



**T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**GÖRÜNTÜ FÜZYONU YÖNTEMLERİ İLE
KARACİĞER LEZYON GÖRÜNTÜLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Saim ERVURAL

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Elektrik – Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

**Haziran - 2016
KONYA
Her Hakkı Saklıdır**

TEZ KABUL VE ONAYI

Saim ERVURAL tarafından hazırlanan “Görüntü Füzyonu Yöntemleri ile Karaciğer Lezyon Görüntülerinin Değerlendirilmesi” adlı tez çalışması 11/07/2016 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği / oy çokluğu ile Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Müh. Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Başkan

Prof. Dr. Halis ALTUN

Üye

Doç. Dr. Nihat YILMAZ

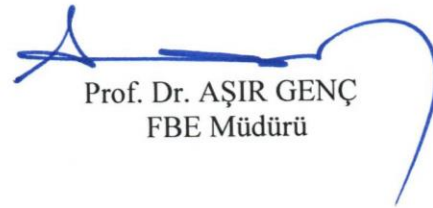
Danışman

Yrd. Doç. Dr. Murat CEYLAN

İmza



Yukarıdaki sonucu onaylarım.



Prof. Dr. AŞIR GENÇ
FBE Müdürü

Bu tez çalışması TÜBİTAK tarafından 113E184 nolu proje ile desteklenmiştir.

TEZ BİLDİRİMİ

Bu tezdeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edildiğini ve tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

DECLARATION PAGE

I hereby declare that all information in this document has been obtained and presented in accordance with academic rules and ethical conduct. I also declare that, as required by these rules and conduct, I have fully cited and referenced all material and results that are not original to this work.



Saim ERVURAL

Tarih: 11 / 07 / 2016

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

GÖRÜNTÜ FÜZYONU YÖNTEMLERİ İLE KARACİĞER LEZYON GÖRÜNTÜLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Saim ERVURAL

**Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik – Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı**

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Murat CEYLAN

2016, 65 Sayfa

Jüri

**Yrd. Doç. Dr. Murat CEYLAN
Prof. Dr. Halis ALTUN
Doç. Dr. Nihat YILMAZ**

Karaciğer fokal lezyonlarının tespiti ve türünün belirlenmesi doğru tanı, teşhis ve tedavi planlamasında oldukça önemlidir. Bazı lezyon türleri için herhangi bir tedavi gerekmezken, bazılarında cerrahi müdahale veya ilaçla tedavi gereksinimi ortaya çıkmaktadır. Karaciğer fokal lezyonlarının zamanında ve doğru şekilde teşhis edilmesi büyük önem arz etmektedir. Karaciğer lezyonlarının teşhisinde ultrasonografi, manyetik rezonans (MR), bilgisayarlı tomografi (BT), spiral BT, tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi (TFEBT), Pozitron emisyon tomografi (PET) gibi görüntüleme yöntemleri kullanılmaktadır. Yapılan teşhislerin doğruluğunu artırmak amacıyla çeşitli görüntü işleme sistemlerine gereksinim duyulmaktadır. Bu tez çalışması, çoklu çözünürlük analizi metodları ve görüntü füzyonu kullanılarak karaciğer fokal lezyonlarının (hepatoselüler karsinom, kolanjioselüler karsinom, fokal nodüler hiperplazya, metastaz, kist, hemanjiyom) tespitine yönelik geliştirilen görüntü işleme uygulamalarını içermektedir. Bu tezde kullanılan veri tabanı, TÜBİTAK tarafından desteklenen 113E184 numaralı proje kapsamında, Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji bölümünden alınan T1 ağırlıklı, dinamik kontrastlı karaciğer MR görüntüleri ile oluşturulmuştur. MR’da T1 ağırlıklı görüntülerde sinyal farklılıklarına göre lezyon varlığı tespit edilmekte, karaciğerin, kontrast öncesi görüntüleri ile kontrast madde uygulandıktan sonraki arteriyel faz, portal venöz faz ve geç venöz faz görüntülerinde ortaya çıkan kontrast madde tutma karakteristikleri incelenmektedir. Lezyonların kontrast madde tutma özellikleri ayırıcı tanının yapılmasında yardımcı olmaktadır. Bu çalışmada 3 farklı uygulama gerçekleştirilmiştir. İlk uygulamada MR görüntüleri çeşitli görüntü füzyonu yöntemleri kullanılarak kombine edilmiş ve füzyonda kontrast tutma karakteristikleri değerlendirilerek hemanjiyomların teşhisi gerçekleştirilmiştir. İkinci uygulamada MR görüntülerinin farklı fazları dalgacık tabanlı görüntü füzyonu uygulanarak birbirleriyle kombine edilmiş ve farklı fazlarda görülebilen tüm lezyonların aynı görüntüde birleştirilmesi sağlanmıştır. Yapılan literatür araştırmasında daha önce aynı modaliteye ait farklı fazların füzyonda kullanılmadığı görülmüş ve karaciğer MR görüntülerinin farklı fazları kullanılarak yeni bir füzyon uygulaması gerçekleştirilmiştir. Üçüncü uygulamada ise ilk olarak manuel olarak bölütleme yapılmış karaciğer görüntülerine bulanık mantık uygulanarak yeniden bölütleme gerçekleştirilmiş daha sonra manuel olarak bölütlenmiş görüntüler ile bulanık mantıkla bölütlenmiş görüntüler füzyonlanarak karaciğer fokal lezyonlarının konturları ve alanları sayısal değerlendirmeye ve uzman yorumuna daha elverişli hale getirilmiştir. Her üç uygulamada karaciğer fokal lezyonlarını belirleme becerileri test edilmiş ve elde edilen sonuçlar karşılaştırmalı olarak sunulmuştur.

Anahtar Kelimeler: Çoklu Çözünürlük Analizi, Görüntü Füzyonu, Karaciğer Fokal Lezyonları, Medikal Görüntü Füzyonu, MR Görüntüleme, Bulanık c-ortalama

ABSTRACT**MS THESIS****EVALUATION OF LIVER LESION IMAGES WITH IMAGE FUSION
METHODS****Saim ERVURAL****THE GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCE OF
SELÇUK UNIVERSITY
THE DEGREE OF MASTER OF SCIENCE
IN ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERING****Advisor: Asst.Prof.Dr. Murat CEYLAN****2016, 65 Pages****Jury****Asst.Prof.Dr. Murat CEYLAN****Prof.Dr. Halis ALTUN****Assoc.Prof.Dr. Nihat YILMAZ**

Detecting the focal lesions in the liver and determining their type are very important for the correct diagnosis and planning of the treatment. While some types of lesions require no treatment, for other types the need for surgery or medication requirement may emerge. The timely and accurate diagnosis of the focal lesions is of great importance. Imaging methods such as ultrasound, magnetic resonance imaging (MRI), computed tomography (CT), spiral CT, single photon emission computed tomography (SPECT), positron emission tomography (PET) are used for the diagnosis of liver lesions. In order to increase the accuracy of the diagnosis, various image processing systems are needed. This thesis includes image processing applications that are developed for the detection of liver focal lesions (hepatocellular carcinoma, colangiocellular carcinoma, focal nodular hyperplasia, metastases, cysts, haemangioma) using multi-resolution analysis methods and image fusion. Database used in this thesis, which is supported by the TUBITAK project numbered 113E184, is created using T1-weighted dynamic contrast-enhanced MR images of the liver from the radiology department of Selcuk University Faculty of Medicine. In MRI, the presence of lesions is detected using their signal differences in the T1-weighted images and the liver contrast agent retention characteristics are examined by comparing pre-contrast images and the contrast images of arterial phase, portal venous phase and the delay venous phase. Contrast agent retention properties of the lesions help diagnose. Three different applications are performed in this study. In the first application, MR images are combined using a variety of image fusion techniques and haemangioma is diagnosed using contrast retention of lesions. In the second application, different phases of MR images are combined with each other rendering all lesions visible which were previously visible only in different phases using wavelet-based image fusion. Different phases that belong to the same modality have not been used before in literature according to our search and so a different fusion application was developed using different phases of liver MR images. In the third application, the manually segmented liver images are re-segmented using fuzzy logic, and then the manually segmented images and the images segmented using fuzzy logic are fused for the images of the contours and areas of focal liver lesions to be easier to be numerically assessed and evaluated by the experts. All three applications have been tested for their capability to identify the focal liver lesions and the results obtained are presented and compared.

Keywords: Focal Liver Lesions, Fuzzy c-mean, Image Fusion, Medical Image Fusion, MR Imaging, Multi-Resolution Analysis.

ÖNSÖZ

Tez çalışmamda planlanmasında, araştırılmasında, yürütülmesinde ve oluşumunda ilgi ve desteğini esirgemeyen, bilgi ve tecrübeleri ile çalışmamı yönlendiren danışmanım Yrd.Doç.Dr. Murat Ceylan'a, Selçuk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik Elektronik Mühendisliği öğretim üyelerine, görüntü veri tabanı oluşturmamızda yardımcı olan Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı öğretim üyesi Doç.Dr. Ali Sami Kıvrak'a, Konya Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Bölümü'nden Uzman Dr. Hasan Erdoğan'a ve TÜBİTAK Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Projelerini Destekleme Programına teşekkür ederim.

Tüm eğitim hayatım boyunca benden maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen her zaman yanımda olan sevgili aileme teşekkürlerimi bir borç bilirim.

Saim ERVURAL
KONYA-2016

İÇİNDEKİLER

ÖZET	1
ABSTRACT.....	2
ÖNSÖZ	3
İÇİNDEKİLER	4
SİMGELER VE KISALTMALAR	6
1. GİRİŞ	8
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI	10
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	12
3.1. Sinyal ve Görüntü Analizi	12
3.2. Çoklu Çözünürlük Analizleri.....	14
3.2.1. Fourier dönüşümü	14
3.2.3. Dalgacık analizi	16
3.3. Karaciğer MR Görüntüleri Veri Tabanı.....	20
3.3.1. Karaciğer MR görüntülerinin değerlendirilmesi.....	22
3.3.2. Bölütleme.....	23
3.3.3. Kayıtlama.....	24
3.4. Görüntü Füzyonu	24
3.4.1. Füzyon kategorileri	25
3.5. Medikal Görüntü Füzyonu.....	29
3.5.1. Karacier lezyonlarının görüntülenmesinde kullanılan modalite.....	31
3.6. Performans Değerlendirme Kriterleri	33
3.6.1. Ortalama yapısal benzerlik indeksi (OYBİ)	33
3.6.2. Ortalama karesel hata (OKH)	34
3.6.3. Tepe sinyal gürültü oranı (TSGO)	34
3.6.4. Füzyon faktörü (FF)	35
3.6.5. Kontrast değerlendirme faktörü (KDF)	35
3.6.6. Doğruluk	36
4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA.....	37
4.1. Karaciğer MR Görüntülerinden Hemanjiyomun Belirlenmesi.....	37
4.1.1. Aritmetik füzyon yöntemi.....	37
4.1.2. Dalgacık tabanlı aritmetik füzyon yöntemi	38
4.1.3. Çalışmada kullanılan görüntüler	39
4.2. Dalgacık Dönüşümü ile Karaciğer MR Görüntülerindeki Farklı Fazların Füzyonu	45
4.2.1. Füzyon algoritması	48
4.3. Bulanık C-Ortalama ve Manuel Olarak Bölütlenmiş Karaciğer MR Görüntülerinin Füzyonu.....	52

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	57
5.1. Sonuçlar	57
5.2. Öneriler	59
KAYNAKLAR	60
EKLER	64
ÖZGEÇMİŞ	65



SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

f	: Frekans
t	: Zaman
τ	: Kısa Zamanlı Fourier Zaman Kayması
a	: Dalgacık Dönüşümü Ölçek Faktörü
k	: Dalgacık Dönüşümü Kayma Operatörü
c	: Dalgacık Katsayıları



Kısaltmalar

FD	: Fourier Dönüşümü
FA	: Fourier Analizi
KZFD	: Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü
SDD	: Sürekli Dalgacık Dönüşümü
ADD	: Ayrık Dalgacık Dönüşümü
DA	: Dalgacık Analizi
H	: Yatay (Horizontal - HL)
V	: Dikey (Vertical - LH)
D	: Köşegen (Diagonal - HH)
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
PET	: Pozitron Emisyon Tomografisi
TFEBT	: Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi
US	: Ultrasonografi
SSA	: Sayısal Subtraksiyon Anjiyografisi
DSPS	: Doğru sınıflandırılan piksel sayısı
TPS	: Toplam piksel sayısı
MDPS	: Maksimum değerli piksel sayısı
MDPO	: Maksimum değerli piksel oranı
KDF	: Kontrast değerlendirme faktörü
FF	: Füzyon faktörü
TÜBİTAK	: Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu
FNH	: Fokal nodüler hiperplazi
HCC	: Hepatoselüler karsinom
HL	: Dalgacık dönüşümü katsayılarının yatay yöndeki detay bileşenleri
LH	: Dalgacık dönüşümü katsayılarının dikey yöndeki detay bileşenleri
HH	: Dalgacık dönüşümü katsayılarının köşegen detay bileşenleri
LL	: Dalgacık dönüşümü katsayılarının yaklaşım bileşenleri
TSGO	: Tepe sinyali gürültü oranı
OKH	: Ortalama karesel hata
OYBİ	: Ortalama yapısal benzerlik indeksi
YBİ	: Yapısal benzerlik indeksi

1. GİRİŞ

Karaciğer, kandaki birçok kimyasal maddeyi düzenleyen ve karaciğerden atık maddelerin taşınmasına yardımcı olan "safra" adı verilen bir ürün salgılayarak mide ve bağırsaklardan çıkan kanın tamamını işleyerek besin ve ilaçları vücudun geri kalanı için kullanımı daha kolay olan formlara ayırmaktadır. Yağ sindirimi için safranin atılması, kandan ilaç, kimyasal maddeler ve alkolün temizlenmesi, fazla glikozun nişasta olarak depolanması, safra ile atıkların atılması, protein ve kolesterol sentezi, enfeksiyona karşı bağışıklık gibi yüzlerce hayati fonksiyonu yerine getiren en önemli organlardan biridir. Bu nedenle karaciğerde meydana gelen deformasyonun ve yapısal bozuklukların zamanında ve doğru bir şekilde tespit edilmesi gerekmektedir.

Karaciğer fokal lezyonlarının belirlenmesi ve ayırıcı tanıların yapılması tedavi planlamasında oldukça önemlidir. Rastlantısal olarak tespit edilen iyi huylu lezyonlar için herhangi bir tedaviye gerek olmaz iken, birincil karaciğer kötü huylu lezyonları ya da karaciğerin metastatik lezyonlarının varlığında cerrahi müdahale veya medikal tedavi gereksinimi ortaya çıkmaktadır. Karaciğerin iyi huylu lezyonları arasında kist, hemanjiyom, fokal nodüler hiperplazya sayılabilirken kötü huylu lezyonlardan en sık rastlanılanlar kolanjiokarsinom, hepatoselüler karsinom, ve metastazlardır. Karaciğer kanserleri, başlangıç ve yayılma bölgelerine göre birincil ve ikincil karaciğer kanseri olarak isimlendirilir. Birincil olarak nitelendirilen kanser türü, karaciğerde başlayan ana kanserdir. İkincil veya metastatik kanser olarak nitelendirilen kanser türü ise vücudun başka bir yerinde başlamış sonradan o kansere ait hücrelerin kan yoluyla taşınması ile karaciğerde ortaya çıkmış kanser anlamını taşır. Kanser oluşturacak fokal lezyonların türünün belirlenmesi, kanserin tedavi aşamasında farklı yaklaşımların tercih edilmesini sağlayacağı için oldukça önemlidir.

Görüntü füzyonu, farklı modaliteden yada farklı zamanda elde edilen görüntülerin veya farklı odağa sahip kameralarca elde edilen görüntülerin, birleştirilerek tek bir görüntü halinde ifade edilmesi işlemidir. Birleştirilmiş görüntü, hem görüntünün hitap edeceği kullanıcılar hem de bilgisayarlar tarafından daha kolay analiz edilebilmekte ve her bir görüntünün tek tek analizi ile elde edilemeyen bilgilerin elde edilmesi sağlanmaktadır. Görüntü füzyonu uygulamaları içerisinde medikal görüntü füzyonu çalışmaları önemli yer tutmaktadır. Literatürde önerilmiş çok sayıda görüntü füzyonu tekniği bulunmaktadır. Çoklu çözünürlük analizi yöntemlerinin görüntü füzyonunda kullanılmaya başlanmasıyla çok daha başarılı sonuçlar alınmıştır.

Hastaya ait MR görüntüsünün çok sayıda görüntü kesitinden oluşması ve uzman tarafından bu görüntülerin değerlendirilip yorumlanmasında, uzmanın tecrübe eksikliklerinin ve iş yoğunluğunun getirdiği yorgunluk seviyesinin erken teşhisteki doğruluk oranını azalttığı görülmektedir. Bu nedenle, bilgisayarlı teşhis ve karar destek sistemlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu çalışma, çoklu çözünürlük analizi kullanılarak karaciğer fokal lezyonlarının türünün belirlenmesinde radyologlara lezyonların değerlendirilmesi ve yorumlanması anlamında yeni açılımlar sağlayacaktır. Elde edilen sonuçlar, karaciğer fokal lezyonlarının varlığına ve türüne karar verme aşamasında uzmanlara destek olacak niteliktedir. Bu sayede hem karaciğer fokal lezyonlarından kaynaklı ölümlerin azaltılması sağlanacak hem de doğru teşhis ile gereksiz tıbbi taramalar ve maddi kayıplar engellenecektir. Tez çalışmasında önerilen yöntemler farklı medikal görüntüler (akciğer BT görüntüleri, beyin MR görüntüleri, kalp ultrasonografisi vb..) üzerinde de başarılı olabileceği fikrini ortaya koyarak ilgili alanda çalışan araştırmacılara yeni bir perspektif sunacaktır.

Tez çalışması, 2. bölümde çoklu çözünürlük analizi ve görüntü füzyonu yöntemleri ile ilgili literatür araştırması; 3. bölümde tezde kullanılan materyal ve yöntemlerin detaylı olarak incelenmesi; 4. bölümde ilgili uygulamalar ve bu uygulamalardan elde edilen sonuçların verilmesi ve son olarak 5. bölümde uygulama sonuçlarının yorumlanması şeklinde organize edilmiştir.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

Medikal görüntü füzyonu çalışmaları, veri füzyonu ve medikal görüntüleme kavramlarının birleştirilmesi sonrasında ortaya çıkmış ve hızla yaygınlaşmıştır. Literatürde ilk olarak, Birnbaum ve arkadaşları (1991) hemanjiyomların tespitine yönelik çalışmada MR – BT ve TFEBT görüntülerini füzyonlamıştır. 30 TFEBT/MR, 20 TFEBT/BT füzyonu ile 34 şüpheli hemanjiyom vakasını % 80 doğrulukla sınıflandırmıştır. Wahl ve arkadaşları (1993) PET görüntülerini MR ve BT görüntüleri ile kombine etmiştir. Barillot ve arkadaşları (1993) tarafından ortaya atılan medikal görüntülerde veri füzyonu uygulamasıyla PET, MR, BT, SSA ve TFEBT görüntülerinin füzyonu, bulanık mantıkla maskeleme ve ortalama kuralı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Matsopoulos ve Marshall (1993) çalışmalarında medikal görüntüleme ve morfolojik veri füzyonu uygulamasıyla ve yine aynı dönemde Matsopoulos ve arkadaşları (1994) gerçekleştirdikleri çalışma ile beyin MR ve BT görüntülerini morfolojik olarak birleştirmiştir. Katyal ve arkadaşları (1995) küçük hücreli olmayan akciğer kanserinin belirlenmesinde BT ve TFEBT görüntülerini medikal görüntü füzyonunda kullanmışlar ve BT/TFEBT füzyonundan elde edilen sonuçların sadece BT ve sadece TFEBT görüntülerinden elde edilen sonuçlardan daha üstün olduğunu kanıtlamışlardır. Chung ve arkadaşları (1997) karaciğer görüntülerinde görüntü kayıtlama ve görüntü füzyonu uygulamasını gerçekleştirmiştir. Uematsu ve arkadaşları (2000) karaciğer fokal lezyonlarının tespitinde CT görüntülerinin füzyonunu gerçekleştirmişler ve 10 mm'den büyük lezyonlarda % 68 sınıflandırma doğruluğu elde etmişlerdir. Hakime ve arkadaşları (2011) karaciğer tümörlerinin belirlenmesinde BT ve US görüntülerinin füzyonundan faydalanmıştır.

Çoklu çözünürlük analizlerinin temelini oluşturan birçok altyapı vardır. Sürekli dalgacık analizi ilk olarak Morlet tarafından ortaya atılmış (1982), Grossman ve Morlet (1984) tarafından gerçekleştirilen çalışma ile desteklenmiştir. Ayrık dalgacık dönüşümünün kavramını Mallat (1989a) ve Daubechies (1992) geliştirmiştir. Dalgacık analizinin temelleri Chui (1992) ve Meyer (1993) tarafından sağlamaştırılmıştır. Mojsilovic ve arkadaşları tarafından yapılan çalışma (1996) ile dalgacık analizi medikal görüntülere uygulanmaya başlanmış ve ultrasonografi görüntüleri bir boyutlu (1B) DD kullanılarak %92 doğrulukla sınıflanmıştır. Mojsilovic ve Popovic tarafından yapılan başka bir çalışmada (1998) bazı karaciğer hastalıkları dalgacık analizi kullanılarak

sınıflandırılmıştır. Bu çalışmada normal karaciğer için 10 adet hastadan alınmış 37 görüntü, karaciğer yağlanması olan 10 hastadan alınmış 65 görüntü, siroz hastası olan 10 hastadan alınmış 20 adet görüntü üzerinde işlem yapılmıştır. Çalışma sonucunda % 90 oranında doğruluk, % 92 oranında özgünlük elde edilmiştir. Lambrou ve arkadaşları (2005) karaciğer tümörlerinin tespitinde ve sınıflandırılmasında dalgacık analizini kullanmışlardır. 13 adet BT karaciğer görüntüsünden elde edilen 360 normal ve 360 kanserli olmak üzere toplamda 720 görüntü üzerinde çalışmışlar ve % 90'ın üzerinde başarı elde edilmiştir. Kumar ve Moni (2010) tarafından yapılan çalışmada her biri 35 adet karaciğer görüntüsü içeren iki grup üzerinde curvelet analizi ve dalgacık analizi uygulanarak tümör tespiti yapılmaya çalışılmıştır. Bu çalışmada sınıflandırma doğruluğu açısından curvelet analizi % 94.3 oranında bir başarı gösterirken dalgacık analizi ise % 88.6 oranında bir başarı göstermiştir. Kumar, Bhattacharya, Sharma (2010) tarafından gerçekleştirilen diğer bir çalışmada curvelet tabanlı füzyon tekniği geliştirilmiştir. Bu çalışmada MR ve BT görüntülerine dalgacık analizi ve curvelet analizi uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde curvelet analizinin daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür. Ceylan ve arkadaşları (2011) siroz hastalığının tespiti için bulanık kümelemeli karmaşık değerli yapay sinir ağı uygulaması gerçekleştirmiştir.

