

3B Kestiriciler Kullanılarak Tıbbi Görüntüler için Entropi Kodlayıcı Performansının Geliştirilmesi

Improvement of Entropy Coding Performance for Medical Images using 3D Predictors

Erdoğan Aldemir

Fen Bilimleri Enstitüsü
Dokuz Eylül Üniversitesi
İzmir, Türkiye
erdogan.aldemir@deu.edu.tr

Gülây Tohumoglu

Elektrik-Elektronik Mühendisliği
Dokuz Eylül Üniversitesi
İzmir, Türkiye
gulay.tohumoglu@deu.edu.tr

Oğuz Dicle

Radyoloji Anadabilim Dalı
Dokuz Eylül Üniversitesi
İzmir, Türkiye
oguz.dicle@deu.edu.tr

M. Alper Selver

Elektrik-Elektronik Mühendisliği
Dokuz Eylül Üniversitesi
İzmir, Türkiye
alper.selver@deu.edu.tr

Özetçe —Bir verinin sıkıştırılabileceği en uygun kod uzunluğu, o verinin entropisi tarafından belirlenir. Bu bağlamda, verinin uygun bir kestirici kullanılarak daha düşük entropiye sahip bir uzaya taşındıktan sonra kodlanması, entropi kodlayıcı bloklarının performansına katkı sağlamaktadır. Bu çalışmada, hacimsel görüntülerdeki kesitler arası bağlaşımları kullanan doğrusal kestiriciler aracılığıyla tıbbi verilerin entropilerinin azaltılması amaçlanmıştır. Bu sayede, entropi kodlayıcıların performansları artırılarak algoritmalarının daha yüksek sıkıştırma oranlarına ulaşmaları sağlanmıştır. Çalışma kapsamında, iki ve üç boyutlu kestiriciler bilgisayarlı tomografi görüntüleri ve doğal görüntüler olmak üzere iki veri setine uygulanmıştır. Benzetimler, hacimsel kestiricilerin, sadece çerçeve-içi bağlaşımları kullanan iki boyutlu kestiricilere kıyasla verilerin entropisini daha fazla azalttığını dolayısıyla da daha yüksek sıkıştırma oranları sağladığını göstermiştir.

Anahtar Kelimeler—3B veri sıkıştırma, tıbbi görüntü işleme, entropi, kestiriciler.

Abstract—The lower limit of the optimal code length for a compressed data is determined by the entropy of the data. In this context, mapping the data to a space having lower entropy by using a suitable predictor provides a significant contribution to the performance of the compression. In this study, it was aimed to reduce the entropy of medical images by using linear volumetric predictors which are utilizing inter-frame correlations. In this way, the compression lower bound is reduced and the source coding algorithms achieve higher performance. Within this study, two and three-dimensional predictors were applied to two data sets, computerized tomography images and natural images. Simulations have shown that volumetric predictors provide much higher compression ratios as they reduce entropy more than two-dimensional estimators using only intra-frame correlations.

Keywords—3D data compression, medical image processing, entropy, predictors.

I. GİRİŞ

Son yıllarda, gelişen tıbbi görüntüleme sistemleriyle beraber yüksek boyutta ve çözünürlükte veriler üretilmiş ve bu sayede daha ayrıntılı görüntüleme olanakları sağlanmıştır.

Bununla birlikte, sadece bir hastaya ait üç-boyutlu (3B) Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüleri onlarca gigabayt hafıza alanı kaplayabilmektedir [1]. Yüksek boyutlardaki bu verilerin ham haliyle depolanması ve tele tıp uygulamaları kapsamında iletilmesi bant genişliği ve depolama kapasitesi açısından sorun teşkil etmektedir. Bu noktada, sıkıştırma algoritmaları verinin daha düşük bit sayısı ile ifade edilmesini sağlayarak depolama ve iletim sorunlarına çözüm sunmaktadır [2]. Kestirici modelleri ise verinin entropisini düşürerek sıkıştırma performanslarını artıran önemli araçlardır.

