

BT ve MR Görüntülerini 3 Boyutta Çakıştırarak ve Birlikte Kullanarak, Otomatik ve Yarı-Otomatik Bölütleme Yöntemleri Geliştirilmesi ve Bu Yöntemlerin Kafa Modeli Oluşturma ve Yüz Mimik Kaslarının Bölütlenmesine Uygulanması

Emre Şener¹, Erkan Mumcuoğlu², Emre Kale², Veysel Akgün³

¹ Mühendislik Bilimleri Bölümü, Orta Doğu Teknik Üniversitesi, Ankara

² Enformatik Enstitüsü, Orta Doğu Teknik Üniversitesi, Ankara

³GATA, Radyoloji A.D., Ankara

Automatic and Semi-Automatic Segmentation of Head and Mimic Muscles Using CT and MR Images

Abstract

Accurate segmentation of Mimic Muscles can be used for patient specific prosthesis design and simulation of facial mimics in computer. For this purpose, CT or MR images can be used. CT is more useful in segmenting bone and air, while MR has better muscle-fat contrast. Both modalities suffer from filling and implant artifacts. Because of this complementary nature of CT and MR images, we developed segmentation methods that use both modalities simultaneously (named as multi-spectral imaging in the literature). First, accurate and automatic 3D image registration techniques are applied to align both image sets. These results are not sufficient to separate muscles that are next on top of each other. Next, very time-efficient semi-automatic (live-wire based) segmentation methods are developed. Detailed performance test results are also presented using one data set. Future planned studies and more extensive validation plans are also stated.

Key Words:

Image Segmentation, MRI, CT, Markov Random Field, Live-Wire

Özet

Yüzdeki tüm dokuların ve kasların hassas bölütlenmesi bilgisayar ortamında kişiye özel protez tasarımında ve yüz mimiklerinin bilgisayarda canlandırılmasında kullanılabilir. Bu amaçla, BT veya MR görüntülerine ihtiyaç vardır. BT kemik ve havayı daha iyi ayırırken,

MR'in kas ve yağ ayırma kontrastı daha yüksektir. Dolgu ve implant nedeniyle oluşan görüntü bozulmaları her iki modalitede de vardır. BT ve MR modalitelerinin bu birbirini tamamlayıcı yönü nedeniyle, bu çalışmamızda MR ve BT görüntülerini birlikte kullanan bölütleme yöntemleri geliştirilmiştir. Öncelikle, MR ve BT Görüntüleri 3B'ta ve otomatik yöntemlerle çok hassas çakıştırılmıştır. Daha sonra, otomatik bölütleme yöntemi geliştirilmiş ve uygulanmıştır. Ancak, otomatik bölütleme yönteminin birbiri üzerine binen kasları ayırt etmedeki yetersizliği nedeniyle, etkin ve kullanıcı tarafından hızlı kullanılabilen bir Canlı-Tel yarı-otomatik bölütleme yöntemi geliştirilmiş ve bir görüntü setine uygulanan başarımların test sonuçları sunulmuştur. Önümüzdeki aylarda tamamlamayı planladığımız çalışmalar ve daha detaylı başarımların testleri de açıklanmıştır.

Anahtar Kelimeler:

Görüntü Bölütleme, MRI, BT, Markov Olasılık Alanları, Canlı-Tel

1. Giriş

Tıbbi görüntülerdeki dokuların bölütlenmesi bilgisayar destekli tanı, hastalık takibi gibi pek çok uygulama için önemlidir. Bu çalışmada ele alınan yüzdeki tüm dokuların ve kasların bölütlenmesi bilgisayar ortamında yüz mimiklerinin canlandırılmasında, kişiye özel protez tasarımında (bilgisayar ortamında tasarlanacak protezin mimik kaslarının hareketiyle nasıl görüneceğini hastaya önceden gösterme) ve ameliyat planlamasında kullanılabilir. Bu teknik aynı zamanda film animasyon teknolojisinde değişik yüz mimiklerini karakterlerde canlandırmak amacıyla yoğun olarak kullanılmaktadır.

Bu amacı gerçekleştirmek için gereken şart sadece kas ve diğer yumuşak dokuları bölütleme değil, aynı zamanda, kasların bağlantı noktalarını (kemik veya yumuşak dokuya olabilir) belirlemek ve kasların/yumuşak dokuların ilgili kasların kasılmasıyla nasıl bir biyomekanik değişim gösterdiğini modellemek ve canlandırabilmektir [14].

Kafa dokularının bölütlenmesi ile ilgili geliştirilmiş uygulamalardan ikisi BrainSuite ve BioPse'dir. BrainSuite [1] kafatası ve yüz dış yüzeylerini bulmak ve beyin dokularını bölütlemek üzere tasarlanmıştır. BioPse [2][3] ise kafanın beyin içi dokuları, kan damarları ve sinüsler, gözler, kemik, kemik iliği, kas ve yağ dokusu olmak üzere 9 sınıfa bölütlemek üzere geliştirilmiştir. T1, T2 ve PD protokollerini birlikte kullanan çok-spektrumlu (multi-spektral) sınıflandırma yönteminde beklenti en-büyüleme (Expectation Maximization-EM) yaklaşımı kullanılmıştır. Ancak, kafadaki yağ-kas-kemik-hava bölütlenmesi konusunda kendilerinin tam bekledikleri başarıya ulaşamadıklarını ve bunu sadece MR verisi ile yapmanın oldukça zor olduğunu, sadece verilerin istatistiklerine dayanan yöntemler ile başarılı olmanın mümkün olmadığını bildirmişlerdir. Başka bir grubun yaptığı çalışmalarda Şekil-1'de verilen mimik kas modeli, yüz mimiklerinin benzetimini yapmak için kullanılmıştır [4]. Ancak bu çalışmalarda kasların bölütlenmesi konusunda ayrıntılı açıklama, kullanıcının harcadığı süre ve başarımların test sonuçları ile ilgili bilgiler bulunmamaktadır.

Bu çalışmamızdaki amaç, kafa içi doku tiplerini bölütlemek için mümkün olduğunca hassas ve otomatik yöntemler geliştirmek ve bu yöntemlerin ayrıntılı testlerini yapmaktır.



