

**T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ
ELEKTRONİK VE HABERLEŞME MÜHENDİSLİĞİ BÖLÜMÜ**



BİYOMEDİKAL GÖRÜNTÜ SEGMENTASYONU

İbrahim ÖZŞEKER
1311008003

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Ufuk ÖZKAYA

Isparta, 2018

LİSANS BİTİRME ÖDEVİ SONUÇ FORMU

İbrahim Özşeker tarafından Dr. Öğr. Üyesi Ufuk Özkaya danışmanlığında hazırlanan “Biyomedikal Görüntü Segmentasyonu” başlıklı lisans bitirme ödevi tarafımızdan incelenmiş, kapsamı ve niteliği açısından, 08/ 06 / 2018 tarihinde bir Lisans Bitirme Ödevi olarak kabul edilmiştir / edilmemiştir.

Dr. Öğr. Üyesi Ufuk ÖZKAYA

Danışman

Prof. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ

Jüri Üyesi

Doç. Dr. Özlem COŞKUN

Jüri Üyesi

Prof. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ

Bölüm Başkanı

Bu çalışmada, başka kaynaklardan yapılan tüm alıntılarının, ilgili kaynaklar referans gösterilerek açıkça belirtildiğini, alıntılar dışındaki bölümlerin, özellikle projenin ana konusunu oluşturan teorik çalışmaların ve yazılım/donanımın benim tarafımdan tüm akademik kurallara ve etik ilkelere bağlı kalınarak yapıldığını bildiririm.

Isparta, 08/06/ 2018

Ad Soyad : İbrahim ÖZŞEKER

İmza :

TEŞEKKÜR

Geniş bilgi birikimleri, yol göstericilikleri ve tecrübeleriyle çalışmam süresince benden desteklerini ve yardımlarını esirgemeyen başta Sayın Dr. Öğr. Üyesi Ufuk ÖZKAYA 'ya ve tüm hocalarıma sonsuz saygılarımı ve teşekkürlerimi sunarım.

ÖZ

Son dönem teknolojisi analog sinyallerden çok sayısal sinyaller üzerinedir. Sayısal sinyaller işleme ve iletimde kolaylık sağlamaktadır. Biyomedikal alanda da birçok görüntüleme tekniği (MRI vb.) kullanılmaktadır. Elde edilen analog sinyaller kolayca sayısal verilere çevrilebilir.

Günümüz araçları ve donanımları kullanılarak bu veriler işlenip; sonuca ulaşma, karar verme gibi işlemleri makinelere yaptırabilmekteyiz. Bu anlamlandırma ve karar verme işlemlerinden önce elde edilen görüntüyü gürültüden ayırt etme ve gerekli bölütlerini işleme sokmak gerekir.

Bu projede aktif kontur segmentasyon algoritması ve fuzzy k-means algoritması incelenmiştir. Uygulamaları MATLAB ve Python ortamlarında yapılarak gürültü bağıışıklıkları ve süre performansları karşılaştırılmıştır.

ABSTRACT

Recent technologies focus on digital signals more than analog signals. Digital signals make easier to processing and transferring. Lots of technics using in biomedical imaging (MRI etc.). The signals that has found, can convert to digital signals easily.

We have it made machines to make a decision and land up with nowadays tools and hardware usage. Necessary segments must treat for split noise from images, before sense-making and decision processes.

In this project, active contour and fuzzy c-means algorithms was analysed. noise immunity and time performance were compared on MATLAB and Python programming languages.

İÇİNDEKİLER

ÖZ	iv
ABSTRACT.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
TABLolar DİZİNİ	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ	1
2. Materyaller ve Metotlar	2
2.1. Matlab	2
2.2. Python	2
2.2.1. Kullanılan Kütüphaneler.....	2
2.3. BrainWeb	3
2.4. Aktif Kontur Segmentasyonu.....	3
2.4.1. Modelin Tanımlanması	3
2.4.2. Level Set Fonksiyonu.....	5
2.4.3. Heaviside Fonksiyonu.....	5
2.4.4. Eğrinin Gelişmesi.....	6
2.4.5. Algoritma	7
2.5. Fuzzy K-means Algoritması	7
2.5.1. Fuzzy K-means İle Segmentasyon.....	8
2.5.2. Algoritma	9
3. YAPILAN ÇALIŞMALAR	10
3.1. Aktif Kontur Algoritmasının Uygulanması	10
3.2. Fuzzy K-means Algoritmasının Uygulanması	10
4. SONUÇLAR	11
5. KAYNAKÇA.....	17

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. BrainWeb veri seti seti örnekleri	3
Şekil 2.2. Eğrinin iç ve dış enerjiye göre durumu.....	4
Şekil 2.3. C eğrisine göre $\phi(x,y)$ durumu.....	5
Şekil 2.4. Klasik ve Yumuşatılmış Heaviside.....	6
Şekil 2.5. Fuzzy k-means üyelik fonksiyonu	8
Şekil 2.6. Yapay gri seviyeli görüntü ve piksel değerleri (4x4).....	8
Şekil 2.7. Yapay görüntünün bölütlere ayrılmış hali	9

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Her piksele ait üyelik değerleri (U)	9
Tablo 4.1. 15. dilim yöntem ve süre karşılaştırmaları.....	11
Tablo 4.2. 30. dilim yöntem ve süre karşılaştırmaları.....	12
Tablo 4.3. 60. dilim süre ve yöntem karşılaştırmaları.....	13
Tablo 4.4. 120. dilim süre ve yöntem karşılaştırmaları.....	14
Tablo 4.5. 150. dilim süre ve yöntem karşılaştırmaları.....	15
Tablo 4.6. 165. dilim süre ve yöntem karşılaştırmaları.....	16

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme
FCM	Fuzzy K-means
FCP2	Fuzzy K-means (Python / 2 Küme)
FCP3	Fuzzy K-means (Python / 3 Küme)
FCM2	Fuzzy K-means (MATLAB / 2 Küme)
FCM3	Fuzzy K-means (MATLAB / 3 Küme)
ACM2	Aktif Kontur (MATLAB / 2000 iterasyon)
ACM5	Aktif Kontur (MATLAB / 5000 iterasyon)
ACP2	Aktif Kontur (Python / 2000 iterasyon)
ACP5	Aktif Kontur (Python / 5000 iterasyon)

