

# Kontrast Madde ile Çekilmiş Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinden Karaciğer Damar Ağacının Çıkarımı

## Extraction of Liver Vascular Tree from Contrast Enhanced Computed Tomography Acquisitions

Parvın HUSEYNOVA  
Fen Bilimleri Enstitüsü  
Dokuz Eylül Üniversitesi  
İzmir, TÜRKİYE  
pervinhuseyinova@gmail.com

Naciye Sinem GEZER  
Radyoloji Anabilim Dalı  
Dokuz Eylül Üniversitesi  
İzmir, TÜRKİYE  
sinem.gezer@deu.edu.tr

M. Alper Selver  
Elektrik Elektronik Müh. Böl.  
Dokuz Eylül Üniversitesi  
İzmir, TÜRKİYE  
alper.selver@deu.edu.tr

**Özetçe**—Canlı vericili karaciğer nakillerinde, kontrast madde ile çekilmiş abdominal bilgisayarlı tomografi (BTA) görüntülerinden donörün karaciğerinin damar ağacının çıkarılması, cerrahi operasyon öncesi yapılması gereken önemli bir işlemdir. Ancak BTA setlerinde çeşitli sebeplerden kaynaklı olarak düşük kontrast, her bireyde değişen damar ağacı yapısı gibi sebeplerden ötürü bu oldukça zorlayıcı bir işlemdir. Bu çalışmada 20 adet karaciğer BTA veri kümesi üzerinde damar ağacı kesin referansı çıkarılması ve bu süreçte karşılaşılan zorluklar anlatılmış, bilinen birkaç bölütleme yöntemine, bu yöntemler ile elde edilen damar ağaçlarının çıkarılan kesit referanslara dayanarak belirlenen performanslarına yer verilmiştir.

**Anahtar Kelimeler** —*Karaciğer, damar ağacı, bilgisayarlı tomografi, bölütleme*

**Abstract**— Extraction of liver vascular tree of the donor liver from abdominal computer tomography angiography (CTA) images is an important step that needs to be performed before surgical operation for living donated liver transplantations. However, due to the low contrast between vessels and other tissues of liver caused by various reasons, and varying vascular tree structures for each patient makes this process highly challenging. In this paper, the process of creating ground truth data for 20 CTA datasets and encountered challenges during this process are described. Moreover some of the well-established vascular tree segmentation methods and their performances are analyzed in terms of quantitative metrics such as Dice and qualitative analysis performed by 3D analysis of a radiologist.

**Keywords** — *liver vascular tree, computed tomography, segmentation.*

### I. GİRİŞ

Canlı vericiden yapılan karaciğer nakli, yaşayan bir kişinin karaciğerinin bir kısmının alınarak başka bir hastaya nakil edilmesi işlemidir. Nakil için cerrahi operasyon öncesinde özellikle verici karaciğerinin damar ağaçlarının çıkarımı, verici karaciğerinin nakle uygunluğunu belirleme, ameliyat öncesi ve sonrasında meydana gelebilecek komplikasyonları en aza indirmeye konusunda oldukça önemli bir işlemdir [1].

Bu işlem radyologlar tarafından, iki boyutlu abdominal Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi (BTA) görüntülerini inceleyerek yapılır. BTA işlemi esnasında; hastaya damardan bir kontrast madde verilir, bahsedilen bu kontrast madde X-Ray görüntülemeye parankimadan daha parlak görünerek damarların ortaya çıkmasını sağlar.

Damar ağaçlarının tamamen çıkarılması için tüm BTA kesitlerinin incelenmesi ve damar dokularının tamamının elle çıkarılması gerekmektedir. Bu oldukça uzun ve zorlayıcı bir süreç olmakla beraber insan hatasına da oldukça yatkındır. Bu süreci otomatikleştirerek süreyi kısaltacak bir yöntem ihtiyacı duyulmaktadır. Ancak damar ağaçlarının oldukça kompleks yapılar olmaları (Şekil 2), hastadan hastaya değişim göstermeleri ve bununla birlikte kesitler arasındaki mesafenin fazlalığı (dilim kalınlığı), görüntüleme esnasında meydana gelen görüntüler, kontrast madde enjekte edildikten sonra görüntüleme için beklenmesi gereken süresinin hastadan hastaya değişmesi gibi sebeplerden ötürü, tüm vakalarda verimli ve yüksek başarımlı sağlayacak bir yöntem geliştirilmesi zordur.

