



Evaluation of segmented brain regions for medical image steganography

Rukiye Karakış^{1*}, Kali Gürkahraman², Burhanettin Çiğdem³, İbrahim Öztoprak⁴, A.Suat Topaktaş³

¹Sivas Cumhuriyet University, Technology Faculty, Department of Software Engineering, 58140, Sivas, Türkiye

²Sivas Cumhuriyet University, Engineering Faculty, Department of Computer Engineering, 58140, Sivas, Türkiye

³Sivas Cumhuriyet University, Medicine Faculty, Department of Neurology, 58140, Sivas, Türkiye

⁴Çanakkale Onsekiz Mart University, Medicine Faculty, Department of Radiology, Çanakkale, Türkiye

Highlights:

- Developing a medical image steganography method based on segmentation.
- Combining different medical records of a disease in DICOM file.
- Ensuring medical data security using DNA encryption and lossless compression.

Keywords:

- Medical image steganography
- Discrete wavelet transform
- k-means clustering
- Medical image segmentation.

Article Info:

Research Article
Received: 18.06.2020
Accepted: 01.05.2021

DOI:

10.17341/gazimmfd.753989

Acknowledgement:

This work has been supported by Sivas Cumhuriyet University Scientific and Research Project Fund (Projects No: TEKNO-017).

Correspondence:

Author: Rukiye Karakış
e-mail:
rkarakis@cumhuriyet.edu.tr
phone: 0346-2191010-2341

Graphical/Tabular Abstract

In this study, the hidden data which includes patient confidential information (PCI), doctor's comment, selected Electroencephalogram (EEG) signal, and EEG health report were concealed in the regions of non-interest (RONI) of Magnetic Resonance (MR) images without affecting the medical information in the images. In the embedding algorithm, the pixels of the RONI that did not include tumor zones were selected through a segmentation method that split the images into background, gray matter (GM), white matter (WM), and tumour, using morphology, Discrete Wavelet Transform (DWT), and k-means algorithms. The security of hidden data was ensured by DNA encryption with chaotic and hash functions, and lossless compression. The difference between the cover and stego MR images was calculated from the peak signal to noise ratio (PSNR), universal image quality index (UQI), structural similarity index measure (SSIM), and the correlation coefficient (R).

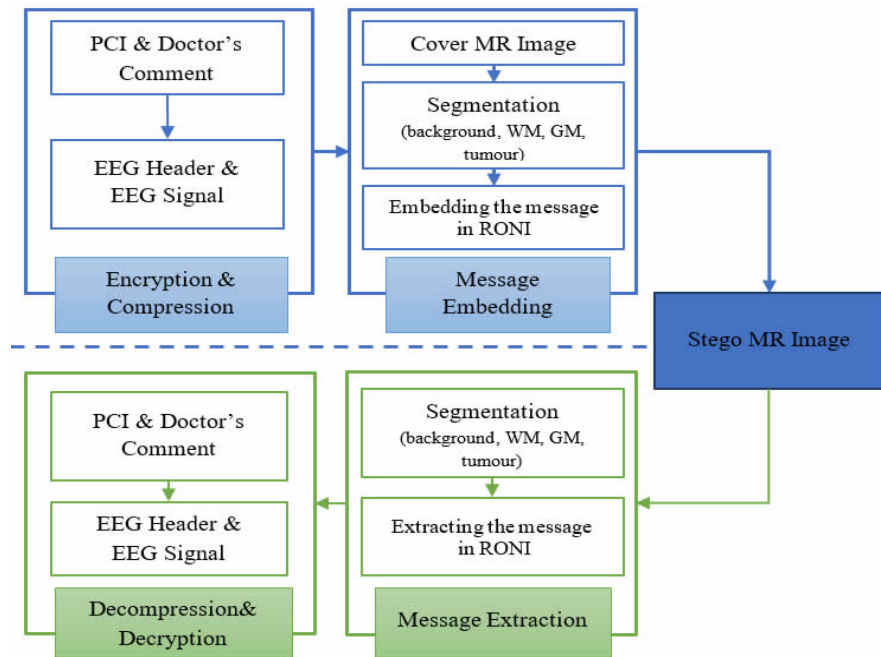


Figure A. Flowchart of the developed medical image steganography system

Purpose: This study aims to develop a segmentation-based steganography method to hide the different medical data with the reasonable distortion effects on the images for the follow-up patients.

Theory and Methods: In this study, the high capacity hidden data was encrypted by the DNA encoding, and then compressed by lossless compression. The medical images were segmented into background, GM, WM, and tumour by a single level DWT using the db4 filter and the k-means algorithm. The message was concealed in the non-tumour region of the labeled tumor image.

Results: The PSNR, SSIM, UQI, and R values measured between the cover and stego images were obtained as 64.0334 decibels (dB), 0.9979, 0.9971, 0.9993, respectively.

Conclusion: A comparison of the results indicates that the proposed method combines the high capacity data of the patients in a single file format and increases both the security and recording space of medical data.



Bölütlenen beyin bölgelerinin tıbbi görüntü steganografi için değerlendirilmesi

Rukiye Karakış^{1*}, Kali Gürkahraman², Burhanettin Çiğdem³, İbrahim Öztoprak⁴, A.Suat Topaktaş³

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

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

³Sivas Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Nöroloji Bölümü, 58140 Merkez, Sivas, Türkiye

⁴Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Radyoloji Bölümü, Çanakkale, Türkiye

Ö N E Ç İ K A N L A R

- Segmentasyona dayalı bir tıbbi görüntü steganografi yöntemi geliştirilmesi.
- Bir hastalıkla ilgili farklı medikal kayıtların DICOM dosyasında birleştirilmesi
- DNA şifreleme ve kayıpsız sıkıştırma kullanılarak tıbbi veri güvenliğinin sağlanması

Makale Bilgileri

Araştırma Makalesi

Geliş: 08.06.2020

Kabul: 01.05.2021

DOI:

10.17341/gazimmfd.753989

Anahtar Kelimeler:

Tıbbi görüntü steganografisi,
ayrık dalgacık dönüşümü,
k-ortalama kümeleme,
tıbbi görüntü bölütleme

ÖZ

Tıbbi görüntü steganografisinde, görüntülere veri gizlemenin neden olduğu bozulma bir hastalığın tanı ve tedavisini etkileyebilir. Bu sebeple mesaj, görüntülerde elle ya da eşikleme gibi temel tekniklerle belirlenen ilgi olmayan bölgelerde gizlenmektedir ve bu yöntemlerin hiçbiri tümör gibi dokuları bölütlemeyi içermemektedir. Bu çalışma, bir hastalığın tanı ve tedavisinde kullanılan verilerin, bölütleme tabanlı steganografi yöntemi ile görüntülerdeki tıbbi bilgiyi bozmadan tek bir ortamda birleştirilerek gizlenmesini amaçlamaktadır. Ayrık dalgacık dönüşümü (ADD) ve k-ortalama kümeleme tabanlı bölütleme yöntemi ile epilepsi hastalarının Manyetik Rezonans (MR) görüntüleri, arka plan, gri madde, beyaz madde ve tümör olarak ayrıştırılmıştır. Gizli mesaj, hasta kişisel bilgilerini, doktor yorumunu, seçilen Elektroensefalogram (EEG) sinyalinin ve EEG'ye ait sağlık raporunu içermektedir. Kaotik ve hash fonksiyonlarını kullanan DNA kodlama ile şifrelenen ve ardından sıkıştırılan yüksek kapasiteli mesaj, görüntülerin tümör olmayan piksellerinin en az anlamlı bitlerinde gizlenmiştir. Çalışmada, taşıyıcı ve stego görüntüler arasındaki farklılık, sinyalin gürültü tepe oranı, yapısal benzerlik ölçümü, evrensel kalite indeksi ve korelasyon katsayısı ile tespit edilmiştir. Bu değerler sırasıyla 64,0334 desibel (dB), 0,9979, 0,9971, 0,9993 olarak elde edilmiştir. Analiz sonuçları önerilen yöntemin hastaların yüksek kapasiteli verilerini tek bir dosyada birleştirdiğini ve tıbbi verilerin hem güvenliğini hem de kayıt alanını arttırdığını göstermiştir.

Evaluation of segmented brain regions for medical image steganography

H I G H L I G H T S

- Developing a medical image steganography method based on segmentation.
- Combining different medical records of a disease in DICOM file.
- Ensuring medical data security using DNA encryption and lossless compression

Article Info

Research Article

Received: 18.06.2020

Accepted: 01.05.2021

DOI:

10.17341/gazimmfd.753989

Keywords:

Medical image
steganography,
discrete wavelet transform,
k-means clustering,
medical image segmentation

ABSTRACT

In medical image steganography, diagnosis and treatment of a disease can be affected as a result of the distortion caused by the embedding data in the images. For this reason, data is embedded in the region of non-interest determined by basic techniques such as manual or thresholding, and none of these methods involve the segmentation of brain tissues such as tumours. The present study aims to hide the data used in the diagnosis and treatment of a disease without affecting the medical information in the images with a segmentation-based steganography method by combining them into one file format. Magnetic Resonance (MR) images of epilepsy patients were segmented as background, gray matter, white matter, and tumour by discrete wavelet transform (DWT) and k-means clustering-based segmentation method. The hidden data includes confidential patient information, doctor's comment, selected Electroencefalogram (EEG) signals, and EEG health reports. The high-capacity message, which encoded by DNA encryption using chaotic and hash functions, and then compressed, is hidden in the least significant bits of non-tumour pixels of images. In the study, the difference between the cover and the stego images was measured by the peak signal-to-noise ratio, the structural similarity measure, the universal quality index, and the correlation coefficient. These values were obtained as 64.0334 decibels (dB), 0.9979, 0.9971, 0.9993, respectively. A comparison of the results indicates that the proposed method combines the high capacity data of the patients in a single file format and increases both the security and recording space of medical data.

1. GİRİŞ (INTRODUCTION)

Günümüzde, tıbbi bilgi sistemlerinde hastaların sağlık kayıtları (kişisel bilgiler, test sonuçları, biyolojik sinyaller, radyoloji görüntüleri, sağlık raporları vb.) elektronik olarak tutulmaktadır. Bu sistemlerde en fazla yer kaplayan veri ise tıbbi görüntülerdir [1-3]. Bu çalışmanın da odak noktası olan tıbbi görüntüler, Dijital Görüntüleme ve Tıpta İletişim (DICOM) dosya yapı standardı ile görüntü arşiv sistemlerinde tutulmaktadır. Bir DICOM dosyası, görüntünün gri seviye değerlerini ve başlık kısmında hastaların kişisel bilgilerini, çekim yapılan merkez, cihaz ve görüntü ile ilgili ayrıntıları içermektedir [4, 5]. DICOM dosyalarıyla ilişkili temelde iki önemli sorun vardır. Bunlar; dosya boyutu ve DICOM başlığındaki kişisel bilgilerin güvenliğinin sağlanmasıdır. Her DICOM görüntüsü 1 MB - 100 MB aralığında saklama kapasitesi gerektirir. Bu nedenle, görüntü boyutlarını azaltmak ve ağ bant verimliliğini artırmak için kayıplı ya da kayıpsız görüntü sıkıştırma yöntemleri kullanılır [1-3]. Dosyaların güvenliği, sanal özel ağlar, güvenlik duvarları, erişim kontrol hizmetleri, virüs koruma yazılımları, sayısal imza ve şifreleme (simetrik, asimetrik, karma veya kaotik şifreleme) gibi güvenlik araçları ile sağlanmaktadır [6-8]. Son yıllarda tıbbi görüntülerin korunmasında alternatif bir diğer yaklaşım ise steganografidir [9, 10].

