

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

TIBBİ GÖRÜNTÜLERDE KIRILGAN DAMGALAMAYA DAYALI
DEĞİŞİKLİK YER TESPİTİ

DOKTORA TEZİ

Arda ÜSTÜBİOĞLU

HAZİRAN - 2018
TRABZON



KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünce

Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : / /

Tezin Savunma Tarihi : / /

Tez Danışmanı :

Trabzon

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalında
Arda ÜSTÜBİOĞLU Tarafından Hazırlanan**

**TIBBİ GÖRÜNTÜLERDE KIRILGAN DAMGALAMAYA DAYALI
DEĞİŞİKLİK YER TESPİTİ**

başlıklı bu çalışma, Enstitü Yönetim Kurulunun 05 /06 /2018 gün ve 1756 sayılı
kararıyla oluşturulan jüri tarafından yapılan sınavda
DOKTORA TEZİ
olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

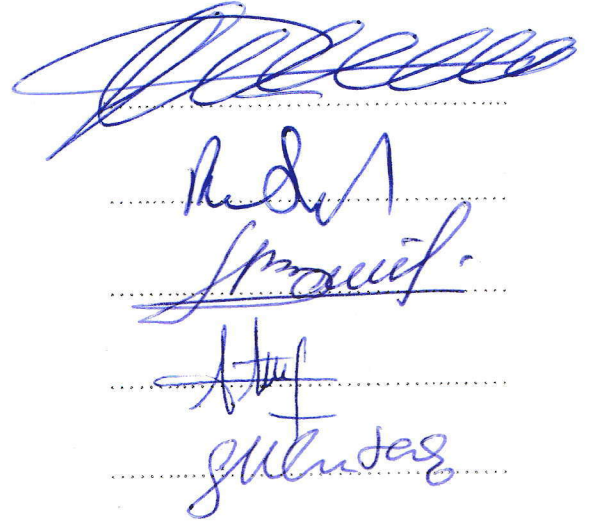
Başkan : Prof. Dr. Fatih Vehbi ÇELEBİ

Üye : Prof. Dr. Rifat YAZICI

Üye : Prof. Dr. Vasıf NABİYEV

Üye : Doç. Dr. Ayten ATASOY

Üye : Dr.Öğr. Üyesi Güzin ULUTAŞ



Prof. Dr. Sadettin KORKMAZ
Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Tıbbi görüntüler insan sağlığı açısından hastalık tanı ve tedavisinde büyük önem taşıyan sayısal verilerdir. Günümüzde gelişen ağ ve görüntü işleme teknolojileri sayesinde artık sıradan kullanıcılar bile istedikleri yerden rahatlıkla görüntü üzerinde hiçbir iz bırakmadan istedikleri biçimde değişiklik yapabilmektedir. Bu nedenle hayati önem taşıyan tıbbi görüntülerin uzman tarafından değerlendirilmeden önce güvenilirliğinden emin olmak gerekir. Bir tıbbi görüntünün güvenilirliği ise ilgili görüntünün hiçbir değişikliğe uğramadığını ispatlamaktan geçer. Tez çalışmasında yeni yöntemler ortaya konularak tıbbi görüntü üzerinde herhangi bir değişiklik meydana geldiğinde bunu algılayabilen ve yapılan değişikliklerin yerini tespit edebilen tıbbi görüntü doğrulama ve bütünlük kontrolü sisteminin tasarımı yapılmıştır.

Bu çalışmada danışmanlığımı üstlenen değerli hocam Dr.Öğr. Üyesi Güzin ULUTAŞ'a ilgi, alaka ve yardımlarından dolayı teşekkürü bir borç bilirim. Doktora süresi boyunca fikirlerinden yararlandığım tez jürime çok teşekkür ederim. Doktora eğitimimin başlamasında ve her aşamasında yanımda olan eşime, anlayış ve desteklerinden dolayı değerli aileme, hoşgörülerinden dolayı mesai arkadaşlarıma çok teşekkür ederim.

Arda ÜSTÜBİOĞLU
Trabzon 2018

TEZ ETİK BEYANNAMESİ

Doktora Tezi olarak sunduğum “Tıbbi Görüntülerde Kırılğan Damgalamaya Dayalı Değişiklik Yer Tespiti” başlıklı bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım Dr.Öğr. Üyesi Güzin ULUTAŞ’ın sorumluluğunda tamamladığımı, verileri/örnekleri kendim topladığımı, deneyleri/analizleri ilgili laboratuarlarda yaptığımı/yaptırdığımı, başka kaynaklardan aldığım bilgileri metinde ve kaynakçada eksiksiz olarak gösterdiğimi, çalışma sürecinde bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim. 21/06/2018

Arda ÜSTÜBİOĞLU

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ	III
TEZ ETİK BEYANNAMESİ.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
ÖZET	IX
SUMMARY	X
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XI
TABLolar DİZİNİ.....	XIV
SEMBOLLER DİZİNİ	XV
1. GENEL BİLGİLER.....	1
1.1. Giriş.....	1
1.2. Sayısal Görüntü Damgalama.....	3
1.3. Sayısal Görüntü Damgalama Türleri.....	4
1.3.1. Görünür Damgalama Sistemleri.....	5
1.3.2. Görünmez Damgalama Sistemleri.....	5
1.3.3. Kör Damgalama Sistemleri	6
1.3.4. Kör Olmayan Damgalama Sistemleri.....	6
1.3.5. Dayanıklı Damgalama Sistemleri.....	6
1.3.6. Kırılgan Damgalama Sistemleri	7
1.4. Sayısal Görüntü Damgalama Özellikleri.....	7
1.4.1. Fark Edilmezlik	8
1.4.2. Dayanıklılık	9
1.4.3. Güvenlik	10
1.4.4. Hesaplama Karmaşıklığı	10
1.4.5. Veri Ekleme Kapasitesi	11
1.5. Sayısal Damgalama Uygulama Alanları	12
1.6. Tıbbi Görüntü Damgalama.....	13
1.7. Tıbbi Görüntü Damgalama Gereksinimleri.....	15
1.7.1. Tıbbi Görüntü Damgalamada Fark Edilmezlik	16
1.7.2. Tıbbi Görüntü Damgalamada Gömme Kapasitesi	17
1.7.3. Tıbbi Görüntü Damgalamada Doğrulama	17
1.7.4. Tıbbi Görüntü Damgalamada Ters Alınabilirlik.....	18

1.7.5.	Tıbbi Görüntü Damgalamada Hesaplama Zamanı	18
1.7.6.	Tıbbi Görüntü Damgalamada Değişiklik Algılama	19
1.7.7.	Tıbbi Görüntü Damgalamada Değişiklik Yer Tespiti	19
1.8.	Tıbbi Görüntü Damgalama Tekniklerinin Sınıflandırılması	20
1.8.1.	Damga Çıkarma Metodu	21
1.8.1.1.	Kör Olmayan Damgalama	21
1.8.1.2.	Kör Damgalama	22
1.8.2.	Tersi Alınabilirlik	22
1.8.3.	Damga Ekleme Bölgesi	27
1.8.3.1.	Uzay Bölgesi Damgalama	27
1.8.3.2.	Frekans Bölgesi Damgalama	29
1.8.4.	İAB Koruma	38
1.8.5.	Karakteristiğe Dayalı Damgalama	40
1.8.5.1.	Dayanıklı Damgalama	40
1.8.5.2.	Kırılgan Damgalama	41
1.8.6.	Değişiklik Algılama	43
1.8.7.	Amaca Dayalı Damgalama	44
1.8.7.1.	EHK Saklama	44
1.8.7.2.	Bütünlük Kontrolü	45
1.8.7.3.	Doğrulama	46
1.9.	Tezin Kapsamı	47
2.	YAPILAN ÇALIŞMALAR	50
2.1.	TDD ve EAB'ye Dayalı Doğrulama ve Bütünlük Kontrolü Sağlayan TGD Şeması	53
2.1.1.	Damga Ekleme Süreci	55
2.1.2.	Damga Çıkarma Süreci	58
2.2.	Değişiklik Yer Tespiti Sağlayan İyileştirilmiş Blok Tabanlı TGD Şeması	60
2.2.1.	Damga Ekleme Algoritması	62
2.2.1.1.	Blok Sınıflandırma Prosedürü	65
2.2.1.2.	BÖV Üretimi ve Ekleme Prosedürü	66
2.2.1.3.	Yük ve EHK Ekleme Prosedürü	69
2.2.2.	Damga Çıkarma Algoritması	69
2.3.	AKD ve EAB'ye Dayalı Bütünlük Kontrolü Sağlayan Blok Tabanlı TGD Şeması	72
2.3.1.	Damga Üretimi	73

2.3.2.	Damga Ekleme	74
2.3.3.	Damga Çıkarma.....	78
2.4.	Sır Paylaşım Mekanizmaları ile Değiştirilmiş Yer Tespiti Sağlayan Termal Tıbbi Görüntülerde Tersî Alınabilir Blok Tabanlı Damgalama Şeması	79
2.4.1.	Shamir Sır Paylaşım Şeması.....	81
2.4.2.	Damga Ekleme Süreci	83
2.4.2.1.	Blok Doğrulama Değer Üretimi	85
2.4.2.2.	Blok Uygunluk Testi ve Veri Ekleme	86
2.4.2.3.	Yük Verisi Üretimi	88
2.4.2.4.	EHK ve Yük Verilerinin Shamir Sır Paylaşımı ile Eklenmesi.....	88
2.4.3.	Damga Çıkarma Süreci	89
2.5.	TDD ve HWHD'ye Dayalı Doğrulama ve Bütünlük Kontrolü Sağlayan TGD Şeması	91
2.5.1.	Hızlı Walsh-Hadamard Dönüşümü (HWHD)	92
2.5.2.	Damga Üretimi	93
2.5.3.	Damga Ekleme	94
2.5.4.	Damga Çıkarma.....	97
3.	BULGULAR VE İRDELEME.....	100
3.1.	TDD ve EAB'ye Dayalı Doğrulama ve Bütünlük Kontrolü Sağlayan TGD Şemasının Değerlendirilmesi ve Elde Edilen Sonuçlar.....	100
3.2.	İyileştirilmiş Değişiklik Yer Tespiti Sağlayan Blok Tabanlı TGD Şemasının Değerlendirilmesi ve Elde Edilen Sonuçlar	106
3.3.	AKD ve EAB'ye Dayalı Bütünlük Kontrolü Sağlayan Blok Tabanlı TGD Şemasının Değerlendirilmesi ve Elde Edilen Sonuçlar.....	117
3.4.	Sır Paylaşım Mekanizmaları ile Değiştirilmiş Yer Tespiti Sağlayan Termal Tıbbi Görüntülerde Tersî Alınabilir Blok Tabanlı Damgalama Şemasının Değerlendirilmesi ve Elde Edilen Sonuçlar	120
3.4.1.	Fark Edilmezlik Testi	121
3.4.2.	Değişiklik Yer Tespiti ve Yer Tespit Performans Testleri.....	122
3.4.3.	Veri Gömme Kapasitesi	125
3.4.4.	Karşılaştırma Testi	127
3.5.	TDD ve HWHD'ye Dayalı Doğrulama ve Bütünlük Kontrolü Sağlayan TGD Şemasının Değerlendirilmesi ve Elde Edilen Sonuçlar	128
3.5.1.	Fark Edilmezlik	129
3.5.2.	Değişiklik Yer Tespiti	130
3.5.3.	Logo Dayanıklılığı	131
3.5.4.	Zaman Performansı	131

3.5.5.	Karşılaştırma	132
4.	SONUÇLAR	133
5.	ÖNERİLER	136
6.	KAYNAKLAR.....	138
ÖZGEÇMİŞ		



Doktora Tezi

ÖZET

TIBBİ GÖRÜNTÜLERDE KIRILGAN DAMGALAMAYA DAYALI
DEĞİŞİKLİK YER TESPİTİ

Arda ÜSTÜBİOĞLU

Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Dr.Öğr. Üyesi Güzin ULUTAŞ
2018, 148 Sayfa

Tez kapsamında tıbbi görüntüler üzerinde yetkisiz kişiler tarafından yapılabilecek olan değişikliklerin yer tespitindeki sorunlar irdelenmiştir. Bu problemlere çözüm getirecek şekilde tıbbi görüntülerde değişiklik yer tespiti yapabilen yeni yöntemler önerilmiştir. En Anlamsız Bit ve tersi alınabilir bir yöntem olan Fark genişlemesi teknikleri ilk kez birleştirilerek genişletilebilir blok sayısı arttırılmıştır. Artan genişletilebilir blok sayısı veri gömme kapasitesinin artmasını sağlamıştır. Bu sayede literatürde önerilen yöntemlerin genel problemi olan İlgi Alan Bölgesi'nin boyutu büyütülmüştür. Var olan tıbbi görüntü damgalama sistemleri Bilgisayarlı Tomografi, Manyetik Rezonans ve Ultrason gibi görüntü türlerine yöneliktir. İnsan sağlığına hiçbir zararı olmayan ve kullanımı her geçen gün yaygınlaşan Termal Tıbbi Görüntülerin damgalanması için bir yöntem bulunmamaktadır. Mevcut yöntemler ise termal tıbbi görüntülerin karakteristikleri nedeniyle uygulanamamaktadır. Termal görüntülerin özellikleri göz önünde bulundurularak Tamsayı Dalgacık Dönüşümü ve Fark Genişlemesi'ne dayalı bir damgalama sistemi geliştirilmiştir. Ayrıca tıbbi görüntü damgalama sistemlerinde ilk kez sır paylaşım mekanizmaları kullanılarak damga çıkarma aşamasında gerekli verilerin dayanıklılığı arttırılmıştır. Uzaysal bölge tekniklerinden olan Fark Genişlemesi ilk kez frekans dönüşüm yöntemlerinden olan Tamsayı Dalgacık Dönüşüm katsayılarına uygulanmıştır. Bu teknikle genişletilebilir blok sayısında büyük bir artış sağlanmıştır. Dolayısıyla tıbbi görüntü içine saklanabilecek veri miktarı arttırılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Sayısal Damgalama, Tıbbi Görüntü Damgalama, Değişiklik Yer Tespiti, Fark Genişlemesi.

PhD. Thesis

SUMMARY

TAMPER LOCALIZATION ON MEDICAL IMAGES BASED ON
FRAGILE WATERMARKING

Arda ÜSTÜBİOĞLU

Karadeniz Technical University
The Graduate School of Natural and Applied Sciences
Computer Engineering Graduate Program
Supervisor: Ass.Prof. Güzin ULUTAŞ
2018, 148 Pages

In the scope of the thesis, the problem of tamper localization that may be made by unauthorized persons on medical images has been examined. In order to solve these problems, new methods for tamper localization on medical images have been proposed. The Least Significant Bit and the reversible method Difference Expansion are combined for the first time to increase the number of expandable blocks. Increasing the number of expandable blocks has increased the data embedding capacity. In this respect, the size of the Region of Interest which is the general problem of the methods proposed in the literature has been enlarged. Existing medical image watermarking systems are designed for image types such as Computed Tomography, Magnetic Resonance Imaging and Ultrason. There is not any method for watermarking Thermal Medical Images which has no harm to human health and become popular. Current methods are not applicable due to the characteristics of thermal medical images. Considering the properties of thermal images, a watermarking system based on Integer Wavelet Transform and Difference Expansion has been developed. Furthermore, for the first time in medical image watermarking systems, the robustness of data required for the watermark extraction has been increased by using secret sharing mechanisms. Difference Expansion that is a spatial domain technique was first applied to the frequency domain technique Integer Wavelet Transform coefficients. With this technique a large increase in the number of expandable blocks has been achieved. Therefore, the amount of data that can be hide in the medical image has been increased.

Keywords: Digital watermarking, Medical Image Watermarking, Tamper Localization, Difference Expansion.

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 1.1.	Değiştirilmiş görüntü örnekleri (kaynak: www.designcrowd.com).....	1
Şekil 1.2.	(a) Orijinal tümörlü beyin görüntüsü, (b) Tümör silinmiş beyin görüntüsü, (c) Yeni tümör eklenmiş beyin görüntüsü.....	2
Şekil 1.3.	Tipik Sayısal Görüntü Damgalama Sistemi	3
Şekil 1.4.	(a) Orijinal Görüntü (b) Görünür Damgalama (c) Görünmez Damgalama (kaynak: www.pexels.com)	5
Şekil 1.5.	Dayanıklılık, Veri Ekleme Kapasitesi ve Fark Edilmezlik özellikleri arasındaki ilişki üçgeni.....	11
Şekil 1.6.	Tipik Tıbbi Görüntü Damgalama süreci	14
Şekil 1.7.	İAB seçimi (a) Karesel (b) Tüm organ (c) Hastalıklı düşünülen kısım (d) Organın iç kısmı	16
Şekil 1.8.	(a) Orijinal tümörlü görüntü, (b) Tümör çoğaltılmış görüntü, (c) Yer Tespiti özelliği ile işaretlenen bölge.....	19
Şekil 1.9.	Tıbbi görüntü damgalama tekniklerinin sınıflandırılması.....	20
Şekil 1.10.	EAB (a) Damgalama tekniği akış şeması, (b) Damgalama örneği	28
Şekil 1.11.	AKD bölgeleri	30
Şekil 1.12.	Görüntünün dalgacık ayrıştırılması	33
Şekil 1.13.	[77] Damga Ekleme tekniği	39
Şekil 1.14.	Blok Tabanlı Kırılgan Damgalama	42
Şekil 1.15.	Tez içeriğinin genel yapısı	47
Şekil 2.1.	Damga ekleme akış şeması	55
Şekil 2.2.	İAB'de yer alan 4x4 boyutunda bir alt bloğa BTB eklenmesi	56
Şekil 2.3.	İADB'de yer alan 4x4 boyutunda bir alt bloğa BTB eklenmesi	57
Şekil 2.4.	Damga çıkarma akış şeması	59
Şekil 2.5.	(a) MRI (b) Ultrason (c) X-Ray görüntüler için GMB ve SB	63
Şekil 2.6.	Damga Ekleme Algoritmasının Akış Diyagramı	64
Şekil 2.7.	FG tekniği ile genişletilemez alt blok örneği	65
Şekil 2.8.	FG tekniği ile genişletilebilir alt blok örneği	66
Şekil 2.9.	BÖV üretim örneği.....	67
Şekil 2.10.	(a) Yalnızca FG ile damga ekleme (b) FG+EAB ile damga ekleme örneği.....	68
Şekil 2.11.	Damga çıkarım algoritmasının akış şeması.....	70
Şekil 2.12.	8x8 Bloğa ait BDAV üretimi	73

Şekil 2.13.	(a) Beyin MRI (b) Göğüs X-Ray görüntülerinin İAB ve İADB bölgeleri	75
Şekil 2.14.	Damga ekleme süreci	76
Şekil 2.15.	AKD orta frekans bandı katsayılarının 5 bölgeye bölünmesi	77
Şekil 2.16.	Damga çıkarma süreci	78
Şekil 2.17.	(2,4) Sır paylaşım şema örneği.....	82
Şekil 2.18.	Termal göğüs görüntüsünün bölgeleri.....	83
Şekil 2.19.	Damga ekleme algoritması.....	84
Şekil 2.20.	Örnek BDD üretimi	86
Şekil 2.21.	Blok uygunluk testi	87
Şekil 2.22.	Damga çıkarma algoritması akış diyagramı	90
Şekil 2.23.	BDV'nin üretim aşamaları	94
Şekil 2.24.	Önerilen damga ekleme algoritması akış şeması	95
Şekil 2.25.	İAB alt bloklarına damga ekleme şeması.....	96
Şekil 2.26.	Önerilen damga çıkarma algoritması akış şeması	99
Şekil 3.1.	Ayrıştırılan İAB ve İADB	101
Şekil 3.2.	(a) Orijinal tıbbi görüntüler (b) Damga eklenmiş tıbbi görüntüler	102
Şekil 3.3.	(a) Orijinal tıbbi görüntü (b) Orijinal Tıbbi Görüntü İAB (c) Damgalanmış Tıbbi Görüntü İAB ve TSGO değeri.....	103
Şekil 3.4.	(a) Damgalanmış görüntüye değişiklik uygulanması (b) Damgalanmış görüntüde değişiklik yer tespiti	103
Şekil 3.5.	(a) Damgalanmış görüntüye kopyala-yapıştır uygulanması, (b) Damgalanmış görüntüde değişiklik yer tespiti	104
Şekil 3.6.	Önerilen yöntemin İAB büyüklük oranı bakımından karşılaştırılması	104
Şekil 3.7.	268x268 boyutlarında orijinal (a) MRI (c) Ultrason (e) X-Ray tıbbi görüntüleri, 268x268 boyutlarında damga eklenmiş (b) MRI (d) Ultrason (f) X-Ray tıbbi görüntüleri	108
Şekil 3.8.	Önerilen yöntemin benzer çalışmalarla TSGO açısından karşılaştırılması	110
Şekil 3.9.	(a) Ultrason (d) X-ray damga eklenmiş tıbbi görüntüler, (b) Ultrason (e) X-Ray iki piksel değiştirilmiş tıbbi görüntüler, (c) Ultrason (f) X-Ray değişiklik tespiti gerçekleştirilmiş tıbbi görüntüler.....	111
Şekil 3.10.	(a) MRI (d) Ultrason damga eklenmiş tıbbi görüntüler, (b) MRI (e) Ultrason değiştirilmiş tıbbi görüntüler, (c)MRI (f) Ultrason değişiklik yer tespiti yapılan tıbbi görüntüler	112
Şekil 3.11.	Farklı EHK veri boyutlarında elde edilen ortalama TSGO değerleri.....	114
Şekil 3.12.	(a) Orjinal tıbbi görüntüler (b) Damga eklenmiş tıbbi görüntüler ve TSGO değerleri	118

Şekil 3.13.	(a) (c) Üzerinde değişiklik yapılmış damgalı tıbbi görüntü (c) (d) Önerilen yöntemle tespit edilen saldırılı bölgeleri	119
Şekil 3.14.	(a)(c)(e)(g) Çeşitli açılardan termal tıbbi görüntüler (b)(d)(f)(h) TSGO değerleriyle birlikte damgalanmış termal tıbbi görüntüler.....	121
Şekil 3.15.	(a-b) R2 ve R3 sınır bölgelerinin bir kısmında ve MB’de düzgün biçimli bozulma ile Değişiklik Yer Tespiti	122
Şekil 3.16.	(a) Damgalanmış termal tıbbi görüntü (b) Blok yer değiştirme saldırısına uğramış termal tıbbi görüntü (c) Konum bilgisi olmadan değişiklik yer tespiti (d) Önerilen yöntem ile değişiklik yer tespiti	124
Şekil 3.17.	Farklı boyutlardaki EHK ve görüntülerde ortalama TSGO değişimi	126
Şekil 3.18.	Önerilen yöntemin (a) TSGO (b) İAB Boyutu açısından [66] ve [127] ile karşılaştırılması	128
Şekil 3.19.	(a) Orjinal tıbbi görüntü (b) Damga eklenmiş tıbbi görüntü (c) Elde edilen TSGO değeri.....	130
Şekil 3.20.	(a) Piksel bazlı değişim (c) Blok tabanlı değişim (e) Kopyala-yapıştır tabanlı değişim (b)(d)(f) Önerilen yöntemle değişiklik yer tespiti	130

TABLÖLAR DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 1.1.	Uzay ve Frekans Bölge Damgalama arasındaki farklar	27
Tablo 1.2.	Literatürde yer alan bazı önemli tıbbi görüntü damgalama tekniklerinin temel özelliklerle karşılaştırılması	48
Tablo 3.1.	Saldırı uygulanan tıbbi görüntülerden elde edilen NK değerleri ve karşılaştırılması	105
Tablo 3.2.	Test görüntüleri, GMB, SB ve yer haritası boyutları	107
Tablo 3.3.	Üç tıbbi görüntü türü için ortalama TSGO değerleri	109
Tablo 3.4.	Önerilen yöntemin veri gömme kapasitesi	113
Tablo 3.5.	Önerilen yöntemin ortalama DPO değerleri	115
Tablo 3.6.	Temel özelliklere göre yapılan çalışmanın benzer çalışmalarla kıyaslanması	116
Tablo 3.7.	Önerilen yöntemin benzer çalışma ile karşılaştırılması	119
Tablo 3.8.	Önerilen yöntemin ortalama DPO değerleri	125
Tablo 3.9.	Önerilen yöntemin farklı boyutlardaki termal tıbbi görüntüler için veri gömme kapasitesi	126
Tablo 3.10.	Görüntülere atak uygulandığında elde edilen NK değerleri	131
Tablo 3.11.	Önerilen yöntemin HWHD ve AKD teknikleri ile işlem süresi karşılaştırılması	131
Tablo 3.12.	Önerilen yöntem ile [130] çalışmasının TSGO karşılaştırılması	132

SEMBOLLER DİZİNİ

RBS	: Radyoloji Bilgi Sistemi
RAİS	: Resim Arşivleme-İletişim Sistemi (PACS)
İGS	: İnsan Görsel Sistemi (HVS)
OKH	: Ortalama Karesele Hata (MSE)
TSGO	: Tepe Sinyal Gürültü Oranı (PSNR)
YBİ	: Yapısal Benzerlik İndeksi (SSIM)
NK	: Normalleştirilmiş Korelasyon (NC)
BÖ	: Benzerlik Ölçümü (SIM)
BHO	: Bit Hata Oranı (BER)
CT	: Bilgisayarlı Tomografi
MR	: Manyetik Rezonans
US	: Ultrason
İAB	: İlgi Alan Bölgesi (ROI)
İADB	: İlgi Alanı Dışı Bölgesi (RONI)
EHK	: Elektronik Hasta Kayıtları (EPR)
TSGH	: Tıbbi Sayısal Görüntüleme ve Haberleşme (DICOM)
AKD	: Ayrık Kosinüs Dönüşümü (DCT)
İŞS	: İleri Şifreleme Standartı (AES)
BCH	: Bose-Chaudhuri Hocquenghem
ADPD	: Ayrık Dalgacık Paket Dönüşüm (DWPT)
FG	: Fark Genişlemesi (DE)
ADD	: Ayrık Dalgacık Dönüşümü (DWT)
EAB	: En Anlamsız Bit (EAB)
ÇZK	: Çalışma Zamanı Kodlama (RLE)
GÖF	: Güvenli Özet Funksiyonu (SHA)
TDA	: Tekil Değer Ayrıştırma (SVD)
CD	: Contourlet Dönüşümü (CT)
TDD	: Tamsayı Dalgacık Dönüşümü (TDD)
PET	: Pozitron Emisyon Tomografisi
RSA	: Rivest–Shamir–Adleman

DAD	: Döngüsel Artıklık Denetimi (CRC)
HWHD	: Hızlı Walsh-Hadamard Dönüşümü (FWHT)
TGD	: Tıbbi Görüntü Damgalama (MIW)
MD5	: Message-Digest 5
DPO	: Doğru Pozitif Oran (TPR)
YPO	: Yanlış Pozitif Oran (FPR)
BTB	: Blok Tanılama Bilgisi
GMB	: Görüntü Merkez Bölgesi
SB	: Sınır Bölgesi
BÖV	: Blok Özellik Vektörü
BDAV	: Blok Değişiklik Algılama Vektörü
BDD	: Blok Değişiklik Değeri
BDV	: Blok Doğrulama Vektörü

1. GENEL BİLGİLER

1.1. Giriş

Son yıllarda hızla gelişen çoklu ortam ve ağ teknolojilerinin günlük hayatta yaygın olarak kullanılması birçok güvenlik probleminin ortaya çıkmasına neden olmuştur. Özellikle geliştirilen görüntü işleme programlarının kolay kullanımı bir görüntünün dakikalar içinde çok farklı bir biçime dönüşmesine imkân tanımaktadır. Örneğin Şekil 1.1.'deki görüntüler gerçekçi gözükmelerine rağmen, görüntü işleme programları kullanılarak çeşitli hayvanların birleşiminden oluşturulmuştur.

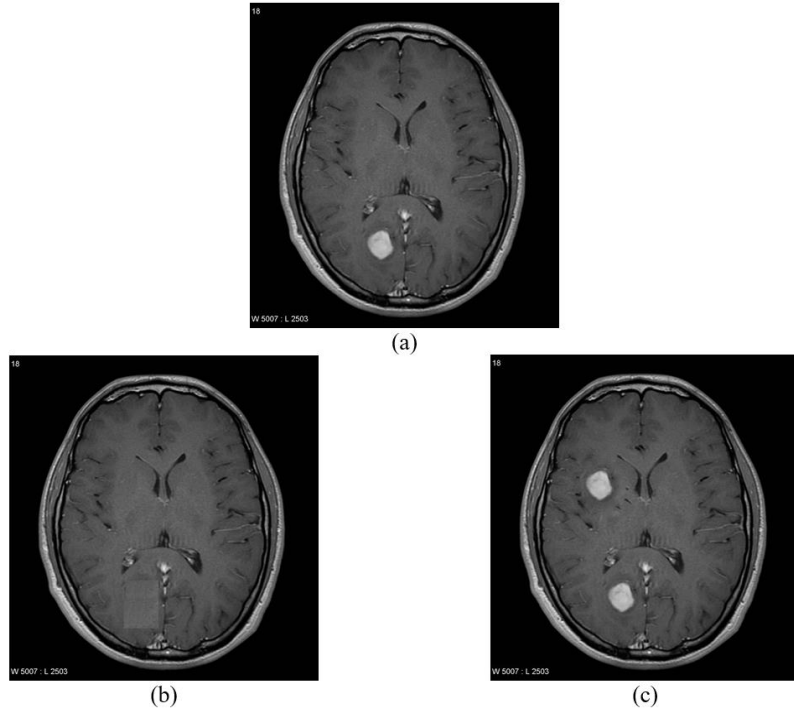


Şekil 1.1. Değiştirilmiş görüntü örnekleri (kaynak: www.designcrowd.com)

Günümüz teknolojileri ile buna benzer daha birçok görüntü ile karşılaşmak mümkündür. Burada önemli olan bu değişikliklerin nasıl yapıldığından çok değişimlerin tespit edilip edilemeyeceğidir. Çünkü insan gözünün yalnızca resimlere bakarak anormal yapıları her durumda fark edebilmesi imkânsızdır. Özellikle adli ve tıbbi vakalarda görüntü içerikleri büyük önem taşıdığından hataya yer verilmemelidir. Örneğin bir hasta görüntüsünde yapılan değişiklik fark edilemez ise hastaya konulacak tanı ve verilecek tedavi kötü sonuçlara yol açabilecektir. Dolayısıyla imge üzerinde rahatlıkla ve fark edilemeyecek

düzeyde değişiklik yapılabildiği günümüz teknolojisinde sayısal görüntülerin güvenilirliğini arttırmak gerekmektedir.

Damga adı verilen fazladan bir bilginin görüntü içindeki piksellere çeşitli yöntemlerle saklanması ve sonrasında bu verinin görüntüden çıkarılması temeline dayanan Sayısal Görüntü Damgalama alanında yapılan çalışmalar bu soruna çözüm bulmaya yöneliktir. Bu tez çalışmasında tıbbi görüntü güvenliği esas alınarak damgalanmış tıbbi görüntüler üzerinde meydana gelen değişikliklerin tespiti üzerine damgalamanın tasarımı, analizi ve uygulanması için bir yöntemin araştırılması amaç edinilmiştir.



Şekil 1.2. (a) Orijinal tümörlü beyin görüntüsü, (b) Tümör silinmiş beyin görüntüsü, (c) Yeni tümör eklenmiş beyin görüntüsü

Tıbbi görüntüleme teknolojilerindeki gelişmeler, hastalara ait tıbbi görüntüleri kullanan yeni uygulamaların ortaya çıkmasına neden olmuştur. Tıbbi görüntü kullanımı uzaktan erişim, elektronik veri iletimi, çoklu kullanıcıların resmi yorumlaması ve istasyonlarda görüntüleme kavramlarına izin vermiştir. Böylece, radyoloji bilgi sistemi (RBS) ve resim arşivleme-iletişim sistemlerini (RAİS) içeren hastane bilgi sistemleri, sağlık hizmetlerine erişim, dağıtım ve standart geliştirme potansiyeline sahip çeşitli tıbbi hizmetler sunulabilmiştir.

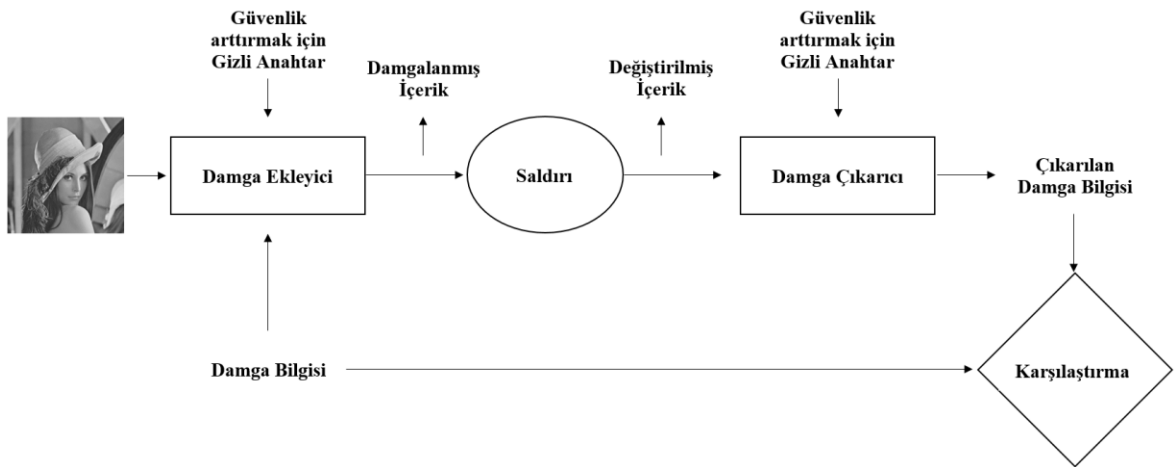
Sağlık hizmetlerinde meydana gelen bu gelişmeler beraberinde birçok yeni güvenlik problemlerini gündeme getirmiştir. Bunlar arasında Şekil 1.2.'de gösterildiği gibi görüntüde sahtecilik, kişisel bilgilere izinsiz erişim ve kimlik doğrulama bulunmaktadır. Tıbbi görüntüler ve diğer radyoloji bilgilerinin hassas ve kolay tanımlanabilir olması ve güvenli olmayan bir ortamda kullanımları oldukça risklidir. Bu nedenle bu bilgilerin uygun şekilde yönetilmeleri ve güvenli ortamlarda yüksek gizlilikle korunması gerekmektedir.

Şekil 1.2.(a)'da tümörlü bir orijinal beyin görüntüsü bulunmaktadır. Görüntü işleme programlarıyla birlikte tümör ortadan kaldırılarak Şekil 1.2.(b) ya da tümör çoğaltılarak Şekil 1.2.(c) görüntüsü oluşturulmuştur.

1.2. Sayısal Görüntü Damgalama

Genelde sayısal görüntü damgalama damga ekleme ve damga çıkarma olmak üzere iki alt süreçten meydana gelmektedir. Damga ekleme sürecinde belirlenmiş olan damga bilgisi taşıyıcı ya da orijinal görüntü olarak isimlendirilen imgeye gömülür. Veri ekleme sonrasında orijinal görüntü değişikliğe uğrar ve damgalanmış görüntü olarak isimlendirilir. Damga çıkarma sürecinde ise damgalanmış görüntüden damga ekleme aşamasında orijinal görüntüye gömülen damga bilgisi elde edilir. Elde edilen damga bilgisi orijinal damga ile karşılaştırılır. Eğer iki damga birbirinin aynısı ise görüntü doğrulanmış olur [123].

Tipik bir sayısal görüntü damgalama sistemi Şekil 1.3.'te gösterilmiştir.



Şekil 1.3. Tipik Sayısal Görüntü Damgalama Sistemi

Damga ekleyici modülüne giriş olarak damga bilgisi ve güvenliği arttırmak amaçlı gizli anahtar giriş olarak verilir. Çıkış olarak ise damgalanmış içerik elde edilir. Elde edilen içeriğe uygulanabilecek saldırılar sonrasında oluşan değiştirilmiş içerik damga çıkarma modülüne giriş olarak verilir. Çıkarılan damga bilgisi ile orijinal damga bilgisi karşılaştırılıp karar verme mekanizması çalıştırılır [133].

Varsayalım ki I orijinal görüntü, d görüntü içine eklemek istenilen damga bilgisi olsun. Sayısal damgalama sistemlerinde damga ekleme fonksiyonu $E(.)$, I ve d verilerini giriş olarak alır, damgalanmış görüntü (I') çıktısını üretir. Bu durumda I' , (1.1)'deki gibi elde edilir.

$$I' = E(I, d) \quad (1.1)$$

Damga ekleme algoritmasının dayanıklı olduğu farz edildiğinde I' verisinin iletimi esnasında ataklara uğraması sonucu I'' verisi alıcı tarafa ulaşır. Burada damgalama sistemine bağlı olarak $C(.)$ damga çıkarma fonksiyonu (1.2)'de belirtilen I'' , I ve d bilgilerini giriş olarak alınır.

$$d' = C(I'', [I], [d]) \quad (1.2)$$

Burada '[' ile belirtilen girişler tercihe bağlı olarak damga çıkarma fonksiyonuna gönderilmektedir. Böyle bir damgalama sisteminde aşağıda belirtilen gereksinimler sağlanmalıdır [123]:

- Damga bilgisi d , orijinal görüntü olmadan I'' verisinden çıkarılabilmeli,
- Damgalanmış görüntü I' , olabildiğince orijinaline benzemelidir,
- Damgalı görüntü (I') saldırıya uğrasa bile d elde edilebilmeli,

1.3. Sayısal Görüntü Damgalama Türleri

Sayısal görüntü damgalama sistemleri geliştirilecek uygulamaya ve gereksinimlere bağlı olarak çeşitli sınıflara ayrılmaktadır. Literatürde yer alan çalışmalar bu sınıflandırmayı birçok farklı açıdan çeşitli biçimlerde gerçekleştirmektedir. Aşağıda sayısal görüntü

damgalama sistemlerinin en genel olarak sınıflandırılması gerçekleştirilmiş ve bu sistemler hakkında özet bilgi verilmiştir;

1.3.1. Görünür Damgalama Sistemleri

Bu sistemlerde damga, orijinal resme insan görsel sistemi (İGS) tarafından algılanabilecek biçimde yerleştirilir [10]. Şekil 1.4.(a)'da yer alan resme görünür damgalama sistemi ile “ÇOK GIZLI” metni eklenerek Şekil 1.4.(b) elde edilmiştir. Genellikle telif haklarının korunmasında kullanılan bir yöntemdir. Orijinal görüntüye kişileri ya da kurumları temsil eden logo resimleri damga olarak eklenir.

Günümüz görüntü işleme programları sayesinde görünür damgalar kolaylıkla resim içerisinden çıkarılabilmektedir. Hem kolay yok edilebilmesi hem de gözle görülebiliyor olması bu sistemlerin çok kullanılmamasına yol açmaktadır.



Şekil 1.4. (a) Orijinal Görüntü (b) Görünür Damgalama (c) Görünmez Damgalama (kaynak: www.pexels.com)

1.3.2. Görünmez Damgalama Sistemleri

Bu sistemlerde insan görsel sistemi tarafından görülemeyecek biçimde damga bilgisinin orijinal görüntüye eklenmesi söz konusudur [11]. Bu sistemlerde damga ancak

uygun bir yazılımla birlikte tespit edilebilir. Görünür damgalamanın aksine bu sistemlerden damganın çıkarılması kolay değildir. Sayısal görüntü damgalama alanında yapılan çalışmaların çok büyük bir çoğunluğu bu sistem üzerinedir.

Şekil 1.4. (a)'da yer alan orijinal görüntüye “ÇOK GIZLI” metni ikili sayı biçiminde görünmez damgalama sistemi ile eklenerek Şekil 1.4.(c) elde edilmiştir.

1.3.3. Kör Damgalama Sistemleri

Bir görüntü damgalama sisteminin kör olabilmesi için damga çıkarma işlemi esnasında orijinal görüntüye ihtiyaç duymaması gerekir. Kör damgalama orijinal görüntüyü saklamak için bellek alanına ve daha fazla kaynağa ihtiyaç duymadığı için daha popüler bir sistem haline gelmiştir. Bu sayede daha hızlı sonuç üretebilmektedirler.

Ancak bu sistemlerde; damga eklendikten sonra görüntüye uygulanan ataklardan dolayı damga çıkarma işleminden sonra elde edilen damganın bozulmuş olma ihtimali oldukça fazladır. Bu nedenle literatürde yer alan kör damgalama sistemleri çoğunlukla çıkarılan damganın dayanıklılığını arttırmaya yöneliktir.

1.3.4. Kör Olmayan Damgalama Sistemleri

Görüntü damgalama sistemleri; gönderici tarafta ek bir bilginin görüntü içine saklanması ve alıcı tarafta bu verinin elde edilmesi esasına dayanmaktadır. Damga olarak isimlendirilen bu ek bilginin görüntüden elde edilmesi sırasında ana (orijinal) görüntüye ihtiyaç duyan sistemlere kör olmayan damgalama sistemleri adı verilir.

Literatürde bu alana yönelik çalışma sayısı oldukça sınırlıdır. Bunun nedeni bu sistemlerin hem damga eklenmiş hem de orijinal görüntüleri saklamak zorunda olup daha fazla bellek alanı gerektirmeleridir. Buna rağmen bu damgalama sistemlerinde görüntüden elde edilen damga bilgisi kör damgalama sistemlerine göre daha doğrudur.

1.3.5. Dayanıklı Damgalama Sistemleri

Bir damgalama sisteminde; damgalanmış görüntü üzerinde değişiklikler yapıldığında çıkarılan damga bilgisinde değişim meydana gelmiyorsa bu sistem dayanıklı olarak

nitelendirilir. Dayanıklı damgalama sistemleri istemli ya da istemsiz birçok saldırıya karşı dirençli olmalıdır. Bu saldırılar arasında görüntü filtreleme, iyileştirme, gürültü ekleme, JPEG sıkıştırma, sahtecilik saldırıları ve döndürme, kırpma, dönüştürme gibi geometrik dönüşüm işlemleri yer almaktadır.

Telif hakları, parmak izi ve erişim kontrolü gibi uygulamalarda sıkça kullanılan bir damgalama sistemidir. Telif hakkı uygulamalarında sayısal damga; telif hakkına sahip kişiyi, yetkili tüketiciyi ve veriye ait sahiplik haklarını temsil etmektedir. Damga bilgisi görüntüye kalıcı olarak eklenir ve yetkili kişiler kolayca bu bilgiye erişir ve okur. Aynı zamanda damga verisi görüntüyü değiştirmemeli, yetkisiz kişilerin bu bilgiyi kaldırmasını engellemek için görünmez olmalıdır [134].

1.3.6. Kırılgan Damgalama Sistemleri

Orijinal görüntüye eklenmiş olan damga bilgisi, kolayca yok edilebilir ya da zarar görebilir olmalıdır. Bu özellik görüntü bilgisinin değiştirilmiş veya oynanmış olduğu belirlemede gereklidir. Uygulama alanları arasında belge doğrulama, kanıt doğrulama vb. bulunmaktadır.

Bir görüntü dosyasının hiçbir değişime uğramadığına dair doğrulaması bu sistemlerle sağlanabilir. Bu sistemlerde damgalanmış görüntüye uygulanacak en küçük iyi ya da kötü niyetli değişimler damga bilgisinin değişimine neden olmalıdır. Böylece alıcı tarafta gerçekleştirilen damga çıkarma işlemi ile elde edilen damga bilgisindeki değişim ya da değişmezlik orijinal verinin doğruluğu hakkında bilgi verecektir.

1.4. Sayısal Görüntü Damgalama Özellikleri

Sayısal görüntü damgalama teknikleri geliştirilen uygulamanın gereksinimlerine göre farklı sınıflara ayrıştırılmaktadır. Ancak etkin ve uygulanabilir bir sayısal görüntü damgalama algoritmasının bazı temel özellikleri bulunmaktadır. Farklı sınıflara ayrıştırma ise bu temel özelliklerin ne oranda karşılandığına göre gerçekleştirilmektedir. Örneğin telif hakkı üzerine geliştirilen bir sistemde esas özellik dayanıklılık olmasına rağmen fark edilmezlik özelliğini de kısmen sağlaması gerekmektedir.

Aşağıda sayısal görüntü damgalama tekniklerinin en temel ve gerekli özelliklerinden bahsedilmiştir.

1.4.1. Fark Edilmezlik

Sayısal damgalamanın temel gereksinimi, damgalanmış görüntünün orijinal görüntü gibi görünmek zorunda olmasıdır. Damgalama sisteminin görünmezliği ya da saydamlığı olarak bilinen bu özellik orijinal görüntüde çok fazla bozulma olmadığının bir kanıtıdır [1]. Görüntü içine eklenen damga insan gözü tarafından fark edilemez olmalıdır. Fark edilmezlik özelliği genellikle Ortalama Karesel Hata (OKH), Tepe Sinyal Gürültü Oranı (TSGO) ve Yapısal Benzerlik İndeksi (YBİ) gibi metriklerle ölçülmektedir.

➤ OKH: Orijinal ile damgalanmış görüntü arasındaki benzerliği ifade eden bu metrik (1.3) ile hesaplanır [2]. Elde edilen yüksek değerler görüntüler arasındaki benzerliğin fazla olduğunu göstermektedir. Burada I orijinal görüntüyü, I_D damgalanmış görüntüyü, M ve N ise görüntünün boyut bilgisini temsil etmektedir.

$$OKH(I, I_D) = \frac{1}{MN} \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{M-1} (I(i, j) - I_D(i, j))^2 \quad (1.3)$$

➤ TSGO: Genellikle orijinal görüntü ile damgalanmış görüntü arasındaki kalite farkını ölçmede kullanılır. Yüksek TSGO değeri, iki görüntünün yüksek oranda benzerlik taşıdığını göstermektedir [3]. Bu metrik dB cinsinden tanımlanır ve (1.4) ile hesaplanır. Kabul edilebilir görsel TSGO değeri 30dB ve üzeridir. Burada I orijinal görüntüyü, I_D damgalanmış görüntüyü ifade etmektedir.

$$TSGO(I, I_D) = 10 \log_{10} \frac{255^2}{OKH(I, I_D)} \quad (1.4)$$

➤ YBİ: Bu yöntem iki görüntü arasındaki benzerlik ölçütünü vermektedir. (1.5) ile hesaplanana bu metrik $[-1 \ 1]$ aralığında değerler alabilir. 1 değerini alması, karşılaştırılan görüntülerin bire bir aynı olduğu anlamına gelmektedir [4]. Burada; I ve I_D sırasıyla orijinal ve damgalanmış görüntüyü, μ_I ve μ_{I_D} sırasıyla I ve I_D 'nin ortalamasını, σ_I^2 ve $\sigma_{I_D}^2$ sırasıyla

I ve I_D 'nin varyansını, cov değeri I_D 'nin kovaryansını, c_1 ve c_2 değişkenleri ise düşük payda ile bölünmeyi dengelemek için belirlenen değerleri ifade etmektedir. k_1 ve k_2 değerleri ise sırasıyla 0.01 ve 0.03 olarak kullanılan sabit terimleri ifade etmektedir. L değeri piksel değerlerinin aralığını göstermektedir ($L = 2^{\text{piksel bit sayısı}} - 1$). Dolayısıyla gri seviye görüntüler için L değeri $[0-255]$ aralığındadır.

$$YBI(I, I_D) = \frac{(2\mu_I \mu_{I_D} + c_1)(2\text{cov} + c_2)}{(\mu_I^2 + \mu_{I_D}^2 + c_1)(\sigma_I^2 + \sigma_{I_D}^2 + c_2)} \quad (1.5)$$

$$\begin{cases} c_1 = (k_1 L)^2, k_1 = 0.01 \\ c_2 = (k_2 L)^2, k_2 = 0.03 \end{cases}$$

1.4.2. Dayanıklılık

Görüntü içine eklenen damga verisinin dışarıdan gerçekleştirilebilecek ataklara karşı dayanma özelliği dayanıklılık olarak isimlendirilir. Kırılğan damgalama sistemleri dışında tüm sistemlerin, damgalanmış görüntüye yapılabilecek olan ataklara karşı dayanıklı olması gerekir. Dayanıklı bir damgalama genellikle filtreleme işlemlerine, gürültü eklemeye, döndürme, ölçekleme, çevirme gibi geometrik dönüşümlere ve JPEG gibi kayıplı sıkıştırmaya karşı dirençli olmalıdır. Bu özellik damgalanmış görüntüye atak uygulandıktan sonra çıkarılan damga bilgisi ile orijinal damga bilgisi karşılaştırılarak ölçülür. Normalleştirilmiş Korelasyon (NK), Benzerlik Ölçümü (BÖ) ve Bit Hata Oranı (BHO) gibi metrikler bu ölçümde kullanılmaktadır.

➤ NK: Orijinal ve çıkarılan damga verisi arasında benzerliği (1.6) ile analiz edip $[0 \ 1]$ arasında değer üretir[5]. Burada D ve D' sırasıyla orijinal damga ve çıkarılan damgayı ifade etmektedir.

$$NK = \frac{\sum_i \sum_j D(i, j) D'(i, j)}{\sqrt{\sum_i \sum_j D(i, j)^2 \sum_i \sum_j D'(i, j)^2}} \quad (1.6)$$

➤ BÖ: Orijinal ve çıkarılan damga verisi arasındaki benzerliği hesaplamada kullanılır [6] ve (1.7)'de verildiği gibidir. Burada D ve D' sırasıyla orijinal damga ve çıkarılan damgayı ifade etmektedir.

$$BÖ = \frac{\sum_i \sum_j D(i, j) D'(i, j)}{\sum_i \sum_j D'(i, j)^2} \quad (1.7)$$

➤ BHO: Hatalı kodlanmış olabilecek ikili örneklerin olasılıklarını hesaplamada kullanılır ve (1.8)'deki gibi hesaplanır. Özellikle damga bilgisinin 0 ve 1'lerden oluşması durumunda çok kullanışlıdır. Düşük BHO değerleri, damgalama sisteminin daha dayanıklı olduğunu gösterir. Burada; DB, hatalı kodlanmış bit sayısını, NB ise orijinal damga verisinde bulunan toplam bit sayısını ifade etmektedir.

$$BHO = \frac{DB}{NB} \quad (1.8)$$

1.4.3. Güvenlik

Damgalama sistemlerinde aranılan bir diğer önemli özellik güvenlidir. Damga ekleme algoritması bilgisine sahip olmayan kişilerin damga bilgisine ulaşmalarının önüne geçilmelidir. Damga bilgisi yalnızca yetkili kişiler tarafından erişilebilir olmalıdır. Ayrıca sistem damga bilgisini kaldırma, değiştirme ya da istenmeyen damga bilgisi ekleme gibi farklı atak türlerine karşı da dayanıklı olmalıdır [133]. Gerçekleştirilebilecek atak türleri iki alt sınıfta incelenmektedir. Bunlar; yalnızca damganın tespit edilmesine dayalı olan pasif ataklar ve damganın değiştirilmesine yönelik olan aktif ataklardır.

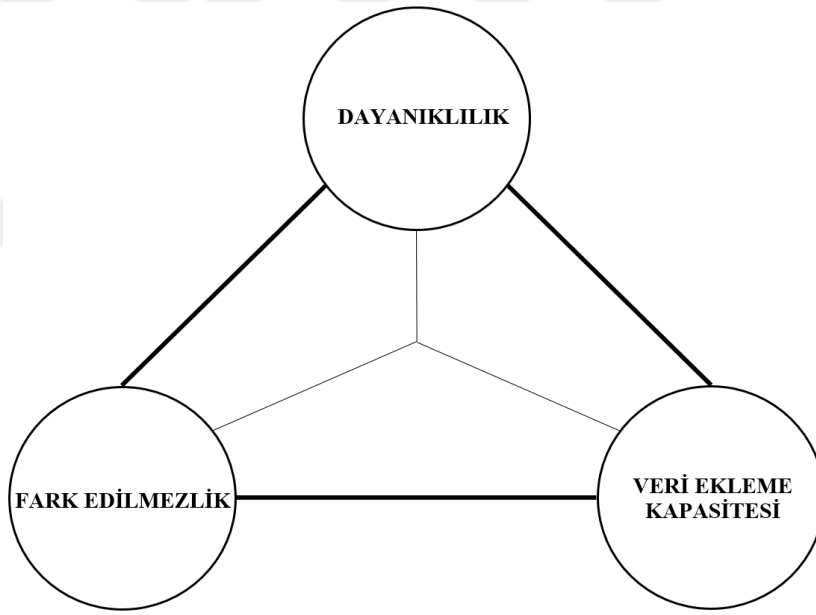
1.4.4. Hesaplama Karmaşıklığı

Sayısal görüntü içine bilginin eklenmesi ve yeniden elde edilmesi için gerekli süre ve kaynaklar damgalama sisteminin karmaşıklığı olarak tanımlanmaktadır [7]. Karmaşık biçimde önerilen yöntemlerin uygulamaya dönüştürülebilmesi için daha çok yazılım ve

donanım kaynağına ihtiyaç duyulmakta ve hesaplama maliyeti artmaktadır. Damgalama için gerçek zamanlı uygulamalar düşünüldüğünde hesaplama karmaşıklığı en az seviyede olmalıdır. Bunun içinde önerilen yöntemlerde düşük hesaplama karmaşıklığı aranan bir özellik haline gelmiştir.

1.4.5. Veri Ekleme Kapasitesi

Damgalama sürecinde görüntüye eklenebilecek maksimum veri miktarı veri ekleme kapasitesi, damga ekleme sürecinden sonra görüntüye uygulanan saldırılara rağmen damga bilgisini koruması dayanıklılık ve eklenen damga bilgisinin görüntüde meydana getirdiği bozulmanın en aza çekilmesi ise fark edilmezlik olarak tanımlanmaktadır [2].



Şekil 1.5. Dayanıklılık, Veri Ekleme Kapasitesi ve Fark Edilmezlik özellikleri arasındaki ilişki üçgeni

Bu üç özellik Şekil 1.5.'te belirtildiği gibi birbiriyle yakından ilişkilidir. Öyle ki herhangi bir özellik iyileştirilmeye çalışıldığında ilgili özellik dışındakiler kötüleşmeye başlamaktadır. Bu nedenle sayısal görüntü damgalama teknikleri bu özellikler arasında bir denge oluşturmak zorundadır.

Bir örnek verilecek olursa; bir damgalama sisteminde görüntüye eklenen veri kapasitesi arttırılmak istenildiğinde en basit çözüm görüntüde yer alan bütün piksellere

damga eklemek olacaktır. Ancak bu durum damga eklenen görüntünün görsel olarak bozulmasına (fark edilemezlik) ve büyük boyutlu damganın saldırılar karşısında daha az dayanıklı olmasına neden olacaktır [9]. Tüm piksellere veri ekleyip tek bir özelliği en üst seviyeye çıkarmak yerine görünmezlik şartını asgari sağlayacak, dayanıklılığı azaltmayacak ve en yüksek oranda veri ekleme kapasitesi sağlayacak şekilde bir yöntem önerilmelidir.

1.5. Sayısal Damgalama Uygulama Alanları

Son yıllarda yapılan çalışmalar ve buna bağlı olarak iyileştirmeler, başta telif hakkı yönetimi ve korunması uygulamaları olmak üzere sayısal damgalama tabanlı uygulamaların artmasına yol açmıştır. Özellikle sayısal damgalama teknikleri tıbbi, askeri ve arşivleme tabanlı uygulamalar içinde karşımıza çıkmaktadır. Aşağıda sayısal damgalamanın uygulama alanları verilmiştir:

➤ Yayın izleme: Özellikle reklam ajanslarının yayınlatmak istedikleri reklamın süre ve zaman bilgilerini yayıncı kuruluştan elde etmede kullanılmaktadır. Bunu gerçekleştirmek için reklam videosunun başlangıç ve bitiş çerçevelerine zaman bilgisi eklenir. Böylece reklam ajansı iki zaman bilgisinden yayının süresini ve hangi zaman diliminde oynatıldığını tespit edebilir. Ayrıca izinsiz yayın yapmaya çalışan istasyonların tespitinde de kullanılabilir. Yetkili istasyon yayın esnasında lisans bilgilerini yayın içine ekler. Eğer yayın izleme esnasında damga bilgisi olarak çıkarılan lisans bilgileri uyuşmuyor ise izinsiz yayın yapan kuruluş tespit edilebilir.

➤ Telif Hakları ve Korunması: Sayısal damgalamanın en çok kullanıldığı alanlardan birisidir. Mevcut sayısal verilerin kime ait oldukları bilgisi damga olarak sayısal verilerin içine gömülür. Bu sayede meydana gelebilecek hukuki anlaşmazlıklarda damga bilgisi kullanılarak telif hakları korunmuş olur. Bu uygulamalardaki en büyük problem damga bilgisi olarak eklenen verinin dayanıklı bir biçimde yerleştirilerek ataklar karşısında bozulmamasıdır. Çünkü damga bilgisi kolaylıkla kaldırılabilirdiğinde kişilerin ya da firmaların hak iddia etmeleri mümkün değildir.

➤ Kopya Kontrolü: CD veya DVD gibi depolama araçlarının kopyalanması sonucunda meydana gelebilecek korsan veri kullanımlarının önüne geçmede kullanılır. Damgalama uyumlu CD ya da DVD yazıcılar sayesinde kopya korumalı damga içeren dosyaların başka yerlere kopyalanmasının önüne geçilebilir.

➤ **Gizli İletişim:** Askeri alanda kullanılmak üzere gizli haberleşme uygulamaları oluşturulabilir. Bunun için iletilmek istenen veri, damga bilgisi olarak sayısal veri içine algılanamayacak biçimde eklenir. Karşı tarafta damgalanmış veri içinden damga çıkarılarak gizli mesaja ulaşılır. Genelde bu uygulamalarda damgalama sürecinde şifreleme işlemi de gerçekleştirilir. Bu sayede çift katmanlı koruma ve gizlilik sağlanmış olur.

➤ **Parmak izi:** Bu uygulamalarda firmanın ürettiği her bir ürüne, her müşteri için farklı damga oluşturulur ve yerleştirilir. Yerleştirilen damga müşteri bilgilerine dayalı oluşturulur. Bu yöntem; firmanın lisans anlaşmasını bozan veya ürünün yasadışı kopyaları oluşturan müşterileri bulmasını sağlar. Bu uygulamalarda ürün içine eklenen damganın görünmez ve sağlam olması gerekmektedir.

➤ **Doğrulama ve Bütünlük Kontrolü:** Bu uygulamanın amacı; sayısal görüntüler üzerinde herhangi bir değişikliğin yapıp yapılmadığını bulmak ve bu değişikliklerin yerini tespit etmektir. Bunu sağlamak için içerik değişimlerine duyarlı olan kırılğan ya da yarı-kırılğan damgalama algoritmaları kullanılır.