Şekil-1. Daha önce yapılan bir çalışmada gösterilen kas modeli ve bu modeli kullanarak elde edilen yüz mimikleri [4]

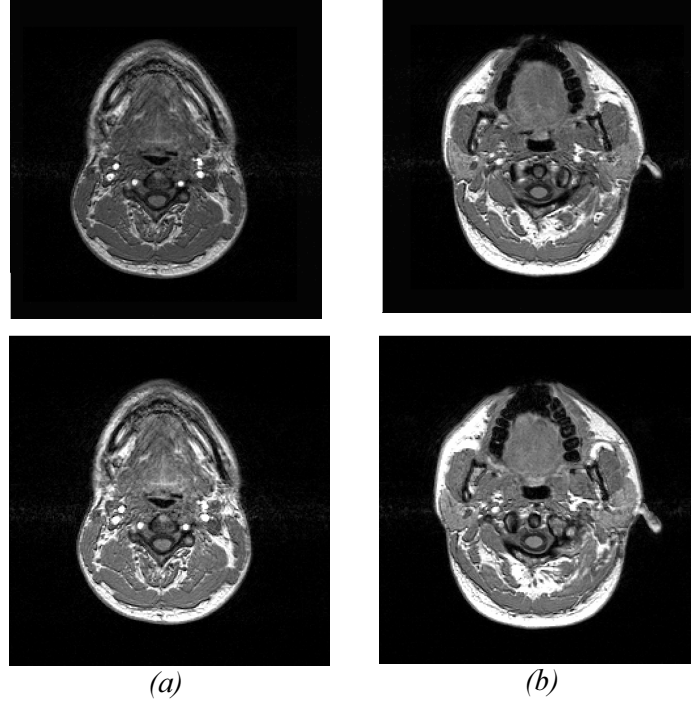
Bilgisayar Tomografisi (BT) kemik ve havayı daha iyi ayırırken, Manyetik Resonans (MR) görüntüleme daha iyi kas-yağı kontrastı vermektedir. Bu nedenle, BT ve MR görüntülerinin birlikte kullanılması hedeflenmiştir. İki görüntü önce katı ve katı olmayan 3B otomatik ve hassas yöntemlerle çakıştırılmıştır. BT ve MR görüntülerinden oluşturulan görüntü setleri 3B Markov Olasılık Alanı (MOA) [5] bölütleme yöntemine özel bir şekilde uyarlanarak bölütlenmiştir. Kasların birbirinden ayrılması için de canlı-tel [6] yöntemi kullanılarak 3B yarı-otomatik bölütleme yapılmıştır. Kullanılan aynı hastaya ait 3B MR ve BT verileri GATA'daki Philips cihazlarından temin edilmiştir. İnce kesit BT ve T1 MR protokolleri kullanılmıştır. Voksel büyüklükleri (sırasıyla, x,y,z): BT: 0.49 x 0.49 x 0.70mm, 512 x 512 x 188 matris; MR: 0.94 x 0.94 x 0.94mm, 256 x 256 x 130 matris. Bu bildiriye anlatılan yöntemler ve sonuçları bu çalışmanın gerçekleşmesine destek veren Tübitak projesi raporunda daha ayrıntılı açıklanmaktadır [14].

2. MR Renk Yoğunluğu Sapması

MR sistemindeki manyetik düzensizlikten dolayı benzer tip dokuların renk yoğunluğu değerleri kafa görüntüsünün farklı bölgelerinde sapma gösterir. Sapma MR hacmi boyunca yavaş değiştiği için küçük bölgelerde (bloklarda) hesaplanabilir [5]. Her bloktaki renk yoğunluğu histogramı oluşturulan bir modele oturtulmaya çalışılır. Orijinal histogramla model histogramı arasındaki farkı gösteren bir hata fonksiyonunun en iyilenmesi sonucunda modelin parametreleri elde edilir ve bu parametrelerden biri de o bölgedeki sapma miktarıdır. Biz toplam 12 saf ve karışım sınıfı kullandık: kas, yağ, kemik, beyin-omurilik sıvısı(BOS), beyaz madde(BM), gri madde(GM), kas-yağ, kas-kemik, BM-GM, BOS-GM, BOS-BM , BOS-kemik. Fakat Γ sınıf kümesi her blok için değişebilmektedir; çünkü kafanın alt kısımlarında saf sınıf olarak yalnızca kas, yağ ve kemik; beyin kısmında sadece BM, GM ve BOS; beyin yüzeyine yakın kısımlardaki bloklarda ise tüm sınıflar hata fonksiyonu ilgili sınıflar için kullanılmıştır. Bunun için "Brain Extraction Tool" (BET) [8] kullanarak beyin görüntüden çıkarılmış ve maske olarak kullanılmıştır. Böylece beyin sınıflarının olmadığı yerlerde beyinle ilgili olan sınıflar hesaplarda kullanılmamıştır. Bu yöntem [5] çalışmasından farklı bir durumdur; çünkü o çalışmada sapma sadece beyin için hesaplanmıştır. Bizim çalışmamızda ise tüm kafa hacmi söz konusu olduğundan ve bazı saf sınıf değerleri birbirine yakın değerler alabildiğinden, en iyileme yöntemi bazı durumlarda model histogramı yanlış tarafa kaydırabilmektedir. Bu da beklenenden farklı sapma değerlerinin bulunmasına neden olabilmektedir. Bloklarda ilgili sınıfların kullanılması hem bu sorunun aşılmasını sağlamıştır

hem de yöntemin çalışma hızını arttırmıştır. Yöntem kimi bloklarda aykırı değerler bulabilmektedir. Bu yüzden en iyileme çalışırken orjinal makaledeki aykırı değer kestirim ve düzeltme yöntemleri kullanılmıştır. Son olarak hesaplanan sapma değerleri Radyal Tabanlı Ağ (RTA) [9] kullanılarak tüm vokseller için hesaplanır. Hesaplanan sapma değerleri iki aksiyel kesitte Şekil-2’de gösterilmiştir.