Steganografi, gizli bir mesajın, metin, görüntü veya video gibi bir medyada saklanması ve üçüncü parti kişilerce bu işlemin fark edilmemesini amaçlar [11, 12]. Araştırmacılar önerdikleri steganografi yöntemlerinde temelde kapasite, fark edilmeme ve sağlamlık hedeflerine ulaşmaya çalışırlar [11, 12]. Bu çalışmanın konusu olan tıbbi steganografide, gizli mesaj hastalara ait kişisel bilgiler, sağlık raporları veya biyolojik sinyallerden oluşturulur ve bu mesaj görüntülere ya da biyolojik sinyallere gizlenir [13, 14]. Literatürdeki son çalışmalarda, bir hastalığın tanı ve tedavisi için kullanılan veriler tıbbi görüntülerde gizlenmektedir [1, 2]. Bu gizleme işlemi hem bu veriler için ihtiyaç duyulan saklama alanlarını hem de verilerin ağdaki aktarım sürelerini azaltmaktadır [1, 13].

Literatürdeki tıbbi görüntü steganografi yaklaşımları üç başlıkta incelenir. Bu yöntemler, en az anlamlı bit (LSB: Least Significant Bit), geri dönüşümlü ve ilgi olmayan bölge (İOB) seçimli yaklaşımlardır [1]. LSB tabanlı yöntemlerde gizli mesaj bitleri tıbbi görüntü piksellerinin LSB'lerine sıralı veya rastgele yerleştirilir. LSB tabanlı yöntem fark edilmemeyi ve yüksek gizleme kapasitesini sağlar ancak steganalize karşı savunmasızdır [10, 11]. Geri dönüşümlü yöntemlerde, orijinal taşıyıcı görüntüler stego görüntülerden tekrar elde edilebilir. Bu yöntemlerde, gizleme işlemi uzamsal veya dönüşüm düzlemlerinde gerçekleştirilebilir. Geri dönüşümlü yöntemlerin mesaj kapasitesi düşüktür [7-9]. İOB seçimli yöntemlerde ise gizli veriler yerleştirilirken tanıyı etkilemeyecek alanlar tespit edilir [7-9]. Gizleme, uzamsal veya dönüşüm düzlemlerinde gerçekleştirilebilir. Dönüşüm düzleminde steganografinin fark edilmeme ve

sağlamlık özellikleri sağlansa da İOB alanı küçükse yüksek kapasiteli mesaj gizlenemez [1]. Bu nedenle araştırmacılar, tıbbi görüntü steganografi için önerilen yöntemlerde, mesaj yüksek kapasiteli ise uzamsal düzlemini; mesajın sağlamlığı daha önemliyse dönüşüm düzlemini tercih etmektedirler.

Bu çalışma, epilepsi hastalarına ait radyoloji görüntülerindeki tanı ve tedaviyle ilgili bilgiyi etkilemeyen bölütleme tabanlı tıbbi görüntü steganografi yönteminin geliştirilmesini ve yüksek kapasiteli mesajın tıbbi görüntüler içerisinde gömülmesi ile kayıt alanlarını azaltılmasını amaçlamıştır. Gizli mesaj hastaların DICOM görüntülerindeki başlık kısmından alınan kişisel bilgileri, doktor yorumunu, seçilen Elektroensefalogram (EEG) sinyallerini ve EEG sağlık raporunu içermektedir. Kaotik ve hash fonksiyonlarını kullanan DNA şifreleme ve ardından sıkıştırma algoritmaları kullanılarak oluşturulan gizli mesajın güvenliği artırılmıştır. Beyin görüntüleri arka plan, gri madde (GM), beyaz madde (BM) ve tümör bölgelerine ayrıştırılmış ve tümör dışındaki bölgelere veri gizlenerek tıbbi açıdan önemli olan bilgilerin etkilenmesi engellenmiştir. Çalışma, Cumhuriyet Üniversitesi Nöroloji ve Radyoloji Anabilim Dalı'ndan temin edilen 30 fokal epilepsi hastasının MR görüntüleri ve EEG sinyalleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Makale metni aşağıdaki gibi düzenlenmiştir. Bölüm 2'de literatür taraması, Bölüm 3'te materyal ve metod anlatılmıştır. Deneysel sonuçlar ve tartışma Bölüm 4'te sunulmuştur. Son olarak, çalışmanın genel özeti ve sonraki çalışma önerileri ile birlikte Bölüm 5'te aktarılmıştır.

2. İLGİLİ ÇALIŞMALAR (RELATED WORKS)

Önceki çalışmamızda epilepsi hastalarının düşük kapasiteli kişisel bilgileri, Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD) ve Tekil Değer Ayrışması (TDA) ile MR görüntülerinin katsayılarına gömülmüştür [14]. Taşıyıcı ve stego MR görüntüleri arasındaki ortalama sinyalin görüntü tepe oranı (PSNR: Peak Signal-to-Noise Ratio) düşük kapasiteli veri için sadece 55,18-56,81 desibel (dB) olarak elde edilmiştir. Önerilen yöntemin hem işlem maliyeti yüksektir hem de veri gizlemede tanıyı etkilemeyecek alanlar tespit edilmemiştir. Bu çalışmada ise işlem zamanını azaltmak (bir hastanın beyin MR çekimi 100 ve daha fazla sayıda görüntü içerir) ve epilepsi tanı ve tedavisinde kullanılan yüksek kapasiteli verileri görüntülerin İOB'lerinde gizlemek amaçlanmıştır. Ancak, yüksek kapasiteli verileri gizlemek görüntüler üzerinde ciddi bozulmalara sebep olabilir ve özellikle tümör gibi dokulara sahip olan hastalarda bu bozulmalar tanı ve teşhisi etkileyebilir. Bu nedenle, bu bölümde literatürde tıbbi görüntülerin İOB'lerinde veri gizleme gerçekleştiren yöntemler ve elde ettikleri sonuçlar incelenmiştir.

İOB, tıbbi bir görüntüdeki bir hastalığın tanı ve tedavisini etkilemeyen kenarlar, kemikler, yumuşak olmayan sağlıklı dokular veya arka plan olarak tanımlanabilir. Görüntülerde İOB tespiti zordur, çünkü her MR kesitinde bu bölgeler değişmektedir. İOB'ler çoğunlukla bir dikkörtgen, elips veya

çokgen yazılım aracı kullanılarak bir uzman tarafından elle seçilir [1, 15]. Bununla birlikte, görüntüler büyüklüğü ve pozisyonları farklı olan ödemli bir tümör içeriyorsa, bu bölgelerin tespiti uzmandan uzmana farklılık gösterebilir. Bu nedenle, son yıllarda nesneliği sağlamak için ilgi bölgelerinin (İB) ya da İOB'lerin tespitinde yarı otomatik veya tam otomatik yöntemler kullanılmaktadır.

İOB tabanlı steganografi de, tıbbi görüntülerin ilgi ve ilgi olmayan bölgeleri ilk olarak uzamsal veya dönüşüm düzleminde bölütlenir. Daha sonra İOB olarak seçilen piksellerin LSB'lerine, uzamsal düzlemde mesajın bitleri yerleştirilir [16-18]. Dönüşüm düzleminde ise konturlet dönüşümü (KD), ayrık kosinüs dönüşümü (AKD), ayrık Fourier dönüşümü (AFD) veya ADD ile elde edilen katsayılara mesaj gizlenir [1]. Gizli mesaj kapasitesi yüksekse arka planı da içeren İOB tercih edilir.

Uzamsal düzlemde, İOB bir dikdörtgen veya bir yada birden fazla eşik değeri kullanılarak elle veya yarı otomatik belirlenir. Literatürde, görüntülerin arka plan ve ön plan olarak bölümlere ayrılması için kümeleme tabanlı, histogram, entropi tabanlı, nesne-özellik tabanlı, lokal ve uzamsal yöntemler gibi birçok eşikleme yöntemi önerilmiştir [1, 19]. Memon vd. [16], tıbbi görüntünün Otsu eşikleme ile bölütlenen İOB'sinde, hasta bilgileri, hastane logosu ve hash şifreleme için kullanılan mesaj kimlik doğrulama kodundan oluşturdukları mesajı gizlemiştir. Çalışmada, 8000 bit veri için PSNR değeri 60 dB olarak elde edilmiştir. Zain vd. [17], blok temelli LSB tekniği ile tıbbi görüntülerin İB ve İOB'lerinde 480.000 bit veri gizlemiştir. Bölütleme işlemi bir dikdörtgen kullanılarak elle yapılmıştır ve PSNR değeri yaklaşık 54,15 dB'dir. Farklı bir çalışmada [15], gizli mesaj bitleri tıbbi görüntülerin kenarlarını içeren İOB piksellerinin LSB'lerine yerleştirilmiştir. 370 medikal görüntünün ortalama yapısal benzerlik (MSSIM: Mean Structural Similarity Index Measure) değerleri yaklaşık 10.040 kilobit veri için 0,999'dan yüksektir. Al-Dmour vd. [18], görüntü İOB'sini dikdörtgen çizim aracıyla elle belirlemiş ve bu alandaki kenarların tespitinde eşik değeri kullanmıştır. Mesaj Hamming kodlaması ile sıkıştırılmış ve bitleri seçilen kenarlardaki piksellerin LSB'lerine yerleştirilmiştir. 26.010 bit için elde edilen PSNR değeri 52,06 dB'dir. Literatürdeki bu çalışmalarda, İOB tespiti için görüntü kesitlerinde elle çizim yapmak zordur ve kenar belirlemek için optimum eşik değerlerini belirlemek güçtür. Ayrıca, görüntü kenarlarında az miktarda veri saklanabilir.

