



ABDOMİNAL TRAVMALI HASTALARDA YARALANMIŞ DALAĞIN OTOMATİK
BÖLÜTLENMESİ

AUTOMATED SEGMENTATION OF THE INJURED SPLEEN

¹Özgür Dandin, ²Uygar Teomete, ³Onur Osman, ⁴Gökalp Tulum, ⁵Tuncer Ergin, ⁶Zafer Sabuncuoglu

¹Genel Cerrahi Servisi
Bursa Asker Hastanesi
dandinozgur@gmail.com

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

³Elektrik Elektronik Mühendisliği
İstanbul Arel Üniversitesi
onurosman@arel.edu.tr

⁴Elektrik Elektronik Mühendisliği
T.C. Yeni Yüzyıl Üniversitesi
gokalptulum@yeniyuzyl.edu.tr

⁴Radyoloji Bölümü
GATA Ankara
tuncerergin@yahoo.com

⁶Genel Cerrahi Servisi
Süleyman Demirel Üniversitesi, Tıp Fakültesi
drmehmetzafer@yahoo.com

Özetçe

Bu çalışmada abdominal travmalı hastalarda morfolojik özelliklerinden faydalanarak yaralanmış dalaklar için bir bölütleme yöntemi geliştirmektedir. Bilgisayarlı tomografide normal dalağın ortalama bir atenuasyonu vardır ve bu örnekler arasında önemli bir değişiklik göstermez. Bununla birlikte solid organ yaralanmalarında BT'de dalağın şekli ve atenuasyonunda yaralanmanın zamanı ve şiddetine bağlı olarak değişiklikler olmaktadır. Travmalı hastalarda yaralanmanın şiddeti ve büyüklüğünün zamanında değerlendirilmesi hayati önem taşımaktadır. Organ lokasyonu, şekil özelliklerinin ekstraksiyonu takiben dalağın vertebranın soluna olan pozisyonu baz alınarak modellendi. Birinci olarak dalağın maskesi oluşturduk. Daha sonra bu maske dalağı bölütlemek için kullandık. Üçüncü ve son adımda yırtık ya da hematoma gibi patolojilerin varlığında dalak kenarları önceki kesitlerdeki maskelerin geometrik transformasyonu yardımıyla kestirildi. Travmalı dalakların otomatik bölütlenmesinin radyoloğun çizimleriyle yüksek oranda uyumlu olduğu istatistiksel olarak tespit edilmiştir. VO=86±5%, DC=92.5±3.11%, hassasiyet / duyarlılık=89.05±5.29% / 96.42±2.55, VER= 8±5% ASD/RMSE=09±0.62mm / 1.91±1.45mm olarak hesaplanmıştır.

Anahtar kelimeler: Travma, dalak, otomatik bölütlenme

Abstract

Our aim is to develop a novel automated method for segmentation of the injured spleen using morphological

properties following abdominal trauma. Average attenuation of a normal spleen in computed tomography (CT) does not vary significantly between subjects. However; in the case of solid organ injury, the shape and attenuation of the spleen on CT may vary depending on the time and severity of the injury. Timely assessment of the severity and extent of the injury is of vital importance in the setting of trauma. Probabilistic atlases of the spleens were created using manually segmented data from ten CT scans. The organ location was modeled based on the position of the spleen with respect to the left spine followed by the extraction of shape features. We performed the spleen segmentation in three steps. First we created a mask of the spleen, then we used this mask to segment the spleen. The third and final step was the estimation of the spleen edges in the presence of an injury such as laceration or hematoma. The traumatized spleens were segmented with a high degree of agreement with the radiologist drawn contours. The spleen quantification led to 86±5% volume overlap, 92.5±3.11% Dice similarity index, 89.05±5.29%/96.42±2.55 Precision/Sensitivity, 8±5% volume estimation error rate (VER), 1.09±0.62mm/1.91±1.45mm average surface distance (ASD)/ root-mean-squared error (RMSE).

Key words: Trauma, spleen, automated segmentation

1. Giriş

Batın yaralanması nedeniyle acil servise (AS) gelen hastaların yaklaşık %13'ünde batın içi yaralanması görülmektedir [1]. Dalak, travma nedeniyle oluşan yaralanmalarda en çok hasar alan organların başında

Bilgisayar Destekli Tanı Yöntemleri

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

gelmektedir. Trafik kazası ve ateşli aletle yaralanmalarda hayati fonksiyonlar ve hemodinamik açıdan stabil olan hastalara referans görüntüleme yöntemi olan total vücut bilgisayarlı tomografi (BT) çekimi uygulanır [2]. AS uygulamalarında BT sonuçlarının incelenmesi ve tanı koyulması süreci son derece önemli olup yaşam oranını artırmaktadır.