1.6. Tıbbi Görüntü Damgalama

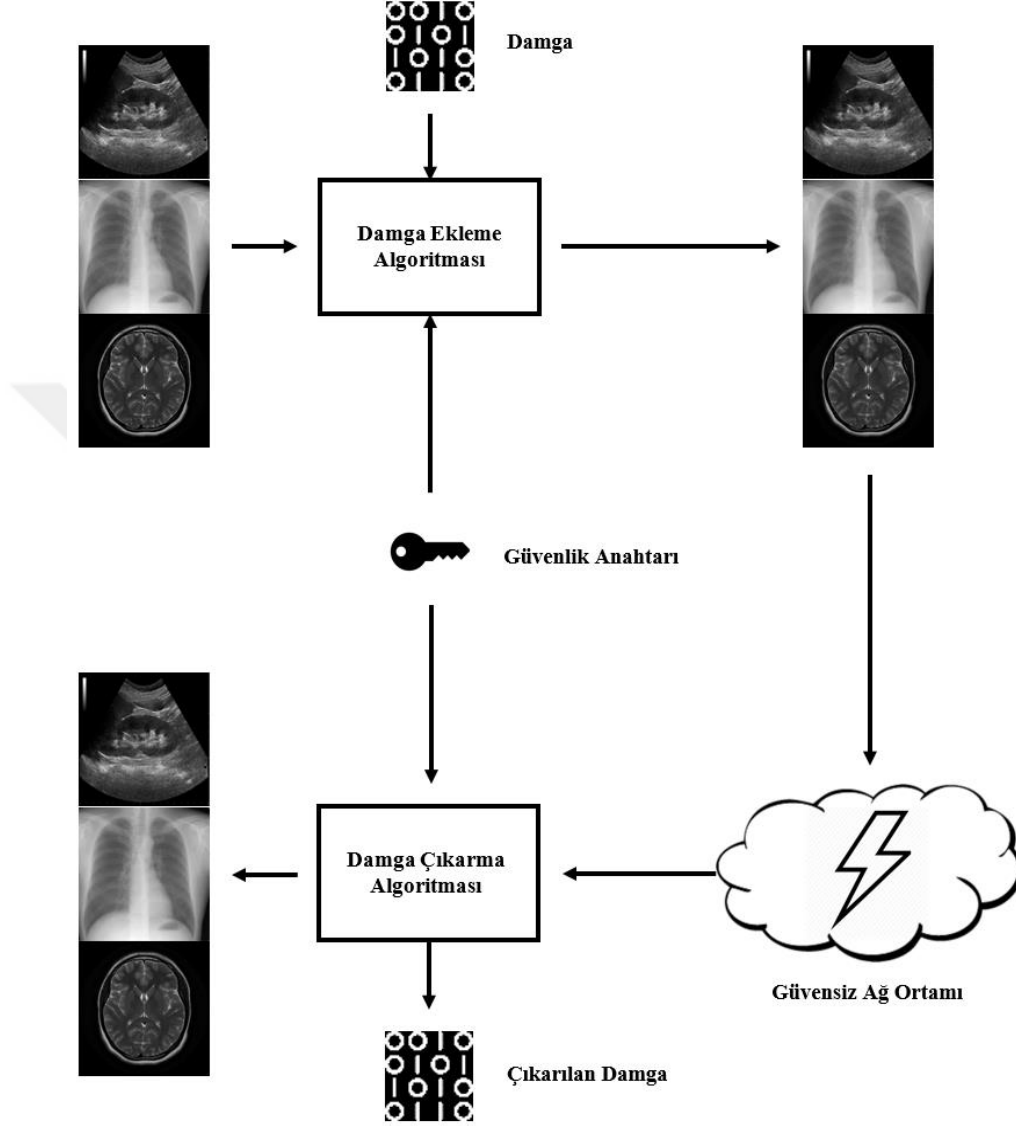
İnternet üzerinden veri iletişimi, birçok uygulama için bilgilerin paylaşılabilmesi (dosya ve kaynak paylaşımı, çevrimiçi bankacılık, çevrimiçi haberleşme, teletıp vb.) açısından bir zorunluluk haline gelmiştir. Bilgi ve iletişim teknolojilerindeki gelişmelere bağlı olarak, sayısal verilerin daha kolay erişilebilir olması, manipüle edilebilmesi ve dağıtılabilmesi için yeni bir ortam oluşturulmuştur [12].

Tipik bir tıbbi görüntü damgalama süreci Şekil 1.6.'da gösterilmiştir.

Özellikle de teletıp uygulamaları son zamanlarda büyük bir popülerlik kazanmıştır. Teletıp, internet üzerinden tıbbi verilerin iletimini ya da alımını sağlayarak hastalar ve uzmanlar arasında yararlı bir iletişim oluşturmaktadır. Bu sistem çeşitli ölümcül hastalıkların erken tanısına yardımcı olmakla birlikte, uzmanlara hastalıklar ve tedavileri hakkında bilgi paylaşım ortamı sunmaktadır [72].

Tıbbi alandaki görüntüleme teknolojilerinin gelişimi ile artık hastanelerde uzmanlar hastaların teşhis ve tedavi süreçlerinde daha sağlıklı karar verebilmek için sayısal görüntüleri (örneğin Bilgisayarlı Tomografi (CT), Manyetik Rezonans (MRI), Ultrason (US), X-Işını ve Termal Görüntüleme) kullanmaktadır. Bu veriler araştırma ya da hastanın sağlık durumunun gözlemlenmesi amacıyla saklanabilir, başka uzmanlardan fikir almak amacıyla ağ ortamına

sokulabilir. Tam bu noktada tıbbi görüntüler için güvenlik problemleri ortaya çıkmaktadır [9].



Şekil 1.6. Tipik Tıbbi Görüntü Damgalama süreci

Tıbbi uygulamaların çoğunda güvenlik ve gizlilik gerekmektedir çünkü bu veriler üzerinden hayati kararlar verilmektedir. Bu nedenle tıbbi görüntülerin her ne sebeple olursa olsun değiştirilmesine izin verilmemelidir. Aksi takdirde bu hastaya verilecek olan tedaviyi ve konulacak teşhisi doğrudan etkileyecektir. Güvenli olmayan ağ ortamına giren tıbbi görüntülerin değişikliğe uğraması ya da yeniden üretilmesi söz konusudur.

Tıbbi görüntü damgalama gizlilik, kimlik doğrulaması ve güvenlik problemine çözüm getirmeye çalışan, sayısal görüntü damgalama gibi damga ekleme ve çıkarma süreçlerinden oluşan bir bilim dalıdır. Damga ekleme aşamasında tıbbi görüntünün doğruluğunu sağlayacak bir veri görüntü içine gömülür, damga çıkarma sırasında ise tıbbi görüntüden bu veri çıkarılır. Çıkarılan damga uygun bilgiler içermediğinde uzman ilgili tıbbi görüntünün değiştirilmiş olduğunu anlar, tanı ve tedavi koymada daha dikkatli davranır.

Literatürde önerilen yöntemlerde yer alan eksiklikler ve yaptığımız çalışmalar kapsamında iyileştirme sağladığımız problemler aşağıda listelenmektedir.

- Tıbbi görüntüdeki ilgi alan bölgesinin boyutunun arttırılması,
- Değişiklik tespit blok boyutunun küçültülmesi,
- Tıbbi görüntünün alt bölgelere uzmana gerek kalmadan otomatik bölünmesi,
- Damgalama sonrası tıbbi görüntü kalitesinin arttırılması,
- Elektronik Hasta Kayıtları (EHK) ve damga çıkarma için gerekli olan bilgilerin dayanıklılığının arttırılması,
- Değişiklik yer tespit performansının arttırılması,
- Ters alınıbilirlik özelliğinin sağlanması,
- Damgalama süreci hesaplama zamanının azaltılması.

1.7. Tıbbi Görüntü Damgalama Gereksinimleri

Tıbbi görüntü damgalama alanında güvenlik ve mahremiyet dikkate alınması gereken kritik konulardır. Güvenlik başlığı altında önem verilmesi gereken özellikler ise gizlilik, güvenilirlik ve uygunluktur.

➤ **Gizlilik:** Tıbbi görüntülere yalnızca yetkili kullanıcıların erişebildiğini garanti eden özelliktir [13]. Verilerin açığa çıkarılması veya başka bir yere yönlendirilmesi tehditlerini engellemeye çalışır.

➤ **Güvenilirlik:** Bütünlük ve doğrulama olmak üzere iki kriterin sağlandığını garanti eder. Bütünlük; mevcut tıbbi görüntünün yetkisiz kişiler tarafından herhangi bir değişime uğramadığını kanıtlar. Doğrulama; görüntüye saklanan hasta bilgisi ile tıbbi görüntünün doğru hastaya ait olduğunu ispatlar. Tıbbi görüntü dosya içeriğinin silinmesi, değiştirilmesi ve değiştirilmesi tehditlerini engellemeye çalışır.

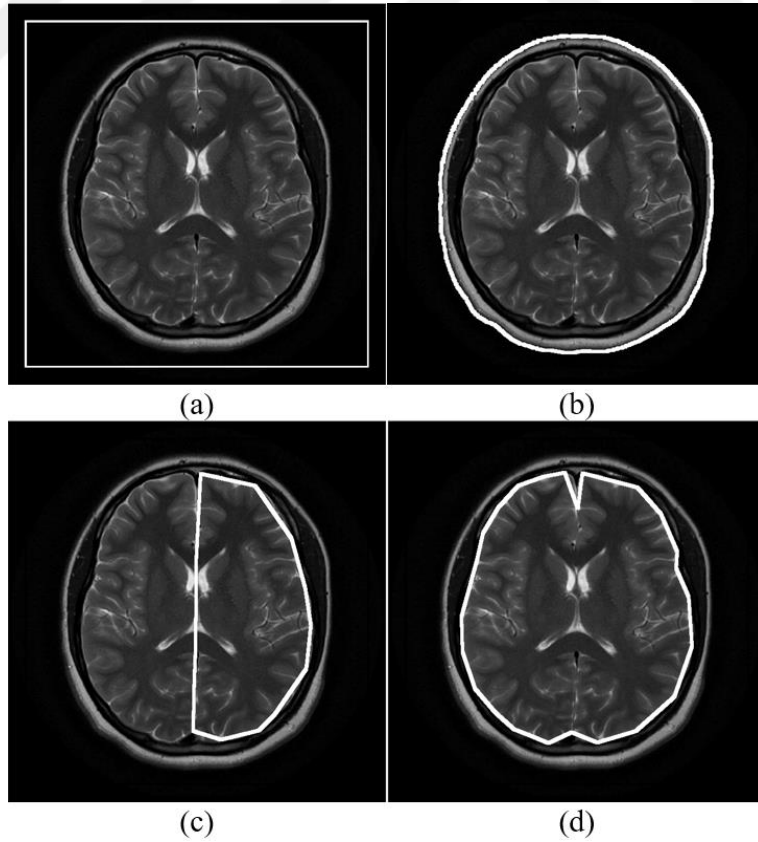
➤ **Uygunluk:** Tıbbi görüntüye yetkili kişiler tarafından her zamanki alışılmış koşullarda erişim sağlandığını gösterir.

Tıbbi sağlık uygulamaları için kullanılan damgalama teknikleri, tıbbi görüntünün özelliklerine ve kullanım amacına bağlı olarak çoklu ortam uygulamaları için kullanılan tekniklerden farklıdır. Aşağıda yer alan gereksinimler, tıbbi görüntüler için kimlik doğrulama yöntemlerine özgüdür.

1.7.1. Tıbbi Görüntü Damgalamada Fark Edilmezlik

Fark edilmezlik, tıbbi görüntü damgalamanın en önemli gereksinimidir. Damgalama alanında yer alan bazı uygulamalarda, damga verisinin görüntüye eklenmesinden sonra bile resmin içeriğini değiştirmesine izin verilmez [14, 12].

Tıbbi görüntülerin çoğu genellikle uzmanlar tarafından belirlenen İlgi Alan Bölgesi (İAB) ve İlgi Alanı Dışı Bölgesi (İADB) olmak üzere iki kısma ayrıştırılır. İAB; tıbbi görüntüde hastaya tanı konulmasını ve gerekli tedavinin önerilmesini sağlayan bölge olarak tanımlanır. Bu alan dışında kalan bölge ise İADB olarak tanımlanır.



Şekil 1.7. İAB seçimi (a) Karesel (b) Tüm organ (c) Hastalıklı düşünölen kısım (d) Organın iç kısmı

Tanı ve tedavi açısından damgalama sürecinden sonra İAB’de görsel bozulma en az seviyede olmalıdır. Aksi durumda hastalığın yanlış tanısı veya yanlış tedavisi söz konusu olabilir [16-17]. Şekil 1.7.’de uzman doktor tarafından hastalığı değerlendirme esnasında farklı durumlar için tıbbi görüntü üzerinde seçilen İAB’ler gösterilmiştir.

Tıbbi görüntü damgalamada fark edilmezlik iki yolla sağlanabilir. Birinci yöntemde tıbbi görüntünün İADB bölgesi seçilir ve damga bilgisi bu bölgeye eklenir. Bu yöntemde İAB hiçbir şekilde bozulmaya uğramaz ancak görüntü içine eklenebilecek veri miktarı çok düşük kalır. İkinci yöntemde ise damganın eklenmesi sırasında tersi alınabilir metotlar kullanılır. Böylece alıcı tarafta damga tıbbi görüntüden çıkarıldıktan sonra tekrar orijinal görüntü elde edilir [18].

İAB’nin damga ekleme sürecinde kullanımının kaçınılmaz olduğu durumlarda, bu bölgeye verilen değişim hasarı en az seviyede olmalıdır.

1.7.2. Tıbbi Görüntü Damgalamada Gömme Kapasitesi

Gömme kapasitesi tıbbi görüntü damgalama alanındaki bir diğer özelliktir. Hasta ve doktor kimliği, tanı ve tedavi bilgileri gibi gerekli tüm bilgilerin görüntü içine yerleştirilmesi gerekmektedir. Bu nedenle önerilen damgalama yöntemlerinde bu özelliğin yüksek olması beklenir.

Son zamanlarda, gerekli görsel kaliteyi sağlamak koşulu ile gömme kapasitesini arttırmaya yönelik birçok çalışma bildirilmiştir [19-22]. Bu özellik her ne kadar iyileştirilmeye çalışılsa da fark edilmezlik özelliğinden dolayı kısıtlamalar meydana gelmektedir.

1.7.3. Tıbbi Görüntü Damgalamada Doğrulama

Tıbbi görüntülerde doğrulama iki açıdan incelenmektedir. İlki ilgili tıbbi görüntünün doğru hastaya ait olup olmadığının kontrolüdür. Hasta haklarının korunması amacıyla, bir hastaya ait olan tıbbi görüntüye yalnızca hastanın kendisi ya da doktoru tarafından erişim sağlanabilmelidir. Bunu sağlayabilmek için hastaya ait olan bilgiler (Elektronik Hasta Kayıtları-EHK) damga olarak görüntü içine ya da Tıbbi Sayısal Görüntüleme ve Haberleşme (TSGH) görüntülerin başlıklarına eklenir. Tıbbi görüntü alıcıya gösterilmeden önce damga

çıkarma işlemi ile hasta bilgileri kontrol edilir ve doğrulama gerçekleştirilir. Bu sayede yetkisiz kullanıcıların tıbbi görüntüye erişimi engellenmiş olur.

İkinci tıbbi görüntü doğrulama şekli ise ilgili tıbbi görüntünün orijinal olup olmadığına yöneliktir. Tıbbi görüntü üzerinden hastalık tanı ve tedavisi belirleneceğinden ilgili tıbbi görüntünün saldırıya uğramamış olması gerekmektedir. Bu doğrulama şekli tıbbi görüntünün hiçbir şekilde değişmediğini garanti eder ve doğrulama gerçekleştirir.

1.7.4. Tıbbi Görüntü Damgalamada Tersi Alınabilirlik

Tıbbi görüntü damgalama sistemlerinde; alıcı tarafta uygulanan damga çıkarma algoritması sonrasında orijinal görüntünün yeniden elde edilmesine tersi alınabilirlik denilmektedir. Gönderici tarafta tıbbi görüntüye damgalama işlemi uygulansa bile alıcı tarafta yeniden orijinal görüntünün yapılandırılacak olması sayesinde uzman tarafından belirlenecek yanlış tanı ve tedavi riski ortadan kalkmış olur. Son yıllarda bu alandaki çalışmalarda büyük bir artış gözlemlenmektedir.

Bu özelliğin en büyük dezavantajı ise işlemin gerçekleştirilebilmesi için gereken matematiksel hesaplamaların işlem süresini arttırması ve sistem kaynaklarını aşırı kullanmasıdır. Büyük çözünürlüklü tıbbi görüntülerde bu durum daha da fazla hissedilmektedir.

1.7.5. Tıbbi Görüntü Damgalamada Hesaplama Zamanı

Bir tıbbi görüntü üzerinde damga ekleme ve çıkarma işlemlerinin gerçekleştirilmesi için gerekli süre hesaplama zamanı olarak tanımlanır. Tıbbi görüntüler üzerinden insan sağlığı söz konusu olduğu için diğer uygulamalara göre bu alanda hesaplama zamanı daha büyük önem taşımaktadır.

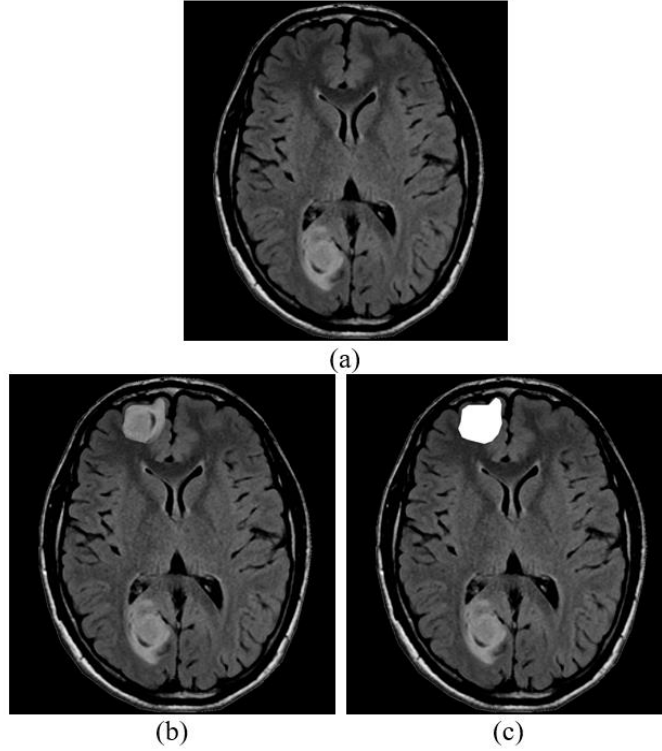
Tıbbi görüntülerin tanı ve tedavi amacıyla başka uzmanların görüşüne sunulabilmesi veya eğitim amacıyla internet üzerinden uzak mesafelere gönderimi (özellikle teletıp uygulamalarında) esnasında hız çok önemi bir kavramdır. Çünkü tıbbi görüntü üzerinden acil alınması gereken kararlar olabilmektedir. Bu nedenle damga ekleme ve çıkarma süreçleri esnasında fazladan hesaplama yükü gerektiren işlemlerden uzak durulmalıdır.

1.7.6. Tıbbi Görüntü Damgalamada Değişiklik Algılama

Sağlık kurumları, sigorta şirketleri ve hatta hastaların kendileri bile yasal olmayan amaçlar için tıbbi görüntüler üzerinde değişiklik yapabilirler. Bu nedenle damga çıkarma aşamasında sistemin, ilgili tıbbi görüntünün değiştirilip değiştirilmediği hakkında karar verebilmesi gerekmektedir. Diğer bir deyişle değişiklik algılama mekanizması tıbbi görüntünün doğruluğunu garanti eder [23].

1.7.7. Tıbbi Görüntü Damgalamada Değişiklik Yer Tespiti

Literatürde yer alan bazı yöntemler tıbbi görüntüde değişiklik yapıldığının anlaşılması durumunda, değişiklik yapılan bölgelerin yer tespitini gerçekleştirir. Bu özellik sayesinde uzmanın tıbbi görüntünün değiştirilmemiş bölgelerinden yorum yapması sağlanır [24].

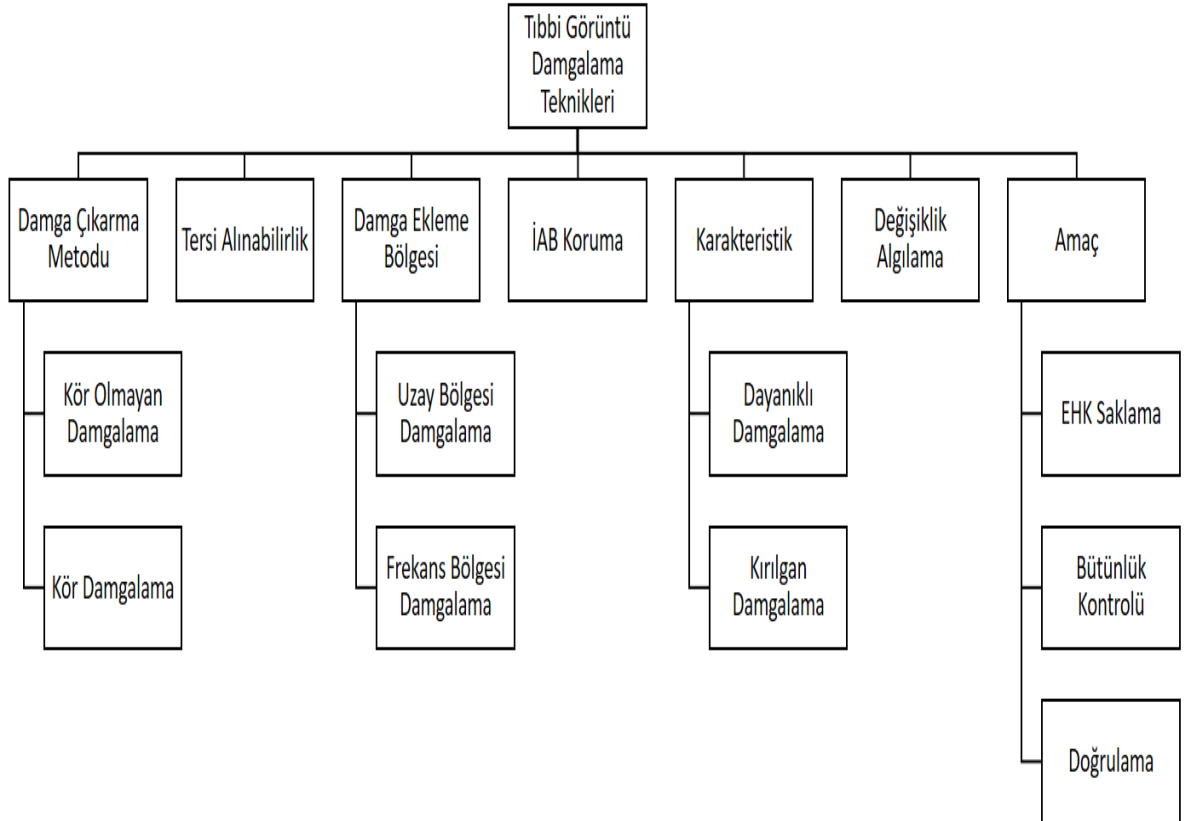


Şekil 1.8.(a) Orijinal tümörlü görüntü, (b) Tümör çoğaltılmış görüntü, (c) Yer Tespiti özelliği ile işaretlenen bölge

Örneğin; Şekil 1.8.(a)'da yer alan tümörlü bir beyin görüntüsü yasal olmayan yollarla değiştirilerek Şekil 1.8.(b)'de yer alan görüntü elde edilmiştir. Saldırıya uğramış bu görüntüden, değişiklik algılama ve yer tespit özelliği bulunan tıbbi görüntü damgalama sistemi sayesinde Şekil 1.8.(c) gösterilen görüntü elde edilmiştir. Böylece görüntüyü yorumlayacak olan uzman beyaz ile işaretlenmiş bölgenin değiştirilmiş olduğunu anlayacak ve hasta hakkındaki kararını ona göre verebilecektir.

1.8. Tıbbi Görüntü Damgalama Tekniklerinin Sınıflandırılması

Tıbbi görüntü damgalama teknikleri literatürde birçok açıdan değerlendirilmiş ve bunlar için farklı sınıflandırmalar üretilmiştir. En genel haliyle bu teknikler Damga Çıkarma Metodu, Damga Ekleme Bölgesi, Karakteristik, İAB Koruma, Amaç ve Değişiklik Algılama özelliklerine bağlı olarak Şekil 1.9.'daki gibi sınıflandırılabilirler.



Şekil 1.9. Tıbbi görüntü damgalama tekniklerinin sınıflandırılması

1.8.1. Damga Çıkarma Metodu

Damga çıkarma, damgalanmış bir görüntüden damga bilgisi ile tıbbi görüntünün ayrıştırılma sürecidir. Bu sürecin gerçekleştirilmesi için orijinal görüntüye ihtiyaç olup olmadığı durumu söz konusudur. Tıbbi görüntü damgalama teknikleri bu açıdan bakıldığında Kör Damgalama ve Kör Olmayan Damgalama olmak üzere 2 sınıfta incelenebilir. Kör damgalamada yalnızca damgalanmış görüntü damga çıkarmaya yeterli iken, Kör olmayan damgalamada orijinal görüntü de gereklidir.

1.8.1.1. Kör Olmayan Damgalama

Üzerinde çok durulmayan ve tercih edilmeyen bir damgalama türü olmasına rağmen Sudeb Das vd. tarafından tıbbi görüntüler için kör olmayan, fark edilemez ve dayanıklı bir damgalama algoritması önerilmiştir [25]. Önerilen yöntemde tıbbi görüntünün tamamına Contourlet Dönüşümü uygulanır ve elde edilen katsayı değerleri 8x8 boyutunda örtüşmeyen bloklara ayrıştırılır. Elde edilen her bir alt blok Ayırık Kosinüs Dönüşümü (AKD) ile frekans bölgesine dönüştürülür. Tıbbi görüntüye eklenmek istenen EHK bilgileri, İleri Şifreleme Standardı (İŞS) ile şifrelenir. Elde edilen şifreli veri ile kaynak doğrulama ve sorgulama bilgileri birleştirilir. Üretilen bu değere Bose-Chaudhuri Hocquenghem (BCH) hata düzeltme kod yöntemi uygulanır ve çıkan değerler ikili sayılardan oluşan tek boyutlu bir diziye dönüştürülerek damga oluşturulur. Oluşturulan damga, dayanıklı bir şekilde alt bloklarda yer alan katsayılara eklenir. Damga çıkarma aşamasında ise orijinal görüntü kullanılarak, alt blokların katsayılarında yer alan damga bilgisi ters işlemler uygulanarak çıkarılır.

Kumar vd. [107] Ayırık Dalgacık Dönüşümü (ADD)'ne dayalı bir teletıp uygulaması için kör olmayan bir damgalama sistemi geliştirmişlerdir. Uzmanın ıslak imza görüntüsü ikili görüntüye dönüştürülerek damga bilgisi olarak kullanılmıştır. Orijinal tıbbi görüntünün ikinci seviyeden ADD sonrası katsayılarına oluşturulan damga bilgisi eklenmiştir. Ardından iki farklı rastgele gürültü dizisi üretilir ve seçilen alt bant katsayıları bu değerlerle değiştirilir. Damga çıkarma aşamasında aynı rastgele gürültü dizisi üretilir. Böylece tıbbi görüntüde değişim olup olmadığı test edilir. Ancak yöntemin kurtarma işlemi gerçekleştirirken orijinal görüntüye ihtiyaç duyması dezavantaj olarak nitelendirilmektedir.

1.8.1.2. Kör Damgalama

Literatürde yer alan çoğu tıbbi görüntü damgalama yöntemi, kör damgalama esas alınarak geliştirilmiştir. Bunlardan biri olan [26] çalışmasında tıbbi alandaki EHK bilgilerinin güvenliğini garanti altına almak ve depolama alanından tasarruf etmek için bir kör damgalama yöntemi önerilmiştir. EHK bilgileri damga verisi olarak orijinal görüntünün Ayırık Dalgacık Paket Dönüşüm (ADPD) katsayılarına dayanıklı bir biçimde eklenir. Damga ekleme sürecinde dayanıklılığın artırılması amacıyla da BCH hata düzeltme kod yöntemi kullanılmıştır. Çalışmanın dezavantajı; 4x4 boyutunda bloklara sadece 1-bitlik veri yerleştirebildiğinden düşük veri kapasitesine sahip olmasıdır. Ayrıca damga olarak EHK verisinin yanına eklenen BCH bilgileri, alt blok başına düşen veri miktarının 1 bitten az olmasına yol açmaktadır.

1.8.2. Ters Alınabilirlik

Tıbbi görüntü içine eklenen damga bilgisi ana görüntü kalitesinde her ne olursa olsun bozulmaya neden olacaktır. Özellikle tıbbi görüntü tabanlı bazı uygulamalarda damgalama işlemi sırasında veri güvenilirliği açısından bozulmayı engelleyen kısıtlamalar vardır. Örneğin bir hastanın tıbbi görüntüsünü değiştirmek tanı ve tedavide hatalara yol açarak ilgili hastanın ömrünü etkileyebilir. Sonuç olarak hem damga bilgisini hem de orijinal tıbbi görüntüyü kurtarabilen bir teknik uygulayarak bu eksikliğin önüne geçebilen damgalama yöntemleri geliştirilmiştir. Bu yöntemler görüntülerde kimlik doğrulaması için kullanılmaktadır.

Aşağıda bu alanda kullanılan tersi alınabilir tekniklerden bazıları verilmiştir.

➤ Fark Genişlemesi (FG – Difference Expansion – DE): Bu kavram ilk kez Tian tarafından 2003 yılında öne sürülmüştür [30]. Böylece tersi alınabilir görüntü damgalama tekniklerine yeni bir yol açılmıştır. Önerilen yöntemde bir bitlik damga bilgisi, iki pikselin fark değerinin en anlamsız bitine yerleştirilir. Farkı alınacak olan piksel çiftleri ya birbirine komşu olacak şekilde ya da önceden tanımlanmış bir dizilimde seçilebilir. Bir (x, y) piksel çiftine, bir bitlik d bilgisini ekleyebilmek için ilk önce (1.9)'da belirtilen o ve f değerleri hesaplanır. Ardından d verisi f değerine eklenerek f' elde edilir.

$$\begin{aligned}
f &= x - y \\
o &= \left\lfloor \frac{x + y}{2} \right\rfloor \\
f' &= 2f + d
\end{aligned} \tag{1.9}$$

Damga eklenmiş (x', y') piksel çiftini elde etmek için (1.10) denklemi kullanılır.

$$\begin{aligned}
x' &= o + \left\lfloor \frac{f' + 1}{2} \right\rfloor \\
y' &= o - \left\lfloor \frac{f'}{2} \right\rfloor
\end{aligned} \tag{1.10}$$

Bu işlemin tersi, (x', y') piksel çiftinden, orijinal (x, y) piksel çiftini ve d damga bilgisini elde etmektedir. Bunun için öncelikle (1.11) denklemi kullanılarak o' ve f' değerleri hesaplanır.

$$\begin{aligned}
f' &= x' - y' \\
o' &= \left\lfloor \frac{x' + y'}{2} \right\rfloor
\end{aligned} \tag{1.11}$$

Ardından (1.12) kullanılarak d damga bilgisi ve orijinal fark değeri f hesaplanır.

$$\begin{aligned}
d &= f' \% 2 \\
f &= \left\lfloor \frac{f'}{2} \right\rfloor
\end{aligned} \tag{1.12}$$

Son aşamada ise (1.13) denklemi yardımıyla (x, y) orijinal piksel çifti elde edilir.

$$\begin{aligned}
x &= o' + \left\lfloor \frac{f + 1}{2} \right\rfloor \\
y &= o' - \left\lfloor \frac{f}{2} \right\rfloor
\end{aligned} \tag{1.13}$$

Önerilen bu teknikte ortaya çıkan yer haritası kavramı nedeniyle damgalama esnasında saklama kapasitesi düşmektedir. Yer haritası seçilen ikili piksel değerlerinin damga eklemeye uygunluk bilgisini taşımaktadır. Yani (1.10) denkleminde elde edilen piksel çiftinin (x', y') değeri aralığı $[0-255]$ dışında ise ilgili piksellere damga eklenemez, içinde ise damga eklenebilir durumları söz konusu olur. Dolayısıyla $N \times M$ boyutundaki bir görüntüde fark genişlemesi yöntemi kullanıldığında $(N \times M)/2$ bitlik yer haritası üretilmektedir.

Alattar, ikili piksel değerleri yerine genelleştirilmiş n adet piksele uygun bir fark genişlemesi tekniği önermiştir [31]. Burada $n=4$ olacak şekilde, 2×2 boyutundaki komşu pikselleri temsil eden vektörü $u=(u_0, u_1, u_2, u_3)$ olarak tanımlamıştır. İleri değiştirilmiş fark genişleme dönüşümü olarak tanımlanan $f(.)$ fonksiyonu u vektörünü parametre olarak almakta ve geriye $v=(v_0, v_1, v_2, v_3)$ vektörünü geri döndürmektedir. $f(.)$ dönüşüm fonksiyonu (1.14) denklemi ile hesaplanmaktadır.

$$\begin{aligned} v_0 &= \left\lfloor \frac{u_0 + u_1 + u_2 + u_3}{4} \right\rfloor \\ v_1 &= u_1 - u_0 \\ v_2 &= u_2 - u_0 \\ v_3 &= u_3 - u_0 \end{aligned} \quad (1.14)$$

Değiştirilmiş ters fark genişlemesi sırasında, (b_1, b_2, b_3) ikili damga bilgisinin oluşturduğu bütün olası değerleri için, $v=(v_0, v_1, v_2, v_3)$ vektörü (1.15)'de ifade edilen denklem kullanılarak değiştirilip $\tilde{v}=(\tilde{v}_0, \tilde{v}_1, \tilde{v}_2, \tilde{v}_3)$ elde edilir.

$$\begin{aligned} v_0 &= \left\lfloor \frac{u_0 + u_1 + u_2 + u_3}{4} \right\rfloor \\ \tilde{v}_1 &= 2v_1 + b_1 \\ \tilde{v}_2 &= 2v_2 + b_2 \\ \tilde{v}_3 &= 2v_3 + b_3 \end{aligned} \quad (1.15)$$

Değiştirilmiş ters fark genişleme dönüşümü $f^{-1}(.)$ parametre olarak $\tilde{v}$ vektör değerlerini alır ve geriye damga eklenmiş u vektör değerlerini (1.16)'teki formüle göre

döndürür. Bu değerler herhangi bir alt ya da üst taşmaya uğramamışsa bu durumda $u=(u_0, u_1, u_2, u_3)$ vektörü genişletilebilir olarak etiketlenir ve 3 bitlik damga bilgisi ilgili dörtlüye eklenir.

$$\begin{aligned} u_0 &= v_0 - \left\lfloor \frac{\tilde{v}_1 + \tilde{v}_2 + \tilde{v}_3}{4} \right\rfloor \\ u_1 &= \tilde{v}_1 + u_0 \\ u_2 &= \tilde{v}_2 + u_0 \\ u_3 &= \tilde{v}_3 + u_0 \end{aligned} \tag{1.16}$$

Önerilmiş olan bu yöntem kendinden önce verilen yöntemlere göre yüksek gömme kapasitesi ve düşük hesaplama zamanı sağlamıştır. FG'ye dayalı olarak birçok damgalama yöntemi geliştirilmiştir [32-36].

Al-Qershı vd. [37] çalışmasında İAB doğrulaması sağlayan, değişiklik algılayan ve değiştirilmiş bölgeyi kurtaran bir damgalama sistemi önermiştir. TSGH görüntüsü öncelikle İAB ve İADB olmak üzere iki bölgeye ayrıştırılır. Hasta bilgileri ve İAB özüt bilgisi FG yöntemi kullanılarak İAB içine saklanır. Bununla birlikte yer haritası, İAB içinde yer alan blokların ortalaması ve sıkıştırılmış İAB'den oluşan kurtarma ve değişiklik algılama bilgileri, dayanıklı damgalama dönüşüm yöntemi olan ADD (Ayrık Dalgacık Dönüşümü) ile İADB'ye eklenir. Son olarak İAB köşe koordinat bilgileri ve İADB'ye eklenen veri boyutu bilgileri ADD ile İADB'nin sınırına eklenmiştir. Elde edilen deneysel sonuçlarda yöntemin kırpma ve tuz-biber saldırısına karşı dayanıklı olduğu rapor edilmiştir.

Bu yöntemin sınırlaması İAB'nin elle seçiliyor olması ve çok küçük olma zorunluluğudur. Bunun yanında gizli olması gereken hasta bilgilerinin kırılğan bir damgalama yöntemi ile İAB'ye saklanması saldırılar karşısında güvensiz bir ortam oluşturmaktadır.

Al-Qershı'nın bir diğer çalışmasında [42] tıbbi görüntü İAB, İADB ve sınır bölgesi olmak üzere üç bölüme ayrıştırılır. İAB'nin özüt bilgisi, hasta bilgileri, İAB'de yer alan piksel değerleri ve sınır piksellerinin en anlamsız bitleri Huffman kodlama tekniği sıkıştırılır. Sıkıştırılan bu veri, tıbbi görüntüde belirlenen İADB'ye iki boyutlu Fark Genişlemesi yöntemi ile eklenir. FG sonucunda elde edilen yer haritası ve İAB'nin koordinat bilgileri sınır piksellerinin en anlamsız bitlerine gömülür. Kullanılan FG tekniği aracılığıyla tersi alınabilir özelliği katılan bu yöntemde İAB'nin tüm görüntüye oranının en fazla %12'ye

çıkmasına izin verilmiştir. Bu oran tıbbi görüntüler için oldukça düşük bir değerdir. Bunun yanı sıra tıbbi görüntü üzerinde bir piksellik değişim tüm görüntüyü değiştirilmiş olarak etiketlemektedir.

Guo vd.'nin önerdiği yöntemde [20] tıbbi görüntünün yalnızca tamamının bütünlüğü kontrol edilmekte ve bunu gerçekleştirirken tersi alınabilir bir yöntem olan Değiştirilmiş Fark Genişlemesi kullanılmıştır. Tüm görüntünün özüt değeri ile hasta bilgileri birleştirilerek oluşturulan damga, görüntüde daha önceden uzmanlar tarafından belirlenmiş İAB dışındaki bölgelere eklenir. Değişiklik algılama ve yer tespiti gerçekleştirmeyen yöntem damgalanmış görüntünün TSGO değeri açısından iyi sonuç üretmekte ancak İAB bölgesinin çok büyük olması durumunda çalışmamaktadır. Bu yazarların bir diğer çalışmasında [81] ise tıbbi görüntüdeki İAB bölgesi (bu çalışmada İAB tüm görüntü de olabilir) seviyeli bir biçimde alt bölgelere ayrıştırılır. Her bir alt bölge için özüt bilgisi üretilir ve hasta bilgileri ile önceden tanımlanmış bölgelere Değiştirilmiş Fark Genişlemesi yöntemi ile eklenir. Yapılan deneysel çalışmalarda 640x480 bir görüntüde seçilen İAB bölgesi yeterince küçük olduğunda damgalı görüntü üzerinde yapılan değişikliği 32x40 boyutundaki bloklarda, İAB bölgesi görüntünün tamamı olduğunda ise yapılan değişikliği 80x60 boyutundaki bloklarda tespit etmişlerdir.

➤ Histogram Değiştirme ve Öteleme: Bir başka tersi alınabilir damgalama tekniği Ni vd. [38] tarafından önerilmiş ve damga bilgisini görüntü içine eklemek için ilgili görüntünün histogram özelliklerini kullanmaktadır. Bu teknikte görüntünün histogram verileri kullanılarak tepe noktası ve sıfır noktaları hesaplanır. Tepe noktası görüntüde en çok tekrar edilen, sıfır noktası ise görüntüde en az tekrar edilen renk bilgisinin değeridir. Burada tespit edilen tepe noktaları bilgiyi saklamak için kullanılır. Yardımcı bilgilerinde kullanılması ile damga ve orijinal görüntü tekrar elde edilebilir. Bu teknik resimlerde damgalama sonrası çok iyi görüntü kalitesi sunarken gömme kapasitesi açısından tepe noktalarının sayısına olan bağımlılığı kullanım alanını sınırlandırmaktadır. Bunun yanında tıbbi görüntüler gibi düz histograma sahip görüntüler için iyi sonuçlar vermemektedir.

Lin vd. [22]'de veri saklama kapasitesini artırabilmek amacıyla fark görüntüsünün histogramını kullanan çok-seviyeli tersi alınabilir bir yöntem önermiştir. Kullanılan fark görüntüsü iki komşu piksel arasındaki fark değeri kullanılarak üretilmektedir. Orijinal görüntü, örtüşmeyen 4x4 boyutunda alt bloklara ayrıştırılır ve her bir alt bloktan 3x4 boyutlu fark matrisleri üretilir. Üretilen fark bloklarına damga bilgisi histogram öteleme yöntemi ile eklenir. Bu yöntem her ne kadar çok-seviyeli olmasından dolayı yüksek veri gömme

kapasitesine sahip olsa da tüm bloklar için tepe değerlerini kaydetmek büyük oranda yan bilgi üretmektedir.

1.8.3. Damga Ekleme Bölgesi

Tıbbi görüntü damgalama yöntemleri damga verisini ekledikleri bölgeye göre uzay bölgesi ve frekans bölgesi teknikleri olmak üzere iki sınıfta incelenir. Uzay bölgesinde; doğrudan piksel değerleri kullanılarak damga ekleme gerçekleştirilir. Bu sınıftaki yöntemlerin uygulaması çok basit ve hesaplama zamanı çok düşüktür. Frekans bölgesinde ise piksel değerlerine öncelikle dönüşümler uygulanır ardından damga ekleme sürecine geçilir. Uygulamaya geçirilmesi zor ve hesaplama zamanı çok olmasına rağmen ataklara karşı dayanıklılığı oldukça yüksektir.

Tablo 1.1. uzay ve frekans bölge damgalama yöntemleri arasındaki farklılıkları göstermektedir.

Tablo 1.1. Uzay ve Frekans Bölge Damgalama arasındaki farklar

	Uzay Bölgesi	Frekans Bölgesi
Damga Ekleme Tekniği	Doğrudan piksel değerlerine	Dönüşüm katsayılarına
Dayanıklılık	Düşük	Yüksek
Fark Edilmezlik	Yüksek	Düşük
Gömme Kapasitesi	Yüksek	Düşük
Karmaşıklık	Düşük	Yüksek
Hesaplama Zamanı	Düşük	Yüksek

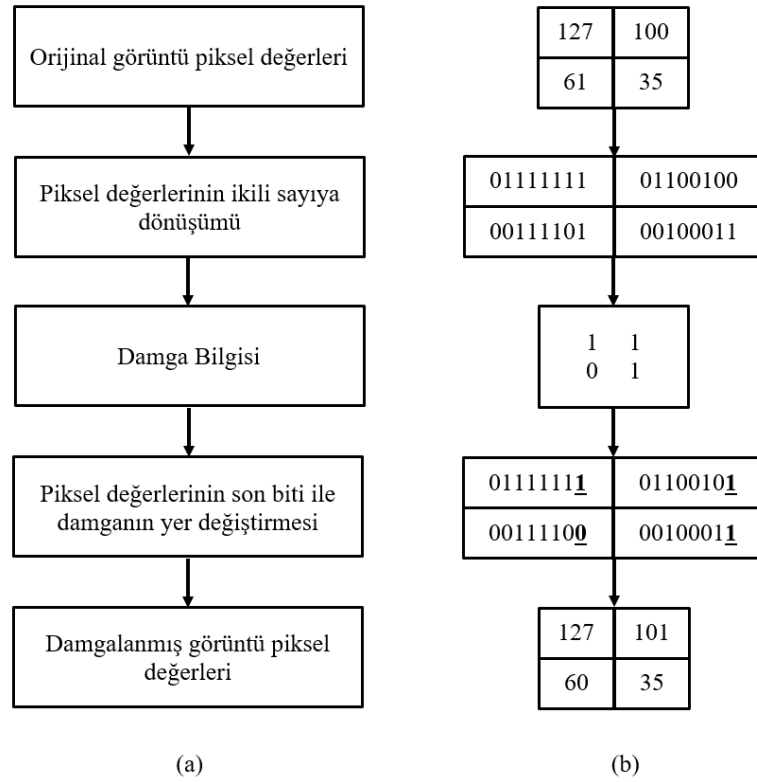
1.8.3.1. Uzay Bölgesi Damgalama

Bu damgalama tekniği ile damga verisi, doğrudan orijinal görüntü içindeki piksel değerleri değiştirilerek saklanır [27, 28]. Yöntemin avantajı; damga bilgisi değişse bile, damganın görüntü içinde eklendiği yer bilgisi kaybolmaz. Damganın saldırı karşısında bozulmasından dolayı bu yöntemler kırılğan olarak değerlendirilir. Doğrulama gerektiren uygulamalarda bu özelliğinden dolayı tercih edilmektedir. Diğer bir avantajı ise orijinal

görüntü ile damgalanmış görüntü arasındaki benzerlik oranının kontrol altında tutulabilmesidir.

Uzay Bölgesi damgalamayı gerçekleştirmenin çeşitli yolları vardır. Bunların bazıları aşağıda açıklanmıştır:

➤ En Anlamsız Bit (EAB): En eski ve basit veri saklama yöntemlerinden biridir. Damga verisi görüntüye eklenmeden önce ikili değerlerden oluşan bir boyutlu diziye dönüştürülür. Ardında görüntü içinde yer alan piksellerin son bitleri ile damga verisi değiştirilir. Böylece damga bilgisi görüntüye eklenmiş olur. Şekil 1.10.(a)'da yöntemin akış şeması, Şekil 1.10.(b)'de ise yöntemine ait bir örnek verilmiştir.



Şekil 1.10. EAB (a) Damgalama tekniği akış şeması, (b) Damgalama örneği

Eswaraiah vd. [29] çalışmasında tıbbi görüntülerde değişiklik algılama ve kurtarma gerçekleştirmek için İAB ve EAB'ye dayalı kırılğan bir damgalama tekniği önermiştir. Bunun için ilk önce tıbbi görüntüyü İAB ve İADB olmak üzere iki kısma ayırmıştır. Ardından İAB'ye doğrulama bilgilerini, İADB'ye ise kurtarma bilgilerini eklemiştir. İAB'deki gömme kapasitesini arttırmak için damga ekleme işleminden önce doğrulama bilgileri kayıpsız sıkıştırma yöntemlerinden olan Çalışma Zamanı Kodlama (ÇZK) ile

sıkıştırılmıştır. İAB’de meydana gelebilecek herhangi bir değişikliğin tespit edildiği ve herhangi bir kayıp olmadan kurtarıldığı deneysel sonuçlarında rapor edilmiştir. Burada İAB’nin özüt değeri Güvenli Özüt Fonsiyonu(GÖF)-256 ile hesaplanmış, İAB’deki piksel değerlerinin son bitleri ile birleştirilip kırılğan damga bilgisi elde edilmiştir.

Bir başka EAB tabanlı damgalama tekniği Das vd. tarafından 2013 yılında önerilmiştir [40]. Önerilen yöntem İAB’deki piksel değerlerinin son iki bitini, İAB’nin özüt bilgisini ve EHK bilgilerini ikili sayı biçiminde birleştirip aritmetik kodlama tekniği ile sıkıştırmaktadır. Sıkıştırılan bu veri damga bilgisi olarak görüntüde yer alan piksel değerlerinin en anlamsız ikinci bitine eklenmektedir. Daha sonra görüntü 3x3 boyutunda alt bloklara ayrıştırılır. Her bir alt bloğun piksel değerlerinden GÖF-256 yardımıyla özüt bilgisi üretilir. Üretilen 256 bitlik verinin önceden tanımlı dokuz bölgesinde yer alan değerler bir araya getirilir ve ilgili alt bloğa ait tanılama bilgisi oluşturulur. Bu veri sayesinde tıbbi görüntüye gerçekleştirilecek saldırılar tespit edilebilecektir. Blok tanılama verileri ilgili blokta yer alan piksel değerlerine EAB yöntemi ile eklenir. Değişiklik tespiti bu yöntemde büyük bir doğruluk oranı ile gerçekleştirilmektedir. Ancak bu çalışmada görüntüye eklenen bilgilerin fazlalığı nedeniyle İAB düşük tutulmuştur. İAB dışındaki bölgelerde tersi alınabilirlik yoktur. Ayrıca görüntü içinde yapılacak kopyala-yapıştır saldırısına karşı dayanıklılığı da yoktur.

[56]’da önerilen başka bir EAB’ye dayalı tersi alınabilir kör bir damgalama sisteminde damga çıkarma işleminden sonra tıbbi görüntüdeki İAB’nin eski haline getirilmesi amaçlanmıştır. Tıbbi görüntü İAB ve İADB olarak iki bölgeye parçalanır. İAB, 8x8 boyutlarında, İADB ise 6x6 boyutlarında alt bloklara ayrıştırılır. Sonrasında İAB’de yer alan piksellerin son bitleri İADB’ye EAB tekniği ile eklenir. Tıbbi görüntüde meydana gelen bir değişiklik durumunda ilgili bölgeyi kurtarmak için İAB’de oluşturulan alt blokların ortalama piksel değerleri kullanılır. Değişiklik tespiti yapabilmek içinde bir bit doğrulama, bir bit de eşitlik kontrolü biti kullanılır. Üretilen bu değerler EAB tekniği ile İAB’ye gömülür. Bu yöntemde değişiklik tespiti için kullanılan iki bitlik bilgi doğru tespit yapılabilmesi için yeterli değildir.

1.8.3.2. Frekans Bölgesi Damgalama

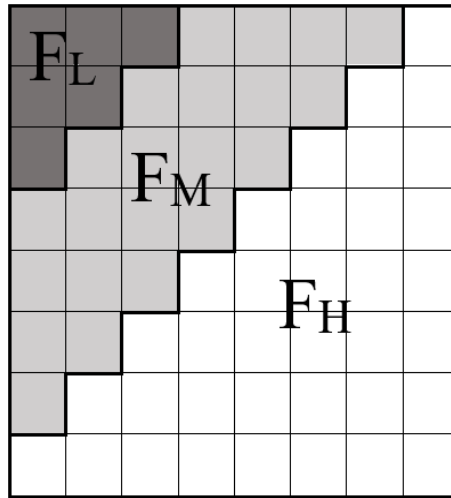
Damgalama sistemlerinde kullanılan uzaysal bölge damgalama tekniklerinin dayanıklılık bakımından yetersiz kalması üzerine frekans bölgesi damgalama teknikleri geliştirilmiştir. Frekans dönüşüm teknikleri görüntü piksel değerlerini kullanarak daha

dayanıklı bir ortama taşırlar. Dolayısıyla bu değerleri kullanarak geliştirilen damgalama teknikleri saldırılara karşı daha dayanıklıdır. Ancak bu tekniklerin hem dönüşüm için gereken hesaplama zamanı fazladır hem de uygulamaya geçirilmesi (kodlanması) zordur. Ayrıca damga eklenen görüntüye verdikleri bozulma uzaysal bölge yöntemlerine göre daha fazladır.

Frekans bölgesi damgalama tekniklerinde, görüntüye damga bilgisi eklenmeden önce Ayırık Kosinüs Dönüşümü (AKD) [49, 56- 58], Ayırık Dalgacık Dönüşümü (ADD) [59-64], Contourlet [44-46, 65] veya Tekil Değer Ayırıştırma (TDA) [47, 67] gibi dönüşümler uygulanır. Dönüşüm sonrasında elde edilen katsayılar kullanılarak damga ekleme ve çıkarma süreçleri gerçekleştirilir. Literatürde kullanılan frekans bölgesi damgalama teknikleri aşağıda detaylı bir biçimde açıklanmıştır.

1.8.3.2.1. Ayırık Kosinüs Dönüşümü (AKD)

AKD, verilerin uzaysal bölgeden frekans bölgesine blok tabanlı dönüşümünü sağlayan etkili yöntemlerden biridir. n boyutlu bir vektörü yine n boyutlu katsayı kümesine eşleyen doğrusal bir dönüşüm türüdür. Görüntü sıkıştırma yöntemlerinde (Joint Photographic Experts Group – JPEG) kullanılan bir standart olmasından dolayı sıkıştırmaya karşı dayanıklılık gerektiren uygulamalarda sıkça kullanılmaktadır. Ancak ölçekleme, kırpma, çevirme veya döndürme gibi geometrik ataklara karşı dayanıklı değildir.



Şekil 1.11.AKD bölgeleri

Bu dönüşüm görüntüde yer alan piksel değerlerine uygulanarak, görüntü düşük (F_L), orta (F_M) ve yüksek (F_H) frekans katsayılarına Şekil 1.11'deki gibi dönüştürülür. Bu değerlere sıralı biçimde erişim zigzag tarama ile gerçekleştirilir.

Görüntüdeki enerjinin çoğu düşük frekans bölgesine yoğunlaşırken, yüksek frekans bölgesi en az miktarda enerjiyi içerir. İki boyutlu AKD'nin ileri ve ters dönüşümlerinin matematiksel denklemleri sırasıyla (1.17) ve (1.18)'de verilmiştir. Literatürde AKD tabanlı damgalama yöntemleri genellikle orta frekans bandını kullanmaktadır. Bunun nedeni yüksek frekans bandı katsayılarının ataklardan çok çabuk etkilenmesi, alçak frekans bandına bilgi eklenmesinin görüntü kalitesini bozmasıdır [5].

$$c(u, v) = \frac{2}{\sqrt{MN}} \alpha(u) \alpha(v) \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) \cos \frac{(2x+1)\pi u}{2M} \cos \frac{(2y+1)\pi v}{2N} \quad (1.17)$$

$$\alpha(u), \alpha(v) = \begin{cases} \sqrt{\frac{1}{2}} & u, v=0 \text{ ise} \\ 1 & \text{diğer durumlarda} \end{cases}$$

Burada M ve N blok boyutunu, $f(x, y)$ tıbbi görüntüde yer alan ve (0-255) arasında değere sahip olan piksel değerini ve $c(u, v)$ dönüşüm uygulandıktan sonra elde edilen katsayıyı ifade etmektedir.

$$f(x, y) = \frac{2}{\sqrt{MN}} \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} \alpha(u) \alpha(v) c(u, v) \cos \frac{(2x+1)\pi u}{2M} \cos \frac{(2y+1)\pi v}{2N} \quad (1.18)$$

$$\alpha(u), \alpha(v) = \begin{cases} \sqrt{\frac{1}{2}} & u, v=0 \text{ ise} \\ 1 & \text{diğer durumlarda} \end{cases}$$

Al-Gindy tarafından tıbbi görüntülere uygulanmak üzere blok tabanlı AKD'ye dayalı tersi alınabilir bir damgalama sistemi önerilmiştir [68]. Damga bilgisi olarak, hastanın giriş

tarihi ve dosya kimlik numarası bilgilerinden oluşan 14 haneli bir sayı kullanılmıştır. Tıbbi görüntü 8x8 boyutlarında alt bloklara ayrıştırılmış ve tüm bloklara AKD uygulanmıştır. Elde edilen katsayılardan en yüksek frekans değerine sahip katsayı tespit edilip gizli anahtar yardımıyla damga bilgisi bu katsayıya eklenmiştir. Ardından ters AKD ile damgalanmış tıbbi görüntü elde edilir. Damga çıkarma aşaması bu işlemlerin tersi olarak gerçekleştirilir. Yöntem fark edilmezlik bakımından çok iyi sonuçlar vermesine rağmen veri gömme kapasitesi çok küçük tutulmuştur. Bir diğer dezavantajı ise damgalanmış görüntü üzerinde değişiklik tespiti gerçekleştirilememesidir.

[8]'de yazarlar AKD ve modülo operatörü kullanarak iki kimlik doğrulama yöntemi önermişlerdir. İlk yöntemde görüntünün özüt değeri doğrulama, JPEG sıkıştırılmış hali ise kurtarma amacı ile kullanılmıştır. Ancak burada gömülen veri miktarını az tutabilmek için tıbbi görüntünün sıkıştırılma oranı yüksek tutulmuştur. Bu durum elde edilen kurtarılmış görüntünün görüntü kalitesinin çok düşmesine neden olmaktadır. İkinci yöntemde yalnızca İAB dikkate alınır. Yani üretilen kimlik doğrulama ve kurtarma verileri İAB'den üretilir. İlk yöntemle oranla daha düşük sıkıştırma oranları kullanılabilir. Önerilen bu yöntemde ön işlem safhaları orijinal görüntüyü tersi alınamayacak biçimde değiştirmektedir. Aynı zamanda tüm İAB için tek bir özüt değerinin üretilmesi güvenilirliği azaltmaktadır.

1.8.3.2.2. Ayırık Dalgacık Dönüşümü (ADD)

Ayrık dalgacık dönüşümü, literatürde birçok farklı uygulama alanında kullanılan güçlü bir matematiksel yöntemdir. Bir sinyalin yerel ve global karakteristiklerini vurgulayabilme yeteneklerine sahip olması bu dönüşümü görüntü işleme, özellik çıkarma ve dayanıklı görüntü damgalama alanında çok kullanılan bir araç haline getirmiştir.

Dalgacık dönüşümü görüntüyü farklı frekanslardan oluşan dört alt banda ayırmaktadır. Bu alt bantlar LL_k , HL_k , LH_k ve HH_k olarak isimlendirilir. Dalgacık dönüşümü tek seviye uygulanabileceği gibi birden çok seviyede de uygulanması mümkündür. Burada k ile belirtilen görüntüye uygulanan dönüşümün seviyesidir. Şekil 1.12'de üç seviyeli bir ADD gösterilmiştir.

LL ₃	HL ₃	HL ₂	HL ₁ (Yatay Ayrıntılar)
LH ₃	HH ₃		
LH ₂		HH ₂	
LH ₁ (Dikey Ayrıntılar)			HH ₁ (Köşegen Ayrıntılar)

Şekil 1.12. Görüntünün dalgacık ayrıştırılması

Elde edilen LL_k alt-bandı en yüksek enerjili bant olmasına rağmen damganın bu bölgeye gömülmesi orijinal görüntüde fazla bozulmaya neden olacaktır. Bu nedenle bu alt-banda damgalama genellikle tercih edilmez. Aynı seviyede yer alan alt-bantların enerjisi karşılaştırıldığında HL_k bandının enerjisi, LH_k ve HH_k bantlarına göre önemli ölçüde daha fazladır. Bu nedenle bu bandın olası saldırılara karşı dayanıklılığı daha fazladır. Bu nedenle yatay ayrıntıları içeren alt bant, damga eklerken görüntü kalitesinin korunmasında ve aynı zamanda dayanıklılık sağlanmasında en uygun aday bölgedir[12,43].

Giakoumaki vd. [61] önerdikleri ADD tabanlı tıbbi görüntü damgalama yönteminde, tıbbi gizliliğin korunmasına yönelik problemleri ele almıştır. Bunu gerçekleştirmek için üç ayrı damga bilgisi bulunmaktadır. Doğrulama gerçekleştirmek için dayanıklı damga olarak doktor sayısal imzası, hastanın kişisel bilgilerini ve veri bütünlüğünü sağlayabilmek için kırılğan olarak görüntü blok bilgileri kullanılmıştır. Ana görüntüye üçüncü dereceden ADD uygulandıktan sonra elde edilen katsayılara damga bilgileri eklenmiştir. Bu yöntemin avantajları; dayanıklılık, güvenilirlik, ataklara karşı sağlamlık özelliklerine sahip olmasıdır. Ancak uygulama için gerekli işlem yükü oldukça fazladır.

Woo vd. 2005 yılında [39] tıbbi görüntülere çoklu damga ekleme yoluyla hem tüm görüntü üzerinde değişiklik tespiti yapmış hem de hastaya ait bilgilerini görüntüye eklemiştir. Bunun için öncelikle tıbbi görüntüyü sınır bölgesi ve iç bölge olarak ikiye ayırmıştır. Hasta bilgilerini saklayabilmek için sınır bölgesinde yer alan piksellere birinci dereceden ADD uygulanmış ve elde edilen HL, LH ve HH alt-bantlarına şifrelenen hasta bilgileri eklenmiştir. Tıbbi görüntünün değişiklik tespitini gerçekleştirmek için önceden

oluşturulan tekrarlı dokular içeren ikili görüntü sınır bölgesi haricinde kalan iç bölgeye kırılğan damgalama tekniği olan EAB kullanılarak eklenmiştir. Yöntem tıbbi görüntü üzerinde yapılan değişikliği tekrarlı dokularda meydana gelen farklılıktan tespit etmektedir. Bunun yanında tersi alınabilir bir yöntem değildir. Dolayısıyla yapılan değişiklikler görüntü kalitesini bozmaktadır.

Başka bir ADD tabanlı yöntem Kannammal vd. tarafından önerilmiştir [110]. Daha çok tıbbi görüntülerin gizliliği üzerinde odaklanmış olan bu yöntemde şifreleme teknikleri karşılaştırılmıştır. Tıbbi görüntü damga bilgisi olarak belirlenmiş ve orijinal görüntünün ADD katsayılarına EAB tekniği ile eklenmiştir. Damga ekleme işlemi sonrasında elde edilen görüntü şifrelenmiştir. Dayanıklılık ve gizliliğin sağlandığı bu yöntemde görsel bozulma özelliği göz ardı edilmiştir.

