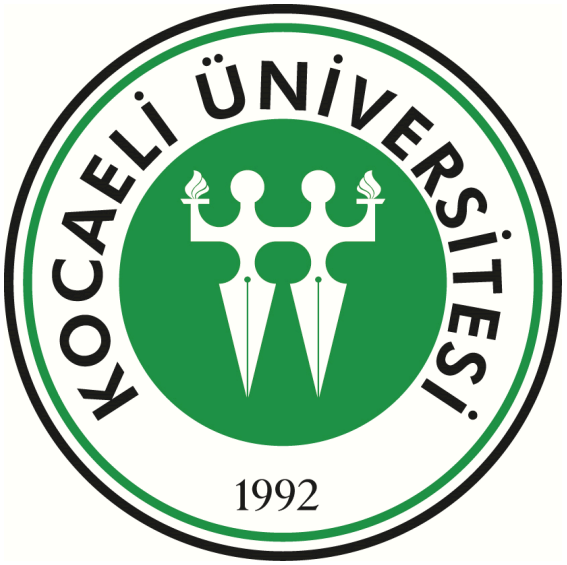
T.C.

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ

TEKNOLOJİ FAKÜLTESİ

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ BÖLÜMÜ



Hacimsel Tıbbi Görüntülerin Kayıpsız Sıkıştırılması İçin İyileştirilmiş Bir Yöntem

STAJ2

TALHA MERT/181305067

KOCAELİ-2020

İÇİNDEKİLER TABLOSU

TABLOLAR LİSTESİ ii

ŞEKİLLER LİSTESİ iii

ÖZET iv

ABSTRACT v

BİRİNCİ BÖLÜM 6

GİRİŞ 6

Genel Tanımı ve Açıklaması 6

Tıbbi Görüntüleme Veri Kümelerinin Özellikleri 8

Manyetik Rezonans(MR)Görüntüleme 9

Görüntü Sıkıştırma Standartları 10

Tıbbi Görüntü İletişimlerinde Standartlar 10

İKİNCİ BÖLÜM 11

1.Yöntemin Açıklanması Ve İşleyişi 11

1.AŞAMA 12

2.AŞAMA 12

3.AŞAMA 13

4.AŞAMA 14

2.Yöntemin Açıklanması Ve İşleyişi 14

1.AŞAMA 14

2.AŞAMA 15

3.AŞAMA 15

ÜÇÜNCÜ BÖLÜM 16

Deneysel Bulgular 16

1.Yöntem 16

2.Yöntem 17

Sonuçlar Ve Yorumlar 18

KAYNAKLAR 19

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo No: Tablo açıklaması Sayfa No

Tablo 1: Genel tıbbi görüntüleme modaliteleri ……. 8

Tablo 2: 8 Bitlik görüntülerdeki sıkıştırma başarı verileri……..……...16

Tablo 3:12 Bitlik görüntülerdeki sıkıştırma başarı verileri……..……17

Tablo 4: 16 Bitlik görüntülerdeki sıkıştırma başarı verileri……. 17

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil No: Şekil Adı Sayfa No

Şekil 1: BT Görüntü örneği……..……..…….. 9
Şekil 2: MR Görüntü örneği……..……..…….. 9
Şekil 3. Sıkıştırma Yönteminin Akış Ve Diyagram Şeması…….....……..... 11
Şekil 3.1: 1.Aşamadı elde edilen formül ……... 12
Şekil 3.2: Dikey RDPCM Formülü ….…….. 12
Şekil 3.3: Yatay RDPCM Formülü ……..... 12
Şekil 3.4 SAP içinde kullanılan tahmin açısına bağlı doğru enterpolasyon 13
Şekil 4: PCA Formülü…….…….....…….. 15
Şekil 4.1: DCT Formülü…….....…….. 15
Şekil 5: 2.Yöntemdeki Sıkıştırma Görüntüleri……....…….. 18

ÖZET

Hacimsel tıbbi görüntüler çok boyutludur. Bu durum verinin kaydı için büyük bir sorun yaratacaktır , bundan dolayı bu tip tıbbi görüntülerin farklı teknikler kullanılarak sıkıştırılması gerekmektedir. Bu çalışmada verilerin kayıpsız bir biçimde kayıt edilmesi için yöntem önerilmiştir. Bu yöntemde DPCM ile görüntü arasında bulunan fazla bilgi azaltılıp görüntü çerçevelerinin ilkine SAP Tekniği uygulanmıştır. Ayrıca her ayrı çerçeveye RDPCM uygulanıp başarı oranı arttırılmıştır. Bu yöntemin başarısını öğrenmek amacı ile farklı tıbbi görüntüler kullanılıp denemeler yapılmış ve elde edilen sonuçlar sunulmuştur.

Anahtar Kelimeler: *hacimsel tıbbi görüntü, kayıpsız sıkıştırma, görüntü içi tahmin, SAP, DPCM*

ABSTRACT

Size of volumetric medical images is very large. Because of this, some problems occur while storing or transmitting this type of data. So, it is necessary to compress volumetric medical images using efficient techniques. It is more appropriate to compress medical images using lossless techniques due to it may have effects on diagnosis. In this study, a method for lossless compression of volumetric medical images was proposed. The redundancy has been reduced using DPCM technique by utilizing correlation between image slices. SAP technique has been applied to first slice. The performance is improved by applying RDPCM for each image frame after DPCM, individiually. To investigate the performance of the proposed method, some experiments have been performed using different medical images and the results are presented. [16]

Keywords — volumetric medical image, lossless compression, intra prediction, SAP, DPCM

BİRİNCİ BÖLÜM
GİRİŞ

Genel Tanımı ve Açıklaması

SAP (SYSTEM,APPLİCATİON&PRODUCTS):Örnek tabanlı açısal tahmin yazılımı

DPCM(Differential pulse-code modulation): Diferansiyel darbe kodu modülasyonu, darbe kodu modülasyonunun taban çizgisini kullanan ancak sinyal örneklerinin tahminine dayanan bazı işlevler ekleyen bir sinyal kodlayıcıdır.

RDPCM(Residual Differential pulse-code modulation):İç kodlamalı kodlama biriminde (CU) uzamsal fazlalıktan yararlanmak için, yüksek verimli video kodlamada (HEVC) blok tabanlı bir açısal iç tahmin tanımlanır.

Günümüzde sağlık alanında hastalık tespitleri ve tanısı konulması için bir çok farklı görüntüleme teknikleri kullanılmaktadır. Bu tekniklerle elde edilen görüntüler hayati önem taşımaktadır, ve bu görüntüleme tekniklerinin kendine has özellikleri bulunmaktadır. En yaygın olan görüntüleme yöntemleri MRI (Manyetik rözenans Görüntüleme), CT(Bilgisayarlı Tomografi),PET(Pozitron Emisyon Tomografi), 3D-US(3 Boyutlu Ultrason) dir. MRI manyetik alan ve radyo frekansları kullanarak 3 boyutlu görüntüleme sağlar x ışını kullanmadığı için insan sağlığına bir sorun teşkil etmez.

CT, x ışınları kullanarak tarama yapan bir tekniktir. Kesitli bir görüntüleme yapar MRI ile arasında kesit farkları bulunmaktadır.