Bilimsel yazında damar ağacı bölütleme için geliştirilmiş çeşitli yöntemler önerilmiştir. Frangi ve diğerleri [2] bir görüntünün Hessiyen matrisinin öz değerlerini kullanarak bir damarsallık ölçütü belirlemişlerdir. Bu yöntemde damarlar BTA ve Manyetik Rezonans Anjiyografi (MRA) görüntülerinde koyu yüzey üzerinde açık renkli tüp şeklinde yapılar olarak tanımlanmış ve üç boyutlu görüntüde bu yapıya ait olan voksellerin özdeğerleri ve bu özdeğerlerin birbiri ile olan ilişkileri göz önüne alınmıştır. Jerman ve diğerleri [3] de benzer şekilde Hessiyen tabanlı bir damar süzgeci önermişlerdir.

Zeng ve diğerleri [4] aşırı öğrenme makinaları temelli bir yöntem önermişlerdir. Bu yöntemde damar öznelikleri Frangi gibi bir damar süzgeci ile çıkarılmış ve bölütleme için aşırı öğrenme makinaları kullanılmıştır.

Soler ve diğerleri [5] anizotropik difüzyon süzgeci kullanarak bölütlenmiş karaciğer görüntülerinden görüntüyü temizlemiş, daha sonra histogramların yerel minimumları

üzerinden elde edilen bir eşik değerine göre eşikleme yaparak damar ağacını çıkarmışlardır.

Genel olarak bilimsel yazındaki organ bölütleme yöntemleri tüp şeklinde yapıları tespit etme yöntemleri, yapay sinir ağları tabanlı yöntemler, örüntü tanıma yöntemleri, model tabanlı yöntemler olarak sınıflandırılabilir [6]. Bu yayının ikinci bölümünde BTA veri kümesinden bahsedilecek, kesin referans çıkarımı ve çıkarım sırasında karşılaşılan zorluklar anlatılacaktır. Üçüncü bölümde bilimsel yazındaki damar bölütleme yöntemlerinden dört tanesi anlatılacak ve dördüncü bölümde bu yöntemler test edilerek, ikinci kısımda anlatılan kesin referanslara göre performans sonuçları sunulacaktır.

## II. VERİ KÜMESİ, ETİKETLEME VE ZORLUKLAR

### A. Kullanılan DICOM veri kümeleri

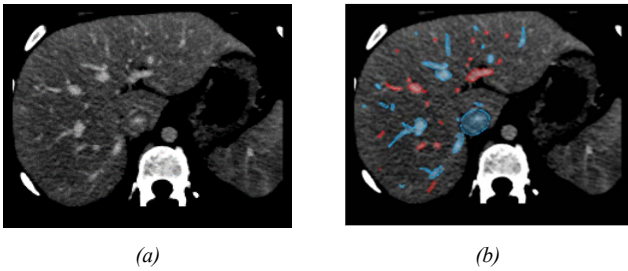
Bu çalışmada kullanılan abdominal BTA görüntülerinden oluşan veri kümeleri, Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim dalının görüntü arşivleme sisteminden rastgele olarak alınmıştır. 20 veri kümesi, 16 bit DICOM formatında olup, 512x512 çözünürlüğe sahiptir. Her biri ortalama 90 kesitten oluşur, kesit kalınlıkları 3-3,2 mm arası değişmektedir. Görüntüler çeşitli yaş aralığından 11 erkek, 9 kadın verici adayından alınmıştır.

Veri kümelerinde karaciğer dışındaki bölgeler maskelenerek, karaciğer çevresinde bulunan organ ve dokulardan ayrılmıştır.

