

Manuel ve Otomatik Bölütlenmiş Karaciğer MR Görüntülerinin Füzyonu ile Lezyon Belirginliğinin Artırılması

Increasing Lesion Specificity with Fusion of Manually and Automatically Segmented Liver MR Images

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 teşhisinde kullanılan manyetik rezonans (MR) görüntülerinin görüntü füzyonu yöntemleri kullanılarak analiz edilmesi ve uzmanların tercih ettiği manuel bölütleme işlemine otomatik bölütleme sonuçlarını ekleyerek tanı koymalarına yardımcı olunması amaçlanmaktadır. Bu amaçla bulanık bir yöntem kullanılarak otomatik bölütlenmiş ve manuel bölütlenmiş karaciğer MR görüntülerinin füzyonu gerçekleştirilmiştir. Uygulamada 30 farklı hastadan alınmış kontrast öncesi faz, arteriyel faz, portal venöz faz, geç venöz faz olmak üzere 4 farklı fazda kaydedilmiş 120 adet T1 ağırlıklı dinamik kontrastlı karaciğer MR görüntüsü kullanılmıştır. Her bir faz görüntüsü yine aynı fazdaki bulanık c-ortalamlar algoritması ile bölütlenmiş görüntülerle füzyonlanarak lezyon yüzeylerinin ve konturlarının manuel olarak bölütlenmiş görüntü üzerinde gösterilmesi sağlanmıştır. Böylece karaciğer fonksiyon bilgisinin görüntülediği MR görüntüsündeki bilgiler kaybolmadan lezyon belirginliği artırılmıştır. Elde edilen yeni görüntü otomatik karar sistemleri için daha kullanışlı bilgiler içermektedir. Elde edilen sonuçlar yapısal benzerlik indeksi, tepe-sinyal gürültü oranı ve füzyon faktörü kalite metrikleri kullanılarak değerlendirilmiştir.

Anahtar Kelimeler — *ayrık dalgacık dönüşümü; bulanık c-ortalamlar; bölütleme; görüntü füzyonu.*

Abstract— In this study, it is aimed to analyze the magnetic resonance (MR) images used in the diagnosis of liver focal lesions using image fusion methods and to help diagnosis by adding automatic segmentation results to the manual segmentation process preferred by experts. For this aim fusions of liver MR images, segmented by a fuzzy method and segmented manually. 120 T1-weighted dynamic contrast-enhanced liver MR images of pre-contrast phase, arterial phase, portal vein phase and late venous phase, taken from 30 different patients, were used. Each phase image is also fused with images segmented by the fuzzy c-means algorithm in the same phase, so that the lesion surfaces and contours are displayed on the segmented image manually. Thus, the significance of the lesion was increased before the information in the MR image in which the liver function

information was displayed was lost. The resulting new image contains more useful information for automatic decision systems. The results obtained were evaluated using structural similarity index, peak signal-to-noise ratio and fusion factor quality metrics.

Keywords — *discrete wavelet transform; fuzzy c-means; segmentation; image fusion.*

I. GİRİŞ

Görüntü füzyonu, bir dizi giriş görüntüsünden tek bir görüntü oluşturmayı sağlar. Füzyon görüntüsü insan ya da makina algılamasında daha fazla yararlı bilgiye sahip olması anlamına gelir. Gelişen teknolojiyle medikal görüntüleme sistemleri klinik teşhis ve tedavi uygulamalarında yaygın kullanım alanına sahip olmuştur [1]. Medikal görüntülerin değerlendirilmesinde üzerinde durulması gereken en kritik nokta tek görüntünün klinik ihtiyaçları karşılamaının çoğu zaman mümkün olmamasıdır. Medikal görüntülere dayalı teşhislerde uzmanlar daha verimli bilgiye erişmek amacıyla iki ya da daha fazla görüntüye ya da sonuç verisine ihtiyaç duyarlar. Medikal görüntü füzyonu, aynı anatomik bölgeye ait farklı bilgiler barındıran iki ya da daha fazla görüntünün, görsel algılamayı artırmak ve ihtiyaç duyulan medikal uygulamada kullanılmak amacıyla kombine edilerek tek görüntüde birleştirilmesi anlamını taşımaktadır [2].