Öztürk ve arkadaşları (2014) ve Öztürk (2015), karaciğer fokal lezyonlarının sınıflaması için ripplelet, tetrolelet ve ridgelet dönüşümünü kullanmışlardır. Öztürk ve Ceylan (2015) MR görüntülerinin farklı fazlarını yapay sinir ağı ile sınıflandırarak karaciğer lezyonlarını belirlemişlerdir. Akın ve Ceylan, (2015) gerçekleştirdikleri çalışmada iyi huylu karaciğer lezyonlarının sınıflandırılması için yapay sinir ağları ile aşırı öğrenme makinalarını karşılaştırmışlar, Yaşar ve arkadaşları (2015) ise dalgacık dönüşümü ve yapay sinir ağı kullanarak karaciğer kistleri ile hemanjiyomlarını sınıflandırmışlardır.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu bölüm altı alt başlık ile organize edilmiştir. Bölüm 3.1' de sinyal ve görüntü analizi konularında temel bilgiler verilmiş, bölüm 3.2 ve 3.3'te ise sırasıyla kullanılan çoklu çözünürlük analizi yöntemleri ve çalışmalarda kullanılan karaciğer MR görüntüleri veri tabanı anlatılmıştır. Bölüm 3.4'te görüntü füzyonu kavramı detaylandırılmış ve uygulamalarda karşılaşılan başlıca füzyon kategorileri verilmiş, Bölüm 3.5'te ise medikal görüntü füzyonu ve kullanılan modaliteler anlatılmıştır. Son olarak Bölüm 3.6'da tez çalışmasında kullanılan performans değerlendirme kriterleri açıklanmıştır.

3.1. Sinyal ve Görüntü Analizi

Sinyal analizi, sistem mühendisliği, elektronik mühendisliği ve uygulamalı matematik gibi dalların en önemli konularından birisidir. Genel olarak analog ve sayısal sinyaller üzerinde analiz yapma, zamansal ve mekansal değişiklikleri saptayarak çeşitli sistemlere uygulama olarak tanımlanabilir. Sinyal analizi yapılırken ses sinyalleri, elektromanyetik dalgalar, resim gibi görsel öğeler, sensörlerin algıladığı değerler kullanılabilir ve bu sinyaller kontrol sistemleri, haberleşme sistemleri gibi birçok alana uygulanabilir hale getirilebilirler. Sinyal analizi, sismografik incelemeler, ses tanıma, tıbbi görüntüleme, kablosuz haberleşme, uzaktan algılama gibi sayısız uygulamanın gelişiminde, sinyallerin etkili bir biçimde kodlanması, sıkıştırılması, temizlenmesi, tanımlanması ya da modellenmesi sırasında önemli bir rol üstlenmektedir.

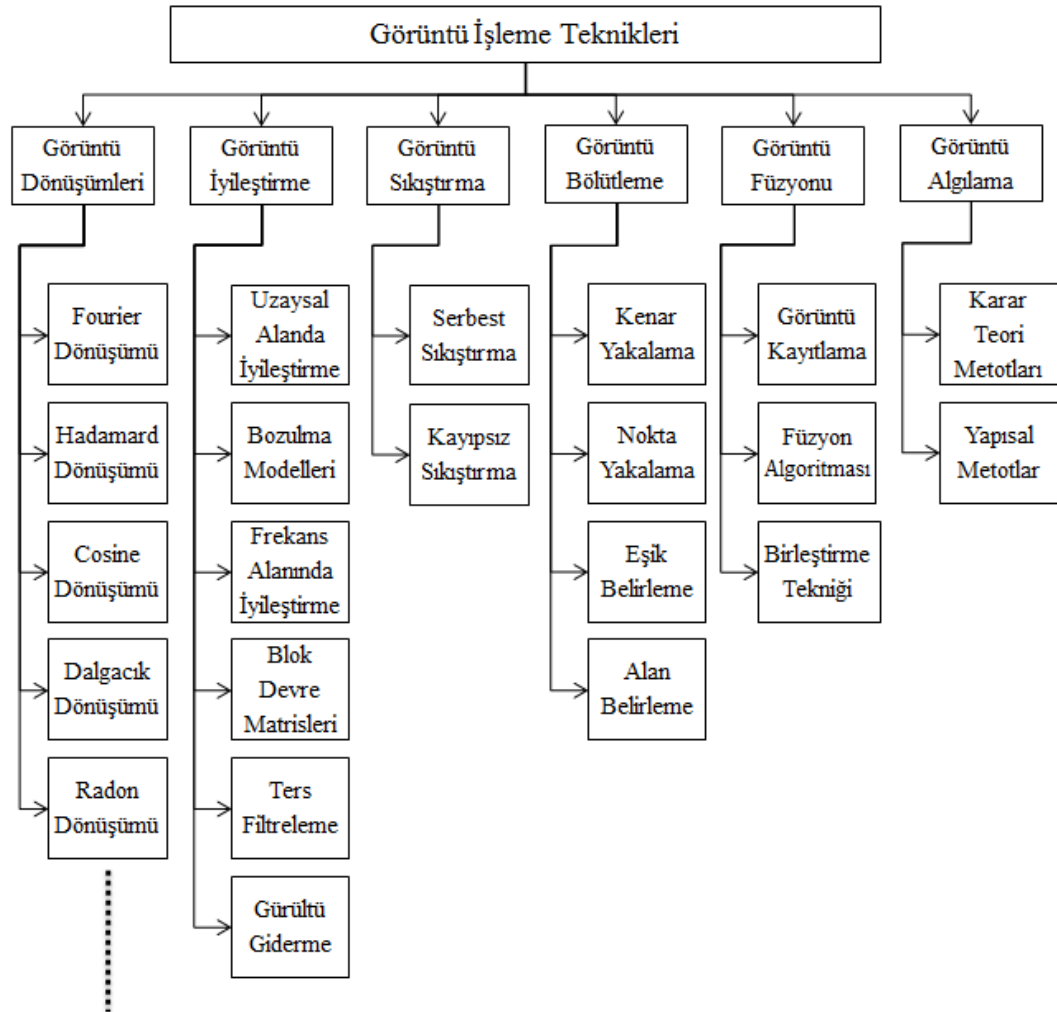
17. yüzyılda sinyal işlemenin temel prensipleri bulunmuş ve klasik-nümerik sinyal analiz tekniği geliştirilmiştir. Alan V. Oppenheim ve Ronald W. Schafer analog sinyaller için geliştirilmiş olan tekniği, sayısallaştırarak geliştirmişler ve sayısal sistemler için de sinyal analiz tekniklerini kullanılabilir hale getirmişlerdir (Oppenheim ve ark., 1968).

Görüntü, gerçek yaşamdaki üç boyutlu nesnelerden oluşan bir sahnenin basit iki değişkenli bir fonksiyon olarak tanımlanmasıdır. Başka bir deyişle görüntü, üç boyutlu görünümün iki boyut üzerindeki haritası olarak tarif edilebilir.

Sayısal görüntü sayısal değerlerden oluşan görüntüdür. $I(x, y)$ gibi bir fonksiyonla temsil edilen analog bir görüntü veya resimde 'I' bir şiddet birimi, x ve y

ise görüntünün yatay ve düşey eksenindeki koordinatlarına karşı düşen değişkenlerdir. Sayısal görüntü ise, bu analog görüntünün M satır ve N sütundan oluşacak şekilde örneklenmesi sonucu elde edilir. Satır ve sütunun kesiştiği her bölgeye piksel adı verilir. Sonuç olarak, sayısal görüntüye çevrilen resimde $N \times M$ adet piksel bulunur.

Geometrik dönüştürme, boyutlandırma, büyütme, küçültme, döndürme, renk düzeltme, parlaklaştırma, keskinlik ayarı, renk dönüştürme, sayısal karıştırma veya optik karıştırma, iki veya daha fazla görüntüyü birleştirme, görüntü füzyonu, görüntü düzenleme, görüntünün kalitesini yükseltme, görüntü netleştirme, sabit cisimleri tespit ederek iki boyutlu nesne tanıma, parazit oluşturma, görüntü üzerinde birtakım bilgileri gizleme, şifreleme, kayıpsız görüntü sıkıştırma, diğer matematiksel ve morfolojik işlemler yaygın olarak kullanılan görüntü analizi yöntemleridir. Şekil 3.1’de yer alan diyagramda çeşitli görüntü işleme teknikleri gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Temel görüntü işleme teknikleri

3.2. Çoklu Çözünürlük Analizleri

Çoklu çözünürlük analizi yöntemleri farklı çözünürlük ve farklı frekans genişlikleri içeren sinyallerin analizini yapmak üzere ortaya çıkmış yöntemlerin genel adıdır. Çoklu çözünürlük analizi, yüksek frekanslarda iyi zaman çözünürlüğü, kötü frekans çözünürlüğü verirken; alçak frekanslarda iyi frekans çözünürlüğü, kötü zaman çözünürlüğü verir (Mallat, 1989a) .

Görüntü içeriğinin sayısal olarak ifade edilmesi piksellerinin yoğunluk değerlerine bağlıdır. Piksel bazında görüntü matrislerindeki farklılıklar, görüntülerin anlamlı ve ayırt edilebilir olmasını sağlamaktadır. Fakat uygulamada kullanılan görüntüler farklı boyutlarda olduğu için, optimize edilmiş çözünürlük değerleri belirlemek gerekmektedir. Ayrıca farklı çözünürlük değerlerindeki görüntüler farklı fiziksel bilgiler içermektedir. Bu nedenle değişik çözünürlüklerde elde edilmiş veri kümeleri ile analiz yapmak daha mantıklıdır. (Mallat, 1989a)' ın, dalgacık dönüşümü (DD) 'nün ayrık formunu geliştirmesiyle, ayrışma esnasında uzamsal yönler de dikkate alınmış ve görüntülerin analizi için basit bir hiyerarşik yapı öngören çoklu çözünürlük gösterimlerinin temelleri atılmıştır. DD' nün çoklu çözünürlük yaklaşımının matematiksel alt yapısı, Mallat (Mallat, 1989b)' ın çalışmasından detaylı olarak incelenebilir. Çoklu çözünürlük yöntemleri, görüntülerin analizinde etkin biçimde kullanılmaktadır (Öztürk ve Ceylan, 2016)

Bu bölümde, tez çalışmasında kullanılan ayrık dalgacık dönüşümü ve ayrık dalgacık dönüşümünün temelini oluşturan, Fourier ve dalgacık analizleri incelenmiştir.

3.2.1. Fourier dönüşümü

Fourier dönüşümü, sinyal spektrumlarının analiz edilebilmesi ve sistemlerin frekans domenini özelliklerinin gösterilmesini sağlayan dönüşümdür. Fourier dönüşümü ilk olarak tanım kümesi zaman olan bir fonksiyonu, tanım kümesi frekans olan bir fonksiyona çevirerek çalışır. Ters Fourier dönüşümü de, verinin frekans tanım kümesinden zaman tanım kümesine dönüştürülmesini gerçekleştirir (Turkoglu ve ark., 2003). Fourier dönüşümü 3.1 numaralı eşitlik, ters Fourier dönüşümü ise 3.2 numaralı eşitlik ile ifade edilmektedir.

$$X(w) = F(X(t)) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j\omega t} dt \quad (3.1)$$

$$x(t) = F^{-1}(X(w)) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} X(w) e^{-j\omega t} dt \quad (3.2)$$

Fourier dönüşümü eşitliğinde $x(t)$ sinyali, tüm zaman aralığında karmaşık $e^{-j\omega t} dw$ analiz fonksiyonu ile çarpılıp toplanmaktadır. Sonuç olarak dönüşüm, $X(w)$ Fourier katsayılarını vermektedir. Eşitlikte yer alan t , zamanı, w ise açısal frekansı ifade etmektedir. Ters Fourier dönüşümü, $F^{-1}(X(w))$ şeklinde gösterilmektedir.

Fourier dönüşümü durağan sinyallerin frekansını göstermesine rağmen hangi zaman değerinde hangi frekansların mevcut olduğunu bildirmez. Bu sorunu ortadan kaldırmak amacıyla kısa zamanlı Fourier dönüşümü (KZFD) geliştirilmiştir.

3.2.2. Kısa zamanlı Fourier dönüşümü

Bir pencere fonksiyonu ile çarpılan sinyalin Fourier dönüşümü alınarak elde edilir. Pencere fonksiyonu yardımıyla bölgesel frekans analizinin yapılmasına olanak sağlanmıştır. Bu sayede frekans bilgisinin yanında zaman bilgisi de elde edilmiş olur.

$$X(\tau, w) = \int_{-\infty}^{\infty} [x(t)w(t - \tau)]e^{-j\omega t} dt \quad (3.3)$$

Her t ve w değerleri için yeni katsayı hesaplanmakta ve bu sayede Fourier dönüşümü sadece frekansın bir fonksiyonu iken KZFD hem frekansın hem de zamanın bir fonksiyonudur. Eşitlikte yer alan τ pencere fonksiyonunun her bir adımdaki dönüşüm parametresidir. KZFD yapılırken pencere boyutunun genişletilip daraltılması analizin verimliliğini düşüreceği için durağan olmayan sinyallerin analizinde kullanılamamaktadır. Zaman dizilerinin analizinde en iyi bilinen ve en çok kullanılan yöntem Fourier analizi tekniğidir. Fourier analizi, bir sinyalin farklı frekanslarını hesaplar. Diğer bir bakış açısıyla; bir sinyali zaman tabanlıdan frekans tabanlı hale dönüştürür. Fourier analiziyle bir zaman dizisini meydana getiren frekans bileşenlerinin

belirlenmesine karşın dezavantajlara da sahiptir. Frekans alanına dönüşüm sırasında zaman bilgisi yok olur. Yani bir sinyalin Fourier dönüşümüne bakıldığında özel bir olayın hangi sinyal aralığında gerçekleştiğine dair bilgi yer almaz. Bu sinyallerin analizini yapmak amacıyla değişken pencereleme özelliğine sahip dalgacık dönüşümü geliştirilmiştir.

3.2.3. Dalgacık analizi

Dalgacık analizi son yıllarda kullanılmaya başlanan bir kavram olmasına karşın, temelleri 1800'lerin başlarında Joseph Fourier tarafından atılmıştır. Görüntü işlemede kullanılan en temel argüman sinyal ve görüntünün frekans bilgisinin elde edilmesini sağlayan Fourier dönüşümüdür. Geleneksel Fourier dönüşümünde frekans bilgisi aktarılırken zaman bilgisi kaybolur. Birçok uygulamada zaman ve frekans bilgisine aynı anda ihtiyaç duyulur. Örneğin bir müzik partiyonunda (nota defteri) sadece notaları bilmemiz o parçayı çalmamız için yeterli değildir. Parçanın anlamlı olması için doğru notaların doğru zamanlarda çalınması gerekmektedir (Lin, 2008). Bu örnekte olduğu gibi sadece frekans analizinin yeterli olmadığı kanaatine varılarak, frekans analizinden ölçek analizine geçiş yapılmıştır. Yani zaman dizilerinin geneline ilişkin kararlar vermek yerine bölgesel ölçekte oluşan dalgalanmaların önemli olduğu durumlar ortaya çıkmıştır. Fourier dönüşümü yöntemlerinin bu dalgalanmaları ifade etmede yetersiz kalması Dalgacık dönüşümü kavramının doğmasına neden olmuştur.

"Dalgacık" sözü ilk kez Alfred Haar'ın doktora tezinde geçmiştir (Haar, 1910). Paul Levy, Brownian hareketini modelleyerek dalgacık teorisine katkı sağlamıştır. Dalgacık teorisinin esasları hakkındaki ayrıntılar ilk defa Jean Morlet ve Alex Grossmann tarafından yönetilen Marsilya Teorik Fizik Merkezi çalışma grubu tarafından 1982 yılında ortaya atılmıştır (Morlet ve ark., 1982). Mallat tarafından yapılan çalışma dalgacık analizinin temel yapı taşlarından biri olmuştur (Mallat, 1988). Sonrasında ise Daubechies (Daubechies, 1988), tarafından yapılan önemli araştırmalar bu konuya derinlik kazandırmıştır.

3.2.3.1. Dalgacık dönüşümü

Çoklu Çözünürlük Analizi yöntemleri farklı çözünürlük ve farklı frekans genişlikleri içeren sinyallerin analizini yapmak üzere ortaya çıkmış analiz yöntemlerinin genel adıdır.

Fourier dönüşümü ve KZFD'nün sinyal analizinde yetersiz oluşu Çoklu Çözünürlük Analizi yöntemlerinin ortaya çıkmasına neden olmuştur. Fourier dönüşümü, zaman içinde frekansı değişen sinyallere uygulandığında zaman bilgisini ortadan kaldırdığı için istenen sonuçları vermemektedir. Bu nedenle temel çoklu çözünürlük analizi yöntemlerinden biri olan Dalgacık Dönüşümü ortaya çıkmıştır. Dalgacık Dönüşümü, sinyal ya da görüntünün analizi yapılırken ortaya çıkan çözünürlük problemine çözüm üretme adına Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü'ne (KZFD) alternatif olarak doğmuş analiz yaklaşımıdır. Sinyalin bir analiz fonksiyonuyla çarpılması esasına dayandığı için KZFD ile benzerlik göstermektedir.

Çoklu Çözünürlük Analizinin Prensipleri;

- Yüksek frekanslarda; İyi zaman çözünürlüğü, kötü frekans çözünürlüğü verir.
- Alçak frekanslarda; İyi frekans çözünürlüğü, kötü zaman çözünürlüğü verir.

Dalgacık Dönüşümü; bir ana dalgacığın, kaydırma ve ölçeklendirme parametreleriyle, konumunun ve genişliğinin zaman içinde değiştirilerek, bir görüntüye uygulanması olarak tanımlanabilir.

Kısa zamanlı Fourier dönüşümünden farklı olarak pencere boyutunun değiştirilmesi mümkündür. Pencere fonksiyonunun (Analiz fonksiyonu) boyutunun değiştirilmesi ölçeklendirme fonksiyonuyla sağlanır. Böylece kısa zamanlı Fourier dönüşümünde karşılaşılan Heisenberg Belirsizlik İlkesi (Heisenberg, 1927) olarak bilinen ve pencere boyutu sinyalin farklı bölgeleri için değiştirilemediği için ortaya çıkan zaman çözünürlüğüne göre mi, yoksa frekans çözünürlüğüne göre mi pencere boyutunun belirlenmesi gerektiği sorunsalına bir çözüm bulunmuştur. Dalgacık dönüşümünde kullanılan analiz fonksiyonu eşitlik 3.4'de gösterilirken dalgacık dönüşümünün matematiksel ifadesi eşitlik 3.5'de yer almaktadır.

Analiz Fonksiyonu:

$$g_{(a,t)}(u) = \frac{1}{\sqrt{a}} g\left(\frac{u-t}{a}\right) \quad (3.4)$$

Dalgacık Dönüşümü:

$$L_g f(a, t) = \int_{-\infty}^{\infty} f(u) g_{(a,t)}(u) du \quad (3.5)$$

Eşitlikte yer alan “ $g_{a,t}(u)$ ” ifadesi analiz fonksiyonu (zaman ekseninde salınım yapan bir dalgacık), “ a ” ifadesi ise detay boyutu (ölçek) olarak tanımlanır. Dalgacık dönüşümü eşitliğine göre a , 1’den küçük ise dalgacık büzülürken, a , 1’den büyük ise dalgacık genişler.

3.2.3.2. Sürekli dalgacık dönüşümü (SDD)

Zamana göre frekansı değişen sinyaller sürekli dalgacık dönüşümü yardımıyla zaman-frekans diyagramını optimum olarak elde edilir. Analizi yapılacak dönüşüm istendiği gibi seçilebilir. Bu dönüşüm Fourier dönüşümünün genelleştirilmiş halidir. Bu dönüşümde değişken aralık bütün sinyal süresince kaydırılır her iki konum için faz spektrumu araştırılır. Bu işlem süreci kısa ve uzun aralıklarla tekrar edilir (Alp ve Akinci, 2008).

Sürekli bir zaman işareti $f(t)$ verilince dalgacık dönüşümü aşağıdaki gibi hesaplanır.

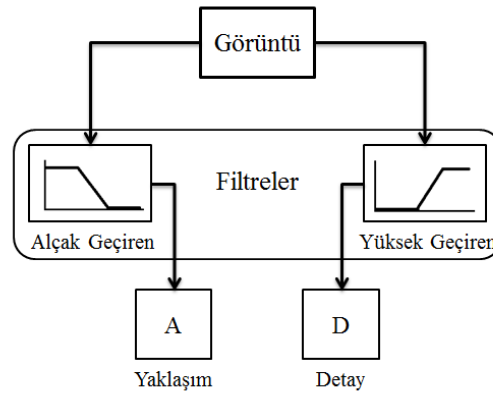
$$C_x(\tau, a) = \frac{z}{\sqrt{|a|}} \int f(t) \varphi \times \left(\frac{t-\tau}{a} \right) dt \quad (3.6)$$

Eşitlikte yer alan τ pencere fonksiyonunun her bir adımdaki dönüşüm parametresi; a ise dönüşüm esnasında pencere fonksiyonunun ana dalgacık ölçeğini temsil eden ölçek parametresidir (Özdemir, 2007).