1. GİRİŞ

Teknolojinin medikal alana girmesiyle beraber ilk önce 1 boyutlu sinyaller (EEG, EKG) analog olarak elde edildi. Gelişim sürecinde 2 ve 3 boyutlu sinyaller (MRI, Tomografi) ile tıp alanında tanı ve teşhiste gelişmeler hızla ilerlemeye başlamıştır. Günümüzde gelişen bilgisayarlar, entegreler ve sensörler ile bu veriler sayısal olarak elde edilebilmektedir. İşlenmesi daha kolay olan bu sayısal veriler bize görüntü işleme ve depolama kolaylığı sağlamaktadır. Özellikle son dönemdeki işlem kapasitelerinde artma ve bu cihazlara düşük maliyetle ulaşabilme, birçok alan gibi biyomedikal alanda da görüntü işlemenin önemi artmıştır. Medikal alanda görüntü bölütleme bu alandaki çalışmalar arasındadır ve bu alanda geliştirilen birçok algoritma (Active Contour, Fuzzy K-Means Clustering, vb.) bulunmaktadır. Ulaşılan anlamlı bölütler sayesinde birçok işlemde hız ve kararlılık sağlanmaktadır.

Medikal görüntüler gürültüsü yüksek sinyallerdir. Bu nedenle görüntüler incelenirken insandan kaynaklanan, görüntü elde etme sırasındaki hareketlilik, dikkatsizlik gibi hatalar ortaya çıkabilmektedir. Bu sorunların yanında, iltihaplanma ve hava boşlukları gibi durumlar nedeniyle görüntüde istenilen bölgenin elde edilememesi ve dolaylı olarak işlemler uzun sürdüğünden zaman kaybı yaşanmaktadır. Bölütleme ile gürültü filtrelenerek çıkacak anlamlı bölütler hem bir insan hem de bir makine tarafında tanısı kolay hale gelebilecektir. Bu da dikkatsizlikten kaynaklanan hataları minimuma indirecektir. Bölütler sayesinde sistem teşhiste bir ön bilgi sağlayabilecek ve görüntüdeki hataları en hızlı şekilde fark ederek zaman kaybını önleyebilecektir.

Görüntü bölütleme algoritmaları optimize edilerek maksimum doğruluk elde edilerek biyomedikal görüntülere uygulanacak elde edilen bölütlerin anlamlandırılması kolaylaştırılarak sorunlu bölge tespiti, hücre sayımı gibi alanlarda kullanılacak. Biyomedikal alan dışında, görüntü segmentasyonu işlenecek görüntünün hedef tespitini yapabilecek ve işlemlerde veri çokluğu ve gürültünün dezavantajlarında kurtararak işlemlerde hız ve daha doğru sonuç elde edilmesine yardım edebilecektir.

Bu projede Aktif kontur algoritması ve Fuzzy k-means algoritması üzerine çalışılması planlanmıştır. Algoritmalar Windows üzerinde MATLAB® dilinde ve Ubuntu üzerinde Python dilinde kodlanarak gürültü bağıışıklıkları, hızları ve performansları incelenmiştir. “BrainWeb” veri setinden alınan bir beyin MR görüntüsünün farklı dilimleri üzerinde çalışılmıştır.

2. Materyaller ve Metotlar

2.1. Matlab

Dördüncü nesil bir programlama dili olan Matlab, sahiplidir ve Mathwork tarafından geliştirilmektedir. MATLAB kullanıcıya, matris işleme, fonksiyon ve veri çizme, algoritma uygulama, kullanıcı ara yüzü oluşturma, C, C++, Java ve Fortran gibi diğer dillerde yazılmış programlarla ara bağlama imkânı tanır. Paketler ve kütüphaneler ile görüntü işleme, simülasyon ve diğer alanlarda algoritma yazma ve geliştirme sağlamaktadır [1].

2.2. Python

Python, nesne yönelimli, yorumlamalı, birimsel (modüler) ve etkileşimli yüksek seviyeli bir programlama dilidir. Girintilere dayalı bir söz dizimi vardır. Bu basit yapısı programlarken zaman kazandırırken, görünürlükte bir sadelik sağlar. Modüler yapıdadır ve hemen her türlü platformda çalışabilir [2].

2.2.1. Kullanılan Kütüphaneler

2.2.1.a) Numpy

Python üzerinde bilimsek hesaplama için kullanılan temel pakettir. N-boyutlu dizilerde işlem kolaylığı sağlar. İleri seviye ve performanslı işlem fonksiyonları vardır [3].

2.2.1.b) Matplot

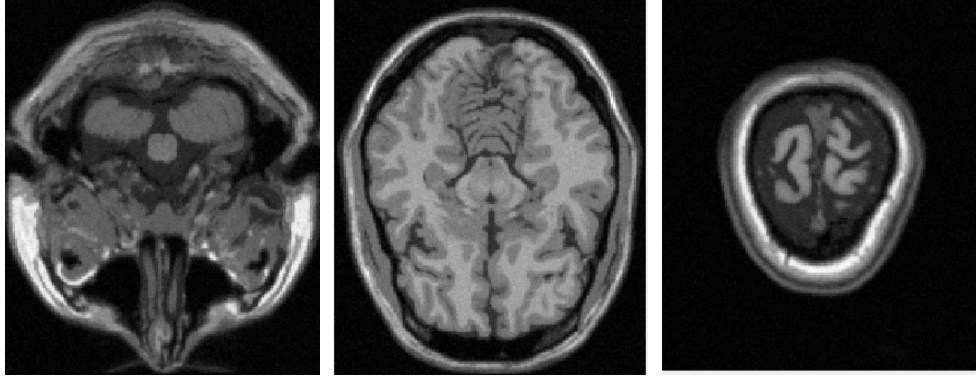
Python üzerinde grafik ve görsel çizim için kullanılan kütüphanedir. “pyplot” modülü sayesinde MATLAB benzeri bir çizim ve görselleştirme arayüzü sağlar [4].