İOB tabanlı tıbbi steganografide, uzamsal teknikler stegataklara dirençli olmadığından dönüşüm düzleminde veri gizleme teknikleri de kullanılmıştır [1, 11]. Ravali vd. [20] tıbbi görüntülerin İOB'lerini elle seçmiş ve maskeleymiştir ve bu bölgelerin AKD katsayılarında filigran gizlemiştir. 6 tıbbi görüntünün PSNR değerleri 38,35 ile 60,88 dB arasındadır. Ancak, İOB alanı küçükse yüksek kapasiteli mesaj gizlenemez [20]. Son yıllarda ADD yöntemi stegataklara dayanıklı olduğundan İOB tabanlı tıbbi görüntü steganografi de sıkça kullanılmaktadır [1, 11]. Bu sebeple, Shukla vd. [21] elle seçtikleri İOB'lerin ADD katsayılarında

veri gizlemişlerdir ancak çalışmanın performans analizleri ayrıntılı verilmemiştir. Fatemizadeh vd. [22], tıbbi görüntüleri otomatik olarak İB ve İOB'lere bölütlemiştir. Gizleme işlemi ile ilgili bilgiler İB'de, mesaj ise İOB'lerin 3. seviye ADD katsayılarında gömülmüştür. Başka bir çalışmada [23] tıbbi görüntüler, bir başlangıç noktası ile dikdörtgen kullanılarak bölütlenmiş ve tespit edilen İOB'lerin ADD katsayılarına mesaj bitleri gizlenmiştir. Alsaade [24], LSB bilgilerini İB'lere, uzmanlarca elle tespit edilen İOB'lerin dalgacık katsayılarında da hasta kişisel bilgilerini, doktor kimliğini ve logoyu gizlemiştir. Çalışmanın PSNR değerleri 31,04-35,21 dB arasında değişmiştir. Al-Haj vd. [25] hasta kişisel bilgilerini ve hastane logosunu simetrik şifreleme ile şifrelemiş ve bunları ADD katsayılarının TDA'larına gömmüşlerdir. Üç görüntü için PSNR değerleri 35,18-36,61 dB arasındadır ve önerilen yöntem stegataklara karşı sağlamdır.

KD yöntemi ile veri gizlemede öncelikle ilgi ve ilgili olmayan bölgeler uzamsal düzlemde tespit edilir ve daha sonra görüntüler alt bantlara ayrıştırılır. Mesaj gömmek için alçak geçiren bantların katsayıları kullanılır. Rahimi vd. [26], iki filigranı gömmek için bir dikdörtgen ile çizdikleri İB ve İOB'leri kullanmışlardır. Gömme işlemi, KD alt bantlarının tekil değerlerinde gerçekleştirilmiştir ve PSNR değerleri 64,85-67,87 dB arasında elde edilmiştir. SSIM değerleri ise 0,9971 ile 0,9980 aralığındadır. Ancak, bu çalışmada gizlenen mesajın kapasitesi düşüktür.

Literatüre göre, İOB alanı gizli mesajın kapasitesini doğrudan etkiler. Tıbbi görüntülerdeki kenarlar veya kemikler sağlık raporlarını, EEG veya EKG gibi sinyalleri saklamak için yeterli değildir. Ayrıca, İOB siyah bir arka plan içeriyorsa, tahmin edilmesi kolay olduğundan, kopya stegataklara karşı savunmasız kalacaktır. Öte yandan, İOB yüksek kapasiteli mesajların gizlenmesi için tümör veya ödem gibi hassas yapıların varlığı dışında arka plan, kemikler ve diğer yumuşak dokuları içermelidir. Bu sebeple, bu çalışma epilepsi hastalarının yüksek kapasiteli verilerini gizlemeye odaklandığından, MR görüntülerini arka plan, GM, BM ve tümör olarak bölütlemeyi ve tümör dışındaki alanları veri gizleme için kullanmayı önermektedir.

3. MATERYAL VE YÖNTEM (MATERIAL AND METHODS)

3.1. Veri seti (Dataset)

Literatürde tıbbi görüntü steganografisinde kullanılacak açık bir veri seti mevcut değildir. Bu sebeple, çalışmada fokal epilepsili 30 hastanın EEG sinyalleri ve MR görüntüleri Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Nöroloji ve Radyoloji bölümlerinden sağlanmıştır. Tablo 1'de, 20 kadın ve 10 erkeğe (yaş: 19-67 yıl; ortalama yaş: 44.39 yıl) ait veri detayları ve kapasiteleri bayt olarak verilmiştir. MR görüntüleri, gizlenecek verilerin gömülmesi için taşıyıcı nesne olarak kullanılmıştır. Gizli mesaj, DICOM görüntülerin başlık kısmından elde edilen hasta kişisel bilgilerini, doktor yorumunu, EEG sinyallerini ve EEG

Tablo 1. Epilepsi hastalarının veri detayları (Dataset description of epilepsy patients)

ID	MR Sayısı	HKB ^a	EEG Raporu	EEG Başlığı	EEG Kapasitesi	Toplam GMK ^b
P1	23	132	1334	136	122400	146256
P2	20	139	1276	137	144976	166980
P3	20	134	959	136	136000	152232
P4	12	131	979	136	119680	134905
P5	30	134	1463	136	122400	155009
P6	17	136	1322	128	130220	151080
P7	19	141	1269	128	134980	155229
P8	16	139	1189	136	108800	127847
P9	21	137	1275	128	115940	136233
P10	15	134	1295	127	40800	60364
P11	16	117	1168	128	117912	133635
P12	19	135	1382	128	128180	149859
P13	17	137	1673	128	108800	130298
P14	23	137	938	136	136000	155351
P15	17	135	1203	128	130764	150077
P16	27	136	1339	136	136000	163385
P17	13	143	1324	128	104720	120858
P18	15	134	1296	128	74392	88603
P19	16	136	1307	128	71128	85456
P20	15	134	1185	136	122400	140118
P21	12	136	1301	128	74596	88870
P22	15	139	1258	136	62696	75128
P23	11	138	1218	136	57324	69420
P24	23	135	1263	136	52088	62987
P25	11	124	1732	0	122400	155625
P26	26	133	1338	128	136000	153245
P27	21	137	1385	136	108800	133580
P28	16	138	1224	136	135320	156568
P29	18	136	1385	128	60724	74108
P30	15	144	1567	136	74052	92708

^aHKB: hasta kişisel bilgisi, ^bGMK: gizli mesaj kapasitesi

raporunu içerir. 16-bit T2 ağırlıklı MR görüntüleri 1.5 Tesla MR cihazı (Magnetom Aera; Siemens, Erlangen, Almanya) ile elde edilmiştir. Aksiyel T2 ağırlıklı MR görüntülerinde TR: 4350 ms, TE: 102 ms, FA: 150°, çözünürlük matrisi: 320 x 216 mm, FOV: 230x75 ve dilim kalınlığı: 5 mm; koronel T2 ağırlıklı MR görüntülerinde TR: 3350 ms, TE: 93 ms, FA: 150°, çözünürlük matrisi: 384x235, FOV: 216x87,5 ve dilim kalınlığı: 5,5 mm; FLAIR MR görüntülerinde TR: 9000 ms, TE: 86 ms, FA: 150°, çözünürlük matrisi: 320x151, FOV: 260x65,60 ve dilim kalınlığı: 5 mm olarak seçilmiştir. Her MR kesiti farklı boyut ve şekilde tümör içermektedir.

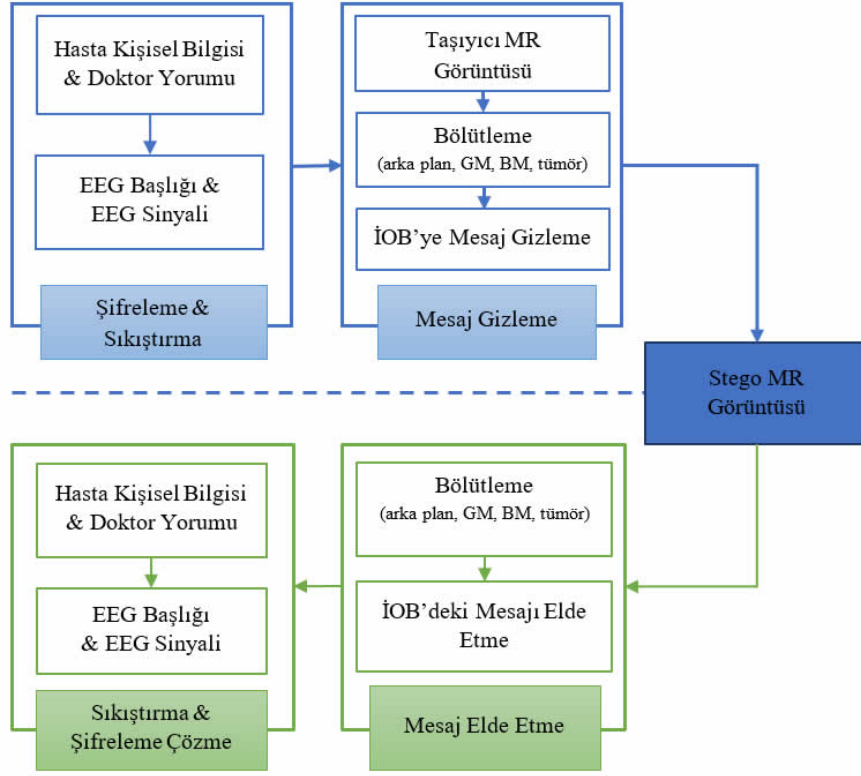
Çalışmada, EEG sinyalleri 10-20 sistemine göre 19 elektrot kullanılarak elde edilmiştir ve yaklaşık 10 dakika süreyle kayıtlar yapılmıştır. EEG kayıtlarının tamamı teşhis açısından anlamlı bilgi içermemektedir ve veri boyutu yüksektir. Bu nedenle, sadece epileptik sinyal aralıkları veri gizlemede kullanılmıştır ve bu bölgeler uzmanlar tarafından seçilmiştir. Tablo 1’de görülen EEG sinyallerini kayıt etmek için 4 baytlık short veri yapısı kullanılmıştır ve her hasta için gizlenecek EEG veri kapasitesi $EEG\ Verilerinin\ Kapasitesi = Elektrot\ Sayısı \times EEG\ Zaman\ Uzunluğu \times 4$ formülü kullanılarak hesaplanmıştır. EEG başlığı başlangıç zamanı, zaman noktaları, örnekleme aralığı, elektrotların sayısı ve adlarını içermektedir. EEG dosya raporları ise EEG

kayıtlarına ilişkin detaylı uzman görüşlerini içermektedir. Doktorun yorumu sabit ve 8 bayttır. Hastaların kişisel bilgileri (ad-soyad, kimlik numarası, doğum tarihi, cinsiyet, yaş, ağırlık ve adres, seri tarihi, saati ve açıklaması, çalışma tarihi, saat, ID, modalitesi ve açıklaması) her DICOM görüntüsünün dosya başlığından elde edilmiştir. Çalışmada önerilen yöntemler ve analizler MATLAB ortamında gerçekleştirilmiştir.