➤ Tamsayı Dalgacık Dönüşümü; Geleneksel dalgacık dönüşümünde, dönüşüm sonrasında üretilen kayan noktalı katsayılar nedeniyle görüntü içine gömülen filigran için tersi alınabilirlik sağlanamaz. Bu nedenle dalgacık tabanlı damgalama sistemlerindeki temel problem; ilgili piksel değerlerinin yeniden elde edilebilmesi için dalgacık katsayıları damga ekleme sürecinden sonra kesilmeli ya da yuvarlatılmalıdır. Oysaki herhangi bir kesme işlemi, damga çıkarma süreci esnasında damga bilgisi üzerinde kayba yol açacaktır. Özellikle tıbbi damgalama uygulamalarında görüntüye herhangi bir atak yapılmaması durumunda çıkarılan damga ile orijinal damga uyuşmayacağından doğrulama gerçekleştirilemez.

Bu sorunlara çözüm bulması amacıyla Tamsayı Dalgacık Dönüşümü (TDD), önerilmiştir [70]. İki boyutlu TDD’de sayısal filtreler ve alt örnekleyiciler kullanılabilir. Her ayrıştırma seviyesinde düşük geçiş bandı (LL) ve yatay (HL), dikey (LH) ve diyagonal (HH) bantlar olarak bilinen üç yüksek geçiş bandı üretilir[71].

Navas vd. [72] teletıp uygulamaları için TDD’ye dayalı kör bir damgalama yöntemi önermişlerdir. Tıbbi görüntünün dalgacık katsayılarını insan görsel sistemine dayalı olarak gruplayıp bloklara ayırmıştır. Şifrelenmiş EHK bilgilerini damga bilgisi olarak görüntünün İADB’sine yerleştirmiştir. İAB tanı ve tedavi için önemli olarak görüldüğünden bu bölgelere herhangi bir damga eklenmemiştir. Önerilen yöntemde 3400 karaktere kadar damga eklenmesine izin verilmiştir. Ancak bu yöntemin de hesaplama karmaşıklığı oldukça fazladır.

[15]’te Eswaraiyah vd. TDD’ye dayalı tıbbi görüntü damgalama tekniği önermiştir. Yöntemde tıbbi görüntü İAB ve İADB olmak üzere iki bölgeye ayrıştırılır. Görüntüye TDD

uygulanarak elde edilen katsayılara İAB bölgesinin özüt bilgisi, İAB'nin kurtarma bilgisi ve EHK verileri eklenir. Bu yöntemin dezavantajları; İAB'nin koordinat bilgileri ve damganın boyut bilgisi ek bilgi olarak karşı tarafa iletilmektedir, İAB'nin doğrulanması özüt fonksiyonuna bağlıdır ve ilgili yöntem İAB boyutunun görüntüye oranı %20'yi geçmeyen tıbbi görüntülerde uygulanabilir.

Bir diğer çalışmada [41] Thabit vd. İAB ve İADB'ye damga eklemek amacıyla Slantlet ve Tamsayı Dalgacık Dönüşümüne dayalı dayanıklı kör bir damgalama sistemi önermişlerdir. Tıbbi görüntü üzerinde uzmanlar tarafından İAB ve İADB belirlendikten sonra İAB 16x16 boyutlarında örtüşmeyen alt bloklara ayrıştırılır. Alt bloklardaki piksel değerlerinin ortalaması TDD aracılığıyla kurtarma bilgisi olarak üretilir. Elde edilen bu veriler İADB'ye tersi alınamayan bir yöntem olan Slantlet dönüşümü ile dayanıklı bir biçimde gömülür. Hastaya ait olan bilgiler ise İAB'ye tersi alınabilir bir yöntemle tıbbi görüntüye eklenir. Önerilen bu yöntemin iki dezavantajı bulunmaktadır; ilki tıbbi görüntüde yapılan herhangi bir değişikliği 16x16 gibi büyük bir bölgede tespit etmektedir, ikincisi ise alıcı tarafta damgalanmış görüntüden damgayı elde edebilmek için birtakım ek bilgileri farklı yöntemlerde iletmek gerekmektedir.

1.8.3.2.3. Contourlet Dönüşümü

Bir diğer dönüşüm tabanlı teknik Minh Do vd. tarafından önerilen Contourlet Dönüşümü(CD)'dür [44,45]. CD, bir Laplacian piramit ayrıştırma filtresi kullanarak belirli bir görüntüyü düşük ve yüksek frekanslı alt bantlara ayırır. Daha sonra, bu bant geçirimli görüntüler üzerinde yönlü filtre bankaları (Directional Filter Bank) uygulanarak yön bilgisi elde edilebilir. Yönlü filtre bankaları, görüntünün yüksek frekanslı bileşenlerinin yönünü temsil edecek şekilde tasarlanmıştır. Rahimi vd.'ye göre [46], CD ile damgalama çeşitli ataklara karşı daha iyi bir sağlamlık gösterir ve ADD ile damgalamaya kıyasla görünmezliği daha kabul edilebilirdir.

1.8.3.2.4. Tekil Değer Ayrıştırma

Tekil değer ayrıştırma (TDA), pozitif gerçel sayılardan oluşan bir dikdörtgen A matrisinin U,S ve V matrislerinden oluşabileceğini göstermektedir. U ve V dikey kare

matrisler, S ise değerleri azalan biçimde düzenlenmiş bir köşegen matristir. TDA'ya ait matematiksel dönüşüm (1.19)'da verilmiştir.

$$A = U S V^T = [u_1, u_2, u_3, \dots, u_N] \begin{bmatrix} \delta_1 & & \\ & \dots & \\ & & \delta_N \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_1 \\ \dots \\ v_N \end{bmatrix} \quad (1.19)$$

Burada $U \in \mathbb{R}^{N \times N}$ ve $V \in \mathbb{R}^{N \times N}$ üniter matrislerdir. U ve V matrislerinin sütunları sırasıyla A matrisinin sol ve sağ tekil vektörleri olarak adlandırılır. Daha önce de belirtildiği üzere $S \in \mathbb{R}^{N \times N}$, δ_i ($i=1,2,3,\dots,n$) tekil değerlerine sahip köşegen bir matristir.

r ($r \leq N$) rankına sahip bir A matrisi için; eğer S matrisinin köşegen değerleri $\delta_1 \geq \delta_2 \geq \dots \geq \delta_r \geq \delta_{r+1} = \delta_{r+2} = \dots = \delta_N = 0$ şartını sağlıyorsa, bu durumda A matrisi (1.20)'deki gibi yazılabilir. Burada u_i ve v_i sırasıyla U ve V' nin i. özvektörleri, δ_i ise i. tekil değeri ifade etmektedir.

$$A = \sum_{i=1}^r \delta_i u_i v_i^T \quad (1.20)$$

TDA, damgalama sistemlerinde özellikle dayanıklılığa ihtiyaç duyulduğu zamanlarda sıkça kullanılan bir tekniktir. Bu yöntemi kullanan algoritmalarda ana fikir, orijinal görüntünün tamamına ya da oluşturulan alt bloklara TDA uygulanarak damga bilgisinin tekil değerlere eklenmesidir [47]. Yaygın olarak kullanılan damgalama yöntemlerinin aksine simetrik olmayan ayrıştırma özelliğinden dolayı bu teknik kare olmayan matrisler için de kullanılabilir. TDA tabanlı damgalama tekniklerinin dayanıklılık performansı farklı atak türlerine karşı diğer frekans tabanlı yöntemlerden çok üstün değildir [48]. Bu nedenle dayanıklılığı geliştirmeye yönelik en iyi yaklaşım, bu dönüşümü frekans tabanlı yöntemlerle bir arada (TDA-AKD [49-52], TDA-ADD [48, 53-55]) kullanmaktır.

Literatürde frekans bölgesi damgalama teknikleri genellikle tek başlarına kullanılmazlar. Bunun yerine hibrit damgalama adı verilen ve iki ya da daha fazla frekans bölgesi yönteminin bir arada kullanıldığı teknikler öne sürülmüştür. Böylece damgalama sistemlerinin performansı iyileştirilmeye çalışılmıştır.

Al-Haj vd. 2014 yaptıkları çalışmada ADD, TDA ve EAB yöntemlerini bir arada kullanarak değişiklik tespiti gerçekleştirebilen kör ve dayanıklı bir tıbbi görüntü damgalama tekniği önermişlerdir. Literatürde yer alan çoğu yöntemle benzer olarak tıbbi görüntüyü İAB ve İADB olarak iki kısımda değerlendirmişlerdir. Dayanıklı damga bilgileri İADB'ye eklenirken, tersi alınabilme yeteneğine sahip ve İAB'den üretilen kırılğan damga bilgileri ise İAB içine eklenmiştir. Belirlenen İAB'de yer alan piksellerin son bitleri, EHK bilgileri ve hastane logo bilgileri dayanıklı damgayı oluşturmaktadır. Bu bilgiler TDA ve ADD tabanlı güçlü damgalama tekniği kullanılarak İADB'ye eklenir. Ancak buradaki problemlerden biri İAB içinde yer alan bütün piksellerin son biti veri fazlalığı nedeniyle İADB'ye eklenememektedir. Bu nedenle önerilen yöntem İAB içinde rastgele pikseller seçip onları saklama yoluna gitmiştir. Kırılğan damga olarak ise pseudo sayı dizileri üretilip kullanılmıştır. Bu damgalar da yöntem içinde belirlenen İAB piksellerine EAB tekniği ile eklenmiştir. Önerilen bu yöntem JPEG sıkıştırma ve tuz ve biber ataklarına karşı oldukça dayanıklıdır. Ancak tıbbi görüntü içinde yapılan değişiklikler sadece algoritma tarafından belirlenen İAB bölgelerinde tespit edilebilmektedir.

Sharma vd. [102] çoklu damga kullanarak önerdikleri dayanıklı tıbbi görüntü damgalama sisteminde, orijinal görüntüye ADD ve AKD uygulayarak damga ekleme işlemini gerçekleştirmiştir. Damga bilgisi olarak kullandıkları görüntü ve metin bilgisinin güvenliğini arttırmak amacıyla damga ekleme işleminin öncesinde Message-Digest (MD5) özüt fonksiyonu ve Rivest–Shamir–Adleman (RSA) şifreleme tekniğini kullanmışlardır. Şifrelenmiş damga verisi üzerinde Hamming hata doğrulama kodu uygulanıp dayanıklılık arttırılmaya çalışılmıştır. Rapor edilen deneysel sonuçlarda görüntü işleme ataklarına karşı oldukça dayanıklı olduğu belirtilmiştir.

Umaamaheshvari ve Thanushkodi [106] tıbbi görüntülerin bütünlüğünü ve doğruluğunu kontrol etmek için frekans bölgesinde damgalama tekniği önermişlerdir. Damga ekleme aşamasında öncelikle ana görüntüye AKD uygulanıp katsayılar elde edilir. Bu katsayılara Daubechies 4 dalgacık dönüşümü uygulanarak yeni hibrit katsayılar elde edilmiş olur. Bu matristeki her iki baytlık verinin en anlamsız piksel değeri hesaplanır ardından XOR işlemi gerçekleştirilir. İkili görüntüden oluşan damga bilgisini XOR işleminden sonra elde edilen değerlere eklemişlerdir. Hibrit bir yöntem olmasından dolayı yerel analiz için kullanışlı olmasına rağmen aşırı hesaplama zamanının olması sisteme yük getirmektedir.

1.8.4. İAB Koruma

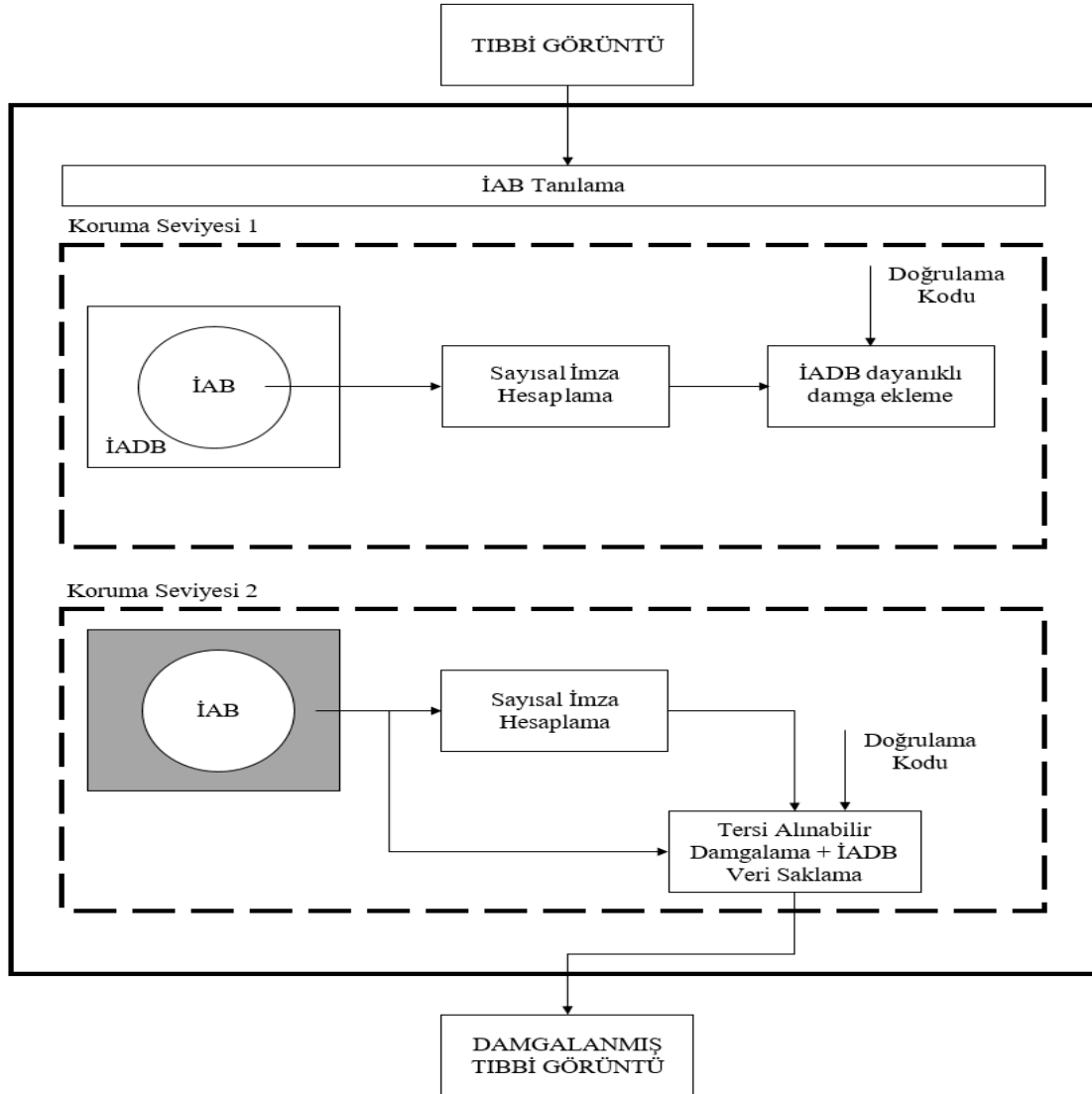
Tıbbi görüntüler, İAB ve İADB olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır. Önemli kısım olarak tanımlayabileceğimiz İAB, tıbbi görüntü damgalama uygulamalarında damga ekleme sürecinde en asgari seviyede bozulmaya uğratılır. Damga eklemek için yoğun bir şekilde bu bölgeyi kullanan sistemlerde tıbbi görüntü bozulmakta ve uzman kişilerin bu görüntüler üzerinde hatalı kararlar almasına neden olmaktadır. Bu nedenle literatürde yer alan birçok yöntem bu alana özel önem vermiş ve bu alanı korumaya yönelik çalışmıştır [69, 73, 74]. Bu nedenle İADB damgalama teknikleri teşhis bakımından herhangi bir etkiye neden olmayacak bölgelere damga eklemeyi esas alır.

2007 yılında Zain vd. [79] amacı ultrason TSGH görüntülerinin bütünlük kontrolünü ve doğrulamasını sağlamak olan bir tıbbi görüntü damgalama sistemi önermiştir. İlk adımda İAB tıbbi görüntüden dikdörtgensel bir bölge olarak çıkarılmıştır. Ardından GÖF-256 özüt çıkarma fonksiyonu kullanılarak bütün görüntünün özüt değeri hesaplanmıştır. Güvenliğin artırılması amacıyla özüt değerin oluşturulmasında piksel değerlerinin yanı sıra gizli bir anahtar kullanılmıştır. Son olarak elde edilen özüt değeri İADB'ye EAB tekniği yardımıyla gömülmüştür. Önerilen yöntemde TSGO değeri gömülen bilgi miktarına bağlı olarak 31.7dB'ye kadar düşmektedir. Damga çıkarma aşaması dört adımdan oluşmaktadır. Öncelikle damgalanmış bölgelerin piksellerin en anlamsız bitlerinden damga çıkarılır. Bilgi çıkarılan bölgelerdeki eski değerler (ultrasound görüntüleri için bu alanlar sıfır değeri taşımaktadır) yerine koyulur. Yeniden tüm görüntünün özüt değeri hesaplanır. Son aşamada ise çıkarılan özüt damga bilgisi ile üretilen özüt bilgisi karşılaştırılarak tıbbi görüntünün doğrulaması sağlanmış olur. Yöntemin en büyük dezavantajı kendilerini tersi alınabilir olarak tanımlamalarına rağmen İADB'de 0 (sıfır) haricinde piksel değeri olması durumunda yöntem tersi alınabilir değildir.

Coatrieux vd. kötü niyetli görüntü değişikliklerini tespit etmek ve gerçekleştirilen saldırının türünü tanımlamak amacıyla İADB damgalama sistemini önermiştir [75]. Bu yöntem üç farklı damga bilgisinden faydalanmaktadır. Bunların ikisi değişiklik algılama ve yer tespiti için kullanılırken, üçüncüsü yapılan değişikliği tanımlamak içindir. Yöntem önce görüntüyü bölgelere (İAB ve İADB) ayırmaktadır. H1, H2 ve H3 olmak üzere üç adet imza bilgisini İAB'den üretmektedir. Üretilen bu verileri ise İADB'ye gömmektedir. H1 damga bilgisi ile tıbbi görüntünün değiştirilip değiştirilmediğine karar verilmektedir. H2 ile değiştirilen yerin tespiti yapılmaktadır. H3 damgası görüntünün moment bilgisinden elde

edilen ve tıbbi görüntü üzerinde yapılan değişikliğin tüm görüntüde mi yoksa yerel bir alanda mı olduğuna karar vermektedir [76]. Yapılan değişikliğin türüne karar verme mekanizmasında Destek Vektör Mekanizması kullanılmıştır. 8 farklı türde saldırıyı algılayabilen bu sistemin yapısı oldukça karmaşıktır.

Bir diğer çalışmada [77] Coatrieux tıbbi görüntü damgalamada sağlamlığın iki farklı yaklaşımın karıştırılarak elde edilebileceğini öne sürmüştür. Bunlardan biri tersi alınabilir teknikler kullanılarak diğeri ise damga ekleme aşaması Şekil 1.13'te özetlenen dayanıklı damgalama teknikleridir.



Şekil 1.13.[77] Damga Ekleme tekniği

Bu yöntem temel olarak kafa veya herhangi bir anatomik nesnenin görüntüden basitçe İAB olarak ayrılabilirdiği ve nesnenin arkasındaki siyah arka planın İADB olarak belirlendiği MRI (Manyetik Rezonans) görüntüleriyle uğraşmaktadır. Bunun nedeni damgalama algılama sürecinde bölütleme işlemi için ekstra zaman harcamak istenmemesidir. Şekil 1.13'te iki koruma seviyesi önerilmiştir. İlk koruma damga çıkarılmasında JPEG sıkıştırmaya dayanıklılık sağlamaktadır. Bunu sağlamak için İAB'den türetilen doğrulama kodu ve sayısal imza birleştirilmiş İADB'ye dayanıklı yöntemlerle eklenmiştir. İkinci koruma seviyesinde görüntünün tümüne bağlı olarak başka bir kod üretilmekte ve tersi alınabilir teknikle görüntüye eklenmektedir. Bu çalışmada dayanıklılık İAB'nin yeniden oluşturulması durumu ya da sıkıştırma oranının %70'ten az olması haricinde oldukça yüksektir.

1.8.5. Karakteristiğe Dayalı Damgalama

Tıbbi görüntü damgalama sistemleri; görüntüye yapılabilecek ataklar karşısında gösterdiği dayanıklılığa göre iki alt sınıfta incelenebilir. Bunlar; Dayanıklı ve Kırılgan Damgalama Sistemleri'dir.

1.8.5.1. Dayanıklı Damgalama

Dayanıklı damgalama tıbbi görüntü içerisine eklenen damga bilgisinin; döndürme, ölçekleme ve kesme gibi görüntü işleme tekniklerine, JPEG sıkıştırma, tuz&biber, Gauss gürültüsü gibi kasıtlı ya da kasıtsız saldırılara karşı dirençli olması anlamına gelmektedir. Bu teknikler veri iletim ortamlarını kayıpsız olarak varsayarak geliştirilir. Sayısal görüntü damgalamada telif hakkı koruma amacıyla geliştirilen bu teknikler, tıbbi görüntü damgalama alanında hastanın bilgilerini korumaya yönelmiştir. Dayanıklı damgalamaya önem veren teknikler genelde değişiklik tespit mekanizmasını göz ardı etmişlerdir.

Lin vd. [78] çalışmalarında İAB dışında kalan bölgeye hasta verilerini ve kimlik doğrulama bilgilerini içeren damgayı tıbbi görüntüye eklemişlerdir. Doğrulama bilgisi oluşturulurken İAB içerisinde yer alan piksel değerlerinden yararlanılmıştır. Bunu yapabilmek için dalgacık katsayıları TDA aracılığıyla analiz edilmiştir. Bu çalışmada elde edilen TSGO değeri rapor edilmemiştir. Ayrıca farklı doktorlar tarafından belirlenecek İAB ve İADB için farklı oranlar çıkmasını engellemek için sabit bir oran alınmıştır.

Başka bir çalışmada Pal vd. [108] ADD'ye dayalı dayanıklı bir damgalama sistemi geliştirmişlerdir. Önerilen yöntemde damga bilgisinin birden çok kopyası oluşturularak ana görüntüye eklenmiştir. Damgalanmış tıbbi görüntüye gerçekleştirilen ataklar sonrasında damga bilgisini kurtarmak için çıkarılan damgalara bir çoğunluğu algoritması uygulanmıştır. Böylece eldeki verilerden en doğru damga elde edilmiştir. Deneysel sonuçlar görsel bozulmanın az, %40 üzerinde tuz ve biber gürültüsüne ve %95'e kadar JPEG sıkıştırılmaya karşı dayanıklı olduğunu göstermiştir. Dezavantajı ise damga örneklerinin hepsinin bozulması durumunda yöntem çalışmamaktadır.

Diğer bir dayanıklı tıbbi görüntü damgalama sistemi Hajjaji vd. [109] tarafından ADD ve Karhunen Loeve Dönüşümü (KLD) tabanlı olarak önerilmiştir. Orijinal görüntünün ikinci seviyeden ADD katsayılarına KL dönüşümü uygulanmıştır. Hastaneye ait ikili sayısal imza GÖF ile üretilmiş ve EHK bilgileriyle birleştirilip damga oluşturulmuştur. Turbo seri kodlama ile damga kodlandıktan sonra görüntü içine yerleştirilmiştir. Yöntemde görsel bozulma ve dayanıklılık açısından başarılı sonuçlar elde edilmiştir.

Gao vd. [111] ADD ve TDA'ya dayalı hibrit bir tıbbi görüntü damgalama sistemi önermiştir. Ana görüntüye birinci seviye ADD uygulanarak dört alt bant oluşturulur. Ardından her bir alt-banda TDA uygulanır. Ana görüntünün kendi damga verisi olarak kullanılarak görüntü kalitesi çok bozulmadan dönmeye karşı dayanıklılık sağlanmış olur. Bunun yanı sıra yöntem yüksek oranda veri gömme kapasitesine sahiptir.

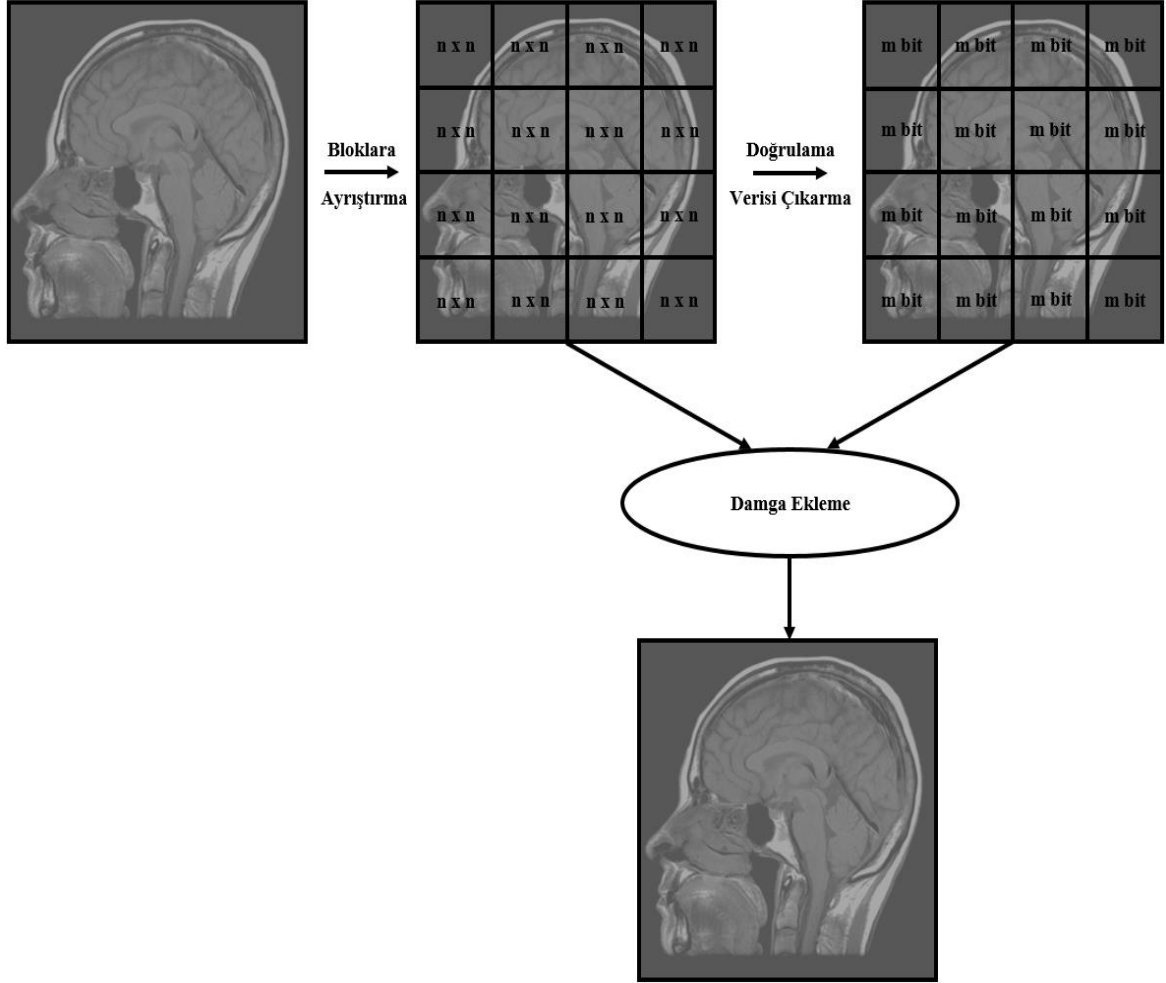
1.8.5.2. Kırılğan Damgalama

Bu alanda yer alan yöntemler genellikle tıbbi görüntünün içerik doğrulamasını gerçekleştirmeye yöneliktir. Kırılğan damgalar ataklara karşı koyamaz niteliktedirler. Buradaki amaç damgalanmış görüntü en ufak bir değişikliğe uğratıldığı zaman damganın da değişmesidir. Böylece tıbbi görüntünün bütünlük doğrulaması yapılmış olur.

Geleneksel yöntemlerde kırılğan damga olarak sözde rastgele sayılar veya sağlama toplam değerleri kullanılmıştır. Son zamanlarda önerilen yöntemler ise kriptografik özüt fonksiyonlarını kullanmaktadır.

Kırılğan damgalama sistemlerinde tıbbi görüntünün tamamının bütünlük kontrolü gerçekleştirilebileceği gibi bölge tabanlı olarak da değişim kontrolü sağlanabilir. Bu amaçla blok tabanlı damgalama yöntemleri önerilmiştir. Şekil 1.14'te blok tabanlı kırılğan damgalama tekniklerinin genel şeması verilmiştir. Bu yöntemlerde görüntü örtüşmeyen $n \times$

n alt bloklara ayrıştırılıp her bir alt bloğa ait doğrulama verisi (m bit uzunluğunda) üretilir. Üretilen bu veri ilgili bloğa damga ekleme teknikleri kullanılarak gömülür. Damga çıkarma aşamasında ise çıkarılan damga ile üretilen doğrulama verisi karşılaştırılarak kontrol sağlanmış olur.



Şekil 1.14. Blok Tabanlı Kırılğan Damgalama

Nisar Ahmed Memon vd. tıbbi görüntüler için kırılğan ve dayanıklı damgalama tekniği önermişlerdir [103]. Yöntem biri sağlam diğeri ise dayanıklı olarak belirlenmiş iki damga verisi kullanmıştır. Damgalama işlemi İAB ve İADB kısımlarının ayrıştırılmasıyla başlamaktadır. Dayanıklı damga, EHK bilgileri, doktor tanılama kodu ve İAB bölgesinde yer alan piksellerin en anlamsız bitlerinin şifrelenmiş hallerinden oluşmaktadır. Bu damga bilgisi İADB’de yer alan piksellerin TDD alındıktan sonra elde edilen yüksek frekans katsayılarına eklenir. Döşeme şeklinde oluşturulmuş ikili görüntü kırılğan damga olarak

belirlenir ve boyutları İAB'ye göre düzenlenir. Ardından İAB'de yer alan piksellerin son bitini değiştirme yoluyla tıbbi görüntüye eklenir. Damga çıkarma işlemi, ekleme işleminin tersi olarak sürdürülür. Yöntemin en önemli eksikliği; değişiklik yapılan bölgenin algılanması için döşeme şeklinde bir görüntüyü kırılğan damga olarak kullanmasıdır. Döşeme şeklindeki görüntünün bozulması değişiklik hakkında bilgi vermektedir.

1.8.6. Değişiklik Algılama

Tıbbi görüntüler yapıları gereği kolaylıkla değişikliğe uğratılabilmektedir [80]. Bu nedenle tıbbi görüntü damgalama alanında görüntü üzerinde değişiklik yapıp yapılmadığının algılanması çok önemlidir. Bu tespitin yapılabilmesi için genelde tersi alınabilir yöntemler tercih edilmiştir [81]. Değişiklik algılama mekanizması bozulmuş olan görüntü bölgelerini tanılamaya izin verir.

Guo vd. [20] çalışmasında değişiklik tespiti yapabilen bölge tabanlı kayıpsız bir tıbbi görüntü damgalama tekniği önermişlerdir. Çalışmalarında orijinal görüntünün tamamından özüt değeri hesaplanmakta ve bu özüt değerine dayalı bir sayısal imza üretilmektedir. Ardından görüntü İAB ve İADB ile herhangi bir kesişimi olmayan veri ekleme bölgesi olarak iki kısma ayrıştırılır. Hasta bilgilerinden oluşan veri yükü sayısal imza ile birleştirilerek Rivest Cipher 4 (RC4) algoritması ile şifrelenir. Veri ekleme bölgesinde yer alan önceden tanımlı piksellerin en anlamsız bitleri kaydedilir. Kaydedilen bu bilgiler ile RC4 ile şifrelenmiş veriler tekrar birleştirilerek yeniden şifrelemeye tabi tutulur. Ardından FG yöntemi kullanılarak tıbbi görüntü içine bu bilgiler eklenir. Bu yöntem yüksek veri ekleme kapasitesi ile iyi bir görsel kalite sunmaktadır. Ancak veri gömme bölgesine gerçekleştirilecek en ufak bir saldırı tüm bilgilerin kaybolmasına neden olacaktır.

Bir başka çalışmada [24] ise Chiang vd. tıbbi görüntüler üzerinde değişiklik algılama, yer tespiti ve kurtarma gerçekleştirebilen 2 boyutlu fark genişlemesi yöntemine dayalı bir mekanizma önermişlerdir. Damga ekleme işlemi gerçekleşmeden önce orijinal görüntü örtüşmeyen 4x4 boyutunda alt bloklara bölünmüştür. Alt bloklarda yer alan piksellerin ortalama değeri kurtarma bilgisi olarak kullanılmıştır. Ardından ikinci seviyeden ADD ile düzgün alt bloklar frekans bölgesine taşınmıştır. En üstteki piksel değerini değiştirmemek koşuluyla diğer bütün değerleri '0' yapılmıştır. Bu bölgeler damga bilgisinin eklenmesinde kullanılmıştır. Önerilen yöntem basit ve yüksek veri gömme kapasitesine sahip olmasına

rağmen tıbbi görüntüdeki düz alanların büyüklüğüne bağlı olması her görüntüye uygulanabilirliğini engellemektedir.

1.8.7. Amaca Dayalı Damgalama

Tıbbi görüntü damgalama sistemleri gerçekleştirildikleri amaca uygun olarak sınıflandırılabilir. Damga verileri tıbbi görüntülere üç amaç için eklenmektedir. Bunlardan biri bellek ihtiyacını ve ağ trafiğini azaltmak için EHK bilgilerini saklamak, diğeri tıbbi görüntü üzerinde değişiklik yapıp yapılmadığının tespiti için bütünlük kontrolü yapmak ve son olarak tıbbi görüntünün ilgili hastaya ait olup olmadığını tespit etmek için tıbbi görüntü doğrulamadır.

1.8.7.1. EHK Saklama

EHK saklama amacıyla önerilen tıbbi görüntü damgalama sistemleri, görüntü ve hasta bilgilerinin birbirinden ayrık olmasını engellemeyi ve depolama alanının azaltılmasını hedeflemektedir. Hasta bilgileri ve görüntüleri ayrı ayrı depolandığında aşırı belleğe ihtiyaç duyulur. Bunun yanında internet üzerinde iletilmek istendiğinde iletim yükü de ortaya çıkmaktadır [82-83]. Bu nedenle bellek ve ağ bant genişliğini verimli bir biçimde kullanabilmek için hasta ile ilgili veriler (EHK) hastaya ait olan tıbbi görüntüye eklenebilir. Hastanın demografik verileri, EKG sinyalleri, adı, tanılama bilgisi, cinsiyeti, yaşı, doktor bilgileri vs. EHK bilgisi olarak orijinal görüntüye gömülebilir[84-86].

Acharya vd. [87, 88] çalışmalarında hastaya ait bazı metin bilgilerini EKG sinyalleri içine saklamayı önermişlerdir. Metin bilgileri görüntü içine saklanmadan önce güvenliğini arttırmak amacıyla şifrelenmiştir. Lou vd. ise [89] fark genişlemesi tekniğini kullanarak çok katmanlı damgalama sistemi önermişlerdir. Elde edilen deneysel sonuçlar, yöntemin yüksek veri gömme kapasitesi ve yüksek görsel kalite sağladığını göstermiştir. Coatrieux vd. [90] tıbbi görüntülerin doğrulamasını gerçekleştirmek için hasta bilgilerini görüntü içine saklayan başka bir yöntem önermiştir.

[91]'de EKG sinyali ve hasta kimliği çift damga olarak kullanılmıştır. Bu damga bilgileri, gri seviye Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) görüntülerine eklenmektedir. PET görüntüsü iki seviyeli dalgacık dönüşümü kullanılarak yedi alt banda ayrıştırılır. Damgalar,

doku özelliği çıkarma algoritması kullanılarak dalgacık katsayılarına yerleştirilir. Yöntem görüntü içine eklenen damganın çeşitli saldırılara karşı dayanıklı olduğunu göstermiştir. Özellikle %85 kalite faktörüyle sıkıştırmaya kadar JPEG sıkıştırma ataklarına dayanmıştır. Ancak EKG sinyalinin boyutunun artması durumunda görüntü kalitesinin çok bozulduğu gözlemlenmiştir. Bunun yanı sıra tıbbi görüntülerde büyük önem taşıyan değişiklik algılama ve yer tespiti özellikleri bu çalışmada yer almamaktadır.

1.8.7.2. Bütünlük Kontrolü

Tıbbi görüntü bütünlüğü, ilgili görüntünün yetkisiz kişilerce değiştirilmediğini garanti eder. Literatürde birçok teknik; tıbbi görüntüde bütünlük kontrolünün gerçekleştirilmesinde TSGH başlıkları [93, 94], İAB piksel değerleri [20], sayısal imza [93], görüntünün özütü [40, 75, 92] gibi özellikleri kullanmışlardır. Coatrieux vd. [75] bütünlük kontrolünü üç temel soruya cevap bulmak kaydıyla gerçekleştirmiştir: Görüntü, orijinal görüntü ile aynı mı? Eğer değilse, hangi bölgeler güvenilir değildir? Ve yapılan değişikliğin türü nedir?

2009 yılında Kobayashi vd.[93] n-çerçeve TSGH tıbbi görüntülerinin bütünlüğünü ve doğrulanmasını sağlamak için kriptografik mekanizmalar kullanarak bir algoritma önermiştir. Bunun için görüntüden elde edilen sayısal imza bilgisini ve TSGH başlığını kullanmıştır. Bu bilgileri şifreleyerek tıbbi görüntünün bütünlüğünü sağlamıştır.

Eswaraiah ve Reddy [104], İAB'nin bütünlüğünü doğrulamak, varsa İAB içinde değiştirilen bölgeleri blok tabanlı bir biçimde tespit etmek ve orijinal İAB bölgesini kurtarmak amacıyla bir damgalama yöntemi önermişlerdir. Bu yöntemde tıbbi görüntü İAB, İADB ve sınır bölgelerine parçalanmıştır. Ardından İAB'nin özüt değeri GÖF-256 yardımıyla hesaplanmış ve sınır piksellerine eklenmiştir. İAB'nin doğrulanması ve kurtarılması için üretilen bilgiler ise İADB'ye eklenmiştir.

Bir başka bütünlük kontrolü sağlamaya yönelik çalışma Al-Haj vd. tarafından önerilmiştir [105]. Yaptıkları çalışma; iletimi gerçekleştirilen TSGH görüntülerinin piksel değer bilgilerinin yanı sıra başlık verilerinin gizliliğini, bütünlüğünü ve gerçekliğini doğrulamak için bir damgalama tekniği içermektedir. Bunun yanında simetrik ve asimetrik şifreleme teknikleri kullanılarak yöntem güçlendirilmeye çalışılmıştır. Tıbbi görüntü içindeki piksel değerlerine gizliliği sağlamak için şifreleme algoritmaları uygulanırken, ilgili görüntünün bütünlük kontrolü ve doğruluğunu kontrol etmek amacıyla sayısal imzalar kullanılmıştır.

1.8.7.3. Doğrulama

Tıbbi görüntüler teşhis, eğitim ve araştırma alanlarında kullanıldıkları için büyük önem taşımaktadır. Kırılğan damgalar genellikle görüntünün kaynağını tanımlar ve doğrulama amacıyla kullanılır. Alıcı taraf, damgalanmış tıbbi görüntü içinde yer alan damga bilgisinin varlığını kontrol ederek görüntüyü doğrulayabilir [95-97]. Eğer görüntü değiştirilmiş ise eklenen damga bilgisi algılanamayacak ve görüntünün güvenilir olmadığı sonucuna varılacaktır.

[98] çalışmasında Çelik vd. tıbbi görüntü doğrulaması için örnekleme kalıntılarını sıkıştırarak tersi alınabilir bir damgalama yöntemi önermiştir. Zhicheng Ni vd. ise kayıpsız yarı kırılğan veri saklama yöntemi önererek tıbbi görüntülerin gerçekliğini doğrulamıştır.

2011 yılında Tan vd. [100] doğrulama için çift katmanlı tersi alınabilir damgalama tekniği geliştirmiştir. Tıbbi görüntü öncelikle 16x16 boyutunda örtüşmeyen alt bloklara ayrılmıştır. Her bir bloktan bir piksel tahmin edici olarak belirlenmekte ve geri kalan pikseller ise birer bit eklemek için kullanılmıştır. RSA şifreleme algoritması kullanılarak şifrelenen konum bilgisi ile tahmin edici pikselin güvenliği artırılmıştır. Yöntemin ilk katmanında hasta bilgisi, kimlik doğrulama bilgisi ve tahmin edici pikselin yeri damga bilgisi olarak gömülmüştür. İkinci katmanda ise değişiklik yer tespiti için damga bilgileri gömülmüştür. Bunun için alt bloğun piksel değerlerinden döngüsel artıklık denetimi (DAD) üretilen değerler yine ilgili bloğa eklenmiştir. Böylece blok içinde meydana gelebilecek herhangi bir değişikliğin üretilen DAD bilgilerini değiştireceği ön görülmüştür. Bu çalışmada elde edilen saklama kapasitesi piksel başına 0.75 bittir. Değiştirilmiş bölgeleri tespit edebilmesine ve yüksek veri gömme kapasitesine rağmen bu yöntem tersi alınabilirliği sağlamak için bütün piksel değerlerini kullandığından görüntü kalitesi oldukça düşüktür.

Marco Fontani vd. tarafından önerilen yöntemde [101] ise damga bilgileri dalgacık dönüşüm katsayılarına eklenmektedir. Blok tabanlı olan bu yöntemde bilgiler yalnızca HH katsayılarına EAB tekniği ile eklenmiştir. Alt ve üst taşmalar nedeniyle tüm katsayı değerlerine bilgi saklanmamıştır. Hangi bölgelere veri saklandığı ise yer haritası ile tutulmuştur. Bu yöntem oldukça basit ve tersi alınabilirdir ancak her görüntü yerine görüntü grubunun sayısal imzası tek bir görüntüye eklenmiştir. Dolayısıyla görüntünün bir bölümünde yapılan değişiklik tüm görüntü grubunu etkiler.

Tıbbi görüntüler üzerinde damgalama sistemi öneren literatürdeki önemli çalışmaların özeti Tablo 1.2.'de verilmiştir.

1.9. Tezin Kapsamı

Literatürde yer alan çalışmaların eksikliklerine ve yukarıda belirtilen durumlara yönelik olarak bu tezde yer alan çalışmalar tıbbi görüntülere damga eklerken algısal kaliteyi korumayı, veri gömme kapasitesini arttırmayı, İAB'yi korumayı, görüntüde değiştirilen bölgeleri tespit etmeyi, görüntüyü doğrulamayı ve bütünlük kontrolünün sağlanmasını amaçlamış ve buna yönelik yeni algoritmalar önerilmiştir.

Yapılan çalışmalar kısmında; Şekil 1.15'te gösterildiği gibi tıbbi görüntülerin doğrulanması, bütünlük kontrolü ve saldırı sonrasında değiştirilen bölgelerin tespiti için gerçekleştirilen çalışmalar, deney ve sonuçlardan bağımsız olarak verilecektir [16, 17, 113, 132].

Bulgular ve irdeleme bölümünde ise gerçekleştirilen deneyler sonucunda elde edilen sayısal veriler ve görsel sonuçlar değerlendirilecektir. Ayrıca literatürde yer alan çalışmalarla karşılaştırılıp önerilen yöntemlerin önemi vurgulanacaktır.



Şekil 1.15. Tez içeriğinin genel yapısı

Tablo 1.2. Literatürde yer alan bazı önemli tıbbi görüntü damgalama tekniklerinin temel özelliklerle karşılaştırılması

Yöntem	Amaç	Damga	Gömme Bölgesi	Gömme tekniği	Tersi Alınabilirlik	Dayanıklılık
[115]	Yüksek veri kapasitesi	Orijinal son bitler Mesaj bitleri Ek bilgiler	Tüm görüntü	TDD Bit kaydırma	✓	Kırılgan
[101]	Doğrulama	TSGH verileri Yer haritası	Tüm görüntü	TDD Son bit yer değiştirme	✓	Kırılgan
[26]	Depolama alanı küçültme Güvenlik sağlama	EHK	Tüm görüntü	ADD	X	Dayanıklı
[37]	Yüksek veri kapasitesi	Rastgele bit dizisi	Düz bölgeler	FG	✓	Kırılgan
[32]	Doğrulama Veri saklama	EHK İAB özüt bilgisi Sıkıştırılmış İAB İAB gömme haritası İAB blokları	İAB İADB	FG ADD	✓	Dayanıklı Kırılgan
[116]	Telif hakkı koruma Gizlilik Doğrulama Bütünlük kontrolü	Hasta bilgileri Doktor kimliği İAB son bitleri	İAB İADB	Hibrit	✓	Dayanıklı Kırılgan
[117]	Doğrulama	Hasta bilgileri Doğrulama kodu Hastane logosu	İADB	EAB	✓	Kırılgan
[91]	Güvenlik Hasta verilerini koruma	EKG sinyalleri Hasta kimliği	Tüm görüntü	ADD	X	Dayanıklı
[100]	Bütünlük Doğrulama Değişiklik algılama	Doğrulama verileri Değişiklik algılama verileri	Tüm görüntü	Rastgele bölge işareti kestirimi	✓	Kırılgan

Tablo 1.2.'ün devamı

Yöntem	Amaç	Damga	Gömme Bölgesi	Gömme tekniği	Tersi Alınabilirlik	Dayanıklılık
[118]	Değişiklik algılama	Görüntünün en anlamsız bitleri Doğrulama verisi	İAB İADB	EAB	✓	Kırılgan
[40]	Güvenlik Doğrulama Arşiv kaydı Etiketleme Kontrollü erişim	İAB özüt bilgisi TSGH verileri Doktor kimliği Değişiklik yer tespiti verisi	Tüm görüntü	EAB	X	Kırılgan
[104]	Bütünlük kontrolü Değişiklik algılama	Doğrulama verileri İAB özüt bilgisi İAB kurtarma verisi	İADB en anlamsız bitleri Sınır piksellerin en anlamsız bitleri	EAB	X	Kırılgan
[119]	Bütünlük kontrolü Doğrulama	EHK Yeniden şekillendirilmiş İAB	İADB	TDA	✓	Dayanıklı
[120]	Telif hakkı koruma Bütünlük kontrolü	EHK	İAB İADB	AKD	X	Dayanıklı
[121]	Yüksek veri kapasitesi İçerik doğrulama	EHK Kontrol bitleri Logo bitleri	Orijinal görüntünün ölçeklenmiş hali	Sınıfa dayalı kodlama tekniği Pikselden bloğa dönüşüm tekniği	✓	Kırılgan

2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

Günümüzde gelişen ağ teknolojileri ve kablosuz cihazların maliyetindeki azalma sayesinde artık insanlar her ortamda kolayca mobil ya da dizüstü cihazlarından internete erişebilmektedir. Bu durum kolaylık ve rahatlık gibi gözükse de arka planda büyük bir veri güvenliği problemini ortaya çıkarmaktadır. Özellikle ağ üzerinden transfer edilmek istenen askeri, ticari ya da tıbbi içerikli verilerin korunması büyük önem arz etmektedir. Tüm bu teknolojik gelişmelere ek olarak en çok kullanılan veri türü olan görüntü üzerinde iyi veya kötü niyetli herhangi bir değişiklik yapılmasına izin veren programların artması ve yapılan bu değişikliklerin neredeyse hiç fark edilememesi güvenlik sorununu bir üst noktaya taşımıştır. Çünkü artık ağ üzerinden iletilmek istenen ya da erişimi ağ üzerinden mümkün olan hiçbir görüntü verisi güvende değildir.

Son yıllarda tıbbi kayıtların elektronik ortamda yönetimlerinin gelişimi ile birlikte tıbbi görüntüler; klinik tanı, tedavi, eğitim ve araştırma alanlarında önemli rol oynamaya başlamıştır. Her şeyin öncesinde ise insan sağlığı açısından büyük önem arz eden bu veriler üzerinde meydana gelebilecek iyi ya da kötü niyetli herhangi bir değişim kabul edilemez. Bu açıdan bakıldığında tıbbi görüntülerin güvenliği ve sahteciliğinin önüne geçilmesi gerekmektedir. Literatürde bu amaca yönelik birçok çalışma yer almaktadır.

Literatürde yer alan çalışmalar tıbbi görüntü damgalama (TGD) sistemlerinin iyileştirilmesini hedeflemektedir. İyileştirmeye çalışılan alanlar aşağıda verildiği gibidir;

➤ Tıbbi görüntülerde değişiklik tespitinin yapılabilmesi için damga ekleme sürecinin sonunda özellikle İAB'nin bozulmaması (geri alınabilmesi) ya da en minimum görsel bozulma ile değiştirilmesi ana hedeflerden biridir.

➤ Tıbbi görüntünün kime ait olduğunu gösteren hasta bilgilerinin, İAB'nin yeniden yapılandırılması ve tıbbi görüntüdeki bütünlük kontrolü için gerekli bilgilerin ataklar karşısında korunabilmesi için İADB'ye eklenmesi zorunludur. Dolayısıyla bu bölgede dayanıklı damgalama teknikleri kullanılarak saldırılara karşı veriler en iyi biçimde korunmalıdır.

➤ Damgalama sistemlerinin temel özelliklerinden biri olan fark edilmezlik tıbbi görüntülerde de aranan bir özelliktir. Bu nedenle damga ekleme sonrasında tıbbi görüntünün görsel kalitesi bozulmamalı ve TSGO'nun iyileştirilmesi de ana hedefler arasında yer almaktadır.

➤ Atak sonrasında tıbbi görüntünün hangi bölgelerinde değişiklik meydana geldiğini tespit edebilmek için blok tabanlı yöntemler kullanılmaktadır. Bunu sağlamak için oluşturulan alt bloklara bloğu tanımlayan veriler eklenmektedir. Görsel kalitenin bozulmasını engellemek için az miktarda veri gömülen bu bölgelerde veri miktarı nedeniyle zaman zaman değişiklik tespiti algılanamamaktadır. Dolayısıyla görsel bozulmayı etkilemeden alt-bloğa eklenen veri miktarı artırılmaya çalışılmaktadır.

➤ Blok tabanlı değişiklik algılama gerçekleştiren sistemlerde bir başka önemli alan ise blok boyutudur. Küçük boyutlu seçilen bloklar sistemin amacını yerine getirmiş sayılmaktadırlar.

Tıbbi görüntü damgalama tekniklerinde, literatürdeki araştırmacılar tarafından üzerinde durulan unsurların iyileştirilmesi ve sorunlarının giderilmesi tez kapsamında yapılan çalışmaların amacını teşkil etmiştir. Genel bilgiler kısmında verilen “Tıbbi Görüntü Damgalama” teknikleri irdelenerek verilen hedefler doğrultusunda iyileşme sağlayacak yeni tıbbi görüntü damgalama sistemleri önerilmiştir.

Tez kapsamında tıbbi görüntü damgalama alanında gerçekleştirilen çalışmalar aşağıda maddeler halinde verilmektedir:

➤ Yapılan ilk çalışmada tıbbi görüntülerin bütünlük kontrolü ve değişiklik yer tespitinin sağlandığı, İADB’ye eklenen bilgilerin daha dayanıklı hale getirildiği ve İAB’nin damgalama sürecinden etkilenmediği yeni bir damgalama yöntemi önerilmiştir. Damgalanmış tıbbi görüntüde yapılan değişiklikleri algılamak ve yerlerini tespit edebilmek amacıyla İAB’ye damga eklenirken kırılğan damgalama tekniklerinden biri olan EAB’den faydalanılmıştır. Hasta bilgilerinin ve damgalama için gerekli ek bilgilerin İADB’ye gömülmesi esnasında ise dayanıklı damgalama tekniği TDD kullanılmıştır. Önerilen sistem sayesinde İAB’nin tüm görüntüye oranı %65’e kadar yükseltilmiş ve değişiklik tespit bloğunun boyutu ise 4x4’e kadar düşürülmüştür. Elde edilen deneysel sonuçlarda literatürdeki benzer çalışmalara göre üstünlük sağlanmıştır. Ayrıca önerilen yöntem yüksek TSGO ve NK değerleri elde etmeyi başarmıştır [16].

➤ Bir diğer çalışmada farklı türlerdeki (MRI, Ultrason ve X-ray) tıbbi görüntülerin bütünlüğünü kontrol etmek ve doğrulama gerçekleştirmek amacıyla literatürde ilk kez hibrit (FG+EAB) bölge tabanlı damgalama kullanılmıştır. Önerilen yöntem tüm görüntü için tersi alınabilir ve görüntü içine gömülebilecek veri kapasitesini yükseltmiştir. Literatürde yer alan diğer çalışmalar gibi tıbbi görüntünün İAB ve İADB bölgelerine ayrılmasını gerektirmemektedir. Bu nedenle damgalama işlemi başlamadan önce İAB’nin belirlenmesi

için herhangi bir uzmana ya da algoritmaya gerek duymamaktadır. Tıbbi görüntü içinde oluşturulan 4x4 boyutundaki blokların içinde yer alan piksel değerleri kullanılarak blokların bütünlük kontrolü sağlanmıştır. Bloğun genişletilebilirlik özelliğine bakılarak kullanılacak damga ekleme tekniğine karar verilmiştir. Önerilen yöntemin performansı veri gömme kapasitesi, TSGO ve Doğru Pozitif Oran (DPO) nicelikleri bakımından yapılan deneylerle değerlendirilmiştir. Elde edilen deneysel sonuçlarda önerilen yöntemin TSGO değeri, değişiklik tespit bloğunun büyüklüğü, tespit edilen alanın doğruluğu açısından literatürdeki diğer çalışmalara göre daha başarılı olduğu gözlemlenmiştir. FG yönteminin sahip olduğu dezavantajlar EAB tekniği kullanılarak giderilmiş ve daha etkin bir algoritma ortaya çıkmıştır [113].

➤ Yapılan diğer çalışmada tıbbi görüntülere eklenen hasta bilgilerinin JPEG sıkıştırmaya olan dayanıklılığı artırıldığı, AKD ile damgalama sırasında kazanç faktörünün dinamik belirlendiği, damga eklemek için görüntü doku karmaşıklığından faydalandığı, değişiklik yer tespit performansının artırıldığı yeni bir yöntem önerilmiştir. Damga bilgilerinin görüntüye eklenebilmesi için EAB (kırılgan damgalama) ve AKD (dayanıklı damgalama) tekniklerinden faydalanılmıştır. Bloklarda meydana gelebilecek olan değişiklikleri algılayabilmek için özüt fonksiyonun yanında DAD hata bulma tekniğinden de faydalanılmıştır. Böylece değişiklik yer tespit performansı oldukça artırılmıştır. İADB bölgesine eklenen hasta bilgileri içinde AKD katsayılarının enerjisi kullanılarak kazanç faktör değeri dinamik olarak belirlenmiştir. Böylece ilgili bloğun karmaşıklık değerine göre damganın dayanıklılığı değiştirilmiştir. Yapılan deneyler sonucunda elde edilen sonuçlarda; İAB tüm görüntünün %80'i kadar seçilebilir hale gelmiştir, ortalama TSGO değeri 48dB çıkmıştır. Ayrıca JPEG sıkıştırmaya olan dayanıklılık daha da iyileştirilmiştir [17].

➤ Bir sonraki çalışma gittikçe hastalık tanı ve tedavisinde önemli rol oynamaya başlayan termal tıbbi görüntüleri damgalamaya yöneliktir. Literatürde ilk kez termal tıbbi görüntü damgalama gerçekleştirilmiştir. Termal görüntülerin karakteristikleri gereği (Büyük boyutlarda İAB içermeleri ve daha düz bölgelere sahip olmaları) mevcut yöntemlerin bu alana uygulanması mümkün değildir. Çalışmada TDD, EAB ve FG tekniklerinden faydalanılarak tersi alınabilir bir yöntem önerilmiştir. Uzaysal bölge tekniklerinden olan FG ilk kez frekans bölgesi tekniklerinden TDD katsayılarına uygulanmıştır. Bu yöntem sayesinde FG tekniğinde ortaya çıkan genişletilebilir blok sayısı artırılmıştır. Böylece veri gömme kapasitesi artırılmış bunun yanında damgalama sonucu görsel bozulma en aza indirilmiştir. Geleneksel tıbbi görüntü damgalama tekniklerinde İADB'ye eklenen damga

bilgisi olmadan damga çıkarma süreci devam ettirilemez. Dolayısıyla bu teknikler bu bölgenin değişmeyeceğini varsayıp yönetime bir kısıtlama getirmektedirler. Ancak önerilen yöntemde bu alana bilgiler Shamir sır paylaşım tekniği ile eklenmiştir. Böylece kısıtlama ortadan kaldırılmıştır. Çalışmada bloklara ait blok doğrulama değeri hesaplanırken kullanılan blok konum bilgisi sayesinde önerilen yöntem literatüre tarafımızdan yeni bir saldırı olarak kazandırılan blok yer değiştirme atağına karşı da dayanıklılık göstermektedir. Elde edilen deneysel sonuçlarda ortalama %95'e yakın bir İAB belirlenebilmiş bunun yanında TSGO değeri ortalama 49dB'ye kadar çıkarılmıştır. Benzer çalışmalarla olan kıyaslamalar sonucunda da önerilen yöntemin etkinliği ortaya çıkmıştır.

➤ Son çalışmada tıbbi görüntü damgalama sisteminin gerçek zamanlı uygulamalarda kullanılabilmesi açısından hız bakımından iyileştirme yapılmıştır. Bu amaçla frekans bölgesi yöntemlerinden AKD'nin eşdeğeri olup hız açısından çok daha iyi sonuçlar veren Hızlı Walsh-Hadamard Dönüşümü (HWHD) kullanılmıştır. Ayrıca dayanıklılık gerektiren logo verisi ile kırılabilirlik gerektiren blok doğrulama verilerini aynı blok içine eklenebilmiştir. Bunu gerçekleştirebilmek için TDD alt-bantlarından olan LL bandı logo bilgisini, diğer bantlar ise blok doğrulama verisini eklemek için kullanılmıştır. Elde edilen deneysel sonuçlarda hız bakımından iyileştirme sağlanırken görsel bozulmaların da artmaması sağlanmıştır [132].

Bu tez çalışması süresince yapılan çalışmalar Matlab 2014b-2015b programlama ve simülasyon ortamı kullanılarak denenmiştir. Önerilen ve karşılaştırma yapılan teknikler hazır paketler kullanmadan doğrudan kodlanarak değerlendirilmiştir. Önerilen çalışmaların detayları sırasıyla ilerleyen bölümlerde verilmektedir.