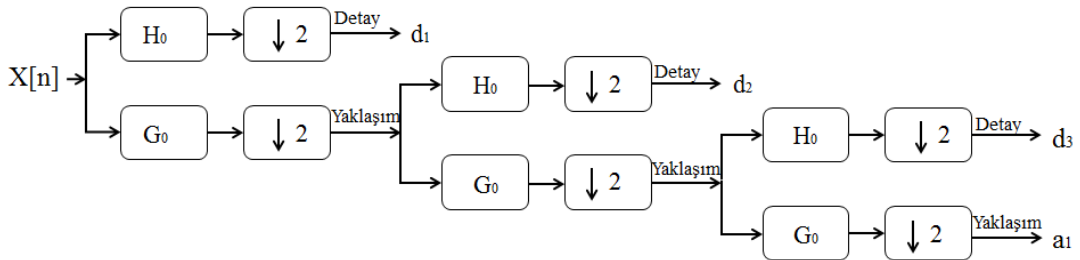
SDD sonucunda, C dalgacık katsayıları fonksiyonun ölçek ve konumuna uygun olarak elde edilmektedir. Katsayılar uygun ölçeklenmiş ve ötelenmiş dalgacıkla çarpılarak, ham sinyalin dalgacık bileşenlerini oluşturur.

3.2.3.3. Ayırık dalgacık dönüşümü (ADD)

Sürekli dalgacık dönüşümü ayırık verilerde (görüntü vb.) istenilen sonuçları vermemektedir. Ayrıca sürekli dalgacık dönüşümünün hesaplarının uzun sürmesi, zaman ve kaynak israfına yol açmaktadır. Bu eksiklikleri gidermek amacıyla alt bant temelli ayırık dalgacık dönüşümü (ADD) ortaya çıkmıştır. Ayırık dalgacık dönüşümü görüntüyü alçak frekans bileşeni ve yüksek frekans bileşeni (alçak frekans için geniş pencere yüksek frekans için dar pencere kullanılır) olarak ikiye ayırır. Bu özellik sayesinde bütün zaman-frekans aralıklarında çözünürlük arttırılmış olur. Şekil 3.2’de yaklaşım bileşenlerini elde etmek için alçak geçiren filtre, detay bileşenlerini elde etmek için ise yüksek geçiren filtreler kullanmak gerektiği gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Yaklaşım ve detay bileşenlerinin alçak ve yüksek geçiren filtreler tarafından ayrıştırılması

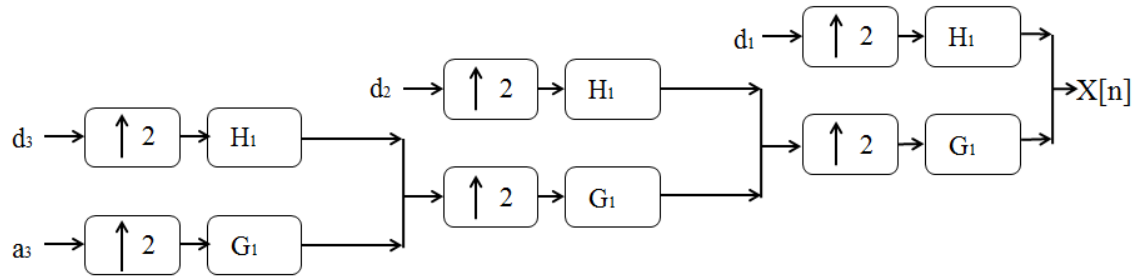


Şekil 3.3. Ayırık dalgacık dönüşümü (dekompozisyon yapısı)

Şekil 3.3 ve Şekil 3.4’te gösterilen H_0 ve H_1 ifadeleri, yüksek geçiren filtre görevini yaparken detay katsayılarının elde edilmesini sağlar. G_0 ve G_1 ise alçak geçiren filtre ifadeleri olup yaklaşım katsayılarını verir.

Yukarıdaki şekilde gösterildiği gibi, her ayrışma seviyesinde yarı-bant filtreler frekans bandının yarısını kapsayan sinyaller üretir. Bu durum frekans çözünürlüğünü iki katına çıkararak frekanstaki belirsizliği yarı yarıya azaltır.

Dalgacık dönüşümlerinde geri-çatma filtreleri ise bilgiyi kaybetmeden yeniden orijinal sinyalin elde edilmesini sağlamak amacıyla kullanılır. Aşağıdaki şekilde geri-çatma yapısı gösterilmiştir. Kısaca geri-çatma, yaklaşım ve detay bileşenlerine ayrılan görüntülerden elde edilen bilginin yeniden görüntü haline getirilmesidir.



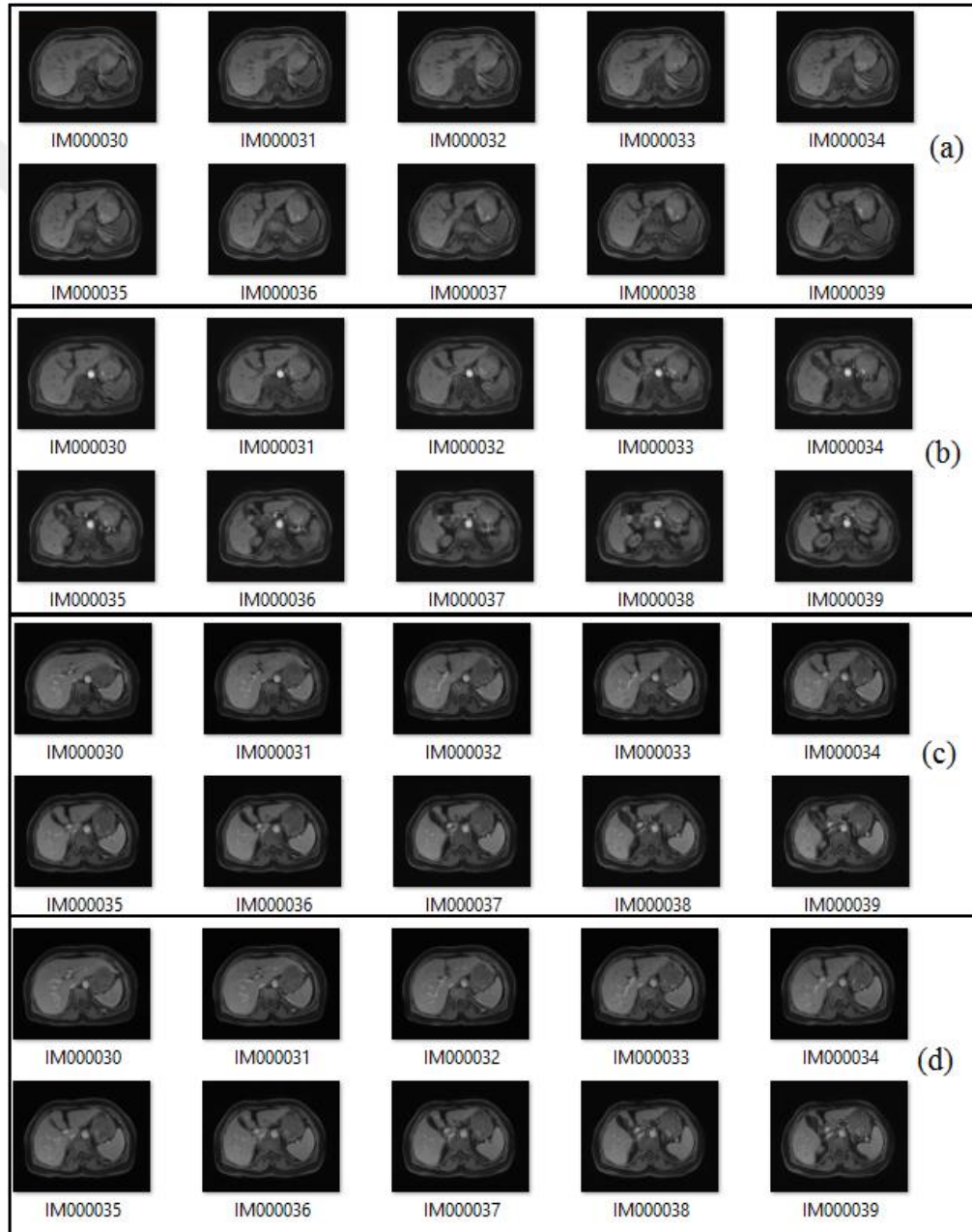
Şekil 3.4. Ters ayrık dalgacık dönüşümü (geri-çatma yapısı)

3.3. Karaciğer MR Görüntüleri Veri Tabanı

Bu tez çalışmasında kullanılan veri tabanı; TÜBİTAK destekli 113E184 nolu proje kapsamında, Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji bölümünde, uzman radyologlar tarafından oluşturulmuştur. Görüntülerin kullanımı için gerekli olan etik kurul kararı Ek-1' de sunulmuştur. Veri tabanında 22 adet kötü huylu, 98 adet iyi huylu lezyona sahip olmak üzere toplamda 120 hastaya ait T1 ve T2 ağırlıklı dinamik kontrastlı MR görüntüsü yer almaktadır. Uzman radyologlar tarafından iyi huylu lezyonlar hemanjiyom, kist ve fokal nodüler hiperplazi (FNH) şeklinde etiketlenirken; kötü huylu lezyonlar hepatoselüler karsinom (HCC), kolanjiokarsinom, metastaz ve kitle olarak etiketlenmiştir. MR görüntüsü alınan hastalar içinden biyopsi raporları da veri tabanına eklenmiştir. Uygulamalarda kullandığımız T1 ağırlıklı görüntüler kontrast öncesi faz, arteriyel faz, portal venöz faz, ve geç venöz faz şeklinde kendi içinde dörde ayrılmaktadır. Çizelge 3.1'de, uzman radyologlar tarafından etiketlenen görüntülerin lezyon türlerine göre dağılımı yer almaktadır. Şekil 3.5' te ise görüntüler arasından rastgele seçilmiş 10 karaciğer MR görüntüsünün farklı fazları verilmektedir.

Çizelge 3.1: Karaciğer MR veri tabanı

Lezyon Türü	Hasta Sayısı
Kist	32
Hemanjiyom	60
FNH	6
Metastaz	10
HCC	6
CCC	6



Şekil 3.5. Rastgele seçilmiş karaciğer MR görüntülerinin farklı fazları
a) kontrast öncesi faz, b) arteriyel faz, c) portal venöz faz, d) geç venöz faz.

3.3.1. Karaciğer MR görüntülerinin değerlendirilmesi

Karaciğer focal lezyonlarının MR görüntüleme ile tespit edilmesinde kontrast öncesi ve sonrası değerleri önem teşkil etmektedir. Bu değerlerin focal lezyonlara göre gösterdikleri değişiklikler Çizelge 3.2’de özetlenmiştir. Tez çalışmasında, hemanjiyom, hepatosellüler karsinom (HCC), koanjioselüler karsinom (CCC), metastaz, focal nodüler hiperplazya (FNH) ve kist tespit edilen görüntüler kullanılmıştır.

Çizelge 3.2: Karaciğer MR görüntülerinin yorumlanması

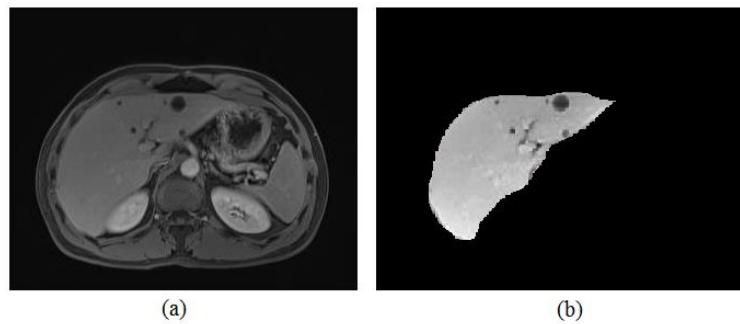
Lezyon Türü	T1-Ağırlıklı Kontrast Öncesi	Hepatik Arterial Dominant Faz	Hepatik Venöz ve İnterstisyel Faz	Diğer Özellikler
Kist	Orta düzeyde veya belirgin düşük sinyal	Kontrast tutulumu yok.	Kontrast tutulumu yok.	Oval düzgün keskin konturludur. Hafif lobülasyon olabilir.
Hemanjiyom	Orta düzeyde veya belirgin düşük sinyal	Periferal nodüler kontrastlanma	Nodüller birleşir ve kontrastlanma santrale ilerler.	1.5 cm’den küçüklerde homojen kontrastlanma
FNH	İzointens veya hafif düzeyde düşük sinyal	Skar hariç homojen yoğun kontrast tutulumu	İzointens, skar progresif olarak kontrast tutar.	Santral skar sıktır. FNH yağlı karaciğerde daha sıktır
Metastaz	Sıklıkla hafif veya orta derecede düşük sinyal	Periferal kontrast tutulumu	Progresif kontrast tutulumu	T1 ve T2 sinyalleri degisken olabilir.
HCC	Sıklıkla hafif veya orta derecede düşük sinyal	yoğun ve homojen kontrast tutulumu	Kontrastlanma azalır	T1 ve T2 sinyalleri degisken olabilir.
CCC	Orta veya belirgin derecede düşük sinyal	Hafif periferal kontrast tutulumu	Yoğun progresif kontrast tutulumu	Kapsüler retraksiyon ve segmental-lobar atrofi

Kist görüntülerinde kontrast tutulumu görülmezken HCC’de arteryal fazda lezyonun tamamında kontrast tutulumu gözlenir, portal venöz faz ve geç faz görüntülerde ise az miktarda homojen kontrastlanma olur. FNH’de arteryal fazda periferik tutulumla rastlanırken, CCC’de venöz ve geç faz görüntülerde yoğun kontrast tutulumu gözlenir. Hemanjiyom ve metastaz 0 – 120 saniye arasında kontrast tutulumunun doğrusal olarak arttığı lezyon türleridir (Ervural ve Ceylan, 2015).

3.3.2. Bölütleme

Bölütleme, görüntü içeriklerinin anlamlı ve yorumlanabilir piksel bölgelerine (nesne ya da nesnenin belli kısımları) ayrılması amacıyla gerçekleştirilen bir ön işlemdir. Görüntü işleme uygulamaları için çok önemli bir aşama olup; bölütlemeye oluşacak herhangi bir hata, sonraki aşamalara artarak etki edecektir. Dolayısıyla, bölütleme başarısının, analiz işleminin başarısını doğrudan etkilediği söylenebilir.

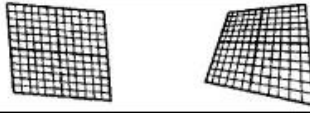
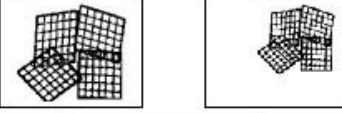
Medikal görüntü işleme uygulamalarında; tümör, kitle vb. ayrımı yapılırken, MR görüntülerinden kalp, karaciğer, beyin gibi organların tespit edilmesi önemlidir (Ceylan ve ark., 2010b). MR görüntüleri, lezyonların tespitine herhangi bir katkı sağlamayan, gereksiz detaylar içermektedir. Bu bölgeler, piksel değerini kullanarak lezyonları yorumlamaya çalışan matematiksel yöntemlerin yanlış sonuçlar üretmesine sebep olabilmektedir. Dolayısıyla daha doğru teşhis yapabilmek için, MR görüntülerinden sadece ilgi alanı olan bölgeyi/organı çıkartmak gereklidir. Bu çalışmada kullanılan karaciğer MR görüntülerindeki gereksiz detaylar, uzman radyologlar tarafından gerçekleştirilen bölütleme işlemi ile elimine edilmiştir. Şekil 3.6’da, kist olarak etiketlenmiş ham karaciğer MR görüntüsü ve bölütlenmiş hali gösterilmiştir.



Şekil 3.6. a) Ham karaciğer MR görüntüsü b) Bölütlenmiş görüntü

3.3.3. Kayıtlama

Görüntü füzyonunun anlamlı olması için farklı modalitelerden yada aynı modalitenin farklı zamanlarında elde edilmiş görüntüler üzerinde belirlenen kritik referans bölgelerinin üst üste çakışması gerekir. Eğer kullanılacak görüntülerdeki kritik bölgeler çakışmıyorsa görüntüler füzyona elverişli değildir. Görüntülerin füzyona elverişli hale getirilmesi için uygulanan işlemlere görüntü kayıtlama adı verilir. Şekil 3.7’de (Schwarz ve Kasperek, 2014) gösterilen doğrusal, eğrisel ve benzeşik görüntü grupları için farklı kayıtlama yöntemleri geliştirilmiştir. Örneğin doğrusal görüntülerdeki açısal bozulmalar döndürme, çevirme yöntemleri kullanılarak giderilebilir. Benzeşik ve perspektif bozulma bulunan görüntülerde kritik noktalar yada çizgiler belirlenir ve matematiksel algoritmalar kullanılarak, eğrisel görüntülerde sınır belirleme algoritmaları ile belirlenen kritik eğrisel çizgiler üst üste çakıştırılarak, boyutlarında farklılık bulunan benzeşik görüntülerde ise kırpma, yeniden boyutlandırma gibi görüntü işleme yöntemleriyle görüntü kayıtlama yapılabilir.

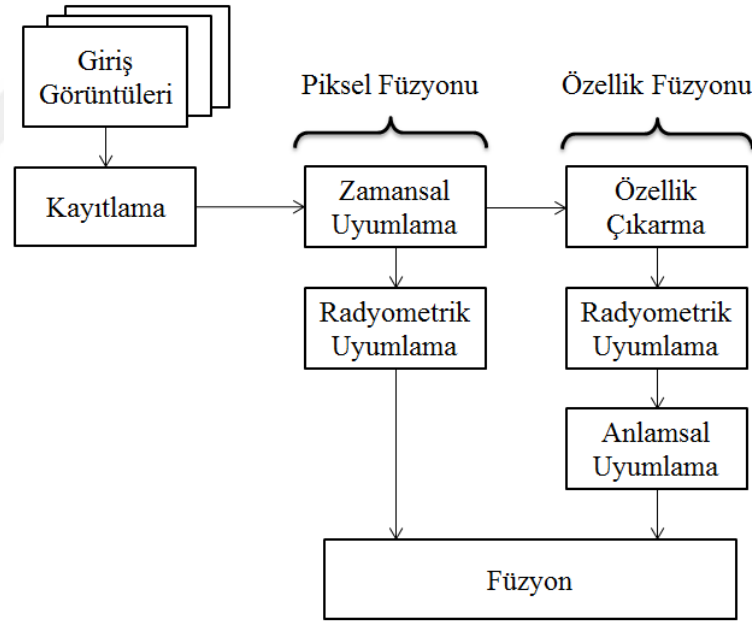
Doğrusal	
İzdüşümsel	
Benzeşik	
Eğrisel	

Şekil 3.7. Doğrusal, izdüşümsel, benzeşik ve eğrisel görüntü bozulmaları (Schwarz ve Kasperek, 2014)

3.4. Görüntü Füzyonu

Görüntü füzyonu, bir dizi giriş görüntüsünden tek bir görüntü oluşturmayı sağlar. Füzyon görüntüsü insan yada makina algılamasında daha fazla yararlı bilgiye sahip olunması anlamına gelir.

Şekil 3.8’de görüntü füzyonu işlem adımları gösterilmektedir. Görüntü füzyonu 3 temel aşamadan oluşmaktadır. Birinci aşamada aynı sahneyi içeren çoklu giriş görüntüleri füzyona elverişli şekilde kaydedilir veya kaydedilen görüntüler içerisinde füzyon için uygun olanlar belirlenir. Giriş görüntüleri bir ya da daha fazla sayıda görüntüleme aygıtı kullanılarak kaydedilmiş görüntülerdir. Bu nedenle görüntüler arasında çeşitli uyumsuzluklar meydana gelir. İkinci aşama bu uyumsuzlukların giderildiği ortak gösterim formatıdır. Füzyonda kullanılacak giriş görüntüleri görüntü kayıtlama algoritmaları ile konumsal, zamansal, anlamsal olarak uyumlu hale getirilir, radyometrik kalibrasyon, özellik çıkarma gibi ön işlem süreçleri ikinci aşamada gerçekleştirilir. Üçüncü ve son aşama ise füzyon işlemidir. Çeşitli görüntü işleme uygulamaları ve kayıtlama işlemi gerçekleştirilerek birbiriyle uyumlu hale getirilmiş görüntüler füzyon bloğunda çeşitli füzyon yöntemleri kullanılarak kombine edilir ve çıkış görüntüsünü meydana gelir.



Şekil 3.8. Görüntü Füzyonu Süreç Zinciri

3.4.1. Füzyon kategorileri

Görüntü füzyonunun amacı, farklı kaynaklardan, farklı zamanlarda ya da farklı görüş açılarından elde edilmiş bilgilerin birbirine entegre edilmesiyle, daha zengin bilgi içeriği olan yeni bir görüntü elde etmektir. Görüntü füzyonunun birçok farklı uygulama

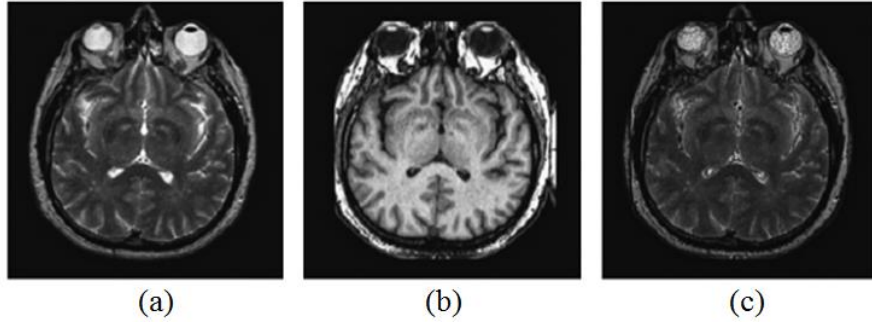
alanı vardır. Uzaktan algılamada ve astronomide farklı uydular tarafından kaydedilmiş yüksek uzaysal ve yüksek spektral çözünürlüklü görüntüler bir araya getirilirken, medikal görüntü füzyonunda, farklı zamanlarda yada farklı modaliteler kullanılarak çekilmiş görüntüler kombine edilerek görsel değerlendirmeye daha elverişli yeni bir görüntü elde edilebilir. Görüntü füzyonu uygulamaları farklı kullanım amacına ve giriş verilerinin türüne göre kategorilere ayrılmıştır.

