

TIBBİ GÖRÜNTÜLERİN GÜVENLİĞİ İÇİN İLGI OLMAYAN BÖLGELERDE KENAR TABANLI DAMGALAMA

Rukiye KARAKIŞ^{1*}, Kali GÜRKAHRAMAN²

¹Sivas Cumhuriyet Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Yazılım Mühendisliği Bölümü, Sivas, 58140, Türkiye

²Sivas Cumhuriyet Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, Sivas, 58140, Türkiye

Geliş tarihi: 18.04.2021 Kabul tarihi: 17.06.2021

ÖZET

Son yıllarda, hastaların kişisel kayıtlarının güvenliği, tıbbi görüntülerde damgalama teknikleri kullanılarak sağlanmaktadır. Damgalama işleminin tanı ve tedaviyi etkilememesi için gizleme işlemi görüntülerdeki ilgi olmayan bölgelerde gerçekleştirilmelidir. Bu çalışmada, tıbbi görüntülerin dosya başlık kısmında yer alan hasta kişisel bilgileri ve radyoloji raporlarından oluşan gizli mesajı saldırılara karşı koruyan kör olmayan kenar tabanlı damgalama sistemi önerilmektedir. AES-256 ile şifrelenen gizli mesaj, taşıyıcı görüntülerin histogram istatistiği yöntemiyle tespit edilen ilgi olmayan bölgelerdeki piksellere yerleştirilerek görüntüye dönüştürülmüştür. Mesaj ve taşıyıcı görüntülerin Ayrık Dalgacık Dönüşümü ve Tekil Değer Ayrışımıyla bulunan tekil değerleri birleştirilerek damgalama gerçekleştirilmiştir. Çalışmada 402944 bit veri gizlenmesi sonrasında sinyalin tepe değerinin görüntüye oranı 68,33 dB olarak bulunmuştur. Medikal görüntü güvenliği için önerilen ilgi olmayan bölgelerde kenar tabanlı damgalama tekniği yüksek kapasiteli, farkedilmez ve saldırılara karşı dayanıklıdır.

***Anahtar Kelimeler:** Tıbbi Görüntü Damgalama, İlgi Olmayan Bölge Belirleme, Kenar Belirleme, Tekil Değer Ayrışımı, Ayrık Dalgacık Dönüşümü*

EDGE-BASED WATERMARKING IN NONE REGION OF INTERESTS FOR THE SECURITY OF MEDICAL IMAGES

ABSTRACT

In recent years, the security of patients' personal records is ensured by watermarking techniques using medical images. Data hiding should be performed in the region of non-interest of the medical images so that the watermarking does not affect the diagnosis and treatment. This study proposes an edge-based non-blind watermarking system that protects the secret message consisting of patient personal information in the file header of medical images and radiology reports against attacks. The secret message encrypted with AES-256 was transformed into an image by embedding the message in the region of non-interest pixels of cover images detected using the histogram statistics method. The watermarking was performed by combining the singular values of the message and carrier images which were determined by Discrete Wavelet Transform and Singular Value Decomposition. In the study, after 402944-bit data hiding, the peak signal-to-noise ratio was found as 68.33 dB. The proposed edge-based watermarking technique in region of non-interest for medical image security has high capacity, imperceptibility, and robustness to attacks.

***Keywords:** Medical Image Watermarking, Region of None Interest Detection, Edge Detection, Singular Value Decomposition, Discrete Wavelet Transform.*

* e-posta¹: rkarakis@cumhuriyet.edu.tr ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0002-1797-3461> (Sorumlu Yazar)

e-posta²: kgurkahraman@cumhuriyet.edu.tr ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0002-0697-125X>

1. Giriş

Tanı ve tedavide sıkça kullanılan radyolojik görüntüler, hastane bilgi sistemlerinin kayıt alanlarında en fazla yer kaplayan verilerdir. Radyolojik görüntülerin tutulduğu dosya formatı olan Tıpta Sayısal Görüntüleme ve İletişim (Digital Imaging and Communications in Medicine: DICOM) standardı başlık kısmında hastaya ait ad, soyad, kimlik numarası, adres gibi bazı kişisel bilgiler içerir. Bu verilere ulaşmak için herhangi bir DICOM görüntüleyici kullanmak yeterlidir. Şifreleme ya da veri gizleme teknikleri, yerel ve açık ağ üzerinden paylaşılan ve incelenen bu görüntülerin güvenliğinin sağlanmasında kullanılır. Şifreleme verilerin içeriğinin korunması ile veri gizleme ise verinin varlığının gizlenmesi ile ilgilenmektedir [1-2].

Damgalama, veri gizleme biliminin bir alt araştırma alanıdır ve gizlenen verilerin saldırılara karşı daha dayanıklı olmasını sağlayan yöntemler önermektedir. Damgalama ile gizlenen veriler üçüncü parti saldırılar sonrası geri elde edilebilmektedir. Son yıllarda radyolojik görüntülerin güvenliğinin sağlanmasında da farklı damgalama tekniklerinden yararlanılmaktadır. Buradaki tekniklerin güvenlik senaryosu, açık ağlarda paylaşılan ya da hastalara CD/DVD ile verilen DICOM uzantılı görüntüleri ele geçiren üçüncü parti kişilerin hasta kişisel bilgilerine kolayca ulaşmasını engellemektir. Ayrıca, bu verilerin güvenliği, damgalama ile simetrik, asimetrik ya da özet (hash) şifrelemenin birarada kullanılmasıyla artırılabilir [1-8]. Literatürde tıbbi görüntülerdeki kişisel bilgileri korumak için uzamsal ya da dönüşüm düzleminde gerçekleştirilen farklı veri gizleme uygulamaları mevcuttur. Bu yöntemler, en az ağırlıklı bit (LSB: Least Significant Bit) tabanlı, geri döndürülebilir ya da ilgi olmayan bölgelerde (RONI: Region of None Interest) gerçekleştirilen teknikler olarak gruplandırılır [2-4, 6-19]. LSB yaklaşımlarında, sıralı ya da rassal belirlenen piksellerin ya da dönüşüm katsayılarının LSB'lerine gizli mesajın bitleri yerleştirilir. Geri döndürülebilir yöntemlerde, damga görüntülerden gömülen mesaj çıkarıldıktan sonra orjinal görüntü de elde edilmektedir. RONI veri gizlemede ise görüntülerin tanı ve tedavisiyle ilintili bölgeleri dışında kalan alanlara mesaj gömülmektedir. Veri gizleme uzamsal düzlemde gerçekleştirildiğinde, bu teknikler kırpma, döndürme, yeniden boyutlandırma, görüntü ekleme ve filtreleme gibi saldırılara karşı dayanıksızdır. Bu sebeple, araştırmacılar dönüşüm uzayında gizleme işlemlerini gerçekleştiren çalışmalara odaklanmaktadır [2-4, 6-19].

Joshi ve arkadaşı [13] yaptıkları çalışmada, Arnold Dönüşümü kullanarak hastane logosu ve kişisel bilgileri şifrelemiştir ve ardından ikinci seviye ayrık dalgacık dönüşümü (ADD) ile gizlemiştir. Çalışmada orjinal ve damga görüntüler arasından ölçülen sinyalin tepe değerinin gürültüye oranı (PSNR: Peak signal-to-noise ratio) 53,37 ile 56,76 dB aralığında bulunmuştur. Mavudila ve arkadaşları şifreledikleri logoları çok bantlı karmaşık dalgacık dönüşümü (KDD) ile gizlemişlerdir. Çalışmada önerilen dönüşüm tabanlı veri gizleme tekniğinin PSNR değerleri 40,2 dB ile 42,0 dB aralığındadır [14]. Giakoumaki ve arkadaşları tıbbi görüntülerin ayrık kosinüs dönüşümü (AKD) katsayılarında hasta kişisel bilgilerini ve doktor yorumlarını gizlemişlerdir [15]. 2000 bayt (16 kilobit) veri için PSNR değerleri 52,78-63,24 dB olarak elde edilmiştir. Diğer bir çalışmada, X-ray görüntülerinin AKD katsayılarında en fazla 2048 bayt mesaj gizlenmiştir [16]. Giakoumaki ve arkadaşları 20 farklı görüntüde 4. seviye ADD ile veri gizlemişlerdir. Ortalama PSNR değerleri, yaklaşık 5348 bit veri için 45,96 ile 46,66 dB aralığında elde edilmiştir [17]. Nambakhsh ve arkadaşları önerdikleri dalgacık tabanlı algoritma ile Elektrokardiyogram (EKG) sinyallerini ve hasta kişisel bilgilerini 256x256 çözünürlüklü PET görüntülerinde gizlemişlerdir. PSNR değerleri 2 kilo bayt mesaj için 48,15 dB şeklindedir [18]. Yaptıkları diğer bir çalışmada ise Manyetik Rezonans (MR) ve Bilgiyararlı Tomografi (BT) görüntülerine EKG verilerini sıfır ağaç dalgacık dönüşümü (SDD) katsayılarına gizlemişlerdir. 512 ve 8192 bayt veri için PSNR değerleri sırasıyla 43,47 ve 39,29 dB olarak bulunmuştur [19]. Acharya ve arkadaşları veriyi tıbbi görüntülerin AKD katsayılarının LSB'lerine gizlemişlerdir. Bu çalışmada, katsayıların kodlanmasında Huffman ve RLE sıkıştırma teknikleri kullanılmıştır. Taşıyıcı ve damga görüntüler arasındaki fark, normalize ortalama kare hatasının kökü (NRMSE: Normalized Root Mean Square Error) kullanılarak ölçülmüştür. MR, BT ve anjiyogram görüntüleri için NRMSE değerleri 0,81

ile 1,01 arasında bulunmuştur. Ancak, taşıyıcı ve gömülü görüntülerin histogramlarında farkedilebilir değişim oluşmuştur [20].