PET ise nükleer bir görüntüleme tekniğidir. İnsan vücuduna az miktarda radyoaktif madde enjekte edilir. Bu radyoaktif malzeme hücrelerde nerede yoğunlaştığı PET ile izlenir. PET-CT ve PET-MRI sağlık kuruluşlarında kullanılan yöntemlerden bir kaçıdır.

Ancak; bu tekniklerin teşhis için önemi olmasına rağmen bunu yanında çok büyük hacimli veri sorununu da yanında getirmektedir.[1] Tek sorun ; verinin saklanması değil aynı zamanda farklı bir sağlık kuruluşuna gönderilmesi de bir sorundur. Böyle bir sorunu ortadan kaldırmak için veriyi sıkıştırma yöntemleri uygulanmaktadır. Ancak Görüntüyü sıkıştırırken görüntüde kayıp olma olasılığı da beraberinde gelen diğer bir sorundur. Bundan dolayı sıkıştırma yöntemleri kendi içerisinde kayıplı sıkıştırma ve kayıpsız sıkıştırma olarak iki gruba ayrılır.

Kayıplı sıkıştırmada sıkıştırma yöntemleri başarılı sıkıştırmalar sağlasalar da görüntü kalitesi düşmekte ve daha az yer kaplamasına rağmen teşhiste önemli olacak görüntülerde kayıpları da beraberinde getirir.

Kayıpsız Sıkıştırma yöntemlerinde ise görüntü kalitesi olduğu gibi kalmakta ve teşhis de önemli olan kayıplara yer verilmemektedir. Ve tıbbi görüntülemeye daha uygunlardır.

Sıkıştırmada gereksiz ve fazla bilgi elden çıkartılması amaçlanır. Kayıpsız sıkıştırma yöntemlerinde özellikle pikseller arasındaki ilişkiye dayalı fazla bilgiler atılır.

Her bir görüntü çerçevesini sıkıştırmak yerine tıbbi görüntülerin kayıpsız sıkıştırılması için 3 boyutlu olarak düşünülen ardışık olan görüntü çerçevelerine ait pikselleri kullanılır. Ardışık görüntüler arasında ilinti yüksek olduğu için ardışık elemanların kullanımı yaparak oluşan sıkıştırma daha başarılı olmaktadır.

DICOM çeşitli görüntüleme cihazlarından elde edilen tıbbi görüntülerin depolanması, iletişimi ve yönetimi gibi konular düzenleyen geçerli bir standarttır. Tıbbi görüntüler ağ üzerinden veya fiziksel bir yöntemle (Cd, Usb, vb) aktarım için bir protokol tanımlanmıştır. Ancak elde edilen ve sıkıştırma yöntemi uygulanmayan görüntüler ise DICOM formatında saklanır ve tavsiye ettiği sıkıştırma formatı kullanılır.

Bu formatlar JPEG, RLE, JPEG-LS, JPEG2000, MPEG2, H.264/AVC bulunmaktadır [2]. Ayrıca, DICOM tarafından HEVC/H.265 standardının tıbbi görüntü sıkıştırmaya uygulanması üzerinde de çalışılmaya başlanmıştır. HEVC kayıpsız kodlama tahmin, dönüşüm, kuantalama, entropi kodlama aşamaları atlanarak gerçekleştirilir [3].

Tıbbi görüntüleme ve sıkıştırma teknikleri için bir çok araştırma yapılmıştır tıbbi görüntülerde görüntünün büyüklüğü , verinin saklanacak alanı ve verinin iletimi çok önemlidir. Bu konu da yapılmış olan araştırmalarda dönüşüm tabanlı kayıplı ve tahmin tabanlı kayıpsız bir çok sıkıştırma yöntemi ile ilgili çalışma bulunmaktadır.

Kayıplı veya kayıpsıza yakın sıkıştırma için önerilen ve dalgacık dönüşümü tabanlı birçok yaklaşım mevcuttur [2], [4]. Video kodlama standardı H.264/AVC kullanılan ve JPEG2000 ile kıyaslanan çalışmalar bulunmaktadır [5]. Simetri tabanlı kayıpsız sıkıştırma için bir yöntem [6]' da kayıpsız sıkıştırma için tahmin tabanlı bir yaklaşım [7]' de verilmiştir. [8] çalışmasında HEVC' in sıkıştırma için iyi başarım sunduğu gösterilmiştir.

Ardışık piksellerin ilintileri büyük olduğu için DPCM tekniği piksellerin bağlı değerlerini kodlar bundan dolayı ardışık piksellerin ardışık farksal değerleri küçük olur. Bundan dolayı kodlama başarısı artar.[9]

DPCM tekniği görüntünün kendi içindeki pikselleri ayrıca görüntü çerçevesine de uygulanabilir. Bu tip uygulamalara ise kesitler arası DPCM denir. Hacimsel tıbbi verilerde bitişik olan kesitler arasında ilinti büyük olmaktadır. Bu tarzdaki verilere DPCM uygulanabilir ve verimli sonuçlar alınabilir.

DPCM e örnek olarak gösterilen SAP(Örnek Tabanlı Açısal Tahmin) yöntemi de tahmin başarısı yüksek bir yöntemdir. Bu yöntemde ise fazlalık olan bilgiyi azaltmak için bir piksele komşu olan pikselleri belirli bir tarama sırasına göre seçerek tahmin için kullanılır.[10] Tahmin tekniğinde oluşan rezidüllere DPCM tekniği uygulanır bu değerlerin azaltılmasında kullanılan tekniğe ise RDPCM denir.[11]

Bu çalışmada hacimsel tıbbi görüntülerin kayıpsız bir biçimde sıkıştırılması için bir yöntem önerilmiştir. İlk olarak kesitler şeklinde alınan görüntülerdeki ilk çerçevelere SAP tekniği uygulanmış olup ardından aralarındaki yüksek ilinti bulunan ardışık çerçevelere DPCM uygulanmıştır ve verimli sonuçlar elde edilmiştir.

Çalışmanın devamında tekniklerin genel yapısı verilmiş sonrasında önerilen yöntem ile ilgili açıklama yapılmıştır. Ardından önerilen yöntem ile ilgili elde edilen sonuçlar sunulmuş ve yöntem ve sonuçlar irdelenmiştir.

Tıbbi Görüntüleme Veri Kümelerinin Özellikleri

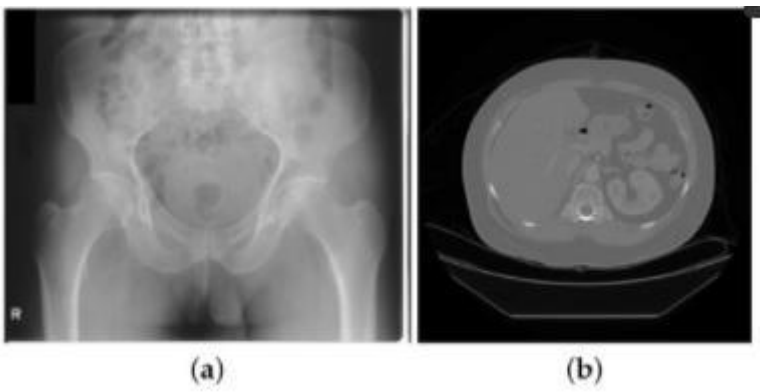
Bu bölümde tıbbi görüntüleme verilerinin özelliklerinin kısaca açıklamaktadır. Tıbbi görüntülemenin amacı tıbbi teşhis durumlarında hastanın izlenmesi takıp edilmesi amaçlanır. Farklı tıbbi görüntüleme tekniklerinin farklı fiziksel ilkelere dayanır anatomik ve morfolojik olarak farklı bilgileri önümüze sunar. Bir çok Tıbbi görüntüleme tekniği bulunmakta ve sürekli olarak genişletilmekte bundan dolayı tek başlık altında tıbbi görüntüleme tanımı yapmak oldukça zordur. Ancak Tablo 1 de gösterilen görüntüleme teknikleri ve boyutları bize örnek olarak yol göstere bilir.

