



Bulanık C-Ortalamaları Sınıflandırması ile Akciğer HRCT Görüntülerinin Segmentasyonu

HRCT Lung Images Segmentation By Using Fuzzy C-Means Clustering

Emine Doğanay¹, Sadık Kara¹, Hatice Kutbay Özçelik², Levent Kart³

¹ Biyomedikal Mühendislik Enstitüsü

Fatih Üniversitesi

{edoganay,skara}@fatih.edu.tr

² Bezmi Alem Tıp Fakültesi, Göğüs Hastalıkları Bölümü

hkutbay54@hotmail.com

³ Fatih Üniversitesi Tıp Fakültesi, Göğüs Hastalıkları Bölümü

levent.kart@fatih.edu.tr

Özetçe

Bu çalışmada yüksek çözünürlüklü tomografi görüntülerinden (HRCT) akciğerlerin segmentasyonu yapılarak, akciğer sınırlarının belirlenmesi gerçekleştirilmiştir. Akciğer segmentasyonu için bulanık C-ortalamaları algoritması kullanılmıştır. Diğer bulanık C-ortalamaları algoritmalarından farklı olarak bu çalışmada sınıflandırma yaparken resmin yoğunluk değerleri yerine histogram değerleri kullanılmıştır. Böylece algoritma daha kısa sürede daha verimli bir sonuç vermektedir. Bu algoritma ile HRCT görüntülerinden akciğerler %90.6 başarı oranı ile doğru tespit edilmiştir ve tek bir HRCT görüntüsü için akciğerlerin çıkarılması 2.2sn gibi kısa bir sürede gerçekleştirilmektedir.

Abstract

In this study, lung segmentation and lung extraction have been done from High resolution computer tomography (HRCT). Fuzzy C-means Clustering (FCM) has been used for lung segmentation. In this study, histogram based fuzzy C-means clustering (fast fuzzy C means Clustering- FFCM) has been used instead of normal FCM. Histogram based FCM is faster and more efficient than FCM. Lung segmentation has been done with %90.6 accuracy with FFCM and the algorithm takes approximately 2.2s just for one HRCT slice.

1. Giriş

Akciğer hastalıklarının teşhis ve tedavisinde Yüksek çözünürlüklü bilgisayarlı tomografiler (High Resolution Computer Tomography-HRCT) sıklıkla kullanılmaktadır [1, 2]. HRCT görüntüleme; X-ray ışınlarını kullanarak, akciğer ve etrafındaki organların anatomisi ve hakkında yüksek çözünürlükte detaylı bir görüntülemeyi ve torak hacmi ile ilgili bilgiyi tek bir nefes tutma esnasında gerçekleştirebilmektedir [3]. Bu görüntüleme tekniği ile

birçok resim elde edilmektedir, buda el ile bölütleme ve analiz işlemleri için harcanan zamanı artırmaktadır. CT görüntülerinin bilgisayar destekli analizi, hastalığın teşhisi ve tedavisi aşamasında özellikle radyologlara yardımcı bir araç olmakla birlikte insan hatasını ve zaman tüketimini minimize etmesi açısından medikal alanda çok önemli role sahiptir.

Akciğer CT görüntüleri; parankima yoğunluğu analizi, büyük ve küçük havayolları analizi, akciğer ve diyafram analizi, akciğer hacmi, akciğer nodüllerinin analizi olmak üzere birçok uygulamada kullanılmaktadır [1]. Amfizem, astım, kronik bronşit gibi havayolları hastalıkları dünya genelinde oldukça yaygındır. Havayollarındaki herhangi bir fiziksel değişim hava akımında ve akciğerlerdeki gaz değişimini önemli ölçüde etkileyecektir [4]. Ayrıca Amerika Kanseri Topluluğuna göre, akciğer kanserleri Amerikadaki ölümlerin öncü sebeplerinden olmaktadır [5]. Buna bağlı ölüm oranlarının azaltılmasında, akciğer nodüllerinin erken teşhisi önemli yer tutmaktadır. Yapılan çalışmalara göre, akciğerlerdeki nodüllerin tanımlanması ve akciğer sınırlarının belirlenmesinde uzman radyologlar arasında ciddi farklılıklar olmaktadır. Kişiye bağlı olmadan objektif bir şekilde tüm bu uygulamaların hızlı ve güvenilir bir biçimde yapılabilmesi için otomatik tanı algoritmaları (CAD) geliştirilmiştir.