Bilgisayar destekli teşhis yapay zeka ve sayısal görüntü işleme yöntemlerinin birleştirilmesiyle oluşan yeni bir disiplinler arası radyolojik görüntüleme teknolojisidir [3]. Medikal görüntülerde bölütleme dört temel alana bölünmektedir: voksel tabanlı bölütleme [4,5], bölge tabanlı bölütleme [6], lokal önsel bilgiye dayalı şekilsel yöntemler [7,8] ve global önsel bilgiye dayalı şekilsel yöntemler [9-11].

Normal dalaklarda yoğunluk değişimi hastadan hastaya çok değişiklik yapmamaktadır. Travma durumunda, yaralanmaya, BT çekim zamanına ve kontrast madde miktarına bağlı olarak organlarda yoğunluk değişimi görülmektedir. Bu çalışmada aksiyel BT görüntüleri kullanılarak yaralanmış dalakların bölütlenmesine ilişkin [12] çalışmasında geliştirilen yöntem sunulmuştur.

2. Materyal ve Metod

2.1. Çalışma popülasyonu:

Çalışma için Miami Üniversitesi etik kurulundan onay alınmıştır. 2009 Ocak- 2014 Temmuz tarihleri arasında abdominal travma nedeniyle toraks ve abdominal multi dedektör bilgisayarlı tomografi tetkiki yapılan hastalar Ryder Travma Merkezi, Jackson Memorial Hastanesi (Seviye 1 travma merkezi)'nin kayıtlarından taranmıştır.

2.2. BT Tekniği:

Bütün BT'ler standart protokole göre Siemens Somatom Sensation or Definition 64 (Siemens Medical Solutions USA Inc., Malvern, PA, USA) ile çekilmiştir. Çekim esnasında bütün hastalar hemodinamik olarak stabil idi. 100 mL of intravenöz contrast madde (iohexol, [Omnipaque, 350 mgI/mL]; Amersham Health Inc., Princeton, NJ, USA) 18 or 20 gauge kanül ile 4.0mL/sec hızında antekübital vene bir power enjektör (CT9000; Liebel-Flarsheim, Cincinnati, OH) vasıtası ile verilmektedir. Rutinde, görüntüler arteryel ve portal venöz fazda sırasıyla 20 ve 65 sn gecikme ile çekilerek elde edilmektedir. Çekim parametreleri: tüp voltajı 120kV, dedektör genişliği 0.6mm, slays kalınlığı 1.5 ve 3mm. Biz bölütleme için kesit kalınlığı 3 mm olan görüntülerden faydalandık. BT'de dalak yaralanmasının derecesini göstermek için American Association for the Surgery of Trauma'nın 1994'te revize ettiği organ hasar skalasını kullandık.

2.3. Görüntülerin Değerlendirilmesi:

BT'ler lokal hard diske DICOM formatında kaydedildi. On yıldan fazla iş tecrübesi olan hastanın prognozu, klinik ve cerrahi bulgularından habersiz olan iki bağımsız radyolog (T.E, U.T) tarafından her bir BT incelenmiştir. Bir araştırmacı (Ö.D) tarafından hastanın

demografik verileri (yaş, cinsiyet, travmanın mekanizması, yaralanma yeri ve derecesi, VKİ) verileri taranmıştır.

Radyologlar sadece hastanın ilk başvuru anındaki hikayesini bilmektedir. Toplanan datalar bir çalışma dosyasına kaydedilmektedir. Tüm BT dataları 84-164 kesit aralığında portal venöz fazları içermektedir. Dalak bütün ya da yaralı olsun olmasın yaklaşık dalak kontur ve lokasyonları manuel olarak radyolog tarafından çizilmiştir.

Bütün konturlar arteryel faz ve eğer mevcut ise geç fazlar ile karşılaştırdıktan sonar portal fazdan elde edilmiştir. Dalak kenarları belirlenir ve dalak volümü manuel olarak radyolog tarafından ve bizim metodumuzla ayrı ayrı hesaplandı. Parçalanmış dalaklarda volümler ayrı ayrı hesaplandı.

