



Hacimsel Tıbbi Görüntülerin Kayıpsız Sıkıştırılması için İyileştirilmiş Bir Yöntem

An Improved Method for Lossless Compression of Volumetric Medical Images

Ali AKMAN

Bilgisayar Mühendisliği Bölümü
Maltepe Üniversitesi
İstanbul, Türkiye
aliakman@maltepe.edu.tr

Serap CEKLİ

Bilgisayar Mühendisliği Bölümü
Maltepe Üniversitesi
İstanbul, Türkiye
serapcekli@maltepe.edu.tr

Özetçe— Hacimsel tıbbi görüntüler çok büyük boyutludur. Bu durum, bu tip verinin depolanması ve iletiminde sorun yaratır. Dolayısıyla, hacimsel tıbbi görüntülerin verimli teknikler kullanılarak sıkıştırılması gereklidir. Teşhis üzerinde etkili olabileceğinden tıbbi görüntülerin kayıpsız teknikler ile sıkıştırılması daha uygundur. Bu çalışmada, hacimsel tıbbi görüntülerin kayıpsız sıkıştırılması için bir yöntem önerilmiştir. Görüntü kesitlerinin arasında bulunan ilintiden faydalanılarak fazlalık bilgi DPCM tekniği ile azaltılmıştır. Görüntü çerçevelerinin ilkine SAP tekniği uygulanmıştır. DPCM sonrasında her çerçeveye ayrı ayrı RDPCM uygulanarak başarımlar artırılmıştır. Önerilen yöntemin başarımlarını sınamak için farklı tıbbi görüntüler kullanılarak denemeler yapılmış ve elde edilen bulgular 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, individually. To investigate the performance of the proposed method, some experiments have been performed using different medical images and the results are presented.

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

I. GİRİŞ

Günümüzde, sağlık alanında hastalıkların teşhis edilmesi ve tanı konulması söz konusu olduğunda tıbbi görüntüleme cihazları sayesinde elde edilen bilgi hayati önem taşımaktadır. Her tıbbi görüntüleme tekniğinin farklı bir kullanım amacı ve kendine has farklı bir takım özellikleri bulunur. Bu tekniklerin

arasında en yaygın olanlar, Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI), Bilgisayarlı Tomografi (CT), Pozitron Emisyon Tomografi (PET) ve üç boyutlu (3B) Ultrason (US) sayılabilir.

CT, X-ışınları kullanılarak hızlı tarama yapan bir tekniktir. Bununla beraber, gelişen teknoloji ile birlikte ince kesitli CT taramada, kesitler arası mesafe çok daha azalmış ve toplanan hacimsel veri fazlasıyla artmıştır. MRI ise güçlü manyetik alanlar ve radyo frekansı darbeleri kullanarak görüntüleme yapar, ayrıca hastayı X-ışınlarına maruz bırakmaz. MRI ve CT farklı kesitler olarak alınan çoklu görüntü dizileridir. Bu 3B görüntüler büyük hacimli veri oluşturan ardışık ve durağan görüntü çerçevelerinden oluşur. PET, nükleer görüntüleme tekniği olup az miktarda radyoaktif malzeme içeren bir bileşik vücutta hücrelere gönderilip nerelerde yoğunlaştığı izlenir. Bu teknik pozitron yayan izotop ile etiketlenmiş moleküller kullanır ve PET-CT ile PET-MRI sistemleri sağlık kuruluşlarında yaygındır. Teşhis için önemli bilgi sağlamasına karşın bu görüntüleme tekniklerinin çok büyük hacimli veri üretmesi sorunları da beraberinde getirir [1].

Büyük hacimli verinin saklanması için gereken depolama alanı sorununun yanı sıra görüş almak amacıyla uzaktaki bir sağlık çalışanına veri iletimi dolayısıyla bant genişliği sorunu ortaya çıkar. Bu tip meselelerin üstesinden gelebilmek için tıbbi görüntülere uygun sıkıştırma teknikleri uygulanmaktadır. Görüntü sıkıştırma teknikleri kayıplı ve kayıpsız olarak ikiye ayrılır. Kayıplı sıkıştırmada görüntü kalitesinde azalma meydana gelirken kayıpsız sıkıştırma teknikleri görüntünün aynen olduğu gibi geri elde edilmesini sağlar. Kayıplı sıkıştırma teknikleri, iyi sıkıştırma başarımları sağlasa bile teşhis esnasında etki edebilecek ve kabul edilemez görüntü kayıplarını da beraberinde getirir. Tıbbi görüntülerin kodlama ve sıkıştırılmasında yanlış teşhis yapılmasına neden olmayacak olan kayıpsız sıkıştırma teknikleri daha uygundur.

