

Nakil Öncesi Verici Değerlendirmeleri için Otomatik Karaciğer Bölütleme Yordamı

M. Alper SELVER^a, Aykut KOCAOĞLU^a, Hatice DOĞAN^a, Güleser K. DEMİR^a,
Oğuz DİCLE^b, Cüneyt GÜZELİŞ^a

^aElektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, Dokuz Eylül Üniversitesi, İzmir

^bRadyodiagnostik AD, Dokuz Eylül Üniversitesi, İzmir

An Automatic Segmentation Algorithm for Pre-Evaluation of Liver Transplantation Donors

Abstract

In order to make liver transplant preparations and plans prior to operation, it is very important to calculate the liver volume and determine the vessel structure of donor from digital abdominal Computed Tomography. A successful segmentation of the liver is what needs to be done for that purpose. This process should be done automatically since the manual segmentation of the liver is very time consuming, tedious and experience dependent. However, an automatic segmentation algorithm must overcome several challenges including the gray level similarities of adjacent organs, injection of contrast media and partial volume effect problems. In this paper, we propose an algorithm that can handle these problems by using a Multilayer perceptron network and an iterative approach. Starting with the segmentation of a reference image, the developed algorithm includes pre-processing, classification and post-processing stages. The proposed method is applied to 20 donor datasets and its performance shows that it is useful for clinical application.

Key Words

Segmentation, Liver, Computerized Tomography, Multi Layer Perceptron Network

Özet

Karaciğer nakli öncesinde vericinin karaciğer hacminin hesaplanması ve karaciğer damar yapısının belirlenmesi operasyon planlaması açısından önemlidir. Bu amaçla, dijital Bilgisayarlı Tomografi görüntülerini kullanarak 3 boyutlu böbrek bölütlemesi yapılmalıdır. Bu işlem otomatik olarak gerçekleştirilmelidir, çünkü yüksek kesit sayısı sebebiyle karaciğerin doktor tarafından elcil olarak bölütlenmesi çok zor, zaman alıcı ve kullanıcının tecrübesine bağlı bir işlemdir. Ancak otomatik bir bölütleme yordamının bitişik organların benzer gri seviye değerlerine sahip olması, kontrast madde enjeksiyonu ve kısmi hacim etkilerinden kaynaklanan pek çok zorluğu aşması gerekmektedir. Bu çalışmada, çok katmanlı yapay sinir ağları kullanılarak bu sorunlarla baş edebilen otomatik ve uyarlamalı bir karaciğer bölütleme yöntemi geliştirilmiştir. Yöntem, ön-işleme, sınıflama ve son işleme olmak üzere üç adımdan oluşmaktadır. 20 görüntü serisine uygulanan yöntemin başarımlı alan hata oranı ile değerlendirilmiştir ve başarımın klinik kullanım için uygun olduğu gözlemlenmiştir.