3.4.1.1. Çok zamanlı görüntü füzyonu

Çok zamanlı görüntü füzyonu, aynı objede zaman içinde meydana gelen değişikliklerin araştırılması ve incelenmesi amacıyla kullanılan füzyon yöntemidir. Bir bitkide, hücrede, vücut dokusunda, arazi parçasında ya da deniz yüzeyinde zaman içerisinde meydana gelen değişikliklerin gözlenmesi için çoklu zamansal görüntü füzyonu yöntemi kullanılabilir. Bunlara bir yaprağın boyutundaki veya rengindeki değişikliğin izlenerek analizinin yapılmasından vücut dokusundaki kanlanmanın zaman içindeki değişimine kadar birçok örnek verilebilir.

Görüntü füzyonu araştırmalarında, çoklu zamansal görüntü füzyonuna ilişkin uzaktan algılamada kullanılan bazı uygulamalar olsa da medikal görüntülerde çok fazla araştırma ve uygulama zemini oluşmamıştır.

Bazı vücut dokularında oluşan lezyonların veya tümörlerin belirlenmesi ve sınıflandırılması için çoğu zaman ilgili bölgeye uygulanan kontrast maddenin dokular tarafından tutulup tutulmadığı uzmanlar tarafından incelenerek yorum yapılmaktadır. Dokuya ilişkin dinamik kontrastlı görüntüler ile lezyonların karakterizasyonu yapılmaya çalışılmaktadır. MR görüntülerinde erken faz, arteryal faz, portal venöz faz ve geç venöz fazda lezyonların kontrast madde tutma özellikleri ayırıcı tanının yapılmasında yardımcı olmaktadır. Görüntülerin değerlendirilmesi sırasında özellikle kontrast sonrası lezyonun kontrast tutma karakterizasyonunun tespitine çalışılmaktadır. Bu aşamada kalitatif bir değerlendirme yapılmakta olup tanıya götürecek kantitatif değerler kullanılarak ayırıcı tanı yapılamamaktadır. Şekil 3.9'da (Xu, 2014) beyin MR görüntülerinin T1 ve T2 ağırlıkları için giriş görüntüleri ve füzyon sonucu elde edilen görüntü gösterilmiştir.

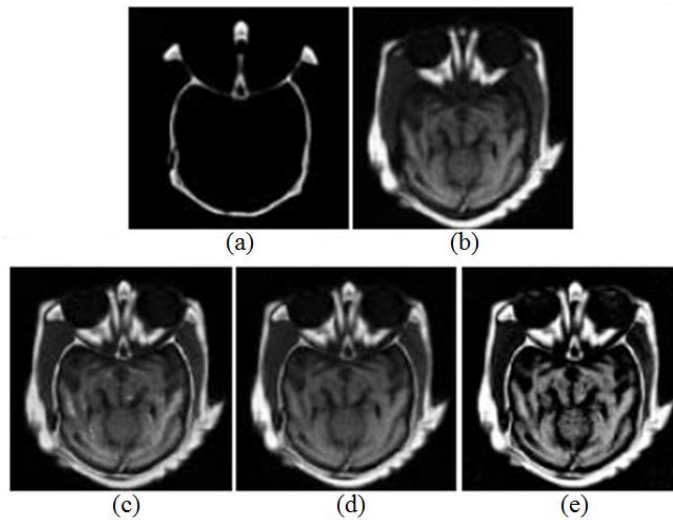


Şekil 3.9. Beyin MR (a) T1 fazı görüntüsü, (b) T2 fazı görüntüsü, (c) T1+T2 Füzyon sonucu (Xu, 2014)

3.4.1.2. Çok odaklı görüntü füzyonu

Çoklu odaklı görüntü füzyonu, medikal görüntülemelerde farklı odak uzaklıkları kullanılarak kaydedilen görüntülerin kombine edilmesinde kullanılır.

Görüntüleme sistemlerinde alan derinliği gerektiren objelerin görüntülenmesi bazı dezavantajlara sahiptir. Örneğin görüntüleme cihazının, odaklama sınırlarını aşan boyuttaki bir cismin her noktasını aynı netlikte yansıtması mümkün değildir. Cismin belirli bir bölümü net olarak görüntülenebilirken bu alanın dışında kalan bölgeler daha bulanık görünecektir. Bu amaçla, görüntüleme cihazı cismin farklı bölgelerine odaklanarak çok sayıda görüntü almakta ve daha sonra bu görüntüler çeşitli füzyon yöntemleriyle birleştirilmektedir. Şekil 3.10'da (He ve ark., 2013) farklı odak uzaklıkları ile kaydedilmiş beyin BT görüntüleri ve çeşitli füzyon yöntemleri kullanılarak gerçekleştirilmiş füzyon sonuçları gösterilmiştir.

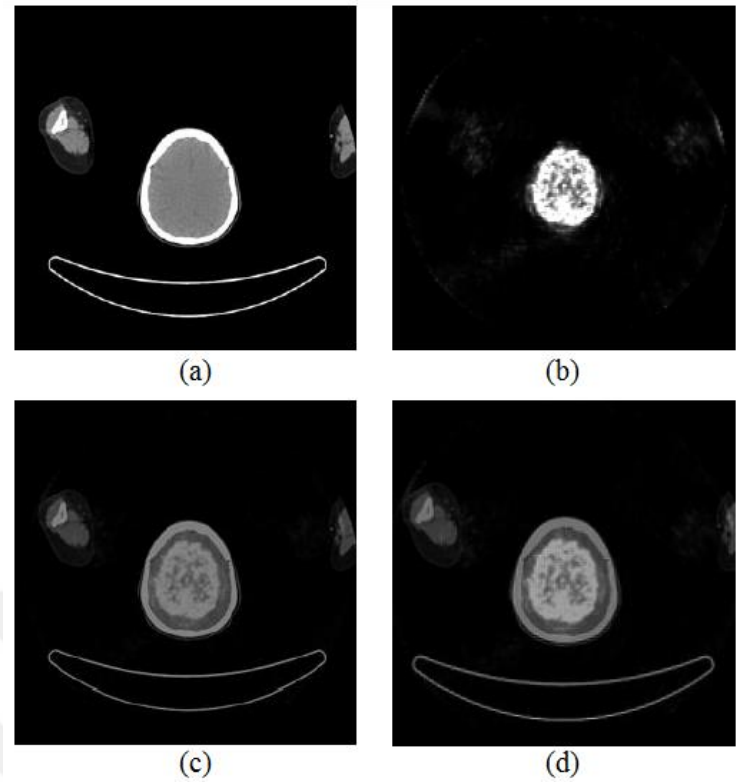


Şekil 3.10. Çoklu odaklı görüntü füzyonu, (a-b) farklı odak uzaklıkları ile alınmış BT görüntüleri, (c-f) farklı füzyon yöntemleri kullanılarak elde edilmiş sonuç görüntüleri (He ve ark., 2013)

3.4.1.3. Çok modaliteli görüntü füzyonu

Medikal görüntüler, Bilgisayarlı Tomografi (BT), Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI), Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi (TFEBT), Pozitron Emisyon Tomografisi (PET), Ultrasonografi (US), Anjiyografi gibi birçok modalite tarafından kaydedilebilir. Bu farklı modalitelerin, her birinin farklı uygulama alanları olabildiği gibi aynı uygulamada birden fazla modalitenin kullanılması da mümkündür. Örnek olarak, organların fonksiyonel bilgisi PET ve TFEBT gibi modalitelerden sağlanır. Bu modaliteler diğerlerine göre daha yüksek spektral daha düşük uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Medikal anlamda yüksek spektral çözünürlük iç organ metabolizması ve kan dolaşımı hakkında daha fazla bilgi anlamına gelir. Canlı anatomisiyle ilgili bilgiler ise BT, MR görüntüleme sistemleri gibi daha yüksek uzaysal çözünürlüklü modalitelerden elde edilir. Farklı modaliteler kullanılarak gerçekleştirilen medikal görüntü füzyonu fonksiyonel bilgi ile anatomik bilginin kombine edilerek tek bir görüntü içinde birleştirilmesi esasına dayanır. Elde edilen yeni görüntü uzmanların ve sınıflandırıcıların tanı ve teşhis için ihtiyaç duyduğu bilgiyi içerisinde bulundurmaktadır. Literatürde çoklu modalite füzyonu oldukça geniş bir çalışma alanını oluşturmaktadır. MR-BT, MR-PET, MR-TFEBT, BT-PET, BT-TFEBT, US-BT, US-MR, MR T1-MR T2 gibi görüntü füzyonu çalışmalarının örnekleri oldukça fazladır.

Örneğin MR daha yumuşak dokuların görüntülenmesinde daha net bilgiler verirken, BT daha sert dokuların görüntülenmesinde daha yüksek bilgi içerikli sonuçlar verir. TFEBT görüntülemesinde ise MR ve BT'nin aksine, doku ve organlardaki kan akışının nasıl gerçekleştiğini ifade eden vücut fonksiyonlarıyla ilgili sonuçlar net bir şekilde gözlenir. Pratikte tek modaliteden alınan sonuçlarla tanı koymak oldukça karmaşık bir süreçtir ve yanlış tanı koyma olasılığı yüksektir. Şekil 3.11'de (Guruprasad ve ark., 2015) BT ve PET görüntüleri iki farklı füzyon algoritması kullanılarak kombine edilmiş ve iki farklı füzyon yöntemine göre füzyon sonuçları gösterilmiştir.



Şekil 3.11. a) Beyin BT görüntüsü, b) Beyin PET görüntüsü, c-d) Farklı yöntemler kullanılarak elde edilen füzyon sonuçları (Guruprasad ve ark., 2015)

3.5. Medikal Görüntü Füzyonu

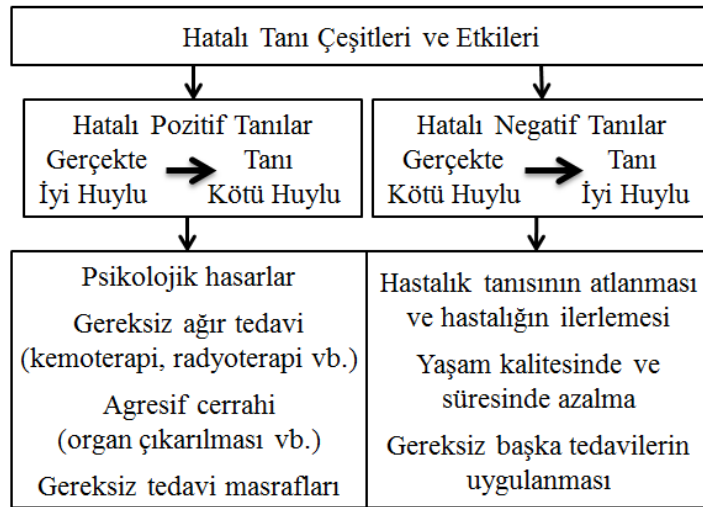
Gelişen teknolojiyle medikal görüntüleme sistemleri klinik teşhis ve tedavi uygulamalarında yaygın kullanım alanına sahip olmuştur. Genel anlamıyla medikal görüntüleme yapısal bilgi içeren sistemler ve fonksiyonel bilgi içeren sistemler olarak iki gruba ayrılmıştır.

Yapısal görüntüleme sistemleri, manyetik rezonans görüntüleme ve bilgisayarlı tomografi anatomik bilgileri yüksek çözünürlükle sunan görüntüler sağlarken, fonksiyonel görüntüleme sistemlerinden olan pozitron emisyon tomografisi ve tek foton emisyonlu bilgisayarlı tomografi gibi sistemler anatominin fonksiyonel durumunu nispeten düşük çözünürlükle sağlamaktadır (Sabalan ve Ghassemian, 2010). Ancak medikal görüntülerin değerlendirilmesinde üzerinde durulması gereken en kritik nokta tek görüntünün klinik ihtiyaçları karşılamasının mümkün olmadığı gerçeğidir. Medikal görüntülere dayalı teşhislerde uzmanlar daha verimli bilgiye erişmek amacıyla iki ya da daha fazla görüntüye ya da sonuç verisine ihtiyaç duyar. Medikal görüntü füzyonu, aynı anatomik bölgeye ait farklı bilgiler barındıran iki ya da daha fazla görüntünün, görsel

algılamayı artırmak yada ihtiyaç duyulan medikal uygulamada kullanmak amacıyla kombine edilerek tek görüntüde birleştirmek anlamını taşımaktadır (Goshtasby ve Nikolov, 2007). Uzmanların doğru karar verme oranını etkileyen birçok faktör vardır. Uzmanın değerlendirme sırasındaki psikolojik durumu bile tanı sonuçlarını olumlu etkileyebilmektedir. Bu faktörleri aşağıdaki şekilde özetlemek mümkündür.

- Uzmanlık alanındaki tecrübeleri,
- Günlük hasta yoğunluğu
- Genel bilgi düzeyi
- Uzmanlık eğitiminde kazanılanlar
- Değerlendirdiği olgu sayısı
- Çalıştığı yerin koşulları ve donanımı
- Konuya özel bilgi düzeyi
- Değerlendirmenin yapıldığı zaman dilimi

Tanı koyarken yapılan hataların olası sonuçları aşağıdaki diyagramda gösterilmiştir.



Şekil 3.12. Tanı hatalarının doğurduğu olumsuz sonuçlar

Şekilde belirtilen tanı hatalarından kaynaklanan sonuçlar sağlıklı veya hasta bireylerde düzeltilemez sorunlara yol açabilmekte ve ciddi riskler taşımaktadır.

Doktorların iş yükünü hafifletmek ve tanı doğruluğunu geliştirmek amacıyla otomatik tanı ve teşhis sistemlerinin karar vermedeki rolü artırılmaya çalışılmaktadır. Bu çalışmalar sonucunda medikal tanılamada görüntü füzyonu geniş bir uygulama

alanına sahip olmuştur. Uygulamada, Bilgisayarlı Tomografi, Manyetik Rezonans Görüntüleme, Pozitron Emisyon Tomografisi, Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi, Ultrasonografi, Anjiyografi gibi farklı modalitelerden alınan görüntüler kombine edilebildiği gibi aynı modaliteden farklı zamanlarda, farklı sıcaklıklarda, farklı kontrastlı maddelerle, farklı odak uzunluklarıyla yada farklı çekim açılarıyla alınmış görüntüler de kullanılabilir. Tüm bu görüntülerin içerdiği bilgiler ve tüm bu bilgilerin kullanıldığı farklı alanlar vardır. Çoğu zaman bu bilgilerin dolayısı ile de bu görüntülerin birden fazlasına aynı anda ihtiyaç duyulur. Medikal görüntü füzyonunun nihai amacı, çok sayıda giriş görüntüsünden elde edilen bilgilerin herhangi biri kayıp olmaksızın birleştirilerek zengin bilgi içerikli ve otomatik karar verme algoritmalarının yorumlayabileceği tek bir görüntüde toplanmasıdır. Elde edilen füzyon sonucu, uzmanın karar verme işlemini kolaylaştıracağı gibi aynı zamanda bilgisayar destekli teşhis sistemlerinin de doğruluğunu artıracak nitelikte olmalıdır.

3.5.1. Karacier lezyonlarının görüntülenmesinde kullanılan modalite

Farklı görüntüleme sistemlerinin, her birinin farklı uygulama alanları olabildiği gibi aynı uygulamada birden fazla görüntüleme sisteminin kullanılması da mümkündür. Bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRG), tek foton emisyonlu bilgisayarlı tomografi (TFEBT), pozitron emisyon tomografisi (PET), ultrasonografi, anjiyografi en sık kullanılan görüntüleme teknikleridir.

Organların fonksiyonel bilgisi PET ve SPECT gibi modalitelerden sağlanır. Bu modaliteler diğerlerine göre daha yüksek spektral daha düşük uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Yüksek spektral çözünürlük; iç organ metabolizması ve kan dolaşımı hakkında daha fazla bilgi anlamına gelir. Organ dokuları ve kemiksi dokular ile ilgili bilgiler ise BT, MR görüntüleme sistemleri gibi daha yüksek uzaysal çözünürlüklü modalitelerden elde edilir. Yumuşak doku görüntüleme ve incelemesinde MRG tercih edilirken sert dokuların görüntülenmesinde BT kullanılır. Radyoaktif etki içermediği ve hastaya zararlı herhangi bir etkisi olmadığı için karaciğer lezyonlarının görüntülenmesinde MRG yöntemi kullanılmaktadır.

3.5.1.1. Manyetik rezonans görüntüleme (MRG)

MR cihazı manyetik alan altında atomların manyetik alan yönüne yönelmesi ve belirli bir frekansta salınım yapmaları esasına dayanır. Üzerlerine radyo dalgaları uygulanan bu atomlar belirli bir frekansta bu radyo dalgalarını geri yansıtacaklar ve yansıyan dalgaları alan MR cihazı manyetik rezonans görüntülerini oluşturacaktır. Kısaca, MR cihazında bulunan güçlü mıknatıslar, insan hücresinde bulunan atom çekirdeklerinin titreşim yapmasını sağlayacak manyetik alanlar oluşturur. Titreşen atomlar üzerine gönderilen radyo dalgaları onların salınım yapmalarını sağlar ve bu atomlar bir radyo dalgası yayılımı yapmaya başlar. Bu yayımlanan dalgalar bir bilgisayar yardımıyla hareketsiz veya hareketli 3 boyutlu görüntüler oluşturur.

MR cihazının etkili olduğu alan ise vücuttaki yumuşak dokulardır. MR yumuşak dokularda maksimum kontrastlama ve görüntüleme yeteneğine sahiptir. Bu sayede MR ile yumuşak dokulardaki lezyon ve patolojik dokular kolayca incelenebilir.

1981 yılında MR cihazının ilk prototipleri geliştirilmiştir. Gerçek anlamda modern tıbbın hizmetine 1984 yılında girebilmiştir. Nükleer Manyetik Rezonans (NMR)' ın ilk olarak tanımlanması 1946 senesinde Purcell ve Bloch tarafından gerçekleştirilmiştir ve bu çalışmalarından ötürü 1952 senesinde Nobel ödülüne layık görülmüşlerdir. Bu çalışmaların yayımlanmasının hemen akabinde NMR kimyasal yapıların analizi çalışmalarında çok önemli bir yer edinmiştir. 1973 'te Lauterbur ve Mansfield fiziksel yapıların analiz edilmesinde NMR tekniğini kullanmışlardır. İlerleyen süreçte manyetik rezonans görüntüleme tekniği bir çok biyomedikal, kimya ve mühendislik uygulamalarında kullanılır hale gelmiştir (Ünal, 2008).

MR Cihazı

- Akciğer temelinde solunum organlarının görüntülenmesinde
- Beyin lezyonlarının görüntülenmesinde
- Boşaltım mekanizmasında yer alan organların incelenmesinde.
- Eklem rahatsızlıkları ve romatizmal bulgularda.
- Sporcu sakatlıklarının incelenmesinde
- Ürogenital organların genel incelemesinde.
- Yumuşak doku görüntüleme ve incelemesinde sıklıkla kullanılır.

MR çalışma prensibi doğrultusunda yumuşak dokuları BT ye ve diğer nükleer görüntüleme cihazlarına göre daha iyi görüntüleyebilmesi; cihazın doku algılama

hassasiyeti özelliğinin diğer görüntüleme tekniklerinden belirgin olarak daha üstün olduğunu gösterir. Birçok görüntüleme sistemine oranla daha yüksek çözünürlükte görüntü elde edebilmesi sayesinde birçok patolojik doku ve lezyon saptanabilmektedir.

MRG sisteminde radyasyon kullanılmaz ve hiçbir biyolojik zararlı etkisi bulunamamıştır. Bu özelliği nedeniyle, MR aynı hastada defalarca tekrarlanabilir. Diğer teknikler ile iyi görüntülenemeyen pek çok anatomik yapının tekrar tekrar değerlendirilmesi mümkündür.

MRG'nin hassasiyet ve çözünürlük bakımından üstünlükleri olmasına rağmen bazı dezavantajları da vardır. Öncelikle bazı patolojik dokuların sinyal özellikleri birbirine benzemektedir. Bu dokular kolaylıkla MR ile görüntülenebilmesine rağmen, tanı konulması kolay değildir. MR görüntülemeye yüksek başarı yakalarken, tanı koymada aynı yüksek başarıyı elde edemez. Ayrıca MR görüntüleme tekniği BT ve Ultrasonografi tekniğine oranla çok daha pahalı bir yöntemdir.

Manyetik rezonans görüntüleme cihazı ile yüksek çözünürlükte görüntüler elde etmek mümkündür. En önemli özelliklerinden biri de yumuşak dokuların görünürlüğünün, kemikli dokulara oranla daha fazla olmasıdır. Yine MRG'de vücudun yüzeye uzak ve ancak cerrahi yöntemlerle ulaşılabilen kısımlarının kesitleri elde edilebilmektedir.

3.6. Performans Değerlendirme Kriterleri

Görüntü füzyonu uygulamalarında kullanılan yöntemlerin değerlendirilmesinde ortalama yapısal benzerlik indeksi (OYBİ), ortalama karesel hata (OKH), tepe sinyal gürültü oranı (TSGO), füzyon faktörü (FF), kontrast değerlendirme faktörü (KDF) ve doğruluk değerlerinden yararlanılmıştır. Bu ifadeler, aşağıdaki gibi tanımlanmıştır.