Modalite	Anatomi	Görüntü Boyutları (x, y, z, t)	Bit Derinliği	Sıkıştırılmamış Dosya Boyutu
Radyografi	Göğüs	(2000, 2500, -, -)	10–16 bit	10 MB
CT	Karın	(512, 512, 500, -)	12–16 bit	250 MB
	Beyin	(512, 512, 300, -)	12-16 bit	150 MB
	Kalp	(512, 512, 100, 20)	12-16 bit	1 GB
Göğüs Tomosentezi	Meme	(2457, 1890, 50, -)	10–16 bit	0,4 GB
MR	Karın	(512, 512, 100, -)	12–16 bit	50 MB
	Beyin	(512, 512, 200, -)	12–16 bit	100 MB
	Kalp	(256, 256, 20, 25)	12–16 bit	250 MB
Ultrason	Kalp	(512, 512, -, 50) / sn	24 bit (renkli)	38 MB / sn
EVCİL HAYVAN	Beyin	(256, 256, 50, -)	16 bit	6 MB
	Kalp	(128, 128, 40, 16)	16 bit	1 MB
Dijital Patoloji	Hücreler	(30.000, 30.000, -, -)	24 bit (renkli)	2,5 GB

Tablo 1: Genel tıbbi görüntüleme modaliteleri için tipik görüntü boyutları ve sıkıştırılmamış dosya boyutları.[1]

Dijital Radyografi ve Bilgisayarlı Tomografi

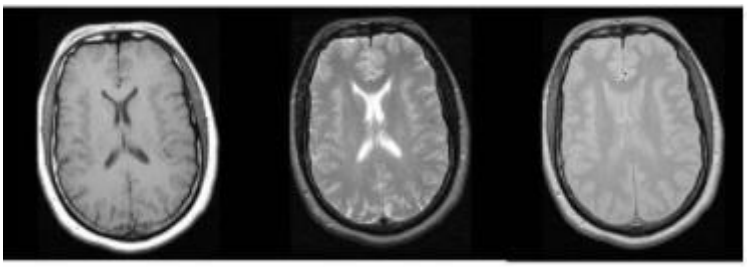
X-ışını radyografisinde, süjeye koşutlanmış bir X-ışınları ışını tarafından nüfuz edilir ve X-ışınının özellikleri (yoğunluk, enerji spektrumu, yayılma yönü, vb.) İnsan vücudunda dolaşırken değiştirilir. Öznenin arkasına yerleştirilen bir dizi X-ışını detektörü daha sonra X-ışını ışınının değiştirilmiş özelliklerini kaydetmek ve X-ışını görüntüsünü oluşturmak için kullanılır.[1]



Şekil1:BT Görüntü örneği

Manyetik Rezonans(MR)Görüntüleme

MR Görüntüleme Nükleer manyetik ilkelerine dayanmaktadır. MRI'da görüntünün kontrastı, birkaç dokuya bağlı parametrenin yanı sıra görüntüleme prosedürü sırasında seçilen edinim parametrelerinin seçimine bağlıdır. Bu parametreleri değiştirerek, MRI büyük ölçüde farklı kontrastlı görüntü verebilir.



Şekil2 : MR Görüntü Örneği

Nükleer Görüntüleme

Nükleer görüntülemede hücrelerimiz tarafından kullanan bileşiklere eklenen küçük miktarda radyoaktif madde hastaya verilir radyo aktif maddeler hastanın vücudunda hastalığın olduğu bölgeye hücüm ederek hasta olan hücre tarafından emilir bu yol izlenerek alınan görüntüler tarafından kontrol edilir. En çok kullanılan iki çeşit nükleer görüntüleme tekniği vardır Bunlardan biri SPECT (Tek foton) diğeri ise PET(Pozitron) dur.

Görüntü Sıkıştırma Standartları

Son elli yılda ortaya çıkan ve hızla gelişen dijital görüntüleme teknikleri ardından bu dijital verilerin saklanması ve yollanması gibi sorunları da beraberinde getirmiştir. Bu durumdan dolayı Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO) , Uluslararası Telekomünikasyon Birliği(ITU) ve Uluslararası Elektroteknik Komisyonu (IEC) nun aldığı karar ile Çeşitli standardizasyon çalışmaları başlatmış ve son birkaç on yıl içerisinde sıkıştırma standartları için büyük bir teşvikte rol oynamıştır. Günümüzde kullanılan bu standartlar JPEG, JPEG2000,JPEG-LS, JPEG-XR ve H.265 dir.

JPEG: JPEG, "Birleşik Fotoğraf Uzmanları Grubu" anlamına gelir ve ISO / IEC Ortak Teknik Komitesi 1, Çalışma Komitesi 29'un (ISO / IEC JTC1 / SC29 / WG1) çalışma grubu WG1'i ifade eder.

JPEG200: 1990'ların sonunda, WG1 komitesi, çok başarılı JPEG sıkıştırma standardını geliştirmek amacıyla bir standardizasyon süreci başlattı. Arzu edilen özellikler arasında gelişmiş bit hızı performansı (özellikle düşük bit hızlarında), 16 bit derinliğe kadar örnekler için destek, aşamalı iletim ve tek bir mimariden kayıpsız ve kayıplı sıkıştırma yer alıyordu. Rastgele erişim, hata sağlamlığı ve düşük bellek uygulamalarına izin verilmesi de gerekliydi. Bu çabanın bir sonucu olarak, JPEG2000, Aralık 2000'de bir ISO / IEC Standardı ve ITU-T Önerisi oldu [17].

JPEG-LS: JPEG-LS standardı, iki seviyeli, gri tonlamalı ve renkli görüntüleri sıkıştırmak için kayıpsız ve neredeyse kayıpsız sıkıştırma yöntemlerini tanımlar [18].

