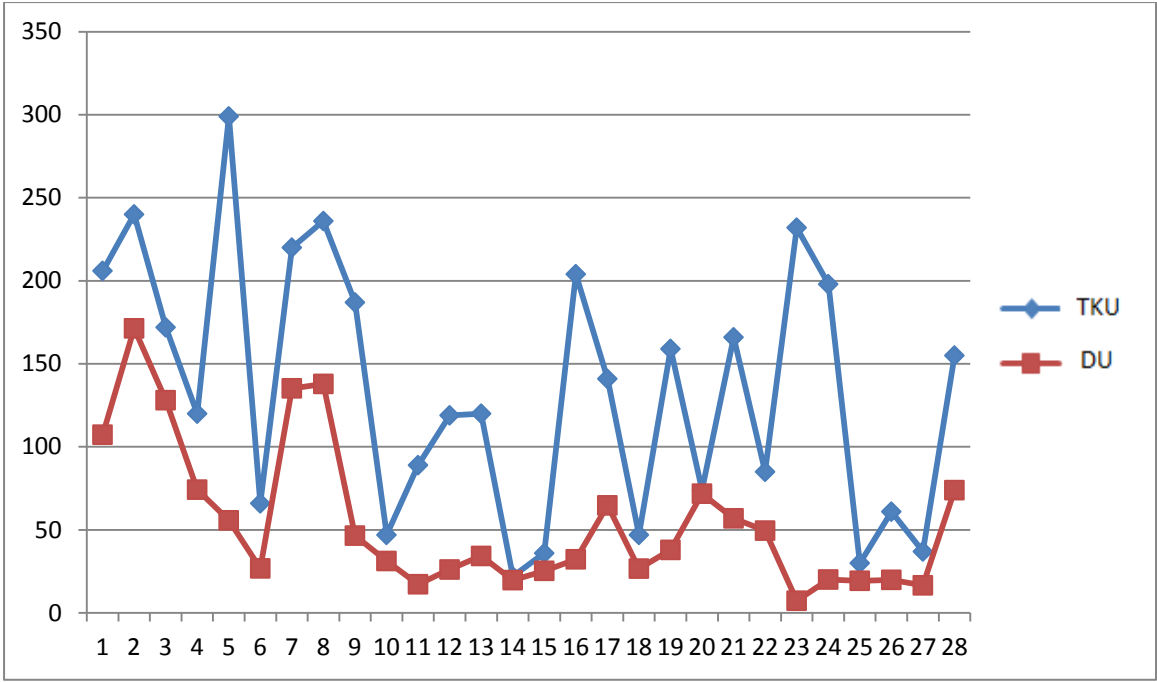
Çizelge 4.1 Görüntü çakıştırma senaryolarına göre elde edilen sonuçlar

Deney #1			Deney #2			Deney #3		
Eşleşmeler	TKU	DU	Eşleşmeler	TKU	DU	Eşleşmeler	TKU	DU
#1	206	107	#1	122	42	#1	140	74
#2	240	171	#2	169	78	#2	127	89
#3	172	128	#3	229	126	#3	227	181
#4	120	74	#4	226	123	#4	110	54
#5	299	56	#5	57	29	#5	84	47
#6	66	27	#6	78	49	#6	53	34
#7	220	135	#7	230	91	#7	246	167
#8	236	138	#8	217	48	#8	197	106
#9	187	47	#9	197	83	#9	145	84
#10	47	31	#10	54	40	#10	64	35
#11	89	17	#11	54	17	#11	42	21
#12	119	26	#12	154	34	#12	134	36
#13	120	34	#13	65	24	#13	79	19
#14	22	20	#14	23	25	#14	29	32
#15	36	25	#15	33	25	#15	77	27
#16	204	32	#16	132	41	#16	147	25
#17	141	65	#17	112	44	#17	243	72
#18	47	27	#18	22	28	#18	22	27
#19	159	38	#19	139	46	#19	143	43
#20	74	72	#20	192	58	#20	164	67
#21	166	57	#21	198	65	#21	167	156
#22	85	50	#22	56	44	#22	45	68
#23	232	7	#23	238	13	#23	272	11
#24	198	20	#24	192	30	#24	233	28
#25	30	19	#25	38	11	#25	36	11
#26	61	20	#26	78	17	#26	77	15
#27	37	17	#27	47	14	#27	28	15
#28	155	74	#28	30	19	#28	31	26
Ortalama	134.57	54.83	Ortalama	120.79	45.18	Ortalama	120.07	56.14