Literatürde bu çalışmanın konusuyla alakalı, veriyi ilgi veya ilgi olmayan bölgelerde gizleyen dönüşüm tabanlı yaklaşımlar da mevcuttur. Üstübioğlu ve ark. [21] tıbbi görüntülerin güvenliği için dönüşüm düzleminde ADD ve Hızlı Walsh-Hadamard Dönüşümlerini (HWHD) kullanan bir damgalama sistemi tasarlamıştır. 512x512 boyutlu görüntülerin ilgi bölgelerinin (ROI: Region of Interest) alt bloklarında 120x120 boyutlu logo ve blok bilgileri gizlenmiştir. Ayrıca damgalama için oluşturulan özet, RONI'lerin LSB'lerinde gizlenmiştir. Çalışmada ortalama PSNR değerleri 48,56 ile 48,69 dB aralığındadır ve geliştirilen yöntemin saldırılara karşı dayanıklılık değerleri yüksektir. Ancak, ilgi ve ilgi olmayan bölge tespitinin nasıl yapıldığı belirsizdir.

Bamal ve ark. [22] tıbbi görüntü güvenliğini, tekil değer ayrıştırma (TDA), Hızlı Walsh Dönüşümü (HWD) ve Stantlet Dönüşümü (SLT) kullanarak sağlamıştır. ROI tespiti Yapay Sinir Ağları (YSA) ile gerçekleştirilmiştir. İlk damga olan özet, HWD ve TDA kullanılarak görüntülere gizlenmiştir. AES ile şifrelenen ikinci damga (kişisel bilgi, parmak izi ve şifreleme anahtarı) ilk damganın gizlenmesi ile oluşturulan görüntülerin SLT katsayılarında gömülmüştür. Bu katsayılar Yapay Arı Koloni (ABC: Articial Bee Colony) algoritması ile tespit edilen eşik değeri kullanılarak belirlenmiştir. Karmaşık işlemler içeren bu damgalama sisteminde, piksel başına 1.819 bpp (bit pixel) veri gizlenilmiştir ve ortalama PSNR değeri 48,89 dB'dir.

Zermi ve ark. [23] hasta kişisel bilgilerini, görüntüye ait bilgileri ve bunlardan oluşturulan özeti tıbbi görüntülerde ADD ve TDA ile elde edilen ardışık tekil değerlerde gizlemişlerdir. Geliştirilen damgalama sisteminde 2546 bit (318 bayt) veri için 57,41 dB PSNR değeri elde edilmiştir. Önerilen yöntemin dayanıklılığı yüksek ancak mesaj gizleme kapasitesi düşüktür.

Fares ve ark. [24] hasta kişisel bilgilerinin güvenliğini sağlamak için AKD-Schur Dönüşümü ve ADD-Schur Dönüşümü olmak üzere iki damgalama tekniği önermiştir. PSNR değerleri bu iki yöntem için sırasıyla 47,98 ve 49,20 dB olarak bulunmuştur. Ancak yöntemlerin kapasitesi sırasıyla 682 bit (85 bayt) ve 1026 bit (128 bayt)'tır.

Karakiş ve ark. [25] ADD ve TDA ile hasta kişisel bilgilerini tıbbi görüntülerde gizlemiştir. PSNR değerleri 55,18 ile 56,81 dB aralığında bulunmuştur. Ancak bu çalışmada, kapasite analizleri ve steg saldırı analizleri verilmemiştir ve ROI ve RONI tespit edilmemiştir. Diğer bir çalışmalarında [26] MR görüntülerindeki tümör bölgesi, ROI, ADD ve k-ortalama kümeleme kullanılarak tespit edilmiştir. Tümör dışındaki bölgeler RONI olarak atanmış ve buradaki piksellerin LSB'lerine mesaj bitleri yerleştirilmiştir. Çalışmanın PSNR değerleri 61,18 ile 68,93 dB aralığında bulunmuştur. Önerilen yöntemin kapasitesi LSB tabanlı olduğu için yüksektir ancak yöntem saldırılara karşı dayanıklı değildir.

Bu çalışmada, tıbbi görüntülerin dosya başlık kısmında yer alan hasta kişisel bilgileri ve radyoloji raporlarından oluşturulan gizli mesajın, saldırılara karşı korunması amacıyla kör olmayan kenar tabanlı damgalama sistemi önerilmektedir. Çalışmanın literatüre katkıları (1) tıbbi görüntülerin ilgi olmayan kenarlarının histogram istatistiği (HI) tekniği ile tespit edilmesi, (2) Gizli mesajın kenar maskesi aracılığıyla görüntüye dönüştürülmesi, (3) Dönüşüm uzayında ADD ve TDA ile gizleme yapılarak saldırılara karşı dayanıklılığın sağlanması, (4) İlgi olmayan bölgelerde gerçekleştirilen damgalama neticesinde tanı ve tedavinin etkilenmemesi olarak sıralanabilir. Önerilen damgalama sisteminde, taşıyıcı tıbbi görüntülerin HI yöntemi ile kenar maske görüntüsü elde edilmektedir ve AES-256 ile şifrelenen gizli mesaj, bu maske görüntüsünün kenar piksellerine sıralı olarak yerleştirilmektedir. Taşıyıcı ve mesaj görüntüleri üçüncü seviye ADD kullanılarak LL (yaklaşık), LH (yatay), HL (dikey) ve HH (çapraz) alt bantlarına ayrıştırılmaktadır. LL bantlarının TDA ile elde edilen tekil değerleri birleştirilerek damga görüntü oluşturulmaktadır. Çalışmada, taşıyıcı görüntüler ile damga görüntüler arasındaki farklılık, hataların kareleri ortalaması (MSE: Mean Square Error), PSNR, evrensel kalite indeksi (UQI: Universal Quality Index) ve yapısal benzerlik (SSIM: Structural Similarity Measure) değerleri kullanılarak tespit edilmiştir. Ayrıca, kör/referanssız görüntü uzamsal kalite değerlendiricisi (BRISQUE: Blind/Referenceless Image Spatial Quality Evaluator), doğallık görüntü kalitesi değerlendiricisi (NIQE: Naturalness Image Quality Evaluator) ve algıya dayalı görüntü kalitesi

değerlendiricisi (PIQE: Perception based Image Quality Evaluator) gibi referans tabanlı olmayan metrikler ile damgalı görüntülerin kalitesi ortaya konulmuştur. Gizlenen damga ve elde edilen damga arasındaki benzerlik ise normalize korelasyon (NC: Normalized Correlation) ve hatalı bit (BER: Bits of Error) ölçümleri ile tespit edilmiştir.

Bu makalede, Bölüm 2’de materyal ve kullanılan yöntemler anlatılmıştır. Bölüm 3’te deneysel sonuçlar ve tartışma aktarılmıştır. Son bölümde ise sonuç verilmiştir.