JPEG-XR: JPEG-XR standardı, öncelikli olarak fotografik görüntüler gibi sürekli tonlu hareketsiz görüntüleri sıkıştırmak amacıyla geliştirilmiştir [19]. Standart, beş kısımda yayınlanmıştır. 2007 yılında Microsoft tarafından geliştirilen HD Fotoğraf teknolojisinden kaynaklanmıştır

H.265: Yüksek Verimli Video Kodlama (HEVC) standardı olarak da bilinen H.265 video kodlama standardı, ITU-T Video Kodlama Uzmanları Grubu tarafından ortaklaşa kurulan Video Kodlama Ortak İşbirliği Ekibi (JCT-VC) tarafından önerilmektedir[20]

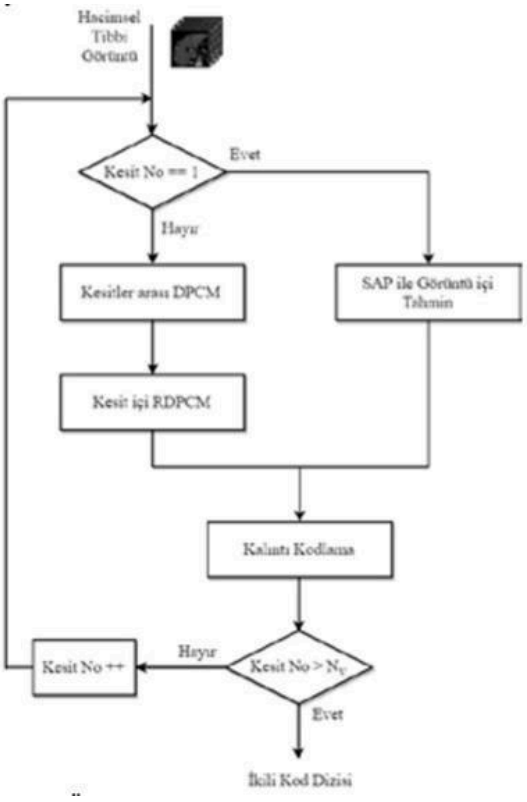
Tıbbi Görüntü İletişimlerinde Standartlar

1983'te, Amerika Birleşik Devletleri'ndeki radyologlar, radyasyon onkologları ve klinik tıbbi fizikçilerden oluşan profesyonel bir topluluk olan Amerikan Radyoloji Koleji (ACR) ve üreticileri temsil eden bir ticaret birliği olan Ulusal Elektrik Üreticileri Derneği (NEMA) olmak üzere iki kuruluş elektronik ekipman - Dijital Görüntüleme ve İletişim Standartları Komitesini oluşturmak için bir araya geldi. [1]. Komite 1985 kendi standart (ACR-NEMA 300-1985) [21].1988 de ise revizyon şekli yayınlanmıştır.[22]. 1993 yılında komitenin adı Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim (DICOM) olarak değiştirildi ve DICOM olarak da bilinen büyük ölçüde revize edilmiş bir standart yayınlandı [23].

İKİNCİ BÖLÜM

1.Yöntemin Açıklanması Ve İşleyişi

Hacimsel tıbbi görüntülemede görüntü içerisinde olan tüm kesitlere uygulanan tahmin yöntemi uzun ve maliyetli bir yöntemdir. Ancak görüntü içinde sadece bir kesite tahmin yöntemi uygulanması ve görüntü içerisindeki diğer kesitlerin ilintisi göz önünde bulundurulup DPCM tabanlı bir yöntemim uygulanması temel alınan daha basit bir yöntem önerilmiştir. Bu yöntem 4 ana aşamadan oluşmaktadır.



Şekil3: Sıkıştırma Yönteminin Akış Ve Diyagram Şeması

1.AŞAMA

1.Aşamada ilk kesitle başlanmayıp diğer kesitler arasındaki ilintiye bakılır. Bu ilintiler arasındaki bağlantıya DPCM uygulanır. Bu yöntemde bir piksel değerinin diğer kesitte ona denk gelen piksel değerinden çıkarılması yapılır ve kesitin kalıntı değeri elde edilir.

NxN boyutlu bir kesiti göz önünde bulundurursak A' inci kesitteki bir pikselin $S_{i,j}^{(k)}$ olmak üzere A' inci kesitin tahmininden elde edilen kalıntı değeri şekil 1.2 deki gibi olur.

$$R_{i,j}^{(k)} = S_{i,j}^{(k)} - S_{i,j}^{(k-1)}, \ 1 \leq i,j \leq N \ ve \ 2 \leq k \leq N_v$$

Şekil 3.1: 1.Aşamada elde edilen formül

Burada olan N kesitin boyutu N_v ise kesitin sayısıdır. Kesitin görüntüsündeki piksellerin kesitler arasındaki piksellerle komşu olması yanı sıra aynı kesitteki piksellerle de komşudur ve komşu olduğu piksellerle de ilintisi bulunmaktadır. Bundan ötürü kesitler arası DPCM ile ilinti azaltılmaya çalışılır.

2.AŞAMA

1.Aşamada kesitlerin arasında DPCM in uygulanmasından sonra elde edilen kalıntıların değeri halen pikseller arasında ilinti içermektedir. Bundan dolayı bu kalıntılara önerilen 2.Aşama uygulanmaktadır. 2. Aşama da RDPCM tekniği uygulanır. Bu yöntemde hem dikey hem de yatay olmak üzere iki ayrı şekilde uygulama yapılabilir ancak iki farklı şekilde yapılan bu uygulamanın formülleri birbirlerinden farklıdır.

Dikey şekilde yapılan RDPCM de A'nın iyileştirilmiş kalıntı değeri Şekil 1.3 de gösterildiği gibi iken

$$r_{i,j}^{(k)} = R_{i,j}^{(k)} - R_{i-1,j}^{(k)}, \ 2 \leq i \leq N, 1 \leq j \leq N \ ve \ 1 \leq k \leq N_v$$

Şekil 3.2: Dikey RDPCM Formülü

Yatay şekilde yapılan RDPCM de A'nın iyileştirilmiş kalıntı değeri Şekil 1.4 de gösterildiği gibidir.

$$r_{i,j}^{(k)} = R_{i,j}^{(k)} - R_{i,j-1}^{(k)}, \ 1 \leq i \leq N, 2 \leq j \leq N \ ve \ 1 \leq k \leq N_v$$

Şekil 3.3: Yatay RDPCM Formülü

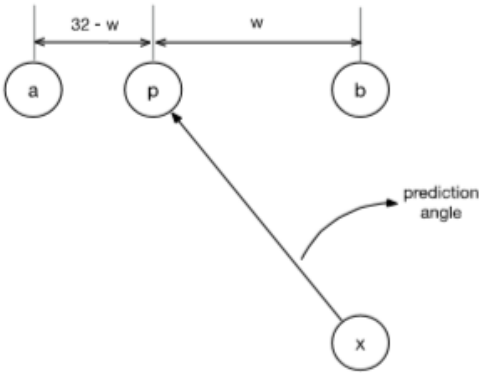
Herhangi bir kesite dikey ya da yatayda RDPCM uygulanabilir. Ancak ikisini de aynı anda uygulayabiliriz. Bu şekilde uygulanmasına da ardışık RDPCM olarak adlandırılmakta.

3.AŞAMA

Bu aşamada ise görüntü içindeki kesitler ile ilgilenmeyip sadece ilk kesite uygulama yapılmakta ve uygulamada SAP yöntemi kullanılmakta olup kesiti kodlama birimlerine (CU) bölmektedir. Ve her kod birimini de tahmin birimlerine (PU) bölmektedir.

Kod birimi boyut olarak 4x4,8x8,16x16 ve 32x32 şeklinde bölünebilir ve he bir kod birimi de tahmin birimine parçalanır. Bu tahmin birimi ise HECV' in görüntüler için kullandığı tahmin yöntemini baz almaktadır. Bu yöntemde blok tabanlı açısal tahin (BAP) yerine SAP kullanılmıştır. Bu tahmin yöntemi BAP ı temel olarak alan bir yöntemdir yakın komşu örneklerini kullanıp tahminde bulunur. Ancak HEVC in BAP tahmin yöntemine göre SAP yöntemi kalıntıların yok edilmesinde daha iyi bir rol oynar .

