



BT GÖRÜNTÜLERİNDE TRAVMATİK BÖBREKLERİN BİLGİSAYAR DESTEKLİ BÖLÜTLENMESİ COMPUTED AIDED SEGMENTATION OF TRAUMATIZED KIDNEYS IN CT IMAGES

Gökalp Tulum¹, Uygur Teomete², Tuncer Ergin³, Özgür Dandin⁴, Ferhat
Cüce⁵, Onur Osman⁶

¹ Elektrik Elektronik Mühendisliği
T.C. Yeni Yüzyıl Üniversitesi
gokalptulum@yeniuyuzyl.edu.tr

² Radyoloji Bölümü
Miami Miller Tıp Fakültesi
uygarteomete@yahoo.com

³ Radyoloji Bölümü
GATA Ankara
tuncerergin@yahoo.com

⁴ Genel Cerrahi Bölümü
Bursa Askeri Tıp Hastanesi
dandinozgur@gmail.com

⁵ Radyoloji Bölümü
Ankara Mevki Asker Hastanesi
ferhatcuce@hotmail.com

⁶ Elektrik Elektronik Mühendisliği
İstanbul Arel Üniversitesi
onurosman@arel.edu.tr

Özetçe

Bu çalışmada abdominal travmaya bağlı olarak gerçekleşen laserasyon (yırılma), kontüzyon (ezilme) ve aktif kanamaya sahip böbrek yapıları için yeni bir bölütleme yöntemi geliştirilmiştir. Bölütleme başarısı radyologlar tarafından manüel olarak çizilen bölütleme sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde sol böbrek için duyarlılık %93,26 olarak hesaplanırken hacim hata oranı %8 olarak bulunmuştur. Uzunluk hata oranı ise %5 değerinde hesaplanmıştır. Sağ böbrek için ise ortalama duyarlılık %94,06 iken hacim hata oranı %7 seviyesinde bulunmuştur. Uzunluk hata oranı %3'lerde hesaplanmıştır.

Abstract

In this study, we developed a novel method to segment traumatized kidney in the presence of laceration, contusion and active bleeding due to abdominal trauma. The segmentation performance of the CAD system was compared with the radiologists drawn contours. The segmentation

accuracy, volume error rate, height error rate for the left kidneys were calculated as %93.26, %8 and %5 respectively. Also, for the right kidneys, the segmentation accuracy, volume error rate and height error rate were calculated as %94.06, %7 and %3 respectively.

1. Giriş

Günümüzde acil servise başvuran hastaların yaklaşık %13'ü iç organ yaralanmalarına sahiptir [1] ve böbrek yaralanmaları en çok rastlanılan iç organ yaralanmalarındandır. Acil servise başvuran travma hastaların hayati fonksiyonlarının stabilize edilmesi için acilen Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntülerinin çekilerek hızlıca analiz edilmeleri gerekmektedir. Fakat BT görüntülerinin incelenmesi uzun süre alan bir uygulamadır ve analiz için geçen süre ölüm oranlarının artmasına neden olmaktadır.

Bilgisayar destekli tanı sistemleri (CAD) son yıllarda sayısal görüntü işleme yöntemlerini kullanarak radyolojik görüntülerin işlenmesini sağlayan ve tanı süresini kısaltmayı amaçlayan akıllı sistemlerin tümüdür. CAD sistemlerinin temel basamaklarından ilki ise radyolojik görüntüler içerisindeki spesifik bölgelerin bölütlenmesidir. Temel olarak

Bilgisayar Destekli Tam Yöntemleri

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

CAD sistemlerinde bölütleme işlemi üç ana başlık altında toplanabilir [2]. Bunlar, eşikleme ve görüntü histogramı gibi yöntemleri barındıran vokselleme tabanlı bölütleme [3], morfolojik yöntemler ve watershed dönüşümü gibi yöntemlerin oluşturduğu bölge tabanlı bölütleme [4] ve aktif kontur ve Hough dönüşümü gibi yöntemlerin çatısını oluşturan şekil tabanlı bölütleme [5] olarak tanımlanabilirler.