Akciğer hastalıkları tanı algoritmaları için en önemli ve ilk şart akciğer segmentasyonunun doğru bir şekilde yapılmasıdır. Akciğerler hava ile dolu olduğu için, HRCT görüntülerinde koyu bir bölge ve heterojen bir dağılım şeklinde görülmektedir. Akciğerler ve onları çevreleyen dokular arasında kontrast farklılığı, segmentasyonda

Tıbbi Görüntüleme 2

3. Gün 27 Eylül 2014 Cumartesi (11.45-13.00)

önemli role sahiptir [6]. Son zamanlarda, Akciğer CT veya HRCT görüntülerinin otomatik analizine yönelik bir çok otomatik tanı algoritmaları geliştirilmiştir. Akciğer sınırlarının belirlenmesinde segmentasyon yöntemi çok önemlidir. CAD sistemlerinde başarılı sonuç elde edebilmek için ilk olarak akciğer sınırlarının doğru teşhisi gerekmektedir. Akciğer segmentasyonunda genel olarak; gri-seviye eşikleme (gray-level thresholding), bölge veya hacim büyütme (region or volume growing), enerji minimizasyon yöntemini kullanan aktif kontur modeli, matematiksel morfoloji yöntemleri kullanılmıştır. Aktif kontur modeli; eşikleme ve bölge büyütme yöntemine göre akciğer gibi düzensiz ve heterojen yapılarda daha iyi sonuç vermektedir [7]. Aktif kontur modeli algoritmaların en büyük dezavantajlarından birisi kullanıcıya ve kullanıcı tarafından başlangıç noktasının doğru bir şekilde seçilmesine bağlı olmasıdır.

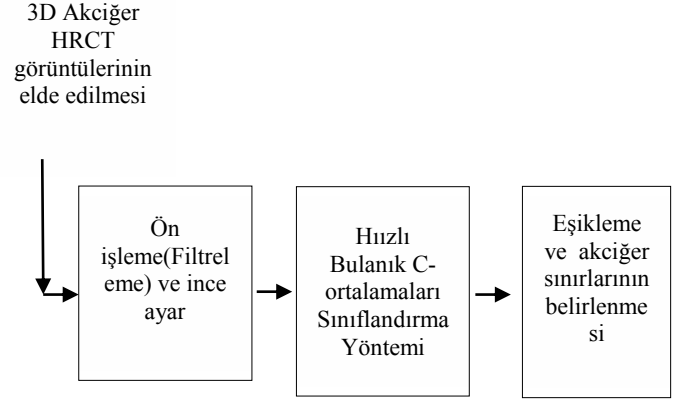
Akciğer segmentasyonunda karşılaşılan problemlerden birisi, iki akciğer birbirine çok yakın olduğu zaman basit eşikleme ve matematiksel morfoloji yöntemleri kullanıldığında, bu iki akciğeri birbirine bağlamakta ve tek parça halinde göstermektedir, buda segmentasyon işleminin yanlış yapılmasına sebep olmaktadır. Akciğer segmentasyonu esnasından karşılaşılan diğer önemli sorunlardan bir diğeride; bronşların akciğerlerle yakın çözünürlükte olmasından dolayı segmentasyon yapılırken ana bronşlarında akciğerlerin bir parçası olarak alınmaktadır. Ayrıca karındaki gaz bölgesi ve diyaframında düşük çözünürlüklü bir bölge olmasından dolayı bu kısımda bazen segmentasyon yapılırken akciğerlere aitmiş gibi tanımlanmaktadır [6] [7].

Bu çalışmada, daha önceki çalışmalardan farklı olarak akciğerlerin ayrılmasında ve sınırlarının belirlenmesinde hızlı bulanık C-ortalama sınıflandırma (fast fuzzy C-means clustering) yöntemi ile basit eşikleme yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntem ile yukarıda bahsedilen problemler giderilmiştir. Ayrıca bu yöntemde tek bir HRCT görüntüsü için akciğerlerin segmentasyonu 2.5sn gibi çok kısa bir sürede gerçekleşmektedir. Otomatik segmentasyon sonucu elde edilen veriler ile uzman kişiler tarafından elle yapılan sınıflandırma sonuçları karşılaştırıldığında, bulanık C-ortalama sınıflandırma algoritmasının akciğer bölütlemesinde ve sınırlarının belirlenmesinde %90.6 gibi yüksek bir başarı oranı verdiği görülmektedir.