SAP ta tahmin BAP da ki gibi örnek tabanlı yapılır Ancak aralarında temel bir ark bulunmaktadır. SAP tahminlerinde yeni komşu örnekleri kullanmaktadır bu seçilen yeni piksellere BAP ta bulunan doğru enterpolasyon uygulanır.



$$p = \big((32 - w) * a + w * b + 16\big) \gg 5$$

Şekil 3.4: SAP içinde kullanılan tahmin açısına bağlı doğru enterpolasyon

a, b ve x komşu piksellerdir p ise tahmin değeridir. X pikselinin değeri p olarak alınır w enterpolasyon kat sayısıdır ve geri kalan işlemler BAP ta olduğu gibi hesaplanır.

Bu ifadelerde 5 bit sağa kaydırma işlemi 32 ye bölmeye karşılık gelmektedir çünkü işlem kat sayıları 32 ye göre ayarlanmıştır. Dikey tahmin açıları satırlardan yapılırken yatay tahmin açıları sütunlardan yapılır. Tahmin birimleri sınır tahmini yaparken tahmin biriminin dışında olan pikselleri kullanmak zorundadır. Sınırı kopyalayıp tahmin birimi dışında örnekler elde ederler.

4.AŞAMA

4. ve son aşamada kalıntıların ifade edilmesi için uygulamalar yapılmaktadır. Kalıntılar ikili düzlemde ifade edilmesi gerekmektedir bunun için kodlama yapılır ikili düzende ifade

edilmesinde 0. Dereceden Expo-Golomp kodlaması kullanılarak.[12]'de sunulan süreç takip edilmektedir.

2.Yöntemin Açıklanması Ve İşleyişi

Bu ikinci yöntemde ise görüntüyü sıkıştırmak amacıyla 3 tane farklı yöntem kullanılmış özellikle kayıp olan veriyi sıkıştırmak amacıyla DTC (Discrete Cosine Trasnform) Yöntemi kullanılmıştır. Ayrıca istatistik bir metot olan ve resim sıkıştırmada da kullanılan PCA (Princibal Component Analysis) yöntemi ve ayrıca kayıpsız sıkıştırma oranı yüksek olan Fraktal sıkıştırma yönteminde bu yöntemde kullanılmıştır.[24].

1.AŞAMA

Fraktal Sıkıştırma

Fraktal görüntü sıkıştırma, birçok uygulama ve araştırma alanlarında görüntü sıkıştırmak için kullanılır. Bölünmüş iterasyon fonksiyon sistemlerine dayanan fraktal görüntü sıkıştırmasını uygulamak için farklı algoritmalar önerilmiştir, fark genellikle görüntülerin bölümlere ayrılma biçimindedir veya alan ve aralık bloklarını karşılaştırmak için kullanılan parametrededir [25]. Fraktal görüntü sıkıştırma, bir girdi görüntüsünü alır, görüntüyü yarıya indirir ve çıkış olarak orijinal görüntünün üç kopyasını üreten bir fotokopi makinesi gibi çalışır [26]. Bu yöntemde Quadtree ayrıştırma ve Huffman kodlama ve çözümleme işlemleri gerçekleştirilmiştir.

Quadtree Ayrıştırma

QuadTree ayrıştırma, görüntüyü 2-D homojen bölgelere bölen etkili bir yöntemdir. Ayrışma bir ağaç oluşturur. Her ağaç düğümünde dört çocuk bulunur ve görüntünün bir bölgesi ile ilişkilendirilir[27]. QuadTree ayrıştırma, bazı kriterlerini karşılayıp karşılamadığını görmek için her bloğu test eder. Bir blok kritere uygunsa, daha fazla bölünmemektedir ve test kriterleri bu bloklara uygulanmaktadır. Bu işlem, her blok kritere uygun olana kadar tekrarlanır[28][29][30].

Huffman Kodlama Ve Çözümleme

Huffman kodlaması, kayıpsız veri sıkıştırma için kullanılan bir entropi kodlama algoritmasıdır. Bu algoritma bütün alfabe simgelerinin olasıklarını azalan sıralama ile oluşturup ardından her bir yaprakta oluşturulan simge olan ikili ağaç oluşturur. Bu, her basamakta en küçük ihtimalleri olan iki sembolün seçildiği, kısmi ağacın başına eklenen, listeden silinen ve iki orijinal sembolü temsil eden yardımcı bir sembolle değiştirilen basamaklarla yapılır. Bu algoritma, kaynak simgesi için değişken uzunluklu kod tablosunu kullanmaktadır. Değişken uzunluklu kod tablosu, kaynak sembolün tahmini olasılık oluşumuna dayanarak türetilmiştir.[31] Bir veri dosyasının sıkıştırılmasına başlamadan önce kodlayıcı kodları belirlemelidir. Kod oluşturulduktan sonra, kodlama ve / veya kod çözme, basit bir arama tablosu biçiminde gerçekleştirilir.

Bir veri dosyasının sıkıştırılmasına başlamadan önce kodlayıcı kodları belirlemelidir. Kod oluşturulduktan sonra, kodlama ve / veya kod çözme, basit bir arama tablosu biçiminde gerçekleştirilir[32]. Sembollerin frekanslarının olasılıklarına dayanır. Olasılıklar veya frekanslar, herhangi bir Huffman çözücünün veriyi sıkıştırmasını sağlayacak şekilde

yazılmalıdır. Her durumda, kod çözücü, sıkıştırılmış dosyanın başında ne olduğunu bilmeli, okumalı ve alfabe için Huffman ağacını oluşturmalıdır. Ancak o zaman girdisinin geri kalanını okuyabilir ve çözebilir. Kod çözme algoritması basittir. Kökten başlanır ve girişin ilk biti okunur (sıkıştırılmış dosya). Eğer sıfırsa, ağacın alt kenarı takip edilir; Birse, üst kenarı takip edilir. Sonraki bit okunur ve ağacın yapraklarına doğru başka bir kenarı hareket ettirilir. Kod çözücü bir yaprağa geldiğinde sıkıştırılmamış sembol bulur. İşlem, sonraki bit ile kökte tekrar başlar[33].

2.AŞAMA
Temel Bileşen Analizi (PCA)

PCA Veri boyutlarının matematiksel olarak azaltılması için kullanılan bir formüldür. Bundan dolayı bu teknik verilerin standartlarını, verilerin farklılıklarını ve verilerin benzerliklerini ayrıştıracak şekilde kullanılmasına olanak tanır. Bir kez desenler bulunursa, bunlar sıkıştırılabilir, diğer bir deyişle, boyutları çok fazla bilgi kaybı olmadan azaltılabilir. Özetle, PCA formülasyonu düşük bir kayıp seviyesine sahip bir dijital görüntü sıkıştırma algoritması olarak kullanılabilir[34].

$$X = [F1\ .\ FM\ ]\ F_i = \left(x_{i1},\ x_{i2},\ ....,\ x_{iQ}\right)_{1\times Q}$$

Şekil4: PCA Formülü

3.AŞAMA
Ayrık Kosinüs Dönüşümü (DCT)