Bu ana başlıklar ışığında travmatik olmayan organların bölütlenmesinde yapılan çalışmalarda Park ve arkadaşları [6] etkin madde kullanılmayan 32 farklı bütin bölgesi BT çekimlerini kullanarak dört farklı organın olasılık atlasını oluşturmuşlardır. Ayrıca her bir organ için 36 kontrol noktası belirleyerek organların bölütleme başarısını arttırmaya çalışmışlardır. Bu çalışmada organların yapısal bütinliklerinin bozulmamış olması atlas tabanlı bir bölütleme ile başarılı sonuçlar vermektedir. Fakat iç organ yaralanmalarında yapısal bütinliğin bozulma ve kontrol noktalarının kaybolma olasılığı atlas tabanlı bölütleme işlemi zorlaştıracaktır.

Li ve arkadaşları [7] etkin madde kullanılmayan Bt görüntülerinde morfolojik işlemleri ve histogram eşitleme yöntemini kullanarak Otsu tabanlı bir bölütleme yöntemi geliştirerek çoklu organ bölütleme işlemi gerçekleştirmeye çalışmışlardır. Fakat iç organ yaralanmalarında yaralı bölgenin belirlenmesi için kullanılan etkin madde faktörünün göz ardı edilmesi travmatik hastaların tanısı konusunda belirsizliğe neden olmaktadır.

Campadelli ve arkadaşlarının geliştirdikleri sistemde ise [8,9] 3 boyutlu olarak oluşturulan 20 kesit uzunluğundaki şablon BT görüntüleri üzerinde gezdirilerek her bir örneğin minimum ve maksimum yoğunluk değerleri hesaplanmıştır. Bu sayede yoğunluk farkından yararlanarak böbrek sınırları içerisinde bir ilgi alanı belirlenmek istenmiştir. Bu ilgi alanı, hızlı yürüme algoritmasının yayılımı başlayacağı maske olarak seçilerek organların doğru sınırlarının belirlenmesi hedeflenmiştir. Fakat organların yapısal bütinliğünün ve etkin maddenin yoğunluk değerlerinin etkisi travmatik vakalarda bu yöntemin başarısının sorgulanmasına neden olmaktadır.

Literatürde gerçekleştirilen çalışmalar incelendiğinde yapılan çalışmaların tamamının travmatik olmayan ve yaralanma içermeyen böbrek yapıları için gerçekleştirildiği görülmektedir. Bu çalışmada, [10]'da verilen travmatik dalak bölütlemesi çalışmasına benzer şekilde, abdominal travmaya bağlı olarak gerçekleşen laserasyon (yırılma), kontüzyon (ezilme) ve aktif kanamaya sahip böbrek yapıları için bölütleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Bölütleme başarısı radyologlar tarafından manüel olarak gerçekleştirilen bölütleme sonuçları ile karşılaştırılmıştır.

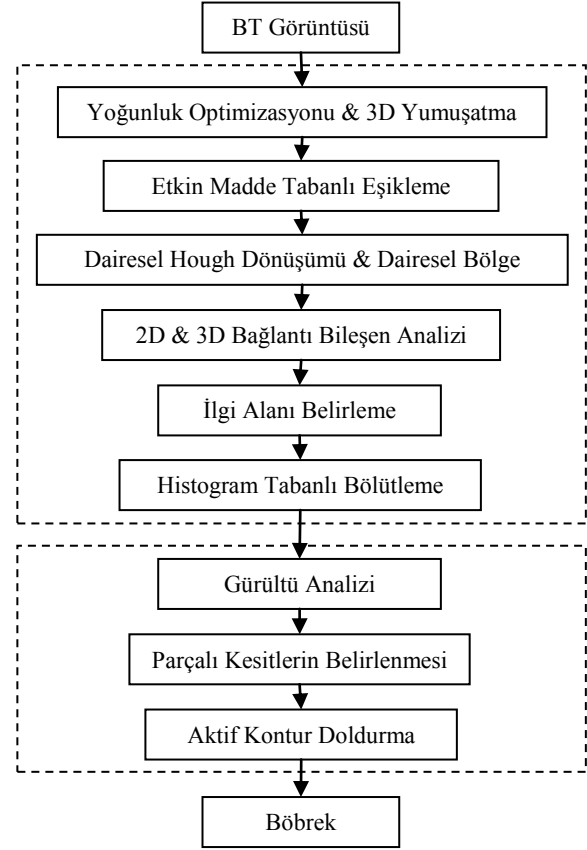
2. Veri Seti

Tüm BT görüntüleri Siemens Somatom Sensation veya Definition 64 görüntüleme cihazından alınmıştır. Görüntüler arteriyel ve portal fazda, 20 ve 65 saniye gecikmeyle elde edilmiştir. 7 hastaya ait 3mm kesit kalınlığına sahip BT görüntüleri kullanılmıştır.