3.2. Önerilen Yöntem (Proposed Methods)

Bu çalışmada, 30 epilepsi hastasına ait kişisel bilgiler, doktor yorumu, EEG sinyali ve EEG raporu, MR görüntülerinde gizlenmiştir. Şekil 1, önerilen tıbbi görüntü steganografi yöntemindeki veri gizleme ve veri elde etme aşamalarını göstermektedir.

Mesaj gizleme formülü Eş. 1’de verilmiştir. Bu aşamada, öncelikle epilepsi hastasının kişisel bilgileri DICOM görüntülerinin dosya başlığından alınır. İkinci olarak, EEG sinyali, bölütlenen görüntülerdeki tümör dışında kalan alanlardaki piksel sayısına bağlı olarak ayrıştırılır. EEG sinyaline ait başlık bilgileri ayrıştırılan EEG sinyali ve uzunluğu, doktor yorumu ve hasta kişisel bilgileri ile birleştirilerek gizlenecek mesaj oluşturulur. Her bir DICOM



Şekil 1. Geliştirilen tıbbi görüntü steganografi sisteminin akış şeması
(Flowchart of the developed medical image steganography system).

görüntüsüne gizlenecek mesajın toplam uzunluğu mesajın başına eklenir. Mesaj olası saldırılara karşı uzman hekime ait 256 bitlik bir stego anahtar aracılığıyla kaotik ve hash fonksiyonlarını kullanan DNA kodlama ile şifrelenir. Gizli mesaj, güvenliği artırmak amacıyla Huffman, RLE, GZIP, ZLIB ve Deflate gibi kayıpsız sıkıştırma yöntemleri kullanılarak sıkıştırılır. Son olarak mesaj bitleri, ayrıntıları aşağıda verilen bölütleme yöntemi ile belirlenen İOB piksellerinin LSB'lerine yerleştirilir.

$$Em = C \oplus K \oplus M \rightarrow \tilde{C} \quad (1)$$

Burada C ve \tilde{C} taşıyıcı ve stego görüntülerini; M gizli mesajı; K ise mesajı gizlemek için kullanılan stego anahtarını ifade etmektedir [1]. Taşıyıcı görüntülerden mesaj elde etme aşaması ise Eş. 2'de verilmiştir [1].

$$Ex(Em(c, k, m)) \approx m, \forall c \in C, k \in K, m \in M \quad (2)$$

Mesaj elde etme aşamasında, şifreli mesajı çözmek için stego anahtar ve stego görüntüler gereklidir. İlk olarak, stego görüntüler önerilen bölütleme yöntemi ile bölütlenerek İOB alanı tespit edilir. İkinci olarak, mesaj bitleri İOB'de yer alan piksellerin ilk LSB'lerinden oluşturulur. Ardından sırasıyla bitlerin bayt dizisine dönüştürülmesi, sıkıştırmanın açılması ve şifrenin çözülmesi işlemleri gerçekleştirilir. Son olarak, elde edilen mesaj hastanın kişisel bilgileri, doktor yorumu, EEG raporu, EEG başlık dosyası ve EEG sinyaline ayrıştırılarak uzman için geliştirilen arayüz ekranına

gönderilir. Çalışmada, uzman bu arayüzlerde gezerken bölütlenen görüntülerin tümör sınırlarını inceleyebilir, isterse tümörle ilişkili EEG sinyalini ve raporunu tanı ve tedavi için değerlendirebilir.

3.3. DNA Şifreleme (DNA Encryption)

Bu çalışmada gizli mesajın güvenliği, literatürde renkli görüntüleri şifrelemek için önerilen DNA şifreleme yöntemi kullanılarak sağlanmıştır [27, 28]. DNA şifreleme yönteminde, şifreleme işlemi mesaj bütünlüğünü korumayı hedefleyen SHA-2 hash fonksiyonu aracılığıyla gerçekleştirilir. SHA-2 fonksiyonunda, SHA-256 aracılığıyla 256 bitlik gizli bir anahtar üretilir. Bu anahtar kullanılarak 512 bitlik mesaj blokları üzerinde 64 tekrarlı yapılarak şifreleme gerçekleştirilir ve bu şifrelemenin güvenliğini sağlamak için her biri 8 adet 32 bitlik sözcükler (A, B, ..., H) halinde tanımlanan 256 bitlik hash değerleri oluşturulur. Eğer mesaj yolda üçüncü şahıslar tarafından ele geçirilirse ya da değiştirilirse hash fonksiyonu da değişecektir. Kaba kuvvet saldırılarına karşı kripto sistemin karmaşıklığı 2^{256} 'dır. Ayrıntıları [27, 28] verilen şifreleme sisteminin sözde kodu şöyledir.

- Mesajın uzunluğunu (n) bul.
- K anahtar dizisini ve Lorenz sisteminin başlangıç değerlerini (x'_0, y'_0, z'_0) oluştur.
- Mesajı binary diziye $M(n \times 8)$ dönüştür, DNA şifreleme kuralına göre şifrele ve $P_m(n \times 4)$ elde et.

Kural 1: A=00, T=11, G=10, C=01

- K' 'yi ikili dizi K_b 'ye dönüştür, sonra K_b 'yi t kez $((nx8)/32)$ tekrarlayarak M_k ($n \times 8$) matrisini oluştur, M_k 'yi Kural 1 kullanarak şifrele ve M_{ke} oluştur.
 - DNA ile şifrelenen mesajı (P_m) ve anahtarı (M_{ke}) XOR işlemine tabii tut ($P'_m = P_m \text{ XOR } M_{ke}$)
 - Lorenz sisteminin ilk değerlerini x'_0, y'_0, z'_0 kullanarak uzunluğu $n \times 4$ olan 3 kaotik x_n, y_n, z_n oluştur.
 - Kaotik serileri x_n, y_n, z_n hazırla.
- $(lx, fx) = \text{sort}(x)$
 $(ly, fy) = \text{sort}(y)$
 $(lz, fz) = \text{sort}(z)$
- Burada $(\bullet, \bullet) = \text{sort}(\bullet)$ sıralama indeks fonksiyonu; fx : x 'e göre artan yeni dizi; lx, ly ve lz sırasıyla fx, fy ve fz 'nin indeks değerleridir.
- Binary matris P'_m 'yi $Vm(n \times 4)$ vektörüne dönüştür ve aşağıdaki gibi karıştır.
- $Vm'(i) = Vm(lx(i))$
- Vm' vektörünü $M_e(n \times 4)$ matrisine dönüştür, ardından binary değerlerini elde et ve Kural 1'i kullanarak DNA şifrelemeyi gerçekleştir.
 - Şifreli mesajı gönder.

Şifreli mesajın çözülmesinde kullanılan sözde kodlar şöyledir.

- Kural 1'i kullanarak şifreli mesajı DNA ile şifrele, M_e 'yi elde et ve Vm' vektörüne dönüştür.
 - Vm' karıştırılmış vektörünü kullanarak karışmamış Vm vektörünü aşağıdaki formül ile bul.
- $Vm(i) = Vm'(lx(i))$
- Vm vektörünü P'_m matrisine dönüştür.
 - Anahtar (M_{ke}) ve matrisi (P'_m) ile XOR işlemini gerçekleştir ($P_m = P'_m \text{ XOR } M_{ke}$). M_{ke} 'yi yukarıda verilen şifreleme sözde kodundaki 1-4 adımları ile elde et.
 - Kural 1 ile P_m 'yi çözerek önce mesajın bitlerini elde et ve bitleri biraraya getir.
 - Çözülen mesajı gönder.

3.3. Bölütleme Tabanlı Mesaj Gizleme (Segmentation based Embedding Method)

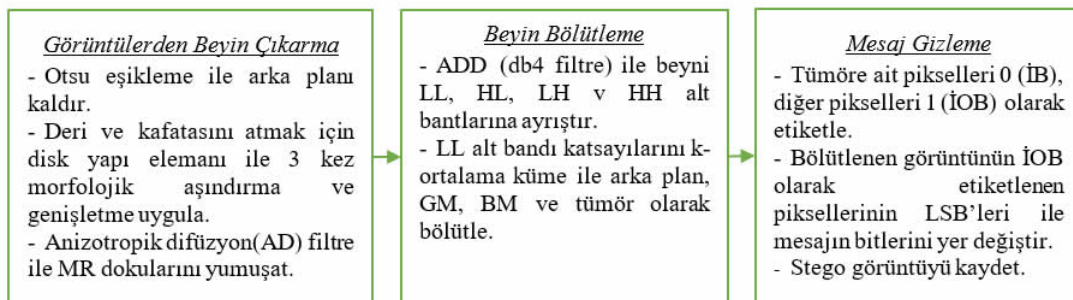
Bölütleme, görüntüleri alt bölgelere veya nesnelere ayırma işlemidir. Beyin tümör bölütleme ise tümör gibi dokuların GM, BM ve beyin omurilik sıvısı gibi normal beyin dokularından ayrıştırılmasıdır. Literatürde önerilen beyin

tümörü bölütleme yöntemleri elle, yarı otomatik veya tam otomatik olarak sınıflandırılabilir [29-31]. Elle bölütlemeye bir uzman her görüntü için normal ve anormal yapıların sınırlarını seçer veya çizer. Yarı otomatik bölütlemeye bir uzmanın süreci başlatması ve kontrol etmesi gerekir [30]. Her iki yöntemde de, bölütleme sonuçları uzmanlar değişikçe farklılaşır. Bu nedenle, literatürde denetimli veya denetimsiz birçok otomatik bölütleme tekniği önerilmiştir [29-31]. Denetimsiz yöntemler (k-ortalama kümeleme, bulanık C kümeleme, kendi kendine organize edilen haritalar vb.) etiketlenmemiş yapıları kümelendirir. K-ortalama kümelemeye, n elemanı olan bir görüntü k tane kümeye bölütlenir. Bunun için, en az kare Öklid uzaklığı hesaplanarak kümeler içindeki benzerlikler maksimum ve farklı kümeler arasındaki benzerlikler ise minimum yapılır. Bu çalışmada, k-ortalama kümeleme, yüksek doğruluk ve düşük işlem maliyeti sebebiyle MR görüntülerini bölütlemek için kullanılmıştır [32-34].

Görüntülerden Beyin Çıkarma: Şekil 2'de bölütleme tabanlı gizleme yönteminin detayları verilmektedir. İlk olarak, T2 ağırlıklı MR görüntülerinin arka planı Otsu eşikleme yöntemi ile çıkarılır [1, 35]. İkinci olarak, kafa derisi ve kafatasını atmak için morfolojik aşındırma kullanılarak beyin dışı dokular aşındırılır ($A \ominus B = \{z | (B)_z \subseteq A\}$) ve ardından morfolojik genişletme ile fazla aşınan beyin dokularının sınırları genişletilir ($A \oplus B = \{z | (\hat{B})_z \cap A \neq \emptyset\}$) [35]. Bu çalışmada, beyin dışındaki dokuları görüntüden çıkarmak için disk yapı elemanı ile 3 kez aşındırma ve ardından 3 kez genişletme operasyonları uygulanmıştır. Üçüncü aşamada, beyin içindeki dokuları yumuşatmak, kenarları ve içeriği koruyarak görüntüyü düzeltmek için anizotropik filtre (AD) kullanılır [45]. AD ile görüntüler doğrusal olmayan ölçekli uzayda 2B izotropik Gauss filtre ile konvolüsyon işlemine tabii tutulurlar [36].