2.2.1.c) Tkinter

Standart Python GUI arayüzüdür. Windows üzerinde varsayılan olarak gelmektedir. Ubuntu üzerinde kullanılacaksa ayrıca modülün eklenmesi gerekir [5].

2.3. BrainWeb

MRI simülatör tarafından üretilen gerçekçi MRI veri setleridir. Veri seti olarak BrainWeb'ten alınan T1 yaklaşımlı 1mm kalınlıklı %3 gürültülü msinc dosyası kullanılmıştır. Bu veri seti 181x271 boyutunda 181 dilimden oluşmaktadır [6].



Şekil 2.1. BrainWeb veri seti örnekleri

2.4. Aktif Kontur Segmentasyonu

Bölütlemeye aktif olarak kullanılan yöntemlerde biri olan aktif kontur yöntemi ilk defa M. Kass, A. Witkin ve D. Terzopoulos tarafından geliştirilen yılan modelidir [7]. Yılan modelinde iteratif olarak biçimi değiştirilen sınıfın iç ve dış kuvvetlerine bakılır. İç kuvvet sınır şeklinin geçiş durumu gösterir. Düzgün şekillerde düşük, girintili çıkıntılı şekillerde yüksektir. Dış kuvvet sınır pikselleri ile komşu piksellerinin arasındaki gradyan değeri ile ters orantılıdır. Radyanın düşük olduğu noktada dış kuvvet düşük çıkar ve sınırın doğru bir şekilde belirlendiğini bildirir. İç ve dış kuvvetlerin toplamı minimize edildiğinde iterasyon sonlanır.

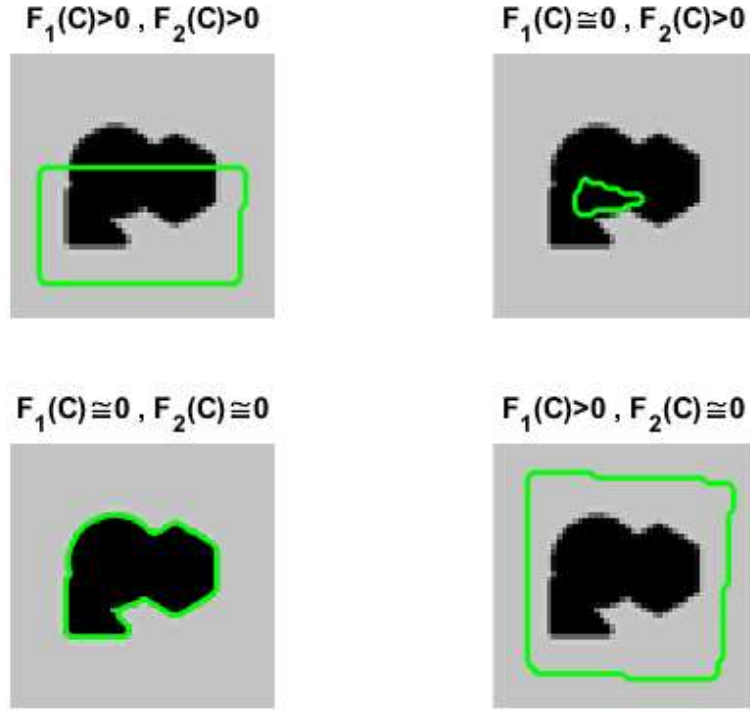
2.4.1. Modelin Tanımlanması

Belirtilen model bir eğrinin iç ve dış enerjilerinin sıfıra yaklaştırılırken, bu eğrinin gelişmesi ile bölge segmentasyonunu sağlamaktadır.

C gelişen eğri, $u_0(x,y)$ segmente edilecek görüntü, c_1 ; C eğrisinin iç kısmında kalan piksellerin ortalaması, c_2 ; C eğrisinin dış kısmında kalan piksellerin ortalaması olmak üzere iç ve dış enerjiler toplamı:

$$F_1(C) + F_2(C) = \int_{i\in(C)} |u_0(x,y) - c_1|^2 dx dy + \int_{d\in(C)} |u_0(x,y) - c_2|^2 dx dy \quad (2.1)$$

olarak tanımlanır. Denklem incelenirse, $F_1(C) > 0$ ve $F_2(C) \cong 0$ ise eğri obje dışındadır, $F_1(C) \cong 0$ ve $F_2(C) > 0$ ise eğri obje içindedir, $F_1(C) > 0$ ve $F_2(C) > 0$ ise eğrinin hem obje içinde hem de obje dışında bileşeni vardır, $F_1(C) \cong 0$ ve $F_2(C) \cong 0$ olduğu durumda ise eğri objenin konturu üzerindedir [8]. Şekil 2.2 üzerinde görselleştirilmiştir.



Şekil 2.2. Eğrinin iç ve dış enerjiye göre durumu

Temel alınan modelde bu enerji tanımlamasına eğrinin uzunluğu ve eğri içinde kalan alan bilgisi de eklenerek düzenlenmiştir. Bu durumda yeni enerji toplamı

$$\begin{aligned}
 F(c_1, c_2, C) = & \mu \cdot Uzunluk(C) + v \cdot Alan(iç(C)) \\
 & + \lambda_1 \cdot \left(\int_{iç(C)} |\mu_0(x, y - c_1)|^2 dx dy \right) \\
 & + \lambda_2 \cdot \left(\int_{dış(C)} |\mu_0(x, y - c_2)|^2 dx dy \right)
 \end{aligned} \tag{2.2}$$

olarak tanımlanır. $\lambda_1 = 1$, $\lambda_2 = 1$, $v = 0$, $\mu > 0$ olarak seçildiğinde (2.3) eşitliği elde edilir.