Sıkıştırmada, eldeki veride bulunan fazlalıklar ve gereksiz bilgi ortadan kaldırılmaya çalışılır. Kayıpsız tekniklerde,

özellikle pikseller arası ilişkiye dayanılarak fazlalık bilgi atılır. Hacimsel tıbbi görüntülerin kayıpsız sıkıştırılması için üçüncü boyut olarak düşünülen ardışık görüntü çerçevelerine ait pikseller kullanılır. Hacimsel veri setlerinde ardışık görüntüler arasında ilinti yüksek olduğundan ardışık görüntü elemanları kullanılarak yapılan sıkıştırmada başarımlar; her bir görüntü çerçevesinin ayrı ayrı sıkıştırılmasına kıyasla daha yüksek olur.

Sayısal Görüntüleme ve Tıpta İletişim (DICOM), çeşitli görüntüleme cihazlarından elde edilen tıbbi görüntüleme bilgilerinin depolanması, iletimi ve yönetimi gibi konuları düzenleyen geçerli bir standarttır. Ağ üzerinde veya fiziksel bir medya (CD, DVD vb.) vasıtasıyla görüntü aktarımı için bir protokol tanımlanmıştır. Görüntüleme cihazlarından elde edilen ve bir sıkıştırma tekniği uygulanmayan görüntüler DICOM formatında saklanır. DICOM' un tıbbi görüntülerin sıkıştırılması için tavsiye ettiği kodlayıcılar arasında JPEG, RLE, JPEG-LS, JPEG2000, MPEG2, H.264/AVC bulunmaktadır [2]. Ayrıca, DICOM tarafından HEVC/H.265 standardının tıbbi görüntü sıkıştırmaya uyarlanması üzerinde de çalışılmaya başlanmıştır. HEVC kayıpsız kodlama tahmin, dönüşüm, kuantalama, entropi kodlama aşamaları atlanarak gerçekleştirilir [3].

Hacimsel tıbbi görüntü sıkıştırma tekniklerinin verimliliği saklama alanı ve veri iletim süresi açısından önemlidir. Bu konuda literatürde yapılmış dönüşüm tabanlı kayıplı ve tahmin tabanlı kayıpsız sıkıştırma tekniklerinin uygulandığı birçok çalışma bulunmaktadır. Kayıplı veya kayıpsız yakın sıkıştırma için önerilen ve dalgacık dönüşümü tabanlı birçok yaklaşım mevcuttur [2], [4]. Video kodlama standardı H.264/AVC kullanılarak 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 başarımlar sunduğu gösterilmiştir.

DPCM tekniği komşu piksellerin bağıl değerlerini kodlar ve ardışık piksellerin ilintisi büyük olduğundan bu piksellerin ardışık farksal değerleri küçük olur. Bu sayede kodlama başarımlarını artmaktadır [9]. DPCM tekniği, bir görüntünün kendi iç piksellerine uygulanabildiği gibi görüntü çerçeveleri arasında da uygulanabilir. Bu tip bir uygulama kesitler arası DPCM olarak adlandırılır. Hacimsel tıbbi veride bitişik kesitler arası ilinti büyüktür. Bu tip bir veriye kesitler arası DPCM uygulanarak verimli sonuçlar elde edilebilir. DPCM' e benzerlik gösteren Örnek Tabanlı Açısız Tahmin (SAP) tekniği de tahmin başarımlarını yüksek bir yöntemdir. SAP tekniği konumsal fazlalık bilgiyi azaltmak için bir piksele en yakın komşu pikselleri belirli bir tarama sırasıyla seçerek tahmin için kullanır [10]. Tahmin tekniği sonucu oluşan rezidülere DPCM tekniği uygulanarak bu değerlerin düşürülmeye çalışıldığı teknik ise RDPCM olarak bilinmektedir [11].