Beyin Bölütleme: Deri ve kafatasından arındırılan beyin görüntüleri tek seviye ADD kullanılarak db4 filtresi ile alt bantlarına ayrıştırılır. ADD'de alçak (L) ve yüksek geçiren (H) filtreler aracılığıyla görüntülerin detay katsayıları (HL: dikey, LH: yatay ve HH: diyagonal) ve yaklaşık katsayıları (LL) elde edilir. Genel ADD dönüşümü Eş. 3 ve Eş. 4 ile elde edilir [1, 35].

$$W_\varphi(j_0, m, n) = \frac{1}{\sqrt{MN}} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) \varphi_{j_0, m, n}(x, y) \quad (3)$$



Şekil 2. Bölütleme tabanlı veri gizleme yönteminin akış diyagramı (Flowchart of the segmentation based embedding method)

$$W_{\psi}^i(j, m, n) = \frac{1}{\sqrt{MN}} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) \psi_{j_0, m, n}^i(x, y) \quad (4)$$

Eş 3 ve 4'te j_0 rassal başlama ölçeğini, $W_{\varphi}(j_0, m, n)$ tıbbi görüntünün yaklaşık katsayılarını, $W_{\psi}^i(j, m, n)$ ise $j > j_0$ için yatay, dikey ve diyagonal detaylarını ifade etmektedir [1, 35].

Önerilen yöntemin son aşamasında ise ADD ile elde edilen LL alt bantının katsayıları k-ortalama kümeleme ile tümörün sınırlarını belirlemek için bölütlenir [32-34]. K-ortalama kümelemenin genel sözde kodu şöyledir.

Adım-1: K kümelerinin rassal olarak merkezlerini seç.

Adım-2: Öklid ölçümünü kullanarak en kısa uzaklığa sahip olan küme merkezine bir örneği ata.

Adım-3: Her kümede bulunan örneklerin ortalamasına göre küme merkezini hareket ettir.

Adım-4: Küme merkezlerinin hareket etmesi durana kadar Adım 2-3'ü tekrarla.

Mesaj Gizleme: Gizlenmek istenilen veri kapasitesi yüksek olduğundan, sadece bölütlenen tümör tıbbi görüntünün İB'si olarak belirlenmiştir. Arka plan, kafa derisi, kafatası, BM ve GM' yi içeren tümör dışındaki alanlar ise İOB olarak belirlenmiştir ve veri gizlemek için bu bölgeleri içeren bir maske oluşturulmuştur. Maske alanındaki piksellere 1 ve tümörü içeren piksellere 0 atanmıştır. Veri gizleme aşamasında, maske aracılığıyla İOB'deki her bir pikselin anlamsız bitine mesaj bitleri sırasıyla yerleştirilmiştir. Böylece, tümör dışındaki alanlara veri gizlenerek epilepsi tanı ve tedavisinin etkilenmemesi sağlanmıştır. Önerilen stego sistemde, kişisel bilgilerin güvenliği için hastaya ait bilgiler DICOM dosya başlığından silinmiştir ve tüm veriyi içeren stego görüntüsü kayıt edilmiştir.

3.4. Karşılaştırma Metrikleri (Comparison Metrics)

Bu çalışmada, taşıyıcı ve stego görüntüler arasındaki farklılıklar PSNR, evrensel görüntü kalite indeksi (UQI: Universal Image Quality Index), yapısal benzerlik indeksi ölçümü (SSIM: Structural Similarity Index Measure) ve korelasyon katsayısı (R) ile belirlenmiştir. PSNR görüntülerdeki bozulmayı insan algısına yakınsayan bir şekilde tespit eder. PSNR hesaplaması Eş. 5'te verilmiştir [1, 37].

$$\text{PSNR} = 10 \log \left(\frac{C_{\max}^2}{\text{MSE}} \right) \quad (5)$$

Burada C_{\max} görüntünün maksimum gri seviye değeri, MSE görüntünün ortalama karesel hatasıdır.

UQI ile görüntünün korelasyonundaki azalma, parlaklık ve kontrastındaki bozulma ölçülür. SSIM ise yapısal bilgideki değişimleri ortaya koyar. UQI ve SSIM formülleri Eş. 6 ve Eş. 7'de verilmiştir [1, 37].

$$\text{SSIM}(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + c_1)(2\sigma_{xy} + c_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + c_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + c_2)} \quad (6)$$

$$\text{UQI}(x, y) = \frac{(4\mu_x\mu_y + 2\sigma_{xy})}{(\mu_x^2 + \mu_y^2)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2)} \quad (7)$$

Burada μ_x ve μ_y sırasıyla X'in ve Y'nin ortalaması; σ_x^2 , σ_y^2 ve σ_{xy} sırasıyla X'in varyansı, Y'nin varyansı ve X ve Y'nin kovaryansı; c_1 ve c_2 paydayı dengede tutan değerlerdir [1, 2].

Eş. 8'de formülü verilen korelasyon katsayısı, taşıyıcı (C) ve stego (S) görüntülerini ve bunların ortalama değerlerini (\bar{C} ve \bar{S}) kullanarak görüntüler arasındaki korelasyonu hesaplar [1, 2].

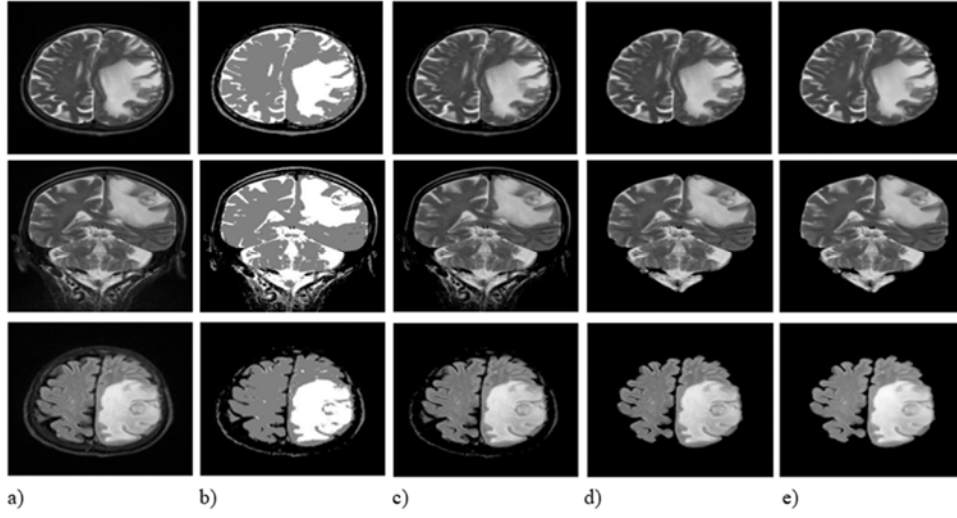
$$R = \frac{\sum^M \sum^N (S_{MN} - \bar{S})(C_{MN} - \bar{C})}{\sqrt{(\sum^M \sum^N (S_{MN} - \bar{S})^2)(\sum^M \sum^N (C_{MN} - \bar{C})^2)}} \quad (8)$$

Steganografide, mesaj gömüldükten sonra fark edilmeme oranının yüksek ve görüntüdeki bozulmanın da düşük olması için PSNR değerleri 35 dB'den yüksek olmalıdır. Ayrıca, SSIM, UQI ve R değerlerinin 1'e yakın olması stego ve taşıyıcı görüntüler arasındaki yüksek benzerliği ifade eder [1, 2].

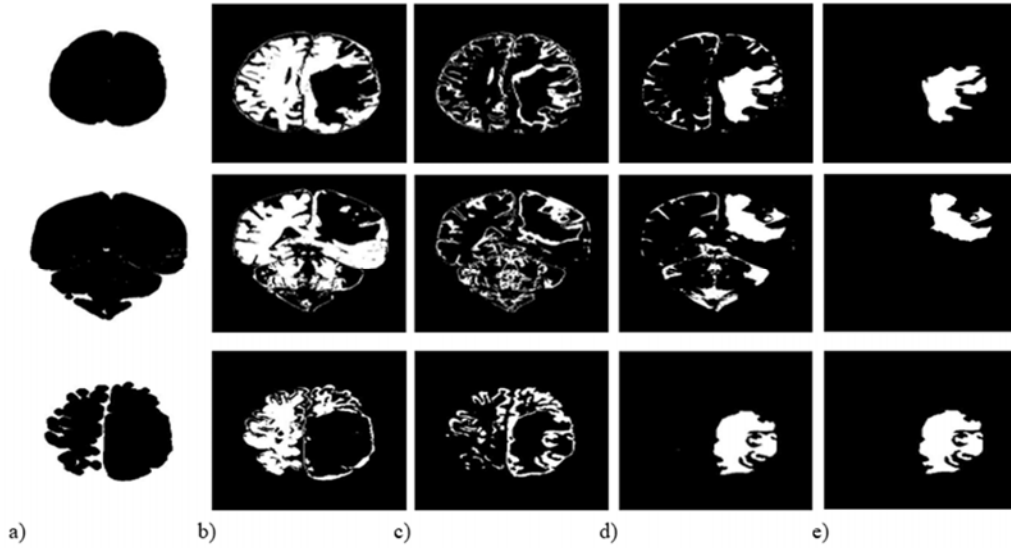
4. DENEYSEL SONUÇLAR (EXPERIMENTAL RESULTS)

Şekil 3b ve Şekil 3c'de, çalışmada önerilen bölütleme yöntemine göre görüntülere uygulanan çok seviyeli Otsu eşikleme ve sonrasında arka planı atılan görüntüler görülmektedir. Şekil 3d'de 3 kez aşındırma ve 3 kez genişletme işlemleriyle elde edilen beyin yapıları verilmiştir. Böylece görüntülerdeki kafatası ve deri, beyin yapısından ayrıştırılmıştır. Şekil 3e'de görüldüğü gibi, AD filtreleme ile görüntülerdeki homojen olmayan bölgeler düzeltilmiştir. Çalışmada, ayrıştırılan beyne db4 filtresi ile tek seviyeli ADD uygulanmıştır. ADD'nin LL alt bandı, görüntünün yaklaşık katsayılarını içerdiğinden beyni bölütlemek için kullanılmıştır. Şekil 4'te, k-ortalama kümeleme kullanılarak elde edilen arka plan, BM, GM ve tümör sonuçları verilmiştir. Ancak, Şekil 4d'deki bölütlenmiş bölgeler, tümör ile birlikte beynin diğer bazı yapılarını da içermektedir. Bu nedenle, bu yapıların alanları hesaplanmış ve maksimum alana sahip olan bölge tümör olarak etiketlenmiştir. Şekil 4e'de gösterildiği gibi tümör görüntüsü İB olarak etiketlenmiş ve bu görüntünün maskesi oluşturulmuştur. Ayrıca, şifrelenen ve sıkıştırılan hasta kişisel bilgilerini, doktor yorumunu, EEG raporunu ve EEG sinyalinin içeren mesaj, tespit edilen tümör dışındaki piksellerin LSB'lerine gizlenmiştir.