2.1. TDD ve EAB'ye Dayalı Doğrulama ve Bütünlük Kontrolü Sağlayan TGD Şeması

Tıbbi görüntülerin doğrulanmasına ve bütünlük kontrolüne yönelik literatürde birçok çalışma mevcuttur. Önerilen çalışmalarda ortaya çıkan problemlerin başında İAB'nin tüm görüntüye oranının çok düşük tutulması, değişiklik tespiti yapılan alanın büyük boyutlarda olması ve İAB'nin damgalama sonrasında bozulmaya uğraması gelmektedir. 2013 yılında Liew vd. [112] nin önerdikleri yöntemde görüntü 1 adet İAB ve 8 adet İADB bölgesine bir uzman tarafından ayrıştırılır. İAB bölgesi 40x40 bloklara, İADB ise 2x2 bloklara ayrıştırılır. Üretilen damga bilgisi bütünlük doğrulama ve kurtarma olmak üzere 2 kısımdan oluşur. İAB

bloklarından doğrulama verisi için DAD, kurtarma verisi için de JPEG görüntü sıkıştırma yöntemi kullanılmıştır. Üretilen damga bilgisi İADB bölgesindeki piksellerin son iki biti kullanılarak görüntüye eklenir. Yapılan deneysel çalışmalarda İAB bölgesinin tüm görüntüye oranı yaklaşık %12.5 olma zorunluluğu gözlemlenmiştir. Bunun üstünde büyüklüğe sahip İAB bölgeleri için yöntem çalışmamaktadır. Aynı zamanda yöntem damgalı görüntü üzerinde yapılan herhangi bir değişikliği 40x40'lık blok içinde tespit edebilmektedir. 2015 yılında ise Eswaraiah vd.'nin çalışmalarında [15] görüntü İAB ve İADB bölgeleri olmak üzere iki kısma bir uzman tarafından ayrıştırılmaktadır. İAB bölgesi, 3x3 bloklara parçalanarak merkez pikselin komşu piksellerden farkını 6 bit ile temsil edecek biçimde kurtarma verisi oluşturulur. Oluşturulan veri sıkıştırılıp 8x8 bloklar şeklinde ayrıştırılan İADB bölgesinde TDD katsayılarının son 2 bitine eklenir. Yapılan deneysel çalışmalarda, İAB bölgesinin tüm görüntüye oranı %20 olması gerektiği gözlemlenmiştir. Damga ekleme sırasında oluşan bir takım ek bilgiler damga olarak gömülememekte ve harici olarak alıcı tarafa gönderilmektedir.

Doğrulama ve bütünlük kontrolüne yönelik çalışmalarda bir diğer önemli nokta, tersi alınabilirliği sağlamak için gerekli veriler ve hasta verileri İADB'ye eklenmelidir. Eklenecek bu bilgilerin ise iyi ya da kötü niyetli saldırılara karşı dayanıklı olması gerekmektedir. Bu noktada frekans bölgesi damgalama tekniklerinden faydalanılmaktadır. 2014 yılında Al-Haj'ın önerdiği yöntem [66] blok tabanlı olup dayanıklı damga ADD ve TDA (Tekil Değer Ayrıştırma) yardımıyla İADB bölgesine eklenir, kırılğan damga ise İAB bölgesindeki piksellerin son bitine eklenir. Doğrulama bilgisi olarak yalancı-rastgele üretilen sayılar, İAB bölgesindeki piksellerin son bitine eklenmeden önce son bit değerleri saklanır. Saklanan bu veri ile İADB bölgesine hasta ve hastane bilgileri olarak kullanılan ikili görüntü bilgileri ile birlikte ADD-TDA ile eklenir. Bu çalışmada da İAB bölgesi yeterince küçük belirlenmez ise yöntem çalışmamaktadır. Bunun yanı sıra yöntem yalnızca bloktaki piksellerin son biti değiştirildiğinde algılama yapabilmektedir.

Özellikle son yıllarda TDD tıbbi görüntü damgalama alanında başarılı bir biçimde kullanılmaya başlanmıştır. Bunun nedeni uygulanan TDD sonucunda elde edilen katsayıların kayan noktalı sayı olmayıp tamsayı türünden olmasıdır. Böylece bu katsayılara eklenmiş olan veriler herhangi bir kayba uğramadan damga çıkarma sürecinde aynı şekilde elde edilebilmektedir.

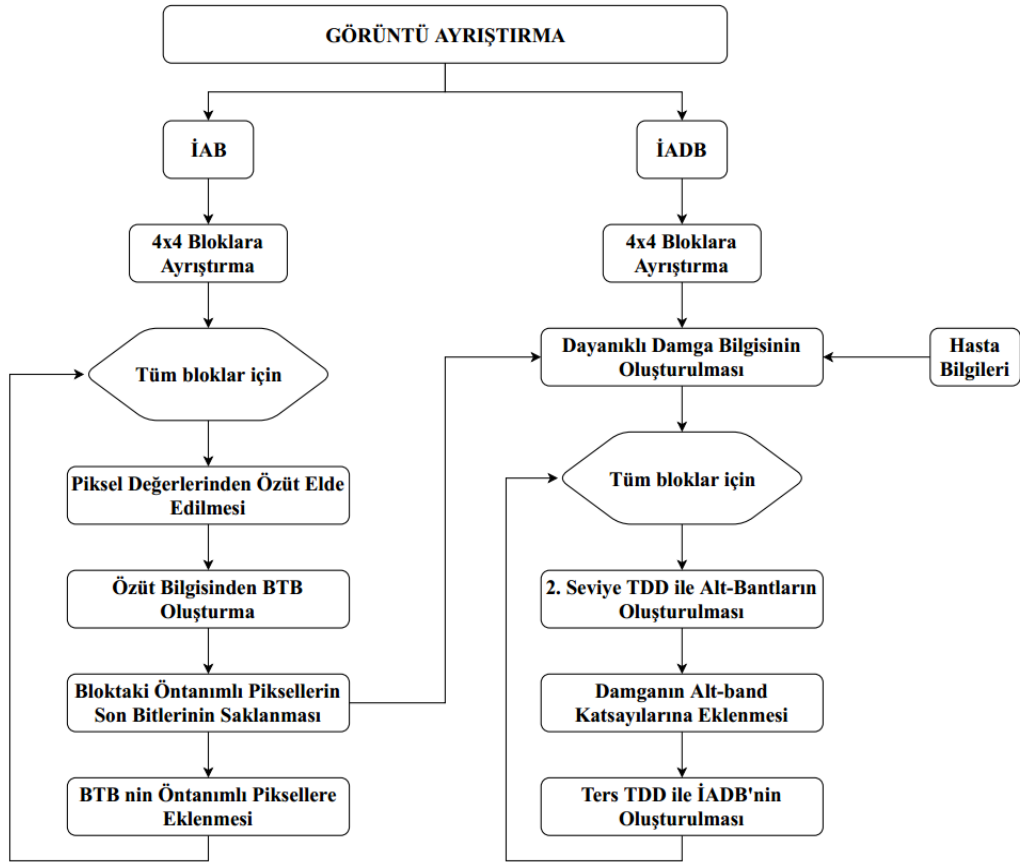
Bu bilgilerin ışığı altında yapılan çalışmada İAB'nin tüm görüntüye oranını ve değişiklik tespit blok boyutunu iyileştiren TDD ve EAB'ye yönelik kör bir TGD sistemi

önerilmiştir [16]. Bu yöntemle İAB ve değişiklik tespit blok boyutu açısından iyileştirme sağlanmıştır.

Önerilen yöntemde, tıbbi görüntü uzman tarafından İAB (dikdörtgensel bir bölge olmak koşuluyla) ve İADB bölgelerine ayrıştırılır. Çalışma, İAB bölgesine değişiklik tespiti yapmayı sağlayacak damga bilgisinin kırılğan biçimde, İADB bölgesine ise hasta bilgilerinin ve ek bilgilerin dayanıklı bir biçimde eklenmesine ve alıcı tarafta damgalanmış tıbbi görüntüden eklenmiş olan verilerin çıkarılması esasına dayanmaktadır. Önerilen tıbbi görüntü damgalama algoritması aşağıda açıklanan damga ekleme ve damga çıkarma olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır.

2.1.1. Damga Ekleme Süreci

Bu bölümde önerilen damga ekleme yöntemine ilişkin detaylar hakkında bilgi verilecektir. Önerilen damga ekleme algoritmasının adımları Şekil 2.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 2.1. Damga ekleme akış şeması

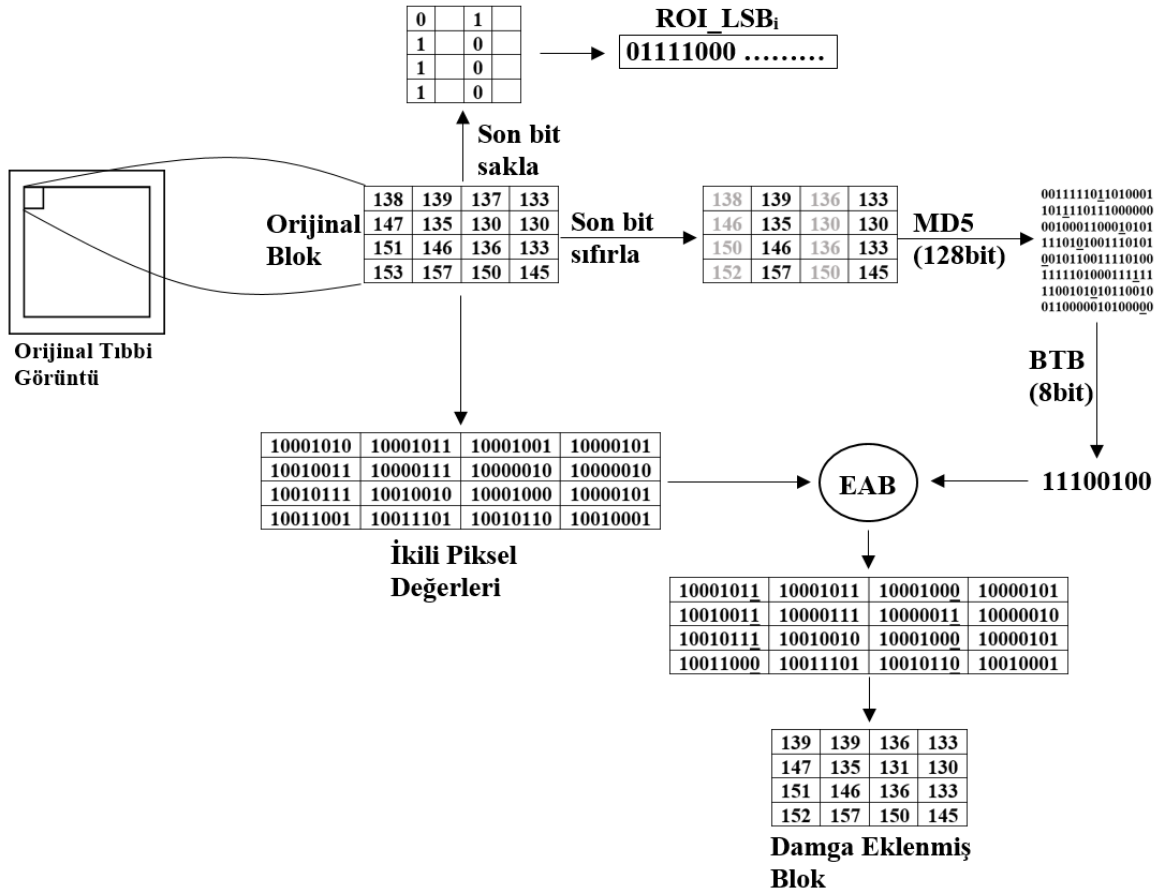
Damga ekleme yöntemi; tıbbi görüntünün İAB ve İADB olmak üzere iki kısma ayrılması ile başlamaktadır. Görüntü ayrıştırıldıktan sonra İAB bölgesine görüntüye yapılabilecek atakların algılanması ve değişen bölgenin yer tespiti için gerekli kırılğan damga bilgisi eklenecektir. İADB bölgesine ise tıbbi görüntünün hangi hastaya ait olduğunu belirleyecek ve ataklar karşısında dayanıklı olmasını sağlayacak biçimde damga bilgisi eklenecektir.

Önerilen algoritma detaylı bir biçimde adımlar halinde aşağıdaki gibi verilmiştir;

Adım 1. Hastaya ait ana görüntü Im olarak alınır ve Im uzmanlar tarafından İAB ve İADB olmak üzere iki kısma ayrıştırılır,

Adım 2. İAB, örtüşmeyen 4x4 boyutlu alt bloklara ayrıştırılır. Böylece görüntü üzerindeki değişikliklerin en küçük bölge boyutunda yer tespiti sağlanacaktır,

Adım 3. İAB bölgesinde oluşan her bir alt blok için aşağıdaki adımlar tekrarlanır. Örnek bir alt blok damgalama Şekil 2.2.'de verilmiştir.



Şekil 2.2. İAB'de yer alan 4x4 boyutunda bir alt bloğa BTB eklenmesi

Adım 3.1. Blok bütünlüğünü kontrol etmek amacıyla, blok içinde öntanımlı 8 adet piksel değerinin son bitleri 0 yapıpı birleştirilerek MD5 özüt fonksiyonu ile 128 bitlik özüt bilgisi (blok_ozut) üretilir,

Adım 3.2. blok_ozut bilgisinin belirli konumlarında yer alan ikili bilgiler alınıp, bloğu temsil etmek için kullanılacak 8 bitlik Blok Tanılama Bilgisi (BTB) oluşturulur. Büyük boyutlarda tutulan BTB değişiklik tespitinin daha hassas yapılabilmesini sağlayacaktır,

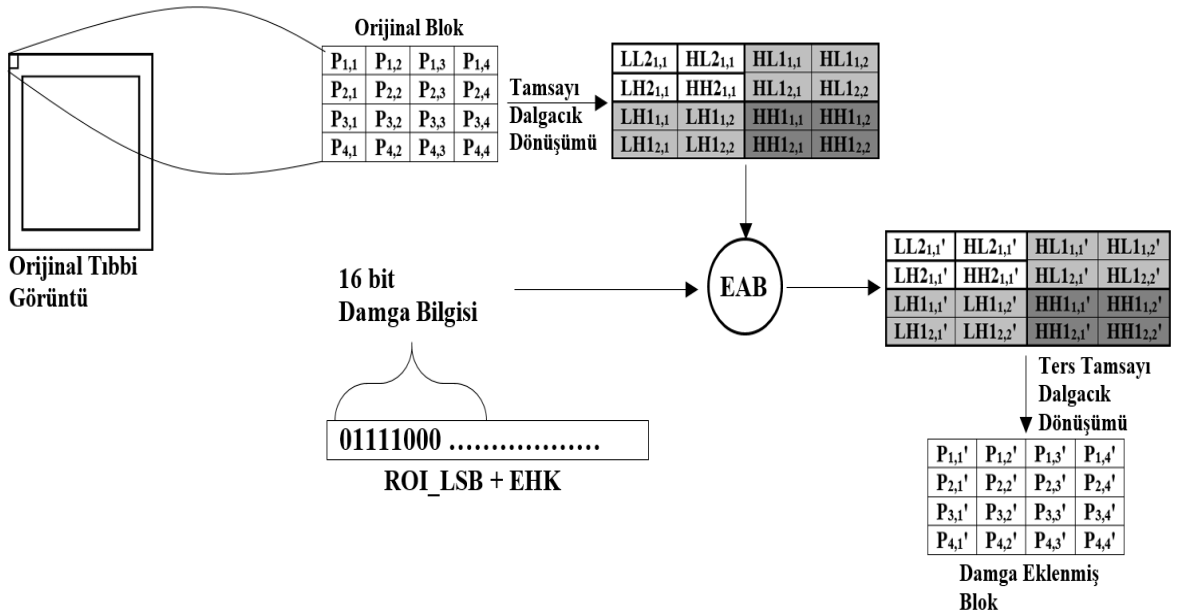
Adım 3.3. Blok içindeki, öntanımlı konumlardaki 8 pikselin son bit değerleri saklanır (roi_lsb). Bu bilgiler damga çıkarma aşamasında tekrar eski yerlerine konulacaktır böylece İAB tamamen eski haline dönüştürülebilecektir,

Adım 3.4. BTB bilgisi, bir önceki adımda belirlenmiş olan piksel değerlerinin son bitine eklenir,

Adım 4. İADB, örtüşmeyen 4x4 boyutlu alt bloklara ayrıştırılır,

Adım 5. Hasta bilgilerini içeren ikili bir görüntü ile roi_lsb değerleri birleştirilerek ataklara karşı dayanıklı olması istenen damga bilgisi oluşturulur,

Adım 6. İADB’de oluşan her bir alt blok için Şekil 2.3.’te gösterildiği gibi aşağıdaki adımlar tekrarlanır;



Şekil 2.3. İADB’de yer alan 4x4 boyutunda bir alt bloğa damga eklenmesi

Adım 6.1. Bloкта yer alan piksel değerlerine ikinci seviye TDD uygulanır ve LL2, HL2, LH2, HH2, HL1, LH1 ve HH1 alt bantları oluşturulur. Kullanılan ikinci seviye TDD, damga bilgisi için ataklara karşı daha fazla dayanıklılık sağlayacaktır,

Adım 6.2. Elde edilmiş olan damga bilgisinin 16 biti oluşturulan alt bantlardaki katsayı değerlerinin son bitlerine eklenir,

Adım 6.3. Ters TDD dönüşümü ile İADB yeniden yapılandırılır,

Adım 7. İADB ve İAB birleştirilerek damgalanmış tıbbi görüntü elde edilir.

2.1.2. Damga Çıkarma Süreci

Bu bölümde damgalanmış tıbbi görüntüden damga bilgilerinin çıkarılmasına ilişkin detaylar verilecektir. Önerilen damga çıkarma algoritmasının adımları Şekil 2.4.'te gösterilmiştir.

Önerilen yöntemin bu aşamasında, damgalanmış halde bulunan tıbbi görüntüden damga bilgileri çıkarılarak görüntünün saldırıya uğramış ise hangi blokta değişim olduğu tespit edilecek ve hasta hakkında bilgi edinilecektir.

Değişim algılama; damga ekleme aşamasında tıbbi görüntüye eklenen BTB değeri ile mevcut görüntüden üretilen BTB' değerleri karşılaştırılarak gerçekleştirilir.

Önerilen algoritma detaylı bir biçimde adımlar halinde aşağıdaki gibi verilmiştir;

Adım 1. Hastaya ait ana görüntü İm olarak alınır, İAB ve İADB olmak üzere iki kısma ayrıştırılır,

Adım 2. İADB, örtüşmeyen 4x4 boyutlu alt bloklara ayrıştırılır,

Adım 3. İADB'de oluşan her bir alt blok için aşağıdaki adımlar tekrarlanır;

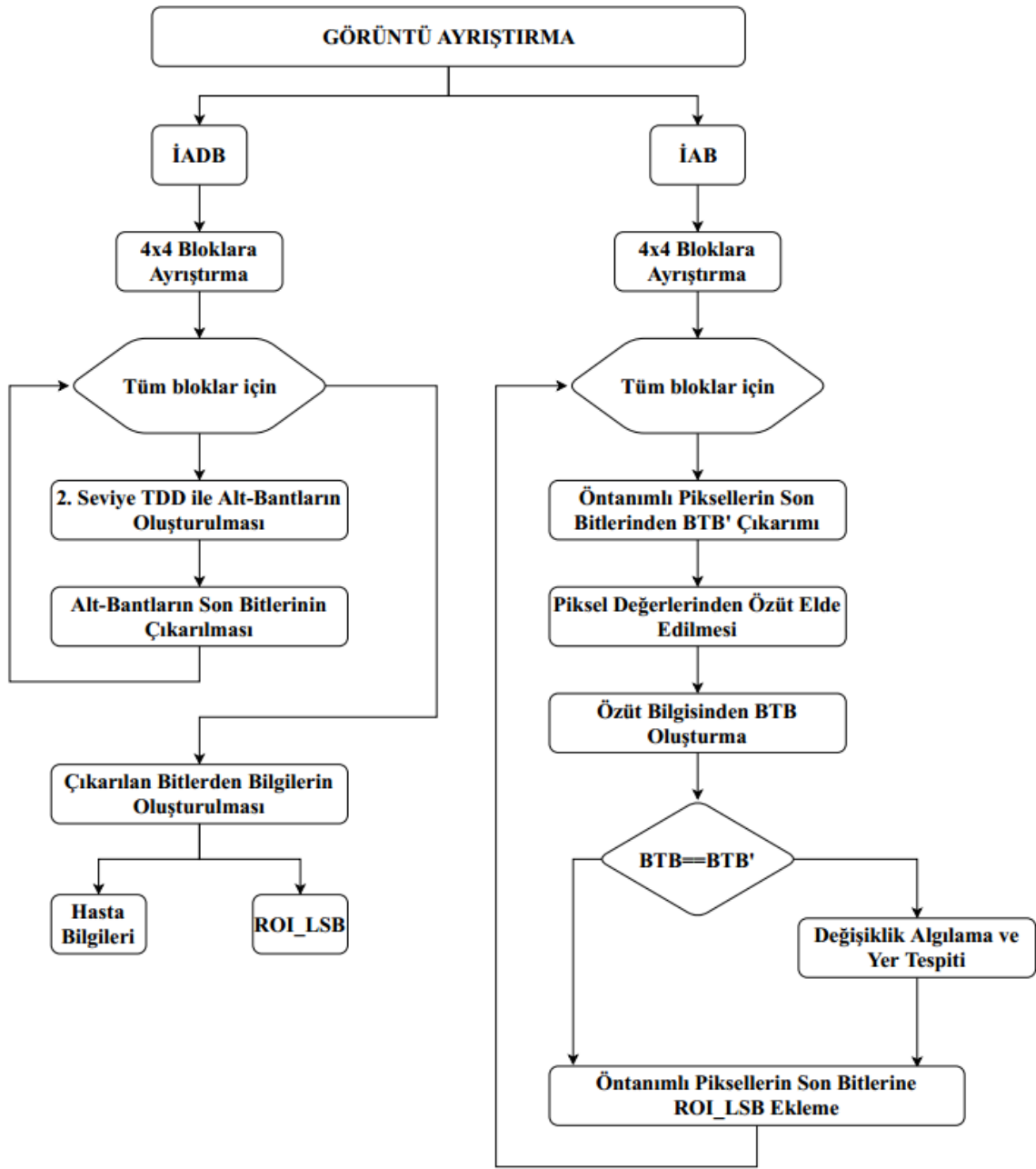
Adım 3.1. Bloкта yer alan piksel değerleri için ikinci seviye TDD gerçekleştirilir ve LL2, HL2, LH2, HH2, HL1, LH1 ve HH1 alt bantları oluşturulur,

Adım 3.2. Oluşan alt-bantlardaki piksellerin son bitleri çıkarılıp kaydedilir,

Adım 4. Kaydedilen bitler birleştirildikten sonra hasta bilgileri ve ROI_LSB olmak üzere ikiye parçalanır,

Adım 5. İAB, örtüşmeyen 4x4 boyutlu alt bloklara ayrıştırılır.

Adım 6. İAB'de oluşan her bir alt blok için aşağıdaki adımlar tekrarlanır;



Şekil 2.4. Damga çıkarma akış şeması

Adım 6.1. Blok içerisinde öntanımlı piksellerin son bitleri çıkarılarak bloğa ait, damga ekleme aşamasında gömülen BTB' bilgisi elde edilir,

Adım 6.2. Damga ekleme aşamasında olduğu gibi alt blok için BTB bilgisi oluşturulur,

Adım 6.3. Elde edilen BTB ve BTB' bilgileri karşılaştırılarak mevcut bloğun değişikliğe uğrayıp uğramadığı hakkında sonuç üretilir,

Adım 6.4. İADB bölgesinden çıkarılan ROI_LSB bilgisi, öntanımlı piksellerin son biti yerine koyulur. Böylece BTB' bilgisini taşımakta olan bu pikseller orijinal haline döndürülür.

Tıbbi görüntü damgalama alanında en çok kullanılan EAB tekniğinin tersi alınamamaktadır. İAB'ye damga bilgisi EAB ile eklenmeden önce bu bölgedeki bilgilerin saklanması bu tekniğe tersi alınabilirlik özelliği kazandırmıştır. Böylece FG gibi hesaplama karmaşıklığı fazla olan tersi alınabilir bir teknik kullanmak yerine daha hızlı çalışabilen bir damgalama algoritması önerilmiştir.

Ayrıca TGD alanında birinci seviye TDD kullanan çalışmalara kıyasla ikinci seviye TDD ile daha dayanıklı damga ekleme gerçekleştirilmiştir.

2.2. Değişiklik Yer Tespiti Sağlayan İyileştirilmiş Blok Tabanlı TGD Şeması

Tıbbi görüntü damgalama tekniklerini; damga ekleme karakteristiklerine bağlı olarak tersi alınamayan, tersi alınabilir ve blok-tabanlı olmak üzere üç sınıfa ayırabiliriz. İlk kategorideki yöntemler damgalama esnasında tıbbi görüntüyü geri döndürülemeyecek şekilde değiştirir. Oysaki tıbbi görüntünün bazı bölgelerindeki değişimler kabul edilemez. İkinci kategorideki yöntemler damga çıkarım aşamasından sonra orijinal tıbbi görüntüyü elde ederler. Dolayısıyla bu yöntemlerde tanı ve tedaviyi etkileyecek herhangi zararlı bir durum ortada yoktur. Son kategorideki yöntemler ise tıbbi görüntüyü İAB ve İADB olmak üzere ikiye ayırıştırır. Bu yöntemler iki alan için farklı damgalama teknikleri kullanır. Damga çıkarımı işleminden sonra İAB yapılandırılması önemli hale gelirken, İADB için geri dönüşümü olmayan damgalama teknikleri kullanılabilir.

Literatürde bu alanda yapılmış birçok çalışma mevcuttur. 2010 yılında Al-Qershi vd. [42] çalışmalarında iki boyutlu FG yöntemini kullanmıştır. Yöntem görüntünün İAB, İADB ve sınır pikselleri olmak üzere 3 bölgeden oluştuğunu varsaymaktadır. İAB'nin özüt bilgisi, hasta bilgileri, İAB piksel değerleri ve sınır piksel değerlerinin son bitleri Huffman Kodlama kullanılarak sıkıştırılır. Sıkıştırılan bu veri 2 boyutlu FG yöntemi ile İADB'ye eklenir. Bunun yanında FG sonucunda ortaya çıkan yer haritası, İAB'nin koordinat bilgileri sınır piksellerine gömülür. Bu şemadaki en önemli problem İAB'nin %12 gibi küçük bir oranda seçilmek zorunda olmasıdır. Diğer bir dezavantaj ise bir piksel değişimi tüm görüntüyü bozulmuş olarak değerlendirmektedir.

Tan vd. önerdikleri [100] yöntemde görüntüyü 16x16 boyutunda alt bloklara parçalamıştır. Bu alt bloklardaki piksel değerlerini kullanarak DAD yardımıyla blok tanılama bilgisi oluşturmuşlardır. FG yöntemi kullanılarak bu bilgiler ilgili alt bloklara eklenmiştir. Yöntemde eğer bir alt blok kendi tanılama bilgisini taşıyamıyorsa bu bilgi komşu alt-bloğa eklenmiştir. Bu nedenle değişiklik yapılmış alanların tespiti için tüm damga bilgisinin çıkarılması gerekmektedir.

Huang [114] tıbbi görüntülerin bütünlüğü korumak amacıyla kırılğan bir damgalama sistemi önermiştir. Yöntemi ayrıca değiştirilmiş bölgeler tespit edebilmektedir. Bunu gerçekleştirmek için tıbbi görüntüdeki piksellerin son iki bitini kullanmıştır. Dolayısıyla yöntem tersi alınabilir değildir ve damgalama işlemi görüntü kalitesini oldukça düşürmektedir.

Thabit vd. ise 2015 yılında önerdikleri çalışmada [41] Slantlet Dönüşümü kullanarak İAB ve İADB bölgelerine damga eklemiştir. İAB uzman tarafından seçilir ardından 16x16 bloklara ayrıştırılır. Ortalama piksel yoğunlukları ve kurtarma bilgileri TDD kullanılarak hesaplanır. Bu bilgiler dayanıklı yöntemlerle birlikte geri döndürülemez biçimde İADB'ye eklenirken EHK bilgileri tersi alınabilir bir teknikle İAB'ye eklenir. Bu yöntemin dezavantajları; ilki değiştirilmiş alan 16x16 gibi büyük boyutlu bir bölgede tespit edilebilmesidir. İkincisi ise damgalama esnasında üretilen birtakım yan bilgilerin haricen gönderilmesidir.

Bu bilgilerin ışığı altında yapılan çalışmada İAB ve İADB seçimini ortadan kaldıran ve değişiklik tespit blok boyutunu iyileştiren FG ve EAB'ye yönelik tersi alınabilir, blok tabanlı TGD sistemi önerilmiştir [113]. Önerilen yöntemde EHK ve blok doğrulama bilgilerini gizlemek için FG tekniği kullanılarak tersi alınabilir bir damgalama yöntemi ile aşağıda listelenen kısıtlamalar iyileştirilmiştir. Bu kısıtlamalar;

- İAB'nin boyutu,
- İAB'nin belirlenmesi,
- Değişiklik tespitinde kullanılan blok boyutu,
- İAB'nin tersi alınabilirliği,
- Tıbbi görüntü kalitesini bozmadan görüntüye eklenebilecek damga kapasitesidir.

Yöntem tıbbi görüntünün merkez bölgesini (GMB) birbiriyle örtüşmeyen 4x4 boyutlarında bloklara ayrıştırır. Her bir bloğu ise 2x2 boyutunda dört alt-bloğa böler. Bu alt bloklar FG tekniği kullanılarak genişletilebilir ya da genişletilemez olarak tanımlanır. Mevcut bloktaki genişletilebilir alt blokların sayısı, blok doğrulamada kullanılacak bitlerin

üretimi için kullanılacak stratejiyi belirlemektedir. Damga ekleme aşamasında oluşturulan yer haritası ve haritadan üretilen özüt değeri tıbbi görüntünün sınır bölgesine (SB) eklenmektedir.

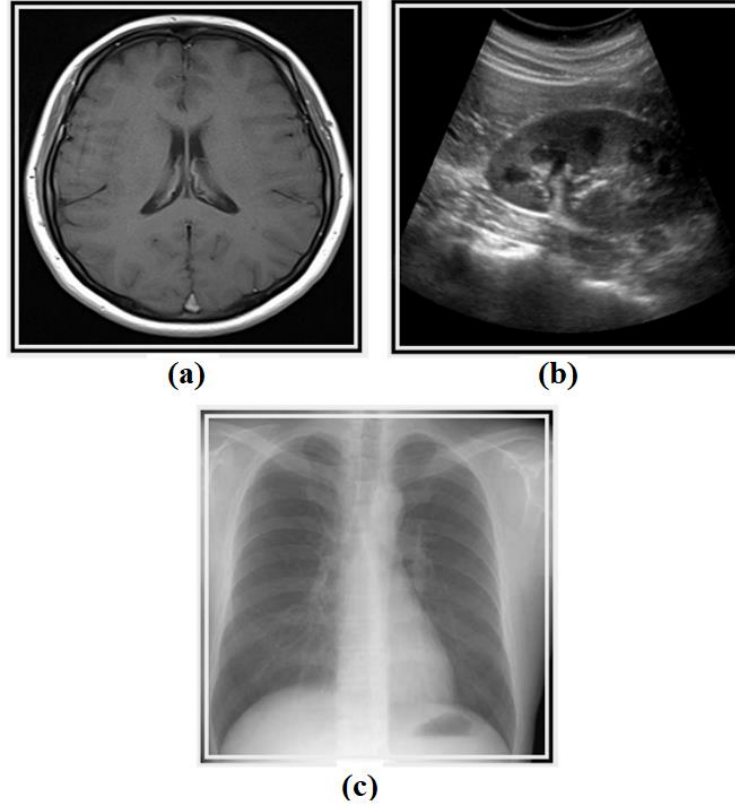
Literatürdeki bölge (İAB-İADB) tabanlı damgalama teknikleri, İADB'ye oranla daha büyük İAB seçilmesi durumunda tıbbi görüntülere damga ekleyememektedir. Bölge tabanlı tekniklerdeki bir diğer sorun İAB sınırlarının kesin olarak belirlenememesidir. Otomatik olarak bölge seçimi sunamayan teknikler uzmanlar tarafından bu işlemin yapılmasını beklemektedir. Dolayısıyla sistemde tanımlanan maksimum İAB boyutu uzman tarafından bilinmeli ve ona göre seçimi yapılmalıdır. Bu bağlamda önerilen çalışmanın bir üstünlüğü tıbbi görüntüde sınır bölgesi oluşturup bu bölge haricinde yer alan tüm pikselleri kullanmasıdır. Böylece damgalanacak görüntünün İAB ve İADB olarak bölünmesini gerektirmez ve uzman faktörü ortadan kaldırılır. Tüm görüntü sınır bölgesi hariç İAB olarak değerlendirilmektedir. Önerilen yöntemin diğer bir avantajı ise değiştirilmiş bölgeleri 4x4 piksel boyutunda daha hassas bir biçimde tespit edebilmesidir. Böylece bir piksel değişimi 4x4 boyutunda bir pencereyi değiştirilmiş olarak işaretlemektedir.

Önerilen yöntem iki alt aşamadan oluşmaktadır. Damga ekleme ve Damga çıkarma. Damga ekleme aşamasında EHK bilgileri ve ilgili bloğa ait blok doğrulama bitleri GMB'ye yerleştirilir. Bu esnada oluşan ek bilgiler SB'ye eklenir. Damga çıkarma aşamasında ise doğrulama bilgileri çıkartılır ve kontrol edilerek bloğun değişikliği hakkında bilgi verilir. Aynı zamanda hasta bilgileri de elde edilir.

2.2.1. Damga Ekleme Algoritması

Öncelikle orijinal tıbbi görüntü iki bölgeye ayrılmaktadır. Bunlar SB ve GMB'dir. Şekil 2.5.'te farklı tıbbi görüntü türleri (MRI, Ultrason ve X-Ray) için otomatik belirlenen alanlar gösterilmiştir.

Beyaz çizgiler arasında kalan bölge sınır bölgesini, geri kalan kısım ise görüntünün merkez bölgesini göstermektedir. Yöntem İAB ve İADB bölgelerine ayırıştırma gerektirmediğinden herhangi bir İAB seçim algoritmasına ya da damga ekleme sırasında İAB bölgesini tanımlayabilmek için koordinat bilgilerine ihtiyaç duymaz. Böylece yöntem; İAB büyüklük oranı diğer görüntü türlerine göre daha büyük olan Bilgisayarlı Tomografi görüntüleri için uygulanabilir.



Şekil 2.5.(a) MRI (b) Ultrason (c) X-Ray görüntüler için GMB ve SB

Geri kalan algoritma şu şekilde özetlenebilir: GMB, birbiriyle örtüşmeyen 4x4 boyutlu piksel kümelerinden meydana gelen N adet $B_1 \dots B_N$ ana bloklarına ayrıştırılır. Oluşan her bir bloğa Blok Sınıflandırma prosedürü uygulanır. Bu prosedür ile birlikte ilgili bloğun genişletilebilirliği test edilir ve yer haritası güncellenir. Ardından bloğa ait Blok Özellik Vektörünü (BÖV) hesaplamak için hem genişleyebilir hem de genişletilemez bloklar için ayrı ayrı önerilen BÖV üretim prosedürü çağırılır. Tüm bloklar bu iki süreçten geçtikten sonra Yük (payload) ve EHK bilgileri ekleme prosedürü koşturularak hasta kayıtları ve tersi alınabilirlik için gerekli bilgiler tıbbi görüntüye eklenir.

Şekil 2.6’da gösterilen damga ekleme sürecinin adımları aşağıda verilmiştir.

Adım 1: Tıbbi görüntü GMB ve SB olarak iki bölgeye ayrıştırılır.

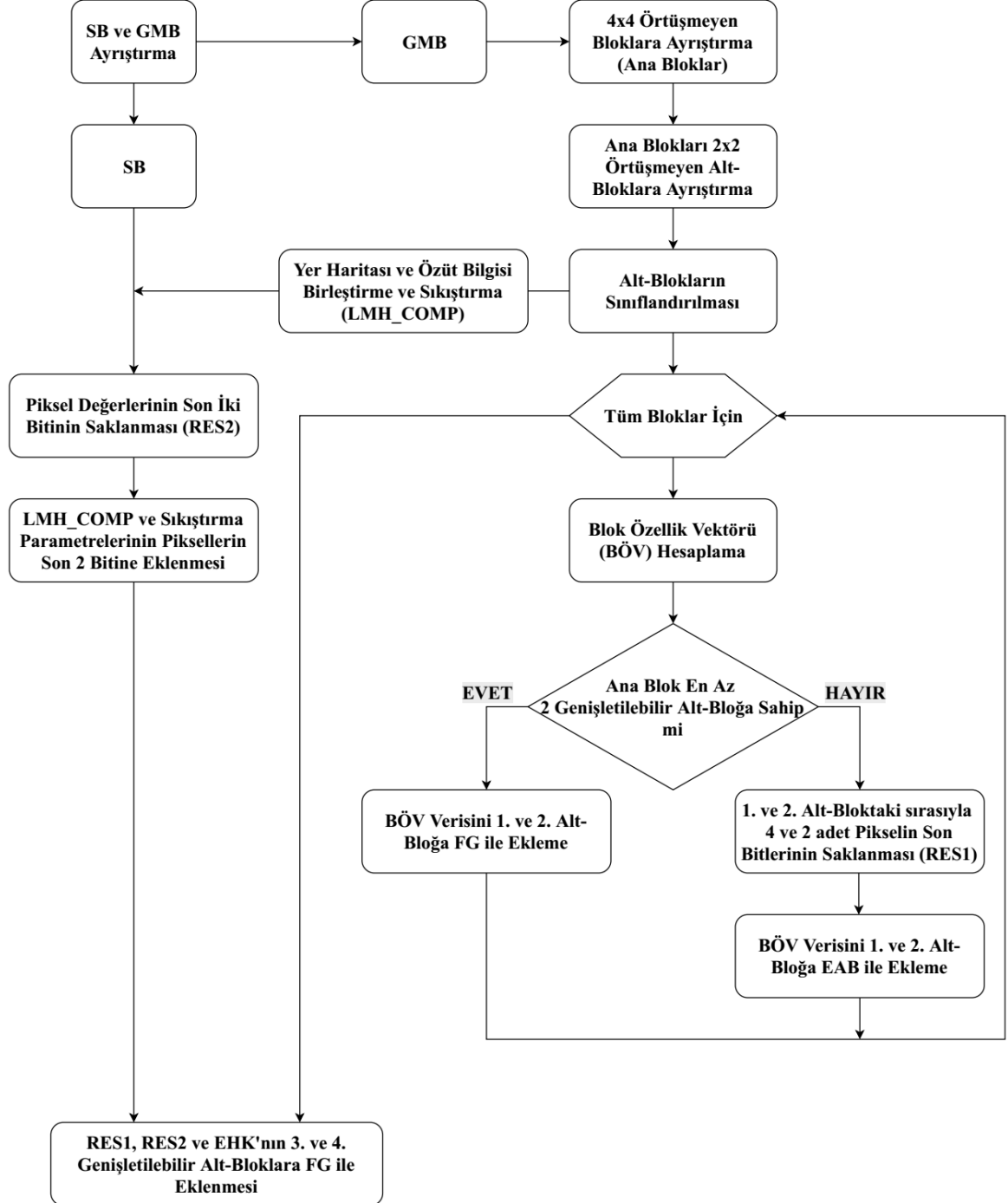
Adım 2: GMB, N adet örtüşmeyen 4x4 boyutunda ana bloklara ayrıştırılır. ($B_1 \dots B_N$).

Adım 3: Oluşturulan $B_1 \dots B_N$ ana bloklarının her biri Blok Sınıflandırma Prosedürü ile sınıflandırılır.

Adım 4: BÖV Üretimi ve Damga Ekleme Prosedürü her bloğa ait olduğu sınıfa göre uygun olarak uygulanır.

Adım 5: Yük ve EHK bilgilerinin genişletilebilir olarak etiketlenmiş bloklara Yük ve EHK Ekleme Prosedürü ile eklenmesi.

Her bir prosedür detaylı olarak aşağıda verilmiştir.

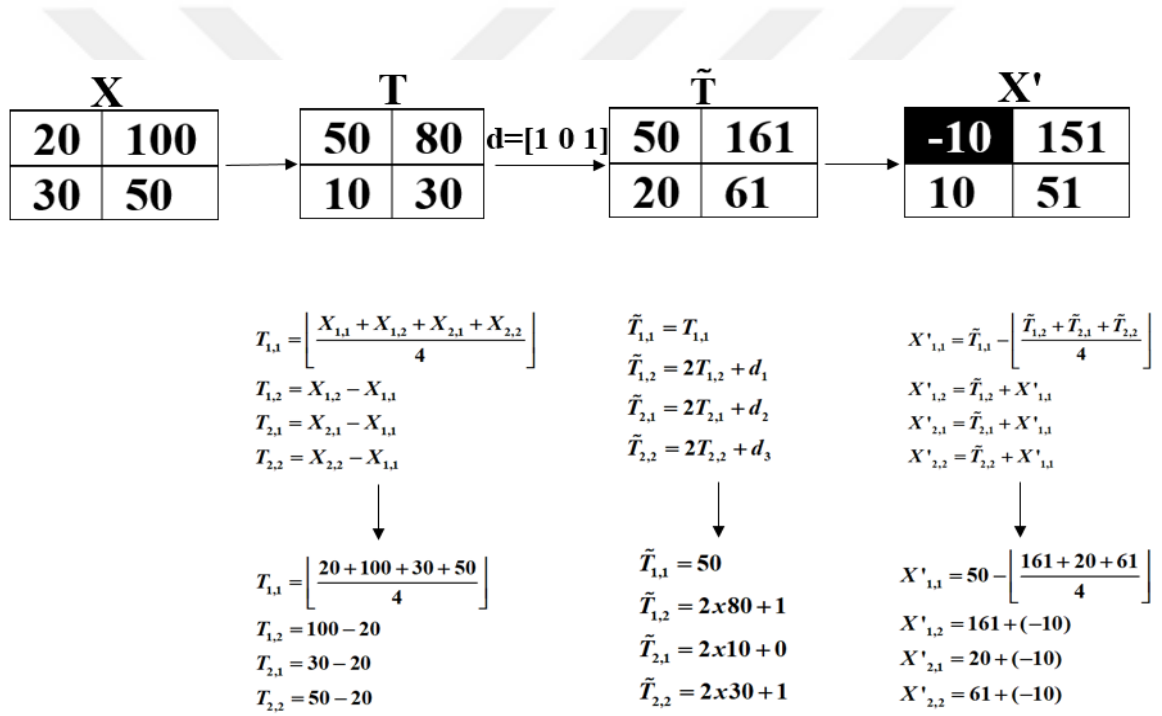


Şekil 2.6. Damga Ekleme Algoritmasının Akış Diyagramı

2.2.1.1. Blok Sınıflandırma Prosedürü

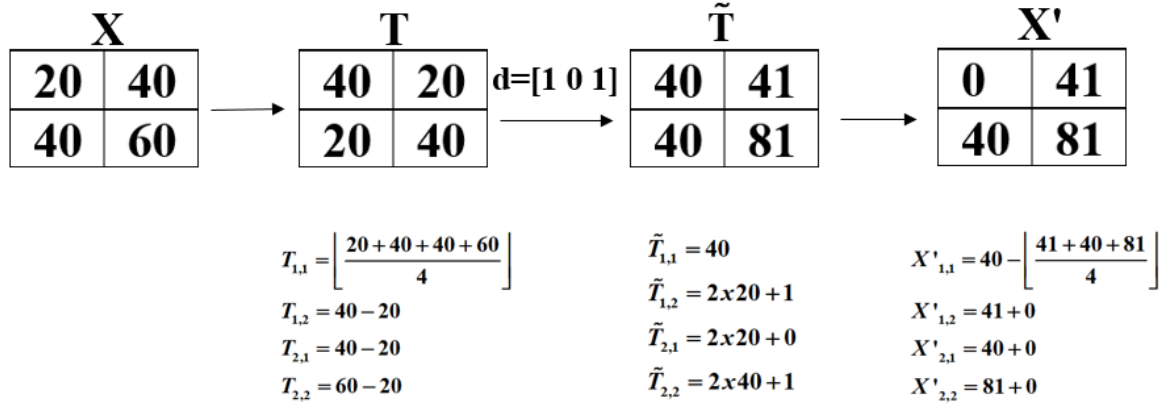
İlk aşamada ilgili ana blok (B_i) birbiriyle örtüşmeyen 2x2 boyutunda 4 adet alt-bloğa parçalanır (X, Y, Z ve W). Ardından elde edilen alt bloklara FG tekniği uygulanarak genişletilebilirlikleri belirlenir. Eğer elde edilen genişletilebilir alt blok sayısı 2 ve üstünde ise ilgili ana blok genişletilebilir olarak etiketlenir. Bu şartı sağlayamayan ana bloklar (B_i) ise genişletilemez olarak belirlenir.

Şekil 2.7.'de FG tekniği kullanılarak örnek bir alt bloğa $d=[1 \ 0 \ 1]$ damga bilgisi eklenmeye çalışılmıştır. Elde edilen piksel değerlerinden birinin negatif çıkması sonucu ilgili alt bloğun genişletilemez olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 2.7. FG tekniği ile genişletilemez alt blok örneği

Şekil 2.8.'de ise $d=[1 \ 0 \ 1]$ damga bilgisinin farklı piksel değerlerine sahip başka bir alt bloğa FG tekniği ile eklenmesi gösterilmiştir. Damga ekleme sonucunda elde edilen tüm piksel değerleri [0-255] aralığında olduğu için ilgili alt blok genişletilebilir olarak belirlenmiştir.



Şekil 2.8. FG tekniği ile genişletilebilir alt blok örneği

Sınıflandırma işlemi gerçekleştirilirken bir yandan da yer haritasına alt blokların genişletilebilirliğini ifade eden ikili değerlerden oluşmakta olan bit dizileri eklenir. Örneğin ana blokta yer alan ilk ve sonuncu alt bloklar genişletilebilir, diğerleri genişletilemez ise bu durumda yer haritasına '1001' değeri eklenecektir. Böylece her bir ana bloğu temsil eden 4'er bitlik bilgiden yer haritası oluşturulmuş olur.

2.2.1.2. BÖV Üretimi ve Ekleme Prosedürü

Prosedür, her bloğun sınıflandırılmasına bağlı olarak aşağıda tanımlanan adımları kullanarak BÖV_i ile gösterilen 1x6 boyutundaki vektörü üretmektedir. i. bloktaki piksel değerlerinin $B_i^1 \dots B_i^{16}$ olarak gösterildiğini varsayalım.

Adım 1: Mevcut bloğun etiketi genişletilebilir ise; piksel değerleri kullanılarak güvenli olarak bilinen GÖF-256 özüt elde etme fonksiyonu ile birlikte 256 bitlik özüt değeri (H_i) elde edilir.

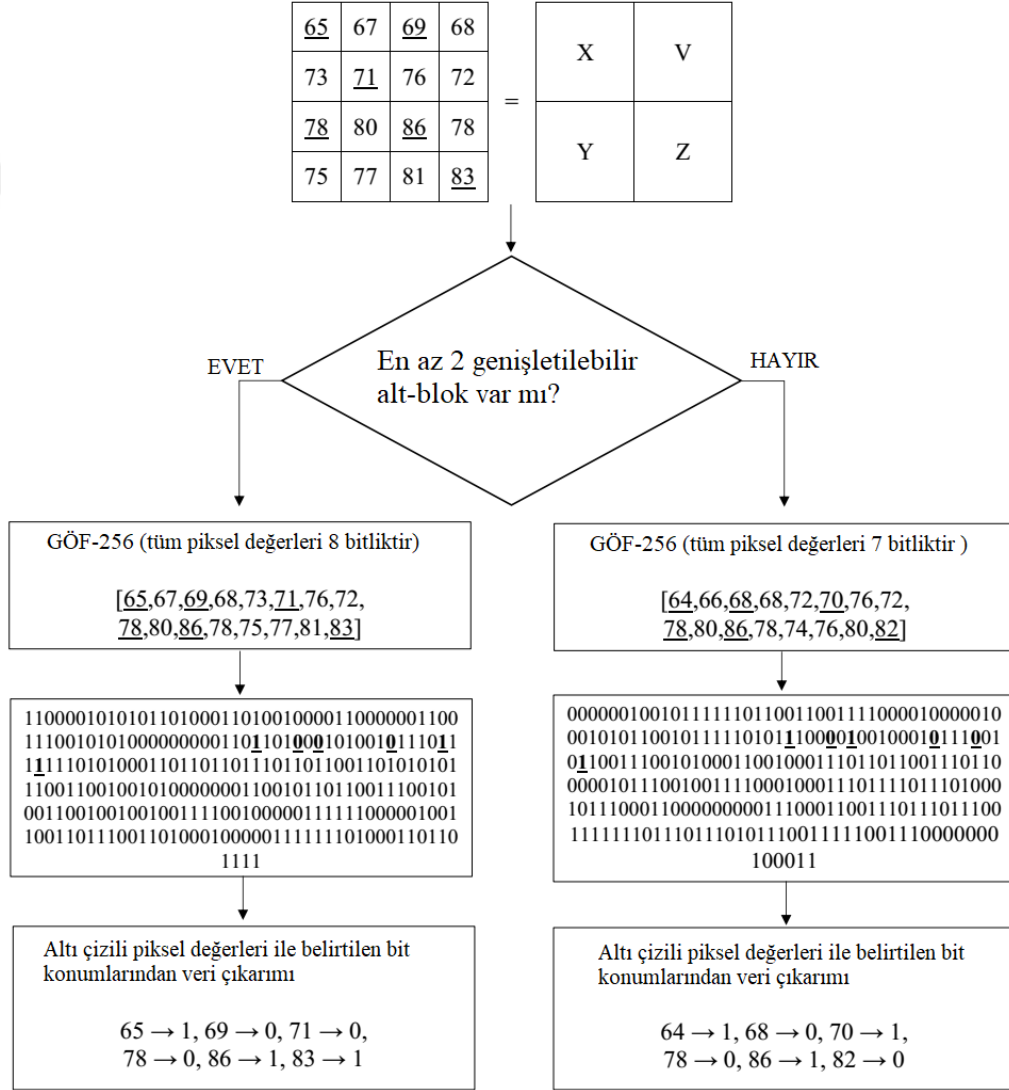
Mevcut bloğun etiketi genişletilemez ise, blok içindeki piksel değerleri sıfır(0) yapılır. Ardından yeni oluşturulmuş piksel değerlerinden GÖF-256 fonksiyonu ile birlikte H_i özüt değeri elde edilir.

Adım 2: Öntanımlı olarak belirlenmiş konumlardaki ($B_i^1, B_i^3, B_i^6, B_i^9, B_i^{11}, B_i^{16}$) piksel değerleri kullanılarak özüt değeri içinden (2.1)'deki denklem aracılığıyla indeksleme yapılarak BÖV_i verisi üretilir. Özüt değerindeki z. bitin $H_i(z)$ şeklinde gösterildiğini varsayalım.

$$BÖV_i = H_i(B_i^1) \parallel H_i(B_i^3) \parallel H_i(B_i^6) \parallel H_i(B_i^9) \parallel H_i(B_i^{11}) \parallel H_i(B_i^{16}) \quad (2.1)$$

Adım 3: Mevcut bloğun etiket bilgisine göre aşağıdaki adımlar gerçekleştirilir.

Adım 3.1: Mevcut bloğun etiketi genişletilebilir ise 6 bitlik $BÖV_i$ verisi, ana blokta yer alan ilk iki genişletilebilir alt bloğa FG tekniği ile eklenir.

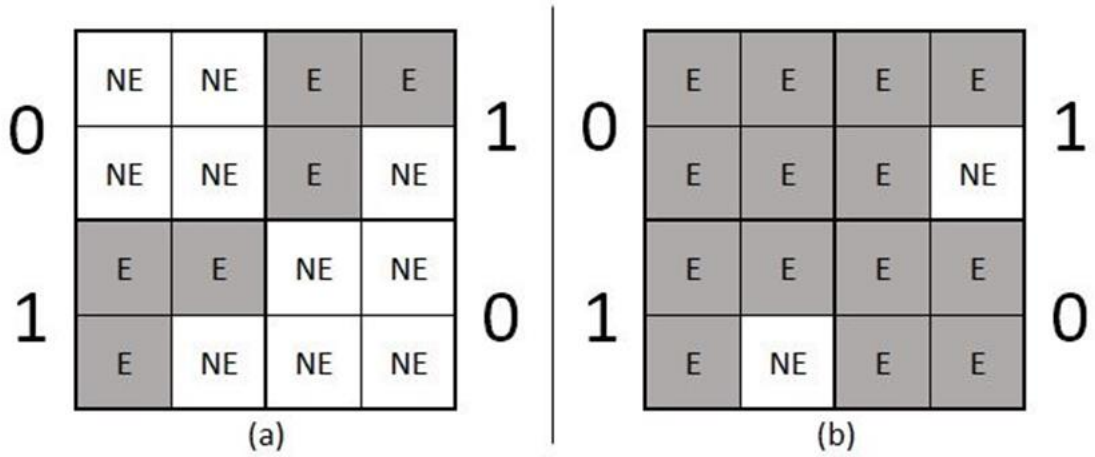


Şekil 2.9. BÖV üretim örneği

Adım 3.2: Mevcut bloğun etiketi genişletilemez ise, X alt-bloğundaki tüm piksellerin son bitleri ile Y alt-bloğundaki birinci ve ikinci piksellerin son bitleri RES1 adı verilen bir dizide saklanır. Ardından mevcut bloğa ait $BÖV_i$ bilgisi son

bitleri saklanan piksellere EAB tekniği ile eklenir. Şekil 2.9.'da BÖV üretimine bir örnek verilmiştir. Şekil geçerli bloğun etiketine (sınıfına) bağlı olarak çeşitli stratejileri göstermektedir.

Adım 3.1'de verildiği üzere, FG tekniği 3 bitlik bilgiyi 2x2 boyutundaki genişletilebilir alt bloğa eklemektedir. Ancak blok genişletilebilir olmadığı takdirde damga eklemek için FG kullanılamaz. Önerilen yöntemde FG+EAB tekniği kullanılarak genişletilebilir olmayan bloklardaki veri gömme kapasitesi arttırılmıştır. Böylece yapılan çalışma sadece FG yöntemi kullanan yöntemlerle kıyaslandığında aynı tıbbi görüntüye daha fazla damga bilgisi ekleyebilme kapasitesine sahiptir. Yalnızca EAB tekniğinin kullanılması veri gömme kapasitesi açısından daha faydalı gibi gözükse bile, bu tekniğin tersi alınamaz olması orijinal görüntünün korunmasına engel teşkil etmektedir. Şekil 2.10.'da önerilen yöntemin üstünlüğü açıkça gözükmemektedir. Bir ana bloğun iki genişletilebilir, iki genişletilemez alt bloğa sahip olduğu 0110 olarak ifade edildiğini varsayalım. Şekil 2.10.(a)'da yalnızca FG yöntemi kullanıldığında ana bloğa 6 bitlik damga veri eklenebileceğini göstermektedir. Önerilen yöntemde ise FG ve EAB teknikleri birleştirilerek Şekil 2.10.(b)'de gösterildiği gibi ana bloğa 14 bit eklenebilmesi sağlanmıştır.



1: Genişletilebilir 2x2 boyutlu alt-blok

0: Genişletilemez 2x2 boyutlu alt-blok

E : Damga eklenebilir piksel

NE: Damga eklenemez piksel

Şekil 2.10.(a) Yalnızca FG ile damga ekleme (b) FG+EAB ile damga ekleme örneği

2.2.1.3. Yük ve EHK Ekleme Prosedürü

Tüm bloklar yukarıda tanımlanan iki prosedür ile işleme sokulduktan sonra oluşturulan yer haritası Aritmetik Kodlama tekniği ile sıkıştırılır. Orijinal yer haritasının H ile gösterilen özüt değeri, sıkıştırılmış yer haritası ve gerekli bazı ek bilgiler birleştirilerek simetrik anahtarlı şifreleme teknikleriyle şifrelenir. Şifrelenmiş olan bu bilgiler EAB tekniği ile SB’de yer alan piksellere eklenmeden önce bölgedeki piksellerin son iki bitleri RES2 dizisinde saklanır. Damga çıkarma işlemi sırasında tüm görüntüyü yeniden yapılandırmak için RES2 bilgilerine ihtiyaç duyulacaktır. Bu nedenle RES1, RES2 ve EHK bilgileri birleştirilerek GMB içindeki genişletilebilir alt bloklara FG tekniği ile eklenir.

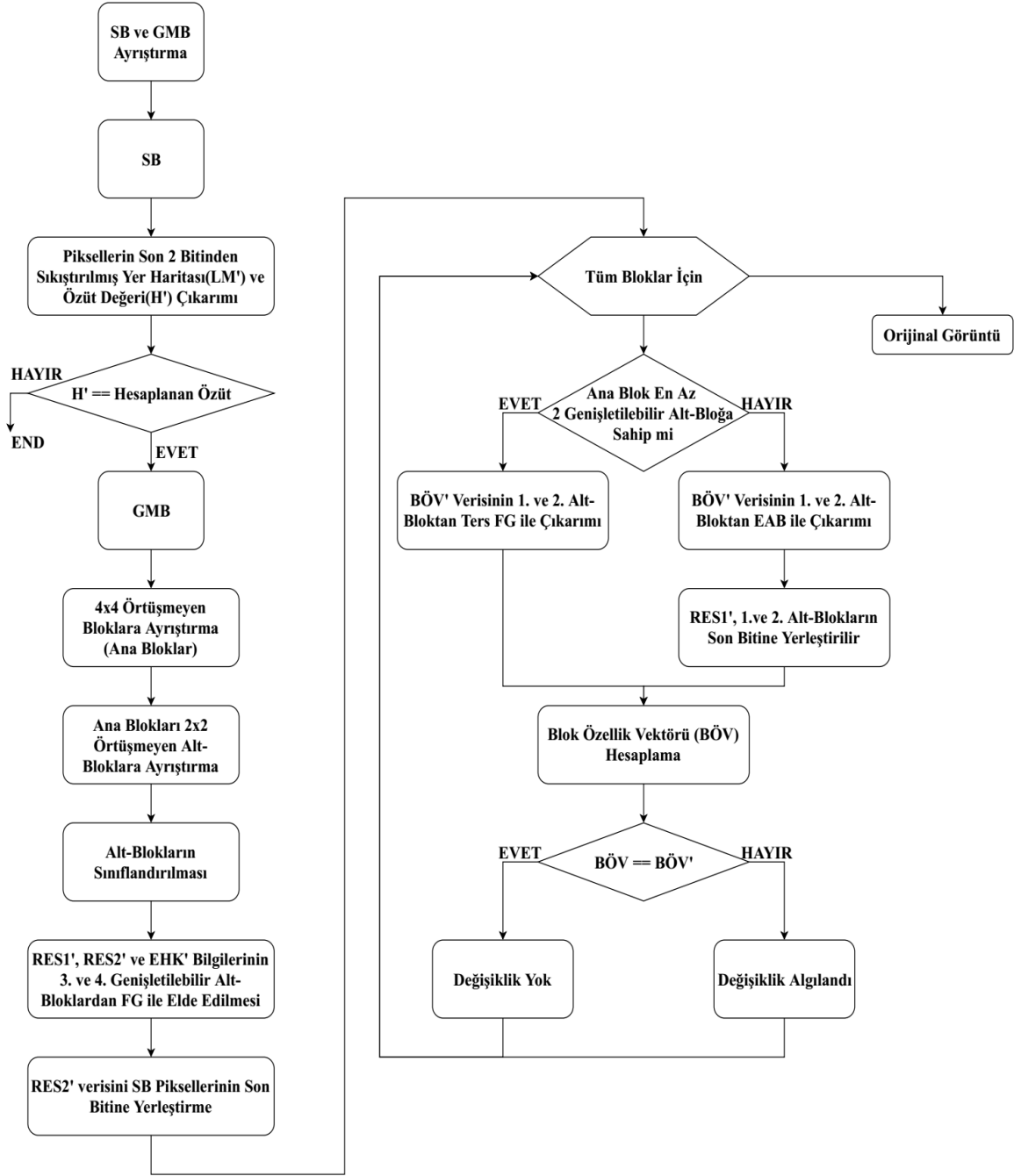
Burada genişletilebilir alt blokların sayıları önemli bir rol oynamaktadır. Tıbbi görüntü içinde yer alan genişletilemez ana blokları num_{nonexp} , üç veya dört genişletilebilir alt-bloğa sahip ana blokları ise sırasıyla num_{exp3} ve num_{exp4} olarak tanımlayalım. Eğer (2.2)’de verilen denklem belirtilen şart sağlanırsa RES1+RES2+EHK bilgileri görüntüye eklenebilir. Diğer durumda ise görüntüye eklenemez.

$$6num_{nonexp} + size(RES2) + size(EPR) \leq 3num_{exp3} + 6num_{exp4} \quad (2.2)$$

2.2.2. Damga Çıkarma Algoritması

Yöntemin bu aşamasında damga çıkarma algoritması değiştirilmiş bölgeleri belirler ve tıbbi görüntüden hastaya ait olan EHK bilgilerini çıkartır. Sürecin detayları aşağıda belirtilmiş olup Şekil 2.11.’de damga çıkarma algoritmasının akış diyagramı verilmiştir.