3.6.1. Ortalama yapısal benzerlik indeksi (OYBİ)

Ortalama yapısal benzerlik indeksi ölçütü, iki görüntüye ait parlaklık, kontrast ve yapı denilen 3 özneliliğin karşılaştırılmasına dayanmaktadır. Bu yöntemde parlaklık (luminance, L), kontrast (contrast, c), ve yapı (structure, s) özellikleri birbirinden bağımsız olarak elde edilmektedir. x ve y birer görüntü olmak üzere OYBİ ölçütü aşağıdaki eşitlik ile elde edilmektedir.

$$OYBİ(x, y) = f(l(x, y), c(x, y), s(x, y)) \quad (3.7)$$

burada $l(x, y)$ parlaklık karşılaştırma fonksiyonunu ifade eder (Zhou ve ark., 2004).

OYBİ değerinin yüksek çıkması iki görüntü arasında benzerliğin fazla olduğu anlamını taşımaktadır.

3.6.2. Ortalama karesel hata (OKH)

Ortalama Karesel hata değerinin (OKH) hesaplanmasında,

$$OKH(f, g) = \frac{1}{MN} \times \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (f_{i,j} - g_{i,j})^2 \quad (3.8)$$

ifadesi kullanılır. Burada M görüntünün yatay eksenindeki, N ise dikey eksenindeki piksel sayılarını ifade ederken, $S_{i,j}$ ve $Y_{i,j}$ karşılaştırılan görüntülerin piksel değerleridir (How-Lung ve Kai-Kuang, 2001). Ortalama karesel hata, iki görüntü arasındaki sayısal farkın karesini verir. Dolayısıyla, OKH değerinin düşük olması, görüntülerin birbirine benzediği anlamına gelmektedir (Yaşar ve ark., 2013).

3.6.3. Tepe sinyal gürültü oranı (TSGO)

Orjinal görüntü f , elde edilen görüntü g olmak üzere, TSGO aşağıdaki formül ile hesaplanır (Yaşar ve ark., 2013).

$$TSGO(f, g) = 10 \log_{10} \left(\frac{I_{max}^2}{OKH(f, g)} \right) \quad (3.9)$$

I_{max} değeri, referans görüntünün en büyük gri seviye değeridir. TSGO karşılaştırmalarında bu değer en yüksek gri seviye değeri olduğu için genellikle 255 olarak kullanılır. Yüksek TSGO, daha az kayıp anlamını taşır.

3.6.4. Füzyon faktörü (FF)

Füzyon algoritmasında kullanılan diğer değerlendirme kriteri olan füzyon faktörü,

$$FF = I_{af} + I_{bf} \quad (3.10)$$

olarak ifade edilir. I_{af} ve I_{bf} orijinal görüntü ile füzyon sonucu elde edilen görüntüler arasındaki karşılıklı bilgi değerleridir. Füzyon faktörünün yüksek olması elde edilen sonuç görüntüsünün daha çok bilgi içerdiğinin göstergesidir (Singh ve Khare, 2014).

İki rastlantısal değişkenin karşılıklı bilgisi, bu iki değişkenin birbirine ne kadar bağlı olduğunu ölçer. $H(X)$ ve $H(Y)$ marjinal entropi değerleridir. $H(X|Y)$ ve $H(Y|X)$ ise şartlı entropilerdir. $H(X,Y)$ ise bağıl entropi değeridir.

$$H(X,Y) = -\sum_{x \in X} \sum_{y \in Y} p(x,y) \log p(x,y) \quad (3.11)$$

Karşılıklı bilgi, şu şekilde de ifade edilebilir:

$$I(X;Y) = H(X) - H(X|Y) \quad (3.12)$$

$$= H(Y) - H(Y|X) \quad (3.13)$$

Eğer iki değişken birbirleri hakkında çok az bilgi içeriyorsa, karşılıklı bilgileri 0'a yakındır. Diğer durumda ise, eğer X ve Y aynı bilgileri taşıyorlarsa, yani X değerlerini belirlerken Y 'den bilgi içeriyorsa bu durumda karşılıklı bilgi 0'dan farklıdır.

3.6.5. Kontrast değerlendirme faktörü (KDF)

Maksimum değerli piksel, görüntüde yer alan beyaz (255) pikselleri ifade eder. Sonuç görüntülerinde bulunan beyaz pikseller kontrast madde tutulumu olan bölgeleri göstermektedir. Yani lezyonun türüne göre kontrast tutulum eğrilerinde gösterilen kontrast tutulumunun fazla olduğu fazlardan elde edilen görüntülerde beyaz piksel sayısı daha fazladır.

Kontrast değerlendirme faktörü literatürde ilk kez bu çalışmada kullanılmış olup, sonuç görüntüleri arasındaki maksimum değerli piksel oranı (MDPO) değişiminden yola çıkılarak hesaplanmıştır. Kontrast değerlendirme faktörü aşağıdaki eşitlikler kullanılarak elde edilmektedir.

$$MDPO = \frac{MDPS}{TPS} \quad (3.14)$$

$$KDF = \left| \frac{2}{\log \sqrt{(MDPO_n - MDPO_{n-1}) \times (MDPO_{n-1} - MDPO_{n-2}) \times \dots (MDPO_1 - MDPO_0)}} \right| \quad (3.15)$$

Eşitliğe göre $MDPO_n$ en yüksek maksimum değerli piksel oranına sahip sonuç görüntüsünü ifade ederken, $MDPO_{n-1}$ ve $MDPO_{n-2}$ ise MDPO değeri daha düşük olan görüntüleri ifade etmektedir. Eşitlikte yer alan “n” değerlendirilen görüntü sayısını göstermektedir. Eşitlik 3.15’de verilen ifade ile kontrast değerlendirme faktörünün 0 ile 1 arasında değerler alması sağlanmıştır.

3.6.6. Doğruluk

Doğru sınıflandırılan piksel sayısının (DSPS) toplam piksel sayısına (TPS) oranı, doğruluk değerini ifade etmektedir.

Füzyon sonucu elde edilen görüntülerin piksel benzerliğini hesaplamak amacıyla doğruluk algoritması kullanılmıştır.

$$\begin{aligned} & \text{Eğer;} \\ & \quad I_h - I_o = 0 \\ & \text{İse;} \\ & \quad DSPS = DSPS + 1 \\ & \text{Değilse;} \\ & \quad YSPS = YSPS + 1 \\ & \quad TPS = DSPS + YSPS \\ & \text{Doğruluk} = (DSPS / TPS) * 100 \end{aligned}$$

Bu ifadede, I_h hedef görüntüyü, I_o çıkış görüntüsünü, DSPS ve YSPS, doğru sınıflandırılan ve yanlış sınıflandırılan piksel sayılarını ifade ederken, TPS toplam piksel sayısını göstermektedir (Ceylan ve ark., 2010a).

4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA

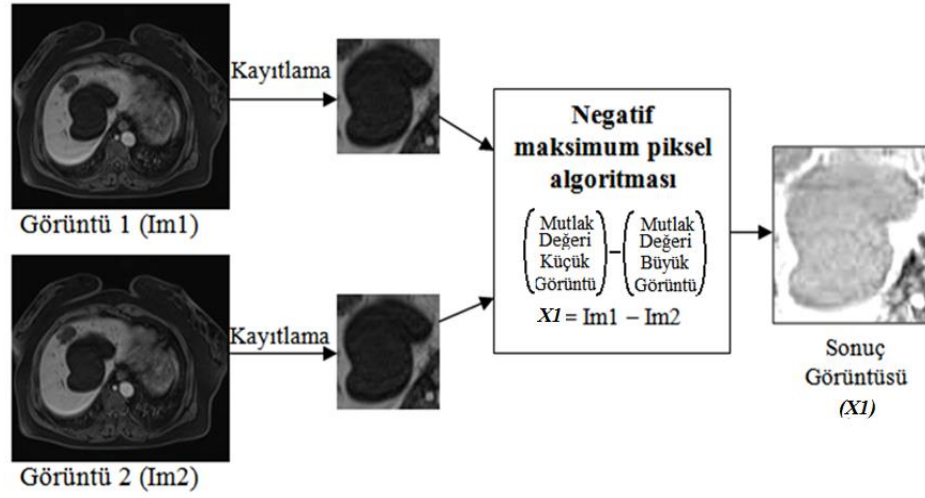
4.1. Karaciğer MR Görüntülerinden Hemanjiyomun Belirlenmesi

Bu çalışmada, karaciğer hemanjiyomlarının teşhisinde öncelikli yöntem olarak kullanılan MR görüntülerinin çeşitli görüntü füzyonu yöntemleri kullanılarak analiz edilmesi ve böylece uzmanların tanı koymasına yardımcı olunması amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda, görüntüler üzerinde karaciğer lezyonlarının tespiti ile T1 sinyal özelliğinin kantitatif değerlendirilmesinin gerçekleştirilmesi, lezyonun kontrast tutma ve bırakma özelliğinin sayısal olarak tespit edilmesi yoluyla hemanjiyom tanısının koyulması hedeflenmiştir. Uygulamada, hemanjiyom olan ve olmayan lezyona sahip 10 adet hastaya ait, erken, arterial, venöz ve geç faz görüntüleri olmak üzere toplam 40 görüntü alınmış ve iki farklı füzyon yöntemi kullanılarak birbirleriyle kombine edilmiştir. Maksimum değerli piksel sayısı (MDPS) ölçütü kullanılarak lezyonun hemanjiyom olup, olmadığı belirlenmiştir.

Elde edilen sonuçlar uzman görüşüne destek olacak ve teşhis işlemini kolaylaştıracaktır.

4.1.1. Aritmetik füzyon yöntemi

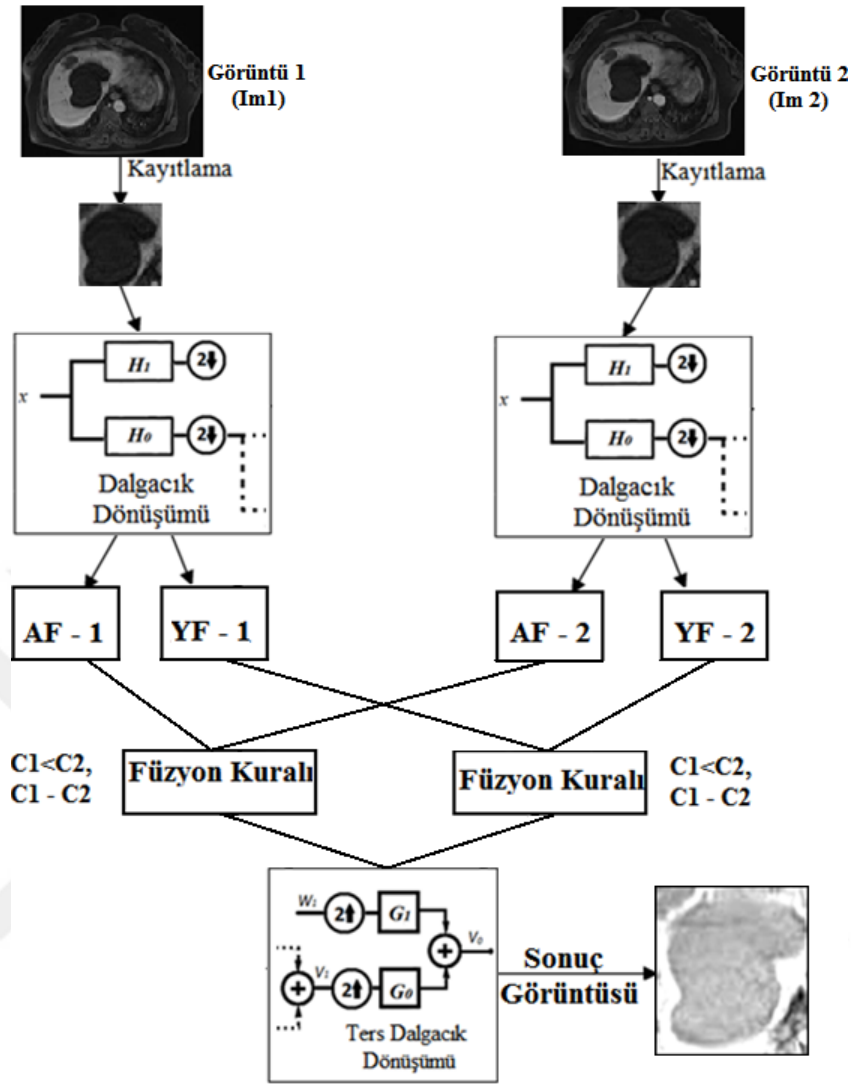
Aritmetik füzyon yönteminde ilk olarak görüntüler piksel uyumunu sağlamak amacıyla lezyon tespit edilen bölge çevresinden karesel olarak kırılarak kayıtlama yapılır. Daha sonra erken faz görüntüleri, sırasıyla arterial faz, venöz faz ve geç faz görüntülerinden aritmetik olarak çıkarılır. Füzyon yöntemi olarak kullanılan negatif maksimum piksel algoritmasına göre her iki görüntüde yer alan piksel değerleri ayrı ayrı birbiriyle karşılaştırılarak mutlak değeri küçük olan pikselden mutlak değeri büyük olan piksel çıkarılır ve elde edilen değer sonuç görüntüsünde aynı satır ve sütunda yer alan piksele aktarılır. Çıkarma işlemi sonucunda 3 adet sonuç görüntüsü elde edilir. Böylece görüntüler arasındaki kontrast tutulum miktarlarındaki değişimler daha net anlaşılır. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde hem görsel sonuçlar hem de sayısal sonuçlar hemanjiyom lezyonlarının belirlenmesinde uzmanlara yardımcı olacak niteliktedir. Uygulanan füzyon yöntemine ilişkin blok diyagramı Şekil 4.1’de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Aritmetik füzyon yöntemi blok gösterimi

4.1.2. Dalgacık tabanlı aritmetik füzyon yöntemi

Dalgacık analizi kullanılarak aritmetik çıkarma yöntemiyle görüntü füzyonu gerçekleştirilirken ilk olarak görüntüler kayıtlama yapmak amacıyla lezyon tespit edilen bölge çevresinden kırılarak tüm görüntülerin boyutları eşitlenir ve görüntülerde yer alan kritik nokta ve eğrilerin aynı piksellerde çakışması sağlanır. Daha sonra tüm görüntüler alçak frekans (AF) ve yüksek frekans (YF) bileşenlerine ayrılır ve dalgacık katsayıları elde edilir. Elde edilen dalgacık katsayılarından erken faz görüntüsüne ait katsayılar, sırasıyla arterial faz, venöz faz ve geç faz görüntülerinden elde edilen katsayılardan çıkarılır. Çıkarma işlemi yapılırken, negatif maksimum piksel algoritması ile her iki görüntüye ait alçak frekans bileşenleri ve yüksek frekans bileşenleri Şekil 4.2 de gösterildiği gibi kendi aralarında karşılaştırılır ve katsayısı küçük olan bileşenden katsayısı büyük olan bileşen çıkarılır. Çıkarma işlemi sonucunda elde edilen dalgacık fark katsayıları ters dalgacık dönüşümü uygulanarak gri ölçekli görüntü formatına dönüştürülür ve 3 adet birleşik görüntü elde edilir. Uygulamada db2, db4, haar, sym2 ve bior1.1 dalgacık aileleri kullanılmış, en yüksek sonuçlar db2 dalgacık ailesi kullanılarak elde edilmiş ve sonuç tablosunda bu sonuçlara yer verilmiştir. Uygulanan füzyon yöntemine ilişkin blok diyagram Şekil 4.2’ de gösterilmiştir.

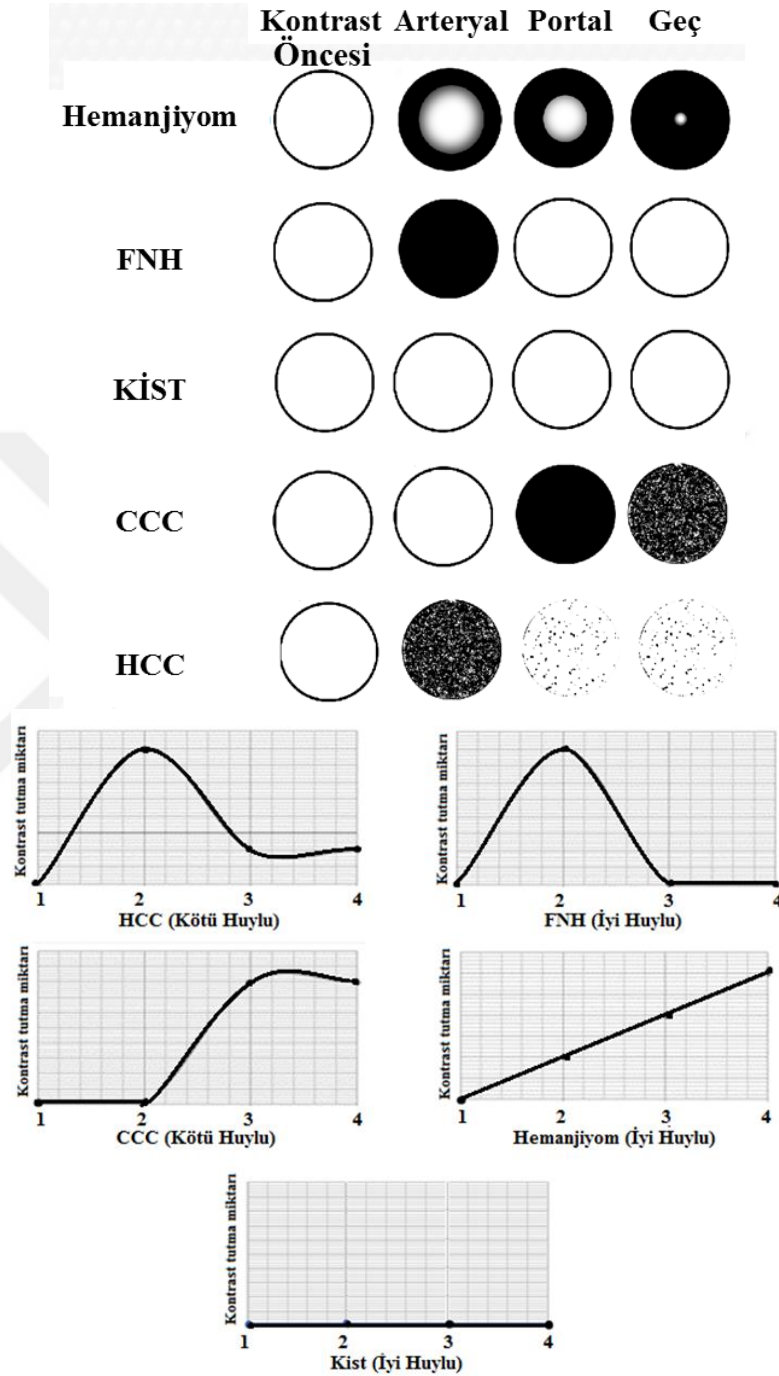


Şekil 4.2. Dalgacık tabanlı aritmetik füzyon yöntemi blok gösterimi

4.1.3. Çalışmada kullanılan görüntüler

Çalışmada Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesinden elde edilen, 5 adet hemanjiyom bulunan ve 5 adet hemanjiyom bulunmayan MR görüntülerinden yararlanılmıştır. Görüntüler kontrast öncesi, arterial, portal venöz ve geç venöz fazlarını içermektedir. Karaciğer fokal lezyonlarının türü belirlenirken MR görüntüleme ile tespit edilmesinde kontrast öncesi ve sonrası değerleri önem teşkil etmektedir. Kontrast tutulumu değerlerinin lezyon türlerine göre gösterdiği değişiklikler Şekil 4.3'te özetlenmiştir. Uygulamada, çeşitli lezyon türlerini içeren MR görüntülerinden

faaydalanılmıştır. Hemanjiyom lezyonların bu fazlarda gösterdiği davranışlar hakkındaki bilgiler ise  izelge 4.1’de gösterilmiştir.



şekil 4.3. Lezyon türüne göre kontrast tutulum karakteristiği
(1: kontrast öncesi, 2: arteryal faz, 3: portal venöz faz, 4: geç venöz faz) (Ervural ve Ceylan, 2015)

şekil 4.3’te görüldüğü gibi HCC’de arterial fazda lezyonun tamamında kontrast tutulumu gözlenir. Portal venöz faz ve geç venöz faz görüntülerde ise az miktarda

homojen kontrastlanma olsa da karaciğere göre hipointens görülür. Geç fazlarda kapsülü (dış duvarı) kontrast tutabilir. HCC’de sirotik karaciğer zemini vardır (karaciğer konturları düzensiz, parankimi heterojendir). CCC’de pre-kontrast faz ve arterial faz görüntülerde kontrast tutulumu gerçekleşmezken, venöz ve geç faz görüntülerde yoğun kontrast tutulumu gözlenir. Bunun sebebi, bu tümörün fibrotik (sert) bir dokudan oluşmasıdır. Kontrast sonradan tutulur ve giderek tutulum artar. Fibrotik yapıda olduğu için komşu karaciğer kapsülünü (karaciğerin dış kenarını) kendine doğru çeker. Komşu safra yollarında genişleme görülebilir. Kist lezyonu tespit edilen görüntülerde kontrast tutulumu gözlenmez.

Çizelge 4.1. Hemanjiyom lezyonlarının farklı MR görüntüleme fazlarındaki davranışları.