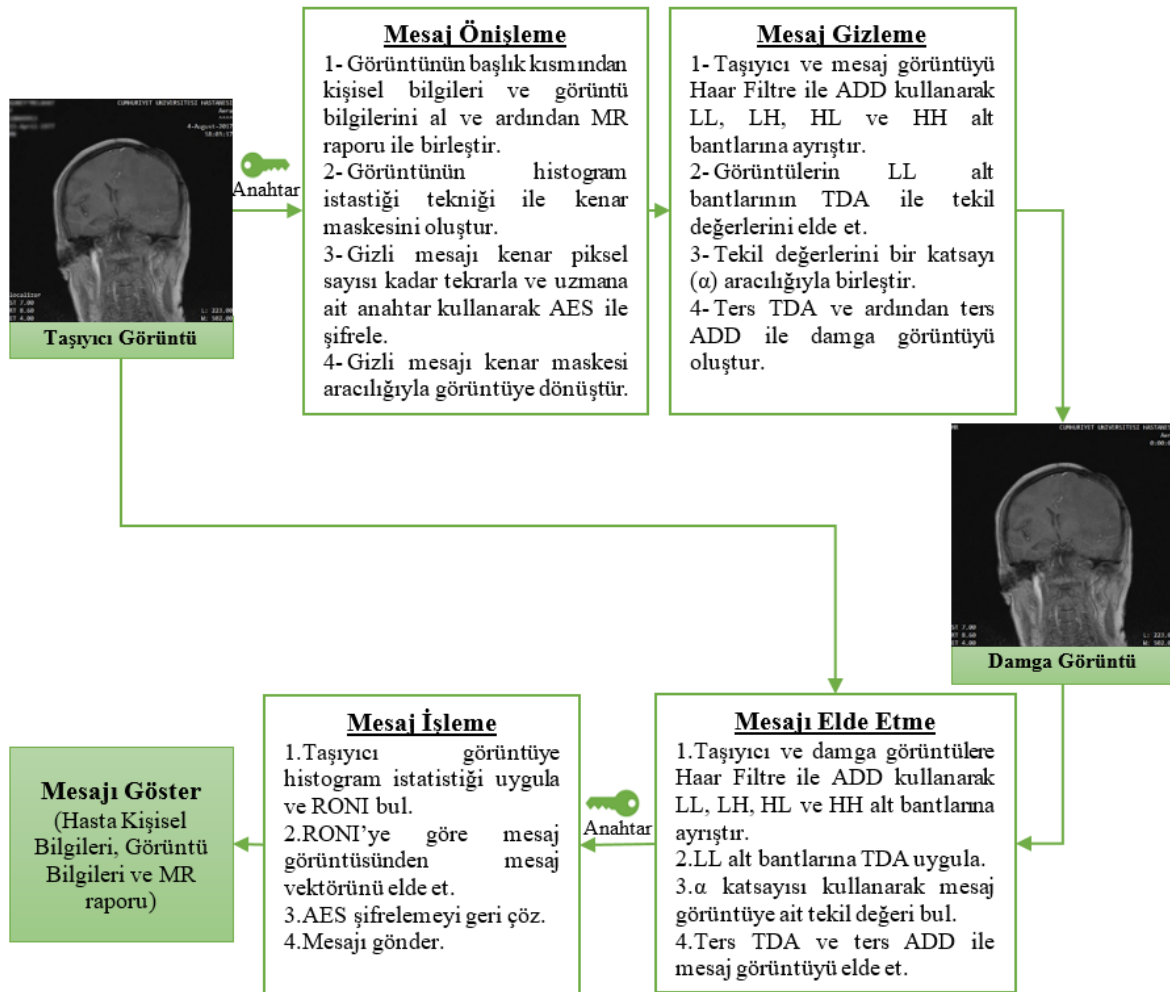
2. Materyal ve Metod

Bu çalışmada, 30 epilepsi hastasına ait 512x512 boyutlu ve 16 bitlik DICOM uzantılı toplam 90 adet beyin MR görüntüsü Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Nöroloji ve Radyoloji bölümlerinden (Proje No: Tekno-017) alınmıştır [26]. Gizli mesaj, DICOM görüntüsünün dosya başlık kısmında yer alan hasta kişisel bilgilerini (ad, soyad, kimlik numarası, doğum tarihi, cinsiyet, yaş, ağırlık ve adres), görüntü çekim bilgilerini (tarih, saat, numara, modalite ve açıklama) ve seri bilgilerini (tarih, saat ve açıklama) ve MR görüntülerinin raporlarını içermektedir. Çizelge 1’de kullanılan veri setinin özellikleri ve gizli mesajın kapasite bilgileri verilmiştir. Önerilen mesaj gizleme ve elde edilmesi, verisi ile test edilmesi ve performans analizlerine ait kodlamalar MATLAB platformunda gerçekleştirilmiştir.

Çizelge 1. Verisi özellikleri ve gizli mesaj kapasiteleri

Hasta Etiketi	MR Başlık Dosyası Bilgileri (Bayt)	MR Rapor (Bayt)	Gizli Mesaj (Bayt)
P1	132	1035	1169
P2	139	1026	1167
P3	134	1740	1876
P4	131	1633	1766
P5	134	1206	1342
P6	136	1576	1714
P7	141	1763	1906
P8	139	1771	1912
P9	137	1153	1292
P10	134	1813	1949
P11	117	1699	1818
P12	135	1154	1291
P13	137	1656	1795
P14	137	1645	1784
P15	135	1012	1149
P16	136	2177	2315
P17	143	1051	1196
P18	134	1354	1490
P19	136	1383	1521
P20	134	1169	1305
P21	136	1082	1220
P22	139	1108	1249
P23	138	1063	1203
P24	135	1364	1501
P25	124	2255	2381
P26	133	1671	1806
P27	137	1576	1715
P28	138	1877	2017
P29	136	1563	1701
P30	144	2501	2647

Şekil 1’de kör olmayan damgalama sisteminin mesaj gizleme ve elde etme aşamaları verilmiştir. Mesaj önileme aşamasında, öncelikle görüntünün dosya başlık kısmından hasta kişisel bilgileri ve görüntü bilgileri alınır ve MR raporu ile birleştirilir. Taşıyıcı görüntünün HI yöntemi kullanılarak kenar pikselleri belirlenir ve bir maske görüntü oluşturulur. Gizli mesaj, maskede işaretlenen piksel sayısı kadar tekrarlanır ve AES-256 yöntemiyle şifrelenir. Şifreli mesaj maskenin işaretlenen piksellerine sıralı olarak yerleştirilerek mesaj görüntü oluşturulur. Mesaj gizleme aşamasında, taşıyıcı ve mesaj görüntüler öncelikle üçüncü seviye ADD kullanılarak LL, LH, HL ve HH alt bantlarına ayrıştırılır. LL bantlarının TDA kullanılarak tekil değerleri elde edilir ve bir katsayı (α) kullanılarak bu değerler birleştirilir. Ters TDA ve ardından ters ADD ile damga görüntü oluşturulur. Önerilen damgalama sisteminde, hasta kişisel bilgileri taşıyıcı DICOM görüntüsünün başlık kısmından silinir. Kişisel bilgiler ve MR raporları sadece şifreleme işlemini çözecek anahtara sahip uzmanlarca görülebilir hale getirilir.