2.4. Demografik bulgular ve yaralanmış dalağın özellikleri:

Travmalı dalak tespit edilen 10 adet BT görüntüsü kullanarak metodumuz oluşturduktan sonar yaralanmış dalak tespit edilen 20 ayrı hastanın BT görüntüleri test için kullanıldı. Hastaların 16' sı erkek idi. Ortalama (+iqr) yaş ve VKİ sırasıyla 35.3±28.75, 25.8±3.83 idi. Ayrıca ort. (+SD) hematokrit değeri 29.91%±3.54 idi. Ayrıca organ yaralanma dereceleri: Derece I=3, II=8, III=5, IV=2 ve V=2 idi. Yaralanma mekanizmaları ise ateşli silah yaralanması =2, araç içi trafik kazası=12 ve araç dışı trafik kazası=6 idi. Yirmi hastada toplanda 56 travmatik dalak patolojisi mevcut idi (laserasyon=20, intraparakimal hematoma=1, sıvı=17, aktif ekstrasvazyon=8, kontüzyon=8 ve pseudoanevrizma=2).

2.5. Bölütleme Yöntemi

Bu çalışmada dalağın morfolojik özelliklerine dayalı bölütleme yöntemi geliştirilmiştir. Şekil 1'de gösterildiği gibi bu yöntemin ilk adımında dalak maskesi bulunmakta, ikinci adımda dalak bölütlenmekte son adımda da dalak morfolojisini bozan laserasyon, kontüzyon, hematoma veya aktif kanama olması durumunda dalak sınırı kestirilmektedir.



Bilgisayar Destekli Tam Yöntemleri

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

Şekil 1: Geliştirilen yöntemin aşamaları

2.6. Dalak maskesinin belirlenmesi:

Öncelikle BT görüntülerinde sol vertebra pencerenin ardından üç kanal oluşturacak şekilde sigmoid-Gaussian yoğunluk transformasyonu uygulanır. Bu şekilde 0-280 HU arasında 115, 140 ve 165HU ortalamalı 13, 22 ve 22 standart sapmalı üç ayrı yoğunluk transformasyonu oluşturularak pencerenmiş BT görüntülerine uygulanır. Ardından her bir kanal görüntüsüne 3-boyutlu 5x5x5'lik medyan filtresi uygulanarak küçük objeler yok edilir. Birbirlerine birleşen parçaları ayırtmak için açma ve kapama morfolojik işlevleri uygulanarak bağlantılı bileşen analizi uygulanır. Bu aşamada çok küçük ve çok büyük bileşenler göz ardı edilir. Tüm bileşenler radyologların önceden belirlediği dalak kesitlerinin birleşim ve kesişim görüntüleriyle karşılaştırılarak en yüksek benzerliğe sahip bileşen dalak maskesi olarak seçilir. Şekil 2'de çeşitli bileşenler ve en yüksek benzerliğe sahip bileşenler gösterilmektedir.

2.7. Dalak Maskesi Kullanılarak Dalağın Bölütlenmesi:

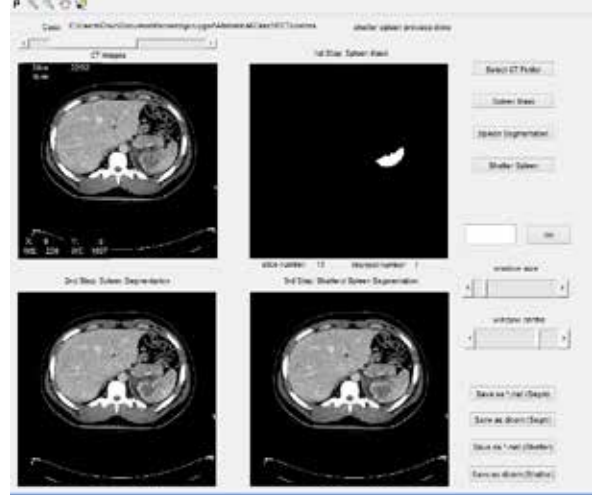
Dalak maskesi belirlendikten sonra tüm pencerenmiş BT görüntüsü bu maske içindeki yoğunluk değerlerinin ortalama ve standart sapma değerlerine göre yeniden oluşturulan sigmoid-Gaussian yoğunluk transformasyonundan geçirilerek 3-boyutlu medyan filtresi uygulanır. Maske alt ve üst kesitlerde biraz büyütülerek kullanılır. İlgili kesitlerde sadece maske içinde kalan bölgede eşikleme yapılarak dalak bölütlemesi yapılmış olur, bölütlenen bu bölge bir sonraki kesit için yeni dalak maskesi olarak kullanılır. Şekil 3'de bölütleme sonuçları görülmektedir.