Lezyon Türü	Kontrast Öncesi	Arteryal	Portal Venöz	Geç Venöz
Hemanjiyom	Orta düzeyde veya belirgin düşük sinyal	Periferal nodüler kontrastlanma	Nodüller birleşir ve kontrastlanma merkeze ilerler	Orta düzeyde veya belirgin yüksek sinyal

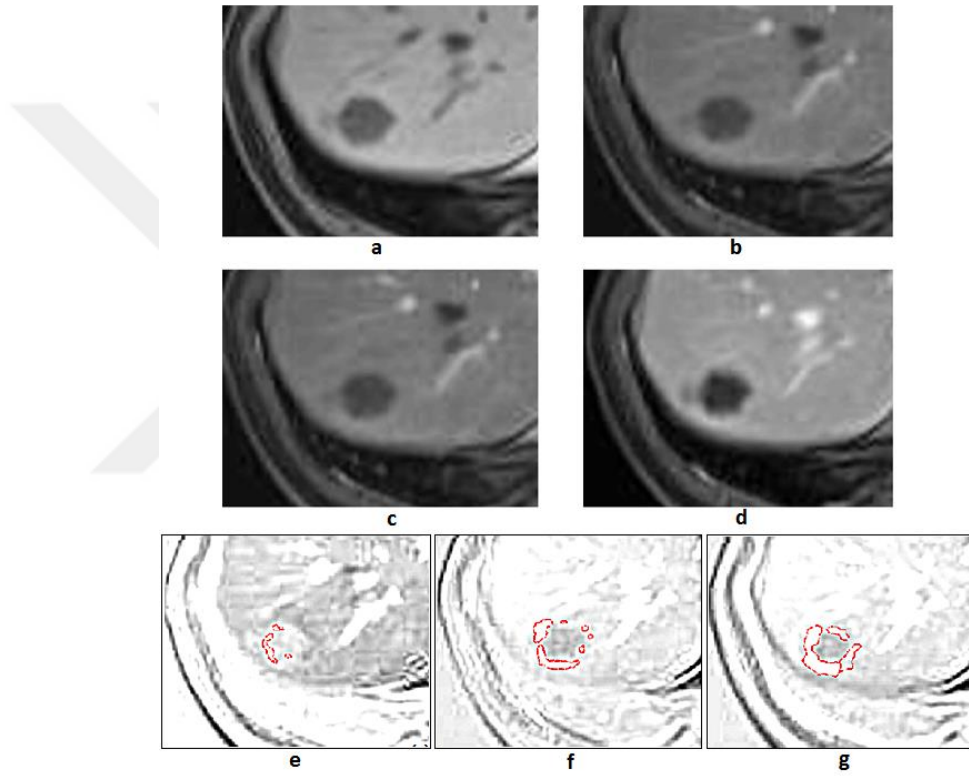
Bu bilgiler doğrultusunda hemanjiyom görüntüleri incelendiğinde arterial – pre-kontrast füzyonunda kontrast tutulumu lezyonun dış çeperinde az miktarda gerçekleşirken, venöz – pre-kontrast füzyonunda kontrastlanmanın merkeze doğru ilerlediği gözlenir. Geç – pre-kontrast görüntü füzyonundan elde edilen görüntüde ise kontrast tutulumunun gözle görülür şekilde arttığı dikkat çekmektedir.

4.1.4. Görüntü füzyonu algoritması

Aynı modaliteden farklı zamanlarda alınan görüntülerin boyutlarında farklılık olması durumunda kırpma, yeniden boyutlandırma gibi görüntü işleme yöntemleriyle görüntü kayıtlama yapılmaktadır. Kayıtlama aşamasında, uzman radyologlar tarafından etiketlenen lezyonlara ait görüntüler sadece lezyon bölgesini içerecek şekilde düzenlenerek aynı boyutlara getirilir ve görüntüler üzerinde belirlenen kritik referans bölgelerinin üst üste çakışması sağlanır.

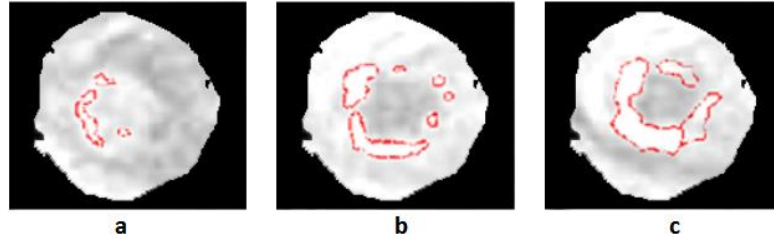
Kayıtlama ile füzyona elverişli hale getirilen görüntülerde kontrast tutulumundaki değişimin belirgin şekilde gözlenebilmesi için öncelikle hemanjiyomun kontrast tutma karakteristiği incelenir. Karaciğer hemanjiyomunda kontrastlı madde

verildikten sonra kontrastlanma 30. saniye ile 150. saniye arasında dış çeperden başlayarak merkeze doğru genişleyerek ilerlemektedir. Buradan hareketle 120. saniyede elde edilen görüntü ile 150. saniyede elde edilen görüntü arasında gözle görülür bir fark meydana gelmezken, her iki görüntüden kontrastsız görüntü çıkarıldığında kontrast tutulumundaki değişim net olarak ortaya çıkmaktadır (Şekil 4.4). Önerilen yöntemin bu aşamasında sırasıyla arterial, venöz ve geç faz görüntüleri ile pre-kontrast görüntüsü aritmetik çıkarma ve dalgacık katsayıları kullanılarak aritmetik çıkarma yapılarak füzyonlanmaktadır.



Şekil 4.4. Görüntü füzyonu, a) kontrast öncesi faz, b) arterial faz, c) portal venöz faz, d)geç venöz faz, e) arterial faz- kontrast öncesi faz füzyonu, f) portal venöz faz - kontrast öncesi faz füzyonu, g) geç venöz faz - kontrast öncesi faz füzyonu

Önerilen sistemin son aşamasında görüntülerin hatalı değerlendirmeye yol açacak doku ve organ bölümlerini maskelemek amacıyla pencereleme yapılmaktadır. Böylece kontrast tutulum miktarlarındaki değişimleri sayısal olarak belirlemek mümkün olacaktır. Pencereleme sonrası lezyon dışında kalan alanlar sıfırlanmış ve elde edilen görüntü Şekil 4.5'te gösterilmiştir.



Şekil 4.5. Pencereleme sonucunda elde edilen görüntüler, a) arterial faz- kontrast öncesi faz füzyonu, b) portal venöz faz - kontrast öncesi faz füzyonu, c) geç venöz faz - kontrast öncesi faz füzyonu

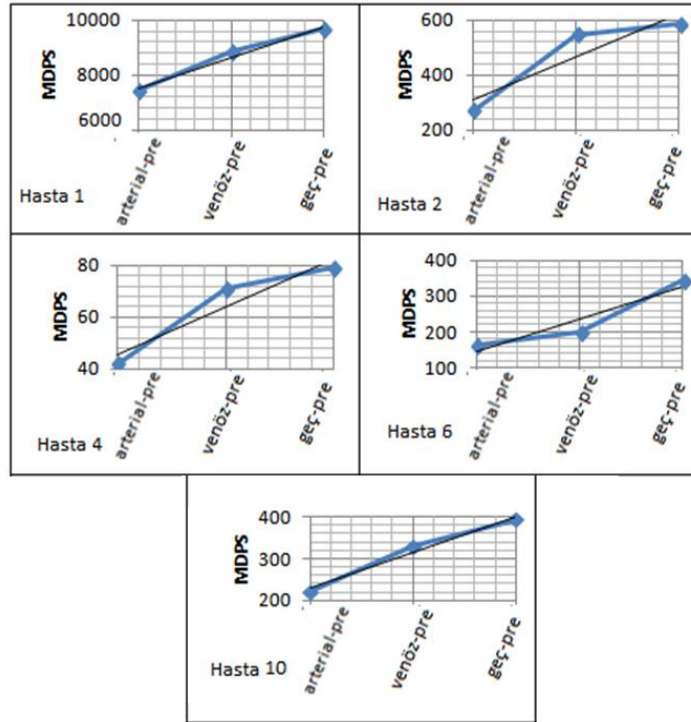
Pencereleme sonrasında elde edilen görüntüler incelendiğinde, parlak alanlar kontrast tutulumunu ifade etmekte ve füzyonda geç venöz faz görüntülerden kontrast öncesi faz görüntüler çıkarıldığında parlak alanların birleşerek büyüdüğü ve merkeze doğru ilerlediği görülmektedir.

Çalışmada elde edilen doğruluk, füzyon faktörü ve kontrast değerlendirme faktörü sonuçları Çizelge 4.2’de verilmiştir.

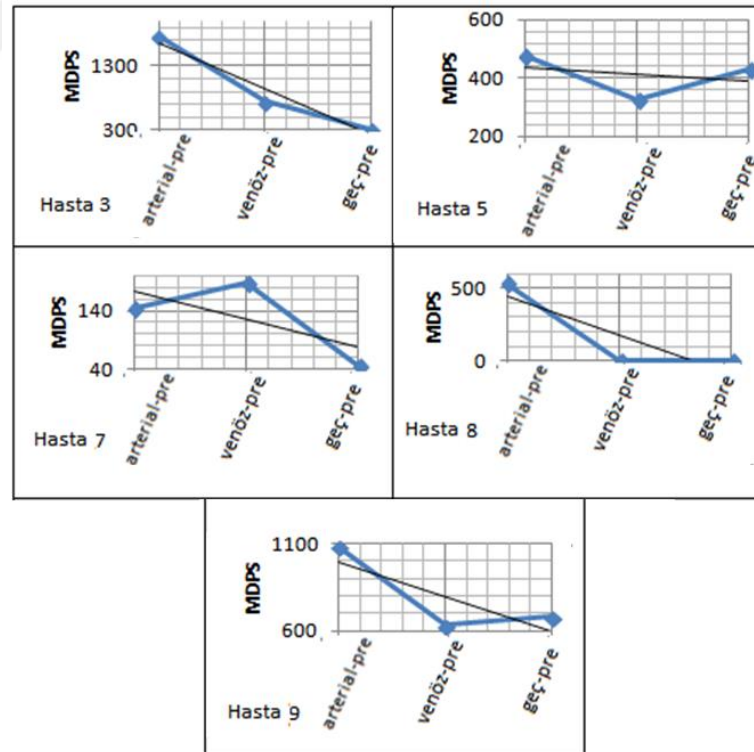
Çizelge 4.2. Karaciğer MR görüntülerinden hemanjiyomun belirlenmesi uygulamasında elde edilen sonuçlar

Yöntem	Doğruluk (%)	Füzyon Faktörü	Kontrast Değerlendirme Faktörü
Aritmetik Füzyon	89.47	15.57	0.712
Dalgacık tabanlı Aritmetik Füzyon	90.07	15.73	0.697

Maksimum değerli piksel, görüntüde yer alan beyaz (255) pikselleri ifade eder. Sonuç görüntülerinde bulunan beyaz pikseller kontrastlı madde tutulumu olan bölgeleri göstermektedir. Yani lezyonun türüne göre kontrast tutulum eğrilerinde gösterilen kontrast tutulumunun fazla olduğu fazlardan elde edilen görüntülerde beyaz piksel sayısı daha fazladır. Sonuç görüntülerinde bulunan maksimum değerli piksel sayıları arterial faz – pre-kontrast faz füzyonundan, geç faz – pre-kontrast faz füzyonuna doğru gidildikçe artan bir eğilim gösteriyorsa lezyonun hemanjiyom olduğu yorumu yapılmıştır. Uygulamada kullanılan görüntülerden elde edilen MDPS sonuçları Şekil 4.6 ve Şekil 4.7’de verilen grafiklerle özetlenmiştir.



Şekil 4.6. Hemanjiyom tespit edilen görüntülerin maksimum değerli piksel sayılarının arteryal, venöz ve geç faz görüntülerin pre-kontrast faz görüntüsüyle füzyonuna göre değişimi



Şekil 4.7. Hemanjiyom olmayan görüntülerin maksimum değerli piksel sayılarının arteryal, venöz ve geç faz görüntülerin pre-kontrast faz görüntüsüyle füzyonuna göre değişimi

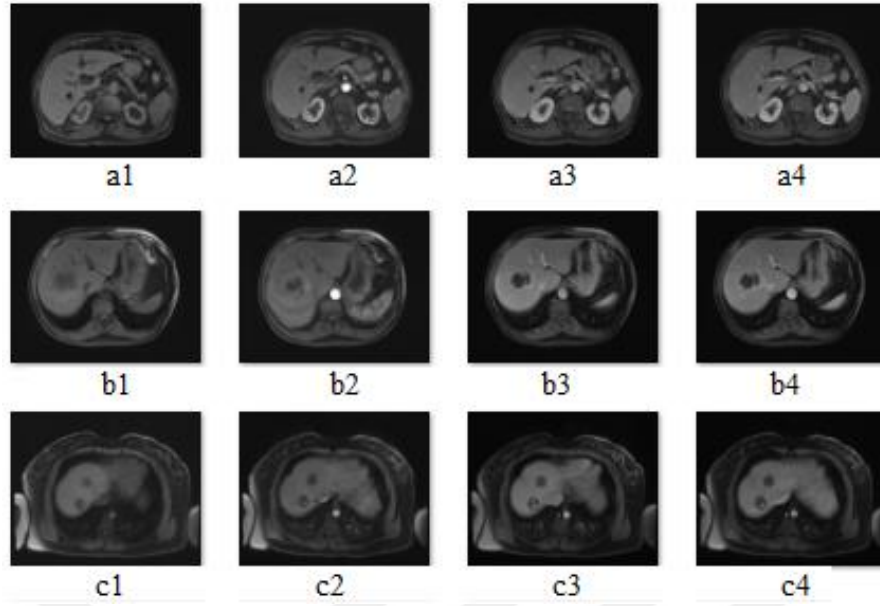
Bu çalışmada; daha önce ultrason ve BT görüntüleri ile gerçekleştirilen karaciğer hemanjiyom lezyonlarının belirlenmesi işlemi, MR görüntüleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar; karaciğer MR görüntüleri kullanılarak yapılan hemanjiyom belirleme çalışmalarında temel aritmetik yöntemler kullanılması durumunda ayırt edici sonuçlar elde edildiğini göstermektedir.

Şekil 4.6 ve Şekil 4.7’de yer alan grafikler incelendiğinde MDPS değeri artış yönünde eğilim gösteren 1, 2, 4, 6 ve 10 numaralı hastalar için hemanjiyom, 3, 5, 7, 8 ve 9 numaralı hastalar için ise hemanjiyom değil şeklinde yorum yapılmaktadır.

Böylece ileri seviye analiz yapmadan sadece görüntü füzyonu ile hemanjiyom belirlenmiş oldu.

4.2. Dalgacık Dönüşümü ile Karaciğer MR Görüntülerindeki Farklı Fazların Füzyonu

Bu çalışmada, karaciğer fokal lezyonlarının türünün belirlenmesinde uzmanların karar vermelerini kolaylaştırmak amacıyla T1 ağırlıklı, dinamik kontrastlı karaciğer MR görüntülerinin farklı fazları dalgacık tabanlı görüntü füzyonu uygulanarak birbirleriyle kombine edilmiştir. Yapılan literatür araştırmasında daha önce aynı modaliteye ait farklı fazların füzyonda kullanılmadığı görülmüş ve karaciğer MR görüntülerinin farklı fazları kullanılarak yeni bir füzyon uygulaması gerçekleştirilmiştir. Görüntüler, kontrast öncesi faz (0.saniye) ve kontrast madde uygulandıktan sonra geçen zamanlara göre, arterial faz (30.saniye), portal venöz faz (60. saniye) ve geç venöz faz (120-150. saniye arası) olarak adlandırılır. Farklı fazlara ve lezyon türlerine ait MR görüntülerinden bazıları Şekil 4.8’de gösterilmiştir.



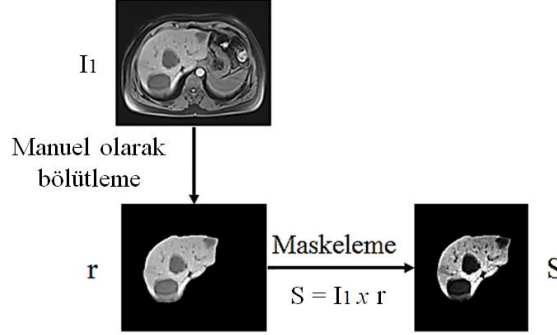
Şekil 4.8. Uygulamalarda kullanılan 3 vakaya ait 12 adet görüntü, a1) Kist kontrast öncesi, a2) Kist arteriyel, a3) Kist portal venöz, a4) Kist geç venöz, b1) Metastaz kontrast öncesi, b2) Metastaz arteriyel, b3) Metastaz portal venöz, b4) Metastaz geç venöz, c1) Hemanjiyom kontrast öncesi, c2) Hemanjiyom arteriyel, c3) Hemanjiyom portal venöz, c4) Hemanjiyom geç venöz.

Uygulamada, 30 farklı hastadan, kontrast öncesi, arteriyel, portal venöz ve geç venöz olmak üzere 4 ayrı fazda alınan görüntüler ilk olarak manuel olarak bölütlenmiş, daha sonra kayıtlama algoritması kullanılarak hizalanmış ve ayrık dalgacık dönüşümü kullanılarak görüntüler füzyonlanmıştır. Füzyon yöntemi olarak maksimum seçim kuralı kullanılmıştır. Sonuçlar, ortalama yapısal benzerlik indeksi (OYBİ), füzyon faktörü (FF), tepe sinyal gürültü oranı (TSGO) ve doğruluk ölçütleri kullanılarak karşılaştırılmıştır.

Bu uygulamada ilk olarak kullanılacak olan ham görüntülere manuel bölütleme uygulanarak karaciğer bölgesi, çevresindeki organ ve dokulardan ayrılmıştır. İkinci aşamada ise füzyonda kullanılacak görüntülerin hizalanması ve piksel uyumunu sağlamak amacıyla görüntü kayıtlama (Guizar-Sicairos ve ark., 2008) işlemi yapılarak görüntülerin piksel temelinde hizalanması ve füzyona uygun hale getirilmesi sağlanmıştır. Daha sonra ayrık dalgacık dönüşümü uygulanarak füzyonu gerçekleştirilecek görüntülerin dalgacık katsayıları elde edilmiş ve bu katsayılar maksimum seçim kuralı kullanılarak kombine edilmiştir. Son olarak ters ayrık dalgacık dönüşümü ile füzyon görüntüleri oluşturulmuştur.

Bu çalışmada karaciğer bölgesi tüm görüntüden manuel olarak sınırları belirlenerek ayrılmaktadır. Görüntüde bulunan karaciğer haricindeki organ ve dokuların

çıkarılmasından sonra maskeleme işlemi yapılarak görüntü kontrastı geliştirilmiştir. Şekil 4.9’da bölütleme işlemine ait blok gösterim yer almaktadır.



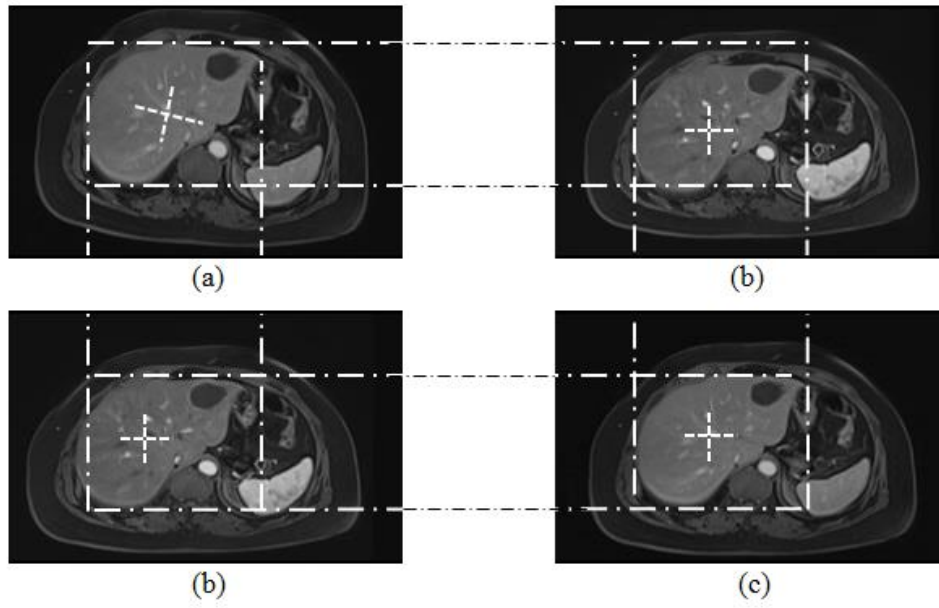
Şekil 4.9. 2. uygulamada kullanılan görüntü bölütleme yöntemine ait blok gösterim

Kayıtlama algoritması olarak çapraz korelasyonlu verimli alt-piksel kayıtlama yöntemi kullanılmıştır. Bu işlem sayesinde farklı yöntemlerle farklı zamanda ve farklı pozisyonlarda elde edilen görüntüler beraber kullanılmaktadır (Maintz ve Viergever, 1998).

Uygulamada kullanılan MR görüntüleri farklı zamanlarda kaydedilmiş görüntülerdir. Bu nedenle hastanın çekim esnasındaki vücut pozisyonu ve hareketlilikleri görüntü füzyonuna elverişsiz sonuçlar ortaya çıkarmaktadır. Uygulamada kullanılan kayıtlama algoritması ile füzyonda kullanılacak görüntülerde lezyon konumunun hizalanması sağlanmıştır (Fienup, 1978; 1982).

Bu yöntemde ilk olarak her iki görüntünün Fourier Dönüşümü (FD) gerçekleştirilir ve FD katsayıları elde edilir. Daha sonra görüntüler arasındaki ‘ortalama karesel hataların karekökü’ değeri hesaplanır ve her bir piksel ayrı ayrı karşılaştırılarak FD katsayıları üzerinden görüntüler arasındaki faz farkı bulunur. Bu hesaplama sonuçlarından faydalanılarak piksel domeninde bozulmalar giderilir ve görüntü kayıtlama işlemi gerçekleştirilmiş olur.

Şekil 4.10’da görüldüğü gibi (a) görüntüsünde oluşan düzlemsel bozulma, füzyonlanacak diğer görüntü referans kabul edilerek çapraz korelasyonlu verimli alt-piksel kayıtlama yöntemi ile giderilmiş böylece füzyonlanacak görüntülerin kayıtlaması gerçekleştirilmiştir.