Anahtar Kelimeler

Bölütleme, Karaciğer, Bilgisayarlı Tomografi, Çok Katmanlı Ağ

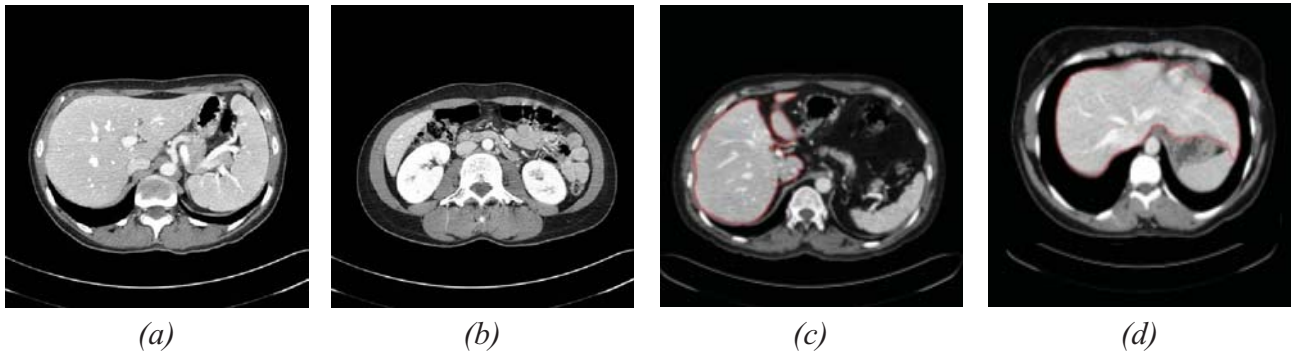
1. Giriş

Karaciğer nakli öncesinde vericinin karaciğer hacminin hesaplanması ve karaciğer damar yapısının belirlenmesi operasyon planlaması açısından önemlidir. Karaciğerin anatomik yapısı, opak madde verilerek gerçekleştirilen Bilgisayarlı Tomografi (BT) ile etkin bir biçimde belirlenebilmektedir. Son yıllarda, görüntü alma teknolojisindeki hızlı gelişim sonucu, BT görüntüleri film yerine sayısal bilgi halinde saklanıp incelenebilmektedir. Sayısal görüntü gösterimi ve işlenmesi alanındaki gelişmelerin yardımı ile de bu görüntülerin incelenmesinde yeni tekniklerin kullanılması da mümkün olmaktadır. Ayrıca bu sayısal çoklu veri dilimleri, çeşitli görüntüleme teknikleri kullanılarak 3 Boyutlu (3B) görüntülerin oluşturulmasında, tanı, ameliyat benzetimi ve ışın tedavisi planlama gibi pek çok alanda da kullanılabilir. Benzer şekilde karaciğer hacmi ve damar yapısı da bu şekilde incelenebilir. Bu inceleme öncesinde karaciğere ait piksellerin sayısal veri içerisinde belirlenmesi ve diğer verilerden ayrılması (bölütleme) gereklidir.

Veri dilimlerinden karaciğerin elcil yöntemler ile bölütlenmesi yorucu, zaman alıcı ve tecrübe gerektiren bir işlem olduğundan, otomatik bölütleme yordamlarına ihtiyaç duyulmaktadır. Ancak aşağıda belirtilen nedenlerden dolayı karaciğerin otomatik olarak bölütlenmesi çok zordur. Şekil 1’de görüldüğü gibi her kesitte karaciğerin büyüklüğü, şekli ve karaciğeri çevreleyen organlar değişmektedir. Ayrıca çekim sırasında damarlara verilen opak maddenin farklı organların farklı derecelerde parlaklaşmasına sebep olması, karaciğere komşu organların gri seviye değerlerinin karaciğere çok yakın olabilmesi ve karaciğerin farklı kişilerde çok farklı şekillere sahip olabilmesi gibi nedenler bölütlemeyi zorlaştıran nedenlerdendir. Bu karmaşık anatomik sistem karaciğerin üç boyutlu görüntülenmesi öncesinde karmaşık ve uyarlamalı bir bölütleme yordamı kullanılmasını zorunlu kılar.

Yazında karaciğer bölütlenmesi amacıyla Bae ve diğerleri [1] morfolojik yöntemleri ve gri seviye eşikleme yöntemini kullanırken, Gao ve diğerleri [2] bu yöntemi parametrik bozunmalı dış hatlar (deformable contour) modeli ile birleştirmiştir. Yapay sinir ağları ise piksel sınıflama için Tsai [3] tarafından ve öznelite tabanlı bölütleme amacıyla Husain ve diğerleri [4] tarafından kullanılmıştır. Bu çalışmaların tamamı yarı otomatik olup, Seo ve diğerleri [5] ise öncelikle omurgayı belirlemiş, bulunan omurgayı referans olarak kullanıp, morfolojik yöntemleri kullanan bir karar mekanizmasıyla karaciğeri otomatik olarak bölütlemiştir. Yazında yer alan yarı otomatik yöntemlerden bazıları varolan karaciğer bölütleme sistemlerinde kullanılmıştır [6-8]. Ancak yapay sinir ağları varolan sistemlerde kullanılmamıştır. Bir başka deyişle yazında yapay sinir ağları kullanılarak gerçekleştirilen çalışmalar pratiğe, yani aktif olarak kullanılan yazılımlara dönüştürülmemiştir.

Yazında yer alan tüm çalışmalar ve yazılıma tümleştirilmiş tüm teknikler incelenerek eksik ve zayıf olan yönleri belirlenmiştir. Varolan çalışmaların tümünde BT serileri çok doruklu dağılım (multimodal) histogramına sahip yüksek çözünürlüklü görüntülerdir (Şekil-1.a, b). Bu histogramlarda karaciğer ve diğer dokular farklı tepeler oluşturur. Ancak cihaz özelliklerine ve diğer parametrelere bağlı olarak BT serileri iki doruklu dağılım (bimodal) histogramına da sahip olabilir. Bimodal histogramlarda karaciğer ve diğer dokular aynı tepede yer alır. Bu nedenle karaciğer dokuları tepelerin belirlenmesi ya da eşikleme yöntemleriyle ayırt edilemez. Karaciğerin yer aldığı Hounsfield değer aralığına göre gri seviye eşiklemesi de bazı çalışmalarda yer alan bir yöntemdir. Ancak farklı cihazlardan alınan ya da aynı cihazdan farklı parametrelerle alınan görüntülerde bu aralık değişebilmektedir ki bu da eşikleme yöntemini başarısız kılmaktadır. Yine bu çalışmaların tamamında karaciğer tek ya da iki parçalı olarak ele alınarak bölütlenmiştir. Ancak karaciğer kesit görüntülerinde üç parçalı olarak da bulunabilmektedir (Şekil-1.c). Varolan yöntemlerden bazıları karaciğeri kesit görüntüdeki en büyük organ (Şekil-1.a,c,d) olarak kabul etmektedir ancak pek çok kesit görüntüde karaciğer dalak, böbrek ve omurgadan küçük olabilmektedir (Şekil-1.b). Son olarak, vakaların yaklaşık yüzde 10 ila 15’inde görülen atipik karaciğerin (Şekil-1.d) bölütlenmesi ya hiç ele alınmamış, ya da elcil olarak bölütleme gerektiren bir özel durum olarak bırakılmıştır.