Ayrık kosinüs dönüşümü (DCT) birçok görüntü sıkıştırma yönteminin temelini oluşturur. Örneğin, DCT'nin 8x8 görüntü bloklarında gerçekleştirildiği standart JPEG[35][36], yaklaşık 10 yıl boyunca ana resim sıkıştırma standardı olarak varolmuştur. Bununla birlikte, bu alandaki birçok araştırma ve ilerleme, ayrık dalgacık dönüşümü (DWT) uygulamalarını ele almıştır. Örneğin, sıklıkla kabul edilen sıkıştırma standardı JPEG2000 [37][38] DWT'ye dayalıdır ve JPEG'den çok daha iyi kodlanmış görüntü kalitesini sağlar. Şekil 3. önerilen Ayrık kosinüs dönüşümü (DCT) tekniğini göstermektedir. DCT, bir görüntü alanını bir frekansa eşlemek için kullanılan bir taban fonksiyonunun bir ortogonal dönüştürmeye bağlı setidir. Bu yöntem, minimum bilgi kaybı ve daha az sıkıştırma süresi ile verimli bir sıkıştırılanı açma işlemi gerçekleştirir. Yeniden yapılandırılmış görüntüler giriş görüntüleriyle yaklaşık olarak aynıdır[39]. DCT piksel $(i,\ j)$ değerleri olarak alınır ve DCT değerleri $(x,\ y)$ için, aşağıdaki gibidir.

$$D(x,y) = \frac{1}{\sqrt{2i}} C(x)C(y) \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} pixel(i,j) \cos cos\left[\frac{(2i+1)\pi}{2i}\right] cos[\frac{(2j+1)\pi}{2i}]$$

Şekil4.1: DCT Formülü

ÜÇÜNCÜ BÖLÜM

Deneysel Bulgular

1.Yöntem

Bu önerilen yöntemin algoritması Matlab kullanılarak kodlanmıştır. Ve başarılı olması için değişik deney kümeleri kullanılmıştır.

Bu deneylerde uygulanan SAP yöntemlerinde tahmin birimlerinin boyutu 16x16 piksel olarak alınmış ardından RDPCM aşamasına geçilip RDPCM de kesitin ilk olarak dikey sonra aynı kesitin ilk sütunu değişmeden yatay şekilde RDPCM uygulanmıştır ve kalıntıları azaltılmıştır.

Bu yöntem ilk olarak 8 bit piksel derinliğine sahip tıbbi görüntülerde kullanılmış olup bu görüntüler diğer sıkıştırma yöntemleri ile karşılaştırılması için seçilmiştir.[13]'de geliştirilmiş olan yöntem diğer sıkıştırılma yöntemleri ile karşılaştırılmış ve [13]'de kullanılan 8 bitlik görüntüler kullanılmıştır. Bu testin görüntüleri ise [14]'de verilmiştir. Görüntülerin tamamı 256x256 piksel olup dört tanesi CT ve diğer dört tanesi de MR ile elde edilmiştir.

Bu çalışmadaki kullanılan yöntemle sıkıştırma işlemindeki (bpp) yani piksel başına düşen bit değeri tablo1 de gösterilmiştir.

Hacimsel Görüntü	Görüntü Sayısı	bpp cinsinden Sıkıştırma Başarımı					
		JPEG LS+	CALIC+	3B CALIC+	HEVC RExt+	HEVC + LSP+	Önerilen Yöntem
CT_Aperts	97	1.058	0.998	0.994	0.728	0.619	0.489
CT_carotid	74	1.778	1.684	1.517	1.425	1.201	0.869
CT_skull	203	2.761	2.628	2.153	1.766	1.558	1.141
CT_wrist	183	1.627	1.550	1.127	1.002	0.826	0.722
MR_liver_t1	58	3.160	3.022	2.323	2.052	1.762	1.272
MR_liver_t2e1	58	2.418	2.269	1.828	1.509	1.192	0.964
MR_ped_chest	77	2.937	2.789	1.860	1.534	1.364	1.073
MR_sag_head	58	2.582	2.519	2.329	1.748	1.616	1.208
Ortalama		**2.290**	**2.183**	**1.766**	**1.470**	**1.267**	**0.967**

Tablo 2: 8 bitlik görüntülerdeki sıkıştırma başarı verileri

Bu yöntem [13]'de geliştirilen HEVC tabanlı yöntem ile karşılaştırılmıştır. JPEG,LS,CALIC,HEVC in kayıpsız sıkıştırılması karşılaştırılıp bu önerilen yöntemde 8 bit piksellik tıbbi görüntülerde en düşük bpp değerinin elde edildiği gözlemlenmiştir.

Ayrıca bu önerilen yöntem 12 ve 16 bitlik CT ve MR görüntülerinde de test edilmiştir. Bu görüntüler [15]'den elde edilmiştir. 12bitlik görüntülerden elde edilen sonuçlar tablo 2 de 16 bitlik görüntülerden elde edilen sonuçlar ise tablo 3 de verilmiştir.

Hacimsel Görüntü	Kesit Boyutu	Görüntü Sayısı	Önerilen Yöntemin bpp değeri
CT_noncon_chest	512x512	199	2.676
CT_sag_chest	512x512	109	1.942
CT_head_abdomen	512x512	404	2.301
CT_neck_head1	512x512	113	1.692
MR_Breast1	320x320	128	2.203
MR_Breast2	320x320	120	2.359
MR_fl3dtrainter	448x448	192	2.852
Ortalama			**2.289**

Tablo 3: 12 Bitlik görüntülerdeki sıkıştırma başarı verileri

Hacimsel Görüntü	Kesit Boyutu	Görüntü Sayısı	Önerilen Yöntemin bpp değeri
CT_lung_cancer	512x512	205	7.451
CT_neck_head2	512x512	223	5.807
CT_chest	512x512	567	6.458
MR_left_breast	256x256	46	8.017
MR_T2_left_3sag	256x256	34	7.844
MR_T2_right_4sag	256x256	36	8.306
Ortalama			**7.313**