2.8. Lezyonların olması durumunda dalak sınırlarının kestirimi:

Kontüzyon, laserasyon, intraparakimial hematom ve bunların kombinasyonları parçalanmış dalaklarda gözlemlenir. Bazen bu bölgeler çok büyük olabilir ve dalağın belirli kesitlerinde dalak sınırının belirlenememesine neden olur. Bu gibi durumlarda önceki maske geometrik transformasyonla yüksek seviyede lezyon bulunan kesite benzetilir. Bu iki görüntü birbirinden çıkarılarak lezyonlar belirlenmeye çalışılır. Bu sayede dalak hem yüksek yoğunluklu bölgelerin hem de düşük yoğunluklu lezyonların belirlenmesiyle tam olarak bölütlenmiş olur.

Şekil 2'de görüldüğü gibi sol üstteki pencerede BT görüntüleri pencere genişliği (WS) ve pencere merkezine (WC) değerlerine göre gösterilmektedir. Dalak maskesi sağ üstteki pencerede bulunmuştur. Bu pencerenin hemen altında maskenin kaçınıcı kesitten ve kaçınıcı kanaldan bulunduğu bilgisi verilmektedir. Bu vaka için dalak maskesi 13'üncü kesitten ve 1'inci kanaldan bulunmuştur. Sol alttaki pencerede dalak maskesi üst ve alttaki kesitlerde kullanılarak gerçekleştirilen bölütleme işleminin sonucu gösterilmektedir. Burada lezyonlardan dolayı oluşan düşük yoğunluklu kısımların seçilemediği görülmektedir. Sağ alttaki pencerede ise önceki kesitlerin

geometrik transformasyonu ile düşük yoğunluklu bölgeler de bölütlenen kısma dahil edilebilmiştir.



Şekil 2: Geliştirilen bilgisayar destekli dalak bölütleme programı

2.9. Performans Ölçütleri

Travmatik dalak bölütlemesine ilişkin performans ölçütlerinin hesaplanması için radyologlar tüm vakalara ait görüntüler üzerinde dalak sınırlarını manuel olarak çizmişlerdir. Ardından bu çizimler 3-boyutlu ikili matrislere dönüştürülmüştür. Geliştirilen yöntemle elde edilen dalak hacimleri V_{CAD} , radyologların çizimlerinden elde edilen dalak hacimleri ise V_{manual} olarak adlandırılmıştır. Hesaplanan performans kriterleri VO (hacim kesişimi- volume overlap), DC (Dice katsayısı- Dice coefficient), duyarlık, hassasiyet, hacim kestirim hatası (VER), ortalama yüzey uzaklığı (ASD) ve bu değerler RMSE'si olarak belirlenmiş ve aşağıda denklemleri verilmiştir.

$$VO = 100 \frac{V_{manual} \cap V_{CAD}}{V_{manual} + V_{CAD} - (V_{manual} \cap V_{CAD})}$$

$$DC = 100 \frac{2(V_{manual} \cap V_{CAD})}{V_{manual} + V_{CAD}}$$

$$Hassasiyet = 100 \frac{V_{manual} \cap V_{CAD}}{V_{manual}}$$

$$Duyarlık = 100 \frac{V_{manual} \cap V_{CAD}}{V_{CAD}}$$

$$VER = 100 \frac{|V_{manual} - V_{CAD}|}{V_{manual}}$$

3. Yöntemin Performansı

Tablo 1'de geliştirilen yönteme ilişkin sonuçlar literatür ile karşılaştırılmıştır. VO 86±5%, DC 92.5±3.11%,

Bilgisayar Destekli Tam Yöntemleri

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

hassasiyet 89.05 ± 5.29 , duyarlık 96.42 ± 2.55 , VER $8,00 \pm 5$, ASD 1.09 ± 0.62 , RMSE 1.91 ± 1.45 olarak elde edilmiştir. Hesaplanan performans ölçütleriyle geliştirilen

[3] Bland J.M, Altman D.G., “Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement”, Lancet 1:307–310, 1986.

Tablo I: Geliştirilen yöntemin literatürdeki yöntemlerle karşılaştırılması [12]