Bu çalışmada, hacimsel tıbbi görüntülerin kayıpsız sıkıştırılması için bir yöntem önerilmiştir. Kesitler halinde alınmış olan hacimsel görüntü dizisinin ilk çerçevesine SAP tekniği uygulandıktan sonra aralarında yüksek ilinti bulunan ardışık çerçevelere DPCM uygulanmıştır. Bu aşamanın

ardından her çerçevenin kendi içinde yatay veya düşey olarak RDPCM uygulanarak oldukça verimli sonuçlar alınmıştır.

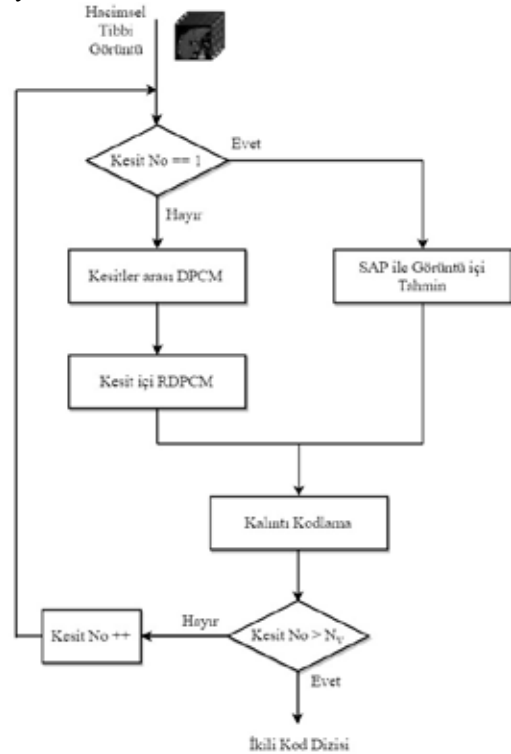
Çalışmanın devamında SAP ve DPCM tekniğinin genel yapısı verildikten sonra önerilen yöntem açıklanmıştır. Ardından önerilen teknik çeşitli hacimsel görüntülere uygulanarak elde edilen sonuçlar sunulmuştur. Son olarak yöntem ve elde edilen sonuçlar irdelenmiştir.

II. YÖNTEM

Hacimsel tıbbi görüntüde yer alan tüm kesitlere ayrı ayrı görüntü içi tahmin yöntemi uygulanarak sıkıştırma işlemi gerçekleştirilebilir. Fakat görüntü içi tahmin yöntemi maliyetli bir yöntemdir. Bu çalışmada sadece bir kesite görüntü içi tahmin yönteminin uygulanması ve diğerlerine de kesitler arası ilinti göz önüne alınarak DPCM tabanlı bir yöntemin uygulanmasını temel alan daha basit bir sıkıştırma yöntemi önerilmiştir. Önerilen yöntemin akış diyagramı Şekil 1' de verilmiştir. Bu diyagramdan da görüldüğü gibi önerilen yöntem dört aşamada çalışmaktadır. İlk aşamada ilk kesit hariç diğer kesitlere kesitler arası DPCM yöntemi uygulanır. Bu yöntemde bir kesitteki piksel değerinden bir önceki kesitteki aynı konumdaki piksel değerinin çıkarılması ile ilgili kesitin kalıntı değerleri elde edilir. NxN boyutlu bir kesit göz önüne alındığında k' inci kesitteki bir pikselin değeri $S_{i,j}^{(k)}$ olmak üzere, k' inci kesitin tahmininden elde edilen kalıntı değeri,

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

şeklinde elde edilir. Burada N, kesit boyutu ve N_v kümedeki kesit sayısıdır.



Şekil 1. Önerilen kayıpsız sıkıştırma yönteminin akış diyagramı

Kesit görüntüsünün bir pikseli komşu kesitlerdeki benzer konumdaki piksellerle ilintili olduğu kadar aynı kesitteki komşu piksellerle de ilintilidir. Kesitler arası DPCM ile kesitler arasındaki ilinti azaltılmaya çalışılır. Kesitler arası DPCM' in uygulanması ile elde edilen kalıntı değerleri halen görüntü içi pikseller arası ilinti içerdiğinden bu kalıntılara önerilen yöntemin ikinci aşaması olan kesit içi RDPCM yöntemi uygulanır. RDPCM yöntemi dikey ve yatay olarak iki farklı şekilde uygulanabilir. Dikey RDPCM yöntemi ile k ' inci kesitin iyileştirilmiş kalıntı değerleri,