Alan gradyan tekniğinin gelişmesiyle MR görüntüleme, karaciğer lezyonlarının doğru teşhisi ve karakterizasyonu için giderek daha büyük bir rol oynamaktadır [3]. Amerikan Karaciğer Hastalıkları Araştırmaları Derneği'nin (AASLD) güncel çalışmaları, 1-2 cm'lik küçük boyutlardaki bir kitlenin tanısının MR ile yapılabileceğini ifade etmektedir [4]. R.C. Semelka ve ark. (2001) tarafından yapılan çalışma lezyon saptaması ve karakterizasyonunda MR görüntülemenin spiral BT'den belirgin derecede üstün olduğunu ve bu üstünlüğün klinik olarak önem taşıdığını vurgulamaktadır [5]. MR

görüntüleme fokal karaciğer kitlelerinin saptanmasında ve tanınmasında, karaciğer hastalıklarının değerlendirilmesinde, hepatoselüler karsinom veya metastaz gibi hipervasküler malign lezyonların değerlendirilmesinde büyük avantaja sahiptir [6]. Görüntüleme maliyetindeki avantajlar ve radyasyon etkisinin olmaması MR görüntülemenin karaciğer fokal lezyonlarının tespitinde tercih edilebilir bir yöntem olmasını sağlamıştır. Bu çalışmada 30 farklı hastadan alınmış kontrast öncesi faz, arteryal faz, portal venöz faz, geç venöz faz olmak üzere 4 farklı fazda kaydedilmiş 120 adet T1 ağırlıklı dinamik kontrastlı karaciğer MR görüntüsü kullanılmış ve her bir faza ait manuel bölütlenmiş görüntü yine aynı fazdaki bulanık c-ortalamalar algoritması ile bölütlenmiş görüntü ile füzyonlanarak lezyon yüzeylerinin ve konturlarının manuel olarak bölütlenmiş görüntü üzerinde gösterilmesi sağlanmıştır.

II. METOD

A. Bölütleme

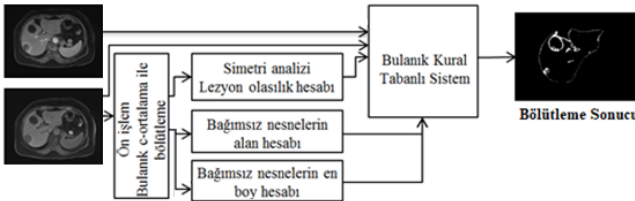
Görüntü bölütlemenin amacı, pikselleri anlamlı ve yorumlanabilir görüntü bölgeleri (yüzey, nesne ya da nesnelere ait parçalar gibi) oluşturacak biçimde kümelemektir [7]. Nesne tanıma, sınır belirleme, sıkıştırma, veri tabanında arama yapma gibi uygulamalarda kullanılır. Görüntü bölütlemeye kullanılan yöntemler kenar belirleme, sınır izleme, özellik çıkarma, eşikleme, aktif sınır algoritmaları, alan geliştirme, örüntü tanıma, matematiksel yöntemler, kümeleme, yapay sinir ağları olarak sıralanabilir.

Bu çalışmada bölütleme işlemi manuel olarak ve bulanık c-ortalamalar yöntemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

B. Bulanık C-Ortalamalar

Kümeleme analizi; katı kümeleme, bulanık kümeleme veya olasılıklı kümeleme olmak üzere üç temel başlıkta incelenir. Katı kümelemede kümeye dahil olma bilgisi kesindir (0/1). Bulanık kümelemede dahil olma bilgisi 0-1 arasında değerlerle ifade edilmekte bir verinin birden fazla kümeye kaydı söz konusu olabilmektedir. Olasılıklı kümelemede ise kümelere atamada olasılık dağılımı kullanılır.