Şekil 5, T2 ağırlıklı MR görüntülerinin aksiyel, koronel ve FLAIR aksiyel kesitlerine ait taşıyıcı ve stego görüntülerinin farklarını ve histogramlarını göstermektedir. Şekil 5'te verilen histogram grafiklerinin yatay eksenleri maksimum gri seviye değerlerine göre oluşturulmuştur. Taşıyıcı ve stego görüntüleri arasında piksellerin yalnızca ilk LSB'lerine veri gizlendiğinden gözle görülür bir farklılık oluşmamıştır. Şekil 5b, Şekil 5c ve Şekil 5d'de verilen histogram çiftleri arasında da sınırlı değişiklikler elde edilmiştir. Bu nedenle, bu çalışmanın tıbbi görüntü steganografisinin fark edilmeme



Şekil 3. Aksiyel, koronel ve FLAIR aksiyel görüntülerden beyin çıkarımı, (a) taşıyıcı görüntü, (b) çoklu Otsu eşikleme, (c) Otsu eşikleme sonrası arka planı çıkarılan görüntüler, (d) morfoloji işlemleri (aşındırma ve genişletme), (e) AD filtreleme.
(Brain extraction from the axial, coronal and FLAIR axial images (a) cover image, (b) Otsu thresholding, (c) images with background removed after Otsu thresholding, (d) morphology operation (erosion and dilation), (e) AD filtering)



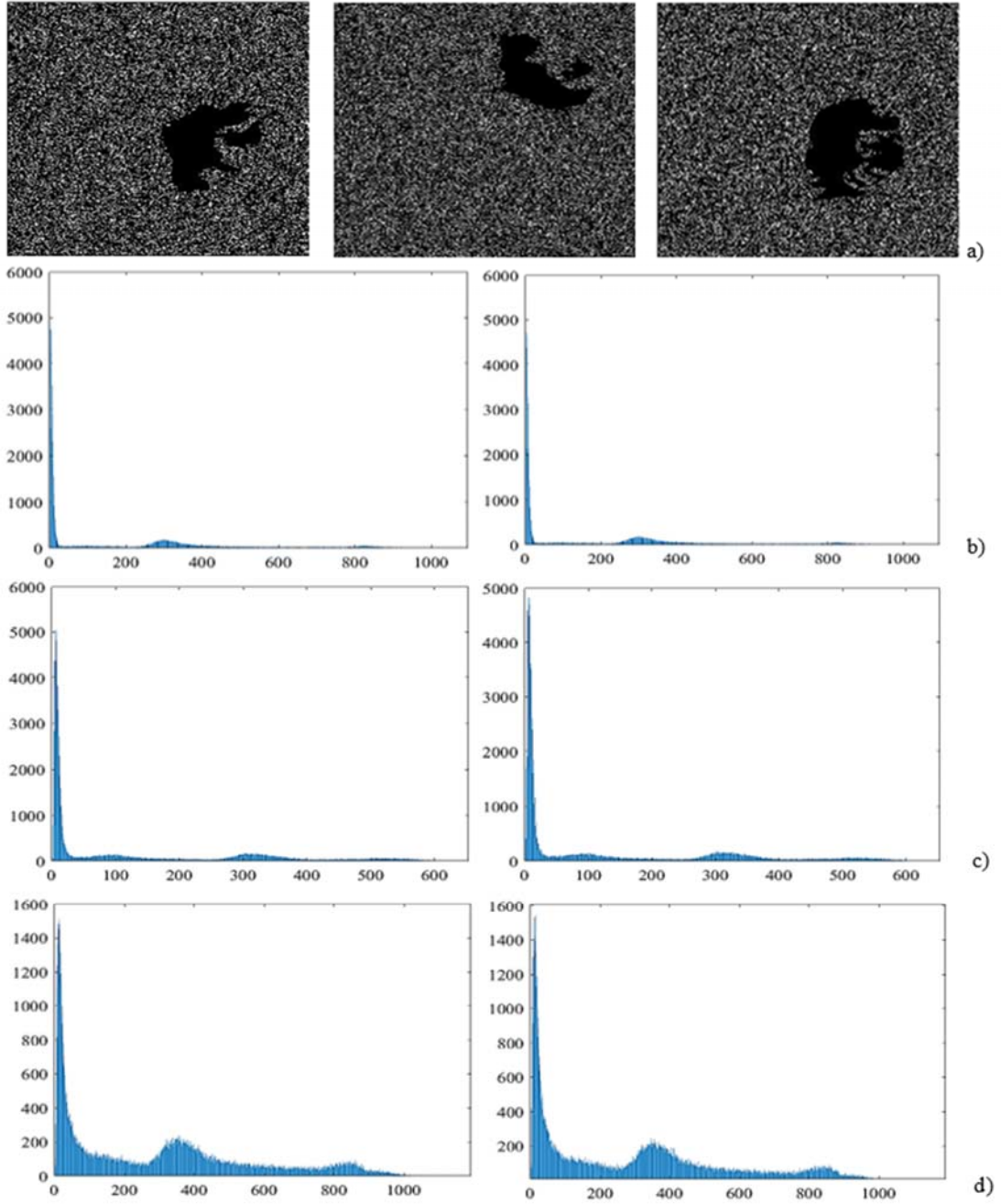
Şekil 4. Aksiyel, koronel ve FLAIR aksiyel görüntülerinin bölütlenmesi, (a) arka plan (beyaz bölge), (b) beyaz madde (BM), (c) gri madde (GM), (d) diğer yapılarla birlikte tümör, (e) tümör
(Segmentation of the axial, coronal and FLAIR axial images (a) back ground (white region), (b) white matter (WM), (c) gray matter (GM), (d) tumour with other structures, (e) tumour).

özelliğini sağladığı sonucuna varılabilir. Ayrıca çalışmada, stego görüntülerinin başlık kısmından hasta kişisel bilgileri silinmiştir. Önerilen güvenlik sisteminde, sadece stego anahtarı olan yetkili bir kişi bu hasta bilgilerine, doktor yorumuna, EEG raporuna ve EEG sinyaline erişebilmektedir.

4.1. Performans Analizi (Performance Analysis)

Tablo 2’de, önerilen stego sistem kullanılarak farklı boyutlardaki MR görüntülerine gizlenen mesaj kapasiteleri görülmektedir. Mesaj kapasitesi, bölütleme ile tespit edilmiş IOB’deki piksel sayısı ile orantılıdır. Bu çalışmada, gizleme

işlemi sonrasında stego görüntülerde oluşacak bozulmayı azaltmak için farklı kayıpsız sıkıştırma algoritmaları kullanılarak mesaj kapasiteleri azaltılmıştır. Tablo 2’de görüldüğü üzere Deflate, GZIP, Huffman ve RLE kayıpsız sıkıştırma yöntemlerinin ortalama sıkıştırma oranları sırasıyla 1,065, 1,063, 1,007 ve 1,004 olarak elde edilmiştir. Deflate, GZIP, Huffman ve RLE’nin ortalama yer tasarrufu oranları da sırasıyla 6,078, 5,923, 0,670 ve 0,353’tür. Tablo 2’de sunulan sonuçlara göre Deflate, görüntülerin gömme mesajı kapasitelerini diğer sıkıştırma algoritmalarından daha fazla minimize etmiştir. Bu sebeple, taşıyıcı ve stego görüntüleri arasındaki performans karşılaştırma analizi Deflate yöntemi ile gerçekleştirilmiştir.



Şekil 5. a) T2 ağırlıklı aksiyel, koronel ve FLAIR aksiyel taşıyıcı ve stego görüntüleri arasındaki fark görüntüleri, (b) aksiyel kesitine ait taşıyıcı ve stego görüntülerin histogramları, (c) koronel kesitine ait taşıyıcı ve stego görüntülerin histogramları, (d) FLAIR aksiyel kesitine ait taşıyıcı ve stego görüntülerin histogramları.

((a) Difference images of the T2-weighted axial, coronal and axial FLAIR slices, (b) histograms of cover and stego images for the axial slices, (c) histograms of cover and stego images for the coronal slices, (d) histograms of cover and stego images for the axial FLAIR slices)

Taşıyıcı ve stego görüntülerinin performans karşılaştırması Tablo 3'te sunulmuştur. Önerilen yöntem ile elde edilen ortalama PSNR değerleri 61,17646 dB ile 68,92157 dB \pm 1,46001 arasında değişmektedir. Ortalama SSIM değerleri 0,99686 ve 0,99863 \pm 0,00046 olarak hesaplanmıştır. Ortalama UQI değerleri 0,99469 ile 0,99810 \pm 0,00072 arasındadır. Benzer şekilde, önerilen yöntemin ortalama R değerleri, 0,99874 ile 0,99977 \pm 0,00023 arasında bulunmuştur. Görüntülerde gizleme sonrası değişen

piksellerin ortalama oranları (PR) % 0,42 ile % 0,46 arasındadır. Literatüre göre, steganografi sisteminin PSNR değerleri 35 dB'den yüksek olmalıdır [1-2]. Ayrıca, stego sisteminin fark edilmeme özelliğini sağlaması için SSIM, UQI ve R değerleri 1'e yakın olmalıdır [1-2]. Bu nedenle, bu çalışmada önerilen sistem, yüksek miktarda veri gizleme yapılmasına rağmen performans analizi sonuçlarına dayanarak steganografinin fark edilmeme özelliğini sağlamıştır.

