

Kontrast tutucu meme manyetik rezonans görüntülerinde kanserli olan ve kanserli olmayan dokuların görüntü işleme teknikleri ile belirlenmesi

Petek TATLI^{1*}, Bülent BAYRAM²

¹ YTÜ İnşaat Fakültesi, Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisliği Bölümü, 34349, Beşiktaş, İstanbul

² YTÜ İnşaat Fakültesi, Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisliği Bölümü, 34349, Beşiktaş, İstanbul

Özet

Günümüzde kullanılan meme kanseri tanı yöntemlerinde başarı sağlanması için verilerin iyi yorumlanması gerekmektedir. Kanserli ve kansersiz lezyonların belirlenmesinde kullanılan yöntemlerden biri; manyetik rezonans görüntüleme yöntemidir. Sunulan çalışmada, dinamik olarak elde edilen meme MR görüntülerindeki, kanserojen etkisi olan kötü huylu lezyonlar ile kanserojen etkisi olmayan iyi huylu lezyonların otomatik olarak ayırt edilmesini sağlayan bir algoritma ve yazılım geliştirilmiştir. Aynı zamanda hekimin dikkatine, deneyimine, bilgi becerisine göre değişmeyecek somut bir çıkarım yapabilmesi, geliştirilen yazılımın çıkış noktasını yansıtmaktadır. Tıpta hekimlerce kabul edilmiş olan tümörün kontrast tutucu bileşiğinin etkisi altındaki davranış biçimleri incelenmiştir. Bu davranışların sonucu oluşan eğimlerden yola çıkarak sınıflandırma, lokal grafik analizi, görüntü zenginleştirme gibi diğer yöntemler ile karşılaştırmalar yapılmış ancak geliştirilen özgün algoritma ile daha başarılı sonuçlar elde edildiği gözlenmiştir.

Uygulama esnasında toplam 6 hasta üzerinde çalışılmış, radyologlar tarafından tanı koyulan 8 adet kötü huylu , 4 adet iyi huylu lezyon olmak üzere tüm lezyonlar yazılım tarafından belirlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Meme kanseri, MRG, erken tanı, görüntü işleme

Segmentation of cancerous and non-cancerous lesions from dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging of the breast by using image processing techniques

Abstract

Nowadays, early diagnosis of the breast cancer is one of the most important facts in life. One of the methods for using segmentation of cancerous and non-cancerous lesions is MRI method. The purpose of this study is to develop an algorithm and software that separates the cancerous lesions and non-cancerous lesions by the investigation of contrast holding matter and dynamic MR images.

Furthermore, the developed software's ability to infer something tangible regardless of the doctor's concentration, ability or experience reflects the starting point of the particular software. In this study,

^{1*} Yazışmaların yapılacağı yazar, Petek TATLI, petektatlimail.com, Tel : (0216)369 53 51

the behavior patterns of the, medicine wise recognized, tumor under the effect of contrast holding compound were analyzed. Depending on the bias, which was formed by these behavior patterns, some comparison methods like local graphical analysis, image enrichment, sorting etc. were used. But it was observed that better results were retrieved with the help of the genuine algorithm.

Keywords : *Breast cancer, MR, early diagnosis, image processing.*

Giriş

Erken tanı sayesinde günümüzde meme kanserinden ölümler yarıya inmiş ve memenin korunması, daha kaliteli yaşama olanak sağlaması, erken tanıyı daha da önemli hale getirmiştir [14]. Çalışmada oluşturulan algoritma ve yazılım hekimlere tanı koyma aşamasında yardımcı olmayı hedeflemiştir.

Sunulan uygulama ile dinamik MR görüntülerinde hekim tarafından gözden kaçabilecek kötü ve iyi huylu lezyonların, hem birbirinden hem de diğer dokulardan ayrılmasını sağlayan özgün bir algoritma yaratılmış, kişiden kaynaklı hata riskinin en aza indirgenmesi hedeflenmiş ve gerçekleştirilmiştir.

Uygulamada geliştirilen yazılım, her ölçü dizisindeki* 11 veya 15 adet görüntüyü kendi içerisinde değerlendirmekte, sonuç görüntü verilerini ise, her ölçü dizisindeki en son görüntüye işlemektedir. Programın çalıştırılması ile ilgili dosyada toplam 40 adet sonuç görüntü oluşmakta ve bu görüntülerde ölçü dizisinin içerdiği kesit görüntülerinin verilerine göre, yazılım tarafından kötü huylu olarak belirlenen lezyonlar kırmızıya, iyi huylu olarak belirlenen lezyonlar ise maviye boyanmaktadır.