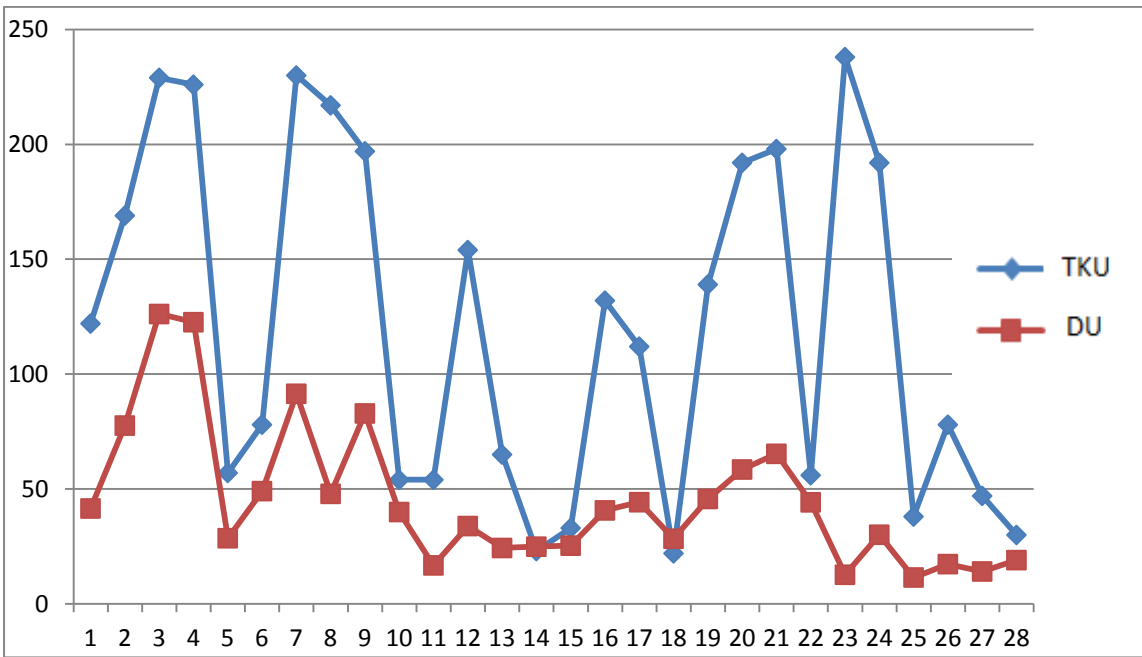
Çizelge 4.1 (devam ediyor)

Deney #4			Deney #5			Deney #6		
Eşleşmeler	TKU	DU	Eşleşmeler	TKU	DU	Eşleşmeler	TKU	DU
#1	225	239	#1	120	54	#1	144	52
#2	206	172	#2	202	80	#2	209	69
#3	423	506	#3	150	131	#3	191	113
#4	205	153	#4	170	150	#4	120	82
#5	195	124	#5	70	33	#5	152	44
#6	119	49	#6	71	42	#6	145	97
#7	177	146	#7	157	98	#7	196	174
#8	239	147	#8	177	104	#8	255	143
#9	140	78	#9	181	106	#9	225	74
#10	49	42	#10	54	38	#10	51	37
#11	50	21	#11	63	17	#11	62	48
#12	124	22	#12	137	36	#12	166	35
#13	60	47	#13	80	20	#13	71	19
#14	19	24	#14	20	24	#14	24	26
#15	38	22	#15	48	23	#15	90	21
#16	142	31	#16	169	27	#16	136	42
#17	351	92	#17	274	57	#17	104	39
#18	19	26	#18	49	31	#18	21	27
#19	116	183	#19	126	102	#19	161	58
#20	83	129	#20	49	152	#20	104	163
#21	284	84	#21	243	101	#21	138	180
#22	202	141	#22	168	52	#22	79	41
#23	266	14	#23	267	13	#23	253	8
#24	175	24	#24	200	35	#24	167	32
#25	30	17	#25	40	14	#25	80	29
#26	109	16	#26	82	20	#26	117	21
#27	41	14	#27	47	20	#27	44	21
#28	27	33	#28	68	34	#28	30	22
Ortalama	146.93	92.67	Ortalama	124.36	57.56	Ortalama	126.25	61.36

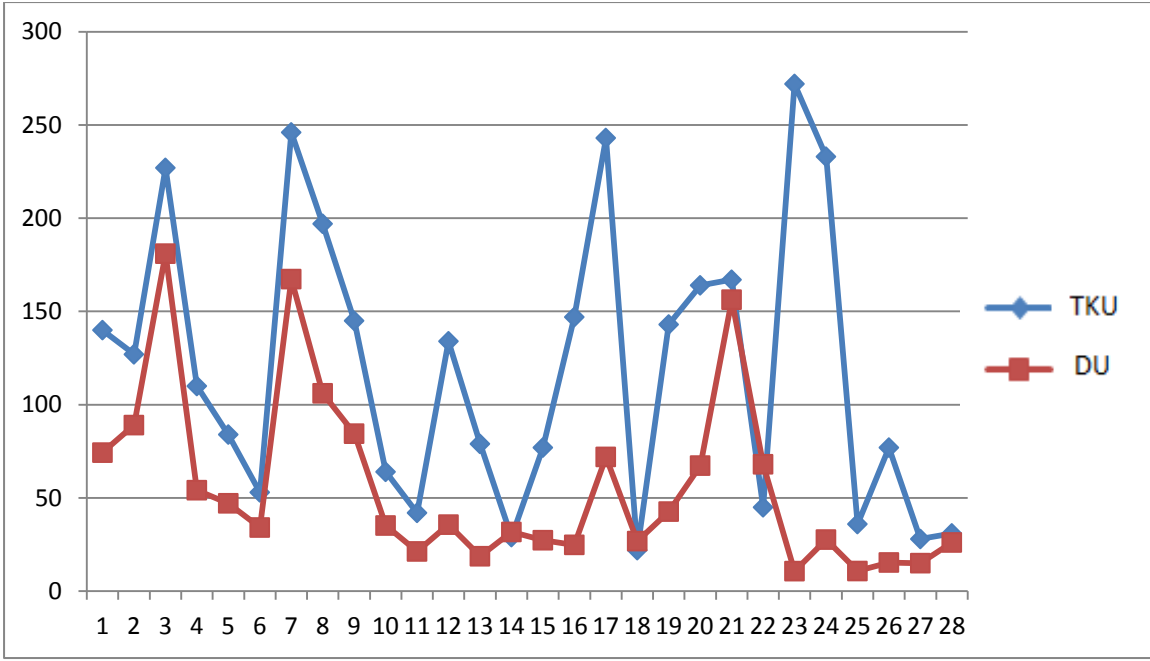
Bütün deneyler ele alındığında TKU ve DU değerlerinin aralarında orantılı olarak değişim gösterdiği görülmüştür. Şekil 4.6 ila Şekil 4.11 arasındaki grafikler incelendiğinde iki değer arasında gözle görülür bir korelasyon dikkat çekmektedir. Bu da önerilen yöntemin DU yerine TKU kullanılarak otomatik bir şekilde kullanılabileceğini göstermektedir.