Bu şekillerde iki ayrı kesitte renk yoğunluğu düzeltilmesinden önce ve sonraki görüntüler verilmiştir. Bu sonuçlar görsel ve kas/yağ gibi dokuların kafanın değişik bölgelerinde karşılaştırılması suretiyle uzmanlarca başarılı bulunmuştur. Daha detaylı testleri ileriki çalışmalarımızda yapmayı planlamaktayız.



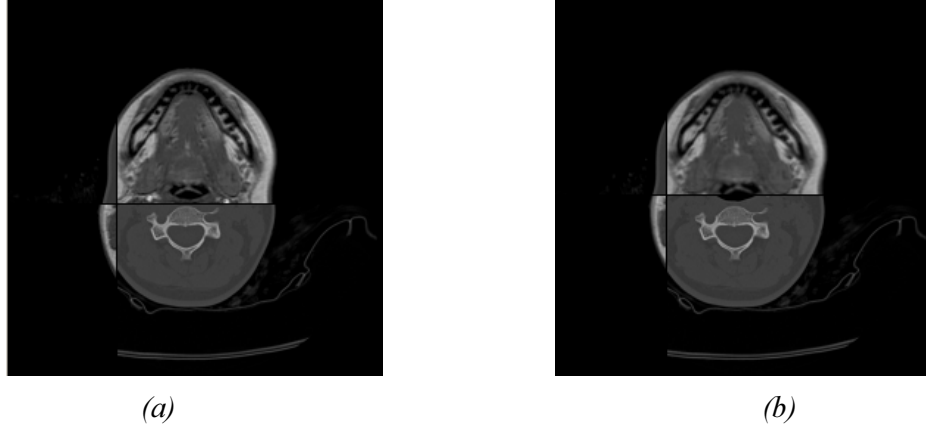
Şekil-2. Hesaplanan sapma fonksiyonu ile düzeltilmiş MR kesitleri (altta), ve kesitlerin eski halleri (üstte): (a) alt çene (b) üst çene

3. MR ve BT görüntülerinin 3B’te hassas karşılaştırılması

MR ve BT görüntü setleri farklı piksel ve kesit kalınlıklarına sahiptirler. Kesit düzlemleri de aynı açıda değildir. Normal klinik protokollerde iki sistem arasında bir kalibrasyon da sözkonusu olmadığı için, iki görüntü seti arasında hassas 3B karşılaştırma yöntemleri kullanılabilir. Bu yöntemler kafa gibi katı (rigid) organlar için temel olarak 3 döndürme ve 3 kayma parametreleri hesaplar ve ara değerlendirme yöntemi kullanarak, piksel ve kesit bazında tam olarak örtüşen görüntü setlerini elde ederler [10].

Buna ek olarak, MR’da manyetik alan düzensizliğinin yarattığı diğer bir problem, piksellerin geometrik olarak farklı yönlere kaymasıdır. MR-T1 protokolünde kullanılan spin-echo tekniği belli ölçülerde bu problemi engellemektedir. Döndürme ve kayma parametreleri kullanarak yapılan hassas katı karşılaştırma [10] sonrası kafanın değişik bölgelerinde MR ve BT görüntülerinin karşılaştırması (Şekil-3) incelendiğinde, geometrik bozulmanın olduğunu gözlemledik. Karşılaştırma doğruluğunu artırmak için blok eşleştirme adı verilen katı olmayan karşılaştırma yöntemi kullanıldı [11]. MR ve BT’de aynı koordinatlar etrafında alınan bloklar karşılıklı bilgi fonksiyonunu en iyileyecek şekilde 3 yönde kaydırıldı ve blokları en iyi

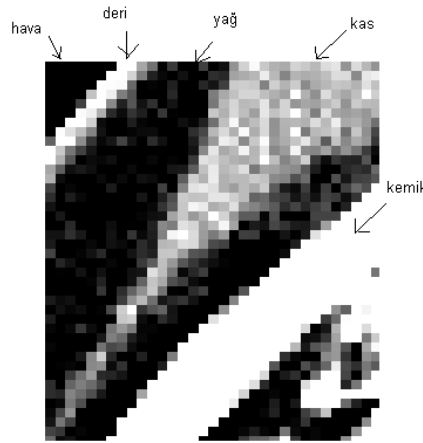
eşleştirecek yer değiştirmeler bulundu. Her pikseldeki yer değiştirme blokların merkezinde bulunan yer değiştirmeler kullanılarak RTA ile hesaplanır [9]. Katı olmayan çakıştırma öncesi ve sonrası MR ve BT görüntüleri Şekil-3'te verilmiştir. Bu sonuçlar kafanın tüm bölgelerinde görsel karşılaştırma yöntemiyle uzmanlarca çok başarılı bulunmuştur. Daha detaylı testleri ileriki çalışmalarımızda yapmayı planlamaktayız.



Şekil-3. Ağız bölgesi MR ve BT birlikte gösterimi (a) Katı olmayan çakıştırma öncesi (b) Katı olmayan çakıştırma sonrası

4. Markov Olasılık Alanı Modeli ile Bölütleme

Makalemizin konusunu oluşturan çok ince kas ve dokuların bölütlenmesinde eşikleme (threshold) türü yöntemlerin çok başarılı olamayacağı BT veri setimizden alınan yüz bölgesinin büyütülmüş aşağıdaki görüntüsünden anlaşılabilir. Bu görüntüde görüldüğü gibi, BT znrlğyle karşılaştırıldığında, mimik kasları sadece birkaç piksel kalınlığında olabilmektedir. Bu durumda, kas-yağ sınırındaki pikseller yağ ve kasta kısmi hacim almakta ve bu nedenle basit eşikleme yöntemi kas sınırlarını başarılı bulamamaktadır.