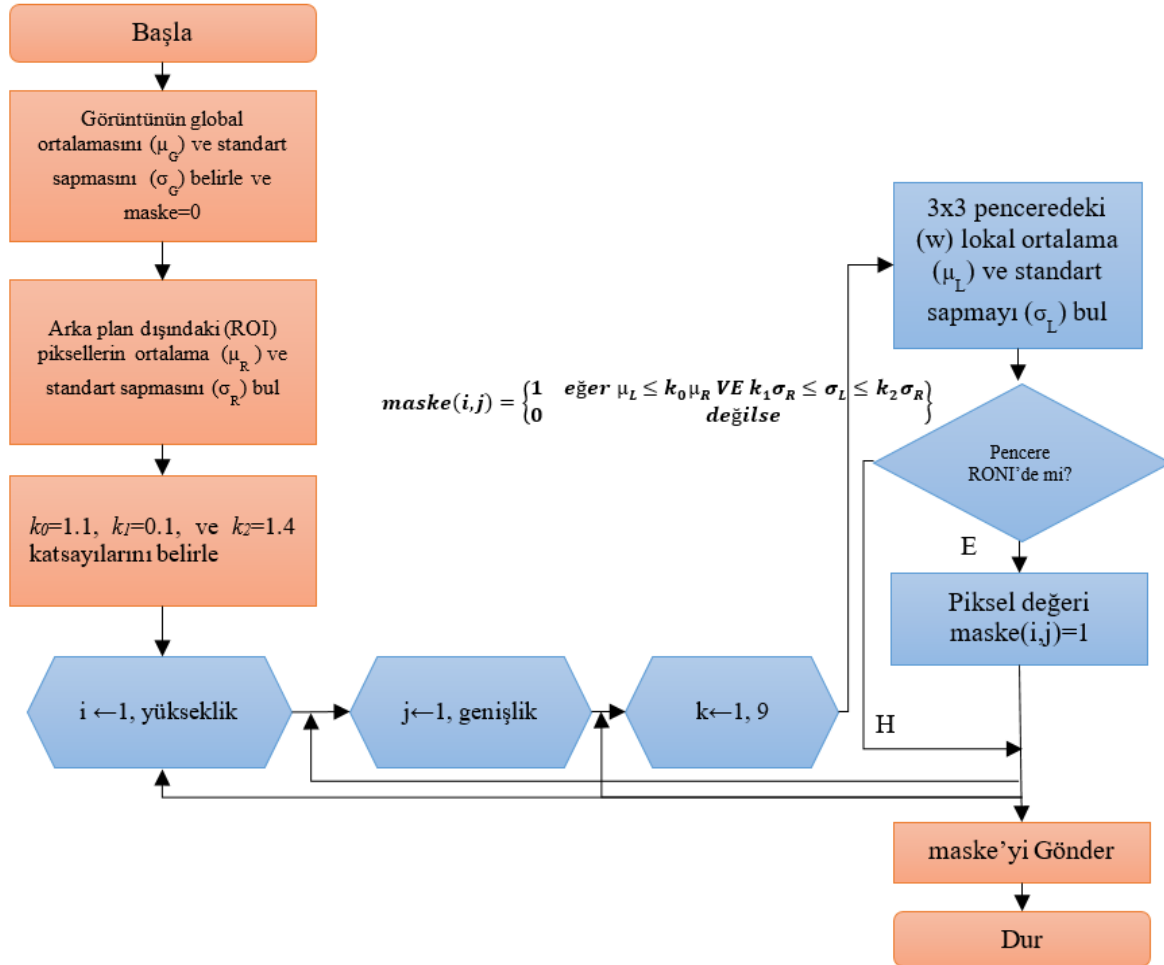


Şekil 1. Önerilen yöntemin mesaj damgalama ve elde etme aşamaları

Veri elde etme aşamasında, öncelikle taşıyıcı ve damga görüntülerinde ADD kullanılarak alt bantları hesaplanır. LL bantlarına TDA uygulanarak tekil değerleri hesaplanır ve gizlemede kullanılan aynı α katsayısı ile mesaj görüntüsünün tekil değerleri elde edilir. Ardından sırasıyla ters TDA ve ters ADD uygulanarak mesaj görüntü bulunur. Taşıyıcı görüntünün HI ile kenarları elde edilir ve bu kenar piksellerine göre mesaj görüntü kıyaslanarak mesaj vektörü oluşturulur. AES-256 şifrelemesi geri çözülerek mesaj elde edilir ve yetkili kişiye gönderilir.

2.1. Histogram İstatistiği Yöntemi ile İlgili Olmayan Bölge Tespiti

HI yöntemi, tıbbi görüntülerde arka plan haricinde kalan ilgi olmayan bölgelerin tespit edilmesi için kullanılmıştır. HI yönteminde, görüntünün global ve lokal ortalama ve standart sapma değerlerinin kıyaslanması ile RONI'ler tespit edilebilir [27]. Şekil 2'de verilen yöntemde öncelikle görüntünün ve arka plan dışındaki (ROI) piksellerin ortalama ve standart sapma değerleri hesaplanır. Bu değerlere bağlı olarak k_0 , k_1 ve k_2 deneysel olarak belirlenir. 3×3 'lük bir pencere görüntü üzerinde dolaştırılarak, pencerenin her konumu için görüntü parçasının lokal ortalama ve standart sapma değerleri hesaplanır. Beyin dışında kalan kafatası ve deri gibi bölgeler veri gizlemek amacıyla kullanılacağı için pencere ortalamasının ROI'den yüksek ve kontrastının ise belli bir aralıkta bulunması gerekir. Standart sapma görüntülerde kontrast ölçüsü olarak kullanıldığından RONI bölgesinin değerlendirilmesinde belli aralıktaki standart sapma değerine sahip pencere konumları tespit edilerek işaretlenir.



Şekil 2. Histogram istatistiği yönteminin akış diyagramı

2.2. Ayrık Dalgacık Dönüşümü

İki boyutlu ADD, alçak ve yüksek geçiren çoklu filtrelerin kullanılması ile görüntüye ait zaman ve frekans bilgilerini bir arada veren dönüşüm yöntemidir. ADD'de yüksek geçiren filtreler (H) ile görüntüye ait detay katsayıları, alçak geçiren filtreler (L) ile görüntünün yaklaşık katsayıları elde edilir. Tek seviye ADD dönüşümü kullanılarak LL (yaklaşık), LH (yatay), HL (dikey) ve HH (diyagonal) alt bantları elde edilir. LL alt bantı ters ADD ile görüntünün elde edilmesini sağlar. Eşitlik 1 ve 2'de görüntü için ADD tekniğinin formülü verilmiştir [8, 27].

$$W_\varphi(j_0, m, n) = \frac{1}{\sqrt{MN}} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) \varphi_{j_0, m, n}(x, y) \quad (1)$$

$$W_{\psi}^i(j, m, n) = \frac{1}{\sqrt{MN}} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) \psi_{j_0, m, n}^i(x, y) \quad (2)$$

Eşitlik 1 ve 2'deki f , $m \times n$ boyutlu bir görüntüyü ve $W_{\psi}(j_0, m, n)$ görüntünün yaklaşık katsayılarını ifade etmektedir. $W_{\psi}^i(j, m, n)$ ise görüntünün yatay, dikey ve diyagonal bilgilerini içeren detay katsayılarıdır [8, 27].

2.3. Tekil Değer Ayrışımı

TDA bir matrisin çarpanlara ayrılmasında kullanılır ve bir görüntüyü üç matrisin çarpımı şeklinde ayrıştırır. Bu matrislerden ikisi ortogonal, biri ise diyagonaldir ve diyagonal matris görüntünün tekil değerlerine sahip diyagonal elemanlar içerir [28]. TDA, A görüntü matrisi için Eşitlik 3'e göre hesaplanır.

$$A_{yxz} = U_{yxy} S_{yxz} (V_{zxz})^T \quad (3)$$

A : yxz matrisi ve S : yxz diyagonal matristir. S diyagonal matrisinin elemanları, A 'nın tekil değerleridir. U ise A 'nın sol tekil vektörlerini içeren yxy matrisidir. V^T : A 'nın sağ tekil vektörlerini içeren zxz matrisidir. U ve V ortonormal matrislerdir ve $UU^T=I$ ve $VV^T=I$ 'dir [28]. Eşitlik 3'ün matris hali Eşitlik 4'teki gibidir.

$$A = [u_1, u_2, \dots, u_y] \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_3 & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \sigma_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ v_3 \\ \vdots \\ v_z \end{bmatrix} \quad (4)$$

A 'nın sol tekil değerleri olan u_i ($i=1,2,\dots,y$), U matrisinin sütunlarını ifade eder ve σ_i^2 öz değerleri ile AA^T 'nin öz vektörleridir. A görüntü matrisinin sağ tekil değerleri olan v_i ($i=1,2,\dots,z$), V matrisinin satırlarıdır ve σ_i^2 öz değerleri ile $A^T A$ 'nın öz vektörleridir. σ_i ($i=1,2,\dots,z$) ise A matrisinin tekil değerleridir [28].

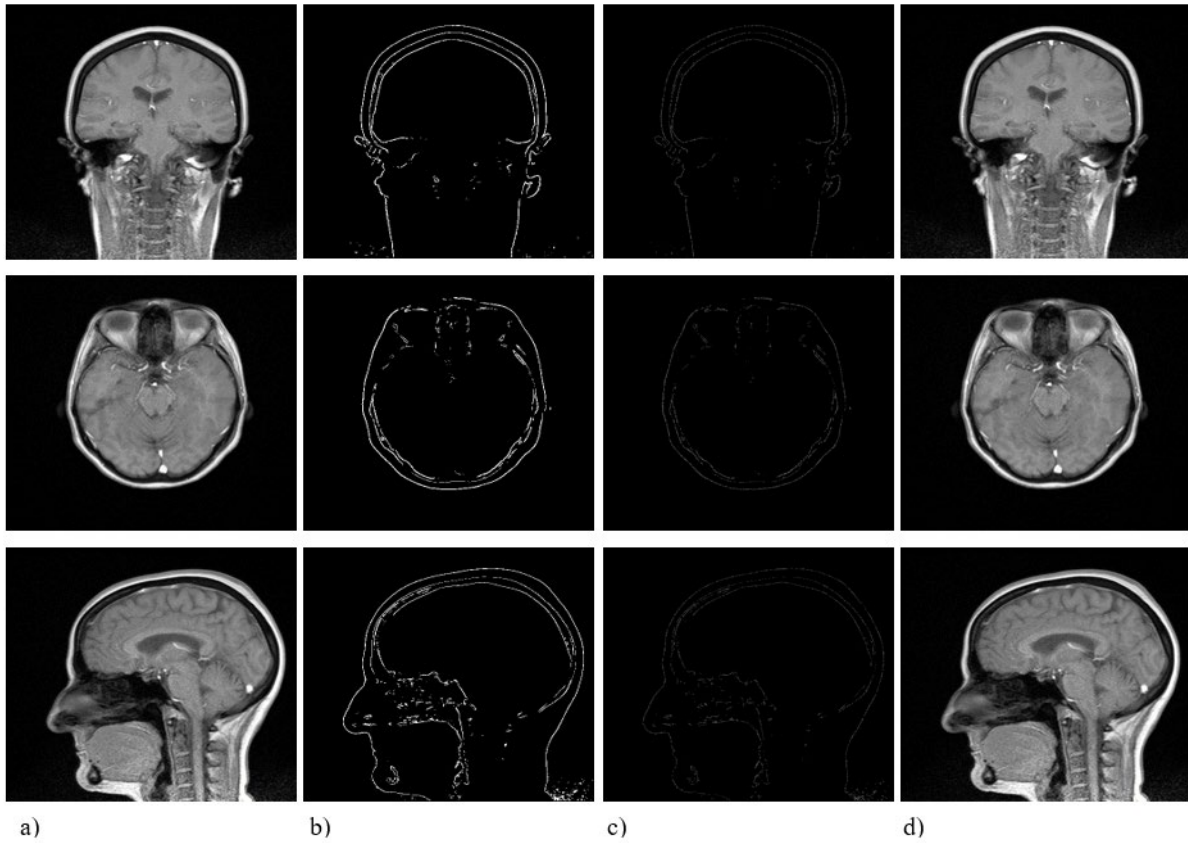
Bu çalışmada, taşıyıcı ve mesaj görüntülerinin üçüncü seviye ADD'si alınarak sırasıyla LL_T ve LL_M yaklaşık katsayıları elde edilmiştir. Ardından görüntülerin LL alt bantlarının TDA dönüşümü Eşitlik 4 kullanılarak elde edilmiştir ve bu dönüşüm sonrası S değerleri Eşitlik 5 yardımı ile birleştirilmiştir (LL_S).

$$S_{ST} = S_T + (\alpha * S_M) \quad (5)$$

α değeri deneysel olarak 0,010 alınmıştır. Ardından, ters TDA işleminde mesajı içeren S_{ST} kullanılarak taşıyıcı görüntünün LL_S alt bantı elde edilmiştir. Son olarak damga görüntü, taşıyıcı görüntünün alt bantlarının (LL_S, HL_S, LH_S, HH_S) katsayıları aracılığıyla ters ADD ile oluşturulmuştur.