3. Bölütleme Sisteminin Genel Yapısı

Geliştirilen CAD sistemi genel olarak iki basamaktan oluşmaktadır. Sistemin birinci adımında etkin madde içeren BT görüntülerinde böbrek yapıları belirlenerek bölütlenmiştir. İkinci aşamada ise BT kesitleri içerisinde yaralanma etkileri göstermeyen parçaların belirlenerek böbrek yapılarının içerisinde boş kalan alanlarının kapatılması hedeflenmiştir.

Bölütleme işleminde histogram tabanlı ve şekil tabanlı bölütleme teknikleri birleştirilerek hibrit bir sistem geliştirilmiştir. Şekil 1'de geliştirilen CAD sisteminin akış diyagramı görülmektedir.



Şekil 1: CAD akış diyagramı.

3.1. Böbrek İlgi Alanlarının Hesaplanması

Çalışmada kullanılan BT görüntülerinin etkin madde içermesi ve BT görüntülerinin çekim esnasında ortaya çıkabilecek gürültü faktörlerinden etkilenmesi olasıdır. Bu neden ile böbrek bölgelerinin belirlenme işlemine başlamadan önce 3 boyutlu Gauss filtresi kullanılarak görüntülerde gürültü olarak sayılabilecek voksellerin yok edilmesi hedeflenmiştir. Bu amaçla seçilen Gauss filtre kerneli 3x3x3 boyutlarında seçilmiştir.

Etkin madde içeren BT görüntüleri incelendiğinde etkin madde nedeni ile dalak, karaciğer ve böbrek gibi iç organların vokselleme değerlerinin diğer doku bölgelerine göre yüksek olması beklenmektedir. Bu nedenle bu organları diğer kemik ve doku parçalarından kabaca ayırmak mümkündür. Bu amaçla çalışmada kullanılan BT görüntüleri incelenerek kabaca bir eşik değeri seçilmiştir. Bu inceleme sonucunda iç organların yoğunluk değerlerinin 150 Hounsfield Unit (HU) ile 350 HU arasında değiştiği belirlenmiştir. Bu eşik değerleri içerisinde bazı doku parçacıkları bulunmasına rağmen iç organların tamamı eşik değerlerinden geçmektedir.

Yapısal olarak böbrekler her bir BT kesitinde dairesel bir yapı olarak göze çarpmaktadır. Ayrıca, BT kesitleri boyunca süreklilik göstermektedir. Bu şekilsel özellikten yararlanarak BT görüntüleri üzerindeki dairesel yapıları Dairesel Hough

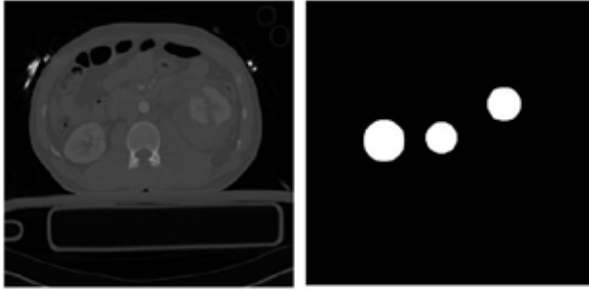
Bilgisayar Destekli Tanı Yöntemleri

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

Dönüşümü ile belirlemek mümkündür [11]. Dairesel Hough dönüşümü belirli bir yarı çap değeri için daireSEL yapıların merkezini belirlemek için kullanılabilir. Bu işlem için kullanılan eşitlikler aşağıda verildiği gibidir.

$$\begin{aligned} r^2 &= (x - a)^2 + (y - b)^2 & (1) \\ x &= a + r\sin(\theta) & (2) \\ y &= b + r\cos(\theta) & (3) \end{aligned}$$