MR görüntülerindeki lezyonların ayırt edilmesi ile ilgili Türkiye’de Boğaziçi Üniversitesi, Biyo-Medikal Mühendisliği Enstitüsü tarafından geliştirilen bir yazılım mevcuttur ancak yazılım, kanserli ve kansersiz lezyonun ayırt edilmesinde yetersiz kalmakta, sadece lezyonun diğer dokulardan ayırt edilmesini sağlamaktadır. Kanada, Amerika Birleşik Devletleri ve İngiltere ülkeleri bu konuda çalışmalar yapmakta ve Türkiye’deki az sayıda görüntüleme laboratuvarları Amerika Birleşik Devletleri’nde geliştirilen ve bu amaca belirli oranda hizmet eden bazı yazılımları kullanmaktadır.

Araç ve yöntem

Uygulamada kullanılan görüntülerin zamansal oluşma aşamaları

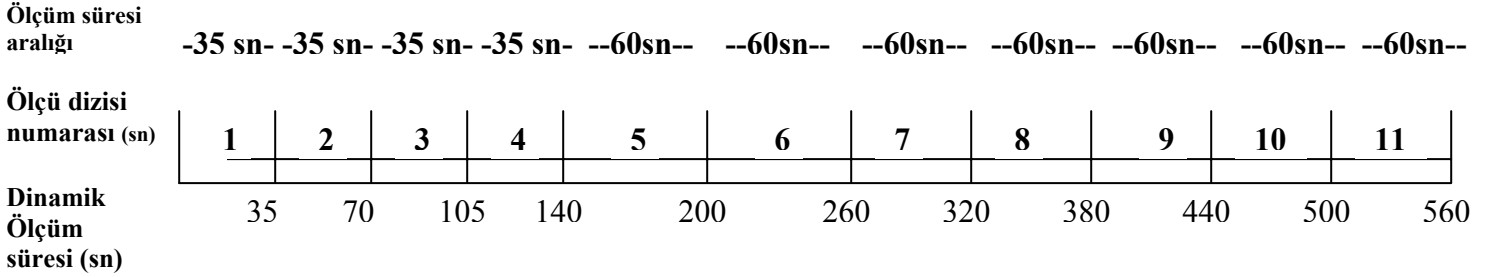
Manyetik Rezonans görüntüleri, görüntülerin raporları ve hastaların var ise patoloji sonuçları Sonomed Tıbbi Görüntüleme Merkezi’nden alınmıştır. Kullanılan görüntüler, manyetik alan şiddeti 1.5 Tesla veya Gauss (1 Tesla = 15.000 Gauss) olan MR cihazı ile elde edilmiştir. Pusulaların kuzeyi göstermesini sağlayan yeryüzünün manyetik alan şiddetinin 0.5 Gauss olduğu göz önüne alınırsa, MR cihazlarında kullanılan manyetik alanın ne denli büyük olduğu anlaşılabilir (Ozturk B., 2004).

Aşağıdaki şekil Görüntüleme Merkezi’ndeki cihazın manyetik rezonans görüntüleme sisteminin görüntü alma sürelerini göstermektedir. 140. saniye kadar görüntüleme zaman aralıkları 35 saniye iken, 140. saniyeden sonra bu aralık 60 saniyeye yükselmektedir. Sebebi ise, hekimler tarafından yapılan istatistiklere göre 140. saniyeye kadar normal koşullarda kişinin bileşiğe tepkisinin maksimuma

* Meme 11 veya 15 kez ardışık zamanlı taranmakta ve her defasında aynı kesit görüntüler üzerinden geçmektedir. Ölçüm bitiminde, her kesit görüntüye ait olan 11 veya 15 zamanlı ölçümde elde edilen 11 veya 15 görüntünün tümüne ölçü dizisi denmektedir.

ulaşması, bu süreden sonraki tepkilerin uzun sürede izlenmesinin daha net sonuçlar çıkarttığı görüşünün hâkim olmasıdır.

Şekil 1. Görüntüleme zaman çizelgesi



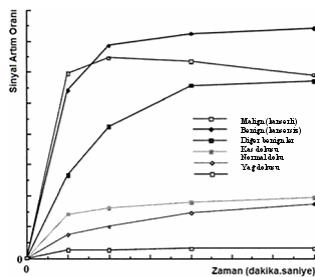
15 lik diziler halinde elde edilen görüntüleme sisteminde ise, görüntüleme süre aralıkları aynıdır fakat ölçüm 720. saniyeye kadar yapılmaktadır.