Şekil-3'. Kafa BT görüntüsünde deri ve kemik arasındaki ince bir mimik kasının göründüğü bir bölgenin büyütülmüş hali

Kısmi-hacim sezimi (detection) ve bölütlenmesi üzerine son yıllarda pek çok yöntem geliştirilmiştir: Bayeşci yaklaşım [12], Markov Olasılık Alan [5], Bulanık C Ortalamalar [13]. Bu yöntemler arasında, Shattuck ve grubu [5] tarafından önerilen yöntemin en uygunluğu son yıllarda kabul görmektedir. Bunun nedeni: MR ve BT görüntülerinin her doku tipi içerisinde

(kas, yağ, kemik, hava, vb.) sinyal homojenliği karakteristiği göstermesi ve MOA modelleme tarafından sunulan komşuluk-bağımlı sınıflamayı sağlamasıdır. MR görüntü modeli her k voksel için: $x_k = b_k y_k + \eta_k \quad k \in \Omega$. Burada x_k k vokselin MR ölçüm değeri, y_k vokselin gerçek değeri, b_k MR sapması, η_k ise tüm görüntüde her sınıf için standart sapması (σ) aynı olan Gauss gürültüsüdür. BT görüntülerinde bu tür bir sapma olmadığından modeldeki b_k değişkeni 1'e eşittir. Bu durumda saf sınıflara ait ölçüm modeli aşağıdaki şekilde olur:

$$p(x_k | b_k, y_k) = g(x_k; b_k y_k, \sigma) \quad k \in \Omega$$

$p()$ fonksiyonu MOA için gerekli olasılık fonksiyonudur. $g()$ ortalama değeri $b_k y_k$ olan, ölçüm değeri de x_k olan Gaus fonksiyonudur ve verideki Gaus gürültü sebebiyle kullanılmıştır. y_k için sınıf kümesi (Γ) şu şekildedir: $\Gamma = \{ \text{yağ, kas, kemik, hava, yağ-kas, kas-kemik, vb.} \}$. İlk dördü saf sınıfları, sonrakiler de karışım (kısmi hacim) sınıflarını ifade eder. Karışım sınıfları için ölçüm modeli

$$p(x_k | \gamma) = \int_0^1 g(x_k; \alpha \mu_A + (1 - \alpha) \mu_B, \sigma) d\alpha$$

şeklinde yazılır. μ_A ve μ_B karışım sınıfını oluşturan saf sınıfların ortalama değerleridir. Sınıflandırma amacıyla "Bayes" temelli "Maximum-Posteriori" (MAP) kestirim temelli bölütleme yöntemi kullanılmıştır [5]. Bu yöntemde aşağıdaki posterior fonksiyonu en-büyüklenir:

$$p(\Lambda | X) = \frac{p(X | \Lambda) p(\Lambda)}{p(X)}$$

Yerel voksel etiket (label) devamlılığını sağlamak için, Markov önselliği (prior) kullanılır ve $P(\Lambda)$ Potts modeli kullanılarak hesaplanır [5]:

$$\Lambda^* = \arg \max_{\Lambda} \left[\sum_{k \in \Omega} \log p(x_k | \lambda_k) - \beta \sum_k \sum_{j \in N_k} \delta(\lambda_k, \lambda_j) \right].$$

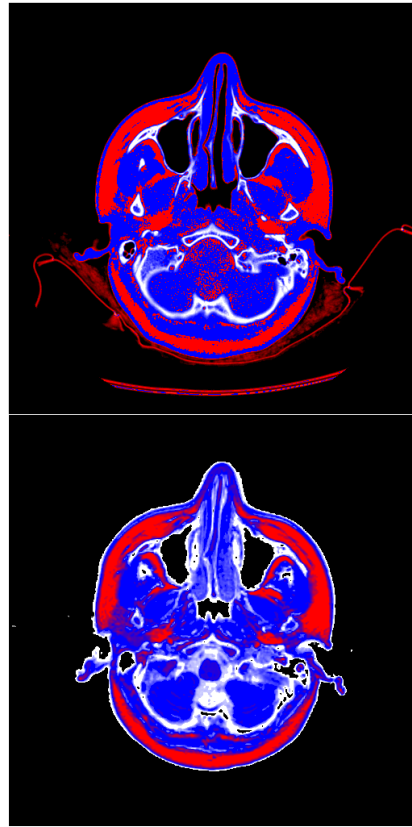
Burada N_k bir vokselin komşuluğudur (3 boyutlu komşuluk: 26 komşu voksel). $\delta(\lambda_k, \lambda_j)$ terimi iki komşu vokselin sınıflarına göre komşu olma olasılıklarını ifade eder ve iki piksel aynı sınıfsa -2, ortak bir dokuları varsa -1 ve ortak dokuları yoksa 1 değerini alır. β komşuluk teriminin ağırlığını belirleyen bir katsayıdır.

Yöntem ilk olarak kas, yağ, kemik, hava ve bunlara ait karışım sınıflarını kullanarak BT ve MR görüntüleri için ayrı ayrı çalıştırıldı. Bölütleme sonuçlarında her dokuya Tablo 1'deki gibi değişik renkler verildi. Elde edilen sonuçlar Şekil 4'te gösterilmiştir. BT'den elde edilen sonuçta kas ve yağın renk yoğunluklarının çok yakın olmasından dolayı kas-yag karışım sınıfı yeterince bulunamadı ve bu gürültülü bir sonuç elde edilmesine sebep oldu. MR'dan elde edilen bölütlemeye ise hava ve kemiğin renklerinin yakınlığı bu sınıflar için iyi bir sonuç alınmasını engelledi. Görüntülerin ayrı ayrı kullanılması yeterince başarılı bulunmadığı için çalışmamızda, her voksel için tek bir değer yerine iki boyutlu bir vektör (BT ve MR renk değerleri) kullanıldı ve MOA yöntemine uyarlandı. Bunun sonucunda elde edilen bölütleme Şekil-5a'da verilmiştir. Daha iyi bir sonuç elde edilmesine rağmen bazı yerlerde (olmaması gereken) hava-kemik sınıfı bulunur. Bu yüzden, ek bir yöntem olarak, bir oylama yöntemi denendi. Bu yöntemde göre, bir voksel için MR ve BT görüntülerinden ayrı ayrı bölütlemeyle sınıflar bulunur. İki görüntüde aynı sınıf olarak bulunan voksellerin bu sınıfa dahil olduğu kabul edilir. Eğer sınıflar farklı bulunduysa, voksel bu iki sınıfın ortak dokusu olarak