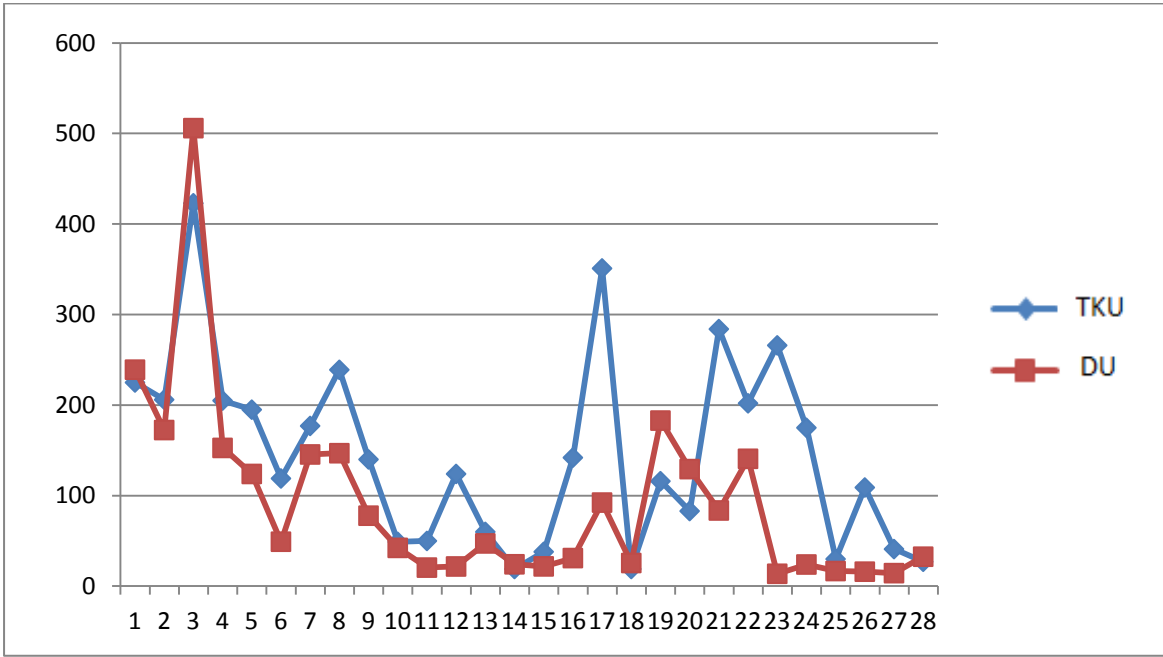
Şekil 4.6 Deney 1'e ait grafiksel gösterim



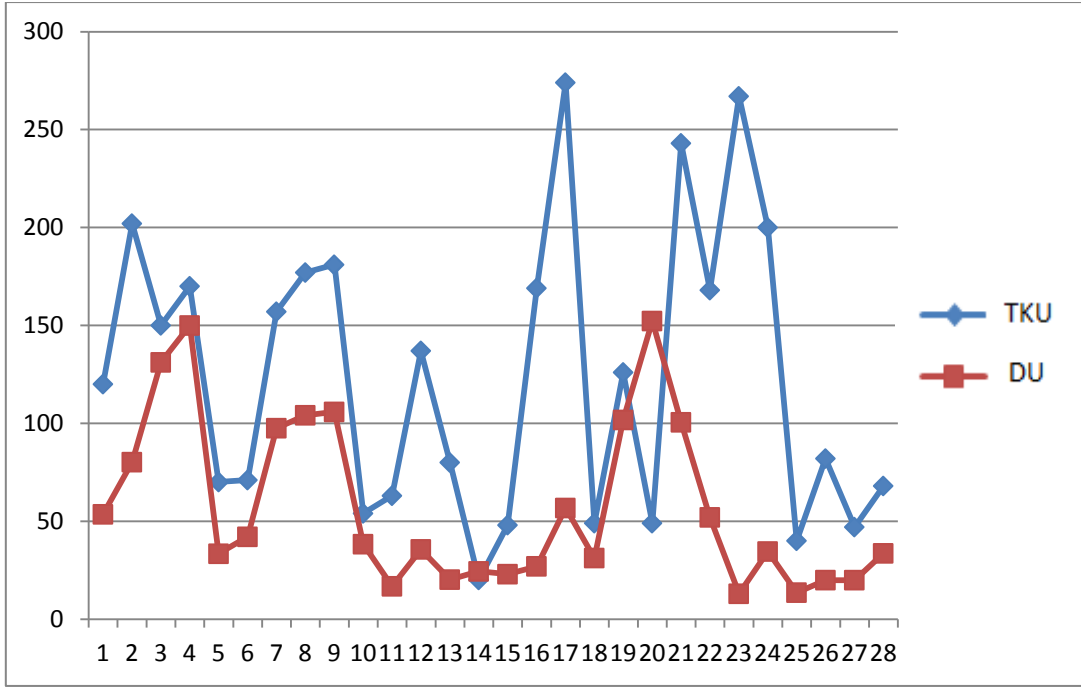
Şekil 4.7 Deney 2'ye ait grafiksel gösterim