Geleneksel yöntemlerde işaret fonksiyonlarında incelenen bölgeler kesin olarak bir sınıfa dahil edilir ya da edilmez. Bulanık sistemlerde ise tek bir ilişki fonksiyonu yoktur. Benzerlik fonksiyonu, verinin bir kümedeki diğer verilerle yaklaşık olarak eşleşen özelliklerinin benzerliğini tahmin eder ve veriyi 0-1 gibi kesin bir sınıfa dahil etmek yerine, o sınıfa dahil olma ihtimalini 0-1 arasında bir değerle ifade eder [8]. Lezyonların belirlenmesinde kümeleme algoritmaları sıkça kullanılır. Özellikle bulanık c-ortalamalar yönteminin (FCM: fuzzy c-means) oldukça başarılı olduğu görülmüştür.

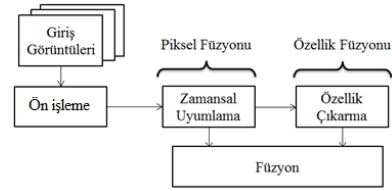


Şekil 1. Bulanık C-Ortalamalar Algoritması

Şekil 1'de önerilen yöntemde kullanılan bulanık c-ortalama algoritmasının blok gösterimi yer almaktadır

C. Görüntü Füzyonu

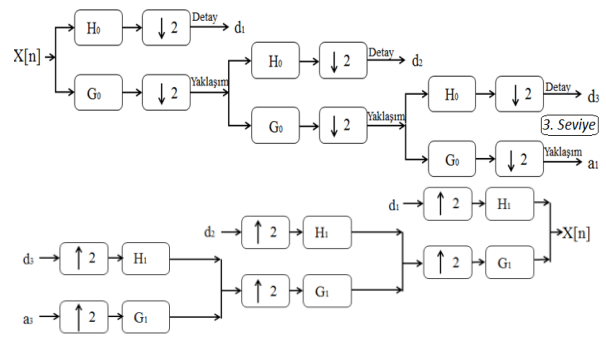
Görüntü füzyonu, bir dizi giriş görüntüsünden tek bir görüntü oluşturmayı sağlar. Füzyon görüntüsü insan yada makina algılamasında daha fazla yararlı bilgiye sahip olunması anlamına gelir [9]. Görüntü füzyonu 3 adımda incelenecek olursa, birinci adımda aynı objeyi içeren giriş görüntüleri füzyona elverişli şekilde kaydedilir veya kaydedilen görüntüler içerisinden füzyon için uygun olanlar belirlenir. Görüntüler arasında çeşitli uyumsuzluklar bulunabilir. İkinci aşama bu uyumsuzlukların giderildiği ortak gösterim formatıdır. Füzyonda kullanılacak giriş görüntüleri görüntü kayıtlama algoritmaları hizalanır ve füzyona uyumlu hale getirilir, radyometrik kalibrasyon, özellik çıkarma gibi ön işlem süreçleri ikinci aşamada gerçekleştirilir. Üçüncü ve son aşama ise füzyon işlemidir. Çeşitli ön işleme uygulamaları ve kayıtlama işlemi gerçekleştirilerek birbiriyle uyumlu hale getirilmiş görüntüler füzyon bloğunda füzyon yöntemleri kullanılarak kombine edilir ve çıkış görüntüsünü meydana gelir. Şekil 2'de görüntü füzyonu işlem basamakları gösterilmektedir.