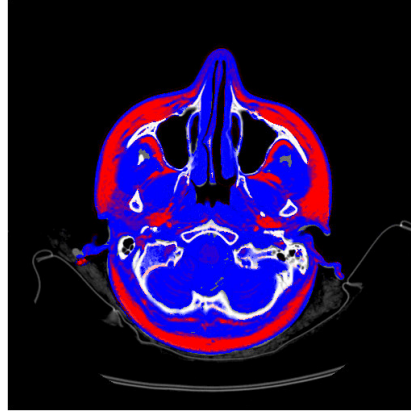
işaretlenir. Şekil-5b’de gösterilen bu yöntemin sonucunda yeşil renk ile ifade edilen voksellerde ortak doku bulunamamıştır. Bu yöntemden de yeterince iyi sonuç alınamaması nedeniyle, kemik ve hava sınıflarının BT görüntüsünde basit bir eşiklemeyle kolayca ayrılabil-diği bilgisi kullanılarak, bu sınıflar basit eşikleme ile elde edilmiştir. Daha sonra kalan vokseller BT ve MR birlikte yağ, kas ve yağ-kas sınıfları kullanarak bölütlenmiştir (Şekil-6).

Tablo-1. Sınıfların renk kodları

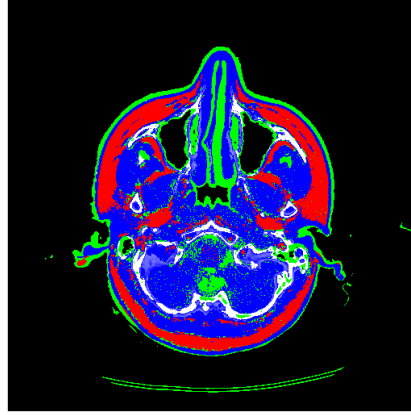
	Kas
	Yağ
	Kemik
	Hava



Şekil-4. Otomatik bölütleme sonucu (a) Sadece BT (b) Sadece MR kullanarak

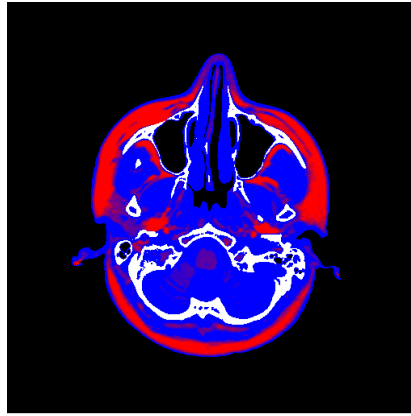


(a)



(b)

Şekil-5. Otomatik bölütleme sonucu (a) BT ve MR MOA yönteminde birlikte kullanılarak (b) Oylama yöntemiyle



Şekil-6. Memik ve havayı BT den eşiklemeyle elde ettikten sonra, BT ve MR birlikte kullanılarak elde edilen bölütleme sonuçları (Yağ: kırmızı, Kas: mavi, Kemik: beyaz, Hava: Siyah)

Şekil-6'daki kemik ve hava sınıflarının BT görüntüsünde basit eşikleme ile elde edildikten sonra, vokseller BT ve MR birlikte yağ, kas ve yağ-kas sınıfları kullanılarak bölütlenmesi yöntemi sonuçları bütün denenen yöntemlerin en iyisi olmasına rağmen, MR ve BT çözünürlüklerinin çok farklı olmasından dolayı, teorik olarak beklenen verimi alamadığımız görüşündeyiz. İleriki aylarda, bu çözünürlük farkını modele dahil eden yeni bir yaklaşımı uygulamayı planlamaktayız.

5. Canlı-Tel ile Bölütleme

Yukarıdaki otomatik bölütleme sonuçları genelde başarılı sonuçlar vermekle birlikte, üst-üste binen kaslar birbirine yapışık elde edilmektedir. Ayrıca MR ve BT görüntülerinde kaslara çok yakın bir yapıya sahip olan damarların da kas gibi algılandığı gözlemlendi. Bunun başlıca nedeni, mimik kaslarının ve diğer dokuların MR ve BT çözünürlüğüyle karşılaştırıldığında çok küçük ve birbirine yakın olmalarıdır.

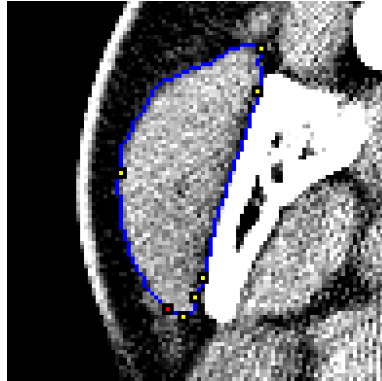
Bu nedenle, radyolog uzmanlarca kolay kullanılabilir 3B yarı-otomatik bölütleme aracı geliştirilmesi gerekmektedir. Yaptığımız yayın taraması sonrası, bu amaçla Canlı-Tel [6], Canlı-Yüzey [7] ve Bölge-Büyütme [16] yöntemlerinin en etkin ve sık kullanılan yöntemler olduğunu belirledik. Proje süremizin azlığı nedeniyle, sadece Canlı-Tel yöntemi uygulandı.

Canlı-tel (live-wire) bir görüntü üzerinde seçilen iki piksel arasında en az maliyetli yolu bulmayı amaçlayan bir yarı-otomatik bölütleme yöntemidir. p pikselinden q pikseline gitmenin maliyeti [6]:

$$l(p, q) = \omega_G \cdot f_G(q) + \omega_Z \cdot f_Z(q) + \omega_D \cdot f_D(p, q)$$

Bu fonksiyondaki 3 terim gradyan, LoG (gaussianın laplacianı) ve yumuşaklıktır. Her ω ait olduğu terimin ağırlığıdır. Maliyet haritası bir pikselden komşu bir piksele gitmenin maliyetini gösterir. Seçilen bir çekirdek noktadan görüntüdeki tüm piksellere giden en kısa yollar bu maliyetlere göre bulunur. Kullanıcı çekirdek noktalarını bölütlemek istediği dokunun sınırında işaretler ve yöntem bu noktaları birleştiren en iyi yolu bulur. Maseter kasının bu yöntemle bölütlenmesi Şekil-7'de gösterilmiştir. Bu bildiride, sadece BT görüntülerini kullanarak yapıla işaretleme sonuçları gösterilmiştir.