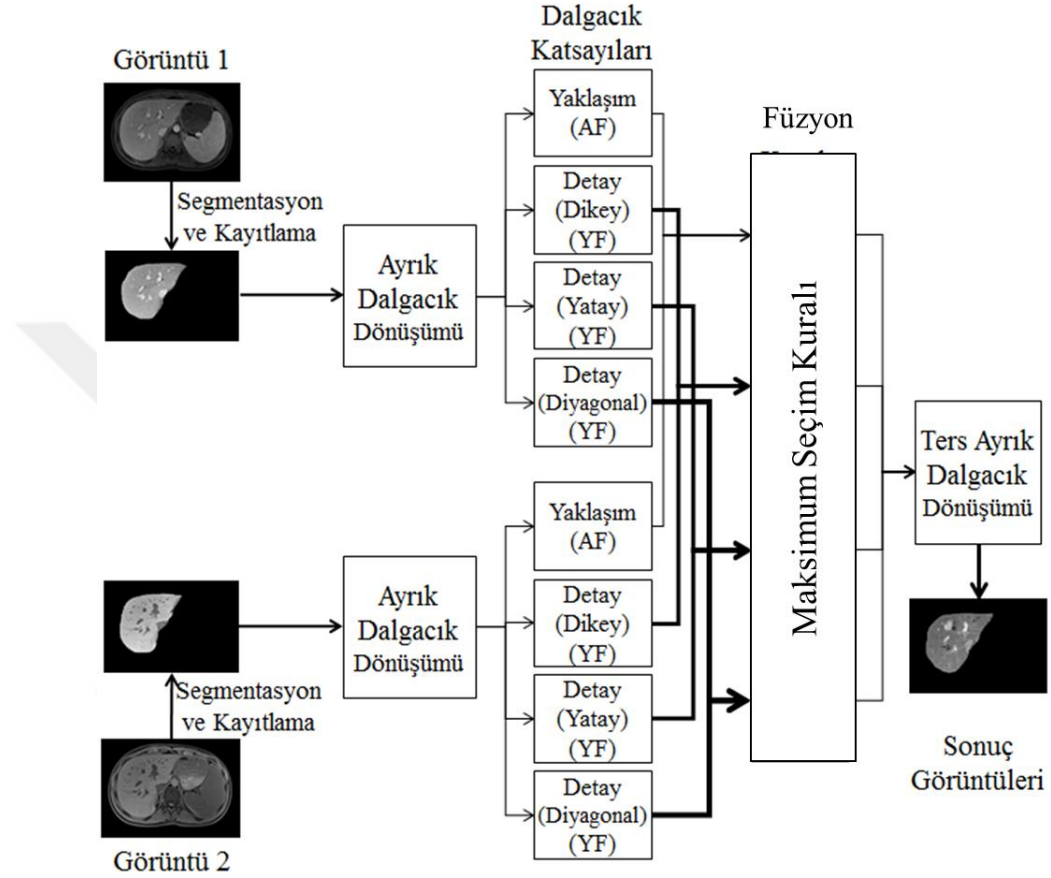


Şekil 4.10. a) Bozulmuş görüntü, b) Referans görüntü c) Kayıtlanmış görüntü

4.2.1. Füzyon algoritması

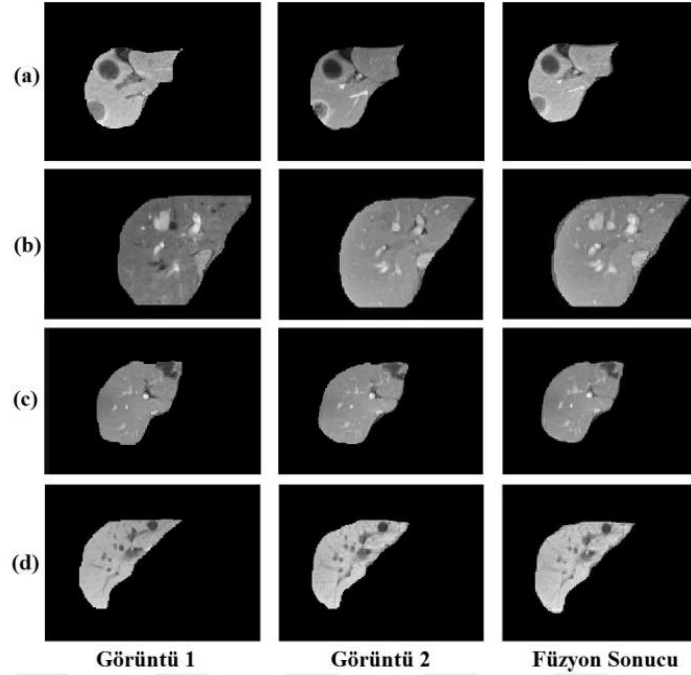
Ayrık dalgacık dönüşümü tabanlı maksimum seçim kuralı yöntemi kullanılarak görüntü füzyonu gerçekleştirilirken ilk olarak bölütlenmiş görüntülere görüntü kayıtlama uygulanarak iki görüntüdeki kritik nokta, eğrisel çizgiler, kenar çizgileri gibi bileşenlerin aynı piksellerde çakışması sağlanır. Daha sonra tüm görüntüler 3. seviye ayrık dalgacık dönüşümü uygulanarak alçak frekans (AF) ve yüksek frekans (YF) bileşenlerine ayrılır ve ayrık dalgacık katsayıları elde edilir. Bu katsayılardan kontrast öncesi faz görüntüsüne ait olanlar sırasıyla arterial, portal venöz ve geç venöz faz görüntülerinden elde edilen katsayılarla kombine edilir. Kombinasyon işlemi, kontrast öncesi & arteriyel, kontrast öncesi & portal venöz, kontrast öncesi & geç venöz, arteriyel & portal venöz, arteriyel & geç venöz ve portal venöz & geç venöz görüntüler arasında ayrı ayrı gerçekleştirilir. Maksimum seçim kuralı (Hui ve ark., 1994) ile füzyonda kullanılacak görüntülerin her birine ait piksel değerleri sırasıyla karşılaştırılarak içlerinde sayısal değeri en büyük olan piksel değeri çıkış görüntüsüne aktarılır. Bu uygulamada öncelikle ADD alt görüntüleri elde edilmiş ve ADD katsayıları kullanılarak maksimum seçim kuralı ile füzyon gerçekleştirilmiştir.

Füzyon işlemi sonucunda elde edilen yeni dalgacık katsayıları ters dalgacık dönüşümü uygulanarak gri ölçekli görüntü formatına dönüştürülür ve her iki görüntünün bilgilerini içeren yeni bir sonuç görüntüsü elde edilir. Uygulanan füzyon yöntemine ilişkin blok diyagram Şekil 4.13’de gösterilmiştir.



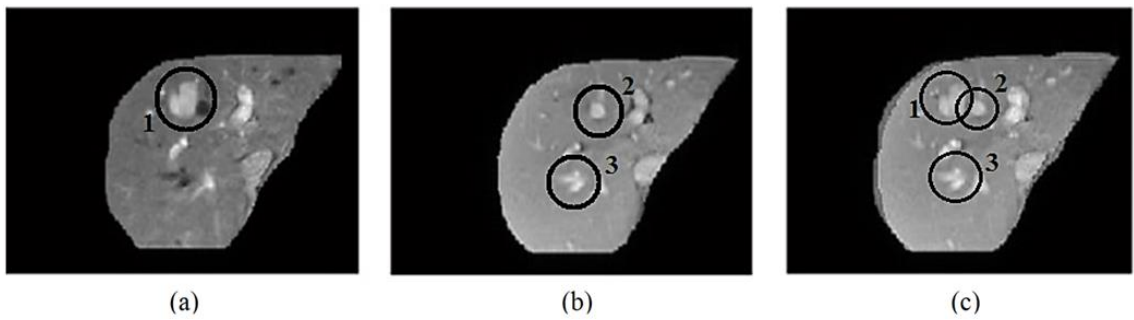
Şekil 4.13. Ayrık dalgacık dönüşümü tabanlı aritmetik füzyon yöntemi

Kullanılan görüntüler ve alınan sonuçlardan bazıları Şekil 4.14’de gösterilmiştir.



Şekil 4.14. Uygulama sonucunda elde edilen görüntülerden bazıları

Şekil 4.15 (a) ve (b) incelendiğinde karaciğer yüzeyinde bulunan ancak görüntüleme zamanına bağlı olarak aynı görüntüde bir arada gözlenmeyen 1,2 ve 3 nolu lezyonlar uzmanların karar verme sürecinde gözden kaçmakta ve tanı hatalarına neden olmaktadır. Gerçekleştirilen uygulama ile iki görüntü füzyonlanmış ve Şekil 4.15 (c)'de görüldüğü gibi karaciğer yüzeyinde bulunan tüm lezyonlar tek görüntüde uzman görüşüne sunulmuştur.



Şekil 4.15. a) 1. görüntü, b)2. görüntü, c) Sonuç görüntüsü

Ayrık dalgacık dönüşümü tabanlı füzyon yöntemine kullanılarak tüm fazların birbirleriyle füzyonlarından elde edilen sonuçlara göre portal venöz faz görüntüleri ile geç venöz faz görüntülerinin kombine edilmesi daha yüksek doğruluk, tepe sinyal gürültü oranı ve yapısal benzerlik indeksi sonuçları vermiştir.

Füzyon sonuçları iyi huylu lezyonlar FNH, hemanjiyom, kist ve kötü huylu lezyonlar HCC, CCC, metastazlar dikkate alınarak incelendiğinde, hem iyi huylu lezyon içeren görüntüler hem de kötü huylu lezyon içeren görüntüler füzyonda başarılı sonuçlar vermiştir.

Elde edilen sonuçlar ayrıntılı olarak Çizelge 4.3, Çizelge 4.4 ve Çizelge 4.5'te verilmiştir.

Çizelge 4.3. Füzyon türüne göre füzyon sonuçları

Füzyon türleri	Değerlendirme Kriterleri			
	YBİ	TSGO	FF	Doğruluk
Kontrast öncesi & Arteryal faz füzyonu	0.9790	71.075	7.480	0.942
Kontrast öncesi & Portal Venöz faz füzyonu	0.9805	71.553	5.834	0.946
Kontrast öncesi & Geç Venöz faz füzyonu	0.9797	71.503	6.965	0.945
Arterial & Portal Venöz faz füzyonu	0.9838	73.278	6.205	0.963
Arterial & Geç Venöz faz füzyonu	0.9832	72.963	5.940	0.955
Portal Venöz & Geç Venöz faz füzyonu	0.9870	74.950	7.258	0.979

Çizelge 4.4. Lezyon türüne göre füzyon sonuçları

Değerlendirme Kriterleri	İyi Huylu Lezyonlar			Kötü Huylu Lezyonlar		
	Kist	FNH	Hem.	CCC	HCC	Met.
YBİ	0.984	0.986	0.985	0.983	0.983	0.986
TSGO	73.93	73.71	73.93	73.30	72.82	74.05
FF	9.53	4.38	6.91	2.62	3.47	6.49
Doğruluk	0.97	0.968	0.959	0.966	0.959	0.96

Çizelge 4.5. İyi huylu – kötü huylu lezyon türüne göre sonuçlar

Değerlendirme Kriterleri	İyi Huylu Lezyonlar	Kötü Huylu Lezyonlar
YBİ	0.985	0.984
TSGO	73.86	73.39
FF	6.944	4.198
Doğruluk	0.966	0.961

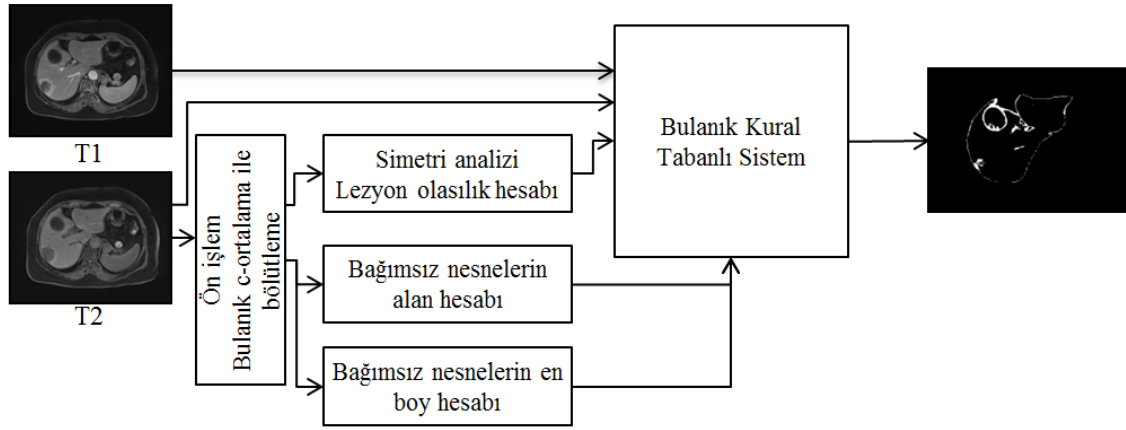
4.3. Bulanık C-Ortalama ve Manuel Olarak Bölütlenmiş Karaciğer MR Görüntülerinin Füzyonu

Kümeleme analizi; katı kümeleme, bulanık kümeleme veya olasılıklı kümeleme olmak üzere üç temel başlıkta incelenir. Katı kümelemede kümeye dahil olma bilgisi kesindir (0/1). Bulanık kümelemede dahil olma bilgisi 0-1 arasında değerlerle ifade edilmekte bir verinin birden fazla kümeye kaydı söz konusu olabilmektedir. Olasılıklı kümelemede ise kümelere atamada olasılık dağılımı kullanılır.

Geleneksel yöntemlerde işaret fonksiyonlarında incelenen bölgeler kesin olarak bir sınıfa dahil edilir ya da edilmez. Bulanık sistemlerde ise tek bir ilişki fonksiyonu yoktur. Benzerlik fonksiyonu, verinin bir kümedeki diğer verilerle yaklaşık olarak eşleşen özelliklerinin benzerliğini tahmin eder ve veriyi 0-1 gibi kesin bir sınıfa dahil etmek yerine, o sınıfa dahil olma ihtimalini 0-1 arasında bir değerle ifade eder.

Lezyonların belirlenmesinde kümeleme algoritmaları sıkça kullanılır. Özellikle bulanık c-ortalama algoritması (FCM: fuzzy c-means) oldukça başarılıdır.

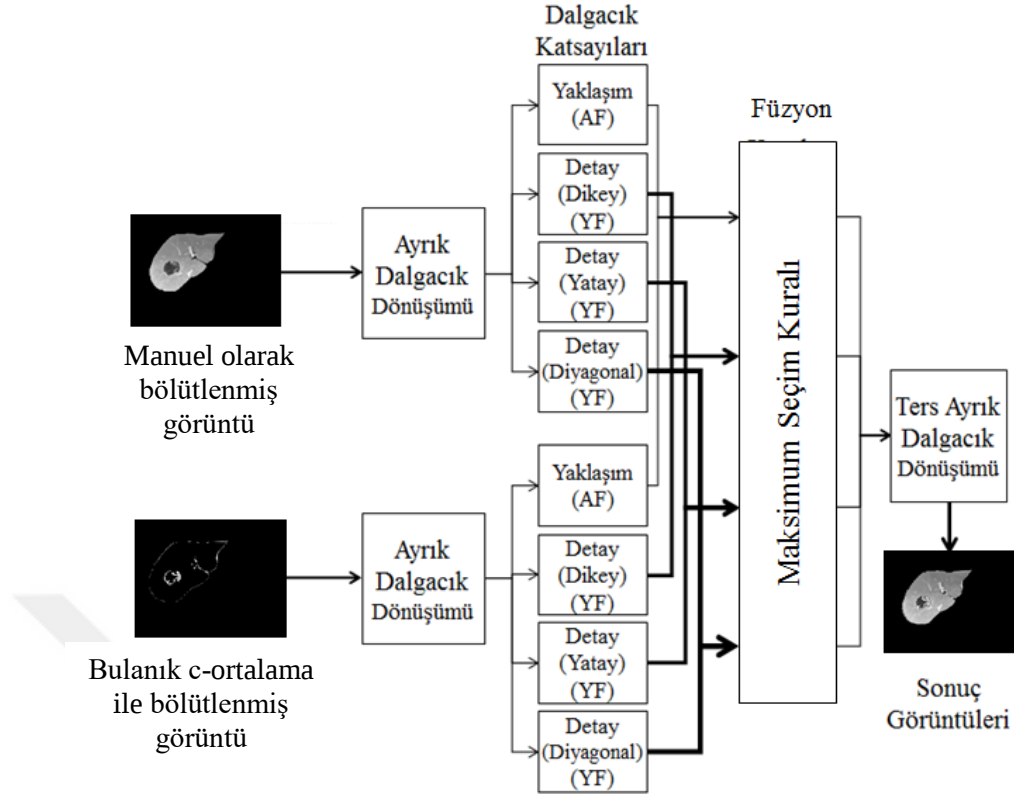
Şekil 4.16’da önerilen yöntemde kullanılan bulanık c-ortalama algoritmasının blok gösterimi yer almaktadır.



Şekil 4.16. Bulanık c-ortalama algoritması blok gösterimi

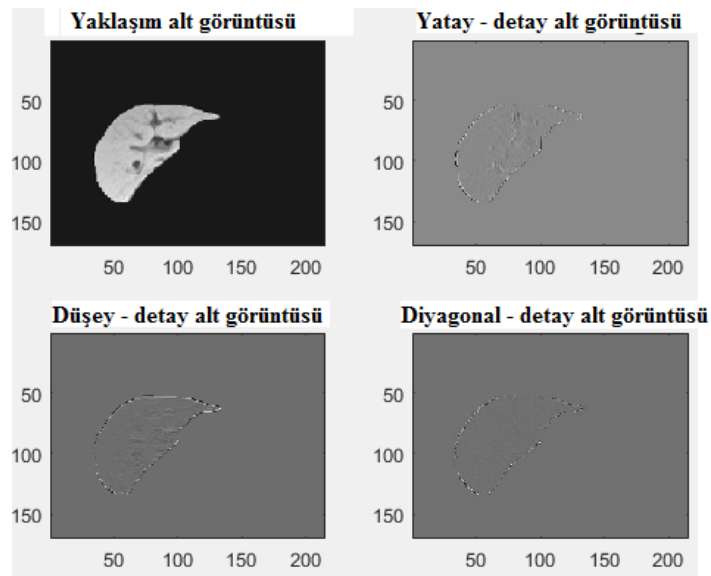
Örnek sistemde T1 ve T2 ağırlıklı beyin MR görüntüleri kullanılmıştır. T2 fazında tümörün belli bir piksel aralığında olduğu ve diğer kısımların büyük ölçüde arka plana benzediği görülmüş ve fazlalık kısımlar bulanık c-ortalama algoritmasıyla elde edilecek optimum eşik değeriyle ortadan kaldırılmıştır. Bu uygulamada ilk olarak görüntülere gürültü giderme filtresi uygulanmış. Daha sonra T2 ağırlıklı görüntüden bulanık c-ortalama algoritması ile arka plan ve fazlalık kısımlar atılmıştır. Elde edilen yeni görüntüde beynin sağ-sol kısımlarının simetrik olduğu göz önünde bulundurularak asimetri durumuna göre özellik matrisi çıkarılmış ve T2'deki bağımsız yapıların alan ve boyut özellik matrisleri belirlenmiştir. Elde edilen özellik matrisleri (üyelik matrisleri hesaplandıktan sonra) sistem girişine verilerek MR görüntüsündeki lezyon tespit edilmiştir.

Şekil 4.17'de bulanık c-ortalama ile bölütlenmiş ve manuel olarak bölütlenmiş karaciğer MR görüntülerinin füzyonu uygulamasına ilişkin blok şema gösterilmiştir.

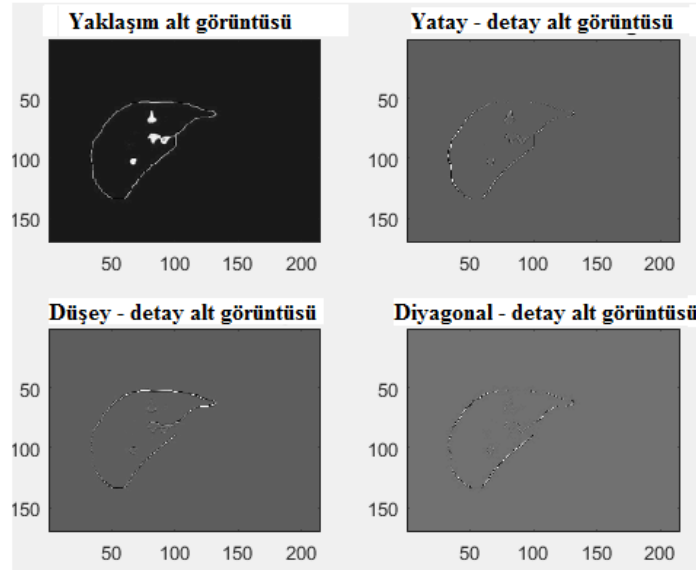


Şekil 4.17. Bulanık c-ortalama ile bölütlenmiş ve elle bölütlenmiş karaciğer MR görüntülerinin füzyonu uygulaması blok gösterimi

Görüntülerden elde edilen yaklaşım ve detay bileşenleri Şekil 4.18 ve Şekil 4.19’da gösterilmiştir.

