

Karaciğer MR Görüntülerindeki Farklı Fazların Füzyonu ile İyi Huylu ve Kötü Huylu Lezyonların Belirlenmesi

Determination of Benign and Malign Lesions by Fusion of The Different Phases of Liver MR

Saim ERVURAL

Elektrik – Elektronik Mühendisliği Bölümü
KTO Karatay Üniversitesi
Akabe Mh. Alaaddin Kap Cd. No:130 (Konya, Türkiye)
saim.ervural@karatay.edu.tr

Murat CEYLAN

Elektrik – Elektronik Mühendisliği Bölümü
Selçuk Üniversitesi
Alaeddin Keykubat Yerleşkesi (Konya, Türkiye)
mceylan@selcuk.edu.tr

Özetçe—Bu çalışmada, karaciğer fokal lezyonlarının türünün belirlenmesinde uzmanların karar vermelerini kolaylaştırmak amacıyla T1 ağırlıklı, dinamik kontrastlı karaciğer manyetik rezonans (MR) görüntülerinin farklı fazları dalgacık tabanlı görüntü füzyonu uygulanarak birbirleriyle kombine edilmiştir. Kullanılan veriler, hepatoselüler karsinom (HCC), kolanjiyelüler karsinom (CCC), fokal nodüler hiperplazya (FNH), metastaz, kist ve hemanjiyom olmak üzere 6 farklı fokal lezyon türüne göre etiketlenmiştir. Uygulamada, 30 farklı hastadan, kontrast öncesi, arteryal, portal venöz ve geç venöz olmak üzere 4 ayrı fazda alınan görüntüler ilk olarak manuel olarak segmente edilmiş, daha sonra çarpaz korelasyonlu rasyonel alt piksel kayıtlama algoritması kullanılarak hizalanmış, ayrık dalgacık dönüşümü (ADD) ve maksimum seçim kuralı kullanılarak füzyonlanmıştır. Sonuçlar, yapısal benzerlik indeksi (YBİ), füzyon faktörü (FF) ve tepe sinyal gürültü oranı (TSGO) ölçütleri kullanılarak karşılaştırılmıştır. Füzyonda kullanılan fazların türüne göre portal venöz faz & geç venöz faz görüntülerinin füzyonunda % 98.7 oranında YBİ ve 74.95 dB TSGO değerleri elde edilirken kontrast öncesi faz & arteryal faz görüntülerinin füzyonunda FF değeri 7.258 olarak ölçülmüştür. Lezyon türlerine göre füzyon sonuçları karşılaştırıldığında ise hem iyi huylu hem de kötü huylu lezyonları içeren görüntülerin, % 98,5 YBİ ile temsil edildiği gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler — görüntü füzyonu, karaciğer MR görüntüleme, dalgacık dönüşümü.

Abstract— In this study, different phases of T1-weighted, dynamic contrast-enhanced liver magnetic resonance (MR) images were combined with wavelet-based image fusion to support decisions of radiologists. Used images has labelled as 6 different focal lesion types which focal nodular hyperplasia (FNH), hemangioma, cyst, colangiocellular carcinoma (CCC), hepatocellular carcinoma (HCC) and liver metastases. In application used images are taken by 4 different phases called pre-contrasted, arterial, portal venous, and delay venous from 30 patient. Images registered with efficient subpixel registration by cross correlation method. Discrete wavelet transform(DWT)

based image fusion algorithm used and maximum selection method applied as fusion rule. As result 180 fused images obtained The performances of fusion results compared with structural similarity index (SSIM), peak to noise ratio (PSNR) and fusion factor (FF) metrics. In the fusion of portal venous phase and delay venous phase images, 98.7% SSIM and 74.95 dB PSNR values were obtained, respectively. FF value in the fusion of pre-contrast phase & arterial phase images measured as 7.258. In comparison of lesion types were represented with 98.5% SSIM

Keywords — image fusion, liver MR imaging, wavelet transform.