2. Materyal ve Metod

Bu çalışmada kullanılan akciğer HRCT görüntüleri TOSHIBA HRCT kullanılarak Bezmî Alem Vakıf Üniversitesi Göğüs bölümünden elde edilmiştir. Görüntüler DICOM formatında olup, 512*512 boyutlarında 16 bit HU (Hounsfield Units) gri

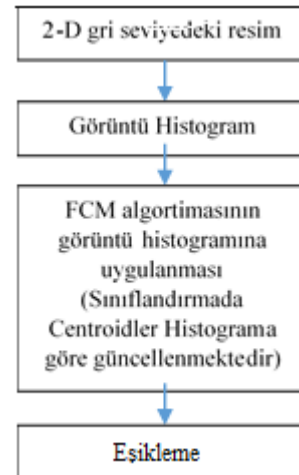
seviyesindedir. HRCT tek bir görüntü kalınlığı 1-2 mm dir. Çalışmanın genel blok diyagramı Şekil-1 de verilmiştir.



Şekil 1: Akciğer segmentasyonu

2.1. Bulanık C-Ortalama Sınıflandırma Yöntemi ile Akciğerlerin Segmentasyonu

Medikal görüntülerin analizi yapılırken çok yüksek bir oranda başarılı bir segmentasyon yapabilmek oldukça zordur. Çünkü her organın görünümü kişiden kişiye farklılık gösterdiği gibi, görüntünün elde edildiği ortam şartları ve görüntü kalitesi de algoritmanın başarısını önemli ölçüde etkilemektedir [7]. Bu çalışmada akciğerlerin sınırlarının belirlenmesinde Hızlı Bulanık C-ortalama sınıflandırma (Fast Fuzzy C-means Clustering – FFCM) sınıflandırma algoritması kullanılmıştır. FFCM algoritması kullanılarak 2D gri seviyesindeki görüntü farklı sınıflara ayrıştırılmıştır. FFCM algoritmasının FCM (Bulanık C-Ortalama) 'den farkı, hesaplama verimliliğini ve algoritma hızını artırmak için ham görüntü yerine görüntünün histogramı kullanmasıdır. FFCM sınıflandırılmasına ait algoritma şeması Şekil-2 de verilmiştir.



Şekil 2: FFCM Sınıflandırma

Tıbbi Görüntüleme 2

3. Gün 27 Eylül 2014 Cumartesi (11.45-13.00)

Bulanık C-ortalamaları(FCM) algoritması, resimdeki yoğunluk seviyesi ile her bir kesit merkezi arasında ağırlıklı benzerlik ölçütüne dayanan bir fonksiyon kullanır. FCM, fonksiyonun en optimum değerini bulmaya çalışarak, resimdeki piksel değerlerini kesitlere ayırır. FCM, nesnelere birden fazla kesitte yer almasına izin veren bir algoritmadır. FCM'de bir veri değerinin bütün bölümlerde olan üyelik değerleri toplamının "1" olması gerekir, veri hangi bölüme daha yakınsa, o sınıfa ait olma değeri diğer sınıflara ait olma değerinden büyük olacaktır, fonksiyonun belirlenen minimum ilerleme değerine yakınsaklaşmasıyla en optimum değer elde edilir ve sınıflandırma işlemi tamamlanır [8]. FCM, Denklem-1 de fonksiyonu öteleyerek minimize etmeye çalışır [8].

$$J = \sum_{j=1}^N \sum_{i=1}^C u_{ij}^m \|x_j - v_i\|^2 \quad (1)$$

Yukarıdaki denklemde u_{ij} , i. sınıftaki x_j pikselinin elemanı, v_i i. Sınıfın merkezi, m ise 1 ile ∞ arasında değişerek bölümler arasında elde edilen bulanıklığı kontrol etmektedir. İlk başlangıçta üyelik matrisi rastgele atanarak algoritmaya başlanır daha sonra denklem-2 ve denklem-3 kullanılarak merkez vektörleri güncellenir.

$$u_{ij} = \frac{1}{\sum_{k=1}^C \left(\frac{\|x_i - v_i\|}{\|x_i - v_k\|} \right)^{2/(m-1)}} \quad (2)$$

$$v_i = \frac{\sum_{j=1}^N v_{ij}^m x_j}{\sum_{j=1}^N v_{ij}^m} \quad (3)$$

Bu çalışmada ise, FCM algoritmasının daha verimli çalışması ve algoritma süresini minimize etmek için görüntü histogramına dayalı bir sınıflandırma gerçekleştirilmiştir [9]. Algoritma nesne olarak resim yoğunlukları yerine, gri resmin histogram fonksiyonunu kullanmıştır. 2D Akciğer CT görüntüsü 5 farklı sınıfa ayrıştırılarak sınıflandırma gerçekleştirilmiştir.