Tablo 4:16 Bitlik görüntülerdeki sıkıştırma başarı verileri

2.Yöntem

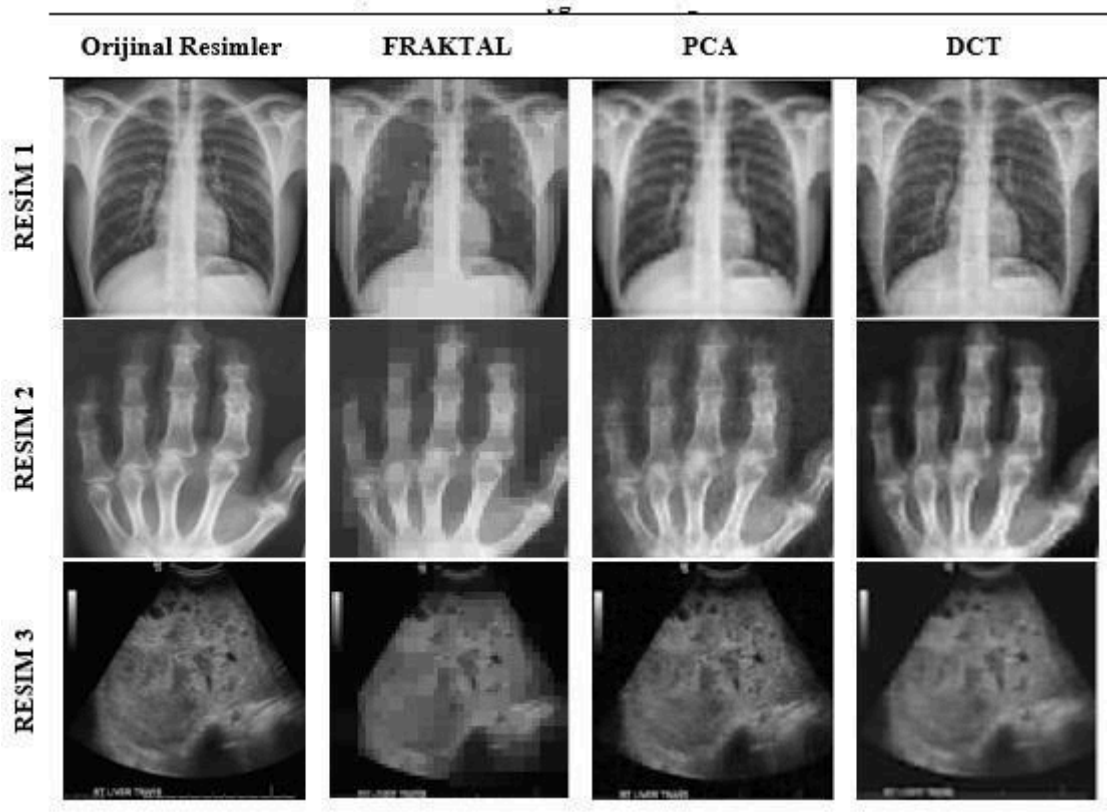
Bu çalışmada ise gündelik normal bir bilgisayar kullanılmış olup. MATLAB dili ve kütüphane programları kullanılarak yapılmış programda şekiller düzenlenmiştir. Bu yöntemde sıkıştırılmak istenen görüntü öncelikle yazılan programa yüklenir sonrasında ise hangi yöntemi kullanacağımız seçilir.

DCT seçildiğinde sıkıştırılmak istenen görüntü 32x32 piksel bloklara bölünür devamında ise her blok için DCT hesaplanır. Daha sonra bir nicemleme (quantizasyon) başlatılır bunun ardından daha büyük bir nicemleme başlatılarak daha büyük sıkıştyırma oranı elde edilir ancak daha büyük kayıplara neden olur bunun önüne geçilmesi için DCT katsayılarının bit düzlemlerine bölünmesini sağlar bu elde edilen bit düzlemi en üstten en alta doğu kodlama yapar bu olurken daha önce yapılmış kodlamaları dikkate alarak sıkıştırma işlemini yapar resim tekrar açılırken ise bu işlemleri tersten yapar.

PCA seçildiğinde ise ilk olarak giriş matrisi bulunur ve onun ortalaması hesaplanır. Ardından kovaryans matrisi bulunur , öz değer ve öz matris değerleri de bulunup öz değer matrisi çoktan aza doğru sıralanır. Değerler ve vektörler bir birine karşı gelecek şekilde atandıktan sonra görüntü başarılı bir biçimde sıkıştırılır. Öz vektör matrisinin tersi hesaplanır. Matrisin

tersinin ve matrisin son sıkıştırılmış görüntü matrisinin çarpımı hesaplanır. Çarpım sonucunun transpozisyonu alınır ve sıkıştırılan görüntü açılır.[24]

Fraktal seçildiğinde ise ilk olarak Quadtree yöntemi devreye girer ve görüntünün boyutlarını min 2 max 64 byte olmak üzere blok blok ayırır bundan dolayı oluşan koordinat değerleri kaydedilir. Ardından Huffman kodlama yöntemi ile sıkıştırma oranı hesaplanıp sıkıştırma yapılır. Sıkıştırılmış görüntüyü açmak için Huffman kod çözümleme tekniği kullanılır.



Şekil 5: 2.Yöntemdeki sıkıştırma görüntüleri

Sonuçlar Ve Yorumlar

Sonuç olarak bu uygulamada kayıpsız bir sıkıştırma yapmak için birinci Yöntemde SAP ve DPCM tabanlı bir yöntem geliştirilmiştir. Değişik hacimlere sahip tıbbi görüntüler üzerinde test edilmiştir. HECV in karışık tahmin yöntemi yerine SAP yöntemi tercih edilip sadece ilk kesite uygulanmıştı sonraki kesitlere DPCM ve RDPCM uygulanarak daha basit bir yöntem elde edilmiştir. Bu geliştirilen yöntemin JPEG ve LS gibi yöntemlerden daha iyi olduğu gözlemlenmiştir. Ancak piksel derinliği artan görüntülerde sıkıştırma başarısının düştüğü de kaydedilmiştir.

Ancak ikinci yöntemde ise MATLAB programlama dili ile yazılmış olan ve üç farklı yöntemi tek programda kullanıp istenilen duruma göre sıkıştırma yapabildiğimiz bir durum söz konusu

olmakta bu yöntemin avantajı duruma göre hareket etmekte ve tek seferde üç yöntem sunmakta ancak birinci yönteme göre kayıp biraz daha fazla olmakta ancak kullanım kolaylığı ve sistem gereksinim azlığı sebebi ile kullanımı daha basittir. Fraktal yöntem asimetrik bir yöntem olmasından dolayı sıkıştırma oranı çok yüksektir ancak kayıp oranı da yüksek olmaktadır. DCT ve PCA ise simetrik şekilde sıkıştırma yaparlar . Ancak PCA da sıkıştırma oranı üç yöntem içinde en az olmasına rağmen kayıp oranı da en az olan yöntemdir.

KAYNAKLAR

[1] F. Liu, M. Hernandez-Cabronero, Vi. Sanchez, M.W. Marcellin, A. Bilgin, 'The Current Role of Image Compression Standards in Medical Imaging', 2017, Information, 8, no. 4: 131.

[2] L.F.R. Lucas, N.M.M. Rodrigues, L.A. da Silva Cruz, S.M.M. de Faria, 'Lossless Compression of Medical Images Using 3-D Predictors', IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 36, no. 11, pp. 2250-2260, Nov. 2017.

[3] Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) document, PS3.5DICOM PS3.5 2019c - Data Structures and Encoding, 2019.

[4] T. Bruylants, A. Munteanu, P. Schelkens, 'Wavelet Based Volumetric Medical Image Compression', Elsevier, Signal Proc.: Image Com., vol 31, Feb. 2015, pp. 112-133.

[5] V. Sanchez, P. Nasiopoulos and R. Abugharbieh, 'Efficient Lossless Compression of 4-D Medical Images Based on the Advanced Video Coding Scheme', IEEE Trans. Inf. Techn. Biomed., vol. 12, no. 4, pp. 442-446, July 2008.

[6] V. Sanchez, R. Abugharbieh and P. Nasiopoulos, 'Symmetry-Based Scalable Lossless Compression of 3D Medical Image Data', IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 28, no. 7, pp. 1062-1072, July 2009.

[7] U. Sharma, M. Sood, E. Puthooran, 'A Novel Resolution Independent Gradient Edge Predictor for Lossless Compression of Medical Image Sequences' Int. Jour. Comp. Appl., 2019, 1-12.

[8] S.S. Parikh, D. Ruiz, H. Kalva, G. Fernández-Escribano, V. Adzic, 'High Bit-Depth Medical Image Compression with HEVC', IEEE Jour. Bio. Health Inf., vol. 22, no. 2, pp. 552-560, Mar. 2018.