I. GİRİŞ

Görüntü füzyonu, iki ya da daha fazla giriş görüntüsünün kombine edilmesiyle tüm görüntülerin özelliklerini taşıyan yeni bir görüntünün oluşturulması olarak tanımlanır. Son yıllarda medikal görüntüleme sistemleri klinik teşhis ve tedavi uygulamalarında yaygınlaşmıştır. Görüntüleme tekniklerine dayalı teşhislerde uzmanlar genellikle birden fazla görüntüye ya da sonuç verisine ihtiyaç duyarlar. Medikal görüntü füzyonu, aynı anatomik lokasyona ait farklı yapısal bilgiler içeren iki ya da daha fazla görüntünün kombine edilerek tek görüntüde birleştirilmesi anlamına gelmektedir [1].

Karaciğer lezyonlarının türünün belirlenmesinde en sık kullanılan görüntüleme yöntemlerinden biri MR'dır. MR görüntüleme fokal karaciğer kitlelerinin saptanmasında ve tanınmasında, karaciğer hastalıklarının değerlendirilmesinde, Hepatoselüler karsinom veya metastaz gibi hipervasküler malign lezyonların değerlendirilmesinde büyük avantaja sahiptir [2]. MR kullanılarak hepatom ile hemanjiyom ve abse ile metastaz arasında olduğu gibi malign - benign ayrımı yapılabilmektedir. Birçok görüntüleme sistemine oranla daha yüksek çözünürlükte görüntü elde edebilmesi sayesinde birçok patolojik doku ve lezyon saptanabilmektedir [3].

Yapılan çalışmalar incelendiğinde, karaciğer fokal lezyonlarının saptanmasına yönelik PET ve MR, PET ve BT, SPECT ve BT, ultrason ve BT görüntülerinin füzyonundan faydalandığı görülmüştür. **MR görüntülerinin farklı fazlarının füzyonu ilk kez bu çalışmada kullanılmıştır.**

Segmentasyon genellikle görüntü analizinin ilk aşamasıdır. Bir görüntüyü her biri içerisinde farklı özelliklerin tutulduğu anlamlı bölgelere ayırmak olarak tarif edilebilir. Görüntü segmentasyonunun amacı, pikselleri anlamlı ve yorumlanabilir görüntü bölgeleri oluşturacak biçimde kümelemektir. Literatürde farklı segmentasyon teknikleri tartışılmış olsa da standart ve her veri seti için mükemmel sonuçlar üreten tek bir segmentasyon tekniği mevcut değildir.

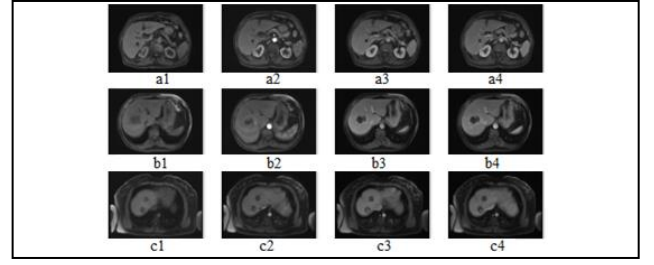
Bu çalışmada T1 ağırlıklı, dinamik kontrastlı MR görüntüleri kullanılarak karaciğer görüntülerinin füzyonu gerçekleştirilmiş, elde edilen sonuç görüntülerinin çeşitli değerlendirme kriterleri kullanılarak karşılaştırması yapılmıştır. Bunun için 30 farklı hastadan elde edilen 120 adet MR görüntüsü kullanılmıştır. Uygulamada ilk olarak kullanılacak olan ham görüntüye manuel segmentasyon uygulanmış ve karaciğer bölgesi segmente edilmiştir. İkinci aşamada ise füzyonda kullanılacak görüntülerin hizalanması ve piksel uyumunu sağlamak amacıyla görüntü kayıtlama [4] işlemi yapılarak görüntülerin piksel temelinde hizalanması ve füzyona uygun hale getirilmesi sağlanmıştır. Daha sonra ayrık dalgacık dönüşümü uygulanarak füzyonu gerçekleştirilecek görüntülerin dalgacık katsayıları elde edilmiş ve bu katsayılar maksimum piksel kuralı kullanılarak kombine edilmiştir. Son olarak ters ayrık dalgacık dönüşümü ile füzyon görüntüleri oluşturulmuştur.