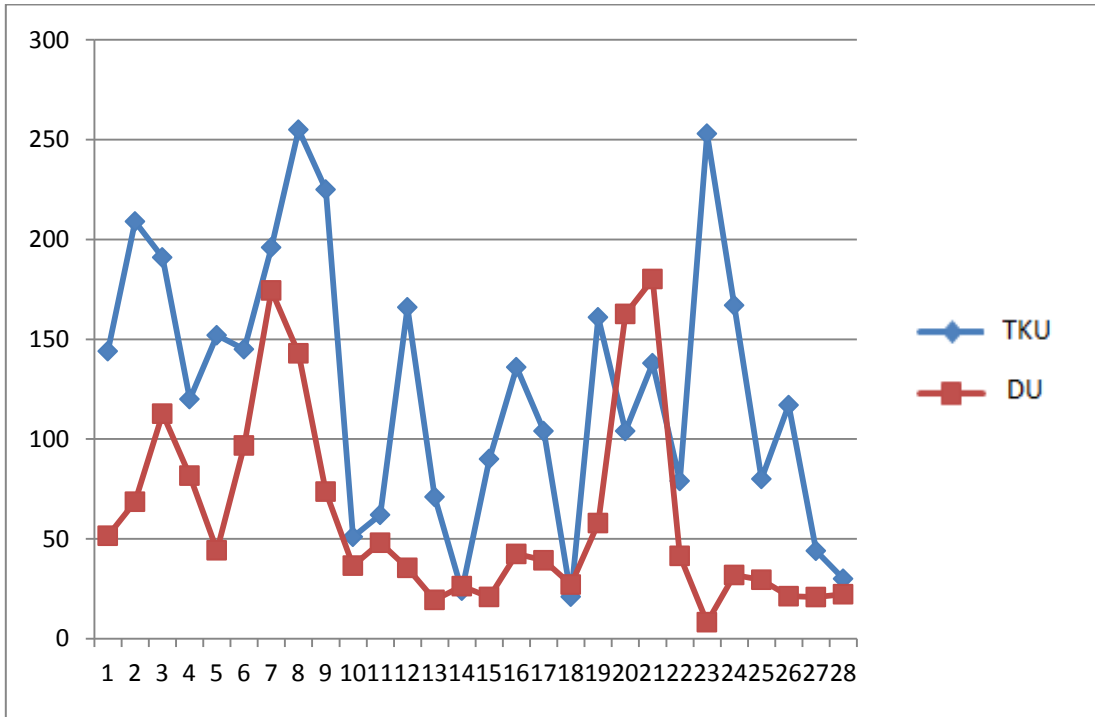
Şekil 4.8 Deney 3'e ait grafiksel gösterim



Şekil 4.9 Deney 4'e ait grafiksel gösterim



Şekil 4.10 Deney 5'e ait grafiksel gösterim



Şekil 4.11 Deney 6'ya ait grafiksel gösterim

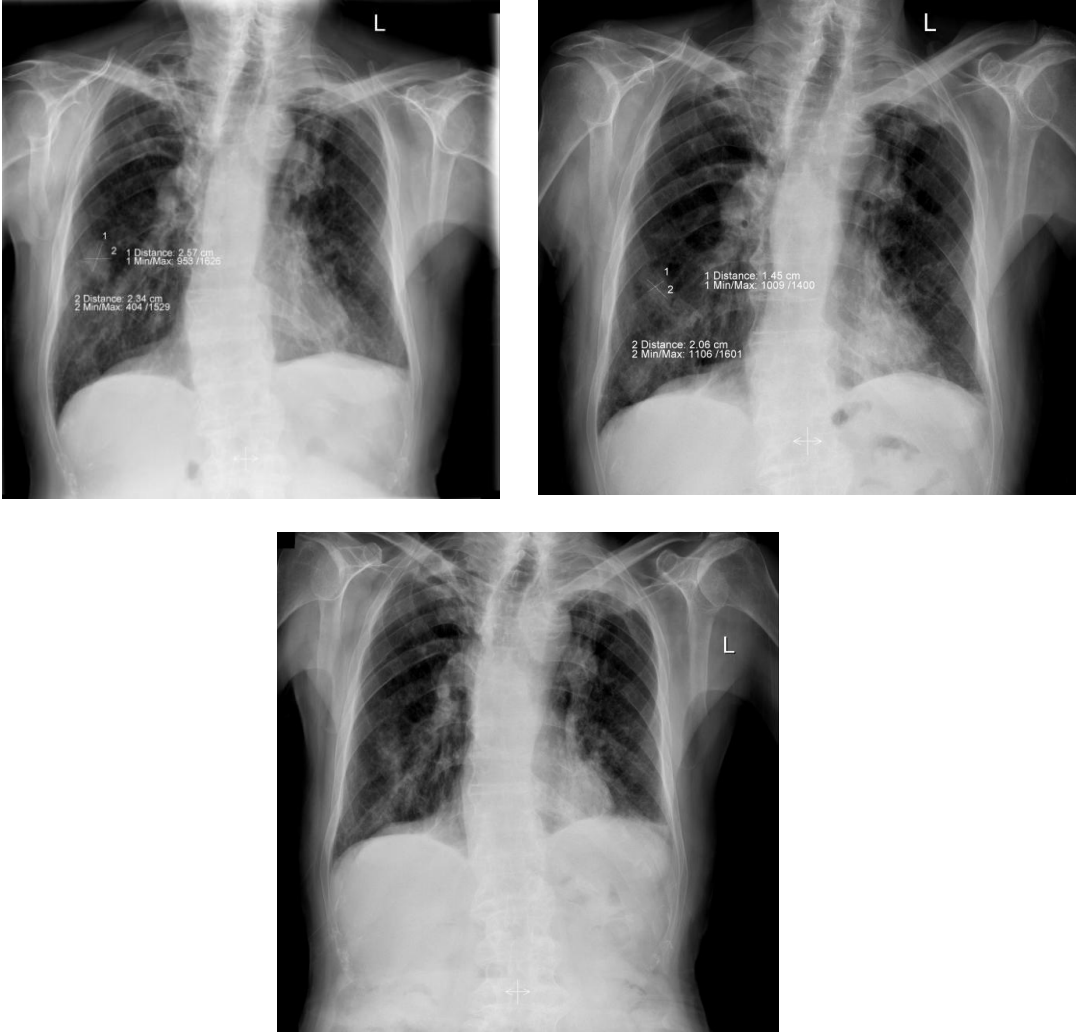
4.2.3 Nodül gelişim analizi için doğrulama yöntemi