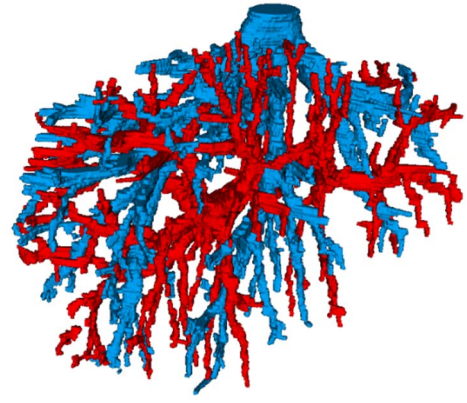
### B. Damarların Etiketlenmesi

Bir karaciğerde 3 temel damar sistemi vardır [6]: (i) Kirli kanı karaciğerden kalbe ulaştıran hepatik toplardamar, (ii) Bağırsaklardan gelen kanı karaciğere taşıyan portal toplardamar, (iii) Kalpten karaciğere temiz kanı taşıyan hepatik atardamar.

Karaciğer görüntülerindeki hepatik toplardamarlar ve portal damarlar 20 veri kümesi ve her bir kesit için elle olmak üzere 3D Slicer [7] programı kullanılarak etiketlenmiştir. 3D Slicer ücretsiz, açık kaynaklı bir tıbbi görüntü işleme programıdır. Veri kümeleri DICOM modülü ile programa yüklenmiştir ve görüntülerdeki gürültüyü azaltmak için eğrilik anizotropik difüzyon (curvature anisotropik diffusion) filtresi kullanılmıştır. Pencere seviyesi ve genişliği ayarları ile damarların kontrastı artırılmıştır. Şekil 1’de örnek bir etiketleme süreci gösterilmiştir. 3 boyutu model Şekil 2’de verilmiştir.



Şekil 1. Örnek bir etiketleme süreci. (a) Özgün görüntü, (b) Bir kesitte etiketlenen damarlar,



Şekil 2. 3 boyutlu damar modeli

Hepatik toplardamarlar mavi, portal damarlar ise kırmızı renk ile işaretlenmiştir. Şekil 1a’ da verilen kesitin etiketlendikten sonraki görüntüsü Şekil 1b’ de gösterilmiştir. Bu işlem veri kümesindeki her bir kesit için tekrarlanmıştır. Üç boyutlu görüntü, Slicer programında her bir kesitteki etiketlemeleri birleştirilerek oluşturulmuştur. Şekil 3’ de örnek bir veri kümesinde işaretlenmiş hepatik ve portal damarlar ayrı olarak verilmiştir.

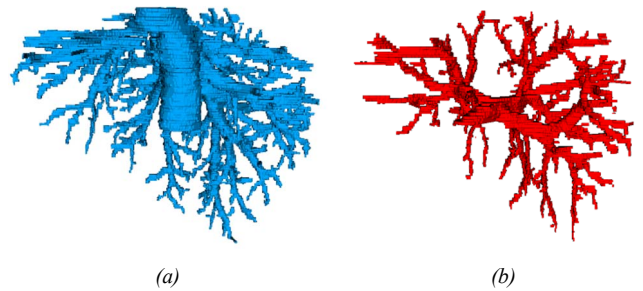
Etiketlenen her veri kümesi, uzman bir radyolog tarafından aksiyal, sagittal ve koronal düzlemlerde kontrol edilmiştir.

### C. Zorluklar

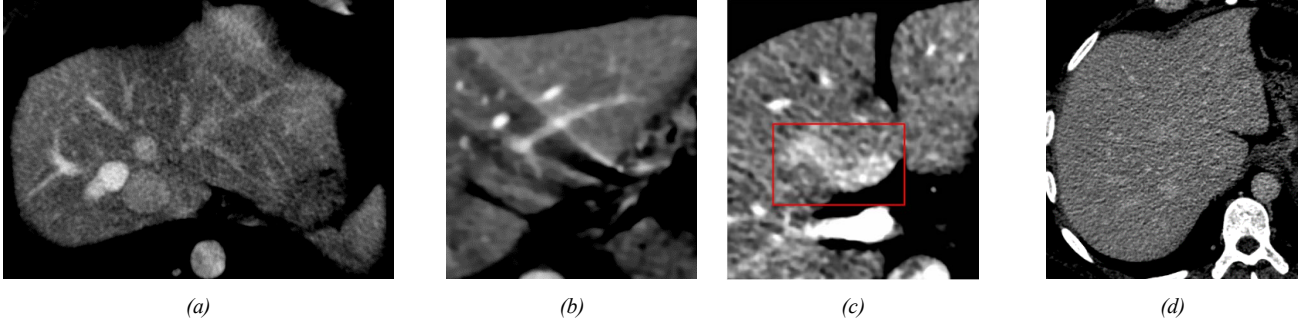
Elle etiketleme işlemi her bir veri kümesi için yaklaşık 8-10 saat sürmektedir ve oldukça dikkat isteyen bir süreçtir.