II. METOD

Bu bölümde, görüntü kayıtlama, segmentasyon, ayrık dalgacık dönüşümü ve görüntü füzyonu algoritmaları detaylandırılmış ve gerçekleştirilen uygulama açıklanmıştır.

A. Kullanılan Veriler

Uygulamada kullanılan veriler, Selçuk Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Radyoloji Bölümü'nde kaydedilmiştir. Karaciğer fokal lezyonlarının tespitinde MR görüntülemenin kontrast öncesi ve sonrası değerleri önem teşkil etmektedir. Görüntüler, kontrast öncesi faz (0.saniye) ve kontrast madde uygulandıktan sonra geçen zamanlara göre, arterial faz (30.saniye), portal venöz faz (60.saniye) ve geç venöz faz (120-150. saniye arası) olarak adlandırılır. Farklı fazlara ve lezyon türlerine ait MR görüntüleri Şekil. 1'de gösterilmiştir. Lezyon türlerine göre kontrast tutulum karakteristiği incelendiğinde, HCC'de arterial fazda lezyonun tamamında kontrastlanma olurken portal venöz faz ve geç faz görüntülerde ise az miktarda homojen kontrastlanma olur. FNH'de arterial fazda periferik tutulum rastlanırken, CCC'de venöz ve geç faz görüntülerde yoğun kontrast tutulumu gözlenir. Hemanjiyom ve metastaz 0 – 120 saniye arasında kontrast tutulumunun doğrusal olarak arttığı lezyon türleridir. Kist görüntülerinde ise hiçbir fazda kontrast tutulumu görülmez [5].

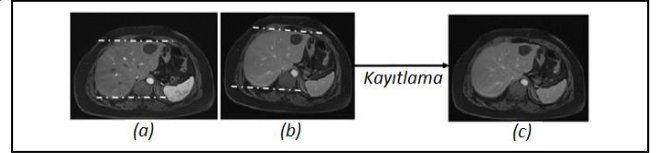


Şekil. 1. Çalışmada kullanılan 3 farklı sınıfa ait 12 adet MR görüntüsü
a1) Kist-kontrast öncesi a2) Kist-arteryal a3) Kist-portal venöz a4) Kist-geç venöz b1) Metastaz-kontrast öncesi b2) Metastaz-arteryal b3) Metastaz-portal venöz b4) Metastaz-geç venöz c1) Hemanjiyom-kontrast öncesi c2) Hemanjiyom-arteryal c3) Hemanjiyom-portal venöz c4) Hemanjiyom-geç venöz

B. Görüntü Kayıtlama

Resim kayıtlama iki ve daha çok resmin hizalanması işlemidir. Uygulamada kayıtlama algoritması olarak çapraz korelasyonlu rasyonel alt piksel kayıtlama yöntemi kullanılmıştır. Bu işlem sayesinde farklı yöntemlerle farklı zamanda ve farklı pozisyonlarda elde edilen görüntüler beraber kullanılabilir. Uygulamada kullanılan MR görüntüleri farklı zamanlarda kaydedilmiş görüntülerdir. Bu nedenle hastanın çekim esnasındaki vücut pozisyonu ve hareketlilikleri görüntü füzyonuna elverişsiz sonuçlar ortaya çıkarmaktadır. Uygulamada kullanılan kayıtlama algoritması ile füzyonda kullanılacak görüntülerde lezyon konumunun hizalanması sağlanmıştır [4].