Çizelgede görüldüğü gibi, MRG aracı memeyi 0. sn' de başlayıp 35 sn süresince tamamen taramaktadır. Sonrasında 35. sn' den 70. sn ye kadar bir önceki ölçüm esnasında geçmiş olduğu kesitlerden tekrar geçerek 2. ölçü dizisini tamamlamakta ve bu şekilde devam edilerek 11 veya 15 dizilik ölçüm yapılmaktadır. Dolayısıyla yapılan ölçüm 11 dizilik bir ölçüm ise, her kesit alanından 11 kez geçilmiş olduğu anlaşılmalıdır. Bu sayede kesit görüntülerindeki piksellerin gri değer değişimleri belirlenebilmekte, bu değişimler ile de belirli sonuçlar üretilebilmektedir.

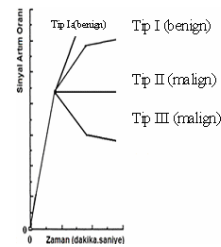
Uygulama yapılan hastalardan Hasta 1 ve Hasta 5'e ait görüntülerde, meme yapılarındaki yağ dokusunun çok yoğun olmamasından ötürü, yanıltıcı bir durum hekimlerce tespit edilmemiş, lezyonlar çok açık şekilde diğer dokulardan ayırt edilebilmiştir. Bu nedenle Hasta 1 ve Hasta 5'e ait görüntülere "görüntü farkı yöntemi" Sonomed Görüntüleme Merkezi tarafından uygulanmamış ancak diğer hastalara ait görüntüler, memedeki yağ dokusunun çok yoğun olması nedeniyle uygulanmış şekilde verilmiştir.

Kontrast tutucu bileşiğin görüntü gri değerleri üzerindeki etkisini gösteren grafik tipleri

Her kesitin görüntülerini kendi içinde ayrı ayrı değerlendirip, kötü huylu ve iyi huylu olan lezyonları ayırt etme aşamasında Şekil 2 ve Şekil 3' teki tipler, geliştirilen yazılımın parametrelerinden birini oluşturmaktadır.



Şekil 2. Memenin kontrast tutucu maddeye vermiş olduğu tepkileri göstermektedir (Hauth E.A.M., Stockamp C., Maderwald S., Mühler A., Kimmig R., Jaeger H., Barkhausen J., Forsting M., 2005).

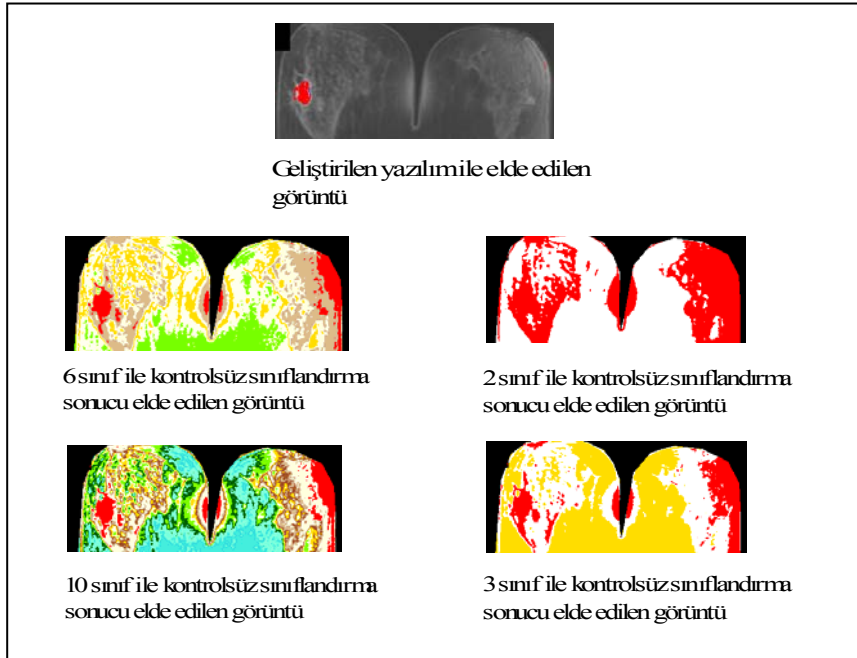


Şekil 3. Memedeki malign ve benign lezyonların kontrast tutucu maddeye vermiş olduğu tepkileri göstermektedir (Hauth E.A.M., Stockamp C., Maderwald S., Mühler A., Kimmig R., Jaeger H., Barkhausen J., Forsting M., 2005).