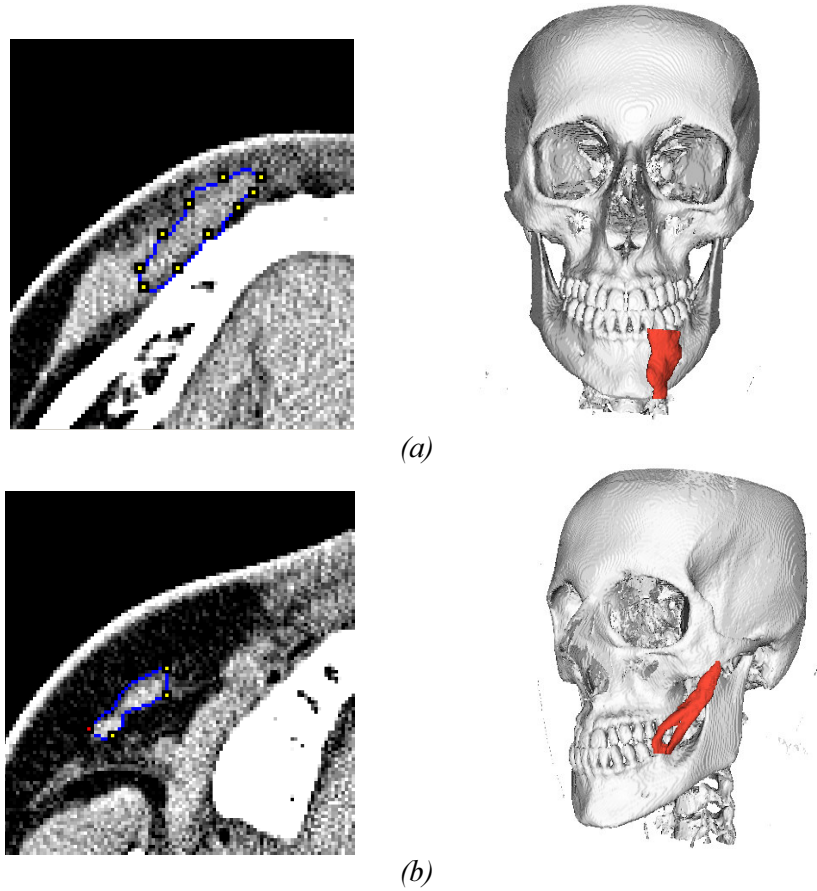
Maliyet haritasının bütün görüntü için oluşturulması uzun sürmektedir. Çalışmamızda, seçilen bir çekirdek noktaya göre otomatik daha dar alan seçen bir yöntem geliştirildi. Bu işlem algoritmayı 20 kata kadar hızlandırmaktadır.



Şekil-7. Maseter kasının canlı-tel ile bölütleme sonucu

Her kesitte 2B olarak elde edilen bölgelerden 3B hacimsel bölütleme elde etmek için ilk akla gelen yöntem bütün kesitlerde işaretleme yapmaktır. Ancak bu çok zaman gerektiren bir işlemdir. Bu çalışmada önerilen 3B canlı-tel yönteminde ise, sadece kesitler arasında kullanıcı uzman tarafından hızlı değişimin görüldüğü kesitlerde (atlamalı) işaretleme yapılır. Bu kesitlerdeki çekirdek noktaların koordinatları işaretlenmemiş kesitlere aktarılır. Aktarma yapılırken noktanın 8 komşuluğunda en benzer gradyan değerine sahip piksel bulunur ve o kesitteki yeni koordinatı elde edilir. Bulunan yeni noktalar arasında canlı-tel otomatik çalıştırılarak bölütleme yapılır. Böylece doğruluk oranından biraz ödün verilerek işaretleme süresi önemli ölçüde azaltılmış olur ve 3B bölütleme gerçekleştirilir. Daha sonra, tüm kesitlerde elde edilmiş olan eğrilerin içi doldurulur. Kesitler arasındaki geçişi yumuşatmak için her vokselin 3B'teki 26 komşuluğunda vokseller arasında oylama yapılır. Oylama sonucunda dolu komşu voksel sayısı daha fazla ise voksel doldurulur, değilse voksel boş olarak işaretlenir. İki örnek kas için elde edilen hacim Şekil-8'de BT'den elde ettiğimiz kafatasının üzerinde gösterilmiştir.

Canlı-Tel uygulamasında ve sonuçların değerlendirilmesinde çok-düzlemlili gösterim (multi-planar reformatting – MPR), yüzey ve hacim kaplama gösterimleri kullanılmıştır (Şekil 9a). Bunu açık kaynak ITK/VTK kütüphanesini [15] kullanan, kendi geliştirdiğimiz uygulamalar ile yapmaktayız.



Şekil-8. İşaretlenen kaslardan ve 3B görünümü (a) Depressor Labii Inferioris (b) Depressor Anguli Oris

6. Başarım Testleri

MR Renk Yoğunluğu Sapması yönteminin testleri:

Yukarıda ilgili başlık altında sunulan sonuçlar görsel ve kas/yağ gibi dokuların kafanın değişik bölgelerinde karşılaştırılması suretiyle uzmanlarca başarılı bulunmuştur. Daha detaylı testleri ileriki çalışmalarımızda yapmayı planlamaktayız.

MR ve BT çakıştırma yönteminin testleri:

Katı ve katı-olmayan çakıştırma öncesi ve sonrası MR ve BT görüntüleri yukarıda ilgili başlık altında verilmiştir. Bu sonuçlar kafanın tüm bölgelerinde görsel karşılaştırma yöntemiyle uzmanlarca çok başarılı bulunmuştur. Daha detaylı testleri ileriki çalışmalarımızda yapmayı planlamaktayız.