Sınır bölgesinden çıkarılmış olan şifrelenmiş olan veriler (yer haritasının H' ile gösterilen özüt değeri, sıkıştırılmış yer haritası ve ek bilgiler) taraflar arasında bilinen simetrik anahtar aracılığıyla deşifrelenir. Çıkarılan yer haritasının sıkıştırılması açılarak damga çıkarma algoritmasına başlanılır. Yer haritası sayesinde görüntü merkez bölgesindeki FG ile damga eklenmiş bloklar tespit edilebilir. Bu blokların dışında kalanlara ise EAB tekniği ile damga eklenmiştir. Bloklara ayrıştırma işlemine geçmeden önce yer haritasının doğrulunu ispat edebilmek için çıkarılan yer haritası verisinin özüt bilgisi hesaplanır. Hesaplanan bu değer ile H' karşılaştırılır. Ardından tıbbi görüntü örtüşmeyen 4x4 boyutlu bloklara ($B_1 \dots B_N$) parçalanır.



Şekil 2.11. Damga çıkarım algoritmasının akış şeması

GMB'de yer alan bütün bloklar RES1'+RES2'+EHK' bilgilerini çıkarmak için taranır. Bunun için 4x4 boyutlu ana bloklardan 2 veya daha üstü genişletilebilir alt-bloğa sahip olanlar seçilir. Seçilen bloklarda ters FG tekniği kullanılarak hem bilgi çıkarımı sağlanır hem de orijinal piksel değerine geri dönüşüm sağlanır. Veri çıkarma işlemi tamamlandıktan sonra RES2' verisi kullanılarak sınır bölgesindeki piksellerin son bitleri tekrar orijinal haline geri döndürülür. EHK' verisi ile hasta doğrulaması gerçekleştirilir. RES1' verileri değişiklik

tespit aşamasında, GMB'de BÖV değerini eklemek için EAB tekniğini kullanan blokların yeniden yapılandırılıp orijinal hallerine dönüştürülmesinde kullanılacaktır.

Bu noktada algoritma tarafından yer haritası damgalanmış tıbbi görüntüden çıkarılıp doğrulanır, sınır bölgesindeki orijinal piksel değerleri kurtarılır, EHK' bilgileri çıkarılır, RES1' bilgileri çıkarılır. Ardından algoritma blokların BÖV değerini yeni değerlerle tekrardan hesaplar ve tıbbi görüntü içerisinden çıkarılan BÖV' ile karşılaştırır. Bu verilerin eşitsizliği söz konusu ise bölge değiştirilmiş olarak etiketlenir, aksi takdirde değişiklik yok şeklinde yorumlanır. Bu aşama için uygulanan adımlar aşağıda verilmiştir:

Adım 1: GMB birbiriyle örtüşmeyen 4x4 boyutlu ana bloklara ayrıştırılır($B_1 \dots B_N$),

Adım 2: $i=1 \dots N$ 'ye kadar aşağıdaki adımlar tekrarlanır;

Adım 2.1: Mevcut blok B_i , 2x2 boyutlarında birbiriyle örtüşmeyen X, Y, Z ve W olmak üzere dört alt bloğa parçalanır,

Adım 2.2: Çıkarılan yer haritası (LM') bilgisinden 4 bite bakılarak kaç tane genişletilebilir alt-bloğa sahip olduğu tespit edilir,

Eğer 2 veya daha fazla genişletilebilir alt blok varsa;

- Mevcut blok için BÖV üretim prosedürü kullanılarak $BÖV_i$ hesaplanır,
- Ters FG tekniği kullanılarak ilk iki alt bloktan $BÖV_i'$ değeri çıkarılır ve üretilen $BÖV_i$ ile karşılaştırılır,
- Bu değerler birbirine eşit ise ilk iki bloktaki piksel değerleri FG tekniği sayesinde orijinal hallerine dönüştürülmüş olur.

Aksi halde;

- İlk alt bloktaki dört pikselin, ikinci alt bloktaki ilk pikselin en anlamsız bitlerinden çıkarılan $BÖV_i'$ ile piksel değerlerinden hesaplanan BÖV karşılaştırılır,
- Bu iki değerlerin aynı olması durumunda RES1' verisi içinden ilgili piksellerin son bit değerleri yerine konulur. Diğer durumda ise B_i ana bloğu değiştirilmiş olarak işaretlenir.

Önerilen hibrit yöntemde EAB ve FG teknikleri birleştirilerek FG tekniğinin veri gömme kapasitesi arttırılmıştır. Ayrıca tıbbi görüntünün İAB ve İADB olarak iki bölgeye ayrıştırma işlemi otomatik olarak yapıldığından elle seçim sırasında ortaya çıkan ek bilgi miktarı da azaltılmıştır. Değişiklik tespit blok boyutu literatürdeki diğer çalışmalara nazaran oldukça küçültülerek 4x4 boyutunda seçilmiş ve daha hassas biçimde yer değişiklik tespiti yapılmıştır.

2.3. AKD ve EAB'ye Dayalı Bütünlük Kontrolü Sağlayan Blok Tabanlı TGD Şeması

Tıbbi görüntü damgalama sistemlerinde AKD, hasta verilerinin dayanıklı bir biçimde görüntü içine eklemek koşuluyla sıkıştırmaya karşı dayanıklılık sağlar. Literatürde yer alan yöntemler ise genellikle dayanıklı damgalamada yalnız başına ADD'yi ya da ADD+AKD'yi birlikte kullanmayı tercih etmiştir. Frekans bölgesi damgalamanın doğası gereği bu çalışmalarda tıbbi görüntünün kalitesi çok düşmektedir.

AKD tekniği kullanan damgalama yöntemleri, dönüşüm sonrasında elde edilen katsayıların kayan noktalı değerler olmasından dolayı doğrudan bilgiyi eklemek yerine bir kazanç faktörü (α) yardımıyla AKD katsayılarına damga bilgisini eklerler. Kazanç faktörünün yüksek değerde olması görüntüye eklenen damgayı daha dayanıklı hale getirirken aynı zamanda görsel kaliteyi düşürür. Ters durumda ise damga dayanıklılığını kaybederken görsel kalitede azalma olmaz. Bu değer denge olarak belirlenmesi önemli bir problemdir. Düz dokulu bloklarda kazanç faktörünün düşük, karmaşık dokulu bloklarda ise kazanç faktörünün yüksek belirlenmesi gerekmektedir. Bu amaçla literatürde ilk kez kazanç faktörünü dinamik olarak belirleyen bir yöntem önerilmiştir.

Bunun yanı sıra önerilen yöntemde literatürde değişiklik yer tespiti yapan çalışmalarda genellikle kullanılan özüt fonksiyonu DAD ile güçlendirilmiştir.

[122] çalışmasında Singh vd. tıbbi görüntülere metin ve görüntü verilerinden oluşan iki türlü damga kullanmıştır. TDA ve Hata Düzeltme Kodları teknikleri kullanılarak dalgacık bölgesinde damgalama işlemi gerçekleştirilmiştir. Yöntemde oluşturulan damga bilgileri orijinal tıbbi görüntünün ikinci seviyeden dalgacık dönüşümü alınarak seçilmiş olan katsayılarına gömülür. Metin damgasının güvenliğini ve dayanıklılığını arttırmak için Hata Düzeltme Kodları ve Şifreleme teknikleri kullanılırken görüntü damgası için TDA tekniği kullanılmıştır. Ataklara karşı çok dayanıklı bir yöntem olmasına rağmen görüntü kalitesini büyük oranda bozmaktadır.

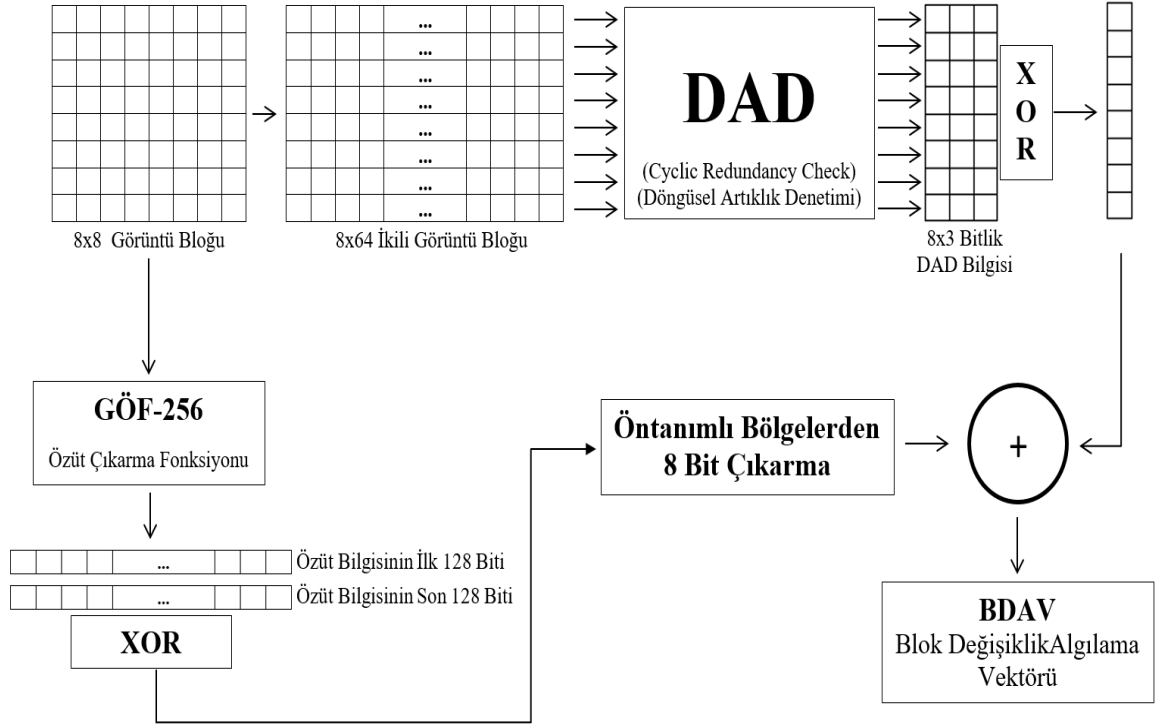
Bu problemlerden dolayı yapılan çalışmada İAB'nin tüm görüntüye oranını ve damgalama sonrasında orijinal görüntüdeki görsel bozulmayı iyileştiren AKD ve EAB'ye yönelik kör bir TGD sistemi önerilmiştir [17]. Bu yöntemle İAB boyutu artırılmış, AKD ile damgalamada kullanılan kazanç faktör değeri dinamik hale getirilmiş ve saldırılara karşı olan dayanıklılık artırılmıştır.

Bu çalışmada; gri seviyede tıbbi görüntünün İAB'sinde EAB yöntemi kullanılarak kırılan damgalama, İADB'sinde ise AKD tekniği kullanılarak dayanıklı bir damgalama

algoritması önerilmiştir. Kırılğan damgalama ile İAB kontrol edilmiş varsa değiştirilmiş bölgelerin tespiti yapılmıştır. Dayanıklı damgalama ile hasta bilgileri saldırılara karşı dirençli hale getirilmiştir. Elde edilen deneysel sonuçlarda önerilen yöntemin; görüntü ataklarına karşı dayanıklı olduğu NK değerleri verilerek, damga ekleme sonrası tıbbi görüntüdeki görsel bozulmanın düşük seviyede olduğu PSNR (Peak Signal-to-Noise Ratio) oranları verilerek gösterilmiştir. Ayrıca literatürde yer alan çalışmalarla karşılaştırılması yapılarak yöntemin üstünlüğü ortaya koyulmuştur. Önerilen tıbbi görüntü damgalama algoritması aşağıda açıklanan damga üretimi, damga ekleme ve damga çıkarma olmak üzere üç kısımdan oluşmaktadır.

2.3.1. Damga Üretimi

Önerilen yöntemde İAB’inde meydana gelebilecek olan değişiklikleri algılayabilmek için blokların kendine özgü bir özellik vektörü olması gerekmektedir. Bu aşamada bu vektörün nasıl elde edileceği üzerinde durulacaktır.



Şekil 2.12. 8x8 Bloğa ait BDAV üretimi

Literatürde yer alan teknikler genelde tıbbi görüntüdeki yer değişiklik tespit problemini özüt fonksiyonlarını kullanarak (GÖF-128, GÖF-256, MD5, ... vb.) çözmektedir. Çalışmada ise değişiklik yer tespit performansını arttırmak için özüt fonksiyonundan üretilen 8 bitlik değere ek olarak blok içinde yer alan piksel değerlerinin ikili biçiminden 8 bitlik DAD verisi eklenir. Böylece ilgili bloğa ait 16 bitlik Blok Değişiklik Algılama Vektörü (BDAV) üretilmiş olur.

Tıbbi görüntüye ait 8x8 boyutunda bir alt-bloğun BDAV üretim aşaması Şekil 2.12.'de gösterildiği gibidir. Detayları aşağıda adımlar halinde verilmiştir.

Adım 1: 8x8 boyutundaki alt-bloğun piksel değerleri ikili değerlere çevrilerek 8x64 boyutunda İkili Görüntü Bloğu oluşturulur,

Adım 2: Oluşturulan İkili Görüntü Bloğu'nda yer alan her bir satır vektöründen (1x64 boyutunda) DAD yardımıyla 1x3'lük DAD verisi elde edilir. Tüm satırlar bu şekilde işlenerek 8x3 boyutunda bloğa ait DAD verisi oluşturulur,

Adım 3: DAD verisi XOR işlemine tabi tutularak 1x8 boyutunda ilk özellik vektörü oluşturulmuş olur,

Adım 4: 8x8 boyutundaki görüntü alt-bloğunun piksel değerleri GÖF-256 özüt çıkarma fonksiyonuna gönderilir ve bloğa ait 256 bitlik özüt bilgisi elde edilir,

Adım 5: Özüt bilgisi 2 kısma ayrıştırılarak elde edilen kısımlara XOR işlemi uygulanır,

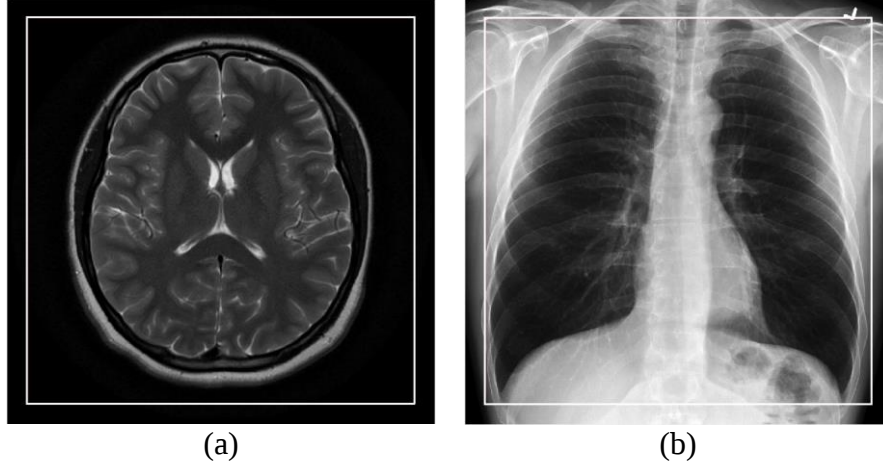
Adım 6: Elde edilen 128 bitlik verinin ön tanımlı bölgelerinden 8 bit çıkarılarak ikinci özellik vektörü oluşturulur,

Adım 7: İlk ve ikinci özellik vektörleri yan yana birleştirilerek 16 bitlik BDAV oluşturulur.

2.3.2. Damga Ekleme

Orijinal tıbbi görüntü 8x8 bloklara ayrıştırılıp Şekil 2.13'te çizgilerle belirtilen İAB ve İADB kısımlarına otomatik olarak ayrıştırılır.

İAB bölgesine yapılabilecek saldırıları tespit edebilmek için her bloğun piksel değerlerinden üretilen BDAV kırılğan bir biçimde ilgili bloğa eklenir. Bunun yanında hasta bilgilerini içeren ikili bir görüntü de İADB bölgesine dayanıklı bir biçimde gömülür.



Şekil 2.13. (a) Beyin MRI (b) Göğüs X-Ray görüntülerinin İAB ve İADB bölgeleri

Şekil 2.14'te gösterilen önerilen Damga Ekleme süreci detaylı olarak adımlar halinde aşağıda verilmiştir;

Adım 1. Orijinal tıbbi görüntü 8x8 boyutlarında örtüşmeyen bloklara ayrıştırılıp İAB ve İADB belirlenir,

Adım 2. İAB'de yer alan her bloğa aşağıdaki adımlar uygulanır;

Adım 2.1. İlgili bloktaki piksellerin son bitleri 0 yapıldıktan sonra bloğa ait 16 bitlik BDAV değeri üretilir,

Adım 2.2. İlgili blok, 4x4'lük alt bloklara parçalanır ve her bir alt bloğun entropi (görüntü karmaşıklık) değeri hesaplanır,

Adım 2.3. BDAV verisi, en düşük entropi değerine sahip (daha düzgün bölge) alt bloktaki piksellerin en anlamsız bitlerine eklenir. Böylece öntanımlı değerleri kullanmak yerine rastgele damga ekleme bölgeleri seçilmiştir. Entropi, görüntünün yapısını (düz veya karmaşık) tanımlamak için kullanılan istatistiksel bir rastgelelik ölçüsüdür. (2.3)'te verilen denklem ile hesaplanır. Burada p normalleştirilmiş histogram sayılarını içermektedir.

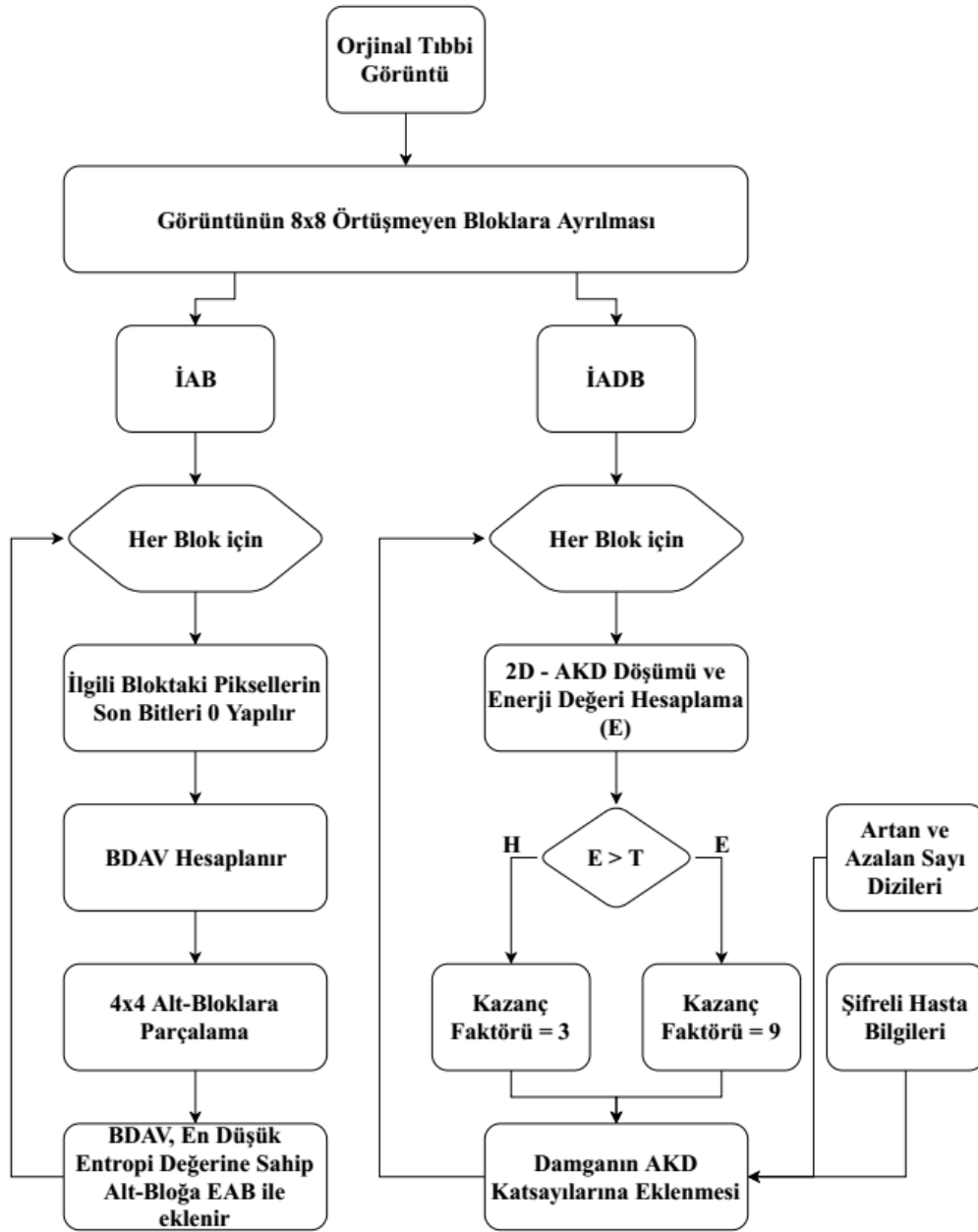
$$E = -\sum p \log_2(p) \quad (2.3)$$

Adım 3. Hasta bilgilerini içeren ikili görüntü; yalnızca alıcı ve gönderici tarafında bilinen bir K anahtar değerini kullanarak, simetrik anahtarlı bir şifreleme tekniği ile şifrelenip ikinci damga bilgisi (epr) oluşturulur,

Adım 4. İADB’de yer alan her bloğa aşağıdaki adımlar uygulanır;

Adım 4.1. İlgili bloktaki piksel değerleri 2 boyutlu AKD ile frekans bölgesine dönüştürülür ve elde edilen $AKD_{i,j}$ katsayılarından (2.4) ile enerji değeri hesaplanır [5],

$$E = \left(\sum_{i=1}^8 \sum_{j=1}^8 AKD_{i,j} AKD_{i,j} \right) - (AKD_{1,1} AKD_{1,1}) \quad (2.4)$$



Şekil 2.14. Damga ekleme süreci

Adım 4.2. 1x4 boyutunda artan sırada SD_0 ve azalan sırada SD_1 sayı dizileri üretilir. Artan ve azalan sıradaki sayı dizileri, rastgele üretilen sayı dizilerine göre daha iyi korelasyon (benzerlik) sonuçları üretmektedir,

Adım 4.3. epr damgasının her 5 biti, Şekil 2.15'te gösterilen orta frekans bandı katsayılarına (2.5) ile eklenir,

$$bolge(i,j) = bolge(i,j) + \alpha SD_x(j) \quad (2.5)$$

			$bolge_{(1,1)}$	$bolge_{(3,1)}$	$bolge_{(3,2)}$	KULLANIM DIŞI	
		$bolge_{(1,2)}$	$bolge_{(2,4)}$	$bolge_{(3,3)}$	KULLANIM DIŞI		
ALÇAK FREKANS BANDI	$bolge_{(1,3)}$	$bolge_{(2,3)}$	$bolge_{(3,4)}$	$bolge_{(5,5)}$			
$bolge_{(1,4)}$	$bolge_{(2,2)}$	$bolge_{(4,1)}$	$bolge_{(5,3)}$				
$bolge_{(2,1)}$	$bolge_{(4,2)}$	$bolge_{(5,2)}$					
$bolge_{(4,3)}$	$bolge_{(5,1)}$						
$bolge_{(4,4)}$							

Şekil 2.15. AKD orta frekans bandı katsayılarının 5 bölgeye bölünmesi

Burada $1 \leq i \leq 5$, $1 \leq j \leq 4$, α (2.4)'te hesaplanan enerji değeri E 'nin belirlenen T eşik değerinden büyük olması durumunda 9, küçük olması durumunda 3 değerini alabilen kazanç faktörünü, SD_x ise damga bilgisine bağlı olan ($x \in \{0,1\}$) sayı dizilerini ifade etmektedir. Kazanç faktörü α 'nın, enerjiye bağlı olarak değerlendirilmesi, görüntüde meydana gelecek bozulmanın en az ölçüde ve görüntü içine gömülen bilginin daha dayanıklı olmasını sağlamaktadır.

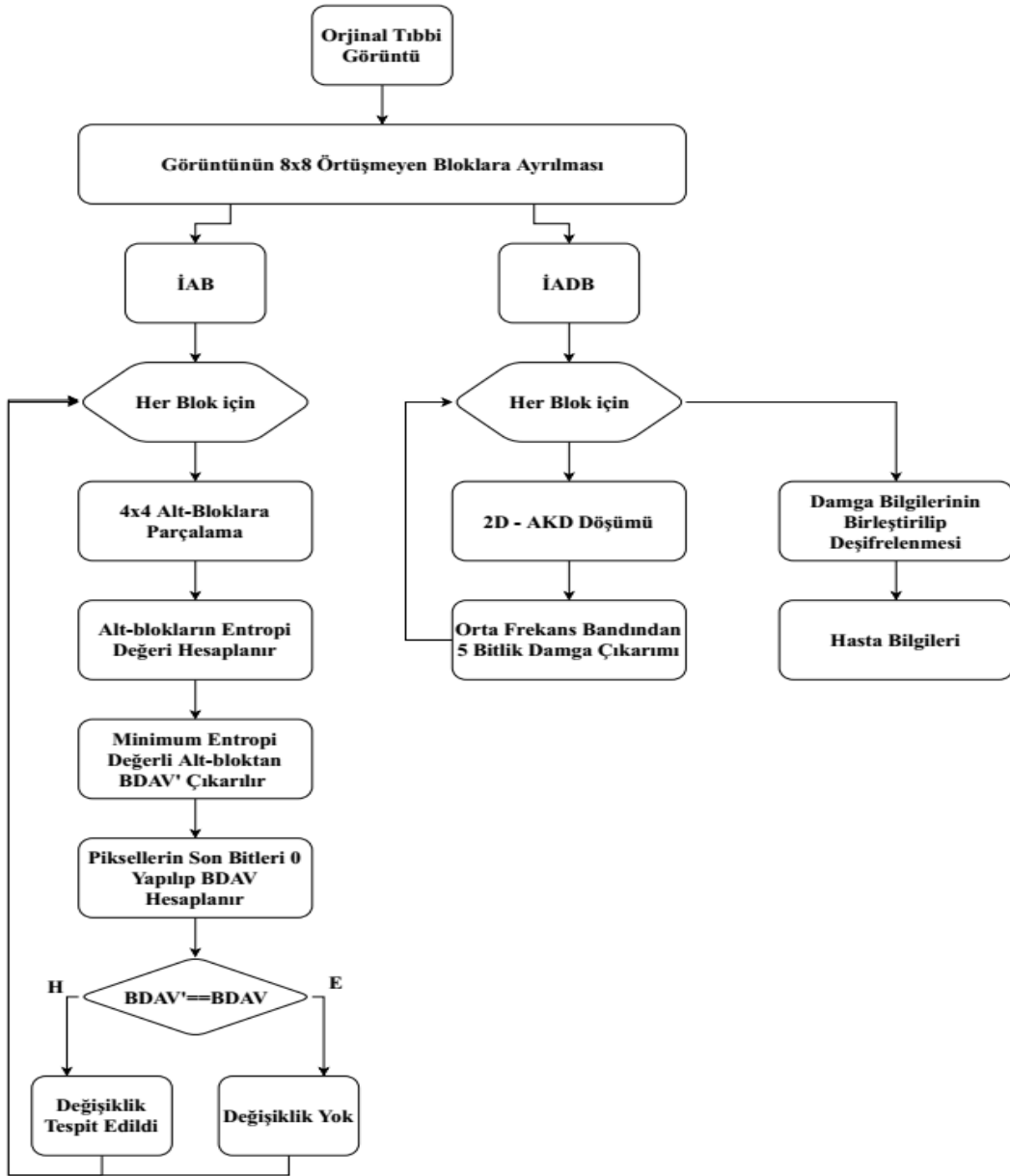
Adım 4.4. Damga verisi tıbbi görüntüye eklendikten sonra elde edilen yeni AKD katsayıları 2-boyutlu ters AKD ile uzaysal bölgeye dönüştürülür,

Adım 5. Damgalanmış tıbbi görüntü, İAB ve İADB kısımları birleştirilerek elde edilir.

2.3.3. Damga Çıkarma

Damgalı tıbbi görüntü 8x8 bloklara ayrıştırıldıktan sonra İAB ve İADB bölümlerine ayrıştırılır. İAB bölgesindeki bloklardan; çıkarılan damga verisi BDAV' ile hesaplanan BDAV verisi karşılaştırılıp ilgili bloğun durumu belirlenir. Bunun yanında İADB bölgesinden hasta bilgileri çıkartılır.

Şekil 2.16.'da gösterilen önerilen Damga Çıkarma süreci detaylı olarak adımlar halinde aşağıda verilmiştir;



Şekil 2.16. Damga çıkarma süreci

Adım 1. Orijinal tıbbi görüntü 8x8 boyutlarında örtüşmeyen bloklara ayrıştırılıp İAB ve İADB belirlenir,

Adım 2. İAB’de yer alan her bloğa aşağıdaki adımlar uygulanır;

Adım 2.1. İlgili blok, 4x4’lük alt bloklara parçalanır ve her bir alt bloğun entropi (görüntü karmaşıklık) değeri hesaplanır,

Adım 2.2. En düşük entropi değerine sahip alt bloktaki piksellerin en anlamsız bitlerinden BDAV’ elde edilir,

Adım 2.3. İlgili bloktaki piksellerin son bitleri 0 yapıldıktan sonra 16 bitlik BDAV değeri hesaplanır ve BDAV’ ile karşılaştırılır. Eşit çıkmaması durumunda ilgili blok değiştirilmiş olarak belirlenir,

Adım 3. İADB’de yer alan her bloğa aşağıdaki adımlar uygulanır;

Adım 3.1. İlgili blok 2-boyutlu AKD ile frekans bölgesine dönüştürülür,

Adım 3.2. AKD orta frekans bandında yer alan (bolge) katsayılarından (2.6) kullanılarak 5 bitlik damga bilgisi elde edilir,

$$D_i = \begin{cases} 0, & \text{corr}(\text{bolge}(i,j), SD_0) > \text{corr}(\text{bolge}(i,j), SD_1) \\ 1, & \text{değilse} \end{cases} \quad (2.6)$$

Burada, $1 \leq i \leq 5$, $1 \leq j \leq 4$ ve corr fonksiyonu bolge(i,j) değeri ile SD_0 ve SD_1 arasındaki benzerliği hesaplamaktadır.

Adım 4. Çıkarılan damga bilgileri birleştirilir ve K anahtar değeri ile deşifreleme yapılarak hasta bilgisi epr’ elde edilir.

Önerilen yöntemde; AKD ile damga ekleme sürecinde kullanılan kazanç faktörünün dinamik olarak belirlenmesi hem dayanıklılığı hem de fark edilmezliği optimize etmiştir. Bloğu temsil etmek için kullanılan BDAV verisi 16 bitlik seçilerek değişiklik tespit performansı arttırılmıştır.

2.4. Sır Paylaşım Mekanizmaları ile Değiştirilmiş Yer Tespiti Sağlayan Termal Tıbbi Görüntülerde Ters Alınabilir Blok Tabanlı Damgalama Şeması

Literatürde yer alan tıbbi görüntü damgalama yöntemleri, CT, MRI, X-Ray ve Ultrason gibi görüntü türlerine uygulanmıştır. Ancak son yıllardaki termal görüntüleme

teknolojisinin, tıbbi alandaki meme kanseri ve sinüzit gibi hastalıkların tespitinde etkin olarak kullanılması bu konuda damgalama ihtiyacını ortaya çıkarmıştır. Termal görüntülerin karakteristikleri diğer tıbbi görüntülerle karşılaştırıldığında farklılık göstermektedir. Termal görüntüler diğer tıbbi görüntü türlerine göre daha fazla düz dokuya sahip bölgeler içermektedir. Bunun yanı sıra İAB bölge boyutu da literatürde yer alan yöntemlerin uygulanamayacağı kadar büyüktür. TGD literatüründeki yöntemler İAB'nin İADB'den daha küçük boyutlu olduğunu ve görüntünün karmaşık dokulu bloklara sahip olduğunu varsayarak teknik geliştirmişlerdir. Bu nedenle termal görüntülerin bu iki aykırı özelliğini göz önünde bulunduran literatürde ilk termal tıbbi görüntü damgalama tekniği önerilmiştir.

Önerilen yöntemde görüntü Sınır Bölgesi (SB) ve Merkez Bölge (MB) olmak üzere iki bölgeye ayrılmıştır. MB'de yer alan tüm örtüşmeyen blokların damga bilgisi taşıyabilme durumları tespit edilir. Bu durumun tespit edilebilmesinde TDD ve FG yöntemleri bir arada kullanılmıştır. Damga bilgisi taşıyabilen bloklara FG tekniği ile veri eklenir. Bu süreç içinde yer haritası da oluşturulur. MB'ye damga eklenmesi sırasında oluşan yer haritası ve ek bilgiler ile hasta bilgileri birleştirilerek SB'ye eklenecek damga oluşturulur. Damga bilgisi tıbbi görüntü damgalama alanında ilk kez önerilen Shamir sır paylaşım tekniği kullanılarak paylara ayrıştırılır ve SB'ye EAB tekniği ile yerleştirilir.

Önerilen yöntem TDD ve FG teknikleri ile damga ekleme sürecinde termal tıbbi görüntülerin düz bölge karakteristiğinden faydalanmıştır. Bu karakteristik sayesinde FG tekniğinde kullanılan genişletilebilir blok sayısı artmış ve elde edilen yer haritası sıkıştırma ile daha düşük boyutlara indirgenebilmiştir.

Literatürdeki blok tabanlı yöntemler tıbbi görüntünün İADB'sine ekledikleri verinin değiştirilmeme şartını koymaktadırlar. Bu bölgedeki verilerin herhangi bir şekilde değişimi damga çıkarma sürecinin kesilmesine yol açmaktadır. Bu kısıtlamanın ortadan kaldırılması için sır paylaşım mekanizması kullanılmıştır. Böylece kötü niyetli bir kullanıcı sınır bölgesini değiştirse bile önerilen yöntem hasta verilerini ve yer haritasını yeniden oluşturabilir ve damga çıkarma sürecini sürdürmeyi sağlar.

Bu alanda önerilen yöntemlerin genel problemleri olan İAB boyutu, değişiklik yer tespit performansı, değişiklik tespit blok boyutu, damgalama sonrasında İAB'nin korunması sorunlarına iyileştirme getirilmiştir.

Elde edilen deneysel sonuçlar veri ekleme kapasitesinin ve fark edilmezlik özelliğinin iyileştirildiğini göstermektedir. Benzer çalışmalarla kıyaslama yapıldığında ise daha iyi sonuçlar elde edildiği gözlemlenmiştir.

2.4.1. Shamir Sır Paylaşım Şeması

Sır paylaşımı olarak da bilinen (k,n) mekanizması 1979 yılında Shamir tarafından önerilmiştir [124]. Bu yöntem bir bilgiyi n adet parçaya (pay) bölmeye ve sonrasında Lagrange enterpolasyonu ile paylardan orijinal bilgiyi elde etme esasına dayanır. Verilen herhangi bir k adet noktanın $(x_1, y_1) \dots (x_k, y_k)$, $x_i \neq x_j$, $1 \leq i < j \leq k$ koşulunu sağlamak şartıyla üzerinden geçtiği $k-1$ dereceden yalnızca bir $P(x)$ polinomu vardır. Bu tekniğe göre veri S , $k-1$ dereceden ve pozitif tamsayıların alanında (2.7)'de verilen polinomun sabit katsayı değeri olarak belirlenir. S verisinin tanımlı olduğu aralık ise p değeri ile belirlenir, $S \in (0, p-1]$. Burada belirlenen p değerinin, geri dönüş esnasında tek bir çözümün elde edilmesi açısından asal sayı olma zorunluluğu vardır. Polinomun katsayı değerleri $(a_1, a_2, \dots, a_k)$ ise rastgele seçilir. Polinomun sabit terimi belirlenen veri olmaktadır.

$$P(x) = (S + a_1x + a_2x^2 + \dots + a_{k-1}x^{k-1}) \mod p \quad (2.7)$$

(2.8)'de verilen pay değerleri, polinomun birbirinden farklı x değerleri için üretmiş olduğu y değerlerinden oluşmaktadır.

$$y_1 = (1, F(1)), y_2 = (2, F(2)), \dots, y_n = (n, F(n)) \quad (2.8)$$

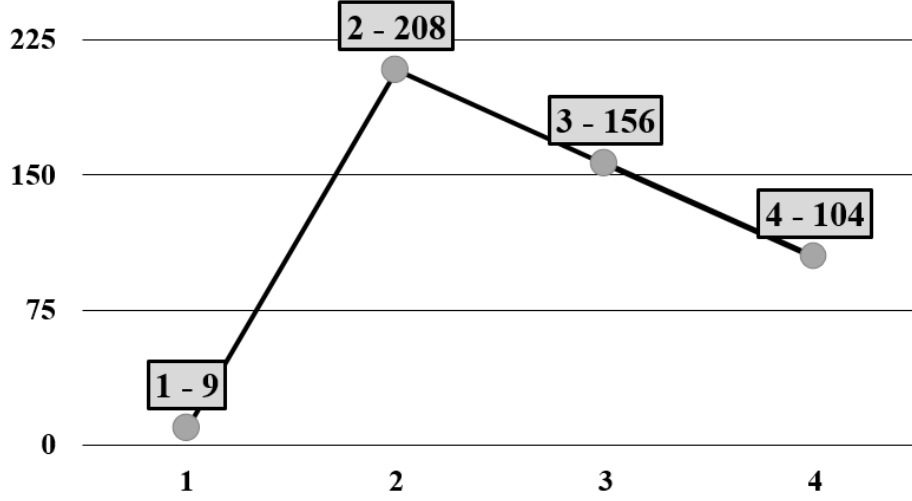
Oluşturulan her bir pay değeri iki tamsayı değerden oluşmaktadır: $x_i \neq 0$ ve $F(x_i)$. Eğer yeniden yapılandırma aşamasında k adet pay bilgisi mevcut ise bu durumda Lagrange enterpolasyon tekniği kullanılarak $F(x)$ üretilip tüm katsayılar elde edilebilir [125].

$k=2$ için önerilen bir senaryo Şekil 2.17'de verilmiştir. Bu örnek için S verisi 61 ve p asal sayısı ise 251 olarak belirlenmiştir. Polinomun diğer katsayısı ise $(0, 251)$ aralığında rastgele olarak 199 seçilmiştir. Böylece (2.9)'daki gibi bir polinom elde edilmiştir.

$$F(x) = (61 + 199x) \mod 251 \quad (2.9)$$

Paylaşım şemasında k değeri 2 olarak belirlendiğinden yeniden yapılandırma için paylardan $((1, 9) - (2, 208) - (3, 156) - (4, 104))$ en az 2 pay olmak zorundadır. 2 pay ile

yeniden oluşturulan polinomun sabit katsayısı S verisini belirtecektir. Paylaşım aşamasında üretilen her pay Şekil 2.17’de noktalar halinde gösterilmiştir.



Şekil 2.17. (2,4) Sır paylaşım şema örneği

Önerilen yöntem Shamir sır paylaşım mekanizmasını kullanarak sınır bölgesine damga verisini eklemiştir. Böylece bu bölgelerde meydana gelebilecek değişikliklere karşı dayanıklılık sağlanmıştır.

Yapılan çalışma Damga ekleme ve Damga çıkarma olarak iki alt süreçten oluşmaktadır.

İlk süreçte termal görüntü MB ve SB olarak iki parçaya ayrıştırılır. MB alt bloklara ayrıştırılır ve ilgili bloğun damga ekleme bakımından uygunluk durumu kontrol edilir. Bunun için bloğa TDD uygulanır ve elde edilen HH, HL ve LH alt-bantlarına FG tekniğiyle damga bilgisi eklenir. Klasik FG yöntemi uzaysal bölgede uygulanan bir yöntemdir ve damga ekleme sonrasında elde edilen değer $[0-255]$ arasında olup olmadığına bakılır. Ancak burada FG frekans bölgesinde uygulanmış ve katsayıların alt-üst taşmalarına bu aşamada izin verilmiştir. Ardından ters TDD ile blok yeniden oluşturulmuştur ve alt-üst taşma burada kontrol edilerek bloğun damga ekleme açısından uygunluk durumuna karar verilmiştir. Bütün örtüşmeyen alt bloklar bu süreçten geçirilip yer haritası çıkarılmıştır. Hasta bilgileri, yer haritası ve bir takım ek bilgiler birleştirildikten sonra paylara ayrıştırılmış ve EAB tekniği ile SB'ye eklenmiştir. Sır paylaşım tekniğinin kullanılmasının amacı, damga çıkarma aşamasında damga bilgisinin elde edilmesini istemeyen kötü niyetli kullanıcı bu

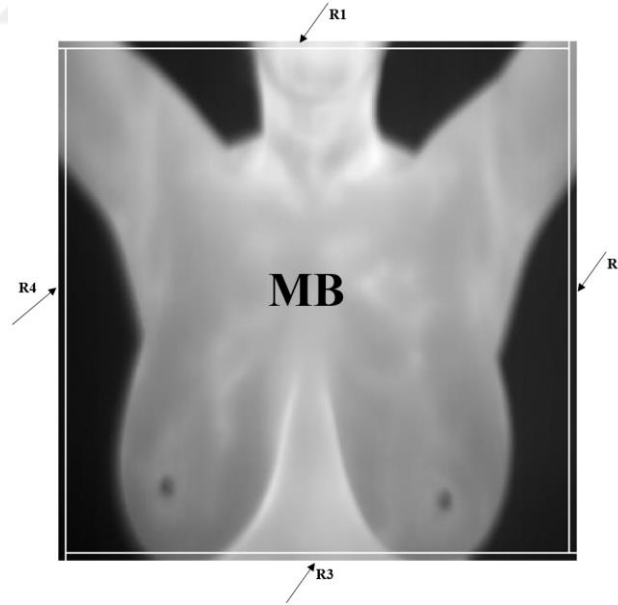
bölgeyi değiştirse bile sınır bölgesinde değiştirilmeden kalan bilgilerden damganın yeniden oluşturulabilmesidir.

İkinci süreçte ise damgalanmış tıbbi görüntüden önce hasta bilgileri ve yer haritası elde edilmeye çalışılacaktır. Elde edilen yer haritası sayesinde MB içinde yer alan alt blokların durumuna bağlı olarak görüntüden çıkarılacak özellik değerleri ile hesaplanacak özellik değerleri karşılaştırılacaktır. Bu karşılaştırma sayesinde tıbbi görüntü içinde varsa değiştirilmiş bölgeler belirlenip işaretlenecektir.

İki sürecin detayları aşağıdaki bölümlerde verilecektir.

2.4.2. Damga Ekleme Süreci

Bu süreçte herhangi bir uzmanın yardımına ihtiyaç duymadan görüntü iki kısma ayrıştırılır (MB ve SB). Bu nedenle İAB koordinatları gibi ek bilgilerin damga verisi içine eklenmesine gerek kalmaz. Şekil 2.18.'de termal tıbbi görüntü üzerinde yapılan otomatik ayrıştırma sonucu gösterilmektedir.

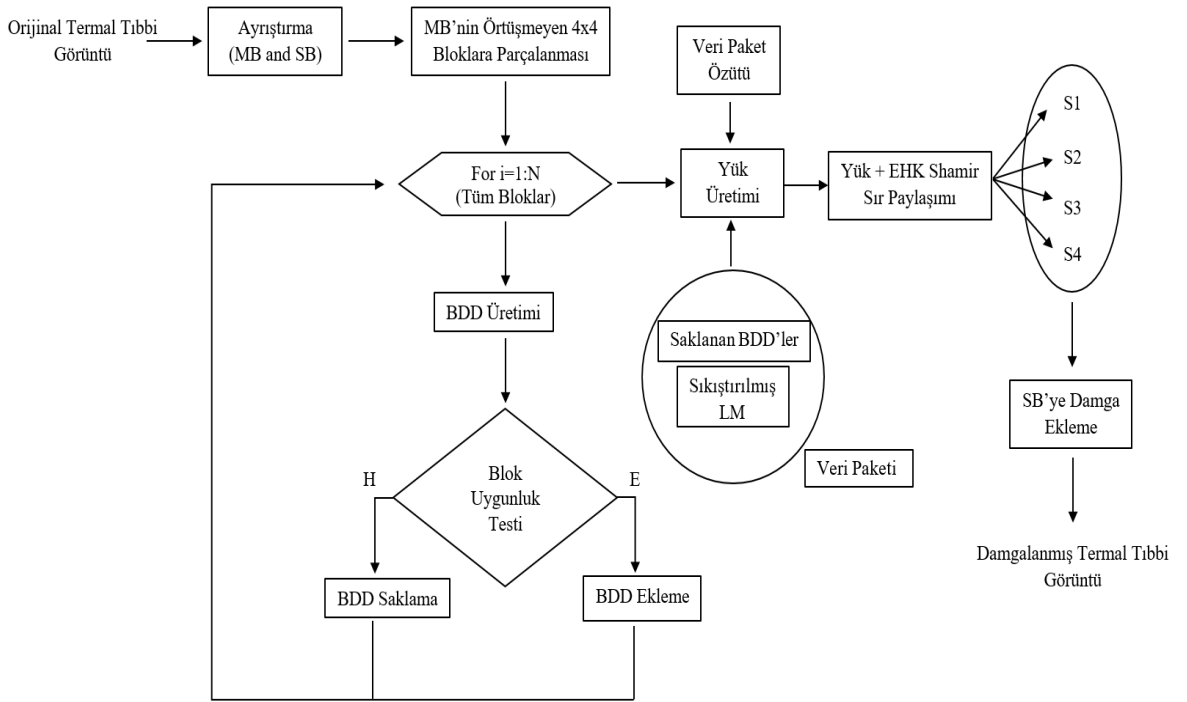


Şekil 2.18. Termal göğüs görüntüsünün bölgeleri

MB ve SB kısımlarından oluşan termal görüntüde; beyaz çizgilerle sınırları çizilmiş R1, R2, R3 ve R4 bölgeleri SB'yi oluşturmaktadır. Bu dikdörtgensel bölgeler tüm görüntünün ortalama %5'i kadar bir alanı kaplamaktadır.

Şekil 2.19.'da verilen damga ekleme algoritmasının genel taslağı aşağıdaki gibi özetlenebilir.

Termal tıbbi görüntünün MB kısmı, $B_1, B_2, B_3, \dots, B_N$ ile belirtilen birbiriyle örtüşmeyen 4×4 boyutunda bloklara parçalanır. Algoritma her bir blok için Blok Doğrulama Değeri (BDD) üretir. Ardından bu verinin ilgili bloğa eklenebilme uygunluk durumu FG tekniği ile test edilir. Eğer eklenebilme durumu uygun ise bloğun TDD katsayılarına veri eklenir. Diğer durumda ise BDD yük verisi olarak saklanır ve tüm bloklar kontrol edildikten sonra SB'ye eklenir.



Şekil 2.19. Damga ekleme algoritması

Algoritma tüm blokları bu işlemten geçirdikten sonra veri ekleme durumu uygun olmayan blokların BDD verileri ve yer haritasının sıkıştırılmış hali paketlenir. Bu paket verisinin özüt bilgisi üretilir. Elde edilen bu verilere EHK bilgileri de eklenip Shamir'in (2,4) sır paylaşımı tekniği kullanılarak 4 paya ayrıştırılır. Ardından EAB tekniği kullanılarak SB'ye eklenir. Damga ekleme sürecinin adımlar şeklinde verilmiş hali aşağıdaki gibidir;

Adım 1: Termal tıbbi görüntü MB ve SB olmak üzere ikiye bölünür,

Adım 2: MB, birbiriyle örtüşmeyen 4×4 boyutunda bloklara ayrıştırılır,

Adım 3: Oluşan bütün bloklar için aşağıdaki adımlar uygulanır;

Adım 3.1: İlgili bloğun BDD verisi üretilir,

Adım 3.2: İlgili bloğa FG yöntemi kullanılarak uygunluk testi gerçekleştirilir ve aşağıdaki işlemlerden biri uygulanır;

Eğer uygunsa:

- BDD verisi bloğun TDD katsayılarına eklenir,
- Yer haritasına lojik-1 eklenir.

Eğer uygun değilse:

- BDD verisi saklanır,
- Yer haritasına lojik-0 eklenir.

Adım 4: Kaydedilen BDD verileri ve sıkıştırılmış yer haritası verilerinden paket verileri oluşturulur ve paket verisinin özüt değeri üretilir. Ardından üretilen bu veriler birleştirilir (yük verisi).

Adım 5: EHK bilgileri yük verileriyle birlikte birleştirilir ve (2,4) Shamir sır paylaşım tekniği ile paylara bölünür.

Adım 6: Dört pay EAB tekniği kullanılarak sırasıyla R1, R2, R3 ve R4 bölgelerine yerleştirilir.

Damga ekleme algoritması daha belirgin olarak 4 ana fonksiyondan oluşmaktadır. Blok Doğrulama Değer (BDD) Üretimi, Blok Uygunluk Testi ve Veri Ekleme, Yük Verisi Üretimi, EHK ve Yük Verilerinin Shamir Sır Paylaşımı ile Eklenmesi. Bu fonksiyonların detayları alt bölümlerde verilmiştir.

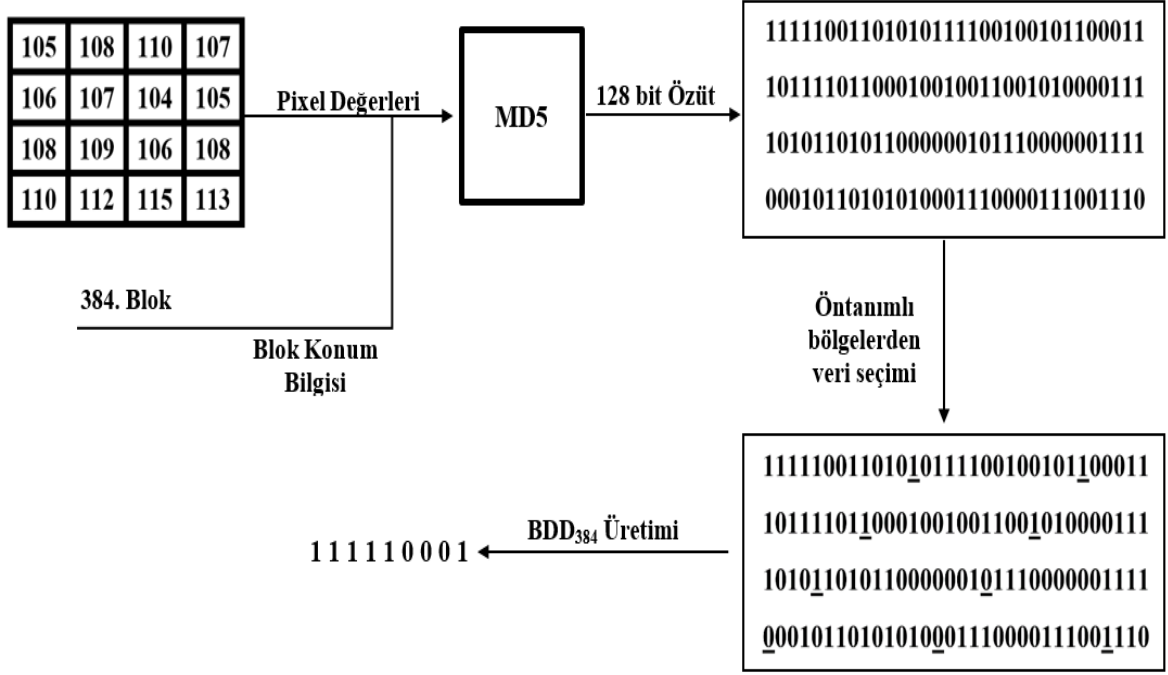
2.4.2.1. Blok Doğrulama Değer Üretimi

Bu aşamada i. blok için BDD_i şeklinde gösterilen ve $[0-511]$ aralığında bir değer olan doğrulama bilgisi üretilir. BDD üretim fonksiyonu ilgili blok içindeki piksel değerleri ile bloğun konum bilgisini kullanarak 9 bitlik bir değer üretir. Blok konum bilgisi bloğun görüntü içerisindeki sırası anlamına gelmektedir.

Fonksiyon, mevcut 4×4 boyutundaki bloktan $p_1, p_2, p_3, \dots, p_{16}$ ile gösterilen piksel yoğunluklarını alıp konum bilgisi ile birleştirir. Birleştirilen bu veri (2.10)'da belirtildiği gibi MD5 özüt fonksiyonu kullanılarak BDD_i doğrulama bilgisini oluşturur. BDD üretim fonksiyonunun en önemli özelliği özüt değeri hesaplanırken konum bilgisini kullanmasıdır. Böylece Blok Yer Değiştirme Atağı olarak literatüre kazandırdığımız yeni atak türüne karşı

dayanıklılık sağlanmış olur. Bu atak tıbbi görüntü içinde bir bloğun aynı görüntü içinde aynı boyuttaki başka bir bloğun yerini alması (boyutları eşit olacak şekilde) olarak tanımlanabilir.

$$BDD_i = MD5(p_1 \parallel p_2 \parallel p_3 \parallel \dots \parallel p_i \parallel i) \quad (2.10)$$



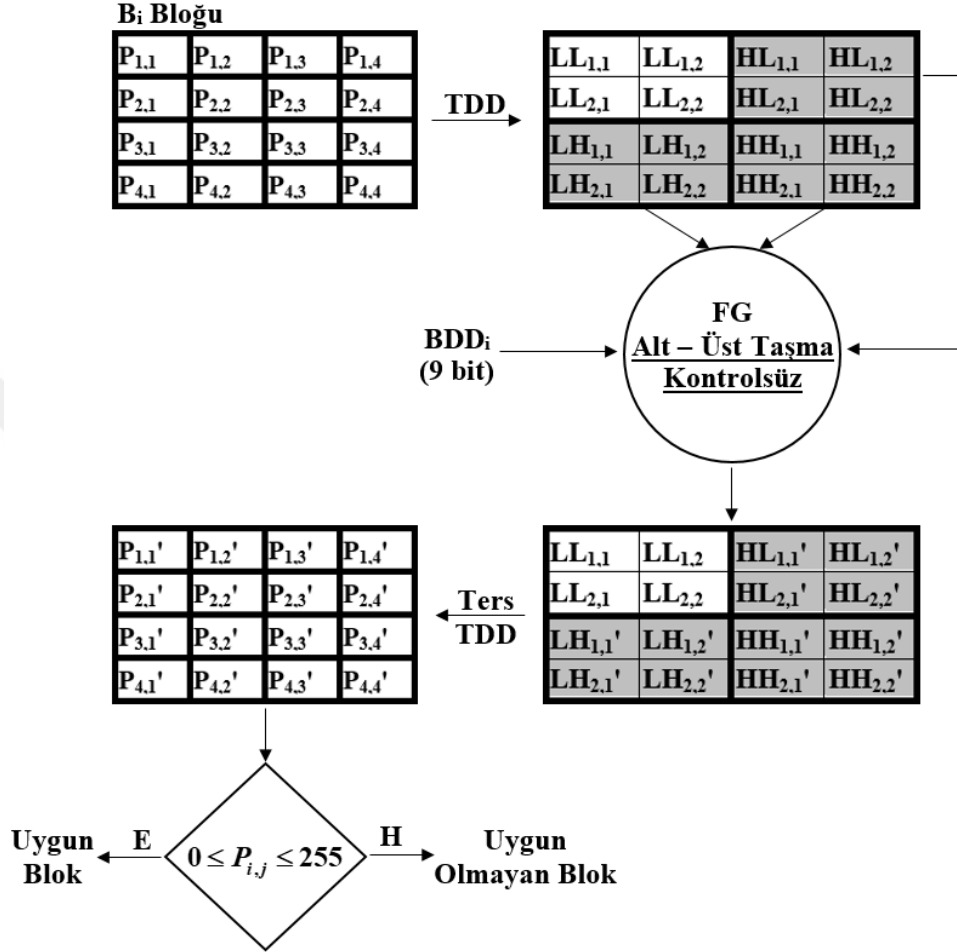
Şekil 2.20. Örnek BDD üretimi

Mevcut bloktan özüt fonksiyonun sonucunda 128-bitlik bir bilgi üretilir. BDD üretim fonksiyonu bu bilginin içinde önceden tanımlanmış bölgelerinden 9 bitlik bilgiyi seçer. Şekil 2.20.'de örnek bir görüntünün 384. bloğu için BDD üretimini göstermektedir. Öntanımlı bölgeler için [13, 27, 41, 55, 69, 83, 97, 111 ve 125] değerleri kullanılmıştır.

2.4.2.2. Blok Uygunluk Testi ve Veri Ekleme

Bu fonksiyon mevcut 4x4 boyutundaki B_i bloğuna TDD uygular ve LL, HL, LH ve HH alt-bantlarının oluşmasını sağlar. LL alt-bandı blok hakkındaki en yakın bilgiyi temsil ettiği için bu bölgeye eklenecek damga görsel kaliteyi en yüksek oranda etkileyecektir. Bu nedenle damga eklemek için seçilen en uygun bölgeler HL, LH ve HH alt-bantlarıdır. B_i için

üretilmiş olan 9 bitlik BDD damgası eşit bir biçimde parçalanarak alt-bantlara Şekil 2.21’de gösterildiği üzere FG yöntemi ile eklenir.



Şekil 2.21. Blok uygunluk testi

Literatürdeki tersi alınabilir damgalama sistemleri FG tekniğini uzaysal bölgede kullanmaktadır. Bu durum bazı piksellerin damgalama sonrasında $[0-255]$ aralığının dışına çıkmasına yol açar. Aralığın dışına çıkan bölgelerin FG ile damga eklemeye uygun olmadığına karar verilir. Bu durumda da veri gömme kapasitesi düşmektedir. Önerilen yöntemde FG tekniği için TDD katsayıları bakımından hiçbir kısıtlama olmadığından, LL alt-bandı haricindeki tüm TDD katsayılarına FG ile damga eklenir. Böylece tüm katsayılar damga ekleme süreci için kullanılır. Ancak damga eklenmiş bloğa uygulanacak olan ters TDD sonrasında elde edilen piksel değerlerinin kontrol edilmesi gerekmektedir. Herhangi bir piksel değeri ters dönüşüm sonrasında alt veya üst taşmaya neden olduysa mevcut blok

damga eklemeye uygun olmayan blok olarak etiketlenir. Bu blokların BDD verileri kaydedilip sonrasında SB'ye eklenecektir. Diğer durumda ise blok uygun olarak etiketlenir ve yeni piksel değerleri kullanılır. Uygunluk testiyle beraber yer haritası da oluşturulur. Uygun bloklar için yer haritasına lojik-1, uygun olmayan bloklar içinse lojik-0 eklenir.

2.4.2.3. Yük Verisi Üretimi

Yukarıda tanımlandığı üzere Blok Uygunluk Testi ortaya yer haritası verilerini çıkarmaktadır. Termal görüntülerin boyutu dikkate alındığında yer haritasının boyutu diğer tıbbi görüntü türlerine göre daha büyük olur. Örneğin 1024x1024 boyutunda bir termal tıbbi görüntü için yer haritası boyutu $(1024/4)*(1024/4)$ olmaktadır. Önerilen yöntemde bu boyutun azaltılması için Aritmetik Kodlama tekniği kullanılarak sıkıştırma yapılmıştır. Yer haritası görüntüdeki alt blokların uygunluk durumunu belirten bitler içermektedir. Önerilen yöntemde de blokların uygunluk durumunu arttırmak için ilk kez FG tekniği TDD katsayılarına uygulanmıştır. Bu durum yer haritasında ardışık lojik-1'lerin sayısının artmasını ve böylece yer haritasının daha çok sıkıştırılıp boyutunun azalmasını sağlamıştır.