Uygulamada kullanılan yöntemler

- *Sınıflandırma yöntemi* : Geliştirilen yazılım ile elde edilen sonuçlar ve sınıflandırma yöntemleri ile elde edilen sonuçların karşılaştırılması amacıyla, görüntüler kontrolsüz ve kontrollü sınıflandırma yöntemleri ile sınıflandırılmış, karşılaştırılan bu sonuçlar verilmiş ve değerlendirilmiştir. Kontrolsüz sınıflandırma yönteminde 2, 4, 6, 10 adet sınıf ile işlem yapılmış ve lezyonların en belirgin diğer dokulardan ayrıldığı sınıfların sonuçları ile karşılaştırma yapılmıştır. Kontrollü sınıflandırma yönteminde ise;

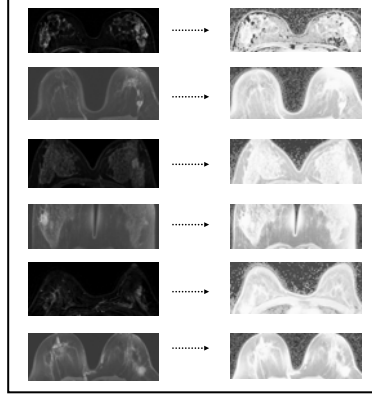
- o lezyonun tek cins yani iyi huylu veya kötü huylu olduğu görüntülerde lezyon, normal doku ve yağ dokusu olmak üzere 3 sınıf,
- o lezyonun iki cins yani kötü huylu ve iyi huylu olduğu görüntülerde ise kötü huylu lezyon, iyi huylu lezyon, normal doku ve yağ dokusu olmak üzere 4 sınıf belirlenmiştir.



Şekil 4. Geliştirilen yazılım ile yapılan kontrolsüz sınıflandırma karşılaştırması

Şekil 4'de bulunan kırmızı ile gösterilen pikseller, kanserli lezyon sınıfına aittir. Sınıflandırma ve geliştirilen yazılım ile oluşturulan görüntülerin karşılaştırılması sonucu, açıkça fark olduğu gözlenmektedir. Kontrollü ve/veya kontrolsüz olarak yapılan tüm sınıflandırma işlemlerinde kas ve yağ dokularına ait pikseller ile lezyon pikselleri ayırt edilememiş, sınıflarda piksel karışıklığı meydana gelmiştir. Ancak tüm kesit görüntülerini dolaşarak elde ettiği parametrelere göre iyi huylu ve kötü huylu yapıdaki lezyonların belirlenmesini sağlayan yazılım, karışıklığı en aza indirgeyerek veri üretmiş bulunmaktadır. Aynı zamanda sınıflandırma yöntemi yarı otomatik, geliştirilen yazılım ise otomatik bir sistemdir. Bu da, geliştirilen yazılımdaki çalışma yapısını kullanıcıdan, yani hekimden bağımsız hale getirmektedir ki, bununla da hekime bağlı hatanın en aza indirgenme hedefi gerçekleştirilmiş bulunmaktadır. Sonuç olarak, tüm hastalara kontrollü ve kontrolsüz sınıflandırma yöntemleri uygulanmış ve sınıflandırma yönteminin böyle bir çalışma için uygun bir yöntem olmadığı saptanmıştır.

-Histogram eşitleme yöntemi: Yapılan çalışmada elde edilen görüntüler Şekil 5’de verilmiştir. Sol tarafta bulunan görüntüler hastaya ait kesit görüntüleri, sağ tarafta bulunanlar ise bu görüntülerin histogram eşitleme uygulaması sonunda oluşturulan görüntülerdir.



Şekil 5. Histogram eşitleme yönteminin uygulanması

Histogram eşitleme yöntemi, birbirlerine belirli derecede benzeyen piksel gruplarını birleştirmesi nedeniyle, uygulamadaki asıl amaç olan kanserli ve kansersiz lezyonların ayırım işlevinin tam anlamıyla gerçekleştirilmemesine neden olmuştur. Bu yöntem ile tüm doku gri değerlerinin birbirine karıştığı sonuç görüntüler elde edilmiştir. Dolayısıyla böyle bir yöntemin, amaca uygun bir yöntem olmadığı saptanmıştır.