3. Deneysel Sonuçlar ve Tartışma

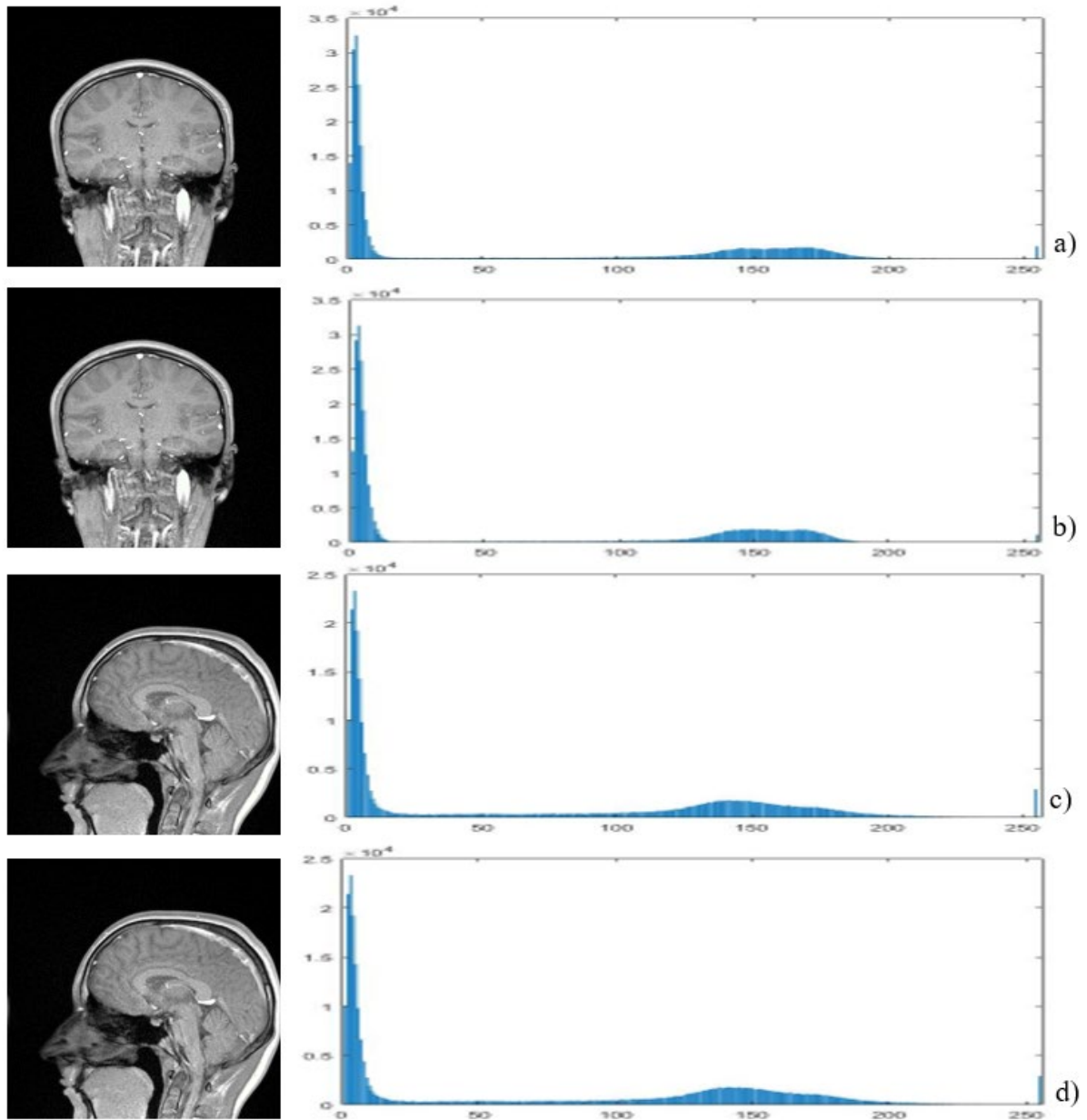
Bu çalışmada, beyin MR görüntülerinin başlık kısmında yer alan kişisel bilgiler her hasta için görüntüye ait raporlarla birleştirilerek gizli mesaj oluşturulmuştur. Şekil 3b ve 3c'de görüldüğü gibi HI yöntemiyle taşıyıcı görüntünün RONI'si belirlenmiş ve bu bölgedeki piksellere AES ile şifrelenen mesajın bayt değerleri yerleştirilmiştir. ADD ve TDA yöntemleriyle de mesaj görüntü taşıyıcı görüntüyle birleştirilmiştir ve Şekil 3d'de görülen damga görüntü elde edilmiştir.



Şekil 3. a) Taşıyıcı görüntü, b) HI ile elde edilen RONI, c) görüntüye dönüştürülen mesaj, d) damga görüntü

Çalışmada mesaj gizlemenin gözle farkedilmediğini ortaya koymak için Şekil 4’de verilen taşıyıcı ve damga görüntüleri arasında histogram analizi yapılmıştır. Buna göre, damga görüntülerdeki bozulma gözle fark edilememektedir ve görüntülerin histogramlarında da belirgin farklılıklar oluşmamıştır.

Geliştirilen yöntemin performansı, 30 hastanın 3 adet taşıyıcı MR görüntüleri ve gizleme sonrası elde edilen damga görüntüleri arasında ölçülmüştür. PSNR görüntülerde veri gizleme sonrası oluşan bozulmayı insan algısına yakın bir şekilde ölçer [26]. UQI görüntünün korelasyonundaki azalmayı, parlaklık ve kontrast değerlerindeki bozulmayı gösterir [29]. SSIM metriği ise görüntünün yapısal bilgisindeki değişimleri belirler [30]. Çizelge 2’de, ortalama 3857 bayt veri gizleme sonrası PSNR, MSE, SSIM ve UQI değerleri sırasıyla 85,26481, 0,00105, 0,99999 ve 0,99999 olarak hesaplanmıştır. Ortalama 50368 bayt veri gizleme sonrası PSNR, MSE, SSIM ve UQI değerleri sırasıyla 68,32537, 0,04298, 0,99997 ve 0,99998 olarak bulunmuştur. Tüm hastaların görüntüleri için ortalama PSNR, MSE, SSIM ve UQI değerleri 74,59353 dB \pm 3,92631, 0,01168 \pm 0,01026, 0,99997 \pm 0,00003, 0,99998 \pm 0,00001 olarak elde edilmiştir. Önerilen yöntem, Şekil 4’te histogramlar arasındaki farklılıkların düşük olması ve Çizelge 2’de verilen karşılaştırma metriklerinin yüksek olması sebebiyle veri gizlemenin fark edilmeme özelliğini sağlamıştır. Aynı zamanda geliştirilen yöntem, yüksek performans değerlerini koruyarak 50368 bayt veri gizlediği için yüksek kapasitelidir.