Uzman radyolog tarafından 3 farklı hastaya ait 4 farklı senaryo için büyüme/küçülme, kaybolma/oluşma analizi yapılmıştır. Hastalar sırası ile hasta1, hasta2 ve hasta3

olarak adlandırılmıştır. Uzman radyolog'un verdiği cevaplar ile sistemin verdiği sonuçlar aşağıda karşılaştırılmıştır.

hasta1:

- Şekil 4.12'de görülen t zamanda çekilen görüntü (sol üst) ile t+1 zamanda çekilen görüntü (sağ üst) arasında uzman radyolog nodülde küçülme olduğunu tespit etmiştir. Bizim sistemimiz ise var olan nodülün kaybolduğu ve yeni bir nodül geldiği yönünde sonuç üretmiştir. Sistem bu noktada görüntü çakıştırmada nodüllerin üst üste binmemesinden kaynaklı hata yapmıştır. Çakıştırma Sift + Surf - Sift kombinasyonu ile yapılmıştır.
- Şekil 4.12'de görülen t+1 zamanda çekilen görüntü (sağ üst) ile t+2 zamanda çekilen görüntü (alt) karşılaştırıldığında nodül'ün kaybolduğu uzman tarafından tespit edilmiştir. Elde edilen sistem çıktısı da nodülün kaybolduğunu tespit etmiştir.



Şekil 4.12 Uzman radyolog tarafından hasta1 olarak adlandırılan hastaya ait işaretlenen görüntüler, soldan sağa sırası ile t, t+1, t+2 zamanda çekilmiştir.

hasta2:

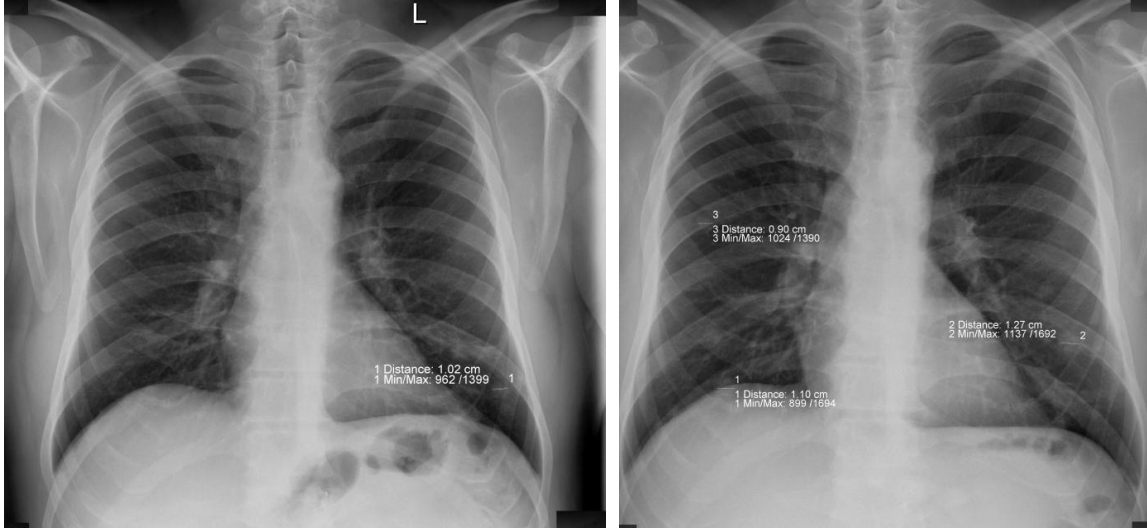
- Şekil 4.13'te görülen t zamanda çekilen görüntü (sol) ile t+1 zamanda çekilen görüntü (sağ) karşılaştırıldığında nodül'ün boyutlarının yaklaşık aynı kaldığı uzman tarafından tespit edilmiştir. Gerçekleştirilen sistem nodülün boyutlarında %3 büyüme olduğunu tespit etmiştir. Bulunan bu sonuç gerçekçidir ve oluşan ufak sapma nodülün işaretlemesinden kaynaklanabilir. Bu durumda sistemin başarılı bir sonuç ürettiği düşünülebilir. Elde edilen sonuç sift+surf+orb - sift kombinasyonunda elde edilmiştir.



Şekil 4.13 Uzman radyolog tarafından hasta2 olarak adlandırılan hastaya ait işaretlenen görüntüler, soldan sağa sırası ile t, t+1 zamanda çekilmiştir.

hasta3:

Şekil 4.14'te görülen t zamanda çekilen görüntü (sol) ile t+1 zamanda çekilen görüntü (sağ) karşılaştırıldığında t zamanda olan nodül kaybolup t+1 zamanda 3 farklı nodülün olduğu uzman radyolog tarafından tespit edilmiştir. Geliştirilen sistemin ürettiği sonuç da uzman radyolog'un verdiği cevap ile aynı doğrultudadır ve bu senaryoda başarılı olmuştur. Sonuç olarak, test edilen 4 senaryonun 3'ü uzman radyolog'un görüşleri ile aynı doğrultuda olup tatmin edici bir nodül gelişim raporu başarısının elde edildiği söylenebilir.