-Görüntü korelasyonu ile lezyonların saptanması: Korelasyon değerleri, bazı hastalarda sonuç görüntüyü olumlu etkileyen bir faktör olurken, bazı hastalarda da tam aksi yönde etkilediği gözlenmiştir. Görüntü matrislerinin satır ve sütun değerleri küçük alındığı takdirde lezyon ve normal doku piksellerinin elde edilen sonuç görüntüdeki sınıflarda karıştığı gözlenmiş, büyük alındığı takdirde de, her hastada farklı aralıklarda sonuçlar elde edilmesinden ötürü standart bir yapı oluşturulamamıştır. Bu nedenle geliştirilen yazılımda korelasyon değerlerinin algoritmaya eklenmemesine karar verilmiştir.

-Görüntü farkı yöntemi: MR Görüntüleme işlemi esnasında ilk ölçüm zaman aralığında alınan görüntülerde, memenin hiçbir dokusuna ait alan kontrast tutucu bileşikten etkilenmemektedir. Bunun nedeni, vücuda ilk ölçüm esnasında sıvı ile verilen bu bileşiğin, kalbin pompalama yolu ile vücuda yayılma işlemini henüz tamamlamamış olmasıdır. Bu nedenle, ilk zaman aralığında yani 0 – 35 sn aralığında alınan bu görüntülere pre-kontrast, diğer zaman aralıklarında alınan görüntülere ise post-kontrast görüntü denilmektedir. Görüntülerde yağ dokusuna ait alanların gri değerlerinin farklı zaman aralıklarında dahi değişim göstermediği, ancak lezyonlara ve diğer dokulara ait alanların gri değerlerinin değişim gösterdiği hekimler tarafından istatistiksel verilere dayanılarak belirlenmiştir. Bu nedenle ölçü dizisine ait ilk görüntünün gri değerleri, dizinin diğer görüntülerinin aynı konumdaki gri değerlerinden çıkarılarak, ilk görüntüye göre değişim göstermeyen piksellerin siyah gözükmemesinin sağlandığı, değişenlerin ise değişim miktarı kadar değer almış olduğu “Görüntü Farkı Yöntemi” uygulanmıştır. Ölçü dizilerindeki kesit görüntülerin hekimler tarafından daha iyi yorumlanabilmesinin, lezyonların daha net ortaya çıkmasının sağlanması için bu yöntem kullanılmış, böylece görüntülerde ilgili olmayan yağ doku alanları herhangi bir analize girmemiştir.

-*Eğim hesabı*: Sunulan çalışmada doku analizine yönelik algoritma “histogram eşitleme”, “korelasyon”, “sınıflandırma” yöntemleri ile çalışmalar yapılmış fakat tüm hastalarda aynı düzeyde olumlu sonuçlar alınamadığı gözlenmiştir. Başka bir deyişle hastadan hastaya farklı sonuçlar elde edilmiş, dolayısı ile çalışmanın amacına uygun görülmemiştir. Ancak “eğim hesabı” yöntemi algoritma parametrelerini oluşturmaktadır. Bu hesap ile, her kesit görüntünün diğer zaman aralıklarında alınan görüntüleri arasındaki gri değerlerinin zamansal değişimi belirlenmiştir.

$$eğim = \frac{(g2[i][j] - g1[i][j])}{(t1 - t2)}$$

Buradaki g2 ; k. görüntü, g1 ; (k + 1). Görüntü, i ; görüntü matrisinin satırı

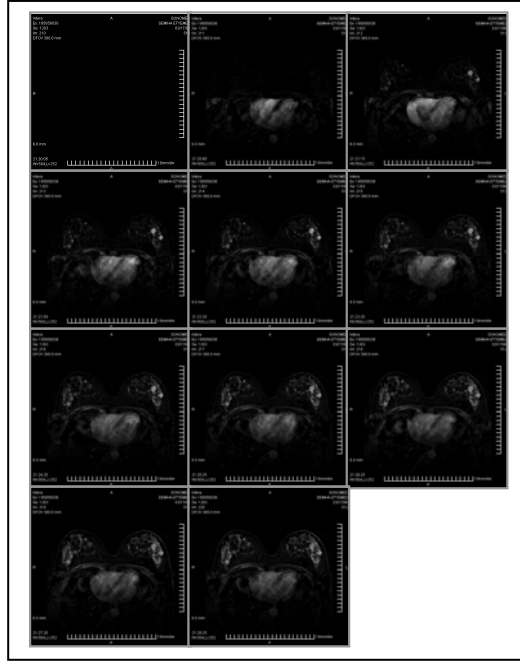
j ; görüntü matrisi sütunudur.