Etiketleme sürecinde karşılaşılan en temel sorun bazı veri kümelerinin kalitesinin düşük olmasıdır. Kalite kaybı, bazı BTA veri kümelerinde kesit kalınlığının fazla olmasından kaynaklanmaktadır (Şekil 4d). Bazı veri kümelerinde ise kontrast madde enjekte edilmesi ile çekime başlanması arasında geçen süre doğru ayarlanamamıştır. Bu durum damar dokusu ile parankima arasında istenen parlaklık farkının elde edilememesine sebep olmuştur (Şekil 4a).

Görüntü kalitesinin düşmesi, damar sınırlarının net olarak belli olmamasına sebep olur. Bununla birlikte görünen damar yapısı gerçekten farklı, damarın anatomik yapısına uygun olmayan bir şekle sahip olabilir.



Şekil 3. 3-Boyutlu damar ağaçları. (a) Hepatik toplardamar, (b) Portal toplardamar



Şekil. 4.BTA görüntülerinde oluşabilecek kusurlar. (a) Damar ve parankima arasındaki kontrast sabit değil ve bazı damarların sınırları belirsiz. (b) Işın sertleşmesi, (c) Geçici hepatic zayıflama, (d) Düşük kalite BTA görüntüsü, damarlar belirgin değil.

Işın sertleşmesi, farklı yoğunluktaki dokulardan geçen ışının koyu dansiteli çizgilenmeye sebep olması ile meydana gelen bir artefaktır [8] (Şekil 4b). Görüntüde bozulmalara sebep olarak, damar şeklinin yanlış algılanmasına sebep olabilir.

Geçici hepatic zayıflamalar (attenuation) [9] parankima üzerindeki bölgelerin parlamasına sebep olur, bazı durumlarda bu bölgeler damar gibi görünebilir (Şekil 4c).

Şekil 4' de bahsi geçen artefakt ve zorluklara örnek olarak dört tanesi verilmiştir.

### III. KULLANILAN YÖNTEMLER

Bu çalışmada dört adet damar bölütleme yöntemi kullanılmıştır.

#### A. Hessiyen Matrislerin Özdeğerleri-Frangi Yöntemi

Frangi ve diğerleri [2] hessiyen tabanlı bir damar süzgeci geliştirmişlerdir. Yöntemde görüntünün her bir vokselinin hessiyen matrisinin özdeğerleri hesaplanır. Özdeğerler mutlak değerlerine göre ( $|\lambda_1| < |\lambda_2| < |\lambda_3|$ ) sıralandırılır.

Buna göre bir vokselin “damarsallık” değerinin yüksek olması için (i)  $|\lambda_1|$  değerinin olabildiği kadar küçük (ideal olarak 0), (ii)  $\lambda_2$  ve  $\lambda_3$  değerlerinin genliklerinin büyük olması ve işaretlerinin aynı olması beklenir. İşaret, damar rengine göre belirlenir, MRA ve BTA görüntülerinde damarların koyu arka plan üzerinde açık renkli tüp şeklinde yapılar olduğu bilindiğine göre  $\lambda_2$  ve  $\lambda_3$  sıfırdan küçük değerler olmalıdırlar.

Her bir özdeğer bulunduğu yöndeki yoğunluk değişim miktarını gösterir.  $\lambda_1$  damar yönünde değişimi gösterir ve bu yöndeki yoğunluk değişiminin az olması beklenir. Bununla birlikte  $\lambda_2$  ve  $\lambda_3$  damar merkezinden dışa doğru olan değişimi gösterir ve damarların parankimaya göre daha parlak olmalarından dolayı bu yönlerdeki değişimlerin fazla olması beklenir.