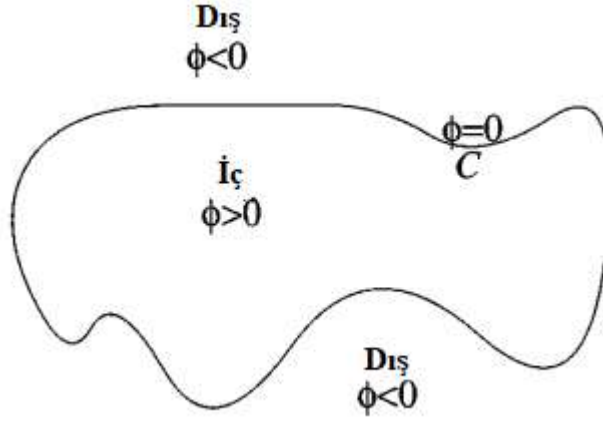
$$\begin{aligned}
 F(c_1, c_2, C) = & \mu \cdot Uzunluk(C) + \left(\int_{iç(C)} |\mu_0(x, y - c_1)|^2 dx dy \right) \\
 & + \left(\int_{dış(C)} |\mu_0(x, y - c_2)|^2 dx dy \right)
 \end{aligned} \tag{2.3}$$

2.4.2. Level Set Fonksiyonu

Gelişen eğrinin başlangıç noktası olarak belirtilen zero level set fonksiyonu

$$\phi = \begin{cases} \phi = 0, & C \\ \phi > 0, & i\check{c}(C) \\ \phi < 0, & dı\check{s}(C) \end{cases} \quad (2.4)$$

olarak tanımlanır. Şekil 2.3 ile gösterilen ϕ fonksiyonu kullanılarak iç ve dış alanlar, eğri uzunluğu ve segmente edilen objenin konturu elde edilir.



Şekil 2.3. C eğrisine göre $\phi(x,y)$ durumu

2.4.3. Heaviside Fonksiyonu

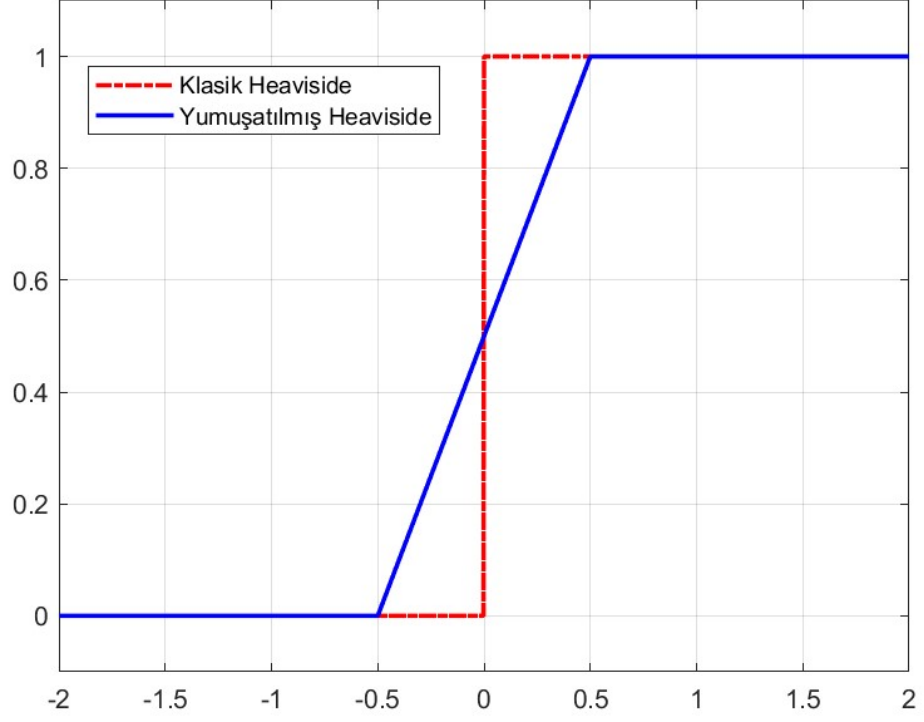
Hesaplamalar sırasında birim basamak fonksiyonu olarak da bilinen heaviside fonksiyonun geçişi yumuşatılarak

$$H(z) = \frac{1}{2} \left(1 + \frac{2}{\pi} \arctan \left(\frac{z}{\varepsilon} \right) \right) \quad (2.5)$$

Şeklinde tanımlanmıştır. Şekil 2.4 de görüldüğü gibi negatif ve pozitif değerler arası geçiş sırasında $dH(z)/dz$ azaltılmıştır. $\delta(z)$ fonksiyonu

$$\delta(z) = \frac{dH(z)}{dz} \quad (2.6)$$

olarak tanımlanır.



Şekil 2.4. Klasik ve Yumuşatılmış Heaviside

2.4.4. Eğrinin Gelişmesi

Kontur eğrisinin gelişimi (2.3) numaralı denklemdeki iç ve dış enerjilere bağlıdır. Bu eşitliğin hesabı için (2.5) numaralı eşitlik kullanılarak

$$c_1 = \frac{\int u_0(x, y) H(\phi(x, y)) dx dy}{\int H(\phi(x, y)) dx dy} \quad (2.7)$$

ile eğri içindeki piksel ortalaması hesaplanır. Eğri dışında kalan alan

$$c_2 = \frac{\int u_0(x, y) (1 - H(\phi(x, y))) dx dy}{\int (1 - H(\phi(x, y))) dx dy} \quad (2.8)$$

yararlanılarak hesaplanır. Kullanılan maskenin konturu

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \delta(\phi) \left[\mu \operatorname{div} \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) - (u_0 - c_1)^2 + (u_0 - c_2)^2 \right] \quad (2.9)$$

kullanılarak her iterasyon da $d\phi$ 'nin kadar değiştirileceği hesaplanır.