Şekil 4.14 Uzman radyolog tarafından hasta3 olarak adlandırılan hastaya ait işaretlenen görüntüler, soldan sağa sırası ile t, t+1 zamanda çekilmiştir.

4.2.4 Nodül gelişim analizi için elde edilen test sonuçları

Bu bölümde uzman radyolog tarafından analiz edilen görüntüler üzerinde, geliştirilen sistemin verdiği sonuçlara yer verilmiştir. Senaryo#1'e ait sistem raporu Şekil 4.15'te, Senaryo#2, #3 ve #4'e ait sistem raporları sırasıyla Şekil 4.16, Şekil 4.17 ve Şekil 4.18'de görülmektedir.

```
First Image Nodul Number: 1
Second Image Nodul Number: 1
Matched Nodule Number: 0
New Coming Nodule: 1
Disappeared Nodule Number: 1
```

Şekil 4.15 Hasta1 için t - t+1 karşılaştırma sonuçları, görüntü çakıştırma için Sift + Surf - Sift kombinasyonu kullanılmıştır.

```
First Image Nodul Number: 1
Second Image Nodul Number: 0
Matched Nodule Number: 0
New Coming Nodule: 0
Disappeared Nodule Number: 1
```

Şekil 4.16 Hasta1 için t+1 - t+2 karşılaştırma sonuçları, görüntü çakıştırma için Sift + Surf - Sift kombinasyonu kullanılmıştır.

```
First Image Nodul Number: 1
Second Image Nodul Number: 1
Matched Nodule Number: 1
New Coming Nodule: 0
Disaapered Nodule Number: 0
NODUL A - NODUL A
NODUL IS 3.27554 IS BIGGER NOW
```

Şekil 4.17 Hasta2 için t - t+1 karşılaştırma sonuçları, görüntü çakıştırma için Sift + Surf + Orb - Sift kombinasyonu kullanılmıştır.

```
First Image Nodul Number: 1
Second Image Nodul Number: 3
Matched Nodule Number: 0
New Coming Nodule: 3
Disaapered Nodule Number: 1
```

Şekil 4.18 Hasta3 için t - t+1 karşılaştırma sonuçları, görüntü çakıştırma için Sift + Surf - Sift kombinasyonu kullanılmıştır.

4.3 Yorumlar ve Tartışma

Bu çalışmanın görüntü çakıştırma bölümünde özellik eşleştirme yöntemi kullanılarak farklı senaryolarda denemeler yapılmıştır. Hastalara ait akciğer X-ray verilerinde 6 farklı deney gerçekleştirilmiştir. SIFT, SURF ve ORB anahtar nokta tanımlayıcı olarak, SIFT ile SURF ise özellik eşleştiricileri olarak çeşitli kombinasyonlarda denemeler yapılmıştır. Problemin doğası gereği bir ya da birden fazla anahtar nokta seçme algoritması aynı anda kullanılabilirken sadece bir tane özellik eşleştirme algoritması bir kombinasyona dahil olabilir. Bu çalışmada özellik eşleştirici olarak ORB 'un çoğu durumda cevap üretememesinden dolayı ORB özellik eşleştirici olarak çalışmaya dahil edilmemiştir. Çakıştırma sonuçları değerlendirildiğinde en başarılı sonucun anahtar nokta seçiminde SIFT + SURF, özellik eşleştirmede ise SIFT 'in dahil olduğu kombinasyon olduğu görülmüştür. ORB 'un kullanıldığı bazı senaryolarda ise başarımın olumsuz etkilendiği tespit edilmiştir.

Uzman radyolog'dan alınan sonuçlara göre geliştirilen sistemin yeni gelen ve kaybolan nodülleri başarı ile tespit edilebildiği gözlenmiştir. Hasta-1 olarak adlandırılan hastaya ait ilk t - t+1 karşılaştırmasında sistem radyolog'un verdiği sonucu verememiş ancak hasta-2 ye ait karşılaştırmada doğru sonucu vermiştir. Bu

sonuçlara göre çakıştırma başarısının düşük olduğu durumlarda, üretilen nodül gelişim sonuçlarında da hatalar olması kaçınılmazdır. Öte yandan, Hasta-2'de de grldğ üzere çakıştırma başarısı yüksek ise nodül gelişiminin doğru sonuç verebildiği gözlenmiştir.

5 SONUÇ

Bu çalışmada akciğer nodüllerinin X-ray grafilerinden gelişimlerinin takip edilmesi amaçlanmıştır.