Sonuç olarak Frangi damarsallık kıstası:  $|\lambda_1| \approx 0, |\lambda_1| < |\lambda_2|, \lambda_2 \approx \lambda_3$  olarak özetlenebilir.

Elde edilen özdeğerlerle üç farklı metrik oluşturulmuştur. Birinci metrik yapının yayvan şekilden ne kadar uzak olduğunu ölçerken, çizgi şeklinde yapılar ile düzlem şeklinde yapılar arasında ayırım yapamaz:  $\mathcal{R}_B = |\lambda_1|/\sqrt{|\lambda_2\lambda_3|}$ . İkinci metrik çizgi şeklinde ve düzlem şeklinde yapılar arasında ayırım yapar ve ancak çizgi şeklinde yapılarda 0 değerini alır:  $\mathcal{R}_A = |\lambda_2|/|\lambda_3|$ . Üçüncü metrik damarların parlaklıklarına göre değer

alır:  $S = \sqrt{\sum_{j \leq D} \lambda_j^2}$ . Burada D görüntünün boyut sayısıdır. Bir damara ait herhangi bir vokselin en az bir özdeğerinin genliği büyük olacağı için üçüncü metriğin değeri damarlara ait vokselde yüksek, arka plana ait vokselde ise düşük olacaktır. Buna göre damarsallık fonksiyonu,  $\alpha, \beta$  ve  $c$  hassasiyeti ayarlamak için kullanılan parametreler olmak üzere (1)' de verildiği gibi yazılır.

$$V_o(s) = \begin{cases} 0, & \lambda_2 > 0 \text{ veya } \lambda_3 > 0 \\ \left(1 - \exp\left(-\frac{\mathcal{R}_A^2}{2\alpha^2}\right)\right) \exp\left(-\frac{\mathcal{R}_B^2}{2\beta^2}\right) \left(1 - \exp\left(-\frac{S^2}{2c^2}\right)\right) & \end{cases} \quad (1)$$

#### B. Hessiyen Matrislerin Özdeğerleri-Jerman Yöntemi

Jerman ve diğerleri [3] de hessiyen bazlı bir damar süzgeci önermişlerdir. Her bir vokselin hessiyen matrisi ve özdeğerleri Frangi yönteminde olduğu gibi hesaplanır. Öncelikle, küresel yapıları bulmak için geliştirilen bir yöntemden yola çıkılarak, (2) de verilen hacim oranı ele alınır

$$VR = |\lambda_1\lambda_2\lambda_3| \left[ \frac{3}{|\lambda_1| + |\lambda_2| + |\lambda_3|} \right]^3 \quad (2)$$

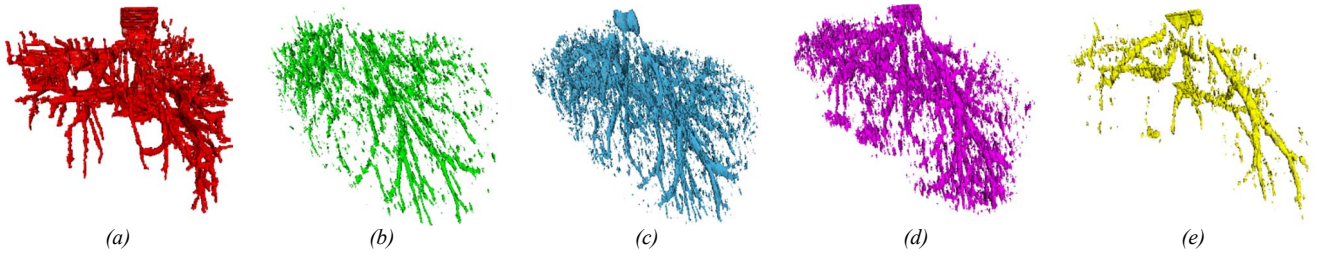
Bu yöntemde Frangi ve benzeri yöntemlerden farklı olarak, damarlar yalnızca uzunlamasına yapılar olarak alınmamış, dairesel damar yapılarının da bulunması amaçlanmıştır. Dairesel yapılarda  $\lambda_1 \approx \lambda_2$  olacağı için damarsallık denklemlerine  $\lambda_1$  değeri eklenmemiştir. Bununla birlikte küçük  $\lambda_3$  değerlerinde sağlıklı sonuçlar elde edebilmek için, belirlenen bir  $\tau$  değerinin altındaki  $\lambda_3$  değerleri ölçeklendirilmiştir. Yöntemin özeti (3) ve (4)'de verilmiştir.