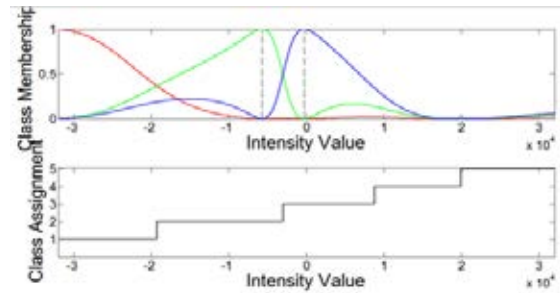
2.2. Eşikleme ve Morfolojik İşlemler

Sınıflandırma işleminden sonra, akciğerlerin en belirgin olduğu kesit belirlenerek eşikleme yöntemi uygulanmaktadır. Bunun sebebi, akciğerlerin dışında da sınıflandırılmaya katılan yapıları elemektir. Eşikleme yöntemi olarak MATLAB® içinde yer alan fonksiyon tercih edilmiştir. Elde edilen akciğer sınırları içinde morfolojik doldurma işlemi yapılarak akciğer sınırları daha düzgün bir hale getirilmiş ve sonrasında orijinal resimden başarılı bir şekilde çıkartılmıştır. Şekil-3a da akciğerlere ait orijinal CT görüntüsü verilmiştir. Şekil-3b den Şekil-3j ye kadar ise algoritma sonucu elde edilen görüntüler yer almaktadır. Şekil-3b'de, her bir bölüme ait histogram değerleri ve ayrılan sınıflara göre yoğunluk değerleri verilmektedir. Daha önce belirtildiği gibi bu çalışmada akciğer HRCT görüntüsü 5 farklı

sınıflandırmaya ayrılmıştır. Şekil 3c den Şekil 3g ye kadar olan resimler her bir sınıfa ait görüntüyü, Şekil 3h bütün sınıfların birleşmesiyle elde edilen RGB resmi göstermektedir. Şekil-3h de akciğer kısımları mavi renkte görülmektedir ama aynı zamanda akciğer sınırlarının dışında da mavi renkli kısımlar yer almaktadır. Bunu yok etmek için eşikleme yöntemi kullanılmıştır. Şekil-3i de sınıflandırma ve eşiklemeden sonra elde edilen akciğer sınırları ve son olarak Şekil-3j de ise orijinal HRCT görüntüsünden akciğerlerin çıkarılmış hali verilmektedir.

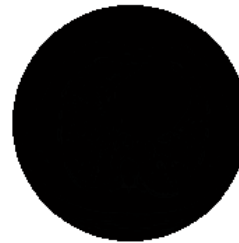


a.)



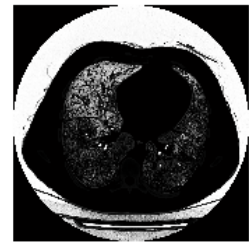
b.)

Class 1 membership map



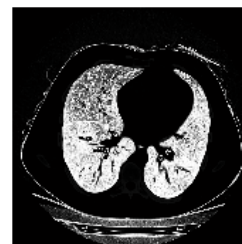
c.)

Class 2 membership map



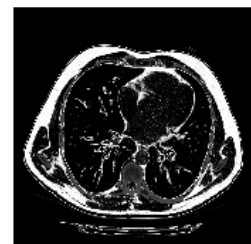
d.)

Class 3 membership map



e.)