Burada a ve b çemberin merkezini, r yarıçapı, x ve y ise görüntüdeki voksellerin konum bilgilerini ifade etmektedir. Kullanılan açı değeri $0-2\pi$ aralığında değiştirilerek bir vokselin yarıçapı bilinen bir çember üzerinde yer alıp almadığı belirlenebilir. Çalışmada seçilen yarıçap değeri 25 voksel ile 150 voksel aralığında değişmektedir. Ayrıca belirlenen her bir çemberin içerisi doldurularak daireSEL bir yapı oluşturulmuştur. Şekil 2'de örnek bir BT kesiti ve daireSEL Hough dönüşüm çıktıları görülmektedir. Hough dönüşüm çıktısı olarak her iki böbrek ve kemik yapısı belirlenmiştir. Ayrıca orijinal BT görüntüsü incelendiğinde sol böbrekte laserasyon olduğu ortaya çıkmaktadır.



Şekil 2: BT görüntüsü ve daireSEL Hough dönüşüm çıktısı.

Dairesel Hough çıktıları için 26 komşuluğa sahip 3 boyutlu bağlantı bileşen analizi yapıldığında bağlantılı bileşenlerin merkez noktaları ve kaç kesitte süreklilik sağladığı hesaplanabilir. Bu bilgiler ışığında kesit bazında yüksek süreklilik değerine sahip yapıların böbrekler ve kemik yapısı olduğu görülmektedir. Kemik yapısının merkez noktalarından bir tanesi görüntünün orta noktasına yakın olması bu yapının elenmesi için ayırt edici bir özelliktir. Kemik yapısının elemine edilmesinden sonra etiketlenmiş en büyük yapıların merkez noktaları böbreklerle bağlantılıdır. Bir sonraki aşamada kesitler üzerindeki yapıların böbrek yapısı olup olmadığını belirlemek için Hough çıktılarına 2 boyutlu bağlantı bileşen analizi uygulanmaktadır. Bu sayede iki boyutlu yapıların merkez noktalarının hesaplanması mümkündür. Böylece 3 boyutlu ve 2 boyutlu yapıların merkez noktalarının karşılaştırarak düşük hataya sahip yapıların böbrek parçası olduğu belirlenebilir.

Elde edilen sonuçlar, böbrek yapısının tamamını içermese de böbrek yapısının voksel değerleri hakkında oldukça bilgi taşımaktadır. İlgi alanı içerisindeki bu voksel değerlerinin histogramı hesaplandığında ilgi alanına ait voksel değerlerinin beklenen değeri ve standart sapması gibi önemli bilgi değerleri hesaplanabilir. Bu değerlerin yardımı ile histogram tabanlı bir eşikleme işleminin bir alt ve üst limiti belirlenebilir. Bu eşikleme yöntemi ile BT görüntüsüne göre adaptif olarak değişen daha keskin bir eşikleme işlemi gerçekleştirilmiş olur.

Seçici eşik değerleri belirlendikten sonra bölütleme işleminin yapılacağı ilgi alanın belirlenmesi gerekmektedir. Bu işlem için oluşturulacak maske, sol ve sağ böbrek yapılarının tamamını içeren bir yapıda olmalıdır. Bu nedenle bağlantı bileşen analizi çıktısı olarak elde ilgi alanlarının 3. boyutta toplanması ve morfolojik olarak genişletilmesi gerekmektedir. Böylece histogram tabanlı eşikleme işleminin gerçekleştirileceği bölgeler belirlenmiş olacaktır. Bu aşamada bölütleme işleminde, ilgi alanında bulunan böbrek etiketleri sahip oldukları hacim değerleri ile belirlenebilir. Böbrek yapısında meydana gelebilecek herhangi bir süreksizlik ise hacim değerlerinin karşılaştırılması ile belirlenebilir. Süreksizlik içermeyen böbrek yapılarında bir adet yüksek hacme sahip yapı bulunurken süreksizlik sayısına göre bu sayı birden fazla olabilir. Şekil 3'te belirlenen ilgi alanı ile bölütleme işlemi sonucunda elde edilen böbrek çıktısı görülmektedir.



Şekil 3: İlgi alanı ve bölütleme çıktısı.