Röntgen yöntemi birçok sağlık kuruluşunda uygulanabilen düşük maliyetli ve nodüllerin gelişiminin kolayca izlenmesi için kullanılabilecek yöntemlerden birisidir. Akciğer üzerindeki nodüllerin otomatik olarak ya da bir uzman yardımıyla tespit edilebilmesi ile bu tez kapsamında önerilen sistemin önemi bir kat daha artmış olacaktır. Öte yandan, literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde daha önce röntgen verileri üzerinde nodüllerin gelişimlerinin analizi üzerine bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Nodül gelişim analizinin yapılabilmesi için öncelikle nodüllerin aynı şartlarda değerlendirilmiş olması gerekmektedir. Yani çekilen X-ray verilerinin bir şablon üzerine yönelim ve büyüklük olarak birebir oturtulması gerekmektedir. Bu oturtma işlemi ne kadar başarılı olursa çalışmanın sonucu o kadar başarılı olur. Görüntülerin üst üste bindirilme aşamaları yani görüntü çakıştırma işlemleri için öznel tabanlı bir yaklaşım uygulanmıştır. Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Bölümünden edinilen veriler üzerinde yapılan deneyler sonucunda en iyi çakıştırma başarısını anahtar nokta seçiminde SIFT ve SURF; özellik eşleştirmede ise SIFT algoritmasının kombinasyonları sağlamıştır. Çakışmanın başarımının ölçümü, her iki görüntüde de aynı olduğu bilinen noktaların çakışma yapıldıktan sonra birbirlerine konumsal uzaklık toplamlarının hata olarak değerlendirilmesi ile yapılmıştır. Bir çakıştırma yönteminin her görüntü çifti için başarılı sonuç vereceği garantilenemeyeceği için otomatik olarak en iyi çakıştırma işleminin hangi yöntem ile belirleneceğini tespit etmek amacı ile DU metriğinin otomatik olarak hesaplanması gerçekleştirilmiştir. Bu tarz bir yöntem ile çakıştırmayı doğrulamak için noktaları elle seçmeden, otomatik olarak çakıştırmanın başarımının tahmin edilmesi amaçlanmaktadır. Bir görüntü çifti için farklı yöntemler deneyerek en iyi çakıştırılmış görüntü üzerinden analiz yapılması şeklinde bir yaklaşımla sistemin başarısı daha da artırılabilir.

Nodül bilgilerinin kaydedilmesine yönelik Matlab ortamında geliştirilen işaretleme aracının ve bu aracın veri kaydetme yeteneklerinin tez çalışmasına önemli katkılar sunduğu aşikardır. Bu bağlamda, nodüller, görüntü üzerinde koordinatları belirli

piksel kümesinin oluşturduğu noktalar kümesi olarak değerlendirilmiştir. Böylece t zamanda çekilen görüntüyü $t+1$ zamanda çekilen görüntünün üzerine oturtmak için elde edilen homografi matrisi ile karşılaştırılmış görüntüdeki nodül bilgileri de tespit edilir.

Görüntüler karşılaştırıldıktan sonra nodüllerin eşleştirilmesi için $t+1$ ve $w(t)$ görüntüleri üzerindeki nodüllerin x ve y eksenlerindeki orta noktaları tespit edilerek birbirine en yakın nodüllerin orta noktaları konumsal olarak eşleştirilmeye çalışılır. Eşleşen nodüllerin uzaklıkları belirli bir eşik değerinin üstünde ise eşleşmiş olarak kabul edilmez. Bu yaklaşım da tezin özgün katkılarından birisi olup gelişim analizi için bir önkoşul teşkil etmektedir.

Nodül gelişim analizi sonucunda eşleşme oluşursa var olan nodülde büyüme, küçülme ya da değişmeme durumu gözlenebilir. Eşleşme olmazsa $w(t)$ 'deki nodül kaybolmuş ya da $t+1$ 'de yeni nodül ortaya çıkmış olabilir. Elde edilen sonuçlar kullanıcıya metinsel bir formatta gösterilir. Nodül karşılaştırması olarak değerlendirildiğinde alınan sonuçlara göre sistemin kullanılabilir olduğu söylenebilir. Gelecek çalışmalarda literatürde bulunan farklı görüntü karşılaştırma algoritmalarının da davranışları sistem üzerinde analiz edilerek başarı oranı yükseltilebilir.

KAYNAKLAR LİSTESİ

- [1] <http://www.ozelsamar.com.tr/rontgen.htm> Erişim Tarihi: 10/09/2015
- [2] <http://belirtilerinelerdir.com/akciger-kanseri-belirtileri-nelerdir/> Erişim Tarihi: 10/09/2015
- [3] <http://tomografi.nedir.com/> Erişim Tarihi: 12/09/2015
- [4] Pal, R., Garg, P., Chechi, R., Kumar, S., Kumar, N. Cancer Growth Prediction via Artificial Neural Networks. *International Journal of Bio-Science and Bio-Technology* 2(2) (2010), 1-10.
- [5] Scharcanski, J., Da Silva, L.S., Koff, D., Wong, A. Interactive Modeling and Evaluation of Tumor Growth. *Journal of Digital Imaging* 23(6) (2010), 755-768.
- [6] Almasslawi, D.M.S, Kabir, E. Using non-rigid image registration and Thin-Plate Spline warping for lung cancer progression assessment. *IEEE International Conference on Computer Science and Automation Engineering (CSAE)*, Shangai, China, (2011), 506-510.
- [7] Elamy, A.H., Hu, M. Mining Brain Tumors and Tracking their Growth Rates. *Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering*, Vancouver, Canada, (2007), 872-875.
- [8] Sofka, M., Stewart, C.V. Location registration and recognition (LRR) for serial analysis of nodules in lung CT scans. *Medical Image Analysis* 14 (2010), 407-428.
- [9] A. Sotiras, C. Davatzikos, and N. Paragios, "Deformable Medical Image Registration: A Survey," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2013, vol. 32, no. 7, pp. 1153-1190.
- [10] V.R.S. Mani, and S. Arivazgahan, "Survey on Medical Image Registration," *Journal of Biomedical Engineering and Technology*, 2013, vol. 1, no. 2, pp. 8-25.
- [11] B. Zitova, and J. Flusser, "Image registration methods: A survey," *Image and Vision Computing*, 2003, vol. 21, no. 11, pp. 977–1000.
- [12] W. Cheung, and G. Hamarneh, "n-SIFT: N-dimensional scale invariant feature transform," *IEEE Transactions on Image Processing*, 2009, vol. 18, no. 9, pp. 2012–2021.
- [13] S. Allaire, J.J. Kim, S.L. Breen, D.A. Jaffray, and V. Pekar, "Full orientation invariance and improved feature selectivity of 3d sift with application to medical image analysis," In *Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW'08)*, Anchorage, AK - USA, 23-28 June 2008, pp. 1–8.
- [14] M. Niemeijer, M.K. Garvin, K. Lee, B. vanGinneken, M.D. Abrámoff, and M. Sonka, "Registration of 3d spectral OCT volumes using 3d sift feature point matching," In *Proceedings of SPIE Medical Imaging 2009: Image Processing*, 2009, vol. 7259.
- [15] A. Franz, I.C. Carlsen, and S. Renisch, "An adaptive irregular grid approach using SIFT features for elastic medical image registration," In *Procs BVM 2006*, pp. 201-205.