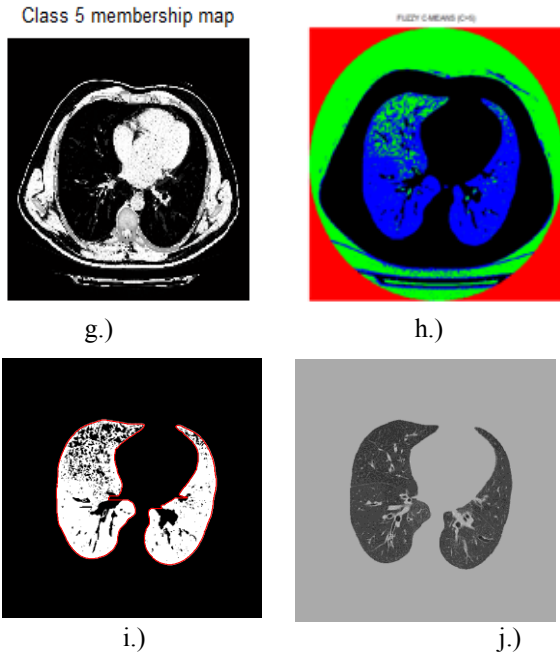
Class 4 membership map



f.)

Tıbbi Görüntüleme 2

3. Gün 27 Eylül 2014 Cumartesi (11.45-13.00)



Şekil 3: Orijinal CT görüntüsü ve Hızlı Bulanık C-ortalamalar algoritması ile akciğerlerin çıkarılması

3. Sonuçlar

Bezmi Alem Vakıf Hastanesi Göğüs bölümünden alınan 512*512 boyutlarındaki görüntülere histogram sınıflandırılmasına dayanan hızlı bulanık C-ortalamalar algoritması uygulanarak akciğerler segmentasyonu gerçekleştirilmiştir. 2.2Ghz işlemci ve 4GB RAM kullanan bilgisayarda çalıştırılan algorithmada 33 görüntü için geçen toplam süre 70sn gibi çok kısa bir süredir (tek bir görüntü için bu süre ortalama 2.2sn gibi bir süre). 33 görüntüden 30 tanesi için akciğer sınırları doğru belirlenirken sadece 3 tanesi için istenilen sonuç alınamamıştır. Algoritma %90.6 başarılı bir şekilde sonuç vermektedir.

Bundan sonraki çalışmalarda; akciğer segmentasyonunda başarı oranını artırarak, akciğerdeki hava yollarının ve nodüllerin otomatik belirlenmesi hedeflenmektedir. Ayrıca hava yolları yarıçapının otomatik ölçülmesinde hedeflenen çalışmalar arasında yer almaktadır.

4. Kaynakça

- [1]. Hu, S., E.A. Hoffman, and J.M. Reinhardt, *Automatic lung segmentation for accurate quantitation of volumetric X-ray CT images*. IEEE Trans Med Imaging, 2001. **20**(6): p. 490-8.
- [2]. Mesanovic, N., et al. *Automatic CT image segmentation of the lungs with region growing algorithm*. in *18th International Conference on*

Systems, Signals and Image Processing-IWSSIP. 2011.

- [3]. Talakoub, O., et al. *An automatic wavelet-based approach for lung segmentation and density analysis in dynamic CT*. in *Computational Intelligence in Image and Signal Processing, 2007. CIISP 2007. IEEE Symposium on*. 2007. IEEE
- [4]. Gu, S., et al., *Computerized identification of airway wall in CT examinations using a 3D active surface evolution approach*. Medical image analysis, 2013. **17**(3): p. 283-296.
- [5]. Messay, T., R.C. Hardie, and S.K. Rogers, *A new computationally efficient CAD system for pulmonary nodule detection in CT imagery*. Medical Image Analysis, 2010. **14**(3): p. 390-406
- [6]. Sluimer, I., et al., *Computer analysis of computed tomography scans of the lung: a survey*. Medical Imaging, IEEE Transactions on, 2006. **25**(4): p. 385-405.
- [7]. Tatjana, Z. and S. Busayarat, *Computer-aided Analysis and Interpretation of HRCT Images of the Lung*. Theory and Applications of CT Imaging and Analysis, 2011: p. 26
- [8]. Naz, S., H. Majeed, and H. Irshad. *Image segmentation using fuzzy clustering: A survey*. in *Emerging Technologies (ICET), 2010 6th International Conference on*. 2010. IEEE
- [9]. Zhi-Kai, H., et al. *Using Fuzzy C-means Cluster for Histogram-Based Color Image Segmentation*. in *Information Technology and Computer Science, 2009. ITCS 2009. International Conference on*. 2009