Tablo 2. Kayıpsız sıkıştırma algoritmalarının gizleme kapasitelerinin karşılaştırılması
(Comparison of the embedding capacities of the lossless compression algorithms)

Görüntü Boyutları	SY ^a		Deflate		GZIP			Huffman			RLE		
	(Bayt)	(Bayt)	SO ^b	YT ^c %	(Bayt)	SO ^b	YT ^c %	(Bayt)	SO ^b	YT ^c %	(Bayt)	SO ^b	YT ^c %
100x100	1618	1561	1,037	3,523	1573	1,029	2,781	1598	1,013	1,236	1615	1,002	0,185
176x176	3725	3527	1,056	5,315	3539	1,053	4,993	3716	1,002	0,242	3714	1,003	0,295
196x258	6037	5680	1,063	5,914	5692	1,061	5,715	6032	1,001	0,083	6019	1,003	0,298
255x255	7805	7310	1,068	6,342	7322	1,066	6,188	7802	1,000	0,038	7776	1,004	0,372
256x256	7873	7368	1,069	6,414	7380	1,067	6,262	7869	1,001	0,051	7836	1,005	0,470
320x256	9845	9215	1,068	6,399	9227	1,067	6,277	9215	1,068	6,399	9809	1,004	0,366
384x384	17733	16615	1,067	6,305	16627	1,067	6,237	17732	1,000	0,006	17663	1,004	0,395
512x512	31469	29393	1,071	6,597	29405	1,070	6,559	31469	1,000	0,000	31352	1,004	0,372
600x600	43233	40384	1,071	6,590	40396	1,070	6,562	43233	1,000	0,000	43070	1,004	0,377
800x600	57649	53943	1,069	6,429	53955	1,068	6,408	57649	1,000	0,000	57452	1,003	0,342
1024x1024	125989	117768	1,070	6,525	117780	1,070	6,516	126004	1,000	-0,012	125510	1,004	0,380
2048x2048	504137	470960	1,070	6,581	470972	1,070	6,579	504152	1,000	-0,003	502193	1,004	0,386
Ortalama	-	-	1,065	6,078	-	1,063	5,923	-	1,007	0,670	-	1,004	0,353

^aSY=Sıkıştırma Yok, SO=Sıkıştırma Oranı, YT=Yer Tasarruf Oranı

Tablo 3. Önerilen yöntemin Deflate sıkıştırma ile elde ettiği performans analiz sonuçları
(Performance analysis results of the proposed algorithm with Deflate compression)

Hastalar	PSNR	SSIM	UIQI	R	PR ^a (%)
P1	61,89641	0,99807	0,99578	0,99911	0,42674
P2	64,31902	0,99809	0,99782	0,99956	0,45549
P3	64,51253	0,99854	0,99725	0,99912	0,45133
P4	64,32506	0,99817	0,99642	0,99899	0,45832
P5	64,58737	0,99759	0,99709	0,99934	0,44120
P6	65,32365	0,99777	0,99746	0,99936	0,45682
P7	64,13269	0,99796	0,99718	0,99942	0,43117
P8	64,45274	0,99860	0,99767	0,99928	0,43557
P9	64,19170	0,99771	0,99810	0,99963	0,44693
P10	63,50591	0,99841	0,99678	0,99924	0,45217
P11	64,03792	0,99800	0,99733	0,99932	0,44476
P12	65,87211	0,99758	0,99778	0,99953	0,45326
P13	64,35995	0,99780	0,99679	0,99922	0,44531
P14	63,83074	0,99712	0,99469	0,99887	0,45220
P15	63,88998	0,99819	0,99672	0,99917	0,43814
P16	63,68580	0,99777	0,99725	0,99948	0,44004
P17	64,32865	0,99774	0,99794	0,99946	0,45702
P18	63,15360	0,99782	0,99731	0,99928	0,44853
P19	62,11776	0,99718	0,99687	0,99874	0,45347
P20	61,17646	0,99686	0,99795	0,99950	0,44489
P21	64,54267	0,99797	0,99706	0,99942	0,44938
P22	62,74575	0,99810	0,99751	0,99949	0,42895
P23	64,31461	0,99818	0,99707	0,99937	0,44550
P24	66,28887	0,99863	0,99671	0,99954	0,44423
P25	68,92157	0,99823	0,99746	0,99977	0,42387
P26	62,11214	0,99716	0,99643	0,99901	0,43531
P27	64,16681	0,99797	0,99602	0,99905	0,44585
P28	62,36174	0,99698	0,99764	0,99914	0,45883
P29	64,43690	0,99819	0,99714	0,99933	0,45296
P30	63,41131	0,99789	0,99724	0,99926	0,44884
Min ^b	61,17646	0,99686	0,99469	0,99874	0,42387
Mak ^c	68,92157	0,99863	0,99810	0,99977	0,45883
Sd ^d	1,46001	0,00046	0,00072	0,00023	0,00956
Ort ^e	64,03341	0,99788	0,99708	0,99930	0,44557

^aPR=değişen piksel sayısı, ^bMin=minimum, ^cMak=maksimum, ^dSd=standart sapma, ^eOrt=ortalama

Bu çalışmanın sonuçları ile literatürdeki benzer İOB tabanlı tıbbi görüntü steganografi sonuçları Tablo 4'te karşılaştırılmıştır. İlgili çalışmaların genel detayları Bölüm 2'de verilmiştir. Memon vd. [16] uzamsal düzlemde görüntülerde Otsu eşikleme kullandıktan sonra İOB belirlemek için bölge büyütme ve bağlantı analizi kullanmışlardır. Önerdikleri sistem, 8.000 bit ve 64.000 bit için sırasıyla 60,35 dB ve 51,23 dB PSNR değerleri elde

etmiştir. Ancak, bu yöntemin veri gizleme kapasitesi, bir hastanın biyolojik sinyallerini veya sağlık raporlarını gizlemek için çok düşüktür. Nyeem vd. [15] tıbbi görüntülerin kenarlarını İOB olarak belirlemişlerdir. Bu sınırlardaki piksellerin LSB'lerine mesaj bitleri gizlenmiştir. Farklı boyutlardaki tıbbi görüntülerin MSSIM değerleri 10.040 kilobit için 0,999'dan yüksektir. Bu çalışmanın da veri gizleme mesaj kapasitesi [16]'da önerilen stego

Tablo 4. Literatürdeki benzer çalışmalar ile önerilen yöntemin karşılaştırılması
(Comparison of the proposed method with similar studies in literature)

Çalışmalar	Yöntem	PSNR (dB)	Görüntü Boyutu	Gizli Mesaj	Şifreleme	Kapasite
Memon vd. [16]	- Otomatik Bölütleme (Otsu Eşikleme) - LSB	51,23-60,35	256x256	^a HKB Hastahane logo Doğrulama kodu	Evet	8000-64000 bit
Zain vd. [17]	- Elle Bölütleme (dikdörtgen) - Blok tabanlı LSB	54,15	800x600	Damga	Evet	480 Kilo bit
Nyeem vd. [15]	- Otomatik bölütleme (İOB seçimi) - LSB	-	196x258 600x600	Damga	-	10040 Kilo bit
Al-Dmour vd. [18]	- Elle bölütleme (kenar seçimi) - LSB	52,06	255x255	Hasta kayıtları	Evet	26010 bit
Ravali vd. [20]	- Elle bölütleme - AKD	38,35- 0,88	-	Damga	Evet	-
Shukla vd. [21]	- Elle bölütleme - ADD	-	256x256	^a HKB	-	-
Fatamizadeh vd. [22]	- Otomatik Bölütleme - ADD	>30	256x256	Damga	-	-
Rathi vd. [23]	- Elle bölütleme - ADD	39,40-39,83 42,18-42,28 44,63-44,71	320 X 256 384 X 384 512 X 512	Doktor ID Damga Hasta ID Tanı Raporu	Evet	-
Alsaade [24]	- Elle bölütleme - Tersinir DD	31,04-35,21	256x256	^a HKB Doktor ID Logo LSB bilgisi	Evet	64341 bit
Al-Haj vd. [25]	- Elle bölütleme - ADD	35,18-36,61	2048x2048 2048x2048 2048x2048	^a HKB Hastahane logo Hash	Evet	59915 bit 29528 bit 20374 bit
Rahimi vd. [26]	- Otomatik bölütleme - KD	64,85-67,87	512x512	^a HKB Doktor imza	-	2010 bit
Karakis vd. [2]	- Bölütleme Yok - Bulanık Mantık + LSB	53,87-62,99	176x176 512x512	^a HKB Doktor Yorumu EEG Sinyali	Evet	6962 bayt 64838 bayt
Önerilen çalışma	- Otomatik bölütleme (ADD+k-ort. kümeleme) - LSB	61,18-68,92	176x176 2048x2048	HKB Doktor Yorumu EEG Raporu EEG Sinyali	Evet	3527 bayt 470960 bayt

^aHKB: Hasta Kişisel Bilgileri

sisteminde olduğu gibi düşüktür. Dönüşüm düzleminde, Fatemizadeh vd. [22] tıbbi bir görüntüyü İB ve İOB olarak bölütlemek için 3. seviye ADD kullanan bir damgalama yöntemi önermişlerdir. ADD ile elde edilen katsayılar bir eşik değere göre İB ve İOB olarak ayrıştırılmıştır ve İOB'ye filigran gömülmüştür. İB'ye ise eşik değeri ve gizlemede kullanılan diğer parametre değerleri gizlenmiştir. Rahimi vd. [26] tıbbi görüntülerin İB ve İOB'lerini sabit bir dikdörtgen kullanarak bölütlemişlerdir. Bölütlenen tıbbi görüntüler KD ile düşük ve yüksek alt bantlara ayrılmıştır. Filigranı KD'nin düşük katsayılarının tekil değerlerine gizlemişlerdir. Gerçekleştirilen stego sistemi saldırılara karşı sağlam

olmasına rağmen, gömme mesaj kapasitesi 512x512'lik medikal görüntüler için sadece 2010 bit olmuştur.

Başka bir çalışmada [2] tıbbi görüntü steganografisi için bulanık mantık tabanlı bir yöntem önerilmiştir. Gizlenecek veri; epilepsi hastalarının kişisel bilgilerini, doktor yorumunu ve EEG sinyallerini içermektedir. Çalışmada yüksek performans sonuçları yüksek veri gizleme kapasitesine rağmen elde edilmiştir, ancak MR görüntülerindeki tüm pikseller veri gizleme için kullanıldığından bu durum epilepsinin tanı ve tedavisini etkileyebilir.

Tablo 4' te gösterildiği gibi, bu çalışmada farklı boyutlardaki görüntülere 3527-470960 byte veri gizlenmiştir ve PSNR değerleri 61,18-68,92 dB olarak elde edilmiştir. Buna göre, çalışmada önerilen tanı ve teşhisi etkilemeyen bölütleme tabanlı yöntem, hem yüksek veri kapasitesi ile veri gizlemiş hem de literatürdeki diğer çalışmalardan daha iyi performans sonuçları elde etmiştir. Literatüre göre geliştirilen stego sistemler stegataklara karşı dayanıklı olmalıdır. Çalışma grubunun önceki çalışmasında, görüntülerin ADD ile elde edilen katsayılarının tekil değerlerine hastaların kişisel bilgilerinden oluşan damga gizlenmiştir [14]. Stegataklara karşı dayanıklı olan bu yöntemde hem işlem maliyeti fazladır hem de az veri gizlenmesine rağmen yüksek performans değerleri elde edilememiştir. Bu sebeple, bu çalışmada temelde bir hastalıkla ilgili tanı ve tedavide kullanılan yüksek kapasiteli tüm verilerin görüntü dosyalarında minimum bozulma sağlayacak şekilde gizlenmesi hedeflendiğinden, stegataklara karşı mesajın güvenliği kaotik ve hash yöntemlerini içeren DNA şifreleme ve ardından uygulanan kayıpsız sıkıştırma yöntemi ile sağlanmıştır.