	VO (%)	DC (%)	Hassasiyet (%)	Duyarlık (%)	VER (%)	ASD (mm)	RMSE (mm)	Açıklama
Geliştirilen Yöntem	$86,00 \pm 5$	$92,50 \pm 3,11$	$89,05 \pm 5,29$	$96,42 \pm 2,55$	$8,00 \pm 5$	$1,09 \pm 0,62$	$1,91 \pm 1,45$	Travmalı dalak
Linguraru et al. [9]	$91,00 \pm 2,6$	$95,20 \pm 1,4$	---	---	$3,30 \pm 2,7$	$0,7 \pm 0,1$	$1,10 \pm 0,3$	Normal dalak
Wolz et al. [10]	---	$92,00 \pm 9,2$	$89,40 \pm 13,5$	$96,30 \pm 3,5$	---	$2,27 \pm 3,03$	---	Normal dalak
Li et al. [11]	$93,50 \pm 2,5$	---	---	---	---	$1,10 \pm 0,4$	---	Normal dalak
Linguraru et al. [8]	---	$90,70 \pm 1,4$	---	---	$8,20 \pm 5$	$1,20 \pm 0,5$	$2,20 \pm 1$	Normal dalak
Linguraru et al. [7]	---	$91,80 \pm 1,5$	---	---	$6,50 \pm 5,3$	$0,95 \pm 0,45$	$2,00 \pm 0,75$	Normal dalak
Campadelli et al. [5]	$93,68 \pm 3,9$	$94,17 \pm 3,6$	---	$94,97 \pm 2,5$	---	---	---	Normal dalak

yöntemin kullanılan vakaların travma nedeniyle oluşan patolojilerden dolayı heterojen bir yoğunluğa sahip olması ve dalak konturunun bazı bölgelerde belirli olmamasına rağmen diğer yöntemlerle karşılaştırılabilir olduğu görülmüştür.

4. Sonuç ve Tartışma

Bu çalışmada laserasyon, kontüzyon, hematom gibi lezyonları bulunan yaralanmış dalakların bölütlemesi gerçekleştirilmiştir. Solid organ hasarının olması durumunda BT görüntülerinde dalağın şekil ve yoğunluğu yaralanmanın zamanı ve şiddetine göre değişkenlik gösterir. Bu da literatürdeki diğer yöntemlerin uygulanamamasına neden olmaktadır. Travmatize dalağın olmadığı diğer kapsamlı dalak bölütlemesi çalışmaları ile karşılaştırıldığında geliştirdiğimiz bilgisayar destekli bölütleme metodunun doğruluğunun üst düzeyde olduğu görülmekte ve bu metotla travmatize dalaklar morfolojik değişiklikler olmasına rağmen başarıyla bölütlenmektedir. Dalağın otomatik bölütlenmesi travmalı hastaların bilgisayar destekli tanısının konulmasında önemli bir temel basamağı teşkil etmektedir. Bunun dışında geliştirdiğimiz yöntem diğer travmatize solid organların otomatik bölütlenmesinde iskelet yapısını teşkil etmektedir.

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] Poletti P.A, Wintermark M, Schnyder P, Becker C.D., “Traumatic injuries: role of imaging in the management of the polytrauma victim (conservative expectation)”, Eur Radiol 12:969–978, 2002.

- [4] Li J, He B, Jiang H, Yang B, Zhang L, Tong O, Dong A., “A Web Abdominal Anatomical Structure Database System”, Proceedings of ICMIPe, pp 19-23, 2013.
- [5] Campadelli P, Casiraghi E, Pratisoli S., “Automatic Abdominal Organ Segmentation from CT images”, J. Sound and Vibration, pp 1-14, 2009.
- [6] Ruskó L, Bekes G, Németh G, Fidirich M. “Fully automatic liver segmentation for contrast-enhanced CT images”, Proc MICCAI Workshop 3-D Segment Clinic, Grand Challenge, pp 143–150, 2007.
- [7] Linguraru M.G, Pura J.A, Pamulapati V, Summers R.M. “Statistical 4D graphs for multi-organ abdominal segmentation from multiphase CT”, Medical Image Analysis 16:904–914, 2012.
- [8] Linguraru M.G, Summers R.M., “Multi-Organ Automatic Segmentation in 4D Contrast-Enhanced Abdominal CT”, Biom Imag: From Nano to Macro 2008 IEEE International Symposium, pp 45-48, 2008.
- [9] Linguraru M.G, Sandberg J.K, Li Z.X, Shah F, Summers R.M. “Automated segmentation and quantification of liver and spleen from CT images using normalized probabilistic atlases and enhancement estimation”, Med Phys 37(2):771–783, 2010.
- [10] Wolz R, Chu C, Misawa K, Fujiwara M, Mori K, Rueckert D., “Automated Abdominal Multi-Organ Segmentation With Subject-Specific Atlas Generation”, IEEE Trans on Med Imag 32(9):1723-1730, 2013.
- [11] Li C, Wang X, Li J, Eberl S, Fulham M, Yin Y, Feng D.D. “Joint Probabilistic Model of Shape and Intensity for Multiple Abdominal Organ Segmentation From Volumetric CT Images”, IEEE Journal of Biomed and Health Inf 17(1): 92-102, 2013.
- [12] Dandin Ö., Teomete U., Osman O, Tulum G, Ergin T., “Automated Segmentation of the Injured Spleen”,