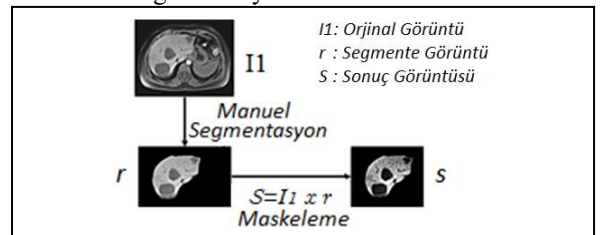
Şekil 2'de görüldüğü gibi (b) görüntüsünde oluşan düzlemsel bozulma, füzyonda kullanılacak görüntülerden biri rastgele referans kabul edilerek giderilmiş ve kayıtlama gerçekleştirilmiştir.



Şekil. 2. a) Referans görüntü $f(x,y)$, b) Bozulmuş görüntü $g(x,y)$, c) Kayıtlanmış görüntü

C. Segmentasyon

Görüntü segmentasyonu, arka plandaki ayırt edici objelerden faydalanarak, görüntüden bazı spesifik özelliklerin ortaya çıkarılması demektir. Segmentasyon işlemi görüntüdeki her pikselin belirgin sınıflara ayrılarak sınıflandırılmasını içerir. Bu çalışmada karaciğer sınırları elle belirlenerek diğer organ ve dokulardan ayrılmaktadır. Daha sonra lezyon belirginliğini artırmak amacıyla maskeleme işlemi yapılarak görüntünün kontrastı geliştirilmiştir. Şekil 3'de segmentasyon işlemine ait blok gösterim yer almaktadır.

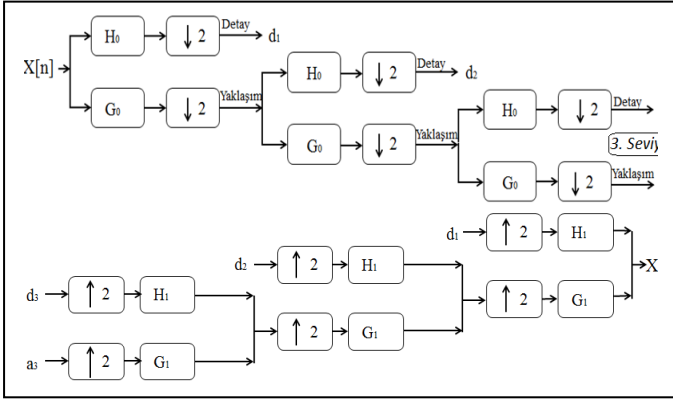


Şekil. 3. Segmentasyon Aşaması

D. Ayrık Dalgacık Dönüşümü

Dönüşüm; bir görüntünün içerdiği bilgi korunarak formunun değiştirilmesi işlemidir. Dalgacık dönüşümü; ana dalganın değiştirilmiş ve ölçeklenmiş haliyle çarpılmış sinyalin bütün zaman büyüklüğünün toplamı olarak tanımlanır. Dalgacık dönüşümü, ana dalganın ölçeklenmiş ve/veya değiştirilmiş versiyonu içinde bir görüntüyü alt görüntülere ayırır [6]. ADD ise görüntünün zaman ve frekans bilgisi hesaplama süresini büyük oranda azaltarak kaynakların etkin bir şekilde kullanılmasını sağlamaktadır.

Şekil 4'te görülen diyagramlarda analizi yapılan görüntü matrisi $x[n]$ ile ifade edilmektedir. Düşük geçiren filtre G^0 olarak gösterilirken, yüksek geçiren filtre H^0 şeklinde gösterilmektedir. Her bir seviyede (n) düşük geçiren filtre, $a[n]$ ile gösterilen kaba yaklaşım bileşenlerini oluşturur. Yüksek geçiren filtre ise $d[n]$ şeklinde belirtilen detay bileşenlerini ifade eder.