Şekil-1. Dört farklı abdominal BT serisi için birer örnek kesit (a) Yüksek kontrastlı, multimodal histograma sahip, (b) Böbreğin karaciğerden daha büyük olduğu (c) Düşük kontrastlı, bimodal histograma sahip, kesitte üç parçalı karaciğer (d) Atipik şekilli karaciğer, görüntü örnekleri

Çalışmanın geri kalanı şu şekilde düzenlenmiştir: 2. bölümde görüntü serilerinin elde edilmesi ile veri setinin oluşturulması açıklanmıştır. 3. bölümde, üç kademeli bölütleme algoritmasının adımları, ön-işleme, sınıflama ve son-işleme, anlatılmıştır. 4. bölümde başarımların alan hata oranı yöntemi ile değerlendirilmiştir ve sonuçlar 5. bölümde tartışılmıştır.

2. Gereç ve Yöntem

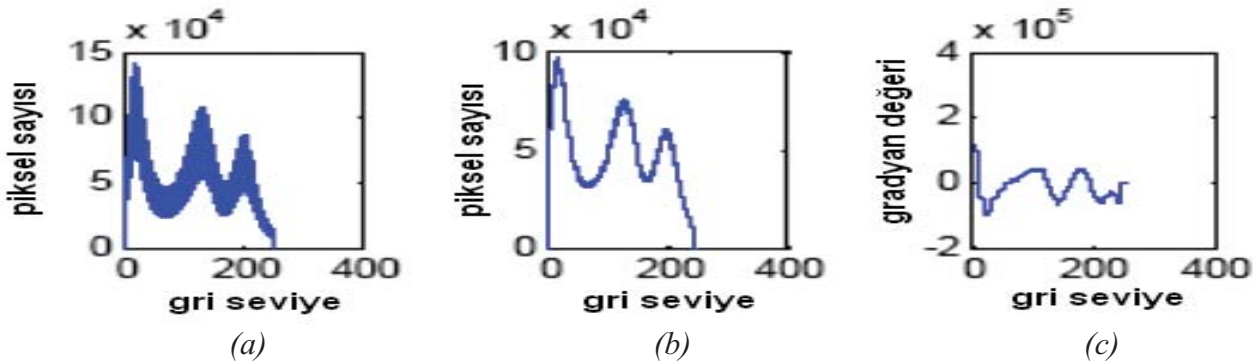
Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilim Dalı görüntü arşivleme sisteminden 20 vericiye ait görüntü serisi alınmıştır. Görüntü serileri, damardan opak madde verilmesini takiben portal fazda çekilmiş BT görüntüleridir ve 3,2 mm kesit kalınlığı ile çekilmişlerdir. Serilerdeki kesit sayıları 70 ile 115 arasındadır. Elde edilen görüntüler, DICOM formatında olup 12 bittir ancak bölütleme öncesinde uygun bir dönüşüm ile 8 bit görüntü haline dönüştürülmektedir. Bu dönüşüm sırasında doğrudan [0-4095] aralığından [0-255] aralığına bir dönüşüm kullanılmamış, bunun yerine dönüşüm, görüntü piksellerinin yoğun olarak bulunduğu alana sınırlandırılarak dinamik aralığı artıran bir gri seviye aralığı kullanılmıştır. Bu işlem için gerekli olan pencere merkezi ve pencere genişliği bilgileri DICOM meta üstbilgisinden elde edilmiştir. Elde edilen görüntülerde yer alan karaciğer görüntüler uzman bir radyolog tarafından elcil olarak bölütlenerek referans görüntü serileri oluşturulmuştur.

Karaciğer bölütlemesi için geliştirilen bölütleme yöntemi üç aşamadan oluşmaktadır: Ön-işleme, sınıflama ve son-işleme. Her aşamada gerçekleştirilen işlemler ve elde edilen sonuçlar aşağıda maddeler halinde açıklanmıştır:

Ön-işleme

Ön-işleme aşamasında anatomik bilgilerden yararlanılarak BT görüntülerinde karaciğere ait olmadığı kesin olan bölgelerin görüntüden ayıklanması amaçlanmaktadır. Bu sayede ikinci aşamada kullanılacak olan sınıflayıcının başarımının artırılması ve işlem zamanının kısaltılması hedeflenmektedir. Ön-işlemede öncelikle yağ dokusu, daha sonra kaburgalar ve omurlar belirlenerek ayıklanmaktadır. Belirlenen kaburgalar ve omurga aynı zamanda karaciğerin tamamen içinde bulunduğu bir ilgi alanı (Region of Interest - ROI) oluşturulmasını sağlamaktadır.