Sıkıştırılmış yer haritasını LM_{comp} , sıkıştırmanın geri döndürülebilmesi için gerekli ek bilgileri Add_{info} ve uygun olmayan blokların blok doğrulama değerlerini BDD_{not} ile ifade edecek olursak yük verisi (2.11) belirtildiği gibi oluşturulur. Damga çıkarma aşamasında yük bilgileri doğrulanacağından, son olarak yük verisine kendi özüt bilgisi de eklenir.

$$YV = LM_{comp} \parallel Add_{info} \parallel BDD_{not} \quad (2.11)$$

$$Yük_Verisi = MD5(YV) \parallel YV$$

2.4.2.4. EHK ve Yük Verilerinin Shamir Sır Paylaşımı ile Eklenmesi

Önerilen yöntem yük verisi ile hasta bilgilerini (2.12)'de gösterildiği gibi birleştirerek en son damga bilgisini üretmiş olur.

$$D = Yük_Verisi \parallel EHK_Verisi \quad (2.12)$$

Üretilen bu damga verisi (2,4) Shamir sır paylaşım tekniği kullanılarak S_1, S_2, S_3 ve S_4 olarak ifade edilen dört farklı paya bölünecektir. Her bir pay verisi R_1, R_2, R_3 ve R_4 olarak ifade edilen ilgili bölgelere EAB tekniği ile sırasıyla eklenecektir. Bunun için öncelikle ikili sayılardan oluşan $D, d_i \in [0 \dots 255]$ olacak biçimde parçalanır. Ardından d_i 'ler ikişerli biçimde gruplanarak pay değerlerini oluşturmak üzere (2.13) denklemini uygulanır.

$$F(x) = (d_i + d_{i+1}x) \bmod 257 \quad (2.13)$$

Sonuç olarak her 16 bitlik D verisi için 9 bitlik $F(1), F(2), F(3)$ ve $F(4)$ pay verileri üretilir. Bu değerler sırasıyla R_1, R_2, R_3 ve R_4 bölgelerine paylaştırılarak EAB tekniği ile görüntüye eklenir.

2.4.3. Damga Çıkarma Süreci

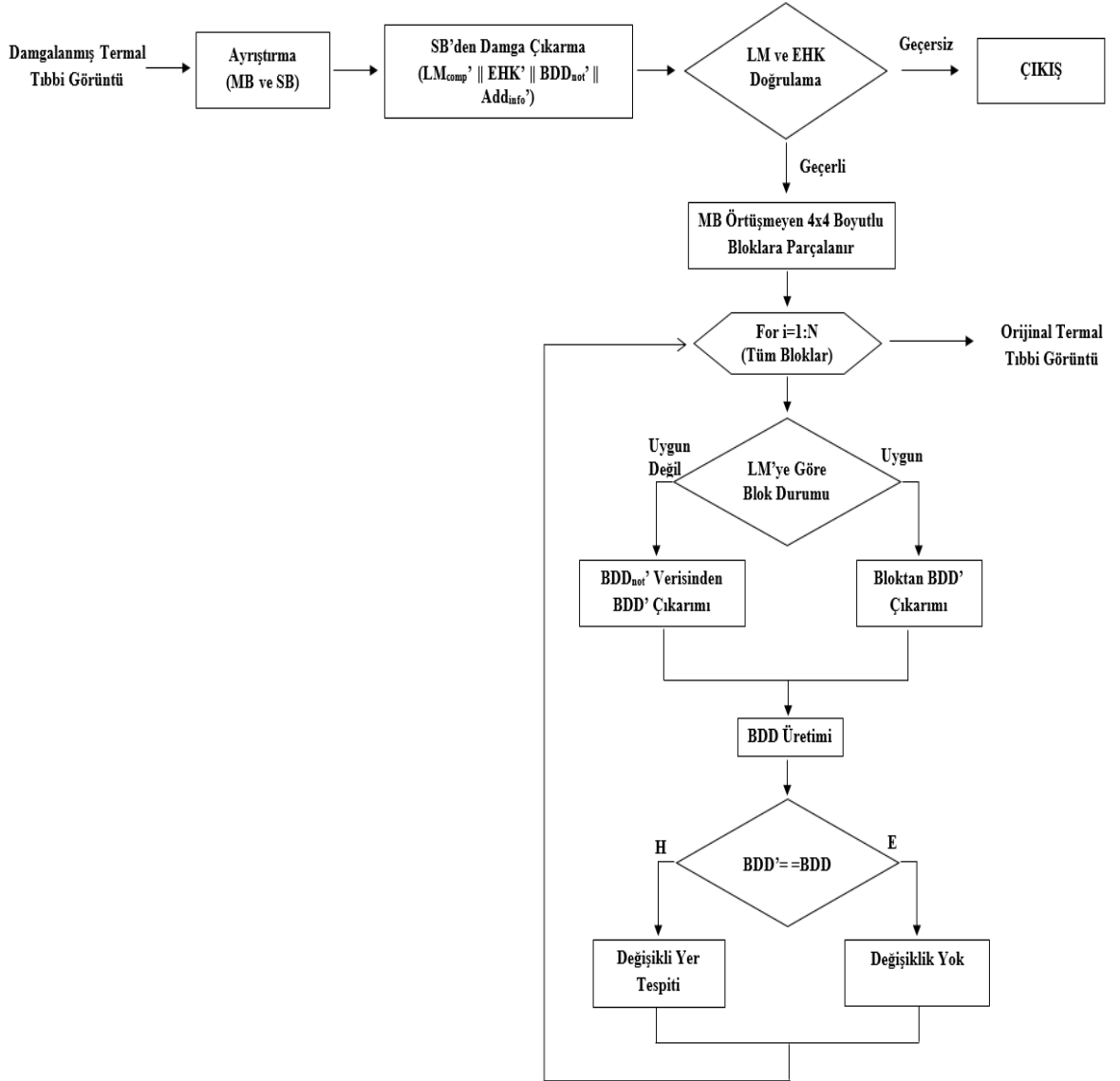
Damga ekleme sürecinde termal tıbbi görüntüden damga verisi çıkartılır ve doğrulama bilgileri ile varsa değiştirilmiş bölgeler tespit edilir. Önerilen algoritmanın akış diyagramı Şekil 2.22.'de verilmiş olup aşağıda detaylandırılmıştır.

Öncelikle R_1, R_2, R_3 ve R_4 olarak tanımlanmış bölgelerden EAB tekniği kullanılarak piksel değerlerinin son bitlerinden S_1, S_2, S_3 ve S_4 pay bilgileri sırasıyla çıkartılır. 8 bitten oluşan pay bilgileri Langrange enterpolasyonu kullanılarak polinom haline dönüştürülür. Aşağıda yer alan adımlar pay bilgilerinde yer alan 8 bitlik tüm veriye uygulanır.

Farz edelim ki pay bilgisinin ilk elemanları $F(1), F(2), F(3)$ ve $F(4)$ olsun. Damga çıkarma algoritması (2.13)'te yer alan polinomu oluşturabilmek için $[F(1)-F(2)], [F(1)-F(3)], [F(1)-F(4)], [F(2)-F(3)], [F(2)-F(4)], [F(3)-F(4)]$ ikililerinden herhangi birini Langrange polinomu ile kullanır.

Yukarıda tanımlanan yöntem ile D verisi SB'den çıkartılmış olur. Ardından D verisi Yük ve EHK verilerine parçalanır. Yük verisinin doğruluk testi için Yük_Verisi ve Yük_Verisi'nin özüt bilgisi ayrıştırılır. Yük_Verisi'nin özüt değeri MD5 ile yeniden hesaplanır ve çıkarılan özüt bilgisi ile karşılaştırılır. Eşit çıkmaması durumunda algoritma devam etmez. Aynı olması durumunda ise son olarak Yük_Verisi tekrar parçalanıp LM_{comp}' , Add_{info}' ve BDD_{not}' verileri elde edilir.

Sıkıştırılmış biçimde olan LMcomp' verisi Addinfo' bilgileri kullanılarak açılır ve blokların uygunluk durumunu içeren yer haritası elde edilir. Ardından MB birbiriyle örtüşmeyen 4x4 boyutlarında bloklara ayrıştırılır. Yer haritası kullanılarak blokların damga ekleme aşamasında belirlenen damga eklenebilme durumları kontrol edilir.



Şekil 2.22. Damga çıkarma algoritması akış diyagramı

Eğer ilgili bloğa damga eklenmişse TDD ile frekans bölgesine geçiş yapılır ve LH, HL ve HH alt-bantlarından ters FG tekniği ile BDD' verileri çıkartılır. Eğer ilgili bloğa damga eklenmemiş ise BDD_{not}' verisi içinden 9 bitlik veri çekilip bloğa ait BDD' verisi oluşturulur. Blok doğrulama değeri çıkarıldıktan sonra mevcut bloğun değişiklik tespiti yapabilmek için

Blok Doğrulama Değer Üretimi fonksiyonu yeniden çalıştırılır ve BDD üretilir. Sonrasında çıkarılan BDD' ile üretilen BDD karşılaştırılarak ilgili blok değiştirilmiş ya da değişim yok diye etiketlenir.

Damga çıkarma algoritmasının sonunda tıbbi termal görüntü üzerinde değiştirilmiş bölgeler işaretlenir ve kullanıcının bilgisine sunulur. Eğer görüntü üzerinde hiçbir değişiklik yapılmamışsa bu durumda damga çıkarmı sonucunda elde edilen görüntü algoritmanın tersi alınabilir özelliğinden dolayı orijinal görüntü demektir.

Literatürde yer alan tekniklerin aksine sır paylaşım mekanizması ile geliştirilen bu yöntem saldırılar karşısında İADB'de yer alan bilgileri belirli bir oranda korunmaktadır. Bu sayede damga çıkarma sürecinin devamlılığı sağlanmıştır. Aynı zamanda FG tekniğinin doğrudan piksel değerleri yerine TDD katsayılarına uygulanması bu tekniğin veri gömme kapasitesini arttırmıştır. Bloklara ait özellik değerleri üretilirken yalnızca piksel yoğunluklarından faydalanmayıp aynı zamanda blok konum bilgisinin de kullanılması önerilen yöntemin blok yer değiştirme atağına karşı dayanıklı hale gelmesini sağlamıştır.

2.5. TDD ve HWHD'ye Dayalı Doğrulama ve Bütünlük Kontrolü Sağlayan TGD Şeması

Hasta bilgilerini İADB'ye ekleyen tıbbi görüntü damgalama teknikleri genelde frekans bölgesi yöntemleri olan AKD, ADD ve TDA'yı kullanmışlardır. Hatta dayanıklılığı arttırmak için bu yöntemleri bir arada kullanarak hibrit yöntemler önermişlerdir. Ancak bu yöntemlerin bir arada kullanılması işlem zamanının artmasına neden olmaktadır. Özellikle de blok tabanlı olarak çalışan sistemlerde bu dönüşümlerin tekrar tekrar uygulanması sisteme hesaplama yükü getirmektedir. Bu çalışmanın temel amacı tıbbi görüntü damgalama sistemlerinde işlem zamanını kısaltmaktır.

Bu iyileştirmenin gerçekleştirilebilmesi için frekans bölgesi yöntemleri arasında AKD tekniğinin alternatifi olarak kullanılan ve hesaplama karmaşıklığı AKD'ye göre çok daha az olan Hızlı Walsh-Hadamard Dönüşümü (HWHD) kullanılmıştır. Sınırlı sayıda araştırmacı frekans bölgesi tekniklerinden olan HWHD kullanarak damgalama gerçekleştirmiştir. [128] çalışmasında AKD ve HWHD yöntemleri kullanarak JPEG sıkıştırmaya karşı %100 başarılı ve dayanıklı bir damgalama yöntemi önermiştir. Başka bir çalışmada [129] ana görüntü 4x4 bloklara ayrıştırılıp Hadamard dönüşümü sonrasında elde edilen ilk iki katsayı değerine gri

seviye damga eklenmiştir. Tıbbi görüntü damgalama alanında ise HWHD tekniği kullanan önerilen bir yöntem bulunmamaktadır.

[130] çalışmasında ADD-AKD tekniklerini birleştirip tıbbi görüntüler üzerinde dayanıklı damgalama önermiştir. Bu sistemde görüntü içine eklenen damga bilgisinin korunması amaçlandığı için damga ekleme sonrasında görüntü kalitesi çok düşmüştür. Ayrıca tıbbi görüntüye yapılabilecek olası saldırıların yer tespiti gerçekleştirilmemiştir. Önerilen yöntemde, [130] çalışmasındaki bu eksiklikler giderilmeye çalışılmış ve hız bakımından iyileştirme sağlanmıştır.

Bu problemlerden dolayı yapılan çalışmada işlem süresini kısaltmaya ve blok doğrulama bilgisi ile logo bilgisini aynı bölgeye yerleştirebilen TDD ve HWHD'ye yönelik bir TGD sistemi önerilmiştir [132].

Tıbbi görüntü üzerindeki değişikliklerin blok tabanlı olarak yer tespiti için görüntüdeki her bir bloğa ait özellik bilgileri kırılğan olarak ilgili bloğa eklenmektedir. Bunun yanında tıbbi görüntünün doğrulanması için logo bilgisi dayanıklı biçimde bloklara eklenir. Damgalanmış tıbbi görüntülerden damga bilgileri çıkarılarak yer tespiti ve doğrulama işlemleri gerçekleştirilir. Bunları gerçekleştirmek için önerilen algoritma üç adımdan oluşmaktadır; tıbbi görüntüdeki alt bloklardan çıkarılan özellik vektörü ile logo görüntüsünün birleştirilerek damga üretimi, üretilen damganın tıbbi görüntüdeki İAB - İADB kısımlarına eklenmesi ve damgalanmış tıbbi görüntüde yapılan değişikliklerin yer tespiti ile logo bilgisinin çıkarımı. Aşağıda öncelikle kullanılan HWHD'nin detayları verilmiştir.

2.5.1. Hızlı Walsh-Hadamard Dönüşümü (HWHD)

Walsh-Hadamard dönüşümü bir sinyali Walsh olarak isimlendirilen dikdörtgen ve ortogonal dalgalar olan, 1 veya -1 değerlerine sahip dalga biçimlerine böler.

Hadamard dönüşümü [1], $N > 0$ olmak koşuluyla $2^N \times 2^N$ boyutunda bir matristir ve (2.14)'deki şekilde hesaplanır. H_N Hadamard matrisini oluşturmak için H_1 ile H_{N-1} matrislerinin Kronecker çarpımı kullanılır.

$$H_N = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{pmatrix} H_{N-1} & H_{N-1} \\ H_{N-1} & -H_{N-1} \end{pmatrix} \quad (2.14)$$

N=1, N=2 ve N=3 olması durumunda Hadamard matrisi (2.15), (2.16) ve (2.17)'de verilmiştir.

$$H_0 = 1 \quad (2.15)$$

$$H_1 = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{pmatrix} \quad (2.16)$$

$$H_2 = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{pmatrix} & \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{pmatrix} \\ \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{pmatrix} & \begin{pmatrix} -1 & -1 \\ -1 & 1 \end{pmatrix} \end{bmatrix} \begin{matrix} 0 \\ 3 \\ 1 \\ 2 \end{matrix} \quad (2.17)$$

işaret değişimi

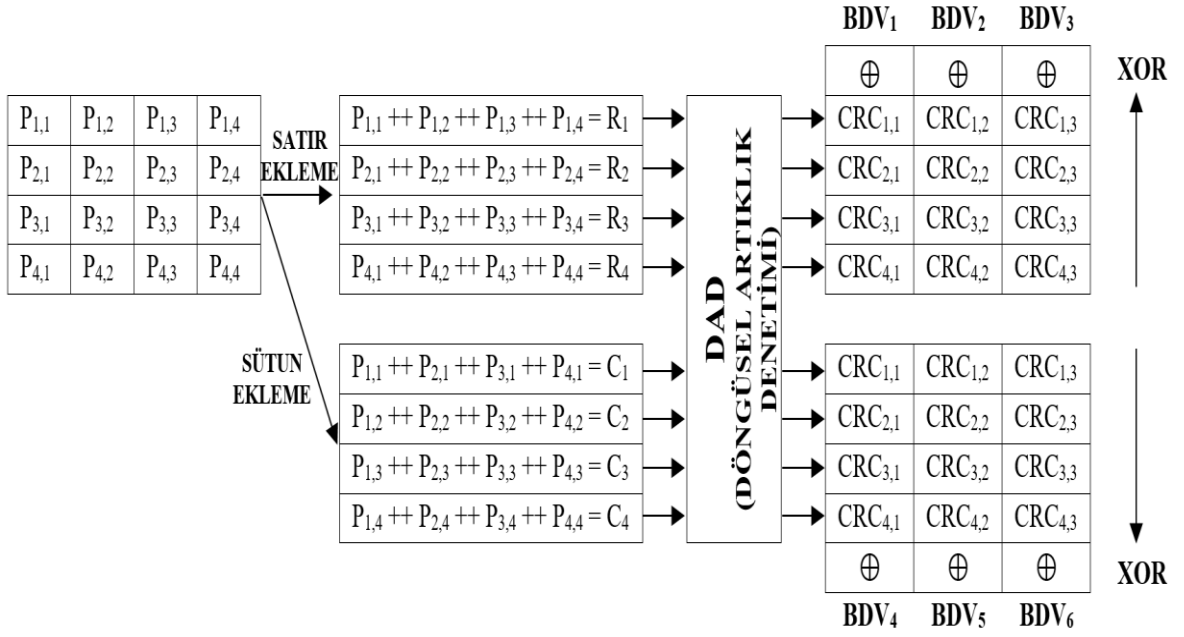
Hadamard matrisinin satırlarında yer alan işaret değişim sayıları kullanılarak, ilgili matristeki satırların Walsh matrisindeki yerleri tespit edilir [131]. Elde edilen yeni matris Walsh-Hadamard matrisi olarak adlandırılır.

HWHD hesaplama zamanı açısından oldukça verimlidir. Bunun yanı sıra görüntüye damga ekleme aşamasında, AKD ve ADD gibi frekans uzayı dönüşüm yöntemlerine göre, görüntüyü daha az bozmaktadır.

HWHD'nin sıklıkla kullanıldığı alanlar görüntü sıkıştırma ve veri kodlamadır. AKD'ye benzer olarak görüntüye HWHD uygulanması sonucu elde edilen katsayılarda dayanıklılık sol üst kısımda yer alır.

2.5.2. Damga Üretimi

Önerilen yöntemde tıbbi görüntüye eklenmek üzere üretilmesi gereken iki farklı damga bilgisi bulunmaktadır. Birincisi hastayı tanımlamaya yarayan ikili bir logo görüntüsü, diğeri ise 4x4 boyutundaki alt bloğu tanımlamak için kullanılacak blok doğrulama vektörü (BDV)'dür.



Şekil 2.23. BDV'nin üretim aşamaları

4x4 boyutundaki bir alt blok için önerilen BDV üretim süreci Şekil 2.23.'de detaylı olarak verilmiştir.

2.5.3. Damga Ekleme

Orijinal tıbbi görüntü, İADB bölgesinin kalınlığı 8 piksel olacak biçimde, İAB ve İADB olarak iki bölgeye otomatik olarak ayrıştırılır. Tıbbi görüntünün hangi hastaya ait olduğunu belirten logo bilgisi frekans bölgesi dönüşüm tekniklerinden TDD ve HWHD kullanılarak dayanıklı bir biçimde İAB'ye eklenir. Damgalanmış görüntüdeki değişiklikleri 4x4 boyutunda bir alanda algılamak için üretilen BDV bilgisi de kırılğan olarak aynı bölgenin hassas katsayılarına eklenir. Damga ekleme öncesinde alt blokların frekans bölgesindeki katsayılarına bilgi eklenebilme durumu kontrol edilir. Buna göre alt blok durum tablosu (ABDT) oluşturulur. Elde edilen bu tablo ile tablonun özüt bilgisi Damga Çıkarma aşamasında kullanılmak üzere İADB bölgesindeki piksellerin son bitlerine eklenir.



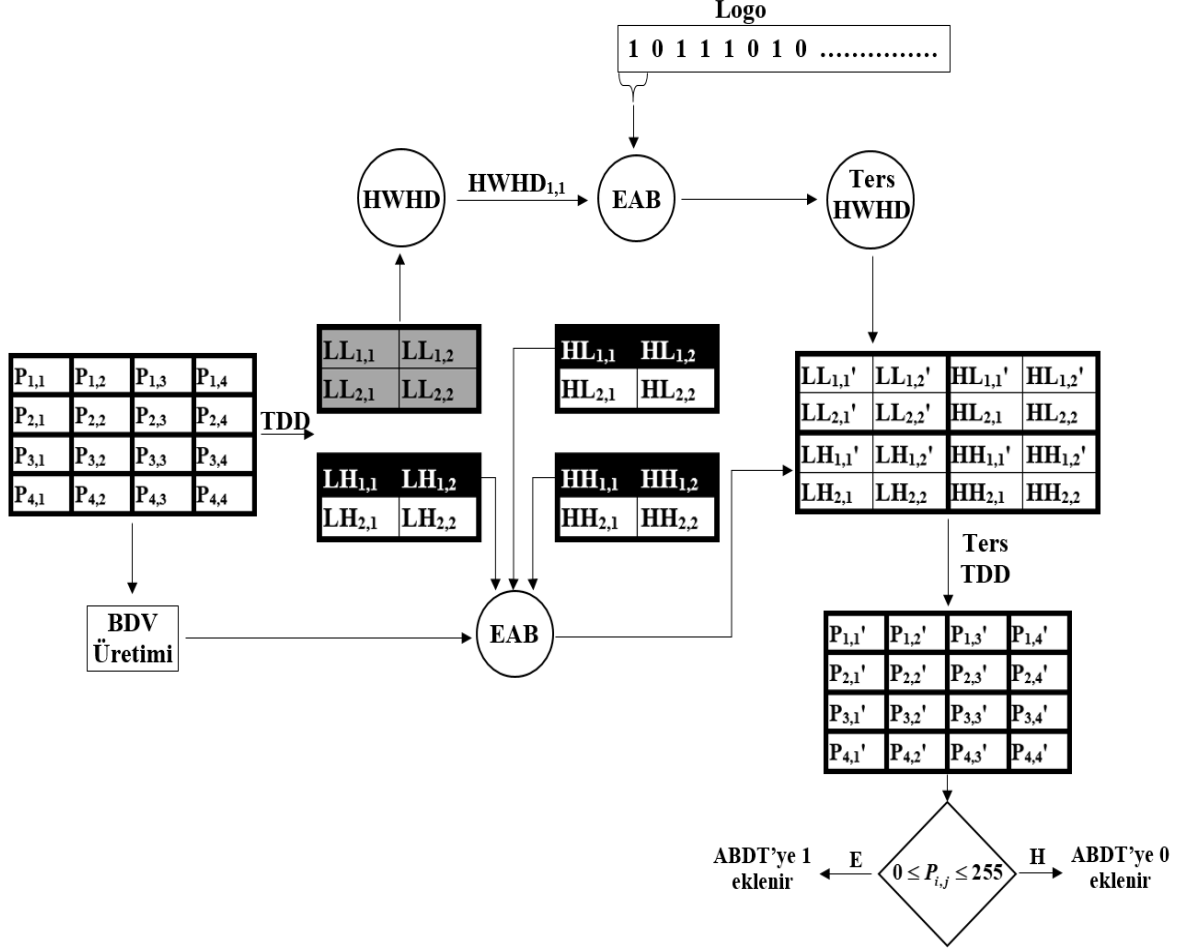
Şekil 2.24. Önerilen damga ekleme algoritması akış şeması

Şekil 2.24.'te gösterilen Damga Ekleme süreci detaylı bir şekilde adımlar halinde aşağıda verilmiştir:

Adım 1. Tıbbi görüntü(I), İAB(I_{IAB}) ve İADB(I_{IADB}) olmak üzere iki bölgeye ayrıştırılır.

Adım 2. I_{IAB} , 4x4 boyutunda alt bloklara(I_{4x4}) ayrıştırılır. Blok boyutunun büyük seçilmesi, küçük bölgelerde yapılan değişiklikler için daha büyük alanların

işaretlenmesi yol açar. Her alt bloğa Şekil 2.25'te ifade edilen ve tanımlanan adımlar uygulanır.



Şekil 2.25. İAB alt bloklarına damga ekleme şeması

Adım 2.1. İlgili alt bloğa ait 6 bitlik BDV bilgisi üretilir.

Adım 2.2. Alt bloğa TDD uygulanarak 2x2 boyutundaki LL, LH, HL ve HH alt-bantlar oluşturulur.

Adım 2.3. LL alt-bantına HWHD uygulanır ve HWHD_{i,j} katsayıları elde edilir. En dayanıklı katsayı olan HWHD_{1,1} katsayısının tamsayı kısmına EAB ile logo bilgisinin 1 biti eklenir. Böylece logo bilgisinin ataklara karşı dayanıklılığı HWHD_{1,1} sayesinde artırılmış olur.

Adım 2.4. LH, HL ve HH alt-bantlarındaki (1,1) ve (1,2) konumunda yer alan katsayılar EAB yöntemi ile 6 bitlik BDV eklenir. Yüksek frekans bant

katsayılarına eklenen bu verinin olası değişikliklerden etkilenmesi beklenmektedir.

Adım 2.5. LL bandına ters HWHF uygulanır. Elde edilen LL alt-bandı ve diğer alt-bantlara ters TDD uygulanıp damgalanmış alt blok($I_{4 \times 4}$) elde edilir.

Adım 2.6. Alt blok değerlerinin 0-255 arasında olup olmadığı kontrol edilir ve aşağıdaki durumlardan biri uygulanır,

Adım 2.6.a. Piksel değerleri bu aralıkta yer alan alt blok damga eklenebilir olarak değerlendirilir ve oluşturulan ABDT'ye lojik-1 eklenir.

Adım 2.6.b. Herhangi bir piksel değeri 0-255 aralığının dışında ise ABDT'ye lojik-0 eklenir. Logo ve BDV veri ekleme işlemi geri alınır. 6 bitlik BDV bilgisi alt blokta yer alan 6 piksele EAB ile eklenir. Logo bilgisi bu alt bloklara eklenmez.

Adım 3. İAB bölgesine damga eklendikten sonra elde edilen ABDT'nin GÖF-256 ile birlikte özütü (H_{ABDT}) elde edilir. ABDT ile elde edilen özüt bilgisi İADB bölgesinde yer alan piksellere EAB ile eklenir.

2.5.4. Damga Çıkarma

Damgalanmış olan tıbbi görüntü İAB ve İADB kısımlarına ayrıştırılır. İADB bölgesinden ABDT ile bu tablonun özüt bilgisi çıkarılır. Bu süreçte büyük öneme sahip olan ABDT'nun doğrulanması için çıkarılan özüt bilgisi ile ABDT'den elde edilen özüt bilgisi karşılaştırılır. Bu iki değer aynı olması durumunda damga çıkarma işlemi İAB üzerinden devam eder aksi halde damga çıkarma işlemi sürdürülmez.

İAB'den çıkarılacak logo bilgisi ile tıbbi görüntünün hangi hastaya ait olduğu, BDV ile tıbbi görüntüde yapılan değişikliklerin yeri tespit edilecektir.

Şekil 2.26.'te gösterilen Damga Çıkarma süreci detaylı bir şekilde aşağıda verilmiştir:

Adım 1. Damgalı tıbbi görüntü(I'), İAB($I'_{İAB}$) ve İADB($I'_{İADB}$) olmak üzere iki bölgeye ayrıştırılır.

Adım 2. İADB bölgesinde yer alan piksellerin son bitlerinden ABDT ve bu tabloya ait özüt bilgisi (H'_{ABDT}) elde edilir.

Adım 3. Çıkarılan ABDT verisinden yeni özüt bilgisi (H_{ABDT}) üretilir. Üretilen özüt bilgisi ile çıkarılan özüt bilgisi karşılaştırılır. Bu iki değer aynı olması durumunda ($H_{ABDT}=H'_{ABDT}$) damga çıkarma süreci devam eder aksi halde sonlandırılır.

Adım 4. I_{AB} , 4×4 boyutunda alt bloklara ($I_{4 \times 4}$) ayrıştırılır. Her bir alt bloğa aşağıdaki adımlar uygulanır.

Adım 4.1. İlgili alt bloğa ait 6 bitlik BDV üretilir.

Adım 4.2. İlgili alt bloğun logo bilgisi taşıma durumu ve BDV damgasının hangi teknikle eklendiği bilgisi için ABDT'ne bakılır ve aşağıdaki durumlar uygulanır,

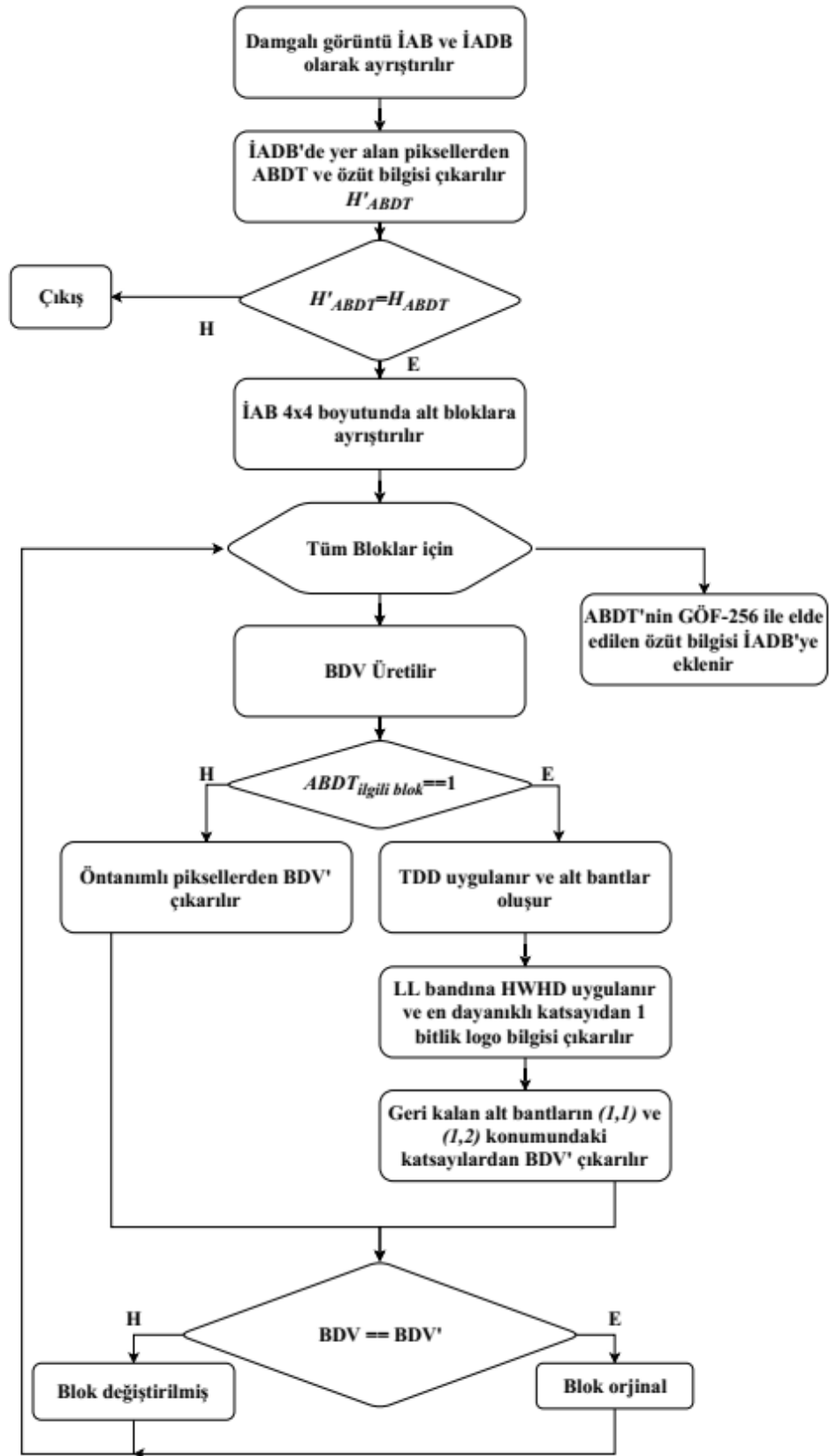
Adım 4.2.a. Alt blok durum bilgisi lojik 1 ise; ilgili bloğa TDD uygulanır ve LL, LH, HL, HH alt-bantları elde edilir. LL alt bandına HWHD uygulandıktan sonra $HWHD'_{1,1}$ katsayısının tamsayı kısmından 1 bitlik logo bilgisi çıkarılır. Geri kalan alt bantların (1,1) ve (1,2) bölgelerinde yer alan katsayı değerlerinden de BDV' elde edilir.

Adım 4.2.b. Alt blok durum bilgisi lojik 0 ise; ilgili bloktaki öntanımlı piksellerden EAB ile BDV' çıkarılır.

Adım 4.3. Alt bloktan üretilen BDV ile çıkarılan BDV' verileri karşılaştırıldığında eşitlik olmaması ($BDV \neq BDV'$) durumunda, alt blok değiştirilmiş olarak işaretlenir.

Adım 5. Çıkarılan logo bilgileri birleştirilerek görüntünün hangi hastaya ait olduğu belirlenebilir.

Önerilen yöntemde kullanılan EAB, TDD ve HWHD teknikleri sayesinde damga olarak kullanılan logo ve BDV verileri tıbbi görüntünün İAB'sine hem dayanıklı hemde kırılğan bir biçimde eklenebilmiştir. Aynı zamanda JPEG sıkıştırmaya olan dayanıklılığı AKD'ye yakın ve işlem süresi AKD'ye oranla daha az olan HWHD sayesinde önerilen tıbbi görüntü damgalama tekniğinin hesaplama zamanı düşürülmüştür.



Şekil 2.26.Önerilen damga çıkarma algoritması akış şeması

3. BULGULAR VE İRDELEME

Bu kısımda tez konusu sınırları içerisinde detayları bir önceki bölümde verilen önerilen çalışmalara ait bulguların literatürde var olan yöntemlerle karşılaştırılması gerçekleştirilmiştir. Bu kıyaslama sonucunda önerilen tekniklerin avantaj ve dezavantajlarla birlikte literatüre katkısı gösterilmiştir. Yapılan çalışmalar kısmında bahsedildiği üzere bu tezin amacı tıbbi görüntü damgalama alanında var olan problemlere ve eksikliklere çözüm bulmaktır. Literatürdeki çeşitli problemlere çözüm getirmek için önerilen tekniklerden elde edilen bulgular ve kendi alanlarındaki diğer çalışmalarla kıyaslanması sırasıyla ilerleyen bölümlerde verilmektedir.

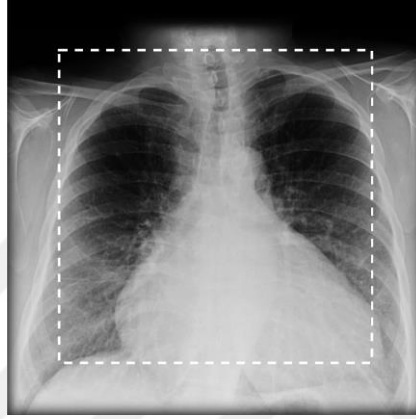
3.1. TDD ve EAB'ye Dayalı Doğrulama ve Bütünlük Kontrolü Sağlayan TGD Şemasının Değerlendirilmesi ve Elde Edilen Sonuçlar

Çalışma literatürdeki tıbbi görüntülerin bütünlük kontrolünü ve doğrulanması sağlayan çalışmaların [66,112,115] zayıf yönlerini iyileştirmeye yöneliktir. Bunun için önerilen yöntem İAB boyutunu yüksek, değişiklik tespit blok boyutunu ise düşük olarak belirlemektedir. Bunun yanında damgalama işlemi sonrasında İAB'nin görsel kalitesini çok düşürmemek için TDD ve EAB'ye dayalı tersi alınabilir, blok tabanlı, kör bir damgalama sistemi önerilmiştir. Önerilen yöntemde tıbbi görüntü birbiriyle örtüşmeyen alt bloklara ayrıştırılmaktadır. Her bir alt-bloğun piksel değerlerinden faydalanılarak ilgili alt-bloğa ait 8 bitlik blok tanılama bilgisi üretilmektedir. Üretilen bu verinin büyük boyutlarda seçilmesinin nedeni damgalama sonrasında yapılabilecek değişikliklerin daha hassas bir şekilde algılanabilmesini sağlamaktır. Blok tanılama bilgisi İAB'ye tersi alınabilir ve kırılğan bir biçimde eklenirken diğer taraftan İAB'ye damga ekleme esnasında oluşan ek bilgiler ve hastaya ait doğrulama için kullanılacak bilgiler İADB'ye dayanıklı bir biçimde eklemektedir.

Önerilen tıbbi görüntü damgalama yönteminin etkinliğini ve dayanıklılığını gösterebilmek için tıbbi görüntüler üzerinde damga ekleme ve çıkarma süreçleri gerçekleştirilmiştir. Yöntemin hasta bilgilerini koruma açısından dayanıklılığını ve İAB bölgesi üzerinde yapılan değişiklikleri tespit edebilmesi için tıbbi görüntüler üzerinde

değişiklik yapılmıştır. Dayanıklılık ölçümleri normalleştirilmiş korelasyon (NK), fark edilmezlik ölçümleri ise TSGO ile analiz edilmiştir.

Yapılan deneylerde, ana görüntü olarak 40 adet 2048x2048 boyutunda farklı türde (MRI, X-Ray, US) tıbbi görüntüler, hasta bilgisi olarak 600x400 boyutunda sabit bir ikili görüntü kullanılmıştır. Şekil 3.1’de gösterildiği üzere, İAB tüm görüntünün yaklaşık %65’i olarak belirlenmiştir. Beyaz çizgilerle belirtilen alanın içi İAB, dışı ise İADB olarak belirlenmiştir.



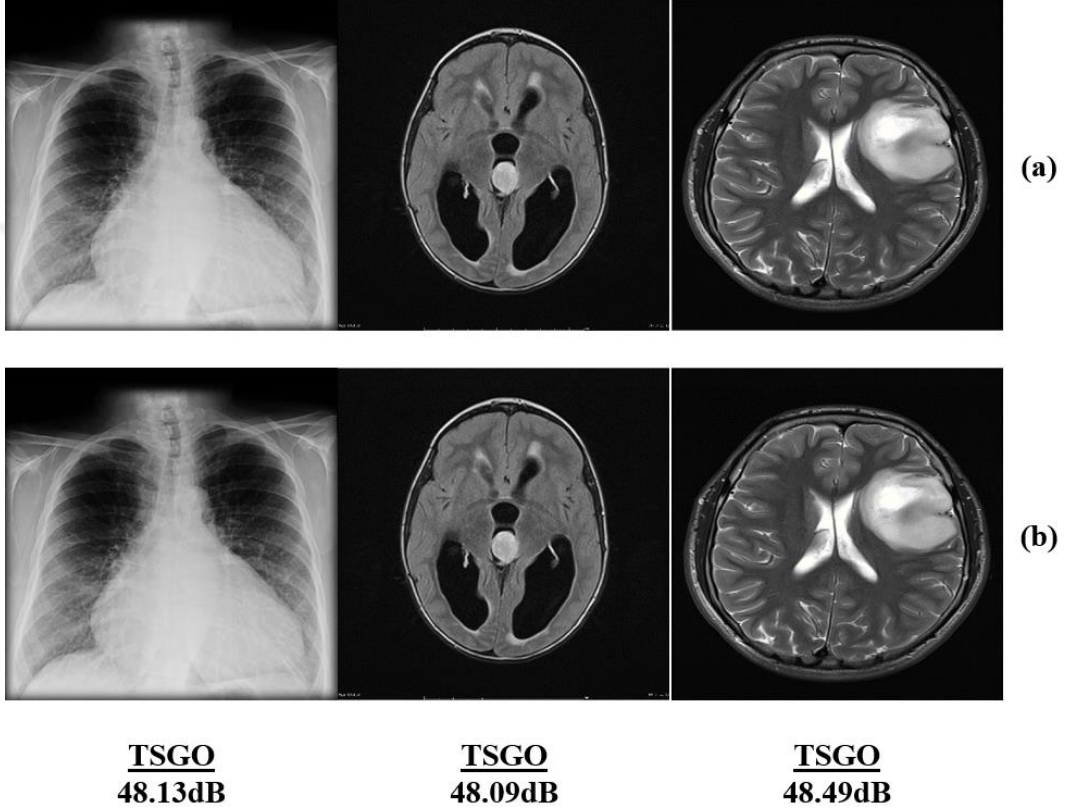
Şekil 3.1. Ayırıştırılan İAB ve İADB

Gerçekleştirilen ilk deneyde önerilen tıbbi görüntü damgalama sisteminin fark edilmezlik özelliği test edilmiştir. Bunu gerçekleştirmek için önerilen damga ekleme algoritması farklı türdeki (MRI ve X-Ray) tıbbi görüntüler üzerinde uygulanmıştır.

Şekil 3.2.(a)’da verilmiş olan gri seviye tıbbi görüntüler damga bilgisi eklenecek olan orijinal görüntü olarak kullanılmıştır. Şekil 3.2.(b) ise orijinal tıbbi görüntüye damga bilgileri eklendikten sonra elde edilen damgalanmış görüntüleri göstermektedir. Son olarak ise orijinal tıbbi görüntü ile damgalanmış tıbbi görüntü arasındaki benzerliği ifade eden TSGO değerleri dB cinsinden verilmiştir.

Ortalama bir insan gözü yaklaşık olarak 32dB ve üstü TSGO benzerlik değerine sahip iki görüntüyü birbirinden ayırt edememektedir. Bu değer altı ise sayısal görüntü damgalama teknikleri açısından pek kabul görmemektedir. Çünkü görüntü içine eklenen damganın kötü niyetli kullanıcı tarafından biliniyor olması sadece görüntüye değil aynı zamanda damgaya karşı da atak uygulamasına yol açmaktadır.

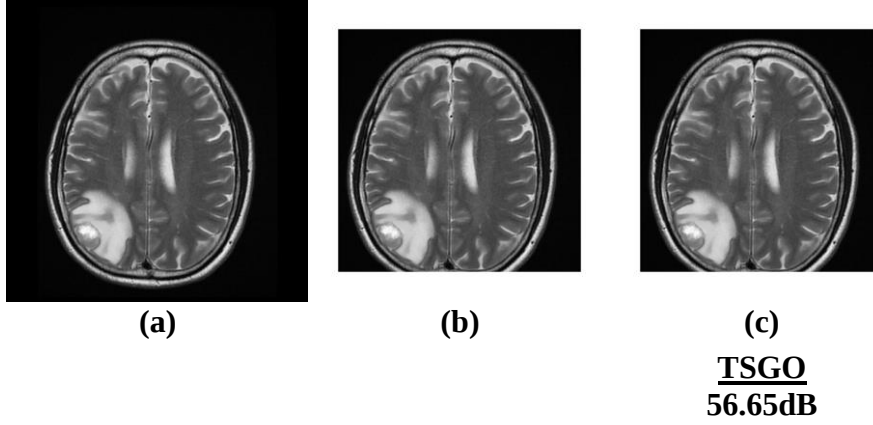
Önerilen yöntemeye yönelik gerçekleştirilen fark edilmezlik deneyleri sonucunda elde edilen TSGO değerleri sırasıyla 48.13dB, 48.09dB ve 48.49dB'dir. Elde edilen bu değerler fark edilmezlik özelliğinin çok yüksek seviyede olduğunu ve damgalama işlemi sonrası elde edilen görüntünün orijinal görüntüden farkını çıplak göz ile anlaşılamayacağını göstermektedir.



Şekil 3.2. (a) Orijinal tıbbi görüntüler (b) Damga eklenmiş tıbbi görüntüler

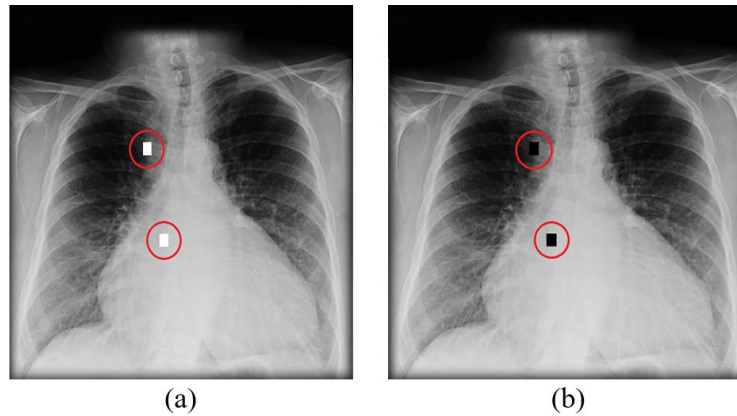
Ayrıca hastalık tanı ve tedavisi için çok önemli bir yere sahip olan İAB'deki görsel bozulmanın ölçülmesi içinde deneyler yapıp sonuçlar elde edilmiştir. Bunun için tıbbi test görüntülerinin İAB kısımları incelenmiştir. Şekil 3.3.(a)'da orijinal bir tıbbi görüntü, (b)'de orijinal tıbbi görüntünün İAB'si, (c)'de damga eklenmiş İAB ve orijinal ile damgalanmış İAB arasındaki benzerliği gösteren TSGO değeri verilmiştir.

Elde edilen sonuçlar İAB'nin bozulma oranının genel görüntüye oranla daha düşük olduğunu göstermektedir. Bu durum uzmanların İAB üzerinden hastalar için verdikleri kararların daha doğru olmasını sağlamaktadır.



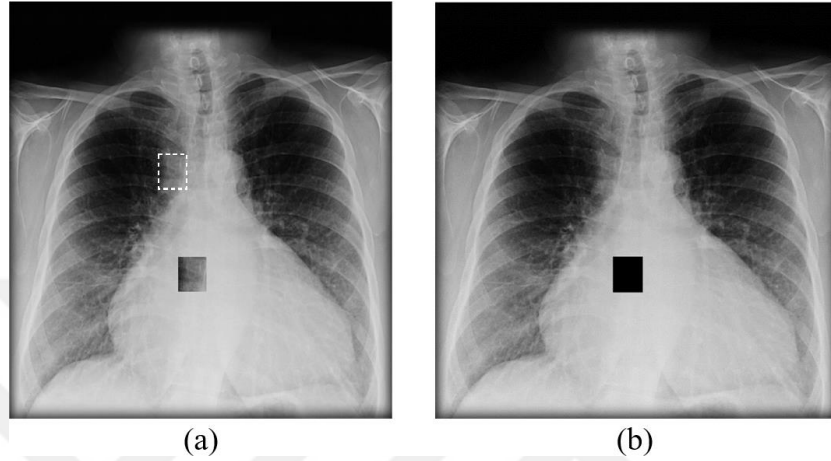
Şekil 3.3. (a) Orijinal tıbbi görüntü (b) Orijinal Tıbbi Görüntü İAB (c) Damgalanmış Tıbbi Görüntü İAB ve TSGO değeri

Damga eklendikten sonra tıbbi görüntüye atak uygulanması sonucunda İAB’de meydana gelen değişikliklerin algılanıp yer tespiti için deneyler gerçekleştirilmiştir. Bunun için ilk olarak damgalanmış görüntünün belirli bölgelerindeki piksel değerleri Şekil 3.4.(a)’daki gibi değiştirilmiştir. Uygulanan değişiklik yer tespiti yöntemi ile elde edilen sonuçlar ise Şekil 3.4.(b)’de verilmiştir. Önerilen yöntem gereği bir piksellik bir alanda dahi meydana gelen değişiklik 4x4 boyutunda bloğu etkilediğinden Şekil 3.4.(a)’da yer alan değiştirilen bölgeler, Şekil 3.4.(b)’deki değişiklik tespit edilen bölgelere göre biraz daha küçüktür.



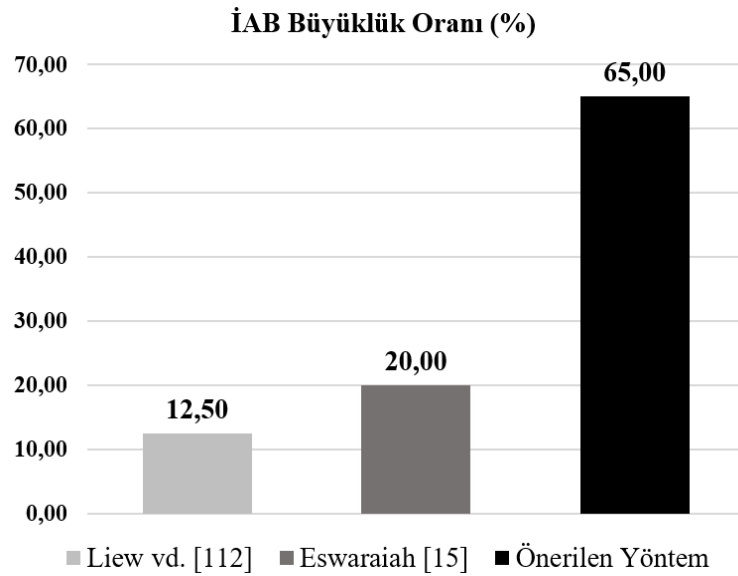
Şekil 3.4. (a) Damgalanmış görüntüye değişiklik uygulanması (b) Damgalanmış görüntüde değişiklik yer tespiti

Damgalanmış tıbbi görüntüye uygulanabilecek bir diğer atak türü ise görüntüdeki belli bir bölgenin kopyalanıp başka bir bölgeye yapıştırılmasıdır. Şekil 3.5.(a)'da gösterildiği üzere gerçekleştirilen bu atak sonucunda yöntemin elde etmiş olduğu değiştirilmiş bölgeler Şekil 3.5.(b)'de verilmiştir.



Şekil 3.5. (a) Damgalanmış görüntüye kopyala-yapıştır uygulanması, (b) Damgalanmış görüntüde değişiklik yer tespiti

Önerilen yöntemin [112] ve [15] çalışmalarıyla olan İAB büyüklük oranı karşılaştırılması Şekil 3.6.'daki grafikte gösterilmiştir.



Şekil 3.6. Önerilen yöntemin İAB büyüklük oranı bakımından karşılaştırılması

Grafikte belirtildiği üzere benzer çalışmalarda İAB'büyükülüğü %20'nin üzerine çıkamazken önerilen yöntemle birlikte %65'e kadar çıkmaktadır.

Hasta bilgilerinin gürültü ve sıkıştırmaya karşı dayanıklılığını test etmek amacıyla 20 adet tıbbi test görüntüsüne farklı görüntü işleme saldırıları uygulanmıştır. Elde edilen ortalama NK değerlerinin [66]'de elde edilen değerlerle karşılaştırılması Tablo 3.1.'de verilmektedir. [66] çalışmasında hasta bilgisi ve hastane logosu olarak sırasıyla 204x96, 81x50 boyutlarında ikili görüntüler kullanırken, önerdiğimiz yöntemde 600x400 boyutunda ikili bir görüntü kullanılmıştır.

Tablo 3.1.'de gösterildiği üzere, [66] ile yapılan dayanıklılık karşılaştırmasında Gauss gürültüsünün bütün farklı σ değerleri için daha yüksek NK değerleri elde edilmiştir. Tuz ve biber gürültüsünde '0' yoğunluk değeri ve JPEG sıkıştırmasında '96' Kalite Faktörü (KF) değeri haricinde daha yüksek NK değerleri elde edilerek yöntemin başarılı sonuçlar ortaya çıkardığı gözlenmiştir.

Tablo 3.1. Saldırı uygulanan tıbbi görüntülerden elde edilen NK değerleri ve karşılaştırılması

Atak Türü		NK Değeri [66]	NK Değeri (Önerilen Yöntem)
Gauss Gürültüsü	Ort.(σ) = 0	0.970	0.997
	Ort.(σ) = 0.02	0.970	0.973
	Ort.(σ) = 0.06	0.970	0.973
	Ort.(σ) = 0.1	0.970	0.997
Tuz ve Biber Gürültüsü	Yoğunluk = 0	0.997	0.997
	Yoğunluk = 0.0002	0.990	0.997
	Yoğunluk = 0.0006	0.979	0.996
	Yoğunluk = 0.001	0.966	0.996
JPEG Sıkıştırması	KF= 100	0.973	0.987
	KF = 96	0.870	0.858
	KF = 88	0.760	0.775
	KF = 80	0.686	0.690

Bu çalışmada TDD tekniği kullanılarak hasta bilgilerinin dayanıklılığı, 4x4 boyutundaki alt bloklardan elde edilen özüt bilgisi yardımıyla damgalama sonrasında

İAB’de yapılmış değişikliklerin yer tespiti sağlanmıştır. Damga çıkarma aşamasında tıbbi görüntü doğrulandıktan sonra İAB orijinal haline geri döndürülmüştür. Deneysel sonuçlar önerilen yöntemde damga ekleme sonrasında tıbbi görüntüdeki görsel bozulmanın çok az olduğunu göstermektedir. Böylece eklenen damganın hastalık tanı ve tedavisine olumsuz herhangi bir etkisi olmamaktadır. Bunun yanında tıbbi görüntü üzerinde yapılan değişikliklerin yer tespiti doğru bir biçimde yapılmakta, değişiklik tespitinde kullanılan blok boyutu yeterince küçük ve belirlenen İAB yeterince büyük seçilebilmektedir. Hasta verileri ile ek bilgilerin ataklar karşısında yeterince dayanıklılık göstermektedir.

3.2. İyileştirilmiş Değişiklik Yer Tespiti Sağlayan Blok Tabanlı TGD Şemasının Değerlendirilmesi ve Elde Edilen Sonuçlar

Literatürde yer alan tersi alınabilir tekniklerin genelinde Fark Genişlemesi yöntemi kullanılmaktadır. Yüksek veri gömme kapasitesine ve orijinal görüntüyü yeniden geri getirebilme özelliğine sahip olmasına rağmen oluşan yer haritası ek bir veri yükü getirmekte ve genişletilebilir olmayan bloklara veri eklenememektedir. Bu çalışmada genişletilebilir olmayan bloklara da damga eklenebilmesi için FG tekniği ile EAB ile birlikte kullanılmıştır. Önerilen bu teknik sayesinde veri gömme kapasitesi artırılmıştır.

Tersi alınabilir bir yöntem kullanılarak damga çıkarımı sonrasında orijinal görüntü yeniden elde edilmiştir. Bu sayede tıbbi görüntünün görsel kalitesinde hiçbir bozulmaya izin verilmemiştir.

Yapılan çalışmada çözüm getirilen bir başka problem ise değişiklik tespit blok boyutunun büyüklüğüdür. Genellikle literatürde yapılan çalışmalarda 80x60, 40x40, 32x40, 16x16, 8x8 boyutlarda bloklar kullanılmıştır [37, 41, 42, 56, 81, 112]. Bu durum tıbbi görüntü üzerinde damgalama işleminden sonra bir piksellik bir değişimin meydana gelmesinde bile yukarıda belirtilen blok boyutları kadar bölgenin değiştirilmiş olarak etiketlenmesine yol açmaktadır. Dolayısıyla belirlenen blok boyutunun küçük olması aynı zamanda değişiklik tespitinin hassasiyetini iyileştirmektedir. Önerilen yöntem değişiklik tespit blok boyutunu 4x4 gibi küçük bir değerde tutmayı başarmıştır.

Önerilen yöntemle birlikte Görüntü Merkez Bölgesi kavramı tanımlanmış ve bu bölge ile uzman doktorun hastalık tanı ve tedavisine daha rahat karar vermesi sağlanmıştır. Tıbbi görüntüler açısından büyük önem taşıyan GMB’nin uzmanlar tarafından seçimine gerek kalmadan seçimi otomatik hale getirilmiştir.

Önerilen tıbbi görüntü damgalama tekniğinin yukarıda verilen iyileştirmeleri ne oranda gerçekleştirdiğini gösterebilmek amacıyla farklı türdeki tıbbi görüntüler üzerinde damga ekleme ve çıkarma işlemleri gerçekleştirilmiştir.

Bu bölümde önerilen yöntemin fark edilmezlik, değişiklik yer tespiti ve veri gömme kapasitesi açısından deneysel sonuçları verilmiştir. Deneyler sırasında 3 farklı türdeki (MRI, Ultrason ve X-Ray) tıbbi görüntülerden farklı boyutlarda (268x268, 512x512, 1024x1024, 4096x4096) 210 adet gri seviye görüntü kullanılmıştır. Temel işlemlerde hasta bilgisi olarak 1KB'lık veri kullanılmıştır. Yöntem Intel Core i7 2.5Ghz işlemciye, 8 GB RAM'e sahip bir dizüstü bilgisayarda MATLAB 2014b yazılımı kullanılarak kodlanmıştır.

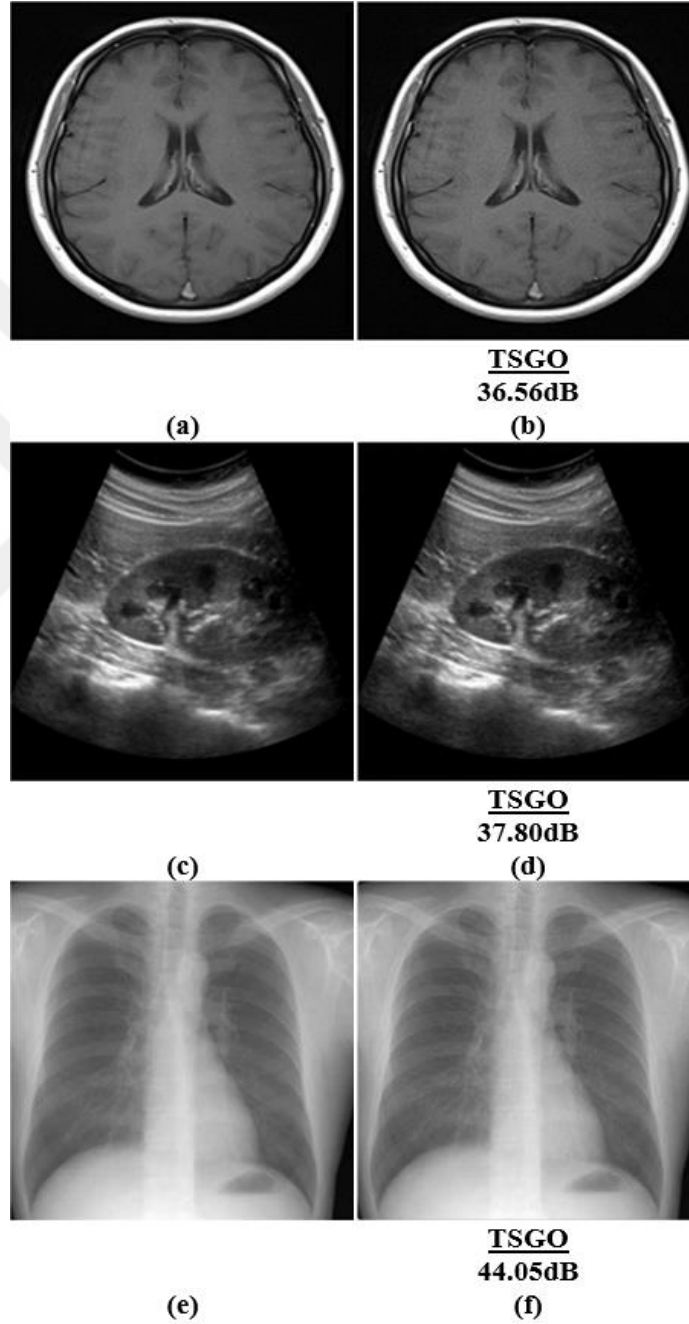
Tablo 3.2.'de kullanılan test görüntülerinin, Görüntü Merkez Bölgesinin, Sınır Bölgesinin ve yer haritasının boyutları verilmiştir.