2.4.5. Algoritma

Tezde kullanılan model ve eşitlikler ile oluşturulmuştur. Adımlar sırasıyla:

- > Başlangıç durumu maskesinin (ϕ^0) tanımla
- > İterasyon sayısı (n) = 0
- > İterasyon bitişi = k
- > FOR iterasyon sayısı $< k$
 - (7) ve (8) eşitlikleri kullanarak piksel ortalamalarını hesapla
 - (9) numaralı eşitliği kullanarak egridaki değişimi ($\partial\phi$) hesapla
 - $\phi^{n+1} = \phi^n + \partial\phi$
 - $n = n + 1$
- > End
- > Segmentler = ($\phi < 0$)

2.5. Fuzzy K-means Algoritması

Fuzzy K-means bir veri kümesini 2 veya daha çok sınıfa ayırmaya yarayan bir metottur. Genel olarak örüntü tanımlamada kullanılır. (2.10) numaralı eşitliğin minimaliz edilmesine dayanır.

$$J_m = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^c u_{ij}^m \|x_i - c_j\|^2, \quad 1 \leq m \leq \infty \quad (2.10)$$

m , 1 den büyük bir real sayı olmak üzere; u_{ij} , j kümesinin x_i 'ninci elemanın derecesidir. x_i d-boyutlu veri kümesinin i sıradaki elemanıdır. c_j kümelerin d-boyutlu merkezleridir. Fuzzy bölütlemesi (2.10) numaralı fonksiyonun iteratif olarak u_{ij} ve c_j 'nin güncelleştirilmesi ile optimize edilerek oluşturulur [9][10].

$$u_{ij} = \frac{1}{\sum_{k=1}^c \left(\frac{\|x_i - c_j\|}{\|x_i - c_k\|} \right)^{\frac{2}{m-1}}} \quad (2.11)$$

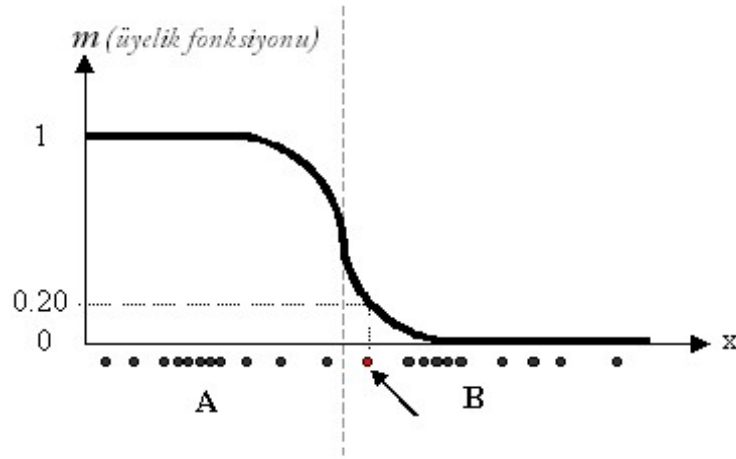
$$c_j = \frac{\sum_{i=1}^N u_{ij}^m x_i}{\sum_{i=1}^N u_{ij}^m} \quad (2.12)$$

Bu optimize işlemi (2.13) numaralı şart sağlandığında sonlandırılır.

$$\max_{ij} \left\{ \left| u_{ij}^{(k+1)} - u_{ij}^k \right| \right\} < \delta \quad (2.13)$$

k işlem yapılan iterasyon numarası ve δ son verme kriteridir.

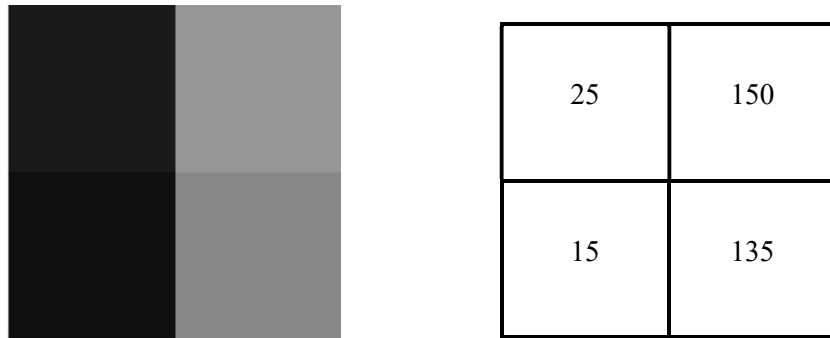
Fuzzy k-means algoritmasında hedeflenen her küme için bir üyelik fonksiyonu oluşturmaktır. K-means algoritmasından farklı olarak her veri kesin bir kümeye ait olmak yerine her kümeye ait 1 ve 0 aralığında bir üyelik katsayısı vardır. Bu katsayılar oranında verinin o kümeye ne kadar yakın olduğu gözlenir.



Şekil 2.5. Fuzzy k-means üyelik fonksiyonu

2.5.1. Fuzzy K-means İle Segmentasyon

Fuzzy k-means algoritması kullanılarak bir görüntüdeki birbirine yakın piksel değerleri kendi aralarında kümelenecek bölütler elde edilebilir.



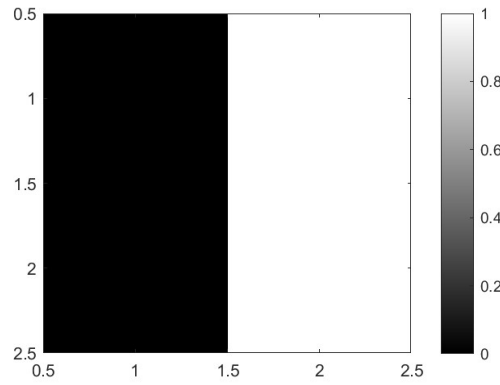
Şekil 2.6. Yapay gri seviyeli görüntü ve piksel değerleri (4x4)

Yapay görüntüye fuzzy k-means algoritması 2 küme olacak şekilde uygulandığında, her bir piksel için U olarak tanımlanan üyelik katsayıları belirlenir.