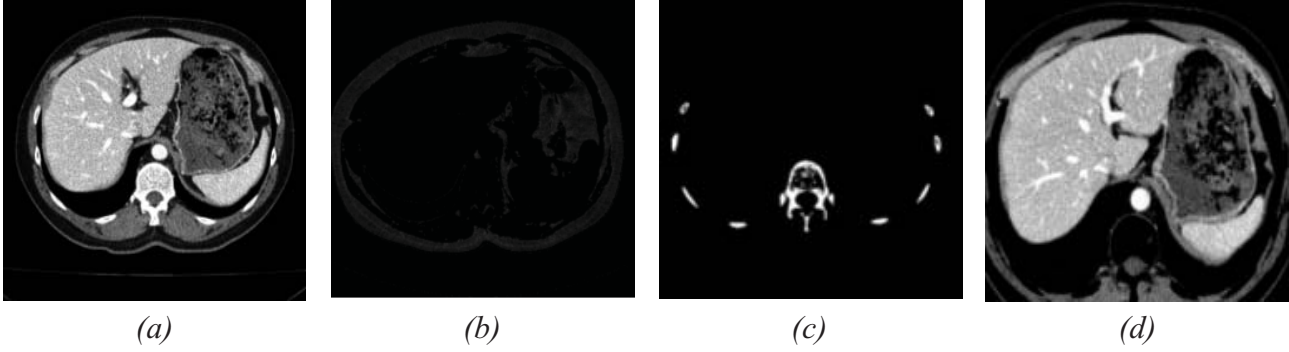
Yağ dokusunun belirlenmesi için, uyarlamalı (adaptif) bir eşikleme yöntemi uygulanmaktadır. Şekil-2.a da bir abdominal BT serisinin hacim histogramını göstermektedir. Histogramda görülen ilk tepe arka plan ve yağ dokusuna aittir. Bir bulanıklaştırıcı filtre ile histogram düzgünleştirildiğinde (Şekil-2.b), histogramın türevinin negatif değerden pozitif değere döndüğü ilk nokta, yağ dokusuna karşılık gelen ilk tepenin bittiği değeri verir (Şekil-2.c). Bu değer ile eşikleme yapıldığında asıl görüntüden yağ ve arka plan bilgileri (Şekil-3.b) atılmış olur. Yöntem bimodal histograma sahip hacim verilerinde de doğru şekilde çalışmaktadır.



Şekil-2. (a) Hacimsel histogram (b) Filtrelenmiş hacimsel histogram (c) Histogramın türevi

Kaburgalar ve omurganın belirlenmesi için Hounsfield değerlerinden faydalanılmaktadır. Hounsfield değerleri BT'de suyun X ışınını zayıflatma değeri sıfır kabul edilerek, elde edilen diğer değerler buna göre orantılanarak, 2000 kadar gri tondan oluşan basamaklı göstergedir. BT görüntülerinde kemikler, cihaz parametrelerine ya da diğer değişkenlerine bağlı olmaksızın aynı Hounsfield değer aralığında bulunur. 8 bit görüntülerde bu Hounsfield aralığı 255 gri seviyeye karşılık gelir. Bu bilgidan faydalanılarak 245 gri seviye eşik değerinin asıl görüntüye uygulanması ve yağ dokusuna olan mesafe bilgisi kullanılarak elde edilen görüntü Şekil-3.c'de verilmiştir.

Anatomik olarak karaciğerin hangi dokular tarafından çevrelendiği bellidir. Bu bilginin bir ROI oluşturmakta kullanılması ile sınıflandırılacak veri miktarının azaltılması algoritmanın başarımını artırmaktadır. ROI'yi oluşturmak için öncelikle karaciğerin sağdan kaburgalar ve aşağıdan omurga ile çevrilmiş olduğu bilgisi kullanılmaktadır. Bir önceki kısımda pozisyonları belirlenen kaburga ve omurgalar sağdan ve alttan ROI sınırlarını oluşturur. Yukarıdan ise arka plana karşılık gelen sıfır gri seviyesinden farklı ilk pikseli ROI'nin üst sınırını oluşturur. Vücudun sol yanında ise karaciğerin anatomisi değişkenlik gösterdiğinden, karaciğer verisi kaybetmemeyi kesinleştirmek için vücudun sol tarafından kaburgaların başladığı nokta ROI'nin sol sınırını oluşturmaktadır. Şekil 3.d belirlenen bir ROI'yi göstermektedir. Ön işleme sonucunda görüntünün boyutu ortalama %40 oranında azaltılmaktadır.