$$\lambda_\rho(s) = \begin{cases} \lambda_3 & , \lambda_3 > \tau \max_x \lambda_3(x, s) \\ \tau \max_x \lambda_3(x, s) & , 0 < \lambda_3 < \tau \max_x \lambda_3(x, s) \\ 0 & , \lambda_3 < 0 \end{cases} \quad (3)$$

$$V_P(s) = \begin{cases} 0 & , \lambda_2 \leq 0 \vee \lambda_\rho \leq 0 \\ 1 & , \lambda_2 \geq \lambda_\rho/2 > 0 \\ \lambda_2^2(\lambda_\rho - \lambda_2) \left[ \frac{3}{\lambda_2 + \lambda_\rho} \right]^3 & , 0 < \lambda_2 < \lambda_\rho/2 \end{cases} \quad (4)$$

#### C. Çoklu Seviye Otsu Eşikleme Yöntemi

Otsu yöntemi [10] kullanılarak, gri seviye bir görüntüden eşikleme yöntemi ile ikili görüntü elde edilirken, eşik değeri



Şekil 5. Bölütleme algoritmalarının sonuçları. (a) Referans, (b) Frangi, (c) Jerman, (c) Çok eşikli Otsu, (d) K-ortalamalar öbekleme yöntemleri

görüntüye göre adaptif olarak hesaplanır. Otsu metodu eşiklenmiş görüntüde sınıf içi varyansı minimize edecek eşik değerini arar. Bir görüntünün  $k$  değeri ile eşiklendiğini düşünelim, bu durumda görüntü iki sınıfa ayrılır:  $C_0$  ve  $C_1$  (arka plan ve ön plan).  $\omega_0$  ve  $\omega_1$  iki sınıfın olasılıkları,  $\sigma_0^2$  ve  $\sigma_1^2$  iki sınıfın varyansları ve  $\mu_0$  ve  $\mu_1$  iki sınıfın ortalama değerleri olarak alınır. Otsu üç adet kriter belirlemiştir:

$$\lambda = \sigma_B^2 / \sigma_W^2, \quad \kappa = \sigma_T^2 / \sigma_T^2, \quad \eta = \sigma_B^2 / \sigma_T^2 \quad (5)$$

Burada

$$\sigma_W^2 = \omega_0 \sigma_0^2 + \omega_1 \sigma_1^2, \quad \sigma_B^2 = \omega_0 \omega_1 (\mu_1 - \mu_0)^2$$

$$\sigma_T^2 = \sum_{i=1}^L (i - \mu_t)^2 p_i \quad (6)$$

( $\mu_t$  tüm görüntünün ortalama değeri,  $p_i$  her bir gri seviyenin olasılığı,  $L$  gri seviye sayısı). (5)' te verilen 3 kriterden bir tanesine enbüyücek  $k$  değeri eşik değeri olarak kabul edilir.

Çoklu seviye eşikleme için sınıf sayısı artar, örneğin üç eşiklemede, iki adet eşik değeri  $0 < k_1 < k_2 < L$  ve üç adet sınıf kabul edilir ( $C_0, C_1, C_2$ ).

#### D. 2B ve 3B K-Ortalamalar Öbekleme Yöntemi

Öbekleme bir veri kümesine belli bir sayıda gruba ayırma işlemidir [11]. K-Ortalamalar öbekleme yöntemi bir veri kümesini birbirinden ayrık  $k$  adet gruba ayırır. İlk aşamada  $k$  adet öbek merkezi rastgele olarak seçilir, veri kümesindeki her bir nokta ile her bir öbek merkezi arasındaki Öklid mesafesi hesaplanır ve noktalar merkezine en yakın oldukları öbeğe dahil edilir. Tüm noktalar birer öbeğe atandıktan sonra, öbeklerin yeni merkez noktaları hesaplanır ve noktaların atanma işlemi tekrar edilir. Öbek merkezlerindeki değişim önceden belirlenen bir eşik değerinden daha az olduğu zaman işlem sonlandırılır.