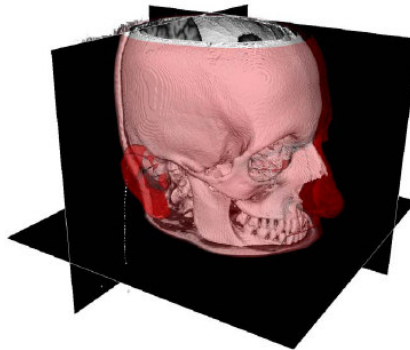
Otomatik Bölütleme yönteminin testleri:

Yukarıda ilgili başlık altında kemik ve hava sınıflarının BT görüntüsünden basit eşikleme ile elde edildikten sonra, vokseller BT ve MR birlikte yağ, kas ve yağ-kas sınıfları kullanılarak bölütlenmesi yöntemi sonuçları bütün denenen yöntemlerin en iyisi olarak elde edildi (uzmanlarca görsel olarak). Ancak, MR ve BT çözünürlüklerinin çok farklı olmasından dolayı, teorik olarak beklenen verimi alamadığımız görüşündeyiz. İleriki aylarda, bu çözünürlük farkını modele dahil eden yeni bir yaklaşımı uygulamayı planlamaktayız. Daha detaylı testleri ileriki çalışmalarımızda yapmayı planlamaktayız.

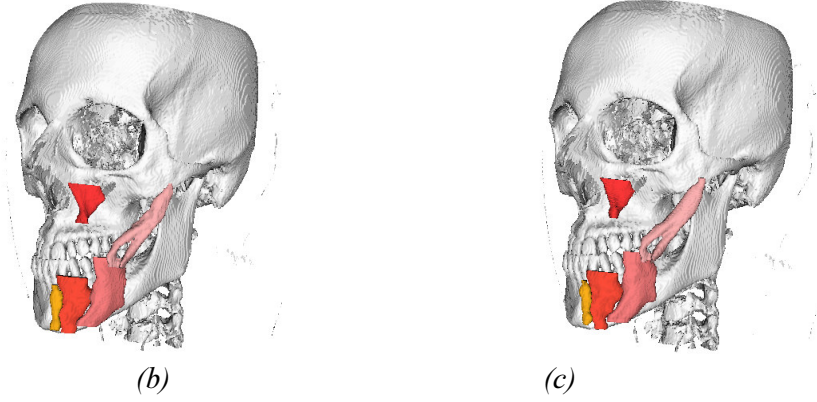
Canlı-Tel bölütleme yönteminin testleri:

Bir uzmanın bütün kesitleri tek-tek işaretlemesiyle bulunan referans hacmi ve sadece belirlenen kesitlerde işaretlemeyle bulunan test hacmi karşılaştırması Şekil-9'da verilmiştir. Test hacminin doğruluğunu sayısal olarak ifade etmek için iki doğruluk ölçüsü kullanılmıştır. İlk doğruluk ölçüsü olan **örtüşen alan**, iki hacmin ortak alanının referans hacmine oranıdır. **Fazla alan** doğruluk ölçüsü ise test hacminin dışarı taşan hacmin referans hacmine oranıdır. Bu alanlar Şekil-10'da gösterilmiştir. Eksik alan referans hacminden örtüşen hacmin çıkarılmasıyla bulunabilir. Tablo-2'de 5 kasın tüm kesitlerde bölütlemenin süresi ile kesit atlayarak yapılan bölütlemenin süresi, işaretlenen kesit sayısı ve doğruluk oranı verilmiştir. Doğruluk oranının atlanan kesit sayısı arttıkça azalacağı öngörülmüştür ve bununla ilgili denemeler yapılmıştır. Kesit aralığı-doğruluk ölçütü grafikleri Şekil-10'da gösterilmiştir. Sadece kullanıcı tarafından belirlenen kesitleri işaretleme yöntemi sonuçları başarılı ve etkileşim süresi açısından uygun bulunmuştur.

Şu an için, otomatik ve yarı-otomatik bölütleme yöntemleri ayrı-ayrı kullanılmıştır. İlerideki amacımız, bu iki yöntemi daha etkin bir şekilde entegre etmektir. Örneğin: geliştirdiğimiz yarı-otomatik bölütleme yöntemlerini otomatik bölütleme sonuçlarını düzeltmek şeklinde kullanarak, işaretleme süresini kısaltmak.



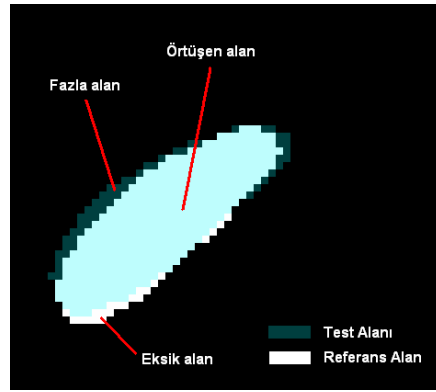
(a)



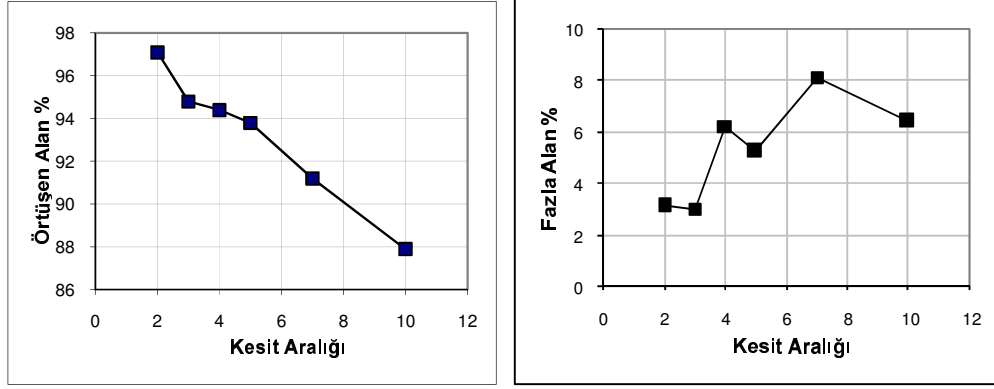
Şekil-9. (a) 3-planlı gösterim (multi planar reformatting-MPR) ve yüzey kaplama gösterimi: MR verisi, yüzey kaplanmış kemik ve dış deri yüzeyi. İşaretlenen kasların tamamı (b) Referans (c) Test