Sadece eğimin ne kadar olduğunun belirlenmesi yeterli olmamaktadır. Bununla beraber kötü huylu ve iyi huylu lezyonların normal ve yağ dokularından, aynı zamanda birbirlerinden ayırt edilebilmesi için, pikselin hangi zamanda maksimuma ulaştığı ve maksimuma ulaştığı andan sonra nasıl bir davranış sergilediği de önemlidir ki bu, eğim hesabı yöntemi ile ortaya konmaktadır. Geliştirilen yazılımda Şekil 2’ de gösterilen eğim tiplerinin her biri saptanmış ve hangi tip eğim ise görüntüdeki alanlar kötü huylu, iyi huylu lezyon ve normal doku sınıflarına ayrılmıştır.

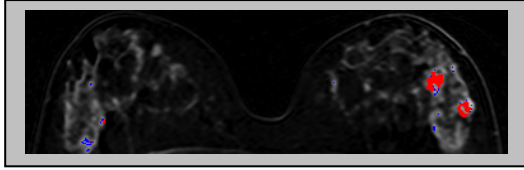
- *Ortalama gri değer belirlemesi*: Kötü huylu ve iyi huylu lezyonların, görüntünün gri değer ortalamasına göre değer aldığı gözlenmiştir. Geliştirilen yazılım, hekimin incelemek istediği ölçü dizisine ait görüntülerdeki, yine hekimin belirleyeceği sayıda en yüksek gri değeri belirlemekte ve ortalamasını almaktadır. Geliştirilen bir formülle bu ortalama değere göre sınır piksel değerleri belirlenmekte ve memedeki yapının hangi sınıfa ait olduğu hesaplanmaktadır. Buradaki önemli nokta, tek bir eşik değer belirlenip, tüm hastalarda o değere göre sınıfların belirlenmesi değil, her hastaya ve ölçü dizisine göre ayrı bir değer belirlenebilmesidir. Bu özellik de verimli sonuçlar elde edilmesini sağlayan, yazılımın güçlü parametrelerinden birini oluşturmaktadır. Programın, uygulama yapılan görüntülerdeki en yüksek kaç adet gri değer ortalaması ile verimli çıkarımlar elde edebileceği üzerine çalışmalar yapılmıştır. En yüksek 20, 50, 80, 100 ve 120 adet gri değer ortalaması alınarak sonuçlar değerlendirilmiş ve tüm hastalarda en verimli sonuçların, 100 adet gri değer belirlemesi ile üretildiği gözlenmiştir. Ölçü dizisindeki görüntülerde farklı gri değer sayısı 100 adetten az olsa dahi, yazılım, en yüksek gri değerleri belirleyip ortalamasını almaktadır. Böylece hastaya ait her MR dizisi bağlı radyometrik özellikleri ile değerlendirilmekte, her görüntünün kendi özelliklerine göre belirlenen değerleri üzerinden işlem yapılmaktadır. Başka bir deyişle, geliştirilen algoritma ile her görüntü seti kendi radyometrik özellikleri göz önünde bulundurularak değerlendirilmiş bulunmaktadır.

Uygulama sonuç görüntüleri

Dinamik MR görüntüleme yönteminde memedeki her kesit üzerinden belirli bir doğrultuda ölçüm yapılarak görüntü kaydedilmektedir. Kişinin yaşına, kalbinin kan pompalama hızına ve farklı etmenlere göre, kontrast tutucu bileşiğin memeyi etkilemesi ve lezyonların görüntüde diğer dokulardan daha yüksek gri değer göstermesi için geçen sürenin değiştiği hekimler tarafından belirtilmiştir. Uygulama Sonuç Görüntüleri Bölümü’ ne yerleştirilen kesit görüntüleri, bu etmenler değerlendirilerek, birbirlerine yakın zamanda alınan ölçü dizilerindeki diğer kesit görüntülere göre gri değerinin yüksek olduğunun en iyi gözlemlendiği kesit görüntülerinden seçilmiştir. Her sonuç görüntünün yanında, sonuç görüntüde bulunan kanserojen etkisi olan kötü huylu, kanserojen etkisi olmayan iyi huylu lezyonlar ve normal doku olmak üzere sınıflara ayrılmış ve sonuç görüntüde kaç adet pikselin hangi sınıfa ait olduğu bilgileri verilmiştir. Aynı zamanda gri değer değişim hesabında en yüksek kaç adet gri değer üzerinden işlem yapıldığı da belirtilmiş bulunmaktadır.