3.2. Böbrek Yapısının Doldurulması

Şekil 3 incelendiğinde bölütleme çıktısı olarak elde edilen böbreklerin iç yapılarının dolu olmadıkları görülmektedir. Radyologlar tarafından manüel olarak belirlenen böbrek yapıları ile karşılaştırma yapabilmek için travmatik olmayan böbrek yapılarının doldurulması gerekmektedir. Burada en önemli ayrıntı, farklı nedenlerden dolayı yapısal olarak bozulmaya uğramış böbrek yapılarının belirlenerek doldurma işlemine uğratılmamalarıdır.

Yapısal bozukluğa sahip böbrek parçalarının belirlenebilmesi adına yapılacak ilk işlem her kesitteki böbrek yapılarının kaç parçadan oluştuğunu hesaplamaktır. Bu amaçla yapılacak çalışmada en büyük problem böbreği besleyen atar ve toplar damarların da böbrek sınırlarına dahil olmasıdır. Bu problemi çözmek adına böbrek kesitlerindeki maksimum alana sahip yapı ile diğer yapıların alanları karşılaştırılmıştır. Eğer bu oran 0,2'in altında bir değere sahip ise gürültü olarak tanımlanarak elimine edilmiştir.

Ayrıca işlem hızını arttırabilmek adına böbreklerin kesit uzunlukları ile iki boyutlu bağlantı bileşenleri hesaplanarak karşılaştırılmıştır. Eğer bu iki değer birbirine eşit ise böbrek yapısının tamamına doldurma işlemi uygulanmıştır. Eğer parça sayısı kesit uzunluğundan uzun ise her bir BT görüntüsü kesit bazında incelenerek tek parçadan oluşan böbrek yapılarına doldurma işlemi gerçekleştirilmiştir.

Doldurma işlemi uygulanacak böbrek yapıları belirlendikten sonra doldurma işlemi için kullanılacak yöntemin belirlenmesi gerekmektedir. Literatürde oldukça farklı doldurma yöntemleri bulunmasına rağmen dikkat edilmesi gereken husus böbrek yapılarının iç bölgeleri doldurulurken yapısal olarak kabuk bölgesinin değişikliğe uğramamasıdır. Bu nedenle daha çok bölütleme algoritması

Bilgisayar Destekli Tam Yöntemleri

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

olarak kullanılan kenar tabanlı aktif kontur metodu [12] uygulanmıştır. Bu yöntemde amaç kapalı bir eğrinin ilk maske olarak kullanılması ve enerji fonksiyonu olarak tanımlanan Lipschitz fonksiyonunun her bir iterasyonda minimize edilmesidir. Çalışmada kullanılan maske yapısı, her bir kesitte böbrek bölgesini kapsayan sınırlayıcı kutu olarak belirlenmiştir. Aktif kontur yönteminde iterasyon sayısı 100 olarak seçilerek doldurma işlemi gerçekleştirilmiştir. Doldurma işlemi sonunda elde edilen böbrek yapıları ile radyologlar tarafından manüel olarak bölütlenmiş böbrek görüntüsü Şekil 4'te verildiği gibidir. Burada sol tarafta verilen BT görüntüsü radyologlar tarafından gerçekleştirilen bölütleme sonucu iken sağ tarafta yer alan sonuç CAD sisteminin çıktısıdır.



Şekil 4: Radyolog ve CAD sisteminin bölütleme çıktıları.

4. Sonuçlar

Bölütleme işlemi sonucunda elde edilen sonuçlar ile radyologlar tarafından manüel olarak elde edilen bölütleme sonuçları karşılaştırıldığında hacimsel olarak elde edilen sonuçların birbirlerine oldukça yakın olduğu görülmektedir. CAD sisteminde hacim değerlerinin yüksek çıkmasında en büyük faktör, etkin madde nedeni ile böbrek yapısı ile bağlantısı bulunan damar yollarının bulunmasıdır. Tablo 1 ve Tablo 2'de yedi farklı BT görüntüsü için sol ve sağ böbrek başarı sonuçları verilmiştir. Tabloların ikinci sütununda radyologlar tarafından hesaplanan hacim sonuçları mililitre (ml) cinsinden verilirken 3. sütun CAD tarafından hesaplanan hacim değerlerini göstermektedir. 4. sütunda sistemin duyarlılık sonuçları verilirken 5. ve 6. sütunlarda sırasıyla hacim hata oranları ile uzunluk hata oran sonuçları verilmiştir. Sol böbrek için ortalama başarı oranları duyarlılık için %93,26 olarak hesaplanırken hacim hata oranı %8 olarak bulunmuştur. Uzunluk hata oranı ise %5 değerinde hesaplanmıştır. Sağ böbrek için ise ortalama duyarlılık %94,06 iken hacim hata oranı %7 seviyesinde bulunmuştur. Uzunluk hata oranı %3'lerde hesaplanmıştır.