Tablo-2. Bazı mimik kasları için işaretleme süreleri ve doğruluk oranları

Kas Adı	Tüm kesitleri işaretleme süresi (dakika)	Kesit atlayarak işaretleme süresi (dakika)	Toplam kesit sayısı	Atlayarak işaretlenen kesit sayısı	Örtüşen alan (%)	Fazla alan (%)
Depressor anguli oris	20	5.5	54	14	93.3	9.7
Levator labii superioris	19	5	30	8	91.3	6.2
Zygomaticus major	28	8	68	23	77.6	11.6
Mentalis	8	2	34	8	92.8	9.6
Depresor labii inferioris	17	4	40	12	92.4	5.1



(a)



(b) (c)
 Şekil-10. (a) Doğruluk ölçütü olarak kullanılan alanlar, Kesit Aralığı-Doğruluk Ölçütü Grafikleri (b) Örtüşen alan (c) Fazla alan

7. Sonuç

MR renk yoğunluğu sapmasını düzelterek, MR ve BT'yi 3B'ta hassas karşılaştırarak, otomatik ve yarı-otomatik bölütlemeyi süre yönünden kabul edilebilir ve başarımlı yönünden yeterli düzeyde başardığımızı gösterdiğimizi düşünüyoruz. İleriki aylarda daha çok denek üzerinde daha ayrıntılı testlerin yapılması planlanmaktadır.

Canlı-Tel uygulamasını projemizde bir radyolog doktor (anatomi atlası kullanarak), BT-MR görüntüleri üzerinde gerçekleştirmiştir.

Şu an için, otomatik ve yarı-otomatik bölütleme yöntemleri ayrı-ayrı kullanılmıştır. İlerideki amacımız, bu iki yöntemi daha etkin bir şekilde entegre etmektir. Örneğin: yarı-otomatik bölütleme yöntemlerini otomatik bölütleme sonuçlarını düzeltmek şeklinde kullanarak, işaretleme süresini kısaltmak.

Canlı-Tel dışında, Bölge-Büyütme [16] gibi diğer yarı-otomatik bölütleme yöntemlerini de denemeyi bundan sonrası için amaçlamaktayız.

MR ve BT görüntülerini birlikte kullanarak bölütlemenin bir diğer avantajı, MR'dan elde edilen ek bilgiyi kullanarak, BT çekim süresini ve dolayısıyla hastanın aldığı radyasyonu azaltma olanağıdır (düşük dozlu BT). Tüm kafa modeli oluşturmada normal çekim protokolleri kabul edilebilirin üzerinde bir doz oluşturmaktadır.

Dolgu veya implantları olan bir hastanın BT ve MR görüntülerinde oluşacak görüntü bozukluklarının (kısmı ölçüde özel yöntemler bu bozulmayı temizleyebilmekte olsa da) sonuçlara etkisi de araştırılacaktır. BT ve MR görüntülerini birlikte kullanmanın bir diğer faydası da, bu bozukluklar farklı yapıda olacağı için, ortak bölütlemeye etkilerinin azalabileceği düşüncemizdir. Bunu ileriki çalışmalarımızda araştırmayı planlamaktayız.

Proje süresince geliştirdiğimiz özel görselleştirme ve bölütleme yöntem ve araçları diğer organ ve modalitelerde de kolayca kullanılacak çok amaçlı araçlardır. Bu da projenin [14] bir diğer önemli sonucudur ve grubumuzun ileriki çalışmalarında önemli bir kaynak ve tecrübe oluşturacaktır.

8. Kaynakça

- [1] BrainSuite, www.brainsuite.usc.edu
- [2] Tasdizen T, Weinstein D, Lee JN, Automatic tissue classification for the human head from multispectral mri, Tech. Rep. UUSCI-2004-001, U. of Utah.
- [3] BioPSE: Problem Solving Environment for modeling, simulation, and visualization of bioelectric fields. Scientific Computing and Imaging Institute (SCI), <http://software.sci.utah.edu/biopse.html>, 2002.
- [4] Gladilin E, Zachow S, Deuffhard P, Hege HC, Anatomy and Physics-Based Facial Animation for Craniofacial Surgery Simulations, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 42(2), 2004, p 167-170
- [5] Shattuck DW, Sandor-Leahy SR, Schaper KA, Rottenberg A, Leahy RM. Magnetic Resonance Image Tissue Classification Using a Partial Volume Model. *Neuroimage* 2001, 13, p 856–876
- [6] Barrett WA, Mortensen EN. Interactive live-wire boundary extraction. *Medical Image Analysis* (1996/7) volume 1, number 4, p 331–341
- [7] Armstrong CJ, Price BL, Barrett WA Interactive segmentation of image volumes with Live Surface, *Computers and Graphics*, Volume 31, Issue 2, 2007, p 212-229
- [8] Smith SM, Fast Robust Automated Brain Extraction, *Human Brain Mapping*, Vol. 17 No.3 November, 2002, p 143-155
- [9] Davydov O, Sestini A, Morandi R, Local RBF approximation for scattered data fitting with bivariate splines, *Trends and Applications in Constructive Approximation*, ISNM Vol.151, Birkhäuser, 2005, p 91-102
- [10] Viola P, Wells WM, Alignment by Maximization of Mutual Information, *International Journal of Computer Vision*, 24(2), 1997, p 137-154
- [11] Xiao G, Brady JM, Noble JA, Burcher M, English R, Nonrigid Registration of 3-D Free-Hand Ultrasound Images of the Breast. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 21, no. 4, 2002, p 405-412
- [12] Laidlaw DH, Fleischer KW, Barr AH, Partialvolume Bayesian Classification of Material Mixtures in MR Volume Data Using Voxel Histograms, *IEEE Trans. Med. Image*, 17, p 74-86
- [13] Banerjee S, Mukherjee DP, Majumdar DD, Fuzzy c-means approach to tissue classification in multimodal medical imaging., *Inform Sci* 1999, 115, p 261–279
- [14] Tübitak 1001 projesi (105E128). Farklı görüntüleme tekniklerinin birleştirilmesi ile kişiye özel sert ve yumuşak doku ile kişinin dış görünümünü içeren 3B kafa modellenmesi ve bu modelin 3B görselleştirilmesi , ODTÜ, 2006-2008
- [15] www.itk.org, www.vtk.org
- [16] RC Gonzalez, RE Woods, Digital Image Processing, 2nd Edition, Prentice Hall, 2002.