Tablo 2.1. Her piksele ait üyelik değerleri (U)

Orijinal Piksel Değeri	1 Nolu Küme Üyelik Katsayısı	2 Nolu Küme Üyelik Katsayısı
25	0.0018	0.9982
15	0.0015	0.9985
150	0.9967	0.0033
135	0.9958	0.0042

Her piksel üyelik katsayısı en yüksek olan kümenin elemanı kabul edilerek yapay görüntü iki kümeye ayrılır.



Şekil 2.7. Yapay görüntünün bölütlere ayrılmış hali

2.5.2. Algoritma

- > Başlangıç için $U=[u_{ij}]$ matrisini oluştur. (U^0)
- > k'nıncı adım için merkez vektörleri $C^k=[c_j]$, U matrisi ve (12) numaralı eşitlik kullanılarak hesapla.
- > U^k 'yı (11) numaralı eşitlik kullanılarak güncelle.
- > (2.13) numaralı kriter sağlanıyorsa bitir, sağlanmıyorsa 2. Adıma git.

3. YAPILAN ÇALIŞMALAR

Projenin hedefi yüksek gauss gürültülü biyomedikal görüntüleri en hızlı ve doğru şekilde segmentlere ayırmaktır. Algoritmalar Windows 10 üzerinde MATLAB ortamında ve Ubuntu 16.01 üzerinde Python ortamında kodlamaları yapılmıştır.

3.1. Aktif Kontur Algoritmasının Uygulanması

Aktif kontur algoritması ilk önce MATLAB kullanılarak kodlanmıştır. Hız ve gürültü bağıışıklılığı arttırmak için literatür taraması yapılmıştır. Heaviside fonksiyonu (2.5) numaralı fonksiyon ile değiştirilip gürültü bağıışıklılığı artırılmıştır. Belirlenen algoritma Python ortamına taşınarak aynı görseller üzerinde denemeler yapılmıştır ve yaklaşık olarak %40 daha hızlı sonuçlar elde edilmiştir.

3.2. Fuzzy K-means Algoritmasının Uygulanması

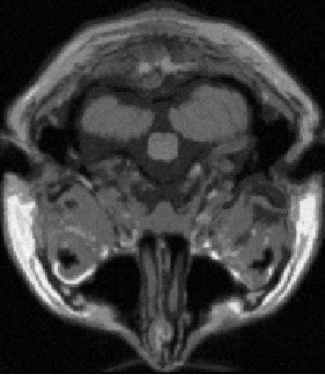





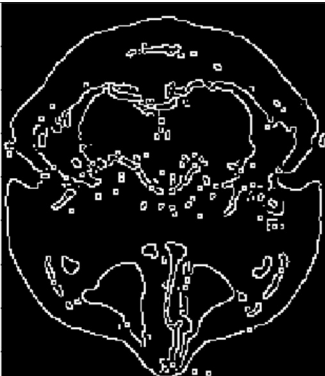


Fuzzy K-means algoritması uygulanabilmesi için ilk önce 2-Boyutlu, gri seviyeli ve $m \times n$ boyutlu görüntü $m \times n \times 1$ boyutlu vektör haline getirilmiştir. İşleme alınabilmesi için vektör 0-1 aralığına normalize edildikten sonra FCM algoritması uygulanarak üyelik fonksiyonları elde edilmiştir. En yüksek üyelik katsayılarına uygun olarak bölgeler belirlendikten sonra her bölgeye farklı bir sayı değeri verilerek segmentlere ayrılmıştır. Son olarak vektör halindeki veri tekrar $m \times n$ lik görüntüye dönüştürülmüştür.

Veri setine 2 ve 3 kümeli FCM algoritması uygulanarak doğruluk performansı incelenmiştir. MATLAB ve Python kodlamaları yapılarak hız performansları ölçülmüştür.

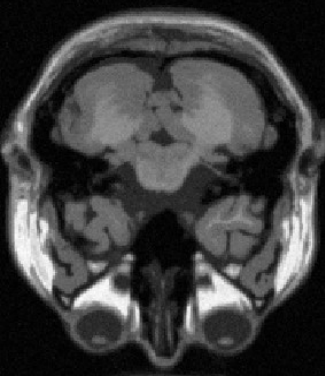








4. SONUÇLAR

BrainWeb veri setinden alınan 15., 30., 60., 120., 150. ve 165. dilimlere algoritmalar Intel i7-7700hq işlemci ve TOSHIBA ST1000LM SSD ve NVIDIA GTX 1060 MAX-q üzerinde uygulanmıştır.










Tablo 4.1. 15. dilim yöntem ve süre karşılaştırmaları

		
Orijinal Görüntü	FCP2-0.85sn	FCP3-1.4sn
		
ACM2-11sn	ACM5-27sn	FCM2-1sn
		
ACP2-4.8sn	ACP5-10sn	FCM3-2sn

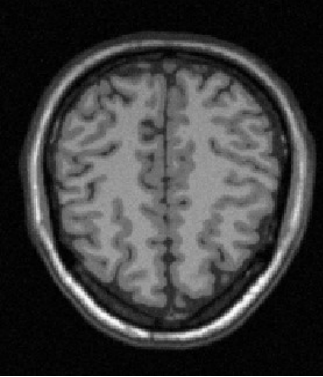
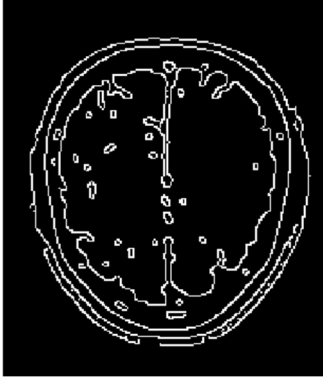