Tablo 1: Sol böbrek için başarımlar sonuçları

	Vrad (ml)	Vcad (ml)	Duyarlılık (%)	VER (%)	HER (%)
BT 1	98,23	120,29	97,56	22	0
BT 2	209,47	222,52	94,49	6	6
BT 3	180,86	176,55	94,45	2	6
BT 4	279,24	251,78	86,64	10	8
BT 5	201,14	203,20	95,59	1	3
BT 6	189,60	198,25	97,66	5	4
BT 7	149,70	139,23	86,41	7	9

Tablo 2: Sağ böbrek için başarımlar sonuçları

	Vrad (ml)	Vcad (ml)	Duyarlılık (%)	VER (%)	HER (%)
BT 1	149,41	183,10	99,67	23	3
BT 2	193,22	211,40	97,41	9	3
BT 3	152,88	147,77	92,06	3	3
BT 4	266,02	259,95	93,80	2	5
BT 5	135,09	143,47	91,43	6	0
BT 6	169,40	161,03	91,08	5	5
BT 7	173,06	168,18	92,96	3	5

5. Kaynakça

- [1] Nishijima D.K, Simel D.L., Wisner D.H., Holmes J.F., "Does this adult patient have a blunt intra-abdominal injury?", *JAMA* 307(14):1517-1527, 2012.
- [2] Erdt M., Steger S., Sakas G., "Regmentation: A New View of Image Segmentation and Registration", *Journal Radiat Oncol Inform* 4(1):1-23, 2012.
- [3] Campadelli P., Casiraghi E., Pratisoli S., "Automatic Abdominal Organ Segmentation from CT images", *J. Sound and Vibration*, pp 1-14,2009.
- [4] Kaneko T, Gu L, Fujimoto H., "Recognition of abdominal organs using 3D mathematical morphology", *Syst Comput Jpn* 33(8):75-83,2002.
- [5] Linguraru M.G, Summers R.M., "Multi-Organ Automatic Segmentation in 4D Contrast-Enhanced Abdominal CT", *Biom Mag: From Nano to Macro 2008 IEEE International Symposium*, pp 45-48, 2008.
- [6] Park H., Bland P. H., Meyer C. R., "Construction of an Abdominal Probabilistic Atlas and its Application in Segmentation," *IEEE Trans. on. Med. Imag.*, vol. 22, no. 4, pp.483-492, 2003.
- [7] Li J., He B., Jiang H., Yang B., Zhang L., Tong Q., Dong A., "A Web Abdominal Anatomical Structure Database System", *Proceedings of ICMIPe*, pp.19-23, 2013.
- [8] Campadelli P., Casiraghi E., Pratisoli S., "A segmentation framework for abdominal organs from CT scans", *Artificial Intelligence in Medicine*, vol. 50, pp. 3-11,2011
- [9] Campadelli P., Casiraghi E., Pratisoli S., "Fully Automatic Segmentation of Abdominal Organs from CT Images using Fast Marching Methods", *21st IEEE Int. Symposium on Computer-Based Med. Systems*, pp.554-559,2008.
- [10] Dandin Ö., Teomete U., Osman O., Tulum G, Ergin T., "Automated Segmentation of the Injured Spleen", *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, basım aşamasında.
- [11] Yuen H.K., Princen J., Illingworth J., Kittler J., "Comparative study of Hough transform methods for circle finding", *Image and Vision Computing*. Volume 8, Number 1, pp. 71-77, 1990.
- [12] Caselles V., Kimmel R., Sapiro G., "Geodesic active contours", *International Journal of Computer Vision*, Volume 22, Issue 1, pp. 61-79, 1997.