Şekil-3. (a)BT görüntü kesiti (b) Yağ ve arka plan (c) Kaburga ve omurga (d) ROI

Sınıflama ve Son-İşleme

Geliştirilen bölütleme sisteminin akış şeması Şekil 4'de gösterilmiştir. İlk olarak görüntü serisinden bir Referans Görüntü (RG) seçilir. RG serisindeki kesit sayısının üçte birine denk gelen kesit görüntü olarak seçilmektedir. Örneğin, 90 kesitlik bir seride 30. kesit RG'dir. RG seçiminde bu yöntemin tercih edilme sebebi, serinin üçte birlik kısmına karşılık gelen kesitlerde karaciğerin büyük ve tek parçalı olmasıdır. RG bölütlenmesi, ön-işlemeyi takiben K-ortalamlar yönteminin uygulanmasıyla gerçekleştirilmektedir. RG'de temel olarak 3 öbek bulunmaktadır: Arka plan, açık renkli ve koyu renkli dokular. Açık renkli organ grubundaki en büyük bağlı bileşen karaciğeri verir ve karaciğer RG'de bölütlenmiş olur (Şekil-4).

RG bölütlendikten sonra, ROI görüntüden üç tane öznitelik vektörü: Ortalama, standard sapma ve mesafe dönüşümü çıkartılmaktadır. Ortalama özniteliği homojen alanlar, standard sapma özniteliği kenarlar için belirleyicidir. Mesafe dönüşümü ise bölütlenmiş karaciğere yakın yerlerde sıfır, karaciğerden uzaklaştıkça 1 değerine yaklaşarak karaciğer pozisyonunun belirlenmesinde etkilidir. Örnek bir kesit için bu üç öznitelige karşılık gelen görüntüler Şekil-4'de verilmiştir.

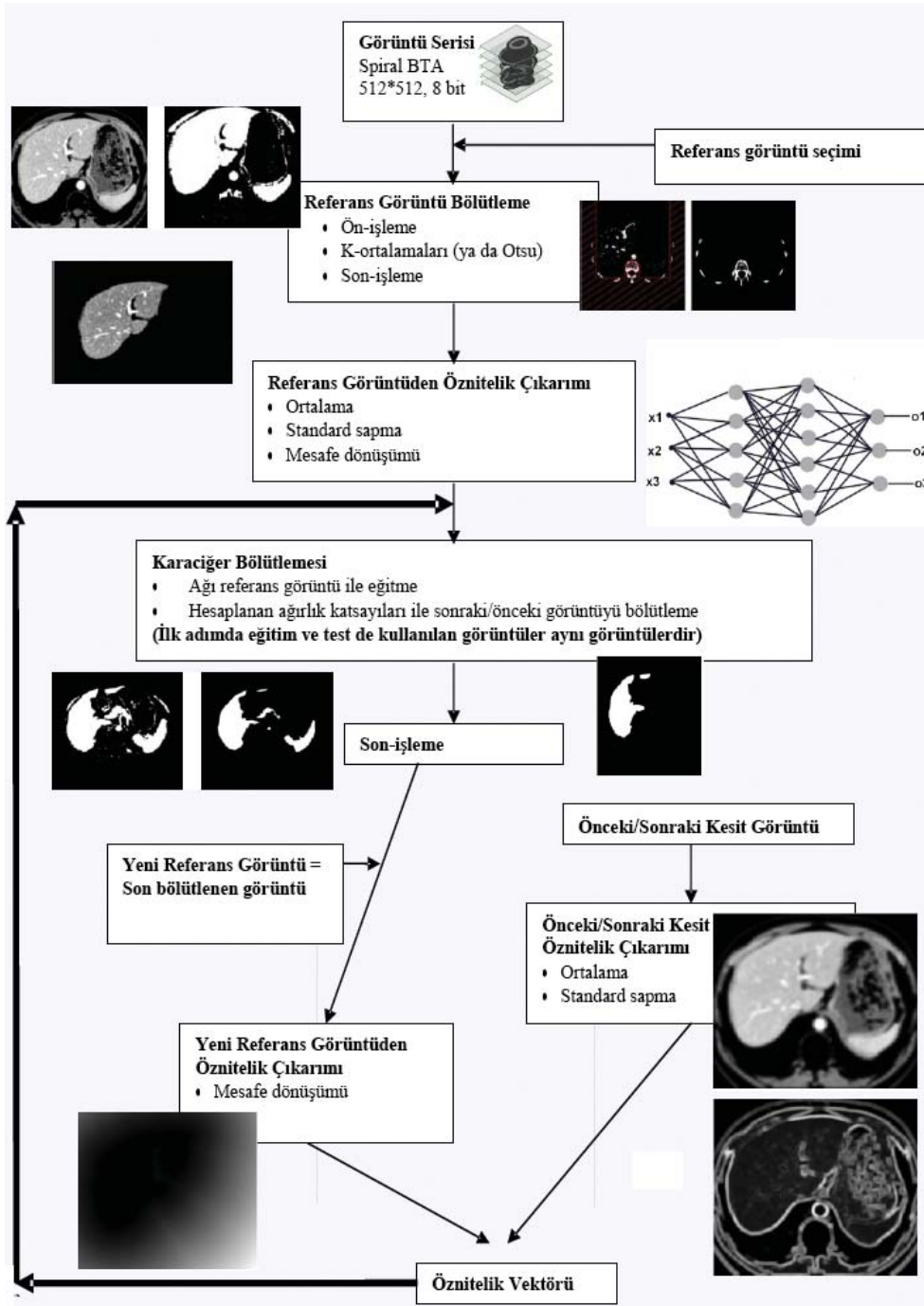
Elde edilen öznitelik vektörleri kullanılarak yapılan sınıflama, yazında sıkça tercih edilen Çok Katmanlı Yapay Sinir Ağı (ÇK-YSA) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. ÇK-YSA bir giriş katmanı, bir veya birden fazla ara katman ve bir çıkış katmanından oluşan ileri beslemeli bir YSA tipidir. Giriş katmanı giriş sinyallerini ara katmandaki nöronlara dağıtır. Ara katmandaki tüm girişlerle ağırlıklar çarpılarak toplanır. Daha sonra toplanan bu değer bir aktivasyon işlevinden geçirilerek o nöronun çıkış değeri hesaplanır. Çalışmamızda aktivasyon işlevi olarak 'tansig' seçilmiştir. Bu işlemler ara katmandaki bütün nöronlar için tekrarlanır. Çıkış katmanındaki nöronlar için de, ara katman nöronları için olan işlemler tekrarlanır ve ağ çıkış değerleri hesaplanır. Bir çok öğretim algoritması ÇK-YSA ağını eğitmede kullanılabilir. Bu çalışmada yine yaygın olarak kullanılan bir öğretim yöntemi olan geri yayılım yordamı tercih edilmiştir.