Kestiriciler, uzamsal olarak bir önceki piksel bilgilerini kullanan ve bu sayede bulunulan konumdaki piksel bilgisini tahmin eden modellerdir [3]. Kestirici modelleri genel olarak doğrusal ve doğrusal olmayan modeller olarak sınıflandırılır [4]. Son yıllarda, doğrusal kestiriciler, kestirim hatasını optimal seviyeye yakın elde etmekte düşük işlem karmaşıklığı ile de bir çok sistemde kullanılmaktadır [5], [6]. Doğrusal kestirici modellerinin katsayıları çoğul çözünürlüklü katsayıların değişimi enküçültülerek [7] elde edilebildiği gibi ortalama karesel hata da kullanılarak sıkıştırma algoritmaları geliştirilmiştir [8]. Uyarlamalı şekilde kestirici tahmini için sabit kestiriciler ile işlem yükü azaltılabilirken [9], hacimsel yaklaşım ile kesitler arası ilişki kullanıldığında, tıbbi görüntülerin içerdiği kesitler arası bağlaşımdan faydalanılabilir [10]. Bu çalışmada, kalıntı bit hızı enküçültülmesi için tasarlanmış katsayıların kullanıldığı doğrusal kestiriciler kullanılmıştır. Hacimsel bağlaşımların kullanıldığı diğer bir çalışmada bir ve iki yönlü görüntü kestirim yöntemi tıbbi olmayan verilerin sıkıştırılmasında kullanılmıştır [11].

Doğrusal olmayan yöntemlerle kestirici katsayıları tahmini daha yüksek sıkıştırma performansı sağlamasına rağmen doğrusal kestiricilere nazaran daha karmaşık ve zaman alan bir işlemdir [12]. Doğrusal olmayan yöntemlerden uyarlamalı yapay sinir ağları temelli kestiriciler [13] ve dalgacık katsayıları ile kestirim modellerinin karma olarak sıkıştırmada kullanılması [14]. Vektör nicemlemesi ve çokluçözünürlüklü tahmin modelleri ise doğrusal olmayan diğer bir kestirim modellerinin kullanıldığı çalışmalar da mevcuttur [12].

Bu çalışma, II. Yöntem bölümünde 3B görüntüler için

önerilen kestiriciler tanıtılması, sayısal benzetim sonuçlarının III. Benzetim bölümünden sunulmasının ardından yöntemin sıkıştırma açısından tartışıldığı IV. Sonuç ve V. Tartışma bölümlerinde sunulması şeklinde düzenlenmiştir.

II. YÖNTEM

A. Veri Sıkıştırma ve Entropi

Shannon tarafından önerilen bilginin ölçülebilirliğinin ilk kriteri, bir veri içindeki dağılımın rastgelelik oranını tanımlamaktadır [2]. Diğer bir deyişle entropi verinin belirsizlik derecesidir. Bilginin kesinliği kavramı, Shannon Entropisi, verinin sıkıştırma oranıyla doğrudan etkileyen bir parametredir. $I \in \mathbb{R}^{M \times N}$ görüntü matrisi verilsin ve r_k bu görüntünün $[0, L-1]$ aralığında piksel yoğunluk değerlerini göstermek üzere, I görüntüsünün entropisi,

$$H(I) = \sum_{k=0}^{L-1} p(r_k) \frac{1}{\log_2 p(r_k)} \quad (1)$$

şeklinde tanımlanır [15]. Burada $p_r(r_k) = n_k/MN$, her bir k yoğunluk değerinin olasılık değerini ifade etmektedir. Bu ifadede, M ve N görüntünün sırasıyla satır ve sütun sayısını, n_k ise k 'ninci yoğunluk değerinin tekrar sayısını göstermektedir. Yüksek entropiye sahip verilerde artıklık oranı daha az olmakta dolayısıyla daha yüksek bit oranlarında kodlanmaya gereksinim duyulmaktadır. $I(x, y) \in \{\sigma_1, \sigma_2, \dots, \sigma_{MN-1}, \sigma_{MN}\}$ 2B görüntü için $p(\sigma_{i+1}|\sigma_1, \sigma_2, \dots, \sigma_{MN-1}, \sigma_{MN})$ dağılımını kestirildiği durum için, $I(x, y)$ görüntüsünün optimal olarak kodlanabilmesi için gerekli bit sayısı,

$$L = -\log \prod_{i=0}^{MN-1} p(\sigma_{i+1}|\sigma_1, \sigma_2, \dots, \sigma_{MN-1}, \sigma_{MN}) \quad (2)$$