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

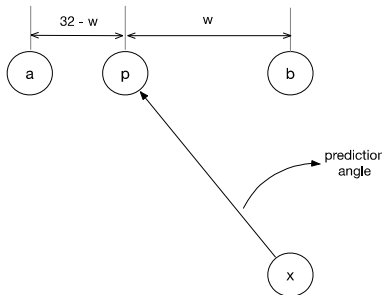
şeklinde elde edilir. Yatay RDPCM yöntemi ile elde edilecek iyileştirilmiş kalıntı değerleri

$$r_{i,j}^{(k)} = R_{i,j}^{(k)} - R_{i,j-1}^{(k)}, \quad 1 \leq i \leq N, 2 \leq j \leq N \text{ ve } 1 \leq k \leq N_v \quad (3)$$

ile hesaplanır. Bir kesite dikey ya da yatay RDPCM tek başına uygulanabilirken ardışıl olarak ikisi de uygulanabilir (çapraz RDPCM).

Önerilen yöntemin üçüncü aşamasında SAP tabanlı görüntü içi tahmin yöntemi kullanılır ve sadece kümedeki ilk kesite uygulanır. Görüntü içi tahmin yönteminde kesit, kodlama birimlerine (CU) bölünmekte ve her CU' da tahmin birimlerine (PU) parçalanmaktadır. CU boyutu olarak 4x4, 8x8, 16x16 ve 32x32 seçilebilir ve her CU' da bir PU' ya parçalanır. Görüntü içi tahmin aşamasında PU' ların tahminleri gerçekleştirilir. Tahmin yöntemi olarak HEVC' in görüntü içi tahmin yöntemi temel alınmıştır. HEVC' in görüntü içi tahmin yönteminde blok tabanlı açısız tahmin (BAP) yerine bu çalışmada SAP kullanılmıştır.

SAP, HEVC' in açısız tahmin tekniğini temel alan bir yöntemdir. SAP yakın komşu örnekleri kullanarak tahminde bulunduğu HEVC' in BAP tahmin yöntemine göre konumsal kalıntıların yok edilmesinde çok daha iyidir. SAP' da açısız tahmin BAP' da olduğu gibi örnek tabanlı yapılıdır. SAP ile BAP arasındaki temel farklılık SAP' in tahminde yeniden elde edilmiş komşu örnekleri kullanmasıdır. SAP tahmin açısına bağlı olarak komşu satırdan ya da sütundan yeniden elde edilmiş örnekleri seçer. Tahmin için kullanılacak bu piksellerin seçiminden sonra Şekil 2' de görülen ve BAP' dan uyarlanan doğrusal enterpolasyon uygulanır:



Şekil 2. SAP' da kullanılan komşu örnekler ve tahmin açısına bağlı lineer enterpolasyon

$$p = ((32 - w) * a + w * b + 16) \gg 5 \quad (4)$$

Burada a ve b, x pikseline komşu pikseller, p tahmin değeridir. x pikselinin değeri p olarak seçilir. w enterpolasyon katsayısıdır ve BAP' daki gibi hesaplanır. Bu ifadedeki 5 bit sağa kaydırma (>>) işlemi katsayılar 32' ye göre normalize edildiğinden 32' ye bölmeye karşılık gelir. Dikey tahmin açıları tahmin satırlar boyunca yapılırken yatay tahmin açıları sütunlar boyunca yapılır. PU' da sınır piksellerin tahmini yapılırken PU dışında kalan piksellerin kullanımı gerekir. Sınır piksellerin değeri kopyalanarak PU dışında eklenmiş örnekler elde edilir.

Yöntemin son aşaması kalıntı değerlerini ikili düzende ifade edilmesini sağlayan kalıntı kodlamadır. Kalıntıların ikili düzende ifade edilmesinde 0. dereceden Exp-Golomb kodlaması kullanılarak [12]' de verilen süreç izlenmiştir.

III. DENEYSEL BULGULAR

Önerilen hacimsel tıbbi görüntü sıkıştırma algoritması Matlab' da kodlanarak gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen yöntemin başarımını elde edebilmek için değişik tıbbi görüntü kümeleri ile deneyler yapılmıştır. Bu deneylerde görüntü kümesinin ilk kesitine uygulanan SAP için PU boyutu 16x16 piksel olarak seçilmiştir. Kesit içi RDPCM aşamasında kesite önce dikey RDPCM uygulanmıştır. Dikey RDPCM' in uygulanmasından sonra kesitin ilk sütunu değişmeden kalmıştır. Bu yüzden bu sütuna yatay RDPCM uygulanarak bu sütundaki kalıntılar azaltılmıştır.