Öznitelik vektörleri, ÇK-YSA'nın üç girişini oluşturmaktadır. Ağın gizli katmanında 8 nöron olup, çıkış tek nöron (karaciğer ya da karaciğer değil) oluşmaktadır. Gizli ağdaki 8 nöron deneysel olarak, işlem zamanı ve başarımlar göz önüne alınarak belirlenmiştir.

İlk adımda RG'den çıkarılan öznitelik vektörleri yine RG'yi bölütlemek üzere eğitilir ve test edilir. Bir başka ifadeyle ağırlıkların ayarlanması amacıyla eğitimde giriş olarak RG'den çıkarılan öznitelik vektörleri, çıkış olarak da bölütlenen RG kullanılmaktadır. Eğitim işlemi %1 hataya ulaşılan kadar devam ettirilmekte ve yaklaşık olarak 500 iterasyonda tamamlanmaktadır.

İkinci adımda bir sonraki/önceki görüntüye geçilir ve bu görüntüyü bölütleme için bölütlenmiş RG'den faydalanılır. Sonraki/önceki görüntüden ortalama ve standard sapma, RG'den ise mesafe dönüşümü öznelikleri elde edilir. Bu vektörler ağa giriş olarak kullanılır ve sonraki/önceki görüntüde karaciğer bölütlenir. Kesitler arasında karaciğer bir anda büyük ölçüde değişmediğinden, bir önceki/sonraki kesit için hesaplanan ağırlık değerleri üzerinde küçük bir değişiklik olur. Bu sayede her kesit için yaklaşık 15-20 iterasyonda %1 hata kriteri ile bölütleme gerçekleştirilmiş olur. Yeni bölütlenen görüntü, işlem sonunda yeni RG olur ve yordam bu şekilde serinin sonuna ve başına doğru devam eder.

Son-işlemede bölütlenen karaciğerin kenarları spline fonksiyonu ile düzgünleştirilir. Karaciğerin ana parçasının yanında ikinci ve üçüncü parçaların varlığı morfolojik operatörler aracılığı ile kontrol edilir ve bölütleme tamamlanır (Şekil-5.a,b). Bölütlenen kesitler 3B görüntüleme (Şekil-5.c) ve daha ayrıntılı incelemeler (Şekil-5.d) için kullanılmaya hazır olarak bilgisayara kaydedilir.