olarak ifade edilmektedir. Veriye ait entropi ifadesi verinin olasılık dağılımıyla doğrudan ilişkili olduğu için, denklem (1) ve (2) arasında bir bağlantı tanımlanabilir. Bu bağlamda, p olasılık dağılımı ve $l_i = \log_2 \frac{1}{p_i}$ kod olmak üzere, her bir dağılım için optimal kod uzunlukları $l_1^*, l_2^*, \dots, l_m^*$ verilsin. Verinin kodlanabileceği ortalama optimal kod uzunluğu L^* olduğu durumda optimal kod uzunluğu ve entropi,

$$H(I) \leq L^* \leq H(I) + \epsilon \quad (3)$$

koşulunu sağlamalıdır [16]. Burada $L^* = \sum p_i l_i^*$ ortalama kod uzunluğu, $H(I)$ verinin entropisini ve $\epsilon \in \mathbb{Z}^+$ şartını sağlayan herhangi bir sayıyı ifade etmektedir. (3)'teki denklemde verilen eşitsizlikten çıkarılacak önemli sonuç, yöntemden bağımsız olarak, kayıpsız sıkıştırılacak görüntüye ait ortalama kod uzunluğunun alt sınırının imgenin entropisi tarafından belirlendiğidir. Dolayısıyla, görüntüler entropilerinin daha düşük olduğu bir uzayda, yani görüntü yoğunluk aralıkları daha yüksek olasılığa sahip olduğu durumda, verinin sıkıştırabilme oranı artabilecektir.

Eşitsizlik (3) göz önüne alındığında, kestirici modelleri verinin entropisini değiştirdiğinden, entropi kodlama bloklarının performansını doğrudan etkilemektedir. $I \in \mathbb{R}^{M \times N}$ görüntüsü için, sıkıştırma sistemlerinde kullanılan genel doğrusal kestirici modeli,

$$\hat{I}(x, y) = \sum_j^M \sum_i^N \alpha_i I(x-j, y-i) \quad (4)$$

şeklinde tanımlanabilir. Burada, 2 piksel derinliği dikkate alındığı durum için $i, j \in \{k | -2 \leq k \leq 2, k \in \mathbb{Z}\}$ aralığında tam sayıları ve $\alpha_i \in \mathbb{R}$ koşulunu sağlayan kestirici katsayılarını göstermektedir. JPEG sisteminde kullanılan kestiricilerden biri,

$$\hat{I}(x, y) = I(x-1, y) + (I(x, y-1) - I(x-1, y-1))/2 \quad (5)$$

şeklinde ifade edilir. Denklem (5)'te α_i kestirici katsayıları sabit alınmış ve 1 bit kesit içi bağlaşım dikkate alınmıştır. Buna ek olarak, kestirim katsayıları $\mathbb{E}(I - \hat{I})$ hatasını minimum yapacak şekilde de tespit edilebilmektedir [10]. Ayrıca, hem yatay hem de dikey doğrultuda piksellerin bağlaşımını dikkate alarak komşu sınır bilgisini kestiren CALIC (Context Adaptive Lossless Image Compression) algoritması kestirim performansı açısından başarılı sonuçlar vermektedir. Diğer yandan PNG (Portable Network Graphics) yönteminde de tercih edilebilen parametre olarak çeşitli kestirici modelleri mevcuttur.

Bir çok modern sıkıştırma sistemlerinde standart haline gelen Denklem (4)'te ifade edilen genel doğrusal kestirici modelleri 2B veriler için sadece çerçeve içi bağlaşımı kullanmaktadır. Bu da entropi kodlayıcına katkısını sınırlamaktadır. Hacimsel veriler için önerilmiş hem çerçeveler arası hem de çerçeve içi bağlaşımı dikkate alan kestirici modelleri mevcuttur [10]. Bu çalışmada önerilen, çerçeveler arası bağlaşımın kullanıldığı ve kestirim katsayıların ortalama karesel hata cinsinden tespit edilen 3B kestirici modelleri izleyen bölümde ayrıntılı olarak açıklanmıştır.