- [16] P.V. Lukashevich, B.A. Zalesky, and S.V. Ablameyko, "Medical Image Registration Based on SURF Detector," *Pattern Recognition and Image Analysis*, 2011, vol. 21, no. 3, pp. 519-521.
- [17] C. Wang, S. Guo, and X. Wu, "Segmentation of lung region for chest X-ray images based on medical registration and ASM," In *3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering (ICBBE 2009)*, Beijing - China, 11-13 June 2009, pp. 1-4.
- [18] S. Guo, X. Wu, and Z. Luo, "Automatic Extraction of Control Points for Chest X-ray Images and Elastic Registration," In *2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering (ICBEE 2008)*, Shanghai – China, 16-18 May 2008, pp. 2651-2654.
- [19] S. Candemir, S. Jaeger, K. Palaniappan, J.P. Musco, R.K. Singh, Z. Xue, A. Karargyris, S. Antani, G. Thoma, and C.J. McDonald, "Lung Segmentation in Chest Radiographs Using Anatomical Atlases With Nonrigid Registration," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2014, vol. 32, no. 2, pp. 577-590.
- [20] D.G. Lowe, "Distinctive image features from scale-invariant keypoints," *International Journal of Computer Vision*, 2004, vol. 60, no. 2, pp. 91-110.
- [21] H. Bay, T. Tuytelaars, and L.V. Gool, "SURF: Speeded Up Robust Features," In *Proceedings of the 9th European Conference on Computer Vision (ECCV 2006)*, Graz - Austria, 07-13 May 2006, vol. 3951, part 1, pp. 404-417.
- [22] E. Rublee, V. Rabaud, K. Konolige, and G. Bradski, "ORB: an efficient alternative to SIFT or SURF," In *2011 IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV)*, Barcelona – Spain, 06-13 November 2011, pp. 2564-2571.
- [23] M. Calonder, V. Lepetit, C. Strecha, and P. Fua, "BRIEF: Binary Robust Independent Elementary Features," In *11th European Conference on Computer Vision (ECCV 2010)*, Heraklion, Crete - Greece, 05-11 September 2010, pp. 778-792.
- [24] E. Rosten, and T. Drummond, "Machine learning for high-speed corner detection," In *9th European Conference on Computer Vision (ECCV 2006)*, Graz - Austria, 07-13 May 2006, pp. 430 - 443.
- [25] Leutenegger, Stefan, Margarita Chli, and Roland Y. Siegwart. "BRISK: Binary robust invariant scalable keypoints." *Computer Vision (ICCV)*, 2011 IEEE International Conference on. IEEE, 2011.
- [26] A.V.Kulkarni, J.S.Jagtap, V.K.Harpale "Object recognition with ORB and its Implementation on FPGA *International Journal of Advanced Computer Research*", (ISSN (print): 2249-7277 ISSN (online): 2277-7970) Volume-3 Number-3 Issue-11 September- 2013
- [27] Ives Rey-Otero, Mauricio Delbracio, Anatomy of SIFT Method, *IPOL Image Processing On Line*, <http://dx.doi.org/10.5201/ipol>, PREPRINT March 11,
- [28] <http://www.nabiz61.com/haber/tomografi-ile-rontgen-arasindaki-fark-675.html>
Erişim Tarihi: 12/09/2015
- [29] J. Canny, "A computational approach to edge detection", *IEEE PAMI*, 8(6), 1986, 679-698.

- [30] http://docs.opencv.org/modules/imgproc/doc/feature_detection.html?highlight=canny Erişim Tarihi: 10/09/2015
- [31] E. Rosten and T. Drummond, "Machine learning for high speed corner detection," in 9th European Conference on Computer Vision, vol. 1, 2006, pp. 430–443
- [32] Jan Erik Solem, Programming Computer Vision with Python, O'Reilly 73s-78s, 2012.
- [33] <http://www.microdicom.com/> Erişim Tarihi: 10/09/2015
- [34] <http://beta.ircad.fr/software/vr-render/Software.php> Erişim Tarihi: 10/09/2015
- [35] <http://technology.healthcareinspired.com/applications/centricity-ra-600/> Erişim Tarihi: 10/09/2015
- [36] <http://www.dicomworks.com/> Erişim Tarihi: 10/09/2015
- [37] <http://www.osirix-viewer.com/> Erişim Tarihi: 10/09/2015
- [38] <http://www.radiantviewer.com/> Erişim Tarihi: 10/09/2015
- [39] Digital Imaging and Communications in Medicine, World Wide Web site <http://medical.nema.org/dicom/> Erişim Tarihi: 12/09/2015