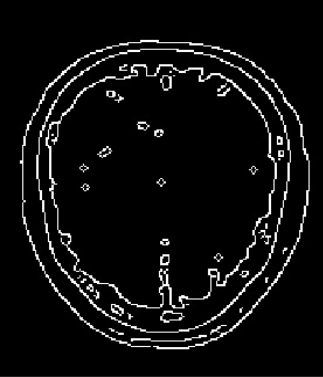
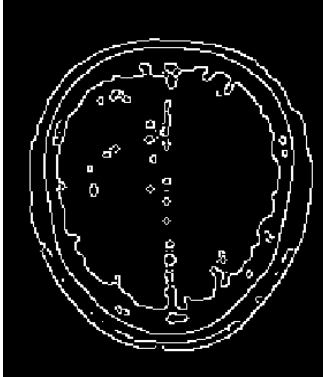
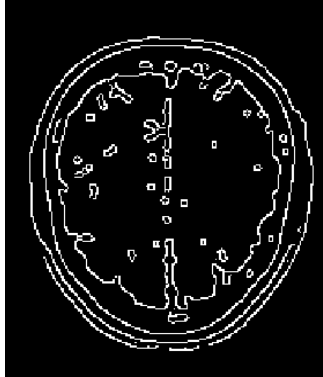
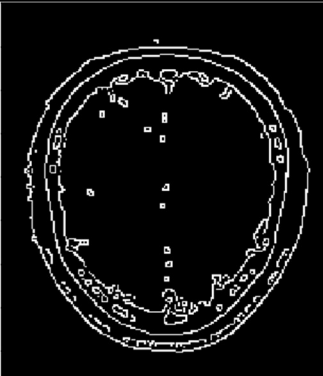
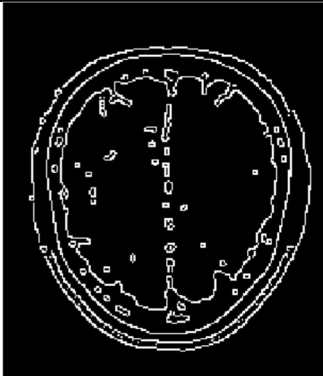
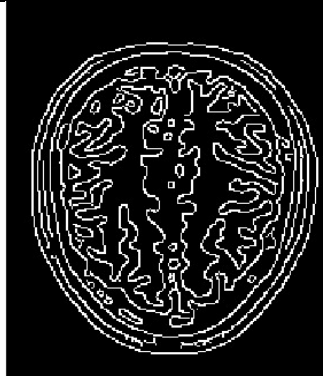
Tablo 4.2. 30. dilim yöntem ve süre karşılaştırmaları

 <p>Orijinal Görüntü</p>	 <p>FCP2-0.85sn</p>	 <p>FCP3-1.4sn</p>
 <p>ACM2-11sn</p>	 <p>ACM5-27sn</p>	 <p>FCM2-1sn</p>
 <p>ACP2-4.8sn</p>	 <p>ACP5-10sn</p>	 <p>FCM3-1.7sn</p>

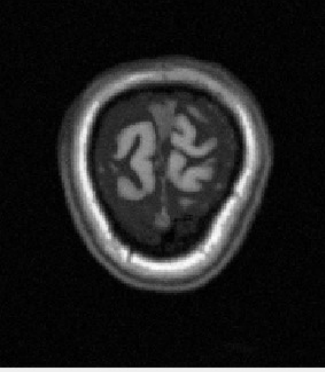
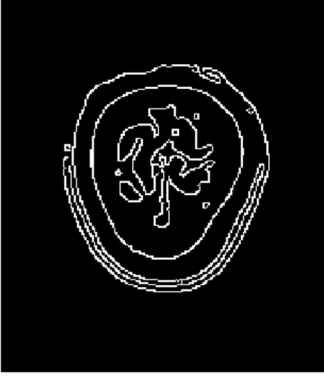

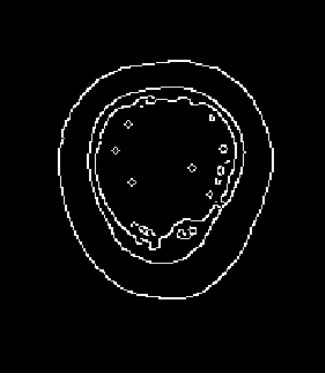
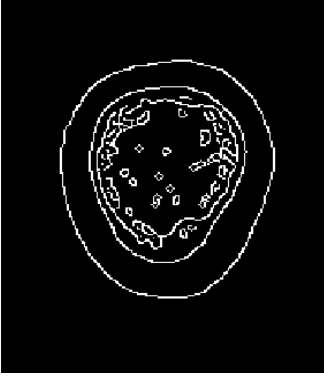
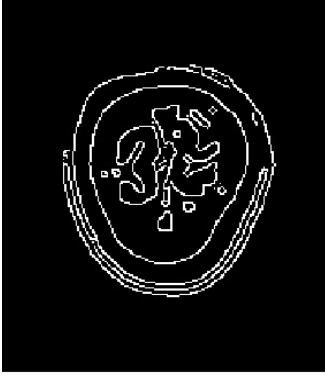
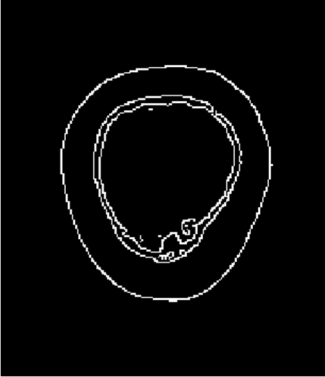
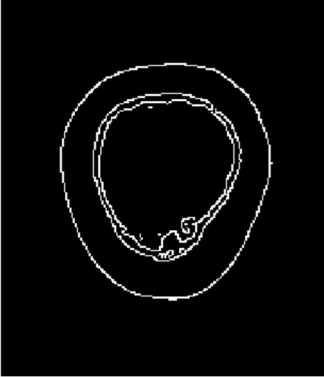