Şekil 4. 3. Seviye ayrık dalgacık dönüşümü dekompozisyon ve rekonstrüksiyon yapısı

$$W_{\varphi}[j_0, k] = \frac{1}{\sqrt{M}} \sum f[n] \varphi[n] \quad (1)$$

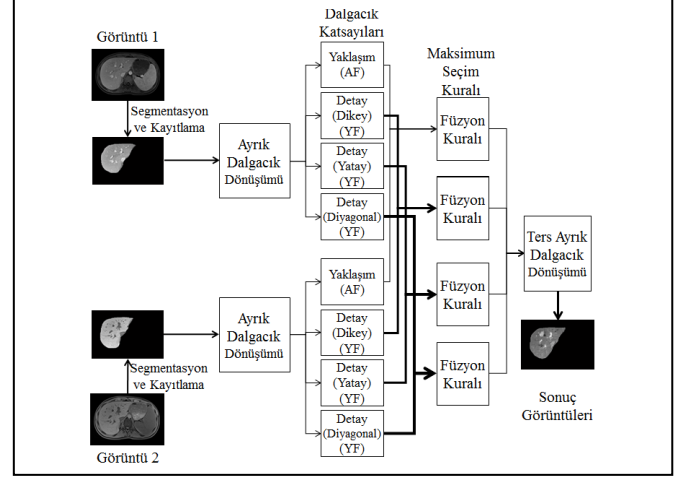
$$W_{\varphi}[j, k] = \frac{1}{\sqrt{M}} \sum f[n] \varphi[n] \quad j \geq j_0 \quad (2)$$

ADD hesaplamalarında kullanılan yaklaşım ve detay katsayıları sırasıyla (1) ve (2)'de verilmiştir.

E. Görüntü Füzyonu

ADD tabanlı maksimum seçim kuralı yöntemi kullanılarak görüntü füzyonu gerçekleştirilirken ilk olarak segmente edilmiş görüntülere görüntü kayıtlama uygulanarak iki görüntüdeki kritik nokta, eğrisel çizgiler, kenar çizgileri gibi bileşenlerin aynı piksellerde çakışması sağlanır. Daha sonra tüm görüntüler 3. seviye ADD uygulanarak alçak frekans (AF) ve yüksek frekans (YF) bileşenlerine ayrılır ve ayrık dalgacık katsayıları elde edilir. Bu katsayılardan kontrast öncesi faz görüntüsüne ait olanlar sırasıyla arterial, portal venöz ve geç venöz faz görüntülerinden elde edilen katsayılarla kombine edilir. Kombinasyon işlemi, kontrast öncesi & arterial, kontrast öncesi & portal venöz, kontrast öncesi & geç venöz, arterial & portal venöz, arterial & geç venöz ve portal venöz & geç venöz görüntüler arasında ayrı ayrı gerçekleştirilir. Maksimum seçim kuralı [7] ile iki görüntünün katsayılarını karşılaştırarak değeri daha büyük olan katsayı sonuç görüntüsüne aktarılır.

Füzyon işlemi sonucunda elde edilen yeni dalgacık katsayıları ters dalgacık dönüşümü uygulanarak gri ölçekli görüntü formatına dönüştürülür ve her iki görüntünün bilgilerini içeren yeni bir sonuç görüntüsü elde edilir. Uygulanan füzyon yöntemine ilişkin blok diyagram Şekil 5'de gösterilmiştir.



Şekil 5. Farklı fazlardaki MR görüntülerinin füzyonu için önerilen yöntem

F. Değerlendirme Kriterleri

Çalışma sonucunda değerlendirme kriteri olarak yapısal benzerlik indeksi ölçütü (YBİ), tepe sinyal gürültü oranı (TSGO) ve Füzyon Faktörü (FF) kullanılmıştır.

Yapısal benzerlik indeksi ölçütü, iki görüntüye ait parlaklık, kontrast ve yapı denilen 3 özneliğin karşılaştırılmasına dayanmaktadır. Bu yöntemde parlaklık (L), kontrast (c), ve yapı (s) özellikleri birbirinden bağımsız olarak elde edilmektedir. x ve y birer görüntü olmak üzere YBİ ölçütü aşağıdaki denklem ile elde edilmektedir[8].