Şekil 4. a) Koronel kesit için taşıyıcı görüntü, b) koronel kesit için damga görüntü, c) sagittal kesit için taşıyıcı görüntü, d) sagittal kesit için damga görüntü

Çizelge 2. Taşıyıcı ve damga görüntülerin performans karşılaştırması

Hasta ID	PSNR (dB)	MSE (0-1)	SSIM (0-1)	UQI (0-1)	Kapasite (bayt)
P1	68,32537	0,04298	0,99997	0,99998	50368
P2	74,78894	0,00666	0,99998	0,99998	13359
P3	76,70828	0,00632	0,99986	0,99997	14320
P4	76,39956	0,00788	0,99998	0,99998	16431
P5	76,06551	0,00621	0,99999	0,99999	11978
P6	74,37595	0,00693	0,99997	0,99998	14059
P7	76,06951	0,00777	0,99998	0,99998	16700
P8	69,23462	0,02716	0,99995	0,99996	32062
P9	73,05576	0,01220	0,99996	0,99997	20407
P10	70,32109	0,01223	0,99992	0,99992	16202

P11	78,64431	0,00307	0,99999	1,00000	7891
P12	77,04084	0,00510	0,99998	0,99998	11548
P13	74,11586	0,00699	0,99998	0,99998	11292
P14	69,98192	0,01990	0,99998	0,99998	27664
P15	73,59841	0,00755	0,99998	0,99998	16673
P16	79,76366	0,00279	0,99999	0,99999	7277
P17	68,87733	0,02585	0,99997	0,99998	40017
P18	77,25020	0,00495	0,99998	0,99998	10168
P19	69,74864	0,03689	0,99998	0,99999	49214
P20	78,80069	0,00378	0,99998	0,99998	7478
P21	77,29670	0,00464	0,99999	0,99999	11045
P22	74,35978	0,01432	0,99998	0,99998	27035
P23	74,01206	0,00767	0,99997	0,99998	15698
P24	70,99198	0,02108	0,99995	0,99996	30186
P25	71,98723	0,01151	0,99997	0,99997	17647
P26	74,84307	0,00779	0,99999	0,99999	14441
P27	78,45380	0,00356	0,99998	0,99998	7833
P28	69,47810	0,01962	0,99998	0,99997	31094
P29	85,26481	0,00105	0,99999	0,99999	3857
P30	77,95186	0,00610	0,99998	0,99997	11653
Minimum	85,26481	0,00105	0,99999	0,99999	3857
Maksimum	68,32537	0,04298	0,99997	0,99998	50368
Ortalama	74,59353	0,01168	0,99997	0,99998	-
Std. sapma	3,92631	0,01026	0,00003	0,00001	

Çizelge 2- Devamı

Çalışmada, referans tabanlı olmayan BRISQUE, NIQE ve PIQE metrikleri kullanılarak orjinal ve damgalı görüntülerdeki algısal kalite ayrı ayrı belirlenmiştir [31-33]. Çizelge 3'e göre, 30 hastanın orjinal görüntüleri için ortalama BRISQUE, NIQE ve PIQE değerleri sırasıyla $34,9936 \pm 3,2329$, $4,9094 \pm 0,3018$ ve $44,5547 \pm 1,6843$ olarak hesaplanmıştır. Damgalı görüntülerin aynı metrik değerleri sırasıyla $35,0243 \pm 3,2506$, $4,9074 \pm 0,3011$ ve $44,5801 \pm 1,6793$ 'tür. Literatüre göre BRISQUE ve PIQE değerleri 0-100 aralığında olmalıdır ve tüm metrik hesaplamaları için düşük değer daha iyi algısal kalite ifade etmektedir [31-33]. Çalışmada tüm görüntülerin BRISQUE ve PIQE değerleri 0-100 aralığındadır. Ayrıca, elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde orjinal görüntüler ile damgalı görüntüler arasında algısal kalitenin değişmediği görülmektedir.

Çizelge 3. Taşıyıcı ve damga görüntülerin performans karşılaştırması

Hasta ID	BRISQUE		NIQE		PIQE	
	Orjinal Görüntü	Damgalı Görüntü	Orjinal Görüntü	Damgalı Görüntü	Orjinal Görüntü	Damgalı Görüntü
P1	26,2200	26,1362	5,8079	5,7970	42,0993	42,0728
P2	38,5315	38,5604	4,7768	4,7745	45,5557	45,5930
P3	38,9336	38,9600	4,9703	4,9723	44,9283	44,9650
P4	41,4078	41,4335	4,4854	4,4824	46,3583	46,4132
P5	34,1193	34,1604	4,9921	4,9911	43,9163	44,0098
P6	35,1675	35,2242	4,7514	4,7512	43,6871	43,6921
P7	33,7699	33,7716	4,8252	4,8228	43,6727	43,6874
P8	37,8253	37,9214	4,5932	4,5896	43,6009	43,6841
P9	32,4499	32,5094	4,9221	4,9174	41,6737	41,6359
P10	36,4553	36,5473	4,6066	4,6025	45,6879	45,7213
P11	38,0696	38,0898	4,9872	4,9832	45,8740	45,8923
P12	34,5375	34,5669	5,4374	5,4322	44,1611	44,2414
P13	35,2205	35,2510	4,7158	4,7150	46,2929	46,3132
P14	35,4304	35,4362	4,9434	4,9421	43,0066	43,1782
P15	38,6187	38,6964	4,7849	4,7871	46,3830	46,3079
P16	32,7414	32,7325	5,1229	5,1230	44,7735	44,8366
P17	31,3947	31,4441	4,9400	4,9284	42,2077	42,1556

P18	36,6647	36,7261	4,7620	4,7596	45,6077	45,6461
P19	34,6269	34,6245	5,3506	5,3492	42,0294	42,0978
P20	32,9549	32,9669	4,9977	5,0042	44,9331	44,9914
P21	32,6772	32,7149	4,6808	4,6804	45,5731	45,5745
P22	34,0423	34,0613	4,8894	4,8915	43,9039	43,9575
P23	34,9046	34,9433	4,6847	4,6816	44,3427	44,3213
P24	33,1531	33,2838	4,8824	4,8834	43,8272	43,7615
P25	35,2377	35,2954	4,5765	4,5760	45,1394	45,0752
P26	37,4742	37,4883	5,0711	5,0706	44,5557	44,5644
P27	34,1050	34,1245	4,9529	4,9504	45,5102	45,5392
P28	30,1793	30,1118	5,0407	5,0321	46,0561	46,0697
P29	41,2324	41,2536	4,3511	4,3478	49,3610	49,3803
P30	31,6636	31,6920	5,3805	5,3820	41,9221	42,0240
Minimum	26,2200	26,1362	4,3511	4,3478	41,6737	41,6359
Maksimum	41,4078	41,4335	5,8079	5,7970	49,3610	49,3803
Ortalama	34,9936	35,0243	4,9094	4,9074	44,5547	44,5801
Std. sapma	3,2329	3,2506	0,3018	0,3011	1,6843	1,6793