Tablo 3.2. Test görüntüleri, GMB, SB ve yer haritası boyutları

Tıbbi Görüntü Türü	Görüntü Boyutu (piksel)	GMB Boyutu (piksel)	SB Boyutu (piksel)	Yer Haritası Boyutu (bit)
X-Ray	268x268	65536	6288	16384
	512x512	238144	24000	59536
	1024x1024	976144	72432	244036
	4096x4096	16289296	487920	4072324
MRI	268x268	65536	6288	16384
	512x512	238144	24000	59536
	1024x1024	976144	72432	244036
	4096x4096	16289296	487920	4072324
Ultrason (US)	268x268	65536	6288	16384
	512x512	238144	24000	59536
	1024x1024	976144	72432	244036
	4096x4096	16289296	487920	4072324

Tablo 3.2.'de yer alan değerlere göre 268x268 boyutundaki görüntülerin yalnızca %8.75'i, 512x512 boyutundaki görüntülerin %9.15'i, 1024x1024 boyutundaki görüntülerin %6,90'ı ve 2048x2048 boyutundaki görüntülerin %11.63'ü sınır bölgesidir. Geriye kalan görüntünün çok büyük bölümü GMB olarak belirlenmektedir.

İlk deneyde önerilen yöntemin görünmezliğine dayalı deneyler gerçekleştirilmiştir. Bunun için orijinal tıbbi görüntülere damga ekleme süreci gerçekleştirilmiştir. Üretilen damgalanmış görüntü ile orijinal görüntü arasındaki benzerlik oranı TSGO metriği ile analiz edilmiştir.



Şekil 3.7. 268x268 boyutlarında orijinal (a) MRI (c) Ultrason (e) X-Ray tıbbi görüntüleri, 268x268 boyutlarında damga eklenmiş (b) MRI (d) Ultrason (f) X-Ray tıbbi görüntüleri

Şekil 3.7.(a), (c), (e)'de kullanılan orijinal tıbbi görüntüleri, Şekil 3.7.(b), (d), (f) ise orijinal görüntülere karşılık gelen damga eklenmiş tıbbi görüntüleri göstermektedir. MRI, US ve X-Ray tıbbi görüntüleri için sırasıyla elde edilen TSGO değerleri sırasıyla 36, 37 ve 44dB'dir. X-Ray tıbbi görüntülerinin yüksek TSGO'ya sahip olmasının nedeni bu görüntü türünün diğer türlere oranla daha çok genişletilebilir bloğa sahip olmasıdır. Diğer tıbbi görüntü türlerinin TSGO değeri daha düşük olmasına rağmen yine de insan gözü tarafından algılanamayacak bir düzeyde değişim söz konusudur.

Önerilen yöntem 210 adet tıbbi görüntü ile test edilmiş ve bunlar sonucunda elde edilen TSGO değerlerinin ortalaması hesaplanmıştır. Tablo 3.3. önerilen yöntemin farklı görüntü türleri için elde ettiği ortalama TSGO değerlerini göstermektedir. Elde edilen sonuçlar, MRI ve US görüntüleri için TSGO değerlerinin birbirine yakın olduğunu, X-Ray görüntülerinde ise diğer görüntülere göre daha yüksek TSGO değerlerinin olduğunu göstermektedir.

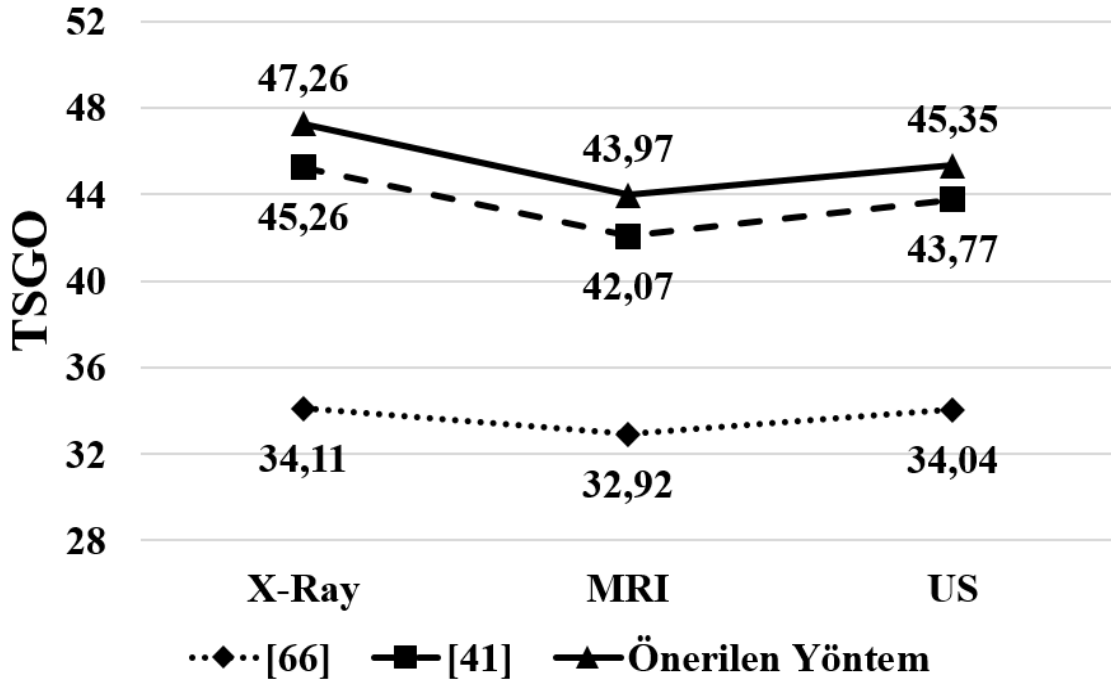
Tablo 3.3. Üç tıbbi görüntü türü için ortalama TSGO değerleri

TIBBİ GÖRÜNTÜ BOYUTU	TIBBİ GÖRÜNTÜ TÜRLERİ		
	X-RAY	MRI	US
268x268	41.48 dB	36.29 dB	36.80 dB
512x512	43.81 dB	38.21 dB	38.51 dB
1024x1024	45.83 dB	42.17 dB	42.13 dB
4096x4096	49.54 dB	46.83 dB	47.13 dB

Aynı zamanda önerilen yöntemin fark edilmezlik kriterine göre etkinliğini test etmek için literatürdeki benzer çalışmalarla karşılaştırma yapılmıştır. Şekil 3.8.'de 2048x2048 boyutlarında farklı tıbbi görüntü türleri kullanılarak önerilen yöntemin, benzer çalışmalarla [41, 66] ortalama TSGO değerleri açısından karşılaştırılması verilmiştir.

Önerilen yöntem X-Ray türünden tıbbi görüntüler için damga ekleme sonrasında yaklaşık 47 dB TSGO değerine sahip iken diğer çalışmalar sırasıyla 34dB ve 45dB TSGO değerine sahiptirler. Aynı şekilde MRI ve US görüntüleri içinde önerilen yöntem sırasıyla

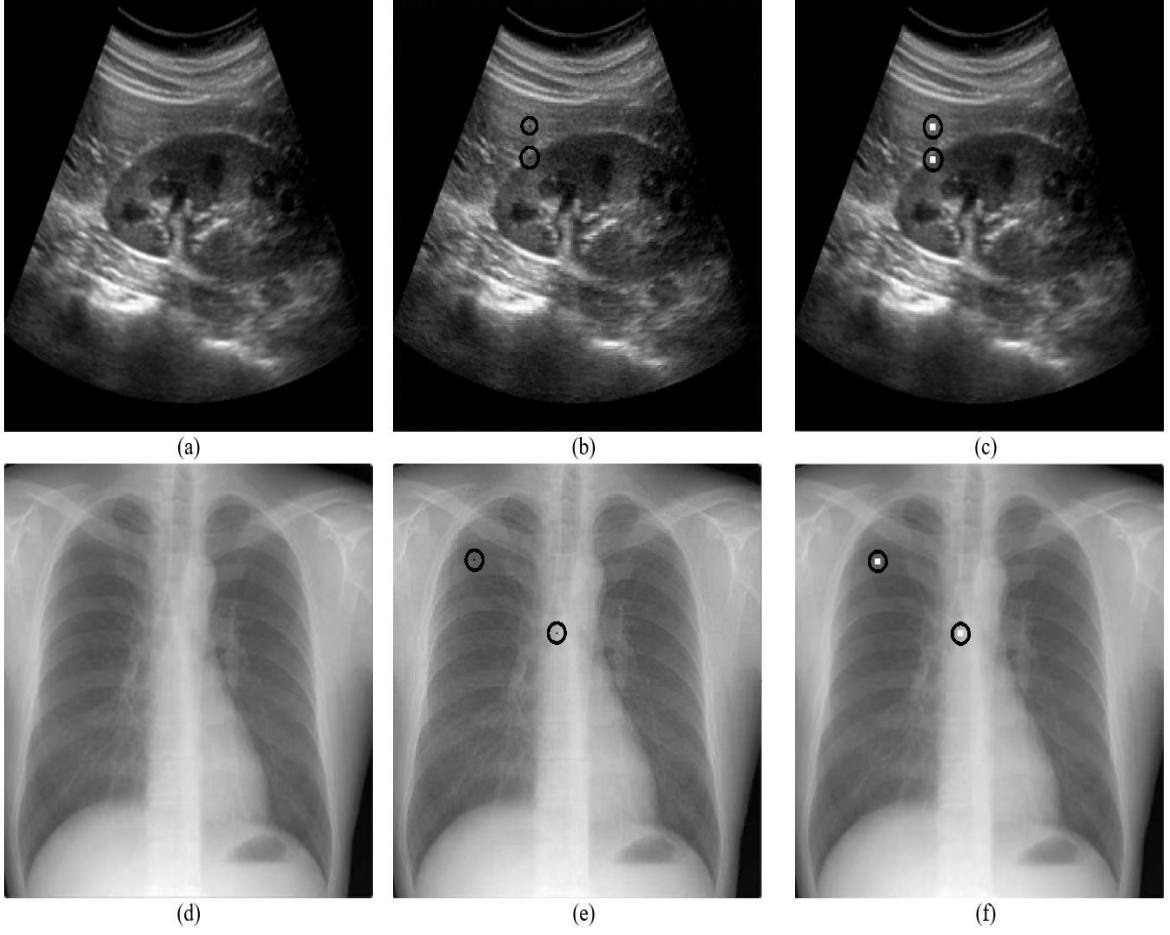
43.97dB ve 45.35dB değerlerini elde ederek benzer çalışmalardan TSGO açısından daha başarılı olduğunu kanıtlamıştır.



Şekil 3.8. Önerilen yöntemin benzer çalışmalarla TSGO açısından karşılaştırılması

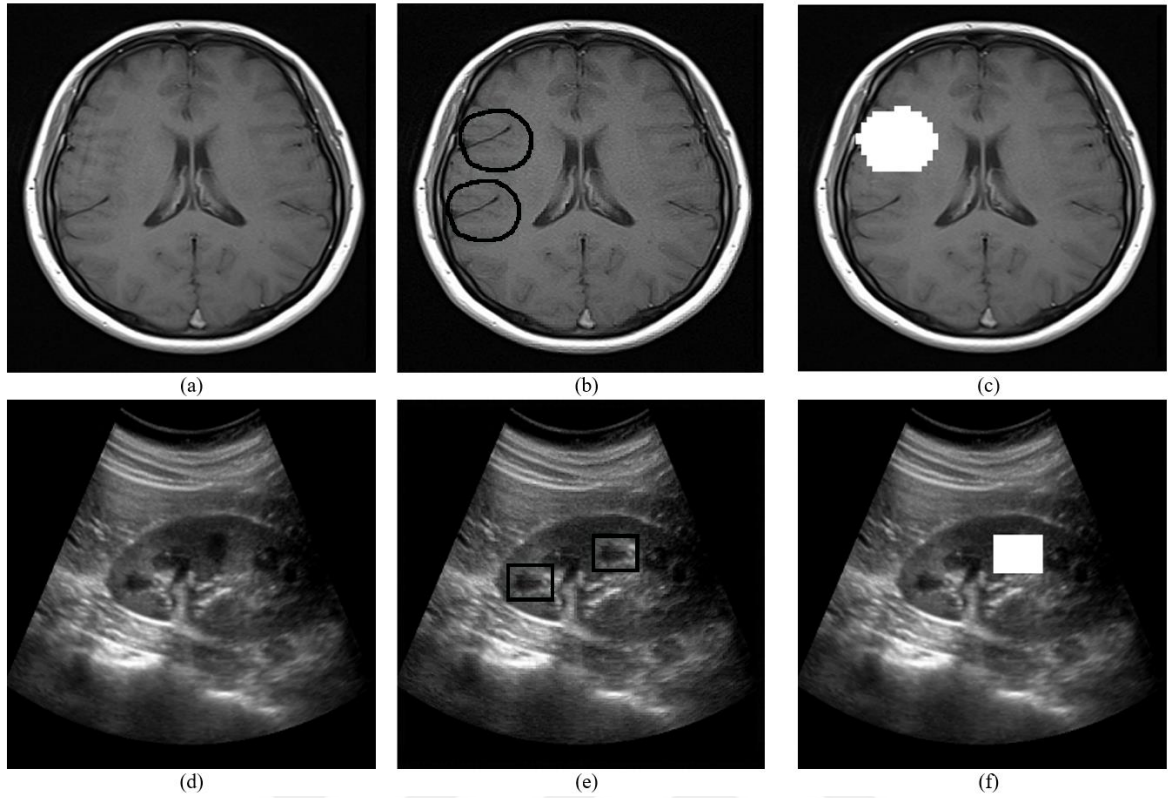
Bir diğer deney önerilen yöntemin değişiklik yer tespiti alanındaki etkinliği göstermek üzere gerçekleştirilmiştir. Bu deney üç farklı senaryo için yöntemi test etmektedir. İlk senaryoda damgalanmış tıbbi test görüntüsü üzerinde yalnızca 1 bitlik değişiklik gerçekleştirilip yöntem test edilmiştir. İkinci senaryoda damgalanmış tıbbi görüntü üzerinde bir bölge kopyalanıp başka bir bölgeye yapıştırılmıştır. Kopyalama sırasında düzgün şekiller seçilmiştir. Son senaryoda ise yine görüntü içinde kopyala-yapıştır yapılmıştır. Ancak bu sefer kopyalanan bölge düzgün olmayacak biçimde seçilmiştir.

Şekil 3.9. ve Şekil 3.10., ilk senaryo için elde edilen deneysel sonuçları göstermektedir. Şekil 3.9.(a) ve (d)'de verilen damgalanmış tıbbi görüntü üzerinde rastgele seçilen ikişer piksel değeri değiştirilmiştir. Bu görüntülerin değiştirilmiş halleri Şekil 3.9.(b) ve (e)'de gösterilmiştir. Değiştirilen piksel değerleri daha iyi görünebilmesi için siyah çember içine alınmıştır. Şekil 3.9.(c) ve (f)'de, önerilen yöntemin değişiklik yapılmış olan bölgeleri 4x4 boyutunda bloklar şeklinde tespit ettiği gözlemlenmektedir. Tespit edilen bölgeler yine çember içine alınmıştır.



Şekil 3.9. (a) Ultrason (d) X-ray damga eklenmiş tıbbi görüntüler, (b) Ultrason (e) X-Ray iki piksel değiştirilmiş tıbbi görüntüler, (c) Ultrason (f) X-Ray değişiklik tespiti gerçekleştirilmiş tıbbi görüntüler

Şekil 3.10.(b) ve (e) ikinci ve üçüncü senaryolar için oluşturulmuş tıbbi görüntülerdir. Yöntemin etkinliği göstermek amacıyla düzgün ve düzgün olmayan şekillerde kopyala-yapıştır yapılmak koşuluyla tıbbi görüntü değiştirilmiştir. Şekil 3.10.(a) ve (d) tıbbi görüntülerin damga eklenmiş hallerini ifade ederken, Şekil 3.10.(c) ve (f) görüntüleri ise yapıştırma yolu ile değiştirilen bölgelerin önerilen yöntemle tespit edildiğini göstermektedir.



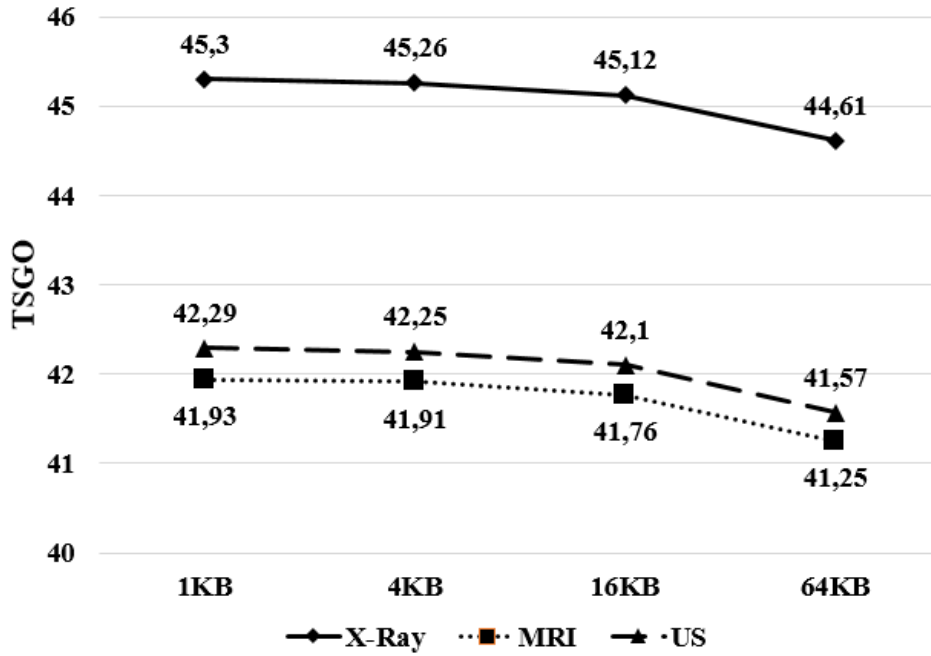
Şekil 3.10. (a) MRI (d) Ultrason damga eklenmiş tıbbi görüntüler, (b) MRI (e) Ultrason değiştirilmiş tıbbi görüntüler, (c)MRI (f) Ultrason değişiklik yer tespiti yapılan tıbbi görüntüler

Önerilen yöntem veri gömme kapasitesi açısından da değerlendirilmiştir. Tablo 3.4., tıbbi görüntülerin SB ve GMB bölgelerine önerilen yöntemle eklenebilen ortalama veri miktarını ve toplam gömme kapasitesini göstermektedir. Örneğin; 268x268 boyutlarındaki MRI test görüntülerine toplam veri gömme kapasitesi ortalama olarak 54274 bittir. Bu bitlerin yalnızca 54148 tanesi gömülen damga ve EHK bilgisi olarak kullanılmaktadır. Bu durumda geri kalan bölgelere veri saklanmamıştır. Tablodaki son sütun çeşitli tıbbi görüntü türleri için ortalama olarak toplamda eklenen BÖV miktarını göstermektedir.

Tablo 3.4. Önerilen yöntemin veri gömme kapasitesi

Görüntü Türü	Görüntü Boyutu	Ortalama SB Gömme Kapasitesi (Bit)	Ortalama GMB Gömme Kapasitesi (Bit)	Ortalama Toplam Gömme Kapasitesi (Bit)	Ortalama Toplam Eklenen Veri Miktarı (Bit)	Ortalama Toplam Eklenen BÖV Miktarı (Bit)
X-RAY	268×268	12576	41458	54034	51175	24576
	512×512	48000	151360	199360	189550	89304
	1024×1024	144864	644679	789543	662567	366054
	4096x4096	975840	12153361	13129201	12302439	6108486
MRI	268×268	12576	41698	54274	54148	24576
	512×512	48000	150365	198365	198312	89304
	1024×1024	144864	664073	808937	685907	366054
	4096x4096	975840	12958457	13934297	13165833	6108486
US	268×268	12576	40783	53359	53323	24576
	512×512	48000	149198	197198	196660	89304
	1024×1024	144864	653581	780445	672308	366054
	4096x4096	975840	12458873	13434713	12655765	6108486

Önerilen yöntemin fark edilmezlik ve kapasite metriklerine göre de deneyleri yapılmıştır. Deneyde 1K, 16K ve 64K boyutlarındaki EHK bilgileri kullanılarak üç farklı görüntü türündeki TSGO değerindeki değişimler incelenmiştir. Şekil 3.11. artan EHK verileriyle TSGO'nun düşüşünü göstermektedir. 64K boyutundaki EHK verisi farklı türdeki tıbbi test görüntülerine eklendiğinde X-Ray, MRI ve US için sırasıyla 44.61dB, 41.25dB ve 41.57dB ortalama TSGO değerleri elde edilir. Önerilen yöntemde hem yeteri kadar bilgi barındırması hem de tıbbi görüntünün kalitesinde çok kayıp yaşanmaması için 1K'lık EHK verisi tercih edilmiştir.



Şekil 3.11. Farklı EHK veri boyutlarında elde edilen ortalama TSGO değerleri

Önerilen yöntemin damgalanmış tıbbi görüntü üzerinde değişiklik yer tespit performansını test edebilmek için bir başka deney gerçekleştirilmiştir. Değişiklik algılama performansı Doğru Pozitif Oran (DPO) yardımıyla ölçülebilir. DPO pozitif sonuçları tanımlayabilmek için geliştirilen bir metriktir. Bu metrik görüntü üzerinde değişiklik yapılan bölgelerin doğru tespit edilebilme olasılığını belirler. (3.1)'de verilen denklem yardımıyla DPO hesaplanabilir. Burada Doğru Pozitif (DP); değiştirilmiş olan bloklardan kaç tanesinin değiştirilmiş olarak algılandığının sayısını, Yanlış Negatif (YN) ise değiştirilmiş olmasına rağmen değiştirilmiş olarak algılanmayan blokların sayısını ifade etmektedir.

$$DPO = \frac{DP}{DP + YN} \times 100 \quad (3.1)$$

Tablo 3.5. üç farklı türdeki tıbbi görüntüler için ortalama DPO değerlerini listelemektedir. Yapılan deneylerden elde edilecek sonuçların sağlıklı olabilmesi için damgalanmış görüntüler üzerinde farklı boyutlarda alanlar değiştirilmiştir. Değiştirilen bölge boyutunun tüm görüntüye olan oranı p olarak gösterilir. Örneğin 268x268 boyutunda bir görüntüde 32x32 boyutlarında bir değişiklik yapıldığında değiştirilen bölge boyutu (p) %1.43 olur.

Tablo 3.5.Önerilen yöntemin ortalama DPO değerleri

Görüntü Türü	$p=\%1.43$	$p=\%2.85$	$p=\%4.28$	$p=\%5.70$
X-RAY (268×268)	98.98	98.78	98.72	99.04
MRI (268×268)	99.06	98.71	98.67	98.82
US (268×268)	99.29	98.79	98.82	98.77

Elde edilen DPO değerleri önerilen algoritmanın damgalanmış görüntülerde meydana gelen değişikliklerin %99'unu tespit edebildiğini ortaya koymuştur. Değişiklik algılama performansında kullanılan bir diğer metrik ise Yanlış Pozitif Oranı (YPO)'dır. Bu oran değeri, blok üzerinde değişiklik yapılmadığı halde değişiklik varmış gibi algılanan blokların oranını gösterir. Ancak önerilen yöntem sayesinde bu değer sıfır olmaktadır. Çünkü üzerinde değişiklik yapılmayan bir bloktan çıkarılacak ve hesaplanacak BÖV değeri birbirinden farklı olamayacağı için hiçbir şekilde değiştirilmeyen blok değiştirilmiş olarak algılanmaz. Bu alanda yapılan deneylerde bu sonucu desteklemektedir.

Önerilen yöntemde kullanılan 6 bitlik BÖV verisinin azaltılıp 3 bite düşürülmesi durumunda elde edilen DPO değerleri düşmektedir. Bununla nedeni 6 bitlik bir değer rastgele olarak değiştirilip doğru tahmin edilme oranı $1/2^6=1/64$ 'tür. Oysa 3 bit için bu değer $1/2^3=1/8$ 'dir. Dolayısıyla değişiklik tespiti gerçekleştirilen blokların 2x2 boyutuna indirgenmesi değişiklik algılama performansını ciddi bir şekilde kötü etkileyecektir.

Tablo 3.6. Temel özelliklere göre yapılan çalışmanın benzer çalışmalarla kıyaslanması

Yöntem	Hedef	Ekleme Yöntemi	Damga Bilgisi	Değişiklik Tespiti	Değişiklik Tespit Alanı	Tersi Alınabilirlik	Değiştirilmiş Yerin Doğru Tespiti	İAB Sınırlaması
[39]	Doğrulama, Veri Saklama	EAB + ADD	Doğrulama ve hasta verisi	X	-	X	X	X
[8]	Doğrulama	Frekans Bölgesi AKD	Doğrulama ve kurtarma verisi	✓	-	✓	✓	✓
[20]	Doğrulama, Veri Saklama	FG	Doğrulama ve hasta verisi	X	-	✓	X	X
[81]	Doğrulama, Veri Saklama	FG	Doğrulama ve hasta verisi	✓	80x60, 32x40	✓	✓	X
[42]	Doğrulama, Veri Saklama	FG	Doğrulama, kurtarma ve hasta verisi	✓	16x16	✓	✓	✓
[37]	Doğrulama, Veri Saklama	FG + ADD	Doğrulama, kurtarma ve hasta verisi	✓	16x16	Sadece İAB	X	✓
[56]	Doğrulama, Veri Saklama	Uzay Bölgesi EAB	Doğrulama, kurtarma ve hasta verisi	✓	8x8	Sadece İAB	X	✓
[40]	Doğrulama, Veri Saklama	Uzay Bölgesi EAB	Doğrulama ve hasta verisi	✓	3x3	✓	✓	✓
[112]	Doğrulama, Veri Saklama	Uzay Bölgesi EAB	Doğrulama, kurtarma ve hasta verisi	✓	40x40	Sadece İAB	✓	✓
[66]	Doğrulama, Veri Saklama	EAB + ADD + TDA	Doğrulama ve hasta verisi	✓	2x2	Sadece İAB	✓	✓
[41]	Doğrulama, Veri Saklama	TDD + Slantlet Dönüşümü	Doğrulama, kurtarma ve hasta verisi	✓	16x16	Sadece İAB	✓	✓
[15]	Doğrulama, Veri Saklama	Frekans Bölgesi TDD	Doğrulama, kurtarma ve hasta verisi	✓	3x3	Sadece İAB	✓	✓
Önerilen Yöntem	Doğrulama, Veri Saklama	FG + EAB	Doğrulama ve hasta verisi	✓	4x4	✓	✓	X

Yapılan deneyler sonucunda elde edilen sonuçlar önerilen yöntemi literatürde yer alan diğer benzer yöntemlerle karşılaştırmak için kullanılmıştır. Bunun için Tablo 3.6.'da benzer çalışmalarla olan karşılaştırma listesi verilmiştir. Özellikle önerilen yöntemin değiştirilmiş bölgeleri 4x4 boyutunda tespit edebilmesi [40] ve [15] hariç bütün yöntemlerden üstündür. Ancak [40] yönteminde İAB kısıtlaması yer almakta ve tersi alınabilirlik özelliği yoktur. Bu nedenle büyük boyutlu İAB'ye sahip tıbbi görüntülerde ilgili yöntem çalışmamaktadır. Aynı şekilde [15] çalışmasında da benzer kısıtlama bulunmaktadır. Bu çalışmada tersi alınabilirlik yalnızca küçük boyutlarda belirlenen İAB içindir.

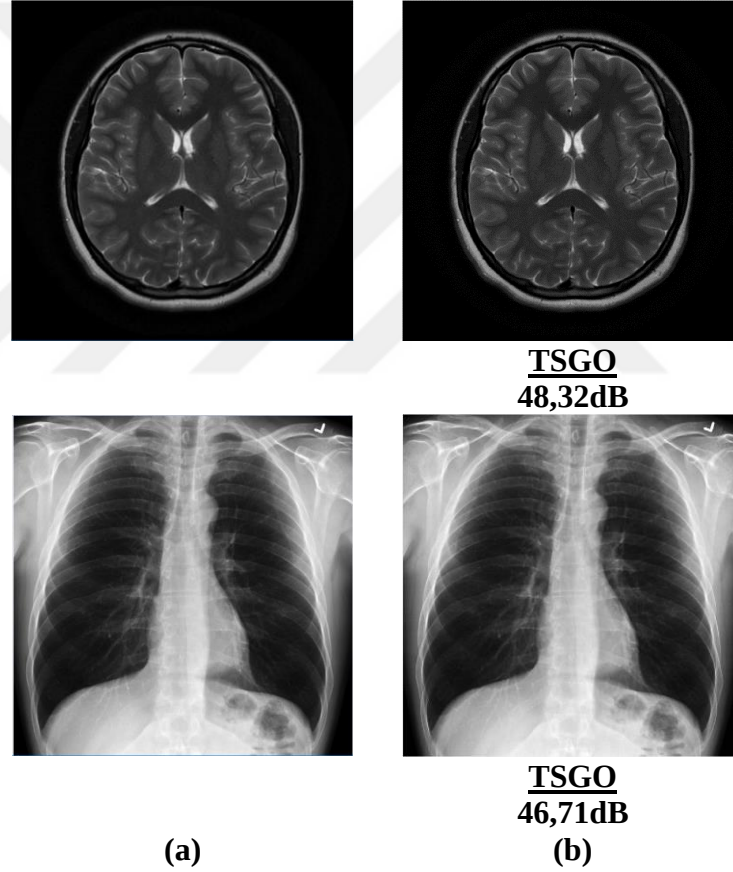
3.3. AKD ve EAB'ye Dayalı Bütünlük Kontrolü Sağlayan Blok Tabanlı TGD Şemasının Değerlendirilmesi ve Elde Edilen Sonuçlar

Çalışma; tıbbi görüntülere eklenen hasta bilgilerinin JPEG sıkıştırmaya olan dayanıklılığını arttırmaya, tıbbi görüntünün görsel kalitesini en az oranda bozmasına, İAB boyutunu arttırmaya ve değişiklik yer tespit performansının daha da iyileştirilmesine yöneliktir. Önerilen yöntem tıbbi görüntüyü İAB ve İADB olmak üzere iki bölgeye ayırmaktadır. Görüntü içinde; en az değiştirilmesi ve üzerinde meydana gelebilecek değişikliklerin algılanabilmesi gereken İAB kırılğan olarak damgalanmıştır. İADB ise AKD tekniği kullanılarak dayanıklı bir biçimde damgalanmıştır. Blok tabanlı olarak önerilen yöntemde bloktaki piksel değerlerinden üretilen BDAV verisi kırılğan damga bilgisi olarak belirlenmiştir. Bu damga bilgisinin 16 bit belirlenmesi sayesinde değişiklik algılama performansı son derece arttırılmıştır. Ayrıca görsel kalitenin çok bozulmaması için blok içindeki daha düz alt bloklar seçilmiş ve bu alanlara damga EAB tekniği ile eklenmiştir. Tıbbi görüntünün İADB bölgesine eklenmek istenen hasta bilgisi ise önce şifrelenmiş ardından bloklara 2-boyutlu AKD uygulanarak orta frekans bandı katsayılarına dayanıklı biçimde eklenmiştir. Klasik yöntemlerde sabit olarak belirlenen kazanç faktörü önerilen yöntemde dinamik hale getirilerek hem görüntünün gereksiz yere bozulmasını engellemiş hem de damga bilgisinin daha dayanıklı bir hale getirilmesi sağlanmıştır.

Orijinal tıbbi test görüntülerine damga ekleme ve çıkarma alt süreçleri uygulanarak; önerilen yöntemin etkinliği ve başarısı ortaya konulmaya çalışılmıştır. Tıbbi görüntüye eklenen hasta bilgilerinin dayanıklılığını göstermek için NK, görsel bozulmanın oranını göstermek için ise TSGO kullanılmıştır.

Yapılan deneylerde, 60 adet 1024*1024 çözünürlüklü farklı türden (X-Ray, US, MR) tıbbi görüntüler orijinal görüntü olarak, 146*100 çözünürlüklü ikili görüntüler ise hasta bilgisi olarak kullanılmıştır. Ayrıca belirlenen İAB bölgesi, yaklaşık olarak tüm görüntünün %80'i kadar belirlenmiştir.

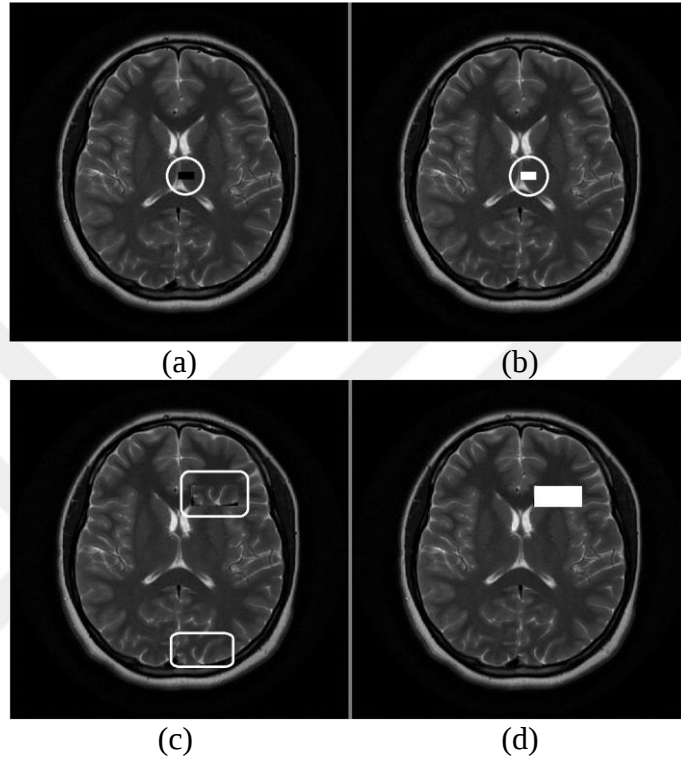
Gerçekleştirilen ilk deneyde tıbbi görüntüye eklenen damganın oluşturduğu etki gözlenmiştir. Şekil 3.12(a)'da orijinal görüntüler, Şekil 3.12(b)'de damgalanmış görüntüler ve Şekil 3.12(c)' de ise bu görüntüler arasındaki değişimi gösteren TSGO değerleri verilmiştir. Elde edilen TSGO değerleri; eklenen damga bilgisinin oluşturduğu görsel bozulmanın insan gözü tarafından algılanamayacak seviyede olduğunu göstermiştir.



Şekil 3.12. (a) Orjinal tıbbi görüntüler (b) Damga eklenmiş tıbbi görüntüler ve TSGO değerleri

Önerilen yöntemin, damgalı görüntüye yapılan saldırıları tespit edebildiğini gösteren deneyler de gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla damgalı görüntüye yapılabilecek ataklar; doğrudan piksel değişimi ya da kopyala-yapıştır olmak üzere iki sınıfta incelendi. Şekil 3.13.(a)' da damgalanmış görüntünün bazı piksel değerleri 0 yapılmış, Şekil 3.13.(c)' de ise

damgalı tıbbi görüntünün alt kısmındaki bölge kopyalanıp üst tarafa yapıştırılmıştır. Şekil 3.13.(b)-(d)' de damga çıkarma sürecinde, görüntüler üzerindeki değişiklik yapılmış bölgeler tespit edilip beyaz ile belirtilmiştir.



Şekil 3.13.(a) (c) Üzerinde değişiklik yapılmış damgalı tıbbi görüntü (c) (d) Önerilen yöntemle tespit edilen saldırılı bölgeleri

Tablo 3.7. Önerilen yöntemin benzer çalışma ile karşılaştırılması

Atak Türü		NK Değeri[122]	NK Değeri [Önerilen Yöntem]
Gauss Gürültüsü Ort(σ) = 0	Var = 0,001	0,8601	0,8394
	Var = 0,01	0,7194	0,7040
Tuz ve Biber Gürültüsü	Yoğunluk = 0,001	0,8147	0,9867
	Yoğunluk = 0,01	-	0,9142
	Yoğunluk = 0,1	0,5965	0,6683
JPEG Sıkıştırması	KF = 100	0,9450	0,9954
	KF = 80	-	0,7669
	KF = 60	0,8034	0,8825
	KF = 20	0,8104	0,8942

Tıbbi görüntüye gerçekleştirilebilecek ataklar karşısında hasta bilgilerinin dayanıklılığını göstermek amacıyla; 30 adet tıbbi test görüntüsüne çeşitli görüntü işleme atakları uygulanmıştır.

Önerilen yöntemden elde edilen ortalama NK değerleri ile [122] çalışmasındaki sonuçların karşılaştırılması Tablo 3.7’de verilmiştir. Değerlerden anlaşılacağı üzere Gauss görüntüsü haricinde önerilen yöntemin daha dayanıklı sonuçlar üretmektedir.

3.4. Sır Paylaşım Mekanizmaları ile Değiştirilmiş Yer Tespiti Sağlayan Termal Tıbbi Görüntülerde Ters Alınabilir Blok Tabanlı Damgalama Şemasının Değerlendirilmesi ve Elde Edilen Sonuçlar

Literatürde yer alan tıbbi görüntü damgalama teknikleri genellikle üç görüntü türü üzerine yoğunlaşmaktadır. Bunlar CT, MRI ve US’dır. Ancak son yıllarda termal tıbbi görüntülemenin vücuda zarar vermediği gerçeği bu alanın önem kazanmasına yol açmıştır. Bu alanda önerilmiş bir damgalama algoritması bulunmamakta ve var olan damgalama teknikleri termal görüntülere karakteristik özellikleri nedeniyle uygulanamamaktadır. Bu amaçla termal tıbbi görüntü damgalamada tersi alınabilir, blok tabanlı ve görüntü üzerinde değişiklik varsa yerini tespit edebilen yeni bir yöntem önerilmiştir.

Önerilen yöntemle birlikte tıbbi görüntü damgalamanın temel sorunlarından olan İAB boyutunda, İAB belirlenmesinde, değişiklik tespit blok boyutunda, İADB’nin dayanıklı hale getirilmesinde, İAB korumada, damgalama sonrasında görüntüdeki kalite kaybında iyileştirmeler yapılmıştır. Özellikle termal tıbbi görüntülerde İAB çok büyük olduğundan önerilen yöntemle görüntünün ortalama %95’ine kadar olan bölge İAB olarak belirlenebilir hale getirilmiştir. Değişiklik tespit blok değeri de 4x4 gibi düşük bir değerde tutulmuştur. Böylece 1 piksellik değişim için yalnızca 4x4 boyutunda bir alan kaybedilecektir.

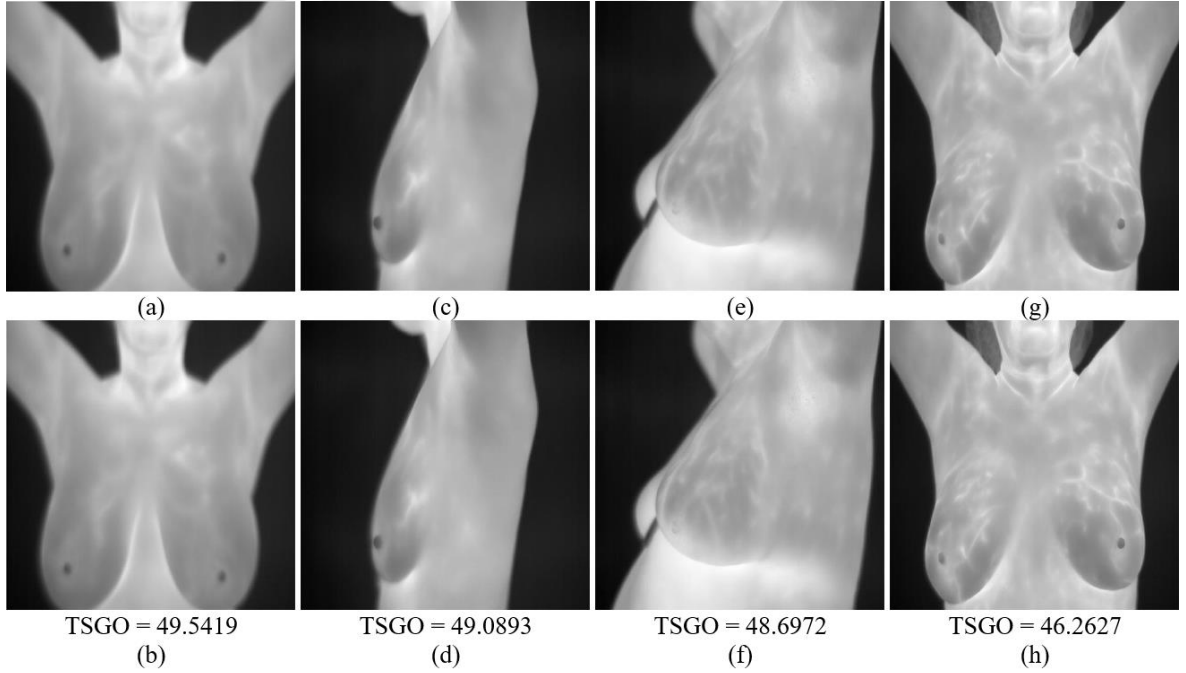
Uzaysal bölge damgalama teknikleri arasında yer alan tersi alınabilir FG yöntemi ilk kez frekans bölgesine uygulanmıştır. Böylece piksel yoğunluğu bakımından [0-255] arasında kontrol edilen alt ve üst taşmalar ortadan kaldırılmıştır. Bunun yerine frekans bölgesinden uzay bölgesine dönüşüm sonrası taşma kontrolü yapılmıştır. Bu durum genişletilebilir blok sayısında artışa neden olmuştur.

Deneyler için [126]’da belirtilen 512x512, 1024x1024 ve 2048x2048 boyutlarındaki tıbbi termal görüntü veritabanı kullanılmıştır. Önerilen yöntem sınır bölgesi olarak 8 piksel genişliğini kullanmış ve Intel Core i7 3.2 GHz CPU ve 8 GB RAM özelliklerine sahip bir

masaüstü bilgisayarda MATLAB R2015b'de kodlanmıştır. Bu bölümde önerilen yöntemin performansını üç farklı açıdan gösterebilmek için deneyler yapılmıştır. Bu kriterler Fark Edilmezlik, Değişiklik Yer Tespit Başarımı ve Veri Gömme Kapasitesi. Son bölümde ise literatürdeki benzer çalışmalarla olan kıyaslama sonuçları verilmiştir.

3.4.1. Fark Edilmezlik Testi

Tıbbi görüntüler için çok önemli bir parametre olan fark edilmezlik damgalama sonrasında görüntüdeki bozulma oranını ifade etmektedir. İlk deney önerilen yöntemin fark edilmezlik ölçütüne göre performansını göstermeye yöneliktir. Bu amaçla termal tıbbi görüntülere damga ekleme süreci uygulanmış ve elde edilen damgalı görüntü ile orijinal görüntü arasındaki benzerlik oranları verilmiştir.



Şekil 3.14. (a)(c)(e)(g) Çeşitli açılardan termal tıbbi görüntüler (b)(d)(f)(h) TSGO değerleriyle birlikte damgalanmış termal tıbbi görüntüler

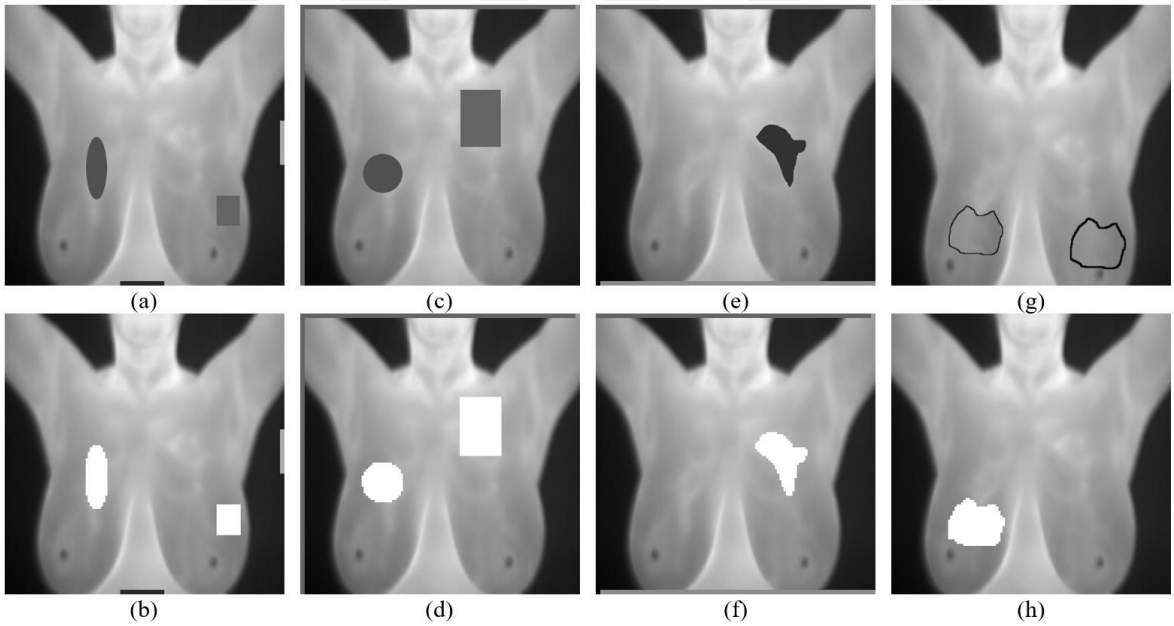
Şekil 3.14.(a)-(c)-(e)-(g) deneyde kullanılan orijinal termal tıbbi görüntüleri, (b)-(d)-(f)-(h) ise damga ekleme süreci sonrasında ortaya çıkan damgalı görüntüler ile benzerlik oranlarını gösteren TSGO değerlerini göstermektedir. Elde edilen 49.54dB, 49.09dB, 48.70dB ve 46.26dB TSGO değerleri önerilen yöntemin damgalama sürecinden sonra

görüntü üzerinde gözle fark edilebilecek değişiklikler meydana getirmediğini göstermektedir. İlk üç görüntüde ortalama 49dB’lik bir TSGO değeri elde edilirken son görüntüde bu değer biraz daha düşmüştür. Bunun nedeni son görüntüde düz dokuya sahip bölgelerin sayısının diğerlerine göre daha az olmasıdır.

3.4.2. Değişiklik Yer Tespiti ve Yer Tespit Performans Testleri

Blok tabanlı değişiklik yer tespiti, görüntüde damgalama sonrasında meydana gelen değişimleri önceden boyutu tanımlanmış bir büyüklükte tespit etme işlemidir. Bu amaçla her alt blok kendi özellik verisini içerecek şekilde tasarlanır. Damga çıkarma aşamasında çıkarılan ve yeniden hesaplanan bu özellik değerlerine göre bloğun durumu değerlendirilir.

İlk deney damgalanmış termal tıbbi görüntülerin MB ve SB kısımlarına ayrı ayrı çeşitli ataklar uygulanarak önerilen yöntemin değişiklik yer tespit yeteneğini göstermeye yöneliktir.



Şekil 3.15. (a-b) R2 ve R3 sınır bölgelerinin bir kısmında ve MB’de düzgün biçimli bozulma ile Değişiklik Yer Tespiti
(c-d) R1 ve R4 sınır bölgelerinin tamamında ve MB’de düzgün biçimli bozulma ile Değişiklik Yer Tespiti
(e-f) R1 ve R3 sınır bölgelerinin tamamında ve MB’de düzgün biçimli olmayan bozulma ile Değişiklik Yer Tespiti
(g-h) Görüntü içinde bir düzgün olmayan bölgenin kopyalanıp başka bir bölgeye yapıştırılması ile Değişiklik Yer Tespiti

Şekil 3.15.(a) R2 ve R3 bölgeleri kısmi olarak değiştirilmiş termal tıbbi görüntüyü göstermektedir. Aynı görüntünün MB'sine de düzgün biçimli (çembersel ve dikdörtgensel) olacak şekilde saldırılar uygulanmıştır. Şekil 3.15.(b)'de ise önerilen yöntem sonucunda tespit edilen değiştirilmiş bölgeler işaretlenmiştir. Literatürdeki çoğu tıbbi görüntü damgalama tekniği SB değişikliğe uğradığı zaman damga çıkarma sürecine devam edemez çünkü MB'ye ait ve damga çıkarılabilmesi için gerekli önemli bilgiler SB'ye eklenmiştir. Ancak önerdiğimiz yöntemde değişiklik yer tespitine ilişkin önemli bilgiler Shamir sır paylaşım tekniği ile dört pay şeklinde R1, R2, R3 ve R4 bölgelerine eklenmektedir. Bu bölgelerden en az iki tanesi damgalama sonrasında değiştirilmezse yöntem kesilmeye uğramadan çalışmaya devam eder. Şekil 3.15.(a)'da görüldüğü üzere iki bölgeye (R2 ve R3) saldırı yapıp değişikliğe uğrasa bile önerilen yöntem R1 ve R4 bölgelerinden çıkardıkları bilgilerle değişiklik yer tespitine devam edebilmiştir. Elde edilen sonuçlar ise Şekil 3.15.(b)' de gösterildiği gibidir.

Başka bir testte ise termal tıbbi görüntünün R1 ve R4 bölgeleri tamamen değiştirilmiş ve MB'de düzgün biçimli alanlar Şekil 3.15.(c)'de gösterildiği gibi değiştirilmiştir. Şekil 3.15.(d)' de ise R1 ve R4 alanları tamamen değiştirilmesine rağmen yöntemin yine de tespit ettiği bölgeleri göstermektedir.

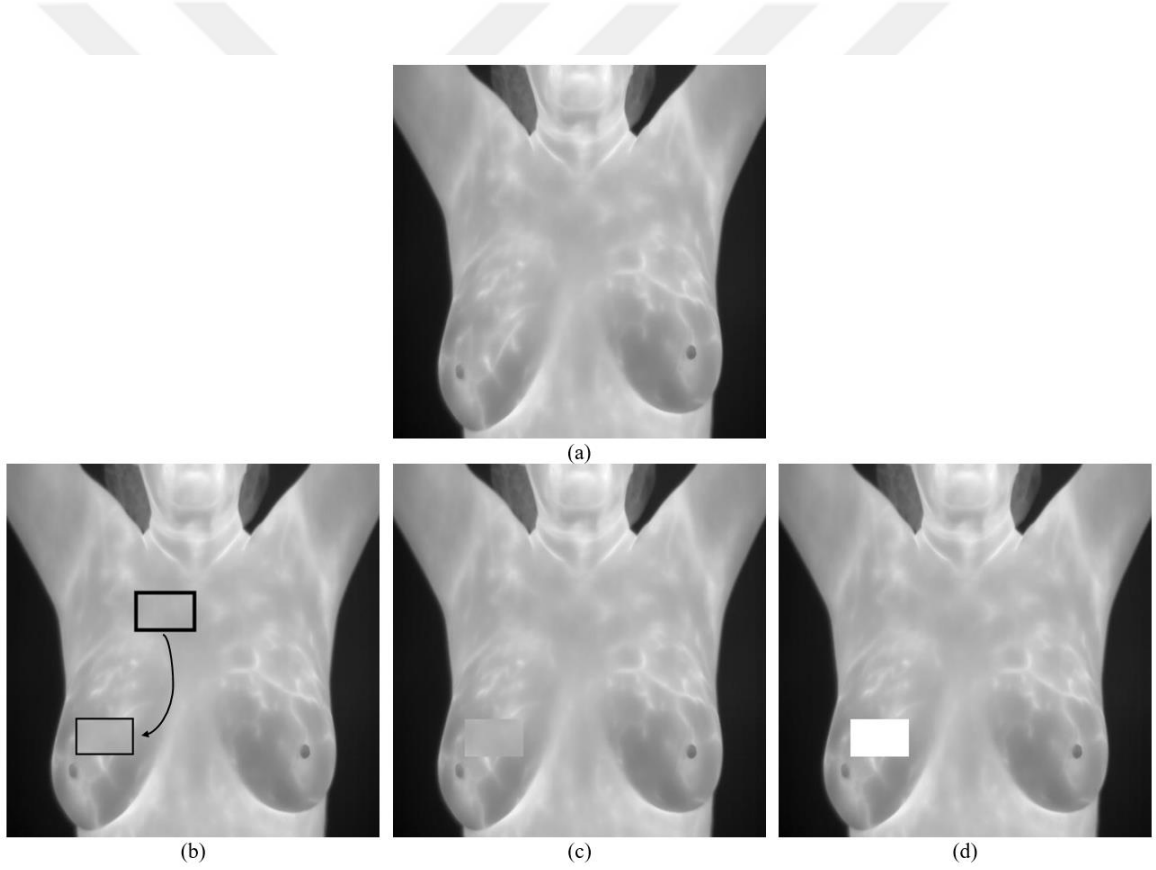
Şekil 3.15.(e), R1 ve R3 bölgelerinin tamamen değiştirildiği ve MB'de düzgün olmayan değişimlerin yer aldığı termal tıbbi görüntüyü göstermektedir. Şekil 3.15.(f)'de ise önerilen yöntemin tespit ettiği değişimler yer almaktadır. Son saldırı senaryosu olan görüntü içinden bir bölgenin yine görüntü içinde başka bir yere kopyalanması ise Şekil 3.15.(g)'de gösterilmektedir. Sağ tarafta yer alan bölge kopyalanarak sol tarafa yapıştırılmasına rağmen yöntem tarafından değiştirilen bölge Şekil 3.15.(h)'de tespit edebilmiştir.

Bu deneyler önerilen yöntemin, termal tıbbi görüntü üzerindeki SB veya MB bölgelerinde kötü niyetli kullanıcılar tarafından gerçekleştirilebilecek düzenli, düzensiz değişimlere veya kopyala-yapıştır sahteciliği saldırılarına karşı etkinliğini ortaya koymaktadır.

Geleneksel tıbbi görüntü değişiklik yer tespiti yöntemleri bloklara ait doğrulama bilgilerini yine blok içinde saklamaktadırlar. Tıbbi görüntülerde meydana gelebilecek bir saldırı türü de bir bloğun alınıp başka bir blok üzerine yerleştirilmesidir. Bu durumda blok içindeki değerler değiştirilmediğinden ve blok kendi doğrulama verisini taşıdığından geleneksel yöntemler bu değişimi tespit edemez. Bu nedenle blok yer değiştirme saldırısı

olarak tanımlanan bu değişimin tespiti önemli bir konudur. Önerilen yöntemde blok doğrulama değeri oluşturulurken yalnızca piksel yoğunluk bilgisi kullanılmayıp bunun yanında konum bilgisi de kullanılır. Bu sayede blok yer değiştirme saldırısı yapılan görüntülerde bile değişiklik yer tespiti yapılabilir.

Şekil 3.16.(a)-(b)'de termal tıbbi görüntüye blok yer değiştirme saldırısı uygulanmıştır. 4'ün katları biçiminde belirlenen dikdörtgensel bir blok kopyalanıp aynı boyutlu başka bir bloğun üzerine yapıştırılmıştır. Şekil 3.16.(c)'de bloğun yalnızca piksel değerlerini kullanarak blok doğrulama değerini belirleyen geleneksel tıbbi görüntü damgalama tekniklerinin değişikliği tespit edemediği gözlemlenmektedir. Buna karşın Şekil 3.16.(d) önerilen yöntemle bu bölgelerin tespitinin yapıldığı gösterilmiştir.



Şekil 3.16. (a) Damgalanmış termal tıbbi görüntü (b) Blok yer değiştirme saldırısına uğramış termal tıbbi görüntü (c) Konum bilgisi olmadan değişiklik yer tespiti (d) Önerilen yöntem ile değişiklik yer tespiti

Bir başka deney önerilen yöntemin değişiklik yer tespit performansını ölçmeye yöneliktir. Bu test değiştirilmiş bölgelerin yüzde kaçının tespit edilebileceğini göstermeye yöneliktir. Bu bağlamda Doğru Pozitif Oran metriği kullanılmıştır.

Tablo 3.8. yapılan deneylerin sonuçlarını göstermektedir. 512x512 ve 1024x1024 boyutlarında iki grup test görüntüsü kullanılmış ve bu görüntüler üzerinde dört farklı deney gerçekleştirilmiştir. Örneğin ilk deneyde p değeri %1.56 olarak alınmıştır. Bunun anlamı değişiklik yapılan bölgenin tüm görüntüye oranı 1.56/100'dür. Değiştirilen alan büyüklüğü diğer deneylerde sırasıyla %2.44, %4.79 ve %7.91 olacak şekilde arttırılmıştır. Elde edilen sonuçlar önerilen yöntemin sahtecilik yapılan blokları %99 doğruluk oranı ile tespit ettiğini göstermektedir.

Tablo 3.8. Önerilen yöntemin ortalama DPO değerleri

Boyut	p= %1.56	p=%2.44	p=%4.79	p=%7.91
512x512	99.98	99.89	99.93	99.99
Boyut	p= %1.20	p=%2.95	p=%5.49	p=%8.81
1024x1024	99.83	99.99	99.94	99.95

Önerilen yöntemin değişiklik yer tespit performansını test edebilmek için kullanılan bir diğer metrik ise değişiklik yapılmamasına rağmen kaç adet boğun değiştirilmiş olarak etiketlendiğini ifade eden Yanlış Pozitif Oranı (YPO)'dır. Önerilen yöntemde kullanılan doğrulama bilgileri mevcut boğun piksel değerleri ile konum bilgilerinden üretilir. Bu nedenle termal tıbbi görüntü üzerinde damgalama işleminden sonra herhangi bir değişiklik yapılmadığı takdirde yöntem bu bölgeyi değiştirilmiş olarak etiketlemez. Bu nedenle YPO değeri her zaman sıfır olmaktadır.

3.4.3. Veri Gömme Kapasitesi

Önerilen yöntemin kullanılabilirliğini gösteren bir diğer kriter veri gömme kapasitesidir. Bu deneyde farklı boyutlarda termal tıbbi görüntüler kullanılıp, önerilen yöntemle 1KB'lık hasta verisini görüntüye eklediğinde ortaya çıkan bozulma oranları test edilmiştir. Her bir farklı senaryo altında elde edilen TSGO değerleri rapor edilmiştir.

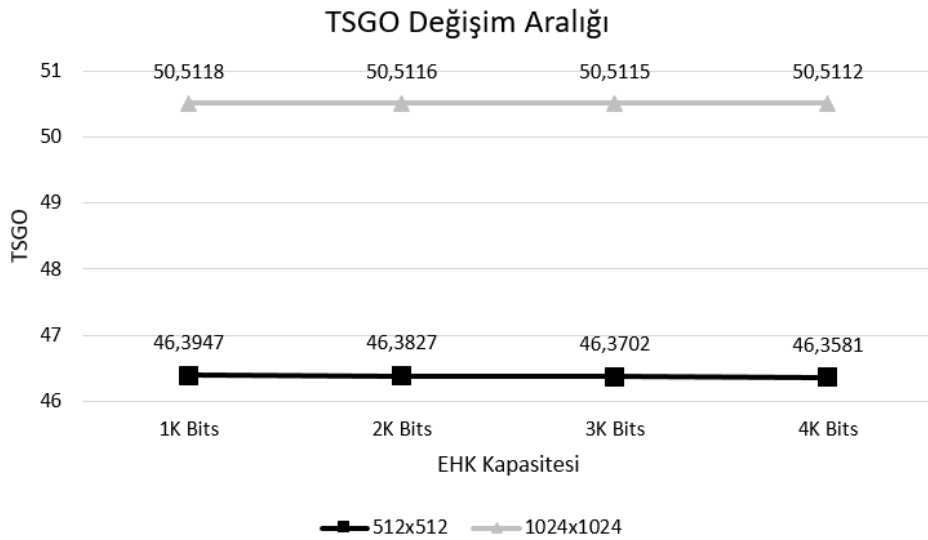
Tablo 3.9. gerçekleştirilen deney sonrasında elde edilen piksel cinsinden MB ve SB bölümlerinin boyutlarını, FG tekniği ile damga eklemeye uygun ve uygun olmayan 2x2 boyutlu blok sayısını ve TSGO değerlerini göstermektedir. Örneğin damgalama için 512x512 boyutunda bir termal tıbbi görüntü ve 1KB'lık hasta bilgisi kullanıldığında; MB'de

yer alan piksel sayısı 246016, SB'deki piksel sayısı ise 16128 adettir. Damgalanmış görüntünün TSGO değeri 46dB'dir. Ortalama damga eklemeye uygun blok sayısı 15372, uygun olmayan blok sayısı ise 4 adettir.