$$YBİ(x, y) = f(l(x, y), c(x, y), s(x, y)) \quad (3)$$

Karşılaştırmada kullanılan (TSGO) ölçütü ise şu şekilde tanımlanır:

$$TSGO = 10 \log_{10} \frac{I_{max}^2}{MSE} \quad (4)$$

I_{max} değeri, referans görüntünün en büyük gri ton değeridir. TSGO karşılaştırmalarında en yüksek gri seviye değeri olduğu için bu değer genellikle 255 olarak kullanılır. Karesele ortalamaya hata değerinin (MSE) hesaplanmasında,

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (Y_{i,j} - S_{i,j})^2 \quad (5)$$

ifadesi kullanılır. Burada M görüntünün yatay eksenindeki, N ise dikey eksenindeki piksel sayılarını ifade ederken, $S_{i,j}$ ve $Y_{i,j}$ karşılaştırılan görüntülerin piksel değerleridir [9].

Füzyon algoritmasında kullanılan diğer değerlendirme kriteri olan füzyon faktörü,

$$FF = I_{af} + I_{bf} \quad (6)$$

olarak ifade edilir. $I_{af} + I_{bf}$ orijinal görüntü ile füzyon sonucu elde edilen görüntüler arasındaki karşılıklı bilgi değerleridir. Füzyon faktörünün yüksek olması elde edilen sonuç görüntüsünün daha çok bilgi içerdiğinin göstergesidir [10].

İki rassal değişkenin karşılıklı bilgisi, bu iki değişkenin birbirine ne kadar bağlı olduğunu ölçer. $H(X)$ ve $H(Y)$ marjinal entropi değerleridir. $H(X|Y)$ ve $H(Y|X)$ ise şartlı entropilerdir. $H(X,Y)$ ise bağlı entropi değeridir. Karşılıklı bilgi, (7) ve (8) ile ifade edilir.

$$I(X,Y) = H(X) - H(X|Y) \quad (7)$$

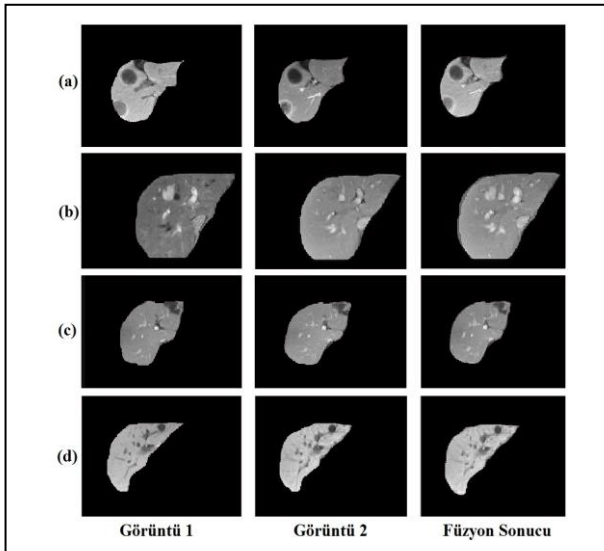
$$= H(Y) - H(Y|X) \quad (8)$$

Eğer iki değişken birbirleri hakkında çok az bilgi içeriyorsa, karşılıklı bilgileri 0'a yakındır. Diğer durumda ise, eğer X ve Y aynı bilgileri taşıyorlarsa, yani X değerlerini belirlerken Y'den bilgi içeriyorsa bu durumda karşılıklı bilgi 0'dan farklıdır.

III. SONUÇLAR

Gerçekleştirilen çalışmada, çeşitli lezyon gruplarından rastgele belirlenmiş 30 adet hastaya ait, kontrast öncesi faz, arterial faz, portal venöz faz ve geç venöz faz görüntüleri olmak üzere toplam 120 görüntü seçilmiştir. Segmente edilmiş ve kayıtlanmış görüntülere füzyon algoritması uygulanarak bir hastaya ait 4 farklı zamanda kaydedilmiş görüntüler her biri birbiriyle ayrı ayrı eşleşecek şekilde kombine edilmiştir. Kullanılan görüntüler ve alınan sonuçlardan bazıları Şekil.6'da gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre portal venöz faz görüntüleri ile geç venöz faz görüntülerinin kombine edilmesi daha yüksek tepe sinyal gürültü oranı ve yapısal benzerlik indeksi sonuçları vermiştir.