Şekil 6. Hasta 2' ye ait 11 farklı zaman aralığında alınan aynı kesite ait görüntüler

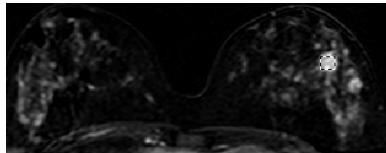


(a)

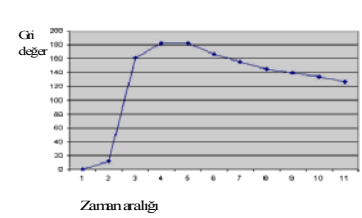
Malign lezyona ait piksel sayısı : 206
Benign lezyona ait piksel sayısı : 89
Normal dokuya ait piksel sayısı : 69955

(b)

Şekil 7(a). Geliştirilen yazılımın Şekil 6. ya ait görüntü kesitlerine uygulanması sonucu elde edilen sonuç görüntü, (b). Sonuç görüntüye ait piksel bilgisi
Malign lezyon kırmızı ile, benign lezyon ise mavi ile gösterilmiştir.



Şekil 8. Grafik verileri oluşturulan lezyon işaretlenmiş bulunmaktadır.



Şekil 9. Şekil 8'e ait işaretlenen alana ait piksellerin zamansal gri değer değişimi

Sonuçlar

Ulaşılan sonuçlarda ortaya koyulan yöntemlerin başarılı olduğu gözlenmektedir. Kullanılan “ortalama gri değer belirlenmesi” ile bütünlük olarak kullanılan “eğim hesabı” yöntemleri ve vaka bağımsız analiz niteliği, geliştirilen algoritmanın özgünlüğü ile güçlü tarafını oluşturmaktadır.

Elde edilen verilerde başarılı sonuçlara ulaşılmış olmakla beraber, geliştirilmeye açık bazı sorunlar belirlenmiştir. Geliştirilen yazılım kişinin kendi verilerinden yola çıkarak, başka deyişle statik değil dinamik sonuçlar üretmektedir. Kontrast tutucu bileşiği içeren sıvının, tahmin edilen sürelerde damara gitmesi ve kalbin pompalama görevini yerine getirebilmesi istenilen durumdur, ancak aksi takdirde, sıvının, dokular ve lezyonlar arası sağladığı kontrast özelliğinden yararlanılması çok güç olacaktır. Örneğin, özellikle yaşlı bayanlarda görülebilecek kalp yetersizliği sorunu olan bir kimsede, kontrast tutucu bileşiğin kalbe gelmesi ve pompalanma aşaması diğer sağlıklı kişilere göre çok daha fazla zaman alacaktır veya sıvı yeteri kadar kontrast sağlayamayacaktır. Bu nedenle lezyon gri değerlerine ait olan bir grafik, sağlıklı bir dokuya aitmiş gibi davranabilecektir ki, bu, muhtemel kötü huylu bir lezyonun gözden kaçmasına sebep olabilecektir. Bu problemi gidermek adına, radyologlar ile beraber çeşitli algoritmalar düşünülmekte ve bulanık mantık algoritmaları ile sorunun çözümüne yönelik araştırma ve çalışmalar sürdürülmektedir.

Geliştirilen yazılım, deneyimli olmayan, gün içerisinde çok sayıda hasta muayene eden, konsantrasyon sorunu yaşayan doktorların, seçilmesi güç olacak kadar küçük yapıların belirginleştirilmesi ile detayların gözden kaçırılmasını engellemek üzere geliştirilmiştir.