B. Hacimsel Kestiriciler

Hacimsel kestirici modellerinde denklem (4)'te ifade edildiği gibi sadece piksellerin kesit içi bağlaşımı kullanılmayıp, kesitler-arası bağlaşım da dikkate alınmaktadır. Bu doğrultuda önerilen 3B kestirici modelleri aşağıda gösterilmiştir;

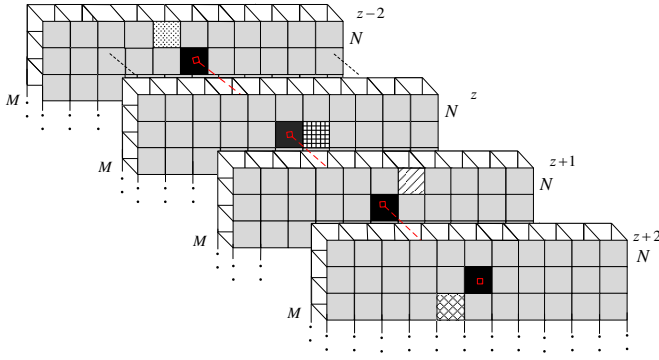
- 1) $\hat{I}(x, y, z) = \alpha_1 I(x-1, y-1, z-2) + \alpha_2 I(x, y+1, z) + \alpha_3 I(x+1, y-1, z+1) + \alpha_4^2 I(x-1, y+1, s+2)$
- 2) $\hat{I}(x, y, z) = \alpha_1 I(x, y-1, z-2) + \alpha_2 I(x+2, y+1, z-1) + \alpha_3 I(x-2, y-1, z+1) + \alpha_4^2 I(x-1, y+1, s+1)$
- 3) $\hat{I}(x, y, z) = \alpha_1 I(x-1, y+2, z-2) + \alpha_2 I(x, y+1, z) + \alpha_3 I(x+1, y-1, z+1) + \alpha_4^2 I(x-1, y+1, s+2)$

3B kestiricilerden 1 numaralı kestirim modelinde görüntünün kesit içi 1 kesitler arası 2 piksel derinliği için görüntü elemanlarının uzamsal ilişkisi Şekil 1'de gösterilmiştir. Burada görüldüğü gibi hem kesit içi hem de kesitler arası bağlaşımından faydalanılmaktadır.

Hacimsel kestirici modelleri de sıkıştırma yöntemlerinde farklı kestirici katsayıları tespit yöntemleri ile yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Kestirim performansı kestiricinin doğru bir şekilde tespit edilmesine bağlıdır [4]. Önerilen hacimsel kestiricilerde kestirim katsayıları, aşağıda verilen

$$\arg \min_{\alpha_i} \mathbb{E}[\|I - \hat{I}\|^2] \quad (6)$$

ifadesinin çözülmesiyle yani ortalama karesel hatanın enküçültülmesi yöntemiyle hesaplanmıştır. Yukarıda gösterilen



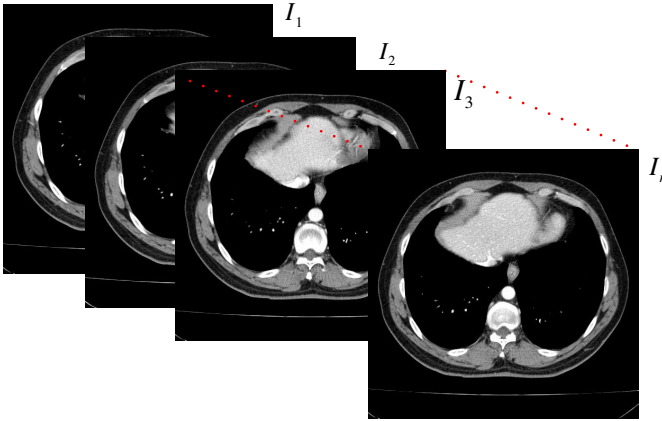
Şekil 1: 3B kestiricinin z referans kesiti için gösterimi

(6) ifadesinde $I(x, y, z)$ ve $\hat{I}(x, y, z)$ 3B ham ve kestirilmiş hacimsel görüntülerdir. Hatanın enküçültülmesi yöntemi verinin içerdiği artıklığı enküçültme garantisi vermemekte ama ona çok yakın değerlerde sıkıştırma olanağı sağlamaktadır [2].