Çizelge 3- Devamı

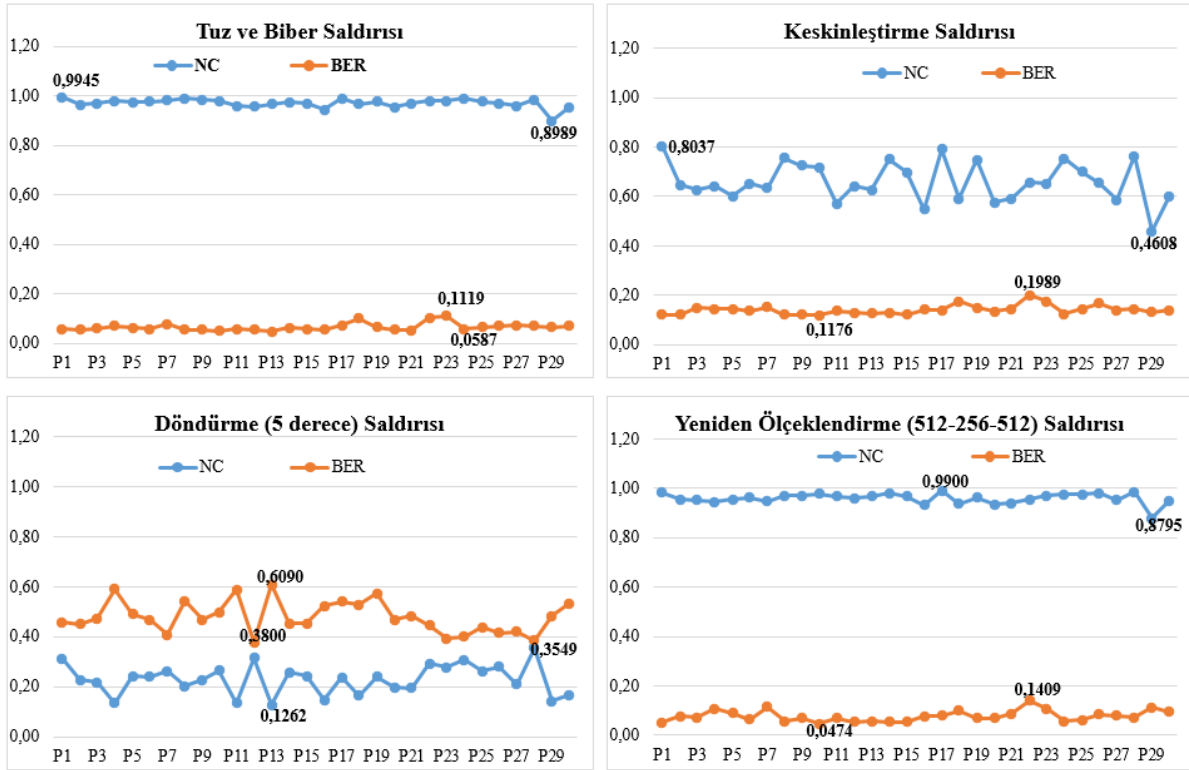
3.1. Dayanıklılık Analizleri

Çalışmada tıbbi görüntülerde, RONI tabanlı ADD-TDA kullanarak hasta bilgilerini damgalayan yöntemin saldırılara karşı dayanıklılığı test edilmiştir. Tuz ve biber saldırısı 0,01 yoğunluk ile gerçekleştirilmiştir ve çıkarılan damga ile gizlenen mesaj görüntüler arasındaki minimum ve maksimum NC ve BER değerleri sırasıyla 0,8989-0,9945 ve 0,0475-0,1119 aralığında bulunmuştur. Tüm görüntüler için ortalama NC ve BER değerleri sırasıyla $0,9704 \pm 0,0183$ ve $0,0658 \pm 0,0157$ olarak hesaplanmıştır. Döndürme (5 derece) saldırısı sonrasında minimum ve maksimum NC ve BER değerleri sırasıyla 0,1262-0,3549 ve 0,3800-0,6090 olarak bulunmuştur. Tüm görüntüler için ortalama NC ve BER değerleri sırasıyla $0,2293 \pm 0,0599$ ve $0,4793 \pm 0,0635$ olarak hesaplanmıştır. Keskinleştirme (3x3 pencere, yoğunluk 0,8) saldırısı için minimum ve maksimum NC ve BER değerleri sırasıyla 0,4608-0,8037 ve 0,1176-0,1989 aralığında elde edilmiştir. Tüm görüntüler için ortalama NC ve BER değerleri $0,6598 \pm 0,0806$ ve $0,1403 \pm 0,0187$ olarak bulunmuştur. Yeniden ölçeklendirme (512-256-512) saldırısı sonrasında minimum ve maksimum NC ve BER değerleri 0,8795-0,9900 ve 0,0474-0,1409 aralığında hesaplanmıştır. Tüm görüntüler için ortalama NC ve BER değerleri $0,9601 \pm 0,0219$ ve $0,0772 \pm 0,0226$ olarak bulunmuştur.

3.2. Literatür Karşılaştırma

Çizelge 4'te, ROI ya da RONI tabanlı damgalama yapan çalışmalar ile bu çalışmanın sonuçları kıyaslanmıştır. Üstübioğlu ve ark. [21] ADD ve Hızlı HWHD yöntemlerini birleştirerek 512x512 boyutlu tıbbi görüntülerin ROI'lerinde 120x120 boyutlu logoyu damgalamışlardır. Saldırılara karşı dayanıklı olan yöntemde, yaklaşık 14400 bayt verinin damgalanması sonrası PSNR değerleri 48,56 ile 48,69 dB aralığında elde edilmiştir. Ancak, görüntülerde ROI ve RONI tespitinin nasıl yapıldığı belirtilmemiştir ve ilgi bölgesinde yapılan damgalama tanı ve tedaviyi etkileme riski taşımaktadır. Diğer bir çalışmada [22] tıbbi görüntülerin YSA ile tespit edilen ROI'lerinde TDA, HWD ve SLT gibi üç dönüşüm tekniği kullanılarak veri damgalanmıştır. Ayrıca, ABC algoritması ile kullanılan yöntemlerin parametreleri optimize edilmiştir. Çalışmada, 66048 ve 272448 bit veri gizlenmesi ile elde edilen PSNR değerleri 48,85 ve 43,07 dB'dir. Dayanıklı ve yüksek kapasiteli bu yöntem karmaşık adımlar içermektedir ve mesaj kapasitesi arttıkça PSNR değerleri düşmektedir. Karakis ve ark. [26] LSB yöntemi kullanarak, hasta kişisel bilgileri, doktor yorumu, EEG raporu ve EEG sinyalinden oluşturdukları gizli mesajı, ADD ve k-ortalama küme ile tespit ettikleri tümör alanı dışındaki RONI'de gizlemişlerdir. 176x176 ve 2048x2048 boyutlarındaki tıbbi görüntülerdeki veri gizleme kapasiteleri 3527 ve 470960 bayttır ve elde edilen PSNR değerleri 61,18 ile 68,92 dB aralığındadır. Geliştirilen

yöntem tümör dışındaki RONI'lerde veri gizlediğinden tanı ve teşhisi etkilememiştir. Ancak, kullanılan LSB tabanlı gizleme işlemi saldırılara karşı dayanıklı değildir.



Şekil 5. Tuz ve biber, keskinleştirme, döndürme ve yeniden ölçeklendirme saldırıları sonucunda gizlenen mesaj görüntüler ve çıkarılan damga görüntüler arasındaki NC ve BER değerleri

Literatürde, medikal görüntülerde ROI analizi yapmayan ancak bu çalışma ile aynı dönüşümleri kullanarak damgalama yapan çalışmalar da mevcuttur [23-25]. Zermi ve ark. [23] ADD ve TDA kullanarak hasta kişisel bilgilerini, görüntüye ait bilgileri ve özeti damgalamıştır. Bu çalışmada, 2546 bit (318 bayt) veri için 57,41 dB PSNR değeri elde edilmiştir. Önerilen yöntemin dayanıklılığı yüksek ancak mesaj gizleme kapasitesi düşüktür. Diğer bir çalışmada [24] hasta kişisel bilgileri, AKD-Schur Dönüşümü ya da ADD-Schur Dönüşümü kullanılarak damgalanmıştır. Bu yöntemlerin mesaj gizleme kapasiteleri sadece 682 bit (85 bayt) ve 1026 bit (128 bayt)'tır.

Çizelge 4. Literatür karşılaştırması

Çalışma	Yöntem	Mesaj	Kapasite	PSNR (dB)
Üstübioğlu ve ark. [21]	ROI tespiti (bilinmiyor)/ ADD+HWHD	Logo+blok bilgi ve özet	120x120 boyutlu logo (115200 bit-14400 byte)	48,56-48,69
Bamal ve ark. [22]	ROI tespiti (YSA)/ TDA+HWD+SLT	Özet+kişisel bilgi, parmak izi ve şifreleme anahtarı	66048 bit (8.256 bayt) 272448 bit (34.056 bayt)	48,85 43,07
Zermi ve ark. [23]	ADD ve TDA	Hasta kişisel bilgileri, görüntü bilgileri ve özet	2546 bit (318 bayt)	57,41
Fares ve ark. [24]	AKD-Schur yada ADD-Schur dönüşümü	Hasta kişisel bilgileri	682 bit (85 bayt) 1026 bit (128 bayt)	47,98 49,20

Karakis ve ark. [25]	ADD+TDA	Hasta kişisel bilgileri	-	55,18-56,81
Karakis ve ark. [26]	RONI tespiti (ADD ve k- ortalama kümeleme)/ LSB	Hasta kişisel bilgileri, EEG sinyalleri, EEG rapor ve doktor yorumu	28216 bit (3527 bayt) 3767680 bit (470960 bayt)	61,18-68,93
Bu çalışma	RONI tespiti (Histogram istatistiği)/ ADD+TDA	Hasta kişisel bilgileri, MR raporu	30856 bit (3857 bayt) 402944 bit (50368 bayt)	85,27 68,36

Çizelge 4- Devamı

Bu çalışmada, öncelikle HI kullanılarak beyin MR görüntülerindeki ilgi olmayan kenar bölgeleri tespit edilmiştir. Maske görüntüsünde işaretlenen piksellere, AES-256 ile şifrelenen hasta kişisel bilgileri ve MR raporu yerleştirilmiştir ve böylece mesaj görüntüye dönüştürülmüştür. Bu mesaja ve MR görüntülerine ADD ve TDA uygulanmış ve görüntülerin tekil değerleri birleştirilerek damga görüntü elde edilmiştir. Önerilen yöntemde, 30856 bit (3857 bayt) ve 402944 bit (50368 bayt) veri gizlenmesi sonrasında elde edilen PSNR değerleri 85,27 ve 68,36 dB olarak bulunmuştur. Yöntemin gizleme kapasitesi ve performans karşılaştırma değerleri literatürdeki benzer çalışmalardan yüksektir. Yöntemin gizleme kapasitesi, HI tekniğinde kullanılan parametreler değiştirilerek artırılabilir. Ayrıca, önerilen yöntemin, Şekil 4 ve 5'te verilen histogram ve saldırı analiz sonuçlarına göre farkedilmez ve sağlam olduğu gösterilmiştir.