[9] Y.L. Lee, K.H. Han, G. J. Sullivan, 'Improved Lossless Intra Coding for H.264/MPEG4 AVC', IEEE Trans. Image Proces., vol. 15, no. 9, pp. 2610-2615, Sept. 2006.

[10] M. Zhou, W. Gao, M. Jiang, H. Yu, 'HEVC Lossless Coding and Improvements', IEEE Trans. Circ. Syst. Video Tech., vol. 22, no. 12, pp. 1839-1843, Dec. 2012.

[11] X. Cai, J.S. Lim, ‘Adaptive Residual DPCM for Lossless Intra Coding’, Proc. SPIE - The Int. Soc. Optical Eng., Mar. (2015) vol. 9410.

[12] S. Çekli and A. Akman, "Image Compression Performance of HEVC Intra Prediction with Different Transform Coefficient Coding Methods," 2018 26th Signal Processing and Communications Applications Conf. (SIU), Izmir, 2018, pp. 1-4.

[13] A.F.R. Guarda, J.M. Santos, L.A. da Silva Cruz, P.A.A. Assunção, N.M.M. Rodrigues, S.M.M. de Faria, ‘A Method to Improve HEVC Lossless Coding of Volumetric Medical Images’, Sig. Proc.: Image Com., vol.59, 2017, pp. 96-104,

[14] C. for Image Processing Research, Medical images datasets, July 2019. URL<http://www.cipr.rpi.edu/resource/sequences/sequence01.html>.

[15] N.B.I. Archive, Subject GSM714044, July 2019. URL<https://imaging. nci.nih.gov/ncia/login.jsf>.

[16] Ali Akman ,Serap Cekli, “TıpTekno19 Tam Metinler Kitabı” Tıp Teknolojileri Kongresi (Ekim 2019) , 144

[17.] *JPEG 2000 Görüntü Kodlama Sistemi: Çekirdek Kodlama Sistemi* ; ISO / IEC IS 15444-1; ISO: Cenevre, İsviçre, 2004

[18] *Sürekli Tonlu Durağan Görüntülerin Kayıpsız ve Neredeyse Kayıpsız Sıkıştırılması - Taban Çizgisi* ; ISO / IEC IS 14495-1; ISO: Cenevre, İsviçre, 1999.

[19] *JPEG XR Görüntü Kodlama Sistemi — Sistem Mimarisi* ; ISO / IEC IS 29199-1; ISO: Cenevre, İsviçre, 2011.

[20] Ohm, JR; Sullivan, GJ; Schwarz, H .; Tan, TK; Wiegand, T. Yüksek Verimli Video Kodlama (HEVC) Dahil Video Kodlama Standartlarının Kodlama Verimliliğinin Karşılaştırılması. *IEEE Trans. Devreler Syst. Video Technol.* **2012** , *22* , 1669–1684. [**Google Akademik**] [**CrossRef**]

[21]ACR-NEMA Standartları Yayını No. 300-1985-DICOM-Dijital Görüntüleme ve İletişim. 1985. Çevrimiçi olarak erişilebilir : **ftp://medical.nema.org/medical/dicom/1985/ACR-NEMA_300-1985.pdf** (erişim tarihi 20 Mayıs 2016).

[22]ACR-NEMA Standartları Yayını No. 300-1988-DICOM-Dijital Görüntüleme ve İletişim. 1988. Çevrimiçi olarak erişilebilir : **ftp://medical.nema.org/medical/dicom/1988/ACR-NEMA_300-1988.pdf** (erişim tarihi 20 Mayıs 2016).

[23]ACR / NEMA Standartları Yayını No. PS 3.1. 1993. Çevrimiçi olarak erişilebilir : **ftp://medical.nema.org/medical/dicom/1992-1995/** (erişim tarihi 20 Mayıs 2016).

[24] Osman ÖZKARACA, Mehmet Osman DEVRİM, Musa PEKER ' A COMPARATİVE STUDY ON COMPRESSİNG MEDİCAL İMAGES USİNG DİFFİRENT ALGORITHMS'2017,2 (Erişim 14.03.2021)

[25]S. D. Seeli ve M. K. Jeyakumar, «A Study on Fractal Image Compression using Soft Computing Techniques,» *International Journal of Computer Science Issues,* cilt 9, no. 6, Ekim 2012.

[26]M. Sindhu ve R. Rajkamal, «Images and its compression techniques- A Review,» *International Journal of Recent Trends in Engineering,* cilt 2, no. 4, pp. 71-75, 2009.

[27]Shusterman, Eli ve M. Feder, «Image compression via improved quadtree decomposition algorithms,» The Institute of Electrical and Electronics Engineers, cilt 3, no. 2, pp. 207-215, 1994.

[28]B. Liu ve Y. Yan, «An Improved Fractal Image Coding Based on the Quadtree,» The Institute of Electrical and Electronics Engineers, pp. 529-532, 2010.

[29]H. Yu, L. Li, D. Liu, H. Zhai ve X. Dong, «Based on Quadtree Fractal Image Compression Improved Algorithm for Research,» The Institute of Electrical and Electronics Engineers, pp. 1-3, 2010.

[30]M. D. Kamran, I. A. Sipra ve M. Nadeem, «A novel domain Optimization technique in fractal image compression,» The Institute of Electrical and Electronics Engineers, pp. 994-999, 2010.

[31] H. B. Kekre, T. K. Sarode ve S. R. Sange, «Image reconstruction using Fast Inverse Halftone & Huffman coding Technique,» *international journal of computer applications,* cilt 27, no. 6, pp. 34-40, 2011.

[32]J. H. Pujar ve L. M. Kadlaskar, «A new lossless method of image compression and decompression using Huffman coding techniques,» Journal of Theoretical & Applied Information Technology, cilt 15, no. 1, pp. 18-22, 2010.

[33]S. V. Veenadevi ve A. G. Ananth, «Fractal image compression using quadtree decomposition and huffman coding,» Signal & Image Processing : An International Journal, cilt 3, no. 2, pp. 207-212, Nisan 2012.

[34] Y. Devi ve P. E. Mehta, «A Robust Approach for Image Compression Using PCA and DCT,» *International Journal of Computer Science Trends and Technology,* cilt 4, no. 5, pp. 117-120, Ekim 2016.

[35]G. K. Wallece, «The JPEG Still Picture Compression Standard,» *The Institute of Electrical and Electronics Engineers,* cilt 38, no. 1, Şubat 1992.

[36]W. B. Pennebaker ve J. L. Mitchel, JPEG still image data compression standard, Newyork, 1993.

[37]C. Christopoulos, A. Skodras ve T. Ebrahimi, «The JPEG2000 still image coding system: an overview,» *The Institute of Electrical and Electronics Engineers,* cilt 46, no. 4, pp. 1103-1127, Kasım 2000.

[38]D. Taubman ve M. Marcellin, JPEG2000 Image Compression Fundamentals, Standards and Practice, Kluwer Academic Publishers, 2002.

[39]D. Selvanayagi ve S. Pannirselvam, «Image Compression – Decompression using Polynomial Based Wavelet Transformation,» *International JournalL Of Engineering Development And Research,* cilt 5, no. 2, 2017.