III. BENZETİMLER

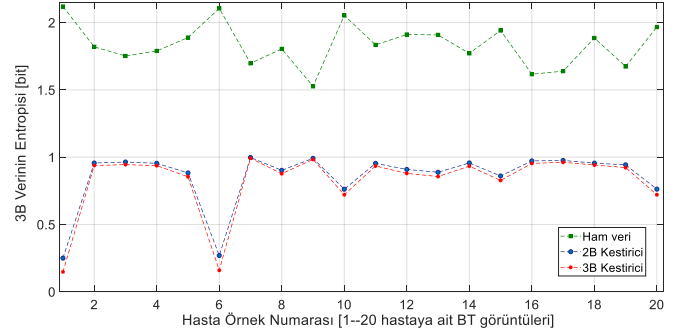
Sayısal benzetimler, hacimsel tıbbi ve doğal görüntülerden oluşan iki veri seti üzerinde yapılmıştır. BT veri setinde 20 adet hastaya ait spiral BT modunda 16 dedektörlü bir Philips Mx8000 cihazı kullanarak portal fazda kontrast ajan enjeksiyonundan sonra elde edilen görüntüler bulunmaktadır. Her bir hastaya ait 3B-BT görüntüleri 512×512 çözünürlüklü olup kesit sayısı 77 ile 105 adet arasında değişmektedir. Tıbbi veri seti DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında 16 bit derinliğindeki görüntülerden oluşmaktadır.

Doğal görüntü veri seti ise, farklı çözünürlüklere sahip 8 bit derinliğinde 7 adet doğal görüntüden oluşmaktadır. Doğal görüntülerin 3B biçimleri, bu görüntülerin doğrusal kombinasyonları ile yapay olarak elde edilmiştir. Dolayısıyla kesitler arası bağlaşım BT görüntülerine göre daha fazladır. Tıbbi veri setindeki bir hastaya ait 3B-BT görüntü kesitlerinden bazıları Şekil 2’de gösterilmiştir.



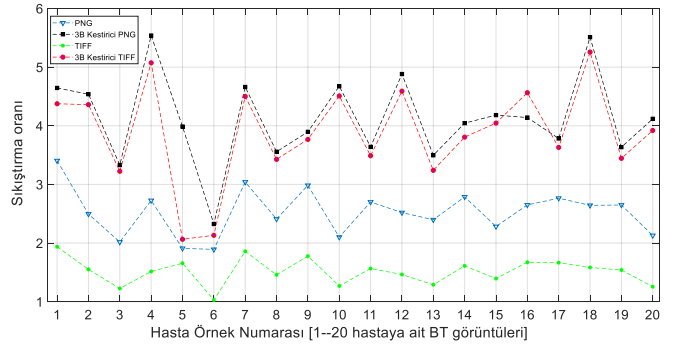
Şekil 2: Bir hastaya ait örnek 3B-BT görüntü kesitler

Tıbbi veri seti için, 1) numaralı 3B kestirici modelinden faydalanılan ve (6) numaralı yöntemle ile kestirim katsayıları tespit edilerek yapılan kestirim işleminin ardından elde edilen görüntülerin ve ham verinin entropileri Şekil 3’te gösterilmiştir.



Şekil 3: 20 hastaya ait 3B-BT görüntüleri için 2B ve 3B kestirici başarımları

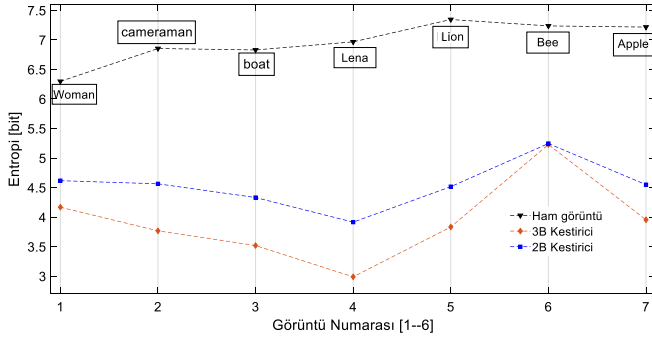
Kestirim işlemi sonucunda elde edilen daha düşük entropiye sahip görüntüler 16 bit seçeneğini destekleyen PNG ve TIFF (Tagged Image File Format) sıkıştırma sistemleri tarafından sıkıştırılmış ve kestirim yapılmamış ham halleri ile sıkıştırma oranı açısından değerlendirilmiştir. Ham verinin 16 bit DICOM verisi üzerinden hesaplanan sıkıştırma oranları Şekil 4’te gösterilmektedir. Sonuçlar, 2 ile 6 arasında değişen oranlarda bir sıkıştırma sağlandığını göstermektedir.