4. Sonuç

Son yıllarda, hastaların kişisel kayıtlarının güvenliği, tıbbi görüntülerde damgalama teknikleri kullanılarak sağlanmaktadır. Damgalama işleminin tanı ve tedaviyi etkilememesi için gizleme işlemi görüntülerdeki yumuşak dokular, tümör, ödem gibi ilgi bölgeleri dışında gerçekleştirilmelidir. Literatürde önerilen tıbbi damgalama tekniklerinde, ilgi bölgelerinin kullanılmasıyla tanı ve tedavinin etkilenmesi, düşük mesaj kapasitesinin varlığı ya da saldırılara karşı sağlam olamaması gibi problemler mevcuttur. Bu sebeple, bu çalışmada tıbbi veri güvenliğinin sağlanması için görüntülerin RONI'lerinde kenar tabanlı kör olmayan damgalama gerçekleştirilmiştir. Çalışmada önerilen HI yönteminde, görüntünün global ve lokal ortalama ve standart sapma değerlerinin kıyaslanması sonucunda görüntüdeki beyin dışında kalan kafatası ve deri gibi RONI bölgelerindeki pikseller tespit edilmektedir. Hasta kişisel bilgileri ve MR raporlarını içeren mesaj, bu RONI piksellerine yerleştirilerek görüntüye dönüştürülmüştür. ADD ve TDA yöntemleri kullanılarak elde edilen mesaj görüntüdeki tekil değerleriyle taşıyıcı görüntüdeki tekil değerleri birleştirilerek damga görüntü oluşturulmuştur. Önerilen damgalama sisteminin farkedilmezliğinin analizi amacıyla, orjinal görüntüler ile damga görüntüler arasındaki farklılık, MSE, PSNR, UQI ve SSIM performans değerleri kullanılarak tespit edilmiştir. Ayrıca, damgalı görüntülerin orjinal görüntülere göre algısal kalitesinin bozulmadığı, referans tabanlı olmayan BRISQUE, NIQE, PIQE metrikleri kullanılarak ortaya konulmuştur. Elde edilen performans ve histogram analiz sonuçlarına göre, önerilen kör olmayan kenar tabanlı damgalama sisteminin farkedilmezliği ve saldırı analizlerine göre de sağlamlığı gösterilmiştir. Ayrıca, geliştirilen yöntemin veri gizleme kapasitesi literatürdeki benzer çalışmalara göre yüksektir.

Gelecekte, HI tekniğinde kullanılan parametrelerin yapay zekâ teknikleri ile optimize edilmesi sağlanabilir ve bunun damgalamaya etkisi incelenebilir.

Kaynaklar

- [1] Karakış R, Güler İ, Çapraz İ, Bilir E. A novel fuzzy logic-based image steganography method to ensure medical data security. *Computers in Biology and Medicine* 2015; 67: 172-183.
- [2] Coatrieux G, Maitre H, Sankur B, Rolland Y, Collorec R. Relevance of watermarking in medical imaging, information technology applications in biomedicine. *Proceedings. 2000 IEEE EMBS International Conference on*, 2000; 250-255.
- [3] Nyeem H, Boles W, Boyd, C. A Review of Medical Image Watermarking Requirements for Teleradiology, *J. Digit. Imaging* 2013; 26: 326-343.
- [4] Coatrieux G, Lecornu L, Sankur B, Roux C. A Review of Image Watermarking Applications in Healthcare. *Engineering in Medicine and Biology Society 2006, EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE 2006*; 4691-4694.
- [5] Haidekker M. *Image Storage, Transport, and Compression*. Wiley-IEEE Press, Edition. 2001; 1: 386-412.
- [6] Kuang L-Q, Zhang Y, Han X. Watermarking Image Authentication in Hospital Information System. *Information Engineering and Computer Science 2009. ICIECS 2009*; 1-4.
- [7] Navas KA, Sasikumar M. Survey of Medical Image Watermarking Algorithms. *SETIT 2007 4th International Conference: Sciences of Electronic, Technologies of Information and Telecommunications, TUNISIA 2007*; 1-6.
- [8] Karakis R, Guler I. *Steganography and Medical Data Security, Cryptographic and Information Security Approaches for Images and Videos* (Ed. S. Ramakrishnan, CRC Press, ISBN 9781138563841; 2018.
- [9] Golpira H, Danyali H. Reversible blind watermarking for medical images based on wavelet histogram shifting. *IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology (ISSPIT) 2010*; 31–36.
- [10] Fallahpour M, Megias D, Ghanbari M. Reversible and high-capacity data hiding in medical images. *Image Processing, IET 2011*; 5 (2): 190-197.
- [11] Raul R-C, Claudia F-U, Trinidad-Bias GJ. Data Hiding Scheme for Medical Images. *Electronics, Communications and Computers, 2007. CONIELECOMP '07. 17th International Conference on*, 2007; 32-37.
- [12] Ravali K, Kumar AP, Asadi S. Carrying Digital Watermarking for Medical Images using Mobile Devices, *IJCSET 2011*; 1(7): 366-369.
- [13] Joshi I, Pawar VN. Secure Medical Image Watermarking. *International Journal of Research in Advent Technology 2014*; 2(42): 266-42.
- [14] Mavudila R, Masmoudi Lh, Cherkaoui M, Hamri M, Hassanain N. Medical Image Watermarking Based on M-band Wavelet Transform. *International Journal of Modern Engineering Research (IJMER) 2012*; 2(4): 2711-2718.
- [15] Giakoumaki A, Perakis K, Banitsas K, Giokas K, Tachakra S, Koutsouris D. Using Digital Watermarking to Enhance Security in Wireless Medical Image Transmission. *Telemedicine and E-Health 2010*; 16(3): 306-313.
- [16] Jiao S, Goutte R. Secure Transfer of Identification Information in Medical Images by Steganocryptography. *Int. J. Communications, Network and System Sciences 2010*; 3: 801-804.
- [17] Giakoumaki A, Pavlopoulos S, Koutsouris D. Secure and efficient health data management through multiple watermarking on medical images. *Med Bio Eng Comput 2006*; 44: 619-631.
- [18] Nambakhsh MS, Ahmadian A, Zaidi H (2011). A contextual based double watermarking of PET images by patient ID and ECG signal. *Computer Methods and Programs in Biomedicine 2011*; 104 (3): 418-425.
- [19] Nambakhsh MS, Ahmadian A, Ghavami M, Dilmaghani RS, Karimi-Fard S. A Novel Blind Watermarking of ECG Signals on Medical Images Using EZW Algorithm. *Proceedings of the 28th IEEE-EMBS Annual International Conference New York City, USA, 2006*; 3274-3277.
- [20] Acharya UR, Niranjana UC, Iyengar SS, Kannathal N, Min LC. Simultaneous Storage of Patient Information with Medical Images in the Frequency Domain. *Computer Methods and Programs in Biomedicine 2004*; 76(1): 13-19.

- [21] Üstübioğlu A, Ulutaş G, Üstübioğlu B. Watermarking medical images with IDWT-FWHT. 2018 26th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), Izmir, 2018,1-4.
- [22] Bamal R, Kasana SS. Dual hybrid medical watermarking using walsh-slantlet transform. *Multimed Tools Appl* 2019; 78:17899-17927.
- [23] Zermi N, Khaldi A, Kafı R, Kahlessenane F, Euschi, S. A DWT-SVD based robust digital watermarking for medical image security. *Forensic Science International* 2021; 320: 110691.
- [24] Fares K, Khaldi A, Redouane K, Salah E, DCT & DWT based watermarking scheme for medical information security. *Biomedical Signal Processing and Control* 2021; 66: 102403.
- [25] Karakis R, Gurkahraman K, Cigdem B, Oztoprak I, Topaktas AS. Hiding Patient Information into Magnetic Resonance Images Using DNA Based Wavelet Transform. *The Conferences of International Journal of Arts & Sciences' (IJAS) Montreal-Canada, Academic Journal of Science, CD-ROM. ISSN: 2165-6282., 2018; 08 (02): 161-170.*
- [26] Karakis R, Gurkahraman K, Cigdem B, Oztoprak I, Topaktas AS. Evaluation of Segmented Brain Regions for Medical Image Steganography. *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University* 2021, Accepted.
- [27] Gonzales R, Woods RE. *Digital Image Processing*, Pearson Prentice Hall, USA, 2008.
- [28] Desai SS, Chavan MS. Comparative Analysis of Singular Value Decomposition (SVD) and Wavelet Difference Reduction (WDR) based Image Compression. *International Journal of Engineering Research and Technology* 2017; 10(1): 491-496.
- [29] Wang Z, Bovik AC. A Universal Image Quality Index. *IEEE Signal Processing Letters* 2002; 9(3): 81-84.
- [30] Wang Z, Bovik AC, Sheikh HR, Simoncelli EP. Image quality assessment: From error visibility to structural similarity. *IEEE Transactions on Image Processing* 2004; 13 (4): 600-612.
- [31] Mittal A, Moorthy AK, Bovik AC. No-Reference Image Quality Assessment in the Spatial Domain. *IEEE Transactions on Image Processing* 2012; 21 (12): 4695–4708.
- [32] Mittal A, Soundararajan R, Bovik AC. Making a Completely Blind Image Quality Analyzer. *IEEE Signal Processing Letters* 2013; 22 (3): 209–212.
- [33] Venkatanath V, Praneeth D, Chandrasekhar Bh.M, Channappayya SS, Medasani SS. Blind Image Quality Evaluation Using Perception Based Features. In *Proceedings of the 21st National Conference on Communications (NCC). Piscataway, NJ: IEEE, 2015.*