#### IV. UYGULAMA VE SONUÇLAR

Bölüm III de anlatılan yöntemler 20 veri kümesi üzerinde denendi. Yöntemlerin başarısı Dice benzerlik katsayısı ile değerlendirildi. Dice katsayısı, X ve Y iki adet ikili veri olmak üzere  $DSC = \frac{2|X \cap Y|}{|X| + |Y|}$  olarak hesaplanır.

Çalışmamızda bu katsayı, yöntemlerin elde ettiği sonuç ve Bölüm 2'de çıkarımı anlatılan referanslar arasındaki benzerliği hesaplamak için kullanılmıştır.

Frangi yöntemi ile elde edilen damarsallık değeri eşiklenerek Şekil 5b' de verilen sonuç elde edilmiştir. Bu yöntemin dice katsayısı 0.07 standart sapma ile ortalama 0.28 olarak

bulunmuştur. Yöntem distal bölgelerdeki damarları bulmakta yetersiz kalmış ve parlaklığı diğer damarlara göre daha az olan inferior vena kavayı es geçmiştir.

Jerman yöntemi (Şekil 5c), distal bölgelerdeki damarları bulma konusunda Frangi yöntemine göre daha iyi performans göstermiştir. Dice katsayısı 0.04 standart sapma ile ortalama 0.5 olarak hesaplanmıştır. Bu yöntem diğerlerine göre en yüksek başarıma sahiptir.

Otsu yöntemi için 3 boyutlu görüntü üç değer ile eşiklenmiş ve dört sınıfa ayrılmıştır (Şekil 5d). Dice değeri 0.15 standart sapma ile ortalama 0.25 bulunmuştur. Benzer şekilde k-ortalamalar yöntemi ile 3 boyutlu görüntüler üç öbeğe ayrılmıştır (Şekil 5e) ve dice katsayısı 0.19 standart sapma ile ortalama 0.31 olarak hesaplanmıştır.

#### KAYNAKLAR

- [1] M. A. Selver and A. Kocaoğlu, "Patient oriented and robust automatic liver segmentation for pre-evaluation of," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 38, no. 7, pp. 765-784, 2008.
- [2] A. F. Frangi and W. J. Niessen, "Multiscale Vessel Enhancement Filtering," in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Cambridge, 1998.
- [3] T. J. Jerman and F. Pernus, "Enhancement of Vascular Structures in 3D and 2D Angiographic Images," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 35, no. 9, pp. 2107 - 2118, 2016.
- [4] Y. Z. Zeng a and Y. Q. Zhao, "Liver vessel segmentation based on extreme learning machine," *Physica Medica*, vol. 32, no. 5, p. 709-716, 2016.
- [5] L. Soler and H. Delingette, "Fully automatic anatomical, pathological, and functional segmentation from CT scans for hepatic surgery," *Computer Aided Surgery*, vol. 6, no. 3, pp. 131-142, 2001.
- [6] H. Doğan and O. Dicle, "Extraction of the Liver Vessels from the Abdomen CTA Images by Hessian-Based Vessel Filter," in *14th National Biomedical Engineering Meeting*, İzmir, 2009.
- [7] A. Fedorov and R. Beichel, "3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network," *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 30, no. 9, pp. 1323-41, 2012.
- [8] F. E. Boas and D. Fleischmann, "CT artifacts: Causes and reduction techniques," *Imaging in medicine*, vol. 4, no. 2, 2012.
- [9] W.-P. Chen and J.-H. Chen1, "Spectrum of Transient Hepatic Attenuation Differences in Biphasic Helical CT," *American Journal of Roentgenology*, vol. 172, no. 2, pp. 419-24, 1999.
- [10] N. Otsu, "A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms," *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, vol. 9, no. 1, pp. 62-66, 1979.
- [11] N. Dhanachandr and K. Manglem, "Image Segmentation using K-means Clustering Algorithm and Subtractive Clustering Algorithm," *Procedia Computer Science*, vol. 54, pp. 764-771, 2015.