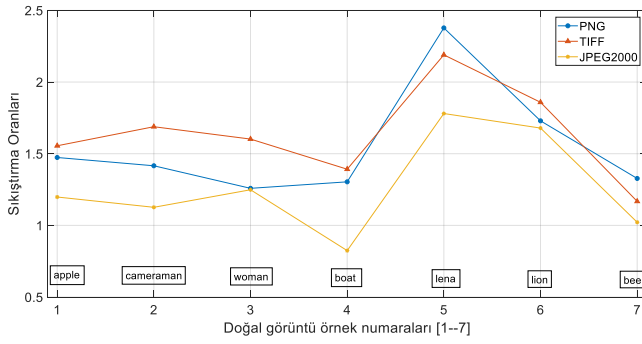
Şekil 4: 20 hastaya ait tıbbi veriler PNG ve TIFF yöntemlerinde sıkıştırma oranlarının karşılaştırması

Doğal görüntü setinin 2B ve 3B kestiricilerinden elde edilen görüntülerin ve ham verinin entropilerinin karşılaştırıldığı grafik Şekil 5’te verilmiştir. Doğal görüntü veri setinin sıkıştırma oranı açısından değerlendirmesi Şekil 6’da verilmiştir.

Sonuç olarak, 16 bit tıbbi görüntüler için entropi kodlayıcı performansını artırmak amacıyla modern sıkıştırma standartlarında kullanılan 2B kestirici modellerine ek olarak sunulan doğrusal 3B kestirici modeli 16 bit sıkıştırmaı destekleyen PNG ve TIFF’in performansını artırmıştır. 8 bit derinliğindeki doğal görüntülerde ise kullanılan 8 bit sıkıştırma modunda PNG, TIFF ve JPEG2000 (Joint Photograhry Expert Group) formatlarında 0.5 ile 2.5 değerleri arasında bir sıkıştırma oranı elde edilmiştir.



Şekil 5: Doğal görüntüler için kestirici performansları



Şekil 6: Doğal görüntü setinin PNG, TIFF ve JPEG2000 standartları için kestiricisiz ve 3B kestirici karşılaştırması

IV. SONUÇLAR

Kayıplı ve kayıpsız sıkıştırma sistemlerinde kullanılan entropi kodlayıcı bloklarının performansı doğrudan verinin entropisine bağlıdır. Uygun bir kestirici modeli ile entropisi azaltılan veri kullanılan sıkıştırma tekniğinin performansına katkı sağlamaktadır. Bu çalışmada, hacimsel görüntüler için kesit içi bağlaşıma ek olarak kesitler arası bağlaşıma kullanılan doğrusal bir kestirici modelleri önerilmiştir. Kestirim katsayıları görüntü ve kestirilen görüntü arasındaki ortalama karesel hatanın enküçültülmesiyle elde edilmiştir. Benzetim sonuçları göstermiştir ki, tıbbi ve doğal görüntü setlerinde, verinin entropisini 3B kestiriciler 2B kestiricilerden daha çok azaltmıştır. Bunun sonucu olarak, kullanılacak sıkıştırma sisteminin performansına katkı sağlanmaktadır. Benzetim sonuçları, tıbbi veriler için 16 bit sıkıştırma desteği olan TIFF ve PNG yöntemlerinde sıkıştırma oranlarında artışı doğrulamıştır. Doğal veriler için, bu sıkıştırma yöntemlerine ek olarak JPEG2000 yöntemi ile 8 bit sıkıştırma yapılmış ve doğal verilerde de bu sıkıştırma oranlarındaki artış gözlenmiştir. Ayrıca önerilen doğrusal kestiriciler, düşük işlem karmaşıklığı ve hesaplama yükü ile doğrusal olmayan karmaşık kestirici modellerine göre daha avantajlıdır.