Kaynaklar

- Acar U., (2006), “Bulanık Görüntü İşleme Algoritmaları İle Mamogramlarda Mikro-Kalsifikasyonların Belirlenmesi”, *Yüksek Lisans Tezi*, İstanbul/Türkiye
- Andreas Degenharda, Christine Tannerb, Carmel Hayesa, David J Hawkesb, Martin O Leacha, (2002), “Differentiating Benign And Malignant Breast Lesions Using Half Fourier MR Image Acquisition Techniques”, The Institute of Cancer Research and the Royal Marsden NHS Trust Sutton , Surrey/UK
- Annual Research Report, (2000), “Cancer Diagnosis And Imaging Research”, The Institute of Cancer Research, Chelsea/USA
- Christian P. Behrenbruch, Kostas Marias, Paul A. Armitage, Margaret Yam, Niall Moore , Ruth E. English , Jane Clarke , Michael Brady, (2002), “Fusion of contrast-enhanced breast MR and mammographic imaging data”, *Medical Image Analysis*, 29 Ekim 2002, Oxford/UK, London/UK
- Degenhard, C Tanner, CHayes, D J Hawkes, M O Leach, (2001), “Pre-processed image reconstruction applied to breast and brain MR imaging”, Institute Of Physics Publishing, 20 Mart 2001, London/UK
- Elke A.M. Hauth, Christin Stockamp, Stefan Maderwald, Andreas Mühler, Rainer Kimmig, Horst Jaeger, Jörg Barkhausen, Michael Forsting, (2005), “Evaluation Of The Three-Time-Point Method For Diagnosis Of Breast Lesions In Contrast-Enhanced MR Mammography”, *Clinical Imaging*, Germany, New York/USA
- Ertuş G., Dursun M., Tunacı M., Gülçür Ö.(2004), “Farklılığı Artırılmış Mr Mamogramların Çözümlemesi Ve En Fazla Yoğunluk-Zaman Oranına Göre Görüntü Oluşturulması”, Boğaziçi Üniversitesi, İstanbul Üniversitesi, İstanbul/Türkiye
- Images, (2005), Department of Radiology, University of California, San Francisco/USA
- Juergen F. Schaefer, Joachim Vollmar, Fritz Schick, Reinhard Vonthein, Marcus D. Seemann, Herrmann Aebert, Rainer Dierkesmann, Godehard Friedel, Claus D. Claussen, “Solitary Pulmonary Nodules: Dynamic Contrast-enhanced MR Imaging—Perfusion Differences in Malignant and Benign Lesions”, 2004
- KISELEV Valerij G. (2001), “On the Theoretical Basis of Perfusion Measurements by Dynamic Susceptibility Contrast MRI”, Freiburg University Hospital, Freiburg/Germany

Lawrence W. Bassett, "Principle Of Imaging, Imaging The Breast"

Lucas Annual Report, 2002

Opstad K. S. (2004), "Quantification and Pattern Recognition of 1H Magnetic

Resonance Brain Tumour Spectra for Automated Classification", University Of London, April 2004, London/UK

Ozturk B., (2004), "Manyetik Rezonans Görüntüleme", Biltek Kış 04, İstanbul/Türkiye

Peter Barrance, Glenn Williams, Frances T. Sheehan, Thomas S. Buchanan, (), "Measurement Of

Tibiofemoral Joint Motion Using Cine-Phase Contrast MRI", Center for Biomedical Engineering

Research, University of Delaware, Department of Mechanical Engineering, The Catholic University of America, Washington, USA

Reinikainen H., (2003) "Complementary Imaging of Solid Breast Lesions", University of Oulu

Technology Evaluation Center, (2004), "Breast MRI for Detection or Diagnosis of Primary or

Recurrent Breast Cancer", Assessment Program Volume 19, No. 1 April 2004, Chicago/ USA

Department of Radiology The University of North Carolina At Chapel Hill, (2002), "17th Annual Radiology Research Symposium", Mart 23, 2002, USA

İnternet Adresleri

[1] http://www.bocaradiology.com/Procedures/breast_MRI/breastMRcases.html (03.2006)

[2] http://www.cancer.org/docroot/STT/stt_0.asp (04.2006)

[3] <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/> (04.2006)

[4] <http://www.ee.duke.edu/~jshorey/MRIHomepage/work.html> (04.2006)

[5] <http://www.imaginis.com/breasthealth/statistics.asp> (05.2006)

[6] <http://www.kadinhastaliklarivedogum.com/meme/kanser.asp> (05.2006)

[7] http://www.konez.com/MRG_goruntu_olusturulmasi.htm (05.2006)

[8] http://www.konez.com/Temel_puls.htm (05.2006)

[9] http://www.konez.com/Goruntu_kalitesi.htm (05.2006)

[10] <http://www.konez.com/Kontrast%20Maddeler.htm> (05.2006)

[11] http://www.konez.com/Proton_Magnet_Radio.htm (05.2006)

[12] <http://www.med.harvard.edu/AANLIB/sigsors.html> (06.2006)

[13] http://www.medicimaging.com/products/3d_tools.htm (06.2006)

[14] <http://www.memorial.com.tr/tr/rehber.php?id=103&cat=17> (03.2006)

[15] <http://www.mr-tip.com/serv1.php?type=db1&dbs=Contrast%20Enhanced%20MRI> (14.05.2006)

[16] <http://www.ntvmsnbc.com/news/179512.asp> (06.2006)