5. SONUÇLAR (CONCLUSIONS)

Bu çalışma, uzmanlara epilepsi ile ilgili tüm tıbbi verilerin tek bir ortamda değerlendirmesini sağlayacak güvenli bir tıbbi görüntü steganografi yöntemi sunmaktadır. Literatürde, hasta bilgileri genellikle tıbbi görüntülerde veya biyolojik sinyallerde saklanır. Bu çalışmada sağlık bilgi sistemi içerisinde en fazla yer kaplayan MR görüntüleri taşıyıcı görüntü olarak kullanılmıştır. Gizli mesaj, hasta kişisel bilgilerini, doktor tarafından EEG'den seçilen epileptik aktivitelerini, EEG sağlık raporunu ve doktor yorumunu içermektedir. DNA şifrelemesi ile şifrelenen ve sıkıştırılan gizli mesaj, tıbbi görüntülerin İOB'lerinde gizlenmiştir. İOB seçmek için filtreleme ve morfoloji işlemleri ile önce beyin olmayan yapılar ayrıştırılmıştır ve görüntü, ADD ve k-ortalama kümeleme kullanılarak arka plan, BM, GM ve tümör olarak bölütlenmiştir. Çalışmada mesaj kapasitesi yüksek olduğundan sadece arka plan ya da kenarlar değil tanı ve teşhisi etkilemeyecek tümör dışındaki ayrıştırılan tüm bölgeler İOB olarak belirlenmiştir. Maliyeti azaltmak ve daha fazla veri gizlemek amaçlı uzamsal düzlemde İOB içerisindeki piksellerin LSB'lerine mesajın bitleri gizlenmiştir. Uzmanlar, geliştirilen bu stego sistem ile MR görüntüsündeki tümör ve diğer bölütlenmiş alanları inceleyebilmektedir ve ayrıca tümörün sebep olduğu epileptik EEG sinyalini ve buna ait raporları eş zamanlı inceleyebilmektedir.

Önerilen stego sistemi Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Nöroloji ve Radyoloji Bölümlerine başvuran 30 fokal epilepsi hastasından alınan MR görüntüleri, EEG sinyalleri ve EEG sağlık raporlarından oluşturulan veriler kullanılarak test edilmiştir. Taşıyıcı ve stego görüntüleri arasındaki fark, performans metrikleri ve histogram analizi ile değerlendirilmiştir. Buna göre, gizli mesajın stego MR görüntülerinde fark edilmediği sonucuna varılmıştır. Veri

gizleme alanları uzamsal alanda görüntülerin tümör olmayan tüm bölgelerini içerdiğinden, önerilen yöntemin gömme mesaj kapasitesi yüksektir. Aynı zamanda geliştirilen stego sistemde, kaotik ve hash yöntemlerini içeren DNA şifreleme ve kayıpsız sıkıştırma kullanıldığından, gizli mesajın olası stegataklara karşı güvenliği sağlanmıştır. Kullanılan şifreleme yönteminin kaba kuvvet saldırılarına karşı karmaşıklığı 2^{256} 'dır.

Gelecekte, mesajın uzaysal ya da dönüşüm düzleminde gizlenmesinde ilgi alanlarını tespit edecek farklı otomatik bölütleme yöntemleri geliştirilebilir.

TEŞEKKÜR (ACKNOWLEDGMENT)

Bu çalışma, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (CÜBAP) tarafından TEKNO-017 proje numarası ile desteklenmiştir. Veri toplama sürecindeki yardımlarından dolayı Nöroloji Bölümü çalışanlarından Dilek Kaplan'a teşekkür ederiz.

KAYNAKLAR (REFERENCES)

1. Karakis R., Guler I., Chapter 22: Steganography and Medical Data Security, Cryptographic and Information Security Approaches for Images and Videos, Editor Ramakrishnan, S., CRC Press, 627-660, ISBN: 9781138563841, 2019.
2. Karakis R., Guler I., Capraz I., Bilir E., A novel fuzzy logic based image steganography method to ensure medical data security, Computers in Biology and Medicine, 67, 172-183, 2015.
3. Haidekker M., Image Storage, Transport, and Compression, Wiley-IEEE Press. Edition: 1, 386-412, 2011.
4. About DICOM, The National Electrical Manufacturers Association (NEMA), <http://medical.nema.org/Dicom/about-DICOM.html>, Erişim tarihi Temmuz 14, 2021.
5. Oosterwijk H., The DICOM standard, overview and characteristics, http://www.ringholm.com/docs/02010_en.htm, Erişim tarihi Temmuz 14, 2021.
6. Akgül A., Yıldız M.Z., Boyraz Ö.F., Güleriyüz E., Kaçar S., Gürevin B., Microcomputer-based encryption of vein images with a non-linear novel system, Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University, 35 (3), 1369-1385, 2020.
7. Coatrieux G., Maitre H., Sankur B., Rolland Y., Collorec R., Relevance of Watermarking in Medical Imaging, Information Technology Applications in Biomedicine, Proceedings of IEEE EMBS International Conference on, 250-255, 2000.
8. Nyeem H., Boles W., Boyd C., A Review of Medical Image Watermarking Requirements for Teleradiology, J. Digit. Imaging, 26, 326-343, 2013.
9. Coatrieux G., Lecornu L., Sankur B., Roux C., A Review of Image Watermarking Applications in Healthcare, Engineering in Medicine and Biology

- Society. EMBS' 06. 28th Annual International Conference of the IEEE, 4691-4694, 2006.
10. Kuang L.-Q., Zhang Y., Han X., Watermarking Image Authentication in Hospital Information System, Information Engineering and Computer Science ICIECS, 1-4, 2009.
 11. Cheddad A., Condell J., Curran K., McKeivitt P., Digital image steganography: Survey and analysis of current methods, *Signal Processing*, 90, 727-752, 2010.
 12. Li B., He J., Huang J., Shi Y.Q., A Survey on Image Steganography and Steganalysis, *Journal of Information Hiding and Multimedia Signal Processing*, 2 (2), 142-172, 2011.
 13. Acharya U.R., Subbanna Bhat P., Kumar S., Min L.C., Transmission and storage of medical images with patient information, *Comput Biol Med.*, 33 (4), 303-10, 2003.
 14. Karakis R., Gurkahraman K., Cigdem B., Oztoprak I., Topaktas A.S., 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.*, 08 (02), 161-170, 2018.
 15. Nyeem H., Boles W., Boyd C., Content-independent embedding scheme for multi-modal medical image watermarking, *BioMedical Engineering OnLine* 2015, 14 (7), 1-19, 2015.
 16. Memon N.A., Gilani S.A.M., Watermarking of chest CT scan medical images for content authentication, *International Journal of Computer Mathematics*, 88 (2), 265-280, 2011.
 17. Zain J.M., Fauzi A.R.M., Aziz A.A., Clinical Evaluation of Watermarked Medical Images, 28th IEEE EMBS Annual International Conference, New York City, USA, 5459-5462, 2006.
 18. Al-Dmour H., Al-Ani A., Quality optimized medical image steganography based on edge detection and hamming code, *IEEE 12th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI)*, 1486-1489, 2015.
 19. Sezgin M., Sankur B., Survey over image thresholding techniques and quantitative performance evaluation, *Journal of Electronic Imaging*, 13 (1), 146-165, 2004.
 20. Ravali K., Kumar A.P., Asadi S., Carrying Digital Watermarking for Medical Images using Mobile Devices, *IJCSET*, 1 (7), 366-369, 2011.
 21. Shukla A., Singh C., Medical Image Authentication Through Watermarking, *International Journal of Advanced Research in Computer Science & Technology (IJARCST 2014)*, 2 (2), 292-295, 2014.
 22. Fatemizadeh E., Maneshi M., A New Watermarking Algorithm Based On Human Visual System for Content Integrity Verification of Region of Interest, *Computing and Informatics*, 31, 877-899, 2012.
 23. Rathi S.C., Inamdar V.S., Medical Images Authentication Through Watermarking Preserving ROI, *Health Informatics - An International Journal (HIJ)*, 1 (1), 27-42, 2012.
 24. Alsaade F.W., Watermarking System for the Security of Medical Image Databases used in Telemedicine, *Res. J. Inform. Technol.*, 8 (3), 88-97, 2016.
 25. Al-Haj A., Mohammad A., Amer A., Crypto-Watermarking of Transmitted Medical Images, *Journal of Digital Imaging*, 30 (1), 26-38, 2016.
 26. Rahimi F., Rabbani H., A dual adaptive watermarking scheme in contourlet domain for DICOM image, *BioMedical Engineering OnLine*, 10 (53), 1-18, 2011.
 27. Guesmi R., Farah M.A.B., Kachouri A., Samet M., A novel chaos-based image encryption using DNA sequence operation and Secure Hash Algorithm SHA-2, *Nonlinear Dyn.*, 83, 1123-1136, 2016.
 28. Satheesh P., MATLAB Central File Exchange, DNA cryptography with encoding and decoding text message, <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/68817-dna-cryptography-with-encoding-and-decoding-text-message>, 2020, Erişim tarihi Temmuz 14, 2021.
 29. Gordillo N., Montseny E., Sobrevillac P., State of the art survey on MRI brain tumor segmentation, *Magnetic Resonance Imaging*, 31 (8), 1426-1438, 2013.
 30. Despotović I., Goossens B., Philips W., MRI segmentation of the human brain: Challenges, Methods, and Applications, *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, Article ID 450341, 1-23, 2015.
 31. Arı A., Hanbay D., Tumor detection in MR images of regional convolutional neural networks, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 34 (3), 1395-1408, 2019.
 32. Wu M., Lin M., Chang C., Brain tumor detection using color-based k-means clustering segmentation, *International Conference on Intelligent Information Hiding and Multimedia Signal Processing*, 245-250, 2007.
 33. Nimeesha K.M., Gowda R.M., Brain Tumour Segmentation Using K-Means and Fuzzy C-Means Clustering Algorithm, *International Journal of Computer Science & Information Technology Research Excellence*, 3 (2), 60-65, 2013.
 34. Çınaroğlu S., Bulut H., New initialization approaches for the k-means and particle swarm optimization based clustering algorithms, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 33 (2), 413-423, 2018.
 35. Gonzales R., Woods R.E., *Digital Image Processing*, Pearson Prentice Hall, USA, 2008.
 36. Perona P., Malik J., Scale-Space and edge detection using anisotropic diffusion, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 12 (7), 629-639, 1990.
 37. Wang Z., Bovik A.C., A Universal Image Quality Index, *IEEE Signal Processing Letters*, 9 (3), 81-84, 2002.