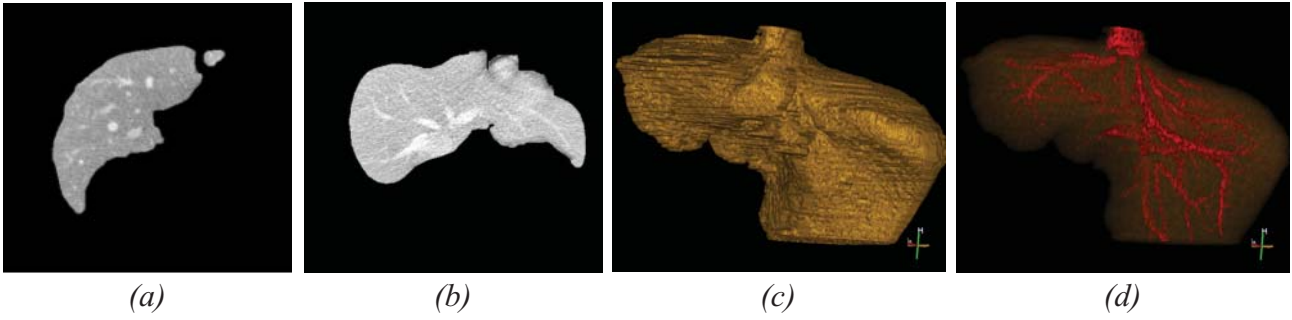
Şekil-4. Bölütleme yordamı akış şeması

3. Bulgular

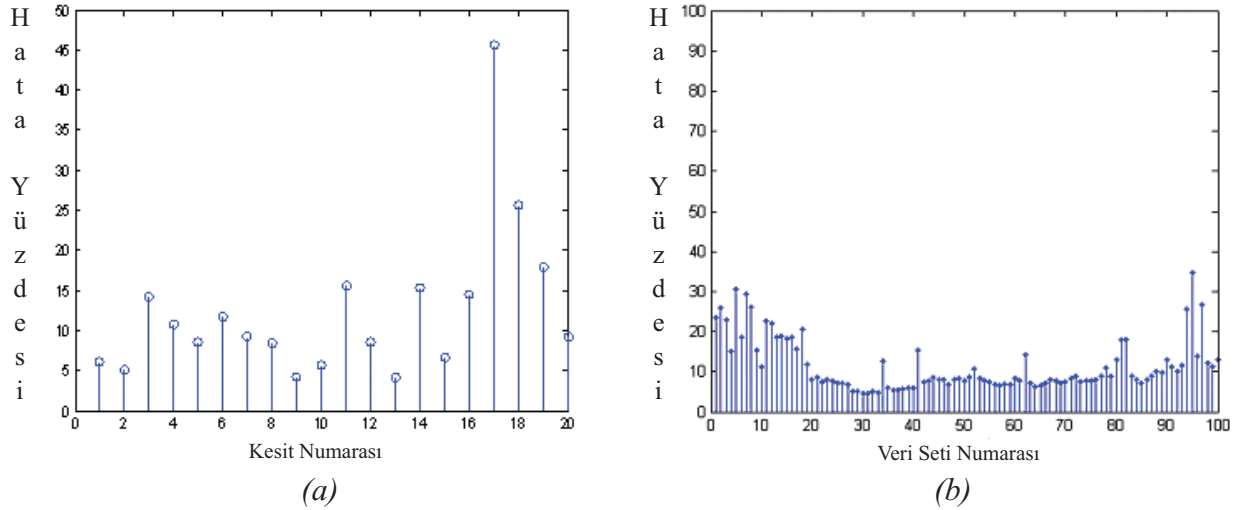
Bölütleme sonuçları Alan Hata Oranı (AHO) yöntemi ile değerlendirilmiştir. AHO Algoritma ile Bölütlenen Alan (ABA) ile Elcil Bölütlenen Alan (EBA) arasındaki farka dayalı bir değerlendirme tekniğidir. Bir birleşim alanı, $BA=ABA \cup EBA$ ve bir kesişim alanı, $KA=ABA \cap EBA$, tanımlandığında, AHO şu şekilde hesaplanır:

$$AHO = \frac{BA - KA}{EBA} \times 100\%$$

Değerlendirmede, bölütleme sonucu ABA, radyolog tarafından elcil yöntem ile bölütlenen görüntü ise EBA değerine karşılık gelmektedir. Şekil-6.a.'da veri setindeki 20 görüntü serisine ait AHO sonuçları görülmektedir. Görüntü serilerinin değerlendirilmesi sonucunda ortalama AHO değeri %12,56 olarak bulunmuştur. Şekil-6.b'de ise 20 görüntü serisindeki aynı numaralı kesitler için hesaplanan AHO grafiği görülmektedir. AHO değerlerinin ilk kesitler için daha yüksek değerler almasının nedeni bu kesitlerde kalp ve karaciğer arasındaki doku sınırının neredeyse yok olması ve bunun sonucunda kalbin bir kısmının bölütleme sonucuna dahil edilmesindedir. AHO değerlendirmesi ABA ile EBA arasındaki tek piksellik farka bile duyarlıdır. Ancak çoğu durumda birkaç piksellik farklar radyologlar tarafından kabul edilebilir.



Şekil-5. (a) Bölütleme sonucu: iki parçalı karaciğer (b) Bölütleme sonucu: atipik karaciğer, (c) 3 Boyutlu bölütleme, (d) Damar yapısının 3Boyutlu görüntü içinden çıkarılması.