Tablo 4.3. 60. dilim süre ve yöntem karşılaştırmaları

		
Orijinal Görüntü	FCP2-0.83sn	FCP3-1.05sn
		
ACM2-11sn	ACM5-27sn	FCM2-1sn
		
ACP2-4.7sn	ACP5-10sn	FCM3-1.3sn

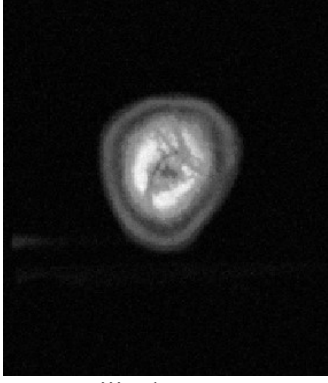
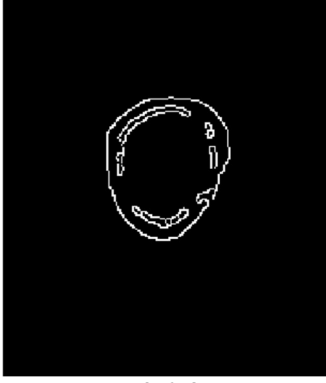
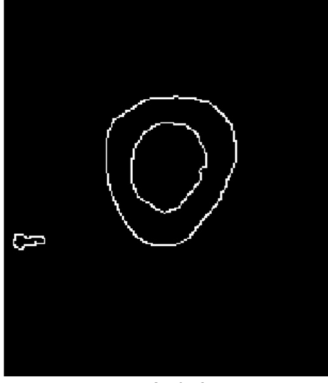
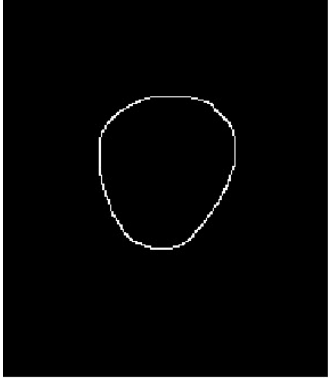
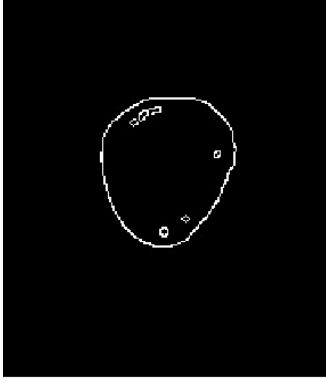
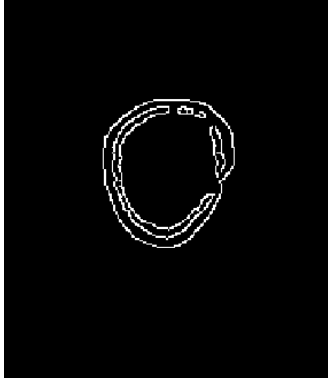
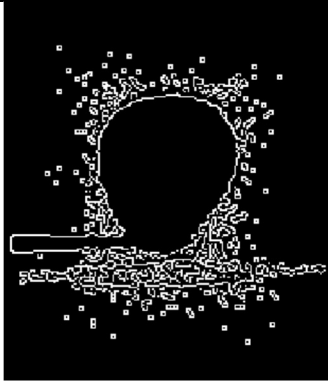
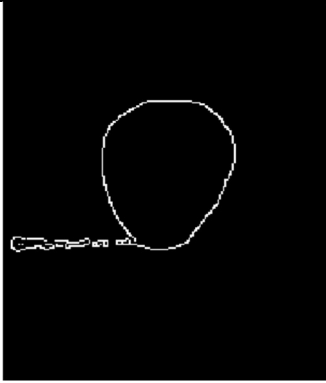
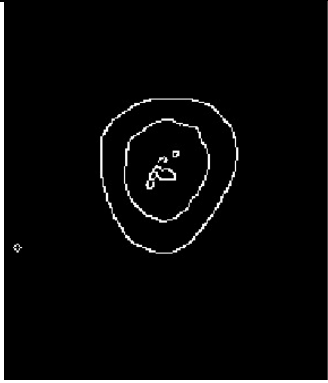
Tablo 4.4. 120. dilim süre ve yöntem karşılaştırmaları

		
Orijinal Görüntü	FCP2-0.83sn	FCP3-1.08sn
		
ACM2-11sn	ACM5-28sn	FCM2-1sn
		
ACP2-4.7sn	ACP5-10sn	FCM3-1.3sn

Tablo 4.5. 150. dilim süre ve yöntem karşılaştırmaları

		
Orijinal Görüntü	FCP2-0.87sn	FCP3-1.02sn
		
ACM2-11sn	ACM5-26sn	FCM2-1sn
		
ACP2-4.5sn	ACP5-10sn	FCM3-1.2sn

Tablo 4.6. 165. dilim süre ve yöntem karşılaştırmaları

		
Orijinal Görüntü	FCP2-0.87sn	FCP3-0.9sn
		
ACM2-11sn	ACM5-26sn	FCM2-1sn
		
ACP2-4.7sn	ACP5-10sn	FCM3-1sn

5. KAYNAKÇA

- [1] <https://tr.wikipedia.org/wiki/MATLAB>, Son erişim tarihi:25.05.2018
- [2] [https://tr.wikipedia.org/wiki/Python_\(programlama_dili\)](https://tr.wikipedia.org/wiki/Python_(programlama_dili)), Son erişim tarihi:25.05.2018
- [3] <http://www.numpy.org/>, Son erişim tarihi:25.05.2018
- [4] <https://matplotlib.org/>, Son erişim tarihi:25.05.2018
- [5] <https://docs.python.org/2/library/tkinter.html>, Son erişim tarihi:25.05.2018
- [6] <http://brainweb.bic.mni.mcgill.ca/brainweb/>, Son erişim tarihi:25.05.2018
- [7] Kass M., Witkin A., and Terzopoulos D., (1988) “*Snakes: active contour models*”, International Journal of Computer Vision, Cilt 1, No 4, 321-331
- [8] T.F. Chan, L.A. Vese, “*Active Contours Without Edges*,” IEEE Transactions on Image Processing, vol. 10, no. 1, pp. 266–277, 2001
- [9] J. C. Dunn (1973) “*A Fuzzy Relative of the ISODATA Process and Its Use in Detecting Compact Well-Separated Clusters*”, Journal of Cybernetics 3: 32-57
- [10] J. C. Bezdek (1981) “*Pattern Recognition with Fuzzy Objective Function Algorithms*”, Plenum Press, New York