İyi huylu lezyon (FNH, hemanjiyom, kist) ve kötü huylu lezyon (HCC, CCC, metastaz) görüntüleri incelendiğinde, önerilen füzyon sisteminin her iki sınıf için de başarılı olduğu ortaya çıkmıştır.



Şekil. 6. Füzyon uygulanan görüntüler ve sonuçları
a) Metastaz b) CCC c) Hemanjiyom d) Kist

Elde edilen sonuçlar Tablo 1 ve Tablo 2'de özetlenmiştir.

TABLO I. FAZ ÇEŞİTLERİNE GÖRE FÜZYON SONUÇLARI

Füzyon Uygulanan MR Fazları	Değerlendirme Kriterleri		
	YBİ	TSGO	FF
Kontrast öncesi & Arteryal	0,9790	71.075	7.480
Kontrast öncesi & Portal Venöz	0,9805	71.553	5.834
Kontrast öncesi & Geç Venöz	0,9797	71.503	6.965
Arterial & Portal Venöz	0,9838	73.278	6,205
Arterial & Geç Venöz	0,9832	72.963	5.940
Portal Venöz&Geç Venöz	0,9870	74.950	7.258

TABLO II. LEZYON TÜRÜNE GÖRE FÜZYON SONUÇLARI

Değerlendirme Kriterleri	İyi Huylu			Kötü Huylu		
	KİST	FNH	HEM.	CCC	HCC	MET.
YBİ	0,984	0,986	0,985	0,983	0,983	0,986
Ortalama	0,985			0,984		
TSGO	73,93	73,71	73,93	73,30	72,82	74,05
Ortalama	73,86			73,39		
FF	9,53	4,38	6,91	2,62	3,47	6,49
Ortalama	6,944			4,198		

TEŞEKKÜR

Bu çalışma, Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK, Proje No: 113E184) tarafından desteklenmiştir.

KAYNAKLAR

- [1] Ardeshtir, A., Goshtasby and Nikolov, S., "Image fusion: Advances in the state of the art", *Information Fusion*, vol. 8, pp. 114-118, 4, 2007.
- [2] Edelman, R. R., Hesselink, J. R. and Zlatkin, M. B., *MRI: Clinical Magnetic Resonance Imaging*: Saunders, 1996.
- [3] Efe, D., "Karaciğer kitlelerinin ayırıcı tanısında manyetik rezonans görüntüleme", *Tıp Araştırmaları Dergisi*, vol. 1, pp. 17-21, 2003.
- [4] Guizar-Sicairos M., Thurman, S. T. and Fienup, J. R., "Efficient subpixel image registration algorithms", *Optics Letters*, vol. 33, pp. 156-158, 2008.
- [5] Ervural, S. and Ceylan, M., "Görüntü Füzyonu İle Karaciğer MR Görüntülerinden Hemanjiomun Belirlenmesi", presented at the 8. Mühendislik Ve Teknoloji Sempozyumu, Ankara, 2015.
- [6] Mallat, S. G., "A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 11, pp. 674-693, 1989.
- [7] Hui, L., Manjunath, B. S. and Mitra, S. K., "Multi-sensor image fusion using the wavelet transform", *Image Processing, 1994. Proceedings. ICIP-94., IEEE International Conference*, pp.51-55 vol.1., 1994,
- [8] Zhou, W., Bovik, A. C., Sheikh, H. R. and Simoncelli, E. P., "Image quality assessment: from error visibility to structural similarity", *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 13, pp. 600-612, 2004.
- [9] How-Lung, E. and Kai-Kuang, M., "Noise adaptive soft-switching median filter", *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 10, pp. 242-251, 2001.
- [10] Singh, R. and Khare, A., "Fusion of multimodal medical images using Daubechies complex wavelet transform – A multiresolution approach", *Information Fusion*, vol. 19, pp. 49-60, 9, 2014.