Şekil-6. (a) 20 Veri seti için AHO değerleri (b) Aynı numaralı kesitler için ortalama AHO değerleri

Geliştirilen yöntem Matlab® programlama dili ile gerçekleştirilmiştir. Yazılımın çalışma süresi 100 kesitlik bir görüntü serisi için ortalama 25 dakikadır. Bu süre 2GB RAM ve 3Ghz işlemci hızına sahip standard bir Pentium 4 kişisel bilgisayarda gerçekleştirilmiştir. 3-B görüntüleme kolaylık ve hız sağlaması açısından bilgisayarda 256 MB'lık harici bir ekran kartı bulunmaktadır.

4. Sonuç ve Tartışma

Hacim bölütlemesinin, tıbbi uzmanların yararlandığı bir araç olabilmesi için yöntemlerin başarımının yeterince yüksek olması ve uygun işlem hızına sahip bir yazılım haline getirilmesi gerekir. Bu çalışmada önerilen bölütleme yöntemi genel başarım olarak uzmanlar tarafından umut verici bulunmuştur. Ancak karaciğer ve kalbin çok yakın olduğu durumların daha ayrıntılı ele alınması gerekmektedir.

Yazında yapay sinir ağları ile geliştirilmiş bölütleme çalışmaları olmasına karşın, bu çalışmada uygulanan yöntemi diğer yöntemlerden farklı kılan önemli avantajları vardır. Öncelikle, yöntem her kesit için yeniden istatistik hesapladığından kesitler arasındaki kontrast farkından etkilenmemektedir. Mesafe dönüşümü aracılığı ile kesitler arasındaki karaciğer büyüklük bağlantısı verimli bir şekilde kullanıldığından, verisetinin %15'ini oluşturan atipik karaciğere sahip vericilerde de başarılı bölütleme yapılabilmektedir. Referans görüntüden başlayarak ilerleyen yöntemde, ampirik olarak belirlenmiş herhangi bir bilgi (Örnek: eşik değeri, organ pozisyonu v.b.) kullanılmamakta ve tüm bilgiler bölütlenmekte olan görüntü serisinden çıkarılmaktadır. Bu sayede farklı BT cihazları, kontrast madde enjeksiyonu ve hasta özellikleri (boy, yaş, kilo vb.) gibi değişken özelliklerden etkilenmeden başarılı bölütleme gerçekleştirilebilmektedir.

Çalışma süresi ve donanım gereksinimi açısından düşünüldüğünde geliştirilen yazılım klinik kullanıma uygundur. Yöntemin tam otomatik olması da önemli avantajlarından. Halen karaciğerin bölütlenmesini takiben damar yapısının bölütlenmesi üzerine çalışmalar sürmektedir.

5. Teşekkür

Bu çalışma TÜBİTAK tarafından EEAG 104E178 numaralı proje kapsamında desteklenmektedir.

6. Kaynakça

- [1] Bae, K.T. et al., Automatic Segmentation of Liver structure in CT Images, Medical Phys., Vol. 20. (1993), 71-78
- [2] Gao L., Heath, D.G., Kuszyk, B. S., Fishman, E.K., Automatic Liver Segmentation Technique for Three-Dimensional Visualization of CT Data, Radiology, Vol.201, (1996) 359-364
- [3] Tsai, D. et al., Automatic Segmentation of Liver Structure in CT images Using a Neural Network, IEICE Trans. Fundamentals, Vol. E77-A. No.11. (1994) 1892-1895
- [4] Husain, S.A. et al., Use of Neural Networks for Feature Based Recognition of Liver Region on CT Images, Neural Network for Signal Proc. – Proceedings of the IEEE Work., Vol. 2., (2000) 831-840
- [5] Seo K.S., Lonnie C.L., Park, S.J., Park, J.A., Efficient Liver Segmentation Based on the Spine, LNCS 3261, Advances in Information Systems (ADVIS), 2004, 400-409
- [6] Fishman, E.K.; Kuszyk, B.S.; Heath, D.G.; Luomin Gao; Cabral, B.; Surgical planning for liver resection, Computer Volume 29, Issue 1, Jan. 1996 Page(s):64 - 72 Digital Object Identifier 10.1109/2.481467
- [7] Soler L., Delingette H., Malandain G., Montagnat J., et al., Fully automatic anatomical, pathological, and functional segmentation from CT scans for hepatic surgery, SPIE Medical Imaging symposium, San Diego, CA, February 2000
- [8] H. Bourquain, A. Schenk, F. Link, B. Preim, G. H., HepaVision2: A software assistant for preoperative planning in living-related liver transplantation and oncologic liver surgery, Computer Assisted Radiology and Surgery, pages 341-346, Springer, 2002

7. Sorumlu Yazarın Adresi

Mustafa Alper SELVER, Dokuz Eylül Üniversitesi, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, Kaynaklar Kampüsü, Buca, İzmir, 35160, (Tel: +90 232 4127176; E-posta: alper.selver@eee.deu.edu.tr, Fax: +90 232 4531085)