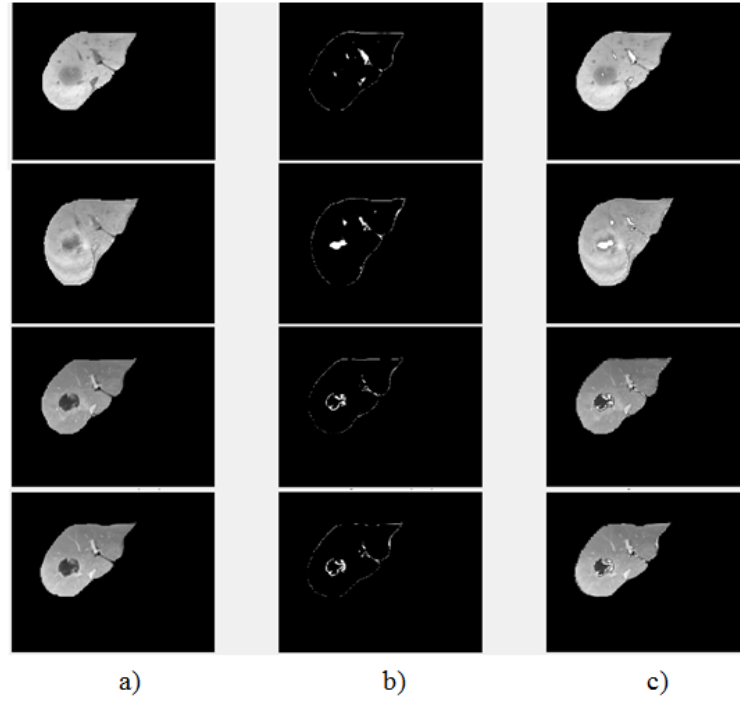


Şekil 4.18. Manuel olarak bölütlenmiş görüntüye ait ADD alt görüntüleri



Şekil 4.19. Bulanık c-ortalama tekniği ile bölütlenmiş görüntüye ait ADD alt görüntüleri

Rastgele seçilmiş bir hastaya ait 4 ayrı fazda elde edilen giriş ve sonuç görüntüleri Şekil 4.20’de gösterilmiştir. Uygulamada 30 farklı hastadan alınmış kontrast öncesi faz, arteryal faz, portal venöz faz, geç venöz faz olmak üzere 4 farklı fazda kaydedilmiş 120 adet T1 ağırlıklı dinamik kontrastlı karaciğer MR görüntüsü kullanılmıştır. Her bir faz görüntüsü yine aynı fazdaki bulanık c-ortalama algoritması ile bölütlenmiş görüntülerle füzyonlanarak lezyon yüzeylerinin ve konturlarının manuel olarak bölütlenmiş görüntü üzerinde gösterilmesi sağlanmıştır. Böylece karaciğer fonksiyon bilgisinin görüntülendiği MR görüntüsündeki bilgiler kaybolmadan lezyon belirginliği artırılmıştır. Elde edilen yeni görüntü otomatik karar sistemleri için daha kullanışlı bilgiler içermektedir.



Şekil 4.20 a) Manuel olarak bölütlenmiş görüntüler, b) Bulanık c- ortalama kuralı ile bölütlenmiş görüntüler, c) Füzyon sonuçları

Elde edilen sonuçlar Çizelge 4.6 ve 4.7’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.6. Fazlara göre sonuçlar

Değerlendirme Kriterleri	Kontrast Öncesi Faz	Arteryal Faz	Portal Venöz Faz	Geç Venöz Faz
YBİ	0.9337	0.9353	0.9363	0.9327
TSGO	63.6396	64.9951	64.7705	64.3787
FF	5.11	5.71	3.63	4.11
Doğruluk	0.93	0.93	0.93	0.93

Çizelge 4.7. Lezyon türüne göre sonuçlar

Değerlendirme Kriterleri	İyi Huylu Lezyonlar			Kötü Huylu Lezyonlar		
	Kist	FNH	Hem.	CCC	HCC	Met.
YBİ	0.913	0.939	0.933	0.946	0.95	0.936
TSGO	62.379	65.929	64.414	65.319	65.53	64.243
FF	8.186	7.96	9.028	2.051	3.98	7.119
Doğruluk	0.915	0.936	0.931	0.942	0.949	0.938

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

5.1. Sonuçlar

Bu tez çalışması ile literatürde ilk defa karaciğer fokal lezyonlarının belirlenmesi için aynı modalitenin farklı fazları görüntü füzyonu ile birleştirilmiş ve uzman yorumu için daha elverişli görüntüler elde edilmiştir.

Görüntü füzyonu ile karaciğer MR görüntülerinden hemanjiyomun belirlenmesi, 10 farklı hastadan alınan 40 adet görüntü ile test edilmiştir. Uygulamada kullanılan dalgacık dönüşümü tabanlı aritmetik füzyonu yönteminin %90.7 doğruluk ile normal aritmetik füzyon yöntemine göre daha üstün olduğu belirlenmiştir.

Dalgacık dönüşümü kullanılarak MR görüntülerinin farklı fazlarının füzyonu, 30 farklı hastadan alınan 120 görüntüye uygulanmış, farklı fazlardaki görüntülerde görülebilen lezyonlar aynı görüntüde toplanmıştır. Böylece uzmanların tüm fazları ayrı ayrı incelemesine gerek kalmadan tek bir birleştirilmiş karaciğer görüntüsünde lezyon kontrast tutma bilgisine ulaşılmasına imkan sağlanmıştır. Sayısal sonuçlar incelendiğinde yaklaşık %98 yapısal benzerlik indeksi ve %94.2 - %97.9 aralığında doğruluk değerlerine ulaşılmıştır.

Bulanık c-ortalama tekniği ve manuel olarak bölütlenmiş görüntüler ayırık dalgacık dönüşümü tabanlı füzyon algoritması kullanılarak kombine edilmiş ve tüm karaciğer yüzeyinin bilgisi korunarak, bulanık c-ortalama tekniği ile tespit edilen lezyon, manuel olarak bölütlenmiş karaciğer görüntüsünün üzerine yerleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde, lezyon sınırlarının uzmanların karar vermesini kolaylaştıracak şekilde karaciğer üzerinde belirginleştiği görülmüştür. Bu uygulamada %93.5 doğruluk ve %93.6 YBİ değerleri elde edilmiştir.

Tez çalışmasında elde edilen sonuç görüntüleri uzman radyologlar tarafından incelenmiş ve karaciğer fokal lezyonlarının değerlendirilmesinde faydalı olacağı görüşü ortaya çıkmıştır. Aynı modalitenin farklı fazlarının füzyonlanarak tek bir görüntüde birleştirilmesi uzmanların tüm fazlara ait görüntüleri ayrı ayrı incelemek yerine tek görüntüde her bir fazın bilgisine ulaşmasını sağlamıştır.

Uygulamada kullanılan kontrast değerlendirme faktörü bu tez çalışmasında önerilmiş bir değerlendirme kriteri olup MR görüntülerinin farklı fazlarında ortaya

ıkan kontrast değişiminin sayısal olarak ifade edilmesini ve bu sayede lezyonların kontrast tutma karakterlerinden faydalanarak türünün belirlenmesini sağlamaktadır.



5.2. Öneriler

Tez çalışmasında dalgacık dönüşümü tabanlı karaciğer MR görüntülerinin füzyonunda, literatürde var olan diğer yöntemlerden üstün sonuçlar elde edebildiği görülmüştür. Dolayısıyla, medikal görüntü füzyonu uygulamalarında rahatlıkla kullanılabilir olduğu öngörülmektedir. Geliştirilecek benzer görüntü füzyonu çalışmalarında dalgacık dönüşümünün ve diğer çoklu çözünürlük analizi yöntemlerinin kullanılmasının füzyon başarısına katkısı test edilmelidir.

Farklı veri setleri ile gerçekleştirilecek benzer çalışmalarda da aynı sonuçların elde edilip edilemeyeceğini denemek üzere yeni uygulamalar yapılmalıdır.

Ortalama yapısal benzerlik indeksi, ortalama karesel hata, tepe sinyal gürültü oranı, füzyon faktörü, doğruluk gibi değerlendirme kriterlerinin yanında kontrast değerlendirme faktörü gibi ilk kez önerilen değerlendirme kriterinin sonraki çalışmalarda kullanılması literatüre katkı sağlayabilir. Aynı zamanda görüntü füzyonu sonuçlarının değerlendirilmesi için daha etkin ve objektif kalite metriklerinin önerilmesi gerekmektedir.

Bu çalışmada önerilen yöntemlerin farklı medikal görüntüler için uygulanması ve diğer modalitelerden (BT, SPECT ... vb.) elde edilen karaciğer görüntülerinin farklı fazlardaki MR görüntüleri ile birlikte bir füzyon yapısı içerisinde kullanılmasının karaciğer fokal lezyonlarının belirlenmesinde yeni bir yaklaşım getireceği öngörülmektedir.

KAYNAKLAR

- Akın, M. ve Ceylan, M., 2015, Comparison of artificial neural network and extreme learning machine in benign liver lesions classification, *Medical Technologies National Conference (TIPTEKNO)*, 2015, 1-4.
- Alp, H. ve Akinci, T. Ç., 2008, Comparison Of Fourier And Wavelet Transforms In Geophysical Applications, *Pamukkale University Journal of Engineering Sciences*, 14 (1), 67-76.
- Barillot, C., Lemoine, D., Le Briquer, L., Lachmann, F. ve Gibaud, B., 1993, Data fusion in medical imaging: merging multimodal and multipatient images, identification of structures and 3D display aspects, *European Journal of Radiology*, 17 (1), 22-27.
- Birnbaum, B. A., Noz, M. E., Chapnick, J., Sanger, J. J., Megibow, A. J., Maguire, G. Q., Weinreb, J. C., Kamner, E. M. ve Kramer, E. L., 1991, Hepatic hemangiomas: diagnosis with fusion of MR, CT, and Tc-99m-labeled red blood cell SPECT images, *Radiology*, 181 (2), 469-474.
- Ceylan, M., ÖZBAY, Y., UÇAN, O. N. ve Yildirim, E., 2010a, A novel method for lung segmentation on chest CT images: complex-valued artificial neural network with complex wavelet transform, *Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences*, 18 (4), 613-624.
- Ceylan, M., Özbay, Y. ve Yildirim, E., 2010b, A new approach for biomedical image segmentation: Combined complex-valued artificial neural network case study: Lung segmentation on chest CT images, *Biomedical Engineering Conference (CIBEC), 2010 5th Cairo International*, 33-36.
- Ceylan, R., Ceylan, M., Özbay, Y. ve Kara, S., 2011, Fuzzy clustering complex-valued neural network to diagnose cirrhosis disease, *Expert Systems with Applications*, 38 (8), 9744-9751.
- Chui, C. K., 1992, An introduction to wavelets, Academic Press Professional, Inc., p.
- Chung, T. M., Liu, X. H., Chen, C. H., Sun, X. N., Chiu, N. T. ve Lee, J. X., 1997, Intermodality registration and fusion of liver images for medical diagnosis, *Intelligent Information Systems, 1997. IIS '97. Proceedings*, 42-46.
- Daubechies, 1988, Orthonormal Bases Of Compactly Supported Wavelets, *Comm Pure Appl Math.*
- Daubechies, I., 1992, Ten lectures on wavelets, Society for Industrial and Applied Mathematics, p.
- Ervural, S. ve Ceylan, M., 2015, Görüntü Füzyonu İle Karaciğer MR Görüntülerinden Hemanjiomun Belirlenmesi. 8. Mühendislik Ve Teknoloji Sempozyumu. Ankara, Çankaya Üniversitesi: 203-208.
- Fienup, J. R., 1978, Reconstruction of an object from the modulus of its Fourier transform, *Optics Letters*, 3 (1), 27-29.
- Fienup, J. R., 1982, Phase retrieval algorithms: a comparison, *Applied Optics*, 21 (15), 2758-2769.
- Goshtasby, A. ve Nikolov, S., 2007, Image fusion: Advances in the state of the art, *Information Fusion*, 8 (2), 114-118.
- Grossmann, A. ve Morlet, J., 1984, Decomposition of Hardy Functions into Square Integrable Wavelets of Constant Shape, *SIAM Journal on Mathematical Analysis*, 15 (4), 723-736.
- Guizar-Sicairos, M., Thurman, S. T. ve Fienup, J. R., 2008, Efficient subpixel image registration algorithms, *Optics Letters*, 33 (2), 156-158.

- Guruprasad, S., Kurian, M. Z. ve Suma, H. N., 2015, Fusion of CT and PET Medical Images Using Hybrid Algorithm DWT-DCT-PCA, *Information Science and Security (ICISS), 2015 2nd International Conference on*, 1-5.
- Haar, A., 1910, Zur Theorie der orthogonalen Funktionensysteme, *Mathematische Annalen*, 69 (3), 331-371.
- Hakime, A., Deschamps, F., De Carvalho, E. G. M., Teriitehau, C., Auperin, A. ve De Baere, T., 2011, Clinical Evaluation of Spatial Accuracy of a Fusion Imaging Technique Combining Previously Acquired Computed Tomography and Real-Time Ultrasound for Imaging of Liver Metastases, *CardioVascular and Interventional Radiology*, 34 (2), 338-344.
- He, C., Qin, Y., Cao, G. ve Lang, F., 2013, Medical Image Fusion Using Guided Filtering and Pixel Screening Based Weight Averaging Scheme, *Journal of Software Engineering*.
- Heisenberg, W., 1927, Über den anschaulichen Inhalt der quantentheoretischen Kinematik und Mechanik, *Zeitschrift für Physik*, 43 (3), 172-198.
- How-Lung, E. ve Kai-Kuang, M., 2001, Noise adaptive soft-switching median filter, *IEEE Transactions on Image Processing*, 10 (2), 242-251.
- Hui, L., Manjunath, B. S. ve Mitra, S. K., 1994, Multi-sensor image fusion using the wavelet transform, *Image Processing, 1994. Proceedings. ICIP-94., IEEE International Conference*, 51-55 vol.51.
- Katyal, S., Kramer, E. L., Noz, M. E., McCauley, D., Chachoua, A. ve Steinfeld, A., 1995, Fusion of Immunoscintigraphy Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) with CT of the Chest in Patients with Non-Small Cell Lung Cancer, *Cancer Research*, 55 (23 Supplement), 5759s-5763s.
- Kumar, S., Bhattacharya, M. ve Sharma, Y. K., 2010, Curvelet Based Multi-Focus Medical Image Fusion Technique: Comparative Study With Wavelet Based Approach.
- Kumar, S. S. ve Moni, R. S., 2010, Diagnosis Of Liver Tumor From Ct Images Using Fast Discrete Curvelet Transform, *Ijca, Special Issue On Casct*, 1, 1-6.
- Lambrou, T., Linney, A. D. ve Todd-Pokropek, A., 2005, Wavelet-Based Analysis and Classification of Liver CT, , . 3rd European Medical & Biological Engineering Conference EMBEC'05. Prague, Czech Republic.
- Lin, P., 2008, An Introduction To Wavelet Transform, *Graduate Institute Of Communication Engineering*.
- Maintz, J. B. ve Viergever, M. A., 1998, A survey of medical image registration, *Med Image Anal*, 2 (1), 1-36.
- Mallat, S. G., 1988, Multiresolution representations and wavelets, *University of Pennsylvania*, 161.
- Mallat, S. G., 1989a, A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 11 (7), 674-693.
- Mallat, S. G., 1989b, Multiresolution approximations and wavelet orthonormal bases of $L_2(\mathbb{R})$, *Transactions of the American Mathematical Society*, 315 (1), 69-87.
- Marshall, S. ve Matsopoulos, G. K., 1993, Morphological data fusion in medical imaging, *Nonlinear Digital Signal Processing, 1993. IEEE Winter Workshop on*, 6.1_5.1-6.1_5.6.
- Matsopoulos, G. K., Marshall, S. ve Brunt, J. N. H., 1994, Multiresolution morphological fusion of MR and CT images of the human brain, *IEE Proceedings - Vision Image and Signal Processing*, 141 (3), 137 - 142.

- Meyer, Y., 1993, Wavelets and Operators - Cambridge Studies in Advanced Mathematics, *Cambridge University Press* (37).
- Mojsilovic, A., Popovic, M. ve Sevic, D., 1996, Classification of the ultrasound liver images with the 2D wavelet transform, *Image Processing, 1996. Proceedings., International Conference on*, 367-370 vol.361.
- Mojsilovic, A., Popovic, M., Markovic, S. ve Krstic, M., 1998, Characterization of visually similar diffuse diseases from B-scan liver images using nonseparable wavelet transform, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 17 (4), 541-549.
- Morlet, J., Arens, G., Fourgeau, E. ve Glard, D., 1982, Wave propagation and sampling theory—Part I: Complex signal and scattering in multilayered media, *GEOPHYSICS*, 47 (2), 203-221.
- Oppenheim, A., Schaffer, R. ve Stockham, T., 1968, Nonlinear filtering of multiplied and convolved signals, *IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics*, 16 (3), 437-466.
- Özdemir, A., 2007, Dalgacık Dönüşümünü Kullanarak Ön Cepheden Çekilmiş İnsan Yüzü Resimlerinin Tanınması, Yüksek Lisans Tezi, *Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi*.
- Öztürk, A. E., Ceylan, M. ve Kıvrak, A. S., 2014, A New Approach for Liver Classification Using Ridgelet / Ripplet-II Transforms, Feature Groups and ANN. 6th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering (MBEC 2014). Dubrovnik, Hırvatistan.
- Öztürk, A. E., 2015, Ripplet, Tetrolet ve Ridgelet Dönüşümleri Kullanılarak Karaciğer Fokal Lezyonlarının Belirlenmesi, Yüksek Lisans Tezi, *Selçuk Üniversitesi, Konya*.
- Öztürk, A. E. ve Ceylan, M., 2015, Fusion and ANN based classification of liver focal lesions using phases in magnetic resonance imaging, *2015 IEEE 12th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI)*, 415-419.
- Öztürk, A. E. ve Ceylan, M., 2016, A New Transform for Medical Image Denoising: Fused Tetrolet Transform, *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, 6 (2), 358-366.
- Sabalan, D. ve Ghassemian, H., 2010, MRI And PET Image Fusion By Combining Ihs And Retina-Inspired Models, *Information Fusion*.
- Schwarz, D. ve Kasperek, T., 2014, Brain morphometry of MR images for automated classification of first-episode schizophrenia, *Information Fusion*, 19, 97-102.
- Singh, R. ve Khare, A., 2014, Fusion of multimodal medical images using Daubechies complex wavelet transform – A multiresolution approach, *Information Fusion*, 19, 49-60.
- Turkoglu, I., Arslan, A. ve Ilkay, E., 2003, An intelligent system for diagnosis of the heart valve diseases with wavelet packet neural networks, *Computers in Biology and Medicine*, 33 (4), 319-331.
- Uematsu, M., Shioda, A., Suda, A., Tahara, K., Kojima, T., Hama, Y., Kono, M., Wong, J. R., Fukui, T. ve Kusano, S., 2000, Intrafractional tumor position stability during computed tomography (CT)-guided frameless stereotactic radiation therapy for lung or liver cancers with a fusion of CT and linear accelerator (FOCAL) unit1, *International Journal of Radiation Oncology*Biophysics*, 48 (2), 443-448.
- Ünal, D., 2008, Tıpta Kullanılan Görüntüleme Teknikleri. Ankara, Gazi Üniversitesi.
- Wahl, R. L., Quint, L. E., Cieslak, R. D., Aisen, A. M., Koeppe, R. A. ve Meyer, C. R., 1993, "Anatomometabolic" tumor imaging: fusion of FDG PET with CT or MRI to

- localize foci of increased activity, *Journal of nuclear medicine : official publication, Society of Nuclear Medicine*, 34 (7), 1190-1197.
- Xu, Z., 2014, Medical image fusion using multi-level local extrema, *Information Fusion*, 19, 38-48.
- Yaşar, H., Ceylan, M. ve Öztürk, A. E., 2013, Comparison of real and complex-valued versions of wavelet transform, curvelet transform and ridgelet transform for medical image denoising, *International Journal of Electronics; Mechanical and Mechatronics*.
- Yaşar, H., Akın, M. ve Ceylan, M., 2015, Karaciğer MR Görüntülerinden Dalgacık Dönüşümü ve Yapay Sinir Ağı Kullanılarak Kist ve Hemanjiomların Sınıflandırılması. 8. Mühendislik ve Teknoloji sempozyumu. Ankara, Çankaya Üniversitesi.
- Zhou, W., Bovik, A. C., Sheikh, H. R. ve Simoncelli, E. P., 2004, Image quality assessment: from error visibility to structural similarity, *IEEE Transactions on Image Processing*, 13 (4), 600-612.



EKLER**EK-1 Etik kurul kararı**

T.C. SELÇUK ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARARLARI	
Toplantı Sayısı: 2012/09	Toplantı Tarihi : 13.09.2012

Karar Sayısı 2012/174 Selçuk Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü Öğretim Üyesi Yrd.Doç.Dr. Murat CEYLAN'ın, "Çoklu Çözünürlük Analizi ve Yapay Zeka Yöntemleri Kullanılarak Karaciğer Fokal Lezyonlarının Belirlenmesi ve Sınıflandırılması" başlıklı araştırmasının değerlendirilme talebi ile ilgili 31.08.2012 tarihli dilekçesi ve ekleri görüşüldü.

Yapılan inceleme ve görüşmelerden sonra; Yrd.Doç.Dr. Murat CEYLAN'ın, "Çoklu Çözünürlük Analizi ve Yapay Zeka Yöntemleri Kullanılarak Karaciğer Fokal Lezyonlarının Belirlenmesi ve Sınıflandırılması" adlı araştırmanın kabulüne, TÜBİTAK desteği alındıktan sonra protokolün dosyaya ilave edilmek üzere Etik Kurul sekreteryasına teslim edilmesine oy birliği ile karar verildi.

ASLI GİBİDİR
13/09/2012
Mahmut KESİK
Sekreterya

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Saim Ervural
Uyruğu : Türkiye Cumhuriyeti
Doğum Yeri ve Tarihi : Meram – 23.03.1990
Telefon : 0538 225 6401
e-mail : saim.ervural@karatay.edu.tr

EĞİTİM

Derece	Adı, İlçe, İl	Bitirme Yılı
Lise	: Meram 75. Yıl Lisesi, Meram, KONYA	2008
Üniversite	: Selçuk Üniversitesi, Selçuklu, KONYA Elektrik – Elektronik Mühendisliği	2013
Yüksek Lisans	: Selçuk Üniversitesi, Selçuklu, KONYA Elektrik – Elektronik Mühendisliği A.B.D.	-

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görevi
2013-2015	Tübitak 1001 projesi	Bursiyer
2014-2015	Wicon Metal Makina Otomasyon Ltd. Şti.	Elektrik-Elektronik Müh.
2015-...	KTO Karatay Üniversitesi	Araştırma Görevlisi

UZMANLIK ALANI

Biyomedikal, Görüntü İşleme, Endüstriyel Otomasyon

YABANCI DİLLER

İngilizce (İyi derecede)

YAYINLAR

Ervural S., Ceylan M., "Görüntü Füzyonu İle Karaciğer MR Görüntülerinden Hemanjiyomun Belirlenmesi," presented at the 8. Mühendislik Ve Teknoloji Sempozyumu, Ankara, 2015.