Yöntem önce 8-bit piksel derinliğine sahip hacimsel tıbbi görüntülere uygulanmıştır. Bu görüntüler, bu çalışmada geliştirilen yöntemin diğer sıkıştırma yöntemleri ile karşılaştırılabilmesini sağlayacak şekilde seçilmiştir. [13]' de geliştirilen yöntem diğer kayıpsız sıkıştırma yöntemleriyle karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada geliştirdiğimiz yöntemi [13]' de verilen yöntemlerle karşılaştırabilmek için [13]' de kullanılan 8 bitlik hacimsel görüntüler ilk test kümesi olarak kullanılmıştır. Bu test görüntüleri [14]' de verilen sayfadan elde edilmiştir. Görüntülerin tamamı 256x256 piksel boyuta sahiptir. Dördü CT ve diğer dördü de MR tekniği kullanılarak elde edilmiştir. Bu çalışmada geliştirilen yöntemin bu hacimsel görüntülere uygulanması sonucunda elde edilen piksel başına bit değerleri (bpp) [13]' de verilen sonuçlarla birlikte Tablo I' de verilmiştir.

Geliştirilen yöntem, JPEG LS, CALIC, HEVC' in kayıpsız sıkıştırma uzantısı ve [13]' de geliştirilen HEVC tabanlı en küçük kareler yöntemi ile karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmadan görüldüğü gibi bu çalışmada geliştirilen yöntem, 8-bit piksel derinliğine sahip hacimsel tıbbi görüntüler için en düşük bpp değerlerini vermektedir.

Yöntemi farklı hacimsel tıbbi görüntülerle de test etmek için 12-bit ve 16-bit piksel derinliğe sahip görüntüler [15] sayfasından elde edilmiştir. Bu testlerde de CT ve MR teknikleri ile elde edilmiş görüntüler kullanılmıştır. 12-bitlik hacimsel tıbbi görüntülere yöntemin uygulanması ile elde edilen bpp sonuçları Tablo II' de ve 16-bitlik görüntülerden elde edilen sonuçlar da Tablo III' de verilmiştir.

IV. SONUÇLAR VE YORUMLAR

Bu çalışmada hacimsel tıbbi görüntülerin kayıpsız sıkıştırılması için SAP ve DPCM tabanlı bir yöntem geliştirilmiştir.

TABLO I. 8 bitlik veri kümesi için önerilen yöntemin piksel başına bit (bpp) olarak kayıpsız sıkıştırma başarımı.

Hacimsel Görüntü	Görüntü Sayısı	bpp cinsinden Sıkıştırma Başarımı					Önerilen Yöntem
		JPEG LS*	CALIC*	3B CALIC*	HEVC RExt*	HEVC + LSP*	
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

* [13] çalışmasından alınmış sonuçlardır.

KAYNAKLAR

TABLO II. 12 bitlik veri kümesi için önerilen yöntemin bpp olarak sıkıştırma başarımı

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 III. 16 bitlik veri kümesi için önerilen yöntemin bpp olarak sıkıştırma başarımı

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

ve değişik hacimsel görüntüler için test edilmiştir. HEVC' in görüntü içi tahmini karmaşık bir süreç olduğundan SAP tabanlı görüntü içi tahmin sadece kümedeki ilk kesite uygulanmıştır. Diğer kesitlere görece daha basit ve hızlı olan kesitler arası DPCM ve kesit için RDPCM yöntemleri uygulanarak daha basit bir yöntem elde edilmiştir. Geliştirilen yöntemin sıkıştırma başarımının JPEG-LS gibi önemli diğer bazı sıkıştırma yöntemlerinden çok daha iyi olduğu gözlenmiştir. Değişik piksel derinlikleri için yapılan testlerde piksel derinliğinin artması ile yöntemin sıkıştırma başarımının da düştüğü gözlenmiştir.

- [1] F. Liu, M. Hernandez-Cabrero, 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. Abugarbich, '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. Abugarbich 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/MPEG-4 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>>.