V. TARTIŞMA

Önerilen 3B kestiriciler 2B sıkıştırma yöntemlerinde denenmiş ve entropiyi azaltarak sıkıştırma oranını artırdığı gözlenmiştir. Buradan yola çıkarak, bu kestirici modellerinin 3B sıkıştırma tekniklerine entegre edildiğinde hem kestirim hem de sembol kodlaması açısından yüksek sıkıştırma

oranlarına ulaşılabileceği öngörülmektedir. Bu çalışmadan elde edilen diğer bir sonuç ise doğal ve tıbbi görüntülerin doğal yapıları gereği en iyi sıkıştırma oranlarını farklı kestirim modelleri ve katsayılarında sağladıklarıdır. Bu nedenle, sıkıştırma yöntemleri geliştirilirken, veri türünün dikkate alınması artıklığın doğru ve en yüksek oranda tespit edilmesini sağlayacaktır.

BİLGİLENDİRME

Bu çalışma, TÜBİTAK tarafından EEEAG 116E133 numaralı proje kapsamında desteklenmiştir.

KAYNAKLAR

- [1] F. Liu, M. Hernandez-Cabrero, V. Sanchez, M. W. Marcellin, and A. Bilgin, "The current role of image compression standards in medical imaging," *Information*, vol. 8, no. 4, p. 131, 2017.
- [2] K. Sayood, *Lossless compression handbook*. Elsevier, 2002.
- [3] C.-H. Lee and L.-J. Kau, "Enhancing the predictive coding efficiency with control technologies for lossless compression of images," *IET image processing*, vol. 6, no. 3, pp. 251–263, 2012.
- [4] N. Karimi, S. Samavi, S. R. Soroushmehr, S. Shirani, and K. Najarian, "Toward practical guideline for design of image compression algorithms for biomedical applications," *Expert Systems with Applications*, vol. 56, pp. 360–367, 2016.
- [5] N. V. Boulgouris, D. Tzovaras, and M. G. Strintzis, "Lossless image compression based on optimal prediction, adaptive lifting, and conditional arithmetic coding," *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 10, no. 1, pp. 1–14, 2001.
- [6] Y. Li and J. Zhou, "Anti-Forensics of Lossy Predictive Image Compression," *IEEE Signal Processing Letters*, vol. 22, no. 12, pp. 2219–2223, 2015.
- [7] A. Said and W. A. Pearlman, "Reversible image compression via multiresolution representation and predictive coding," in *Visual Communications and Image Processing '93*, vol. 2094. International Society for Optics and Photonics, 1993, pp. 664–675.
- [8] S. D. Babacan and K. Sayood, "Predictive image compression using conditional averages," in *Data Compression Conference, 2004. Proceedings. DCC 2004*. IEEE, 2004, p. 524.
- [9] G. Deng and H. Ye, "Lossless image compression using adaptive predictor symbol mapping and context filtering," in *Image Processing, 1999. ICIP 99. Proceedings. 1999 International Conference on*, vol. 4. IEEE, 1999, pp. 63–67.
- [10] L. Lucas, N. Rodrigues, L. da Silva Cruz, and S. de Faria, "Lossless Compression of Medical Images Using 3-D Predictors," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 36, no. 11, pp. 2250–2260, 2017.
- [11] Y. Li, M. Sjostrom, R. Olsson, and U. Jennehag, "Efficient intra prediction scheme for light field image compression," *ICASSP, IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing - Proceedings*, no. 1, pp. 539–543, 2014.
- [12] W. Z. Wahba and A. Y. A. Maghari, "Lossless Image Compression Techniques Comparative Study," vol. 60115, pp. 1–9, 1995.
- [13] E. Puthooran, R. Anand, and S. Mukherjee, "Lossless compression of medical images using a dual level dpcm with context adaptive switching neural network predictor," *International Journal of Computational Intelligence Systems*, vol. 6, no. 6, pp. 1082–1093, 2013.
- [14] A. J. Hussain, D. Al-Jumeily, N. Radi, and P. Lisboa, "Hybrid neural network predictive-wavelet image compression system," *Neurocomputing*, vol. 151, pp. 975–984, 2015.
- [15] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, "Image processing," *Digital image processing*, vol. 2, 2007.
- [16] T. M. Cover and J. A. Thomas, *Elements of information theory*. John Wiley & Sons, 2012.