Tablo 3.9. Önerilen yöntemin farklı boyutlardaki termal tıbbi görüntüler için veri gömme kapasitesi

Görüntü Boyutu (piksel)	MB Boyutu (piksel)	SB Boyutu (piksel)	Uygun Blok Sayısı	Uygun Olmayan Blok Sayısı	TSGO (dB)
512 x 512	246016	16128	15372	4	46,3947
1024 x 1024	1016064	32512	63495	9	50,5118
2048x2048	4129024	65280	258052	12	50,6936

Elde edilen TSGO değerleri önerilen yöntemin damga ekleme sürecinden sonra orijinal görüntüyü çok bozmadığını göstermektedir. Ayrıca kullanılan TDD katsayılarına FG ile damga ekleme tekniği sonucu uygun olmayan blok sayısının oldukça az olduğu gözlenmiştir. Neredeyse tüm bloklar damga eklemeye uygun hale getirilmiştir. Örneğin 1024x1024 boyutundaki görüntülerde $1016064/(4 \times 4) = 63504$ adet blok oluşturulmaktadır. Ve bunların 63495 tanesi damga eklemeye uygun yalnızca 9 blok uygun değildir.



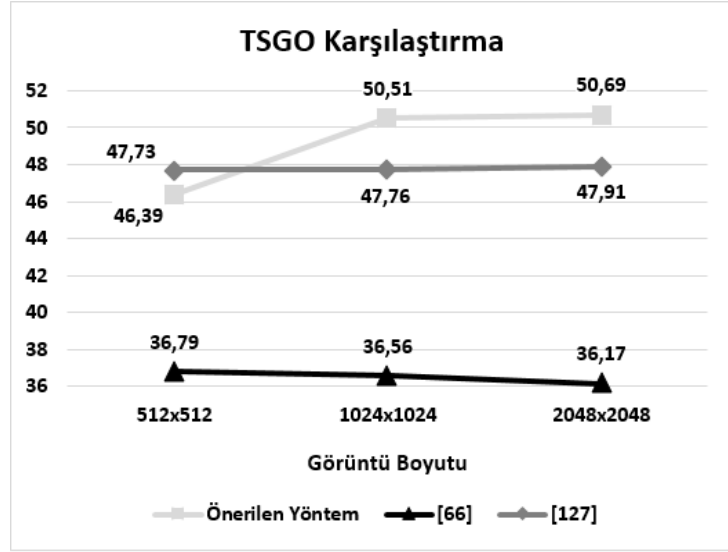
Şekil 3.17. Farklı boyutlardaki EHK ve görüntülerde ortalama TSGO değişimi

Farklı boyutlardaki EHK ve test görüntüleri için önerilen yöntemin fark edilmezlik performansını gösterebilmek için başka bir deney yapılmıştır. 512x512 ve 1024x1024 boyutlarındaki test görüntüleri kullanılarak 1KB, 2KB, 3KB ve 4KB'lık EHK verileri görüntülere önerilen teknik ile eklenmiştir. Şekil 3.17. damgalanmış görüntülerin TSGO değerlerini göstermektedir. EHK veri boyutu arttıkça TSGO değeri çok büyük oranlarda azalmamaktadır. Elde edilen TSGO değerleri, EHK boyutu 4KB bile olsa önerilen yöntemle yaklaşık 46dB benzerlik oranı sağlandığını göstermektedir.

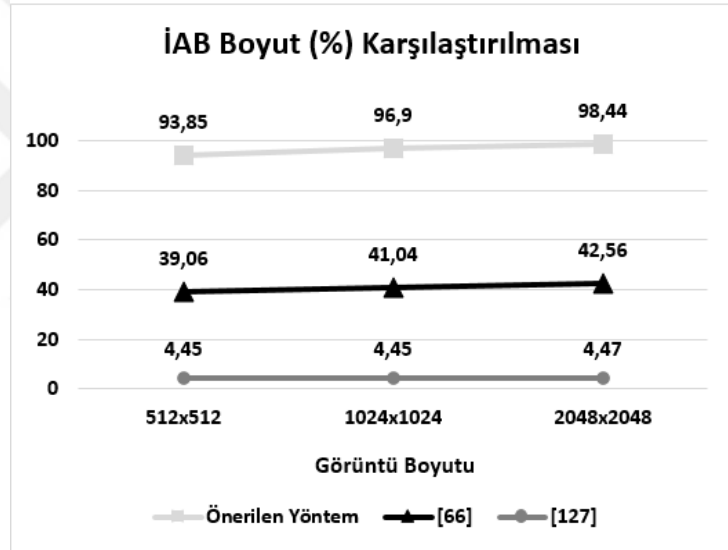
3.4.4. Karşılaştırma Testi

Bu bölümde önerilen yöntem ile benzer çalışmalar arasında karşılaştırma yapmak için bazı deneyler gerçekleştirilmiştir. İlk deneyde fark edilmezlik özelliğine göre yöntemler arasında karşılaştırma yapılmıştır. Damga eklemek için 3 farklı görüntü boyutu (512x512, 1024x1024 ve 2048x2048) türünden test görüntüleri kullanılmıştır. Şekil 3.18.(a)'da gösterildiği üzere [66] ve [127] çalışmalarında sırasıyla yaklaşık 47dB ve 37dB TSGO değerleri elde edilirken, önerilen yöntemle 1024x1024 ve 2048x2048 boyutlarında yaklaşık 50dB TSGO oranı elde edilmiştir. 512x512 boyutlarındaki görüntüler içinse 47dB benzerlik oranı elde edilmiştir. Bu değerler önerilen yöntemlerin benzer çalışmalarla olan üstünlüğünü ortaya koymaktadır.

İkinci bir karşılaştırma testi ise İAB bölge boyutunun önerilen yöntemle diğer yöntemler arasında gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.18.(b)'deki grafikte gösterildiği üzere [66] çalışmasında 512x512, 1024x1024 ve 2048x2048 boyutlarındaki termal görüntülere damga ekleyebilmesi için İAB'nin en fazla sırasıyla %39, %41 ve %42 boyutlarında olması gerekmektedir. [127] çalışması için bu değerler yaklaşık %4 olabilmektedir. Oysaki termal tıbbi görüntüler karakteristik bakımından yüksek İAB alanına sahiptirler. Dolayısıyla önerilmiş olan bu yöntemlerin termal tıbbi görüntüler üzerinde uygulanamayacağı ortaya çıkmaktadır. Önerilen yöntemde ise boyutlara bağlı olarak İAB'nin boyutu %93, %96 ve %98 olabilmektedir. Bu durum önerilen yöntemin rahatlıkla termal tıbbi görüntüler üzerinde uygulanabilir olduğu göstermektedir.



(a)



(b)

Şekil 3.18. Önerilen yöntemin (a) TSGO (b) İAB Boyutu açısından [66] ve [127] ile karşılaştırılması

3.5. TDD ve HWHD'ye Dayalı Doğrulama ve Bütünlük Kontrolü Sağlayan TGD Şemasının Değerlendirilmesi ve Elde Edilen Sonuçlar

Bu çalışma esas olarak literatürde yer alan tıbbi görüntü damgalama tekniklerinin işlem süresi bakımından iyileştirilmesine yöneliktir. Bunun yanı sıra yapılan diğer çalışmalarla kıyaslanacak derecede fark edilmezlik, değişiklik yer tespit performansı, hasta verilerinin dayanıklılığı konusunda iyileştirmeler bulunmaktadır. Önerilen yöntemde

hesaplama yükünün azaltılabilmesi için alt blokların doğrulama verileri hesaplanırken özüt fonksiyonları yerine DAD, damga eklenirken ise frekans bölgesi tekniklerinden AKD yerine HWHD tekniği kullanılmıştır. Yöntemin bir diğer özgülüğü blok doğrulama verisi kırılğan olarak ve logo verisi dayanıklı olarak aynı blok içine gömülebilmştir. Bunun sağlanabilmesi için TDD sonrasında oluşın LL bandının dayanıklılığından faydalanarak logo bilgisi bu bölgeye, LH, HL ve HH bantlarının hassasiyetinden faydalanıp blok doğrulama bilgisi bu bölgeye eklenmiştir.

Önerilen tıbbi görüntü damgalama yönteminin süresini ve dayanıklılığını gösterebilmek için tıbbi görüntüler üzerinde damga ekleme ve çıkarma süreçleri gerçekleştirilmiştir. Yöntemin hasta bilgilerini koruma açısından dayanıklılığını ve İAB bölgesi üzerinde yapılan değişiklikleri tespit edebilmesi için tıbbi görüntüler üzerinde değişiklik yapılmıştır. Dayanıklılık ölçümleri normalleştirilmiş korelasyon (NK), fark edilmezlik ölçümleri ise TSGO ile analiz edilmiştir.

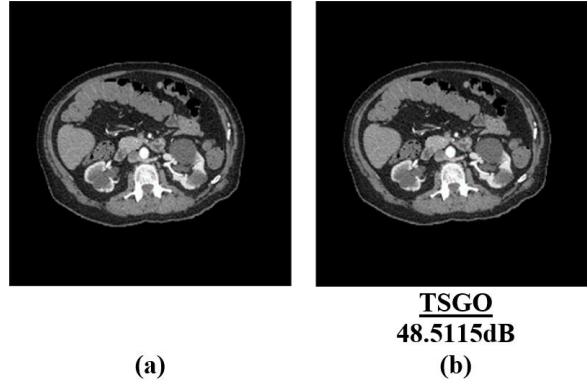
Gerçekleştirilen deneylerde, farklı türlerde(MR, X-Ray, US) 512x512 boyutunda 120 adet tıbbi görüntü, 120x120 boyutunda ikili bir logo bilgisi kullanılmıştır. İAB bölgesi 496x496 boyutunda yaklaşık olarak tüm görüntün %94'ü kadar bir alandan oluşmaktadır.

Bu bölümde önerilen yöntemin performansını dört farklı açıdan gösterebilmek için deneyler yapılmıştır. Bu kriterler Fark Edilmezlik, Değişiklik Yer Tespiti, Logo Dayanıklılığı ve Zaman Performansı. Son bölümde ise literatürdeki benzer çalışmalarla olan kıyaslama sonuçları verilmiştir.

3.5.1. Fark Edilmezlik

Damgalama yöntemlerinde fark edilmezlik, ana görüntüye damga eklendikten sonra görüntüde meydana gelen değişikliği ifade etmektedir.

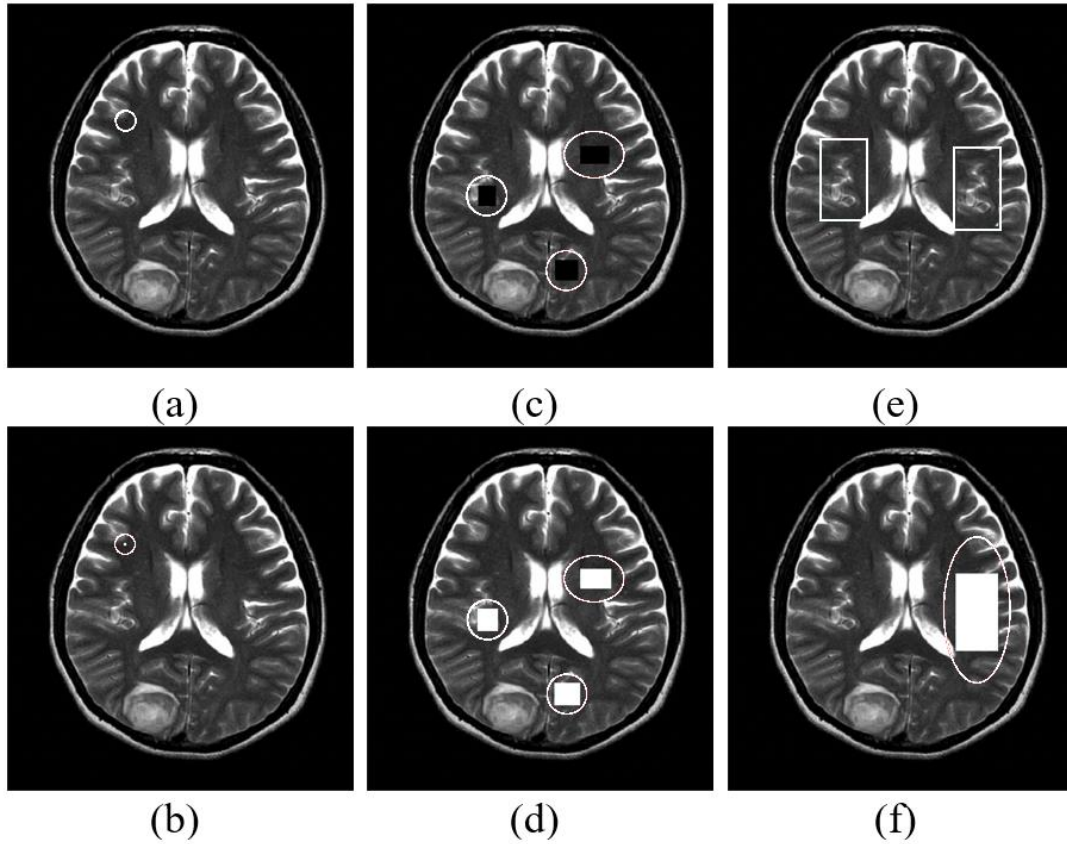
Şekil 3.19.(c)'de US görüntü için elde edilen 48,5115dB PSNR değeri önerilen yöntemin, damgalanmış görüntülerde gözle hissedilebilir bir değişim meydana getirmediğini göstermektedir. Şekil 3.19.(a)'da orijinal, Şekil 3.19.(b)'de ise damgalanmış tıbbi görüntüler verilmiştir.



Şekil 3.19. (a) Orjinal tıbbi görüntü (b) Damga eklenmiş tıbbi görüntü (c) Elde edilen TSGO değeri

3.5.2. Değişiklik Yer Tespiti

Kırılğan tıbbi görüntü damgalamanın önemli bir diğer amacı ise damgalanmış görüntü üzerinde yapılacak olan değişikliklerin yerinin doğru bir biçimde tespit edilmesidir.



Şekil 3.20. (a) Piksel bazlı değişim (c) Blok tabanlı değişim (e) Kopyala-yapıştır tabanlı değişim (b)(d)(f) Önerilen yöntemle değişiklik yer tespiti

Önerilen yöntemle değişiklik yapılan bölgelerin tespiti için damgalanmış bir görüntü Şekil 3.20.(a)'da piksel tabanlı, Şekil 3.20.(c)'de bölge tabanlı ve Şekil 3.20.(e)'de kopyala-yapıştır tabanlı değişikliğe uğratılmıştır. Şekil 3.20.(b)-(d)-(f)'de ise değişiklik yapılan bölgelerin yer tespiti çizgilerle belirtilmiştir.

3.5.3. Logo Dayanıklılığı

Tıbbi görüntüye eklenen logo bilgisinin ataklar karşısında gösterdiği dayanıklılığı test etmek üzere 50 adet görüntüye çeşitli görüntü işleme atakları uygulanmıştır. Atak türlerine göre sınıflandırılarak elde edilen NK değerleri Tablo 3.10'da gösterilmiştir.

Tablo 3.10. Görüntülere atak uygulandığında elde edilen NK değerleri

Atak Türü		NK
Gauss Gürültüsü Ort(σ) = 0	Var = 0,001	0,8275
	Var = 0,003	0,7925
	Var = 0,01	0,7351
Tuz ve Biber Gürültüsü	Yoğunluk = 0,001	0,9969
	Yoğunluk = 0,01	0,9718
	Yoğunluk = 0,1	0,7704
JPEG Sıkıştırması	KF = 100	0,9462
	KF = 95	0,8337
	KF = 90	0,7602
	KF = 70	0,6663

3.5.4. Zaman Performansı

Tablo 3.11'de önerilen yöntemin HWHD ile AKD teknikleri gerçekleşmesi durumunda hesaplama süresi karşılaştırılması verilmiştir. Önerilen yöntemde alt blok boyutu küçük olmasına rağmen AKD yöntemine göre daha hızlı sonuç ürettiği gözlenmiştir.

Tablo 3.11. Önerilen yöntemin HWHD ve AKD teknikleri ile işlem süresi karşılaştırılması

Veri Ekleme Bölgesi	Boyut	Önerilen Yöntem (HWHD tekniği)	Önerilen Yöntem (AKD tekniği)
Alt blok	4x4	0.04s	0.05s
İAB	496x496	12.94s	15.89s
Tüm Görüntü	512x512	13.99s	16.94s

3.5.5. Karşılaştırma

Önerilen yöntemle farklı tıbbi görüntü türleri için damga ekleme süreci sonrasında TSGO değeri yaklaşık 48dB olarak elde edilmiştir. Bu değerler hasta görüntüsünün ilgili uzman tarafından doğru değerlendirilmesi için yeterli düzeydedir. Tablo 3.12’de önerilen yöntemin, fark edilmezlik bakımından [9] çalışması ile karşılaştırılması verilmiştir.

Görüntü bozulmasını önlemenin yanı sıra önerilen yöntem, damgalı görüntüde yapılan değişiklikleri 4x4 boyutunda tespit edebilmektedir.

Tablo 3.12. Önerilen yöntem ile [130] çalışmasının TSGO karşılaştırılması

Görüntü Türü	Önerilen Yöntem TSGO(dB)	[130] TSGO(dB)
MRI	48,69	35,78
US	48,56	37,62
X-Ray	48,67	34,64

4. SONUÇLAR

Hızla gelişmekte olan ağ teknolojileri ve tıbbi görüntüleme sistemleri sayesinde artık hastalık tanı ve tedavileri için mesafelerce yol gidilmeden teletıp vb. uygulamalar kullanılmaktadır. Öyle ki artık normal kullanıcılar bile radyoloji sonuçlarını hastaneye gitmeden internet üzerinden takip edebilmektedir. Bu teknoloji iyi amaçlara hizmet etmesi için oluşturulmasına rağmen kötü niyetli kullanıcılara tıbbi görüntü üzerinde değişiklik yapabilmesine ortam oluşturmuştur. Bununla birlikte görüntü düzenleme araçlarının kolay kullanımı ve kusursuz değişiklik yapabilme yetenekleri görüntü üzerinde fark edilemeyecek oynamalar yapmayı sağlamıştır. Dolayısıyla tıbbi görüntüler üzerinden hastalara konulacak tanı ve tedavinin doğru olabilmesi için görüntülerin güvenilir olması problemi ortaya çıkmıştır.

Son yıllarda bu problemin önüne geçebilmek için araştırmacılar çeşitli teknikler önermişlerdir. Bu tekniklerin geneline tıbbi görüntü damgalama ismi verilmiştir. Bu sistemlerin gönderici tarafında damga adı verilen bir bilgi kümesi tıbbi görüntülere görünmeyecek bir biçimde saklanmaktadır. Alıcı tarafta ise tıbbi görüntü bir takım işlemlere tabi tutularak içerisinde saklanmış olan damga çıkartılır. Sırasıyla damga ekleme ve damga çıkarma olarak adlandırılan bu iki alt süreç önerilen tüm yöntemlerde tanımlanmaktadır.

Tıbbi görüntülerin çoğu İAB ve İADB olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır. İAB, tıbbi görüntülerde doktorların hastalık tanısını ve tedavisini belirlemede kullandıkları alandır. İAB haricinde kalan kısma ise İADB adı verilir.

Literatürde damgalama tekniklerini kullanarak tıbbi görüntülerde değişiklik yer tespiti gerçekleştiren yöntemlerde İAB boyutu, değişiklik tespit blok boyutu, damgalama sonrası görüntü kalitesi (fark edilmezlik), eklenen veri kapasitesi, İAB koruması, İADB'ye eklenen damganın dayanıklılığı, değişiklik yer tespit performansı araştırmacılar tarafından iyileştirilmesi amaçlanan hedeflerdir. Tez süresince bu hedefleri iyileştirmek amacıyla önerilen değişiklik yer tespiti yöntemleri ve elde edilen sonuçlar aşağıdaki gibidir:

1. Tıbbi görüntüdeki İAB değişiklik yer tespiti için ilgili görüntü 4x4 boyutunda alt bloklara ayrıştırıp blok içindeki piksel yoğunlukları kullanılarak doğrulama bilgisi ilgili bloğa EAB tekniği ile eklenmiştir. Belirlenen alt blok boyutu literatürde yer alan yöntemlere [15, 66, 112] göre oldukça küçük belirlenebilmiştir. Bu sayede değişiklik yer tespit hassasiyeti arttırılmıştır. Ayrıca tersi alınabilir damgalama tekniği olmayan EAB için damga

eklenen bölgelerdeki piksel bit değerleri saklanmış ve bu sayede tersi alınabilir bir teknik ortaya konulmuştur. Damga çıkarma aşamasında büyük önem taşıyan bilgilerin dayanıklı olarak İADB'ye eklenmesi için ikinci seviyeden TDD kullanılmıştır. Bu sayede bu bölgelere yapılan saldırılara karşı dayanıklılık ön plana çıkmıştır. Elde edilen deneysel sonuçlarda tıbbi görüntü damgalama alanında en önemli kriterlerden biri olan TSGO oran değeri kullanılan teknikler sayesinde ortalama 48dB değerine çıkarılmıştır. Bu sayede orijinal ve damgalı tıbbi görüntü arasındaki benzerlik üst seviyeye çıkartılmıştır.

2. Literatürde yer alan tersi alınabilir damgalama yöntemleri genelde FG tekniği kullanılmaktadır. Tekniği en büyük dezavantajı genişletilebilir olmayan bloklara damga bilgisi ekleyememesidir. Bu durumu ortadan kaldırmak için FG tekniği EAB ile birlikte kullanılmıştır. Bu sayede genişletilebilir olmayan bloklara da bilgi saklanabilmiştir. Dolayısıyla FG ve EAB'nin hibrit bir şekilde kullanıldığı bu yöntemde veri gömme kapasitesi artırılmıştır. Literatürde yer alan bölge tabanlı damgalama algoritmaları İAB ve İADB'nin belirlenebilmesi için bir uzmana ihtiyaç duymaktadır. Dolayısıyla damga ekleme süreci esnasında belirlenen bu bölgeler için koordinat bilgileri gibi sisteme yük getiren bilgiler ortaya çıkmaktadır. Önerilen yöntem bu bölgeleri İAB yüksek boyutlu olacak biçimde otomatik olarak ayırmış ve koordinat bilgileri gibi ek bilgilerin görüntü içinde yer işgal etmesi engellenmiştir.

3. AKD tabanlı tıbbi görüntü damgalama tekniklerinde kazanç faktörü statik olarak belirlenmektedir. Kazanç faktörünün düz bölgelere sahip görüntülerde büyük belirlenmesi görüntüde bozulmalara, düz olmayan bölgelerde ise küçük belirlenmesi damganın çıkarılamamasına neden olmaktadır. Literatürde ilk kez önerilen ilgili bloktan hesaplanan enerji değeri ile karmaşıklığına karar verilip ardından kazanç faktörünün dinamik olarak belirlenmesi bu problemi ortadan kaldırmıştır. Bloklardaki değişikliği tespit edebilmek için kullanılan doğrulama bilgisi boyutu 16 bite çıkarılarak tespit performansını oldukça iyileştirmiştir. Elde edilen deneysel sonuçlarda [122] çalışmasına göre JPEG sıkıştırma ataklarına daha dayanıklı olduğu gözlemlenmiştir.

4. Literatürde yer alan tıbbi görüntü damgalama sistemleri genellikle CT, MRI ve US görüntülerine yönelik olup termal tıbbi görüntüler için herhangi bir damgalama sistemi önerilmemiştir. Mevcut damgalama sistemleri termal tıbbi görüntülerin karakteristiklerinden dolayı bu görüntülere uygulanamamaktadır. Özellikle çok büyük boyutlarda İAB'ye sahip olması ve düz bölgelerin çok olması var olan yöntemlerin iyi sonuç vermemesine neden olmaktadır. Bu çalışma ile termal tıbbi görüntü damgalama üzerine ilk kez çalışılmıştır.

Uzaysal bölge yöntemlerinden tersi alınabilir damgalama tekniği olan FG frekans bölgesi tekniklerinde olan TDD katsayılarına literatürde ilk kez uygulanmıştır. Bu sayede FG ile damgalama sonrası piksellerin uzaysal bölgede [0-255] arasında olma zorunluluğu ortadan kalkmıştır. Bu yeni durum veri gömme kapasitesinin artmasını sağlamıştır. Yeni bir saldırı türü olarak Blok Yer Değiştirme Atak tanımlaması yapılmıştır. Blok doğrulama bilgisini aynı blok içine ekleyen sistemlerde bir bloğun alınıp görüntü içinde başka bir blok üstüne yapıştırılması tespit edilememektedir. Önerilen çalışmada ise blok doğrulama verisi üretilirken konum bilgisi de kullanılarak bu atak türüne karşı dayanıklılık sağlanmıştır. Tıbbi görüntü damgalama teknikleri İAB içine ekledikleri damga bilgisinin damga çıkarma aşamasında çıkarılabilmesi için gerekli bilgileri ve EHK verilerini İADB'ye saklar. Damga çıkarma sürecine gelindiğinde ise bu bölgelerin değiştirilmediği kabul edilir. Ancak kötü niyetli kullanıcıların böyle bir kısıtlama altında tutulması mümkün değildir. Dolayısıyla bu bölgeleri koruma altına alabilmek için Shamir sır paylaşım tekniği literatürde ilk kez tıbbi görüntü damgalama tekniklerine uygulanmıştır. Bu yöntem sayesinde 4 kısma ayrıştırılan İADB bölgesinden herhangi ikisinin değişmemiş olması damga çıkarma sürecinin devam ettirilmesi için yeterlidir. Bu sayede İADB'nin değiştirilmemesi kısıtlaması ortadan kaldırılmış oldu. Elde edilen deneysel sonuçlarda %95'e kadar İAB bölgesi belirlenebildi. Bunun yanında 4x4 boyutlarında hata tespiti gerçekleştirilebildi.

5. Son çalışmada işlem performansına yönelik bir yöntem önerilmiştir. Literatürde gerçekleştirilen frekans bölgesi damgalama teknikleri dönüşüm hesaplamaları nedeniyle çok işlem zamanı gerektirmektedir. Bunun için frekans bölgesi tekniklerinden AKD'ye eşdeğer ancak hesaplama zamanı daha düşük olan HWHD tıbbi görüntü damgalamaya uygulanmıştır. Bu sayede tıbbi görüntü içine eklenen logo bilgisinin JPEG sıkıştırmaya olan dayanıklılığı artırıldı hem de işlem zamanı açısından çok daha kısa süreler elde edildi. Bu çalışma ile yapılan bir diğer yenilik ise genelde ayrı olarak görüntüye eklenen blok doğrulama bilgisi ile logonun bir arada görüntünün İAB'sine eklenmesidir. TDD sonucunda ortaya çıkan ve dayanıklı katsayıları ifade eden LL bandına logo bilgisi, hassasiyet gösteren diğer bantlara ise blok doğrulama bilgisi eklenmiştir.

5. ÖNERİLER

Tıbbi görüntülerde doğrulama ve bütünlük kontrolü konusu teknolojinin gelişimi ile birlikte güvenlik problemlerinin açığa çıkması sonucunda gereklilik ve popülerlik kazanmıştır. Bu alanda birçok çalışma yapılmasına rağmen hala iyileştirilmesi gereken birçok konu başlığı vardır. İnsan sağlığının söz konusu olan bu alanda hatalara ve eksikliklere tolerans tanınmamaktadır.

Gerçekleştirmiş olduğumuz çalışmalarda İAB bölgesi mümkün olduğunca büyük tutulmaya çalışılmıştır. Çünkü tıbbi görüntü üzerinden tanı ve tedavi uygulayacak olan uzmanın görüntü üzerindeki bozulmalardan etkilenmemesi gerekmektedir. Ancak damga çıkarma aşamasında gerekli olan bir takım verilerin varlığı bu bilgileri İADB'ye eklenmeyi zorunlu kılmaktadır. Bu noktada gerekli verilerin uygun sıkıştırma algoritmaları ile daha küçük boyutlara düşürülmesi, ayrı bir dosya halinde veya dosya başlıklarında tutulması ya da farklı iletişim yollarıyla alıcıya ulaştırılması İAB'nin tüm görüntü olabilmesine imkân tanıyabilir.

Tıbbi görüntüler için damgalandıktan sonra yapılan saldırılar karşısında değişiklik yer tespiti kadar değiştirilmiş olan bölgelerin geri kazandırılması da önemlidir. Dolayısıyla tıbbi görüntü içindeki alt blokları ya da tıbbi görüntünün tamamını daha küçük boyutlarla ifade edip aynı görüntü içine dayanıklı bir biçimde ekleyerek olası saldırılar sonrasında tıbbi görüntünün yeniden yapılandırılması sağlanabilir. Boyut küçültme için literatürde ADD'nin LL bandı, blok piksel yoğunluk ortalaması, JPEG sıkıştırma gibi teknikler kullanılmıştır. Ancak geri kazandırma için bu bilgilerin boyutu hala çok yüksek seviyededir ve bilgilerin görüntüye eklenebilmesi için yine İAB boyutu düşürülmektedir. Dolayısıyla boyut küçültme alanında yeni teknikler geliştirilebilir ya da var olan teknikler uygulanıp sonuçları irdelenebilir.

Tıbbi görüntü damgalama alanındaki bir diğer önemli kavram tersi alınabilirliktir. Çünkü alıcı tarafta damga verisi tıbbi görüntüden çıkarıldıktan sonra görüntünün orijinal haline döndürülmesi ilgili uzmanın en doğru kararı vermesine yardımcı olacaktır. Var olan teknikler arasında en çok kullanılan FG yönteminin en büyük dezavantajı ise damga bilgisini yalnızca genişletilebilir bloklara ekleyebilmesidir. Sonucunda da ortaya yer haritası gibi veri fazlalığı çıkmaktadır. Bu nedenle bu yöntemin ortaya çıkardığı ek verilerin boyutu daha da düşürülmeli ve hatta mümkünse ortadan kaldırılmalıdır. Bunu gerçekleştirmek için alt

bloktaki piksel değerlerine damga verisini doğrudan eklemek yerine piksel değerlerinin yerleri değiştirilerek blok içindeki en uygun piksel yerleşim dizeni elde edilebilir. Bu sayede hem genişletilebilir blok sayısı arttırılır hem de en etkin TSGO değeri elde edilebilir.



6. KAYNAKLAR

1. Woo, C., Digital image watermarking methods for copyright protection and authentication, Doktora Tezi, Queensland University of Technology, 2007.
2. Mousavi, S.M., Naghsh, A. ve Abu-Bakar, Watermarking techniques used in medical images: a survey, Journal of digital imaging, 27,6 (2014) 714-729.
3. Heylen, K. ve Dams, T., An image watermark tutorial tool using Matlab. Mathematics of Data/Image Pattern Recognition, Compression, and Encryption with Applications XI. Vol. 7075. International Society for Optics and Photonics, 2008.
4. Wang, Z., Bovik, A.C., Sheikh, H.R. ve Simoncelli, E.P., Image quality assessment: from error visibility to structural similarity, IEEE transactions on image processing, 13,4 (2004) 600-612.
5. Ustubioglu, A., Ulutas, G. ve Ulutas, M., DCT based image watermarking method with dynamic gain, Telecommunications and Signal Processing (TSP), 2015 38th International Conference on. IEEE, 550-554.
6. Jabade, V.,S. ve Gengaje, D., S., R., Literature review of wavelet based digital image watermarking techniques, Int. J. Comput. Appl, 31,1 (2011) 28-35.
7. Rath, S., C. ve Inamdar, V., S., Medical images authentication through watermarking preserving ROI, Health Informatics-An International Journal (HIJ), 1.1 (2012).
8. Wu, J., H., Chang, R., F., Chen, C., J., Wang, C., L., Kuo, T., H., Moon, W., K. ve Chen, D.,R., Tamper detection and recovery for medical images using near-lossless information hiding technique, Journal of Digital Imaging, 21,1 (2008) 59-76.
9. Qasim, A., F., Meziene, F. ve Aspin, R., Digital watermarking: applicability for developing trust in medical imaging workflows state of the art review, Computer Science Review, 27 (2018) 45-60.
10. Mohanty, S., P., Ramakrishnan, K., R. ve Kankanhalli, M., S., A DCT domain visible watermarking technique for images, Multimedia and Expo, 2000. ICME 2000. 2000 IEEE International Conference on. Vol. 2. IEEE, 1029-1032.
11. Liu, R. ve Tan, T., An SVD-based watermarking scheme for protecting rightful ownership, IEEE transactions on multimedia, 4,1 (2002) 121-128.
12. Giakoumaki, A., Pavlopoulos, S. ve Koutsouris, D., Multiple image watermarking applied to health information management, IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 10,4 (2006) 722-732.
13. Alhaqbani, B. ve Fidge, C., Privacy-preserving electronic health record linkage using pseudonym identifiers, e-health Networking, Applications and Services, 2008, HealthCom 2008. 10th International Conference on. IEEE, 108-117.

14. Coatrieux, G., Maitre, H., Sankur, B., Rolland, Y. ve Collorec, R., Relevance of watermarking in medical imaging, *Information Technology Applications in Biomedicine*, 2000, Proceedings. 2000 IEEE EMBS International Conference on. IEEE, 250-255.
15. Eswaraiah, R. ve Reddy, E., S., Robust medical image watermarking technique for accurate detection of tamperers inside region of interest and recovering original region of interest, *IET image Processing*, 9,8 (2015) 615-625.
16. Üstübioğlu A., Ulutaş G., Tıbbi Görüntülerde Bütünlük Kontrolü ve Dayanıklılık Sağlayan Yeni Bir Damgalama Algoritması, 9. Uluslararası Bilgi Güvenliği Ve Kriptoloji Konferansı Bildiri Kitabı, Ankara, Türkiye, 25-26 Ekim 2016, 98-102.
17. Üstübioğlu A., Ulutaş G., Üstübioğlu B., Tamper localization of the medical images based on fragile watermarking, *Siu 2017*, Antalya, Türkiye, 15-18 Mayıs 2017, 1-4.
18. Fotopoulos, V., Stavrinou, M., L. ve Skodras, A., N., Medical image authentication and self-correction through an adaptive reversible watermarking technique, *BioInformatics and BioEngineering*, 2008. BIBE 2008. 8th IEEE International Conference on. IEEE, 1-5.
19. Tsai, P., Hu, Y., C. ve Yeh, H., L., Reversible image hiding scheme using predictive coding and histogram shifting, *Signal processing*, 89,6 (2009) 1129-1143.
20. Guo, X. ve Zhuang, T., G., A region-based lossless watermarking scheme for enhancing security of medical data, *Journal of digital imaging*, 22,1 (2009) 53-64.
21. Coatrieux, G., Montagner, J., Huang, H. ve Roux, C., Mixed reversible and RONI watermarking for medical image reliability protection, *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2007, EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 5653-5656.
22. Lin, C., C., Tai, W., L. ve Chang, C., C., Multilevel reversible data hiding based on histogram modification of difference images, *Pattern Recognition*, 41,12 (2008) 3582-3591.
23. Ni, R., Ruan, Q. ve Zhao, Y., Pinpoint authentication watermarking based on a chaotic system, *Forensic Science International*, 179,1 (2008) 54-62.
24. Chiang, K., H., Chang-Chien, K., C., Chang, R., F. ve Yen, H., Y., Tamper detection and restoring system for medical images using wavelet-based reversible data embedding, *Journal of Digital Imaging*, 21,1 (2008) 77-90.
25. Das, S. ve Kundu, M., K., Hybrid contourlet-DCT based robust image watermarking technique applied to medical data management, *International Conference on Pattern Recognition and Machine Intelligence*. Springer, Berlin, Heidelberg, 2011, 286-292.
26. Mostafa, S., A., El-Sheimy, N., Tolba, A., S., Abdelkader, F., M. ve Elhindy, H., M., Wavelet packets-based blind watermarking for medical image management, *The open biomedical engineering journal*, 4 (2010) 93.

27. Wu, X., Guan, Z., H. ve Wu, Z., A chaos based robust spatial domain watermarking algorithm, *International Symposium on Neural Networks*, Springer, Berlin, Heidelberg, 2007, 113-119.
28. Sebé, F., Domingo-Ferrer, J. ve Herrera, J., Spatial-domain image watermarking robust against compression, filtering, cropping, and scaling, *International Workshop on Information Security*, Springer, Berlin, Heidelberg, 2000, 44-53.
29. Eswaraiah, R. ve Reddy, E., S., A fragile ROI-based medical image watermarking technique with tamper detection and recovery, *Communication Systems and Network Technologies (CSNT)*, 2014 Fourth International Conference on. IEEE, 2014, 896-899.
30. Tian, J., Reversible data embedding using a difference expansion, *IEEE transactions on circuits and systems for video technology*, 13,8 (2003) 890-896.
31. Alattar, A., M., Reversible watermark using difference expansion of triplets, *Image Processing, 2003. ICIP 2003. Proceedings. 2003 International Conference on*. Vol. 1. IEEE, 2003, I-501.
32. Al-Qershi, O., M. ve Khoo, B., E., High capacity data hiding schemes for medical images based on difference expansion, *Journal of Systems and Software*, 84,1 (2011) 105-112.
33. Hsu, F., H., Wu, M., H., Wang, S., J. ve Huang, C., L., Reversibility of image with balanced fidelity and capacity upon pixels differencing expansion, *The Journal of Supercomputing*, 66,2 (2013) 812-828.
34. Jawad, K. ve Khan, A., Genetic algorithm and difference expansion based reversible watermarking for relational databases, *Journal of Systems and Software*, 86,11 (2013) 2742-2753.
35. Ni, R., Cheng, H., D., Zhao, Y. ve Hou, Y., High capacity reversible watermarking for images based on classified neural network, *Scandinavian Conference on Image Analysis*. Springer, Berlin, Heidelberg, 2013, 697-706.
36. Pei, Q., Wang, X., Li, Y. ve Li, H., Adaptive reversible watermarking with improved embedding capacity, *Journal of Systems and Software*, 86,11 (2013) 2841-2848.
37. Al-Qershi, O., M. ve Khoo, B., E., Authentication and data hiding using a hybrid ROI-based watermarking scheme for DICOM images, *Journal of Digital Imaging*, 24,1 (2011) 114-125.
38. Ni, Z., Shi, Y., Q., Ansari, N. ve Su, W., Reversible data hiding, *IEEE Transactions on circuits and systems for video technology*, 16,3 (2006) 354-362.
39. Woo, C., S., Du, J. ve Pham, B., L., Multiple watermark method for privacy control and tamper detection in medical images, *In Proceedings of the APRS Workshop on Digital Image Computing Pattern Recognition and Imaging for Medical Applications*, 2005, 59-64.

40. Das, S. ve Kundu, M., K., Effective management of medical information through ROI-lossless fragile image watermarking technique, Computer methods and programs in biomedicine, 111,3 (2013) 662-675.
41. Thabit, R. ve Khoo, B., E., Medical image authentication using SLT and IWT schemes, Multimedia Tools and Applications, 76,1 (2017) 309-332.
42. Al-Qershi, O., M. ve Khoo, B., E., ROI-based tamper detection and recovery for medical images using reversible watermarking technique, Information Theory and Information Security (ICITIS), 2010 IEEE International Conference on. IEEE, 2010, 151-155.
43. Gunjal, B., L. ve Mali, S., N., ROI based embedded watermarking of medical images for secured communication in telemedicine, Int. J. Comput. Commun. Eng., 6,48 (2012) 293-298.
44. Do, M., N. ve Vetterli, M., Contourlets: a directional multiresolution image representation, Image Processing. 2002, Proceedings. 2002 International Conference on. Vol. 1. IEEE, 2002, I-I.
45. Do, M., N. ve Vetterli, M., The contourlet transform: an efficient directional multiresolution image representation, IEEE Transactions on image processing, 14,12 (2005) 2091-2106.
46. Rahimi, F. ve Rabbani, H., A dual adaptive watermarking scheme in contourlet domain for DICOM images, Biomedical engineering online, 10,1 (2011) 53.
47. Lai, C., C., An improved SVD-based watermarking scheme using human visual characteristics, Optics Communications, 284,4 (2011) 938-944.
48. Tsai, H., H., Jhuang, Y., J. ve Lai, Y., S., An SVD-based image watermarking in wavelet domain using SVR and PSO, Applied Soft Computing, 12,8 (2012) 2442-2453.
49. Ali, M., Ahn, C., W. ve Pant, M., A robust image watermarking technique using SVD and differential evolution in DCT domain, Optik-International Journal for Light and Electron Optics, 125,1 (2014) 428-434.
50. Mansouri, A., Aznavah, A., M. ve Azar, F., T., Secure digital image watermarking based on SVD-DCT, Advances in Computer Science and Engineering. Springer, Berlin, Heidelberg, 2008, 645-652.
51. Lei, B., Y., Soon, Y. ve Li, Z., Blind and robust audio watermarking scheme based on SVD-DCT, Signal Processing, 91,8 (2011) 1973-1984.
52. Patra, J., C., Phua, J., E. ve Bornand, C., A novel DCT domain CRT-based watermarking scheme for image authentication surviving JPEG compression, Digital Signal Processing, 20,6 (2010) 1597-1611.

53. Wang, M., S. ve Chen, W., C., A hybrid DWT-SVD copyright protection scheme based on k-means clustering and visual cryptography, Computer Standards & Interfaces, 31,4 (2009) 757-762.
54. Ali, M. ve Ahn, C., W., An optimized watermarking technique based on self-adaptive DE in DWT–SVD transform domain, Signal Processing, 94 (2014) 545-556.
55. Faragallah, O., S., Efficient video watermarking based on singular value decomposition in the discrete wavelet transform domain, AEU-International Journal of Electronics and Communications, 67,3 (2013) 189-196.
56. Kulkarni, M., B. ve Patil, R., T., Tamper detection & recovery in medical image with secure data hiding using reversible watermarking, Int J Emerg Technol Adv Eng, 2,3 (2012) 370-373.
57. Hernandez, J., R., Amado, M. ve Perez-Gonzalez, F., DCT-domain watermarking techniques for still images: Detector performance analysis and a new structure, IEEE transactions on image processing, 9,1 (2000) 55-68.
58. Li, J., Du, W., Bai, Y. ve Chen, Y., W., 3D-DCT based zero-watermarking for medical volume data robust to geometrical attacks, International Conference on Wireless Communications and Applications, Springer, Berlin, Heidelberg, 2011, 433-444.
59. Badran, E., F., Sharkas, M., A. ve Attallah, O., A., Multiple watermark embedding scheme in wavelet-spatial domains based on ROI of medical images, Radio Science Conference, 2009. NRSC 2009. National. IEEE, 2009, 1-8.
60. Lee, H., K., Kim, H., J., Kwon, K., R. ve Lee, J., K., ROI medical image watermarking using DWT and bit-plane, Communications, 2005 Asia-Pacific Conference on. IEEE, 2005, 512-515.
61. Giakoumaki, A., Pavlopoulos, S. ve Koutouris, D., A medical image watermarking scheme based on wavelet transform, Engineering in medicine and biology society, 2003. Proceedings of the 25th annual international conference of the IEEE. Vol. 1. IEEE, 2003, 856-859.
62. Lin, W., H., Wang, Y., R. ve Horng, S., J., A block-based watermarking method using wavelet coefficient quantization, International Conference on Algorithms and Architectures for Parallel Processing. Springer, Berlin, Heidelberg, 2009, 156-164.
63. Memon, N., A. ve Gilani, S., A., M., Adaptive data hiding scheme for medical images using integer wavelet transform, Emerging Technologies, 2009, ICET 2009. International Conference on. IEEE, 2009, 221-224.
64. Arsalan, M., Malik, S., A. ve Khan, A., Intelligent reversible watermarking in integer wavelet domain for medical images, Journal of Systems and Software, 85,4 (2012) 883-894.
65. Khalighi, S., Tirdad, P. ve Rabiee, H., A contourlet-based image watermarking scheme with high resistance to removal and geometrical attacks, EURASIP Journal on Advances in Signal Processing, 2010,1 (2010) 540723.

66. Al-Haj, A., Secured telemedicine using region-based watermarking with tamper localization, Journal of digital imaging, 27,6 (2014) 737-750.
67. Mansouri, A., Aznaveh, A., M. ve Azar, F., T., SVD-based digital image watermarking using complex wavelet transform, Sadhana, 34,3 (2009) 393-406.
68. Al-Gindy, A., A fragile invertible watermarking technique for the authentication of medical images, Signal Processing and Information Technology (ISSPIT), 2010 IEEE International Symposium on. IEEE, 2010, 191-195.
69. Kundu, M., K. ve Das, S., Lossless ROI medical image watermarking technique with enhanced security and high payload embedding, Pattern Recognition (ICPR), 2010 20th International Conference on. IEEE, 2010, 1457-1460.
70. Daubechies, I. ve Sweldens, W., Factoring wavelet transforms into lifting steps, Journal of Fourier analysis and applications, 4,3 (1998) 247-269.
71. Shi, H. ve Lv, F., A blind digital watermark technique for color image based on integer wavelet transform, Biomedical Engineering and Computer Science (ICBECS), 2010 International Conference on. IEEE, 2010,1-4.
72. Navas, K., A., Thampy, S., A. ve Sasikumar, M., EPR hiding in medical images for telemedicine, International Journal of Biomedical Sciences, 3,1 (2008) 44-47.
73. Memon, N., A. ve Gilani, S., A., M., NROI watermarking of medical images for content authentication, Multitopic Conference, 2008, INMIC 2008. IEEE International. IEEE, 2008, 106-110.
74. Voloshynovskiy, S., Pereira, S., Iquise, V. ve Pun, T., Attack modelling: towards a second generation watermarking benchmark, Signal processing, 81,6 (2001) 1177-1214.
75. Coatrieux, G., Huang, H., Shu, H., Luo, L. ve Roux, C., A watermarking-based medical image integrity control system and an image moment signature for tampering characterization, IEEE journal of biomedical and health informatics, 17,6 (2013) 1057-1067.
76. Huang, H., Coatrieux, G., Shu, H., Z., Luo, L., M. ve Roux, C., Medical image tamper approximation based on an image moment signature, e-Health Networking Applications and Services (Healthcom), 2010 12th IEEE International Conference on. IEEE, 2010, 254-259.
77. Coatrieux, G., Montagner, J., Huang, H. ve Roux, C., Mixed reversible and RONI watermarking for medical image reliability protection, Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2007, 5653-5656.
78. Lin, C., H., Yang, C., Y. ve Chang, C.W., Authentication and protection for medical image, International Conference on Computational Collective Intelligence. Springer, Berlin, Heidelberg, 2010, 278-287.

79. Zain, J., M. ve Clarke, M., Reversible region of non-interest (RONI) watermarking for authentication of DICOM images, Int J Comput Sci Netw Secur, 7,9 (2007) 19–28.
80. Zhou, X., Q., Huang, H., K. ve Lou, S., L., Authenticity and integrity of digital mammography images, IEEE transactions on medical imaging, 20,8 (2001) 784-791.
81. Guo, X. ve Zhuang, T., G., Lossless watermarking for verifying the integrity of medical images with tamper localization, Journal of digital imaging, 22,6 (2009) 620.
82. Chou, H., H., Chen, Y., J., Shiau, Y., C. ve Kuo, T., S., An effective and efficient compression algorithm for ECG signals with irregular periods, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 53,6 (2006) 1198-1205.
83. De Vleeschouwer, C., Delaigle, J., F. ve Macq, B., Circular interpretation of bijective transformations in lossless watermarking for media asset management, IEEE Transactions on Multimedia, 5,1 (2003) 97-105.
84. Bao, F., Deng, R., H., Ooi, B., C. ve Yang, Y., Tailored reversible watermarking schemes for authentication of electronic clinical atlas, IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 9,4 (2005) 554-563.
85. Pan, W., Coatrieux, G., Cuppens-Boulahia, N., Cuppens, F. ve Roux, C., Medical image integrity control combining digital signature and lossless watermarking, Data privacy management and autonomous spontaneous security. Springer, Berlin, Heidelberg, 2010, 153-162.
86. Rodrigues, J.M., Puech, W. ve Fiorio, C., Lossless crypto-data hiding in medical images without increasing the original image size, MEDSIP'04: 2nd Medical Image and Signal Processing. 2004, 358-365
87. Acharya, R., Niranjana, U., C., Iyengar, S., S., Kannathal, N. ve Min, L.C., Simultaneous storage of patient information with medical images in the frequency domain, Computer Methods and Programs in Biomedicine, 76,1 (2004) 13-19.
88. Acharya, R., Bhat, P., S., Kumar, S. ve Min, L., C., Transmission and storage of medical images with patient information, Computers in Biology and Medicine, 33,4 (2003) 303-310.
89. Lou, D., C., Hu, M., C. ve Liu, J., L., Multiple layer data hiding scheme for medical images, Computer Standards & Interfaces, 31,2 (2009) 329-335.
90. Coatrieux, G., Quantin, C., Montagner, J., Fassa, M., Allaert, F., A. ve Roux, C., Watermarking medical images with anonymous patient identification to verify authenticity, Studies Health Technol. Inf., vol. 136, 2008, 667-672.
91. Nambakhsh, M., S., Ahmadian, A. ve Zaidi, H., A contextual based double watermarking of PET images by patient ID and ECG signal, Computer methods and programs in biomedicine, 104,3 (2011) 418-425.

92. Bouslimi, D., Coatrieux, G., Cozic, M. ve Roux, C., A joint encryption/watermarking system for verifying the reliability of medical images, IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 16,5 (2012) 891-899.
93. Kobayashi, L., O. ve Furuie, S.,S., Proposal for DICOM multiframe medical image integrity and authenticity, Journal of digital imaging, 22,1 (2009) 71-83.
94. Kobayashi, L., O., M., Furuie, S., S. ve Barreto, P., S., L., M., Providing integrity and authenticity in DICOM images: a novel approach, IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 13,4 (2009) 582-589.
95. Queluz, M., P., Authentication of digital images and video: Generic models and a new contribution, Signal processing: Image communication, 16,5 (2001) 461-475.
96. Yang, H. ve Kot, A., C., Binary image authentication with tampering localization by embedding cryptographic signature and block identifier, IEEE signal processing letters, 13,12 (2006) 741-744.
97. Zhao, X., Ho, A., T., Treharne, H., Pankajakshan, V., Culnane, C. ve Jiang, W., A novel semi-fragile image watermarking, authentication and self-restoration technique using the slant transform, Intelligent Information Hiding and Multimedia Signal Processing, 2007, IHHMSP 2007. Third International Conference on. Vol. 1. IEEE, 2007, 283-286.
98. Celik, M., U., Sharma, G. ve Tekalp, A., M., Lossless watermarking for image authentication: a new framework and an implementation, IEEE Transactions on Image Processing, 15,4 (2006) 1042-1049.
99. Ni, Z., Shi, Y., Q., Ansari, N., Su, W., Sun, Q. ve Lin, X., Robust lossless image data hiding designed for semi-fragile image authentication, IEEE Transactions on circuits and systems for video technology, 18,4 (2008) 497-509.
100. Tan, C., K., Ng, J., C., Xu, X., Poh, C., L., Guan, Y., L. ve Sheah, K., Security protection of DICOM medical images using dual-layer reversible watermarking with tamper detection capability, Journal of Digital Imaging, 24,3 (2011) 528-540.
101. Fontani, M., De Rosa, A., Caldelli, R., Filippini, F., Piva, A., Consalvo, M. ve Cappellini, V., Reversible watermarking for image integrity verification in hierarchical pacs, Proceedings of the 12th ACM workshop on Multimedia and security. ACM, 2010, 161-168.
102. Sharma, A., Singh, A., K. ve Ghrera, S., P., Robust and secure multiple watermarking for medical images, Wireless Personal Communications, 92,4 (2017) 1611-1624.
103. Memon, N., A., Gilani, S., A., M. ve Qayoom, S., Multiple watermarking of medical images for content authentication and recovery, Multitopic Conference, 2009, INMIC 2009. IEEE 13th International. IEEE, 2009, 1-6.
104. Eswaraiah, R. ve Reddy, E., S., ROI-based fragile medical image watermarking technique for tamper detection and recovery using variance, Contemporary Computing (IC3), 2014 Seventh International Conference on. IEEE, 2014, 553-558.

105. Al-Haj, A., Providing integrity, authenticity, and confidentiality for header and pixel data of DICOM images, Journal of digital imaging, 28,2 (2015) 179-187.
106. Umaamaheshvari, A. and Thanushkodi, K., High performance and effective watermarking scheme for medical images, European Journal of Scientific Research, 67,2 (2012) 283-293.
107. Kumar, B., Singh, H., V., Singh, S., P. ve Mohan, A., Secure spread-spectrum watermarking for telemedicine applications, Journal of Information Security, 2,02 (2011) 91.
108. Pal, K., Ghosh, G. ve Bhattacharya, M., Biomedical image watermarking in wavelet domain for data integrity using bit majority algorithm and multiple copies of hidden information, American Journal of Biomedical Engineering, 2,2 (2012) 29-37.
109. Hajjaji, M., A., Bourennane, E., B., Ben Abdelali, A. ve Mtibaa, A., Combining Haar wavelet and Karhunen Loeve transforms for medical images watermarking, BioMed research international, vol. 2014, 2014.
110. Kannammal, A. ve Subha Rani, S., Two level security for medical images using watermarking/encryption algorithms, International Journal of Imaging Systems and Technology, 24,1 (2014) 111-120.
111. Gao, L., Gao, T., Sheng, G. Ve Zhang, S., Robust medical image watermarking scheme with rotation correction, Intelligent Data analysis and its Applications, Volume II. Springer, Cham, 2014, 283-292.
112. Liew, S., C., Liew, S., W. ve Zain, J., M., Tamper localization and lossless recovery watermarking scheme with ROI segmentation and multilevel authentication, Journal of digital imaging, 26,2 (2013) 316-325.
113. Ustubioglu, A. ve Ulutas, G., A New Medical Image Watermarking Technique with Finer Tamper Localization, Journal of digital imaging, 30,6 (2017) 665-680.
114. Huang, L., A Fragile Watermark Method for Improving Medical Images Security, Journal of Computers, 9,9 (2014) 2043-2049.
115. Lee, S., Yoo, C, D. ve Kalker, T., Reversible image watermarking based on integer-to-integer wavelet transform, IEEE Transactions on information forensics and security, 2,3 (2007) 321-330.
116. Memon, N., A., Chaudhry, A., Ahmad, M. ve Keerio, Z., A., Hybrid watermarking of medical images for ROI authentication and recovery, International Journal of Computer Mathematics, 88,10 (2011) 2057-2071.
117. Memon, N., A. ve Gilani, S., A., M., Watermarking of chest CT scan medical images for content authentication, International Journal of Computer Mathematics, 88,2 (2011) 265-280.
118. BW, T., A. ve Permana, F., P., Medical image watermarking with tamper detection and recovery using reversible watermarking with LSB modification and run length

encoding (RLE) compression, Communication, Networks and Satellite (ComNetSat), 2012 IEEE International Conference on. IEEE, 2012, 167-171.

119. Tareef, A., Al-Ani, A., Nguyen, H. ve Chung, Y., Y., A novel tamper detection-recovery and watermarking system for medical image authentication and EPR hiding, Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2014, 5554-5557.
120. Parah, S., A., Sheikh, J., A., Ahad, F., Loan, N., A. ve Bhat, G., M., Information hiding in medical images: a robust medical image watermarking system for E-healthcare, Multimedia Tools and Applications, 76,8 (2017) 10599-10633.
121. Parah, S., A., Ahad, F., Sheikh, J., A. ve Bhat, G., M., Hiding clinical information in medical images: A new high capacity and reversible data hiding technique, Journal of biomedical informatics, 66 (2017) 214-230.
122. Singh, A., K., Dave, M. ve Mohan, A., Robust and secure multiple watermarking in wavelet domain, Journal of medical imaging and health informatics, 5,2 (2015) 406-414.
123. Rathi, S.C. and Inamdar, V.S., Medical images authentication through watermarking preserving ROI, Health Informatics-An International Journal (HIJ), 1,1 (2012).
124. Shamir, A., How to share a secret, Communications of the ACM, 22,11 (1979) 612-613.
125. Ulutas, M., Ulutas, G. ve Nabiyeve, V., V., Medical image security and EPR hiding using Shamir's secret sharing scheme, Journal of Systems and Software, 84,3 (2011) 341-353.
126. Silva, L.F., Saade, D.C.M., Sequeiros, G.O., Silva, A.C., Paiva, A.C., Bravo, R.S. ve Conci, A., A new database for breast research with infrared image, Journal of Medical Imaging and Health Informatics, 4,1 (2014) 92-100.
127. Maheshkar, S., Region-based hybrid medical image watermarking for secure telemedicine applications, Multimedia Tools and Applications, 76,3 (2017) 3617-3647.
128. Ishikawa, Y., Uehira, K. ve Yanaka, K., Practical evaluation of illumination watermarking technique using orthogonal transforms, Journal of Display Technology, 6,9 (2010) 351-358.
129. Saryazdi, S. ve Nezamabadi-Pour, H., A blind digital watermark in hadamard domain, World Academy of Science, Engineering and Technology, 3 (2005) 126-129.
130. Singh, A., K., Dave, M. ve Mohan, A., Hybrid technique for robust and imperceptible multiple watermarking using medical images, Multimedia Tools and Applications, 75,14 (2016) 8381-8401.
131. Pratt, W., K., Kane, J. ve Andrews, H., C., Hadamard transform image coding, Proceedings of the IEEE, 57,1 (1969) 58-68.

132. Üstübioğlu A., Ulutaş G., Üstübioğlu B., Tıbbi Görüntülerin TADD-HWHD ile Damgalanması, SIU 2018, İzmir, TÜRKİYE, 02-05 Mayıs 2018, 1-4.
133. Cox, I., J., Miller, M., L. ve Bloom, J., A., Digital Image Watermarking, Morgan Kaufman, Publishers, USA, 2004.
134. Barni, M., Bartolini, F., Cappellini, V. ve Piva, A., A DCT-domain system for robust image watermarking, Signal processing 66,3 (1998) 357-372.



ÖZGEÇMİŞ

Arda ÜSTÜBİOĞLU; 1983 yılında Trabzon'da doğdu. İlk ve orta öğrenimini Trabzon'da tamamladı. 2001 yılında Kanuni Anadolu Lisesi'nden mezun oldu. 2001 yılında, ÖSS ile Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği lisans eğitimine başladı. 2005 yılında lisans derecesini aldığı KTÜ Bilgisayar Mühendisliği bölümünü yedincilik derecesi ile bitirdi. 2006 yılında KTÜ Bilgisayar Mühendisliği Bölümünde yüksek lisansına başladı. 2007 yılında Fen Bilimleri Enstitüsüne bağlı olarak Araştırma Görevlisi olarak atandı. 2009 yılında aynı bölümde yüksek lisansını tamamladı ve aynı yıl içerisinde Trabzon Meslek Yüksekokulu Elektronik ve Otomasyon bölümüne Öğretim Görevlisi olarak atandı. Aynı yıl Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Bilgisayar Mühendisliği Bölümü'nde doktora eğitimine başladı. KTÜ Trabzon Meslek Yüksekokulunda halen çalışmaya devam etmektedir.

2'si SCI/expanded indeksli dergilerde, 10'u uluslararası konferanslarda olmak üzere toplam 12 yayını mevcuttur. Yabancı dil olarak İngilizce bilmektedir. Başlıca yayınları aşağıda verilmiştir.

SCI, SSCI, AHCI indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler

Üstübioğlu Arda, Ulutaş Güzin (2017). A New Medical Image Watermarking Technique with Finer Tamper Localization. Journal of Digital Imaging, 30(6), 665-680., Doi: 10.1007/s10278- 017-9960-y.

Ulutaş Güzin, **Üstübioğlu Arda**, Üstübioğlu Beste, Nabıyev Vasıf, Ulutaş Mustafa (2017). Medical Image Tamper Detection Based on Passive Image Authentication. Journal of Digital Imaging, 30(6), 695-709., Doi: 10.1007/s10278-017-9961-x.