Şekil 2. Görüntü Füzyon Süreci

D. Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD)

Dalgacık dönüşümü; ana dalganın değiştirilmiş ve ölçeklenmiş haliyle çarpılmış sinyalin bütün zaman büyüklüğünün toplamı olarak tanımlanır. Dalgacık dönüşümü ile ana dalganın ölçeklenmiş ve/veya değiştirilmiş versiyonu içinde bir görüntü alt görüntülere ayrılır [10]. ADD ise görüntünün zaman ve frekans bilgisi hesaplama süresini büyük oranda azaltarak kaynakların etkin bir şekilde kullanılmasını sağlamaktadır.



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.

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

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

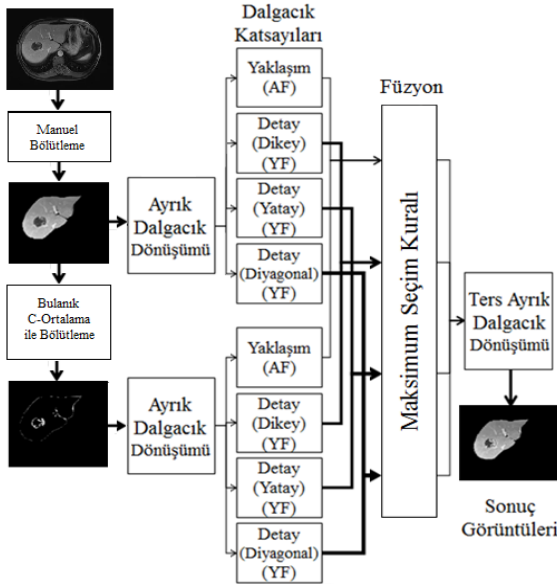
Ayrık dalgacık dönüşümü hesaplamalarında kullanılan yaklaşım ve detay katsayıları sırasıyla (1) ve (2)'de verilmiştir. Bu ifadeye $f[n]$, $\phi_{j_0,k}[n]$ ve $\phi_{j,k}[n]$, $[0, M - 1]$ aralığında tanımlı ayrık fonksiyonlardır.

E. Füzyon Kuralı

Uygulamada füzyon kuralı olarak maksimum seçim kuralı kullanılmıştır. Maksimum seçim kuralı [11] ile füzyonda kullanılacak görüntülerin her birine ait piksel değerleri sırasıyla karşılaştırılarak içlerinde sayısal değeri en büyük olan piksel değeri çıkış görüntüsüne aktarılır. Bu uygulamada öncelikle ADD alt görüntüleri elde edilmiş ve ADD katsayıları kullanılarak maksimum seçim kuralı ile füzyon gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada bölütleme işlemi manuel olarak ve bulanık c-ortalama yöntemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

$$C_F^k(i, j) = \max \{C_A^k(i, j), C_B^k(i, j)\} \quad (3)$$

Maksimum seçim kuralı (3)'de gösterilmiştir. Eşitlikte yer alan $C_A^k(i, j)$ ve $C_B^k(i, j)$ füzyonda kullanılan görüntülerin, $C_F^k(i, j)$ ise sonuç görüntüsünün ayrık dalgacık katsayılarını ifade eder.



Şekil 4. Önerilen Uygulamaya İlişkin Blok Gösterim

Şekil 4'de görüldüğü gibi, manuel olarak bölütlenmiş karaciğer MR görüntüsü füzyon için giriş görüntüsü olarak kullanılmıştır. Diğer giriş görüntüsü ise bulanık c-ortalama

ile bölütlenmesi ile oluşturulmuştur. Her iki görüntüye ayrık dalgacık dönüşümü uygulanarak yaklaşım ve detay alt görüntüleri elde edilmiş daha sonra bu alt görüntüler maksimum seçim kuralı kullanılarak kombine edilmiştir. Uygulamanın son adımında ise füzyon sonucunda ortaya çıkan yaklaşım ve detay alt görüntülerinden ters ayrık dalgacık dönüşümü ile sonuç görüntüsü elde edilmiştir.

III. DEĞERLENDİRME KRİTERLERİ

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 özniteliklerinin 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 [12].

$$YBİ(x, y) = f(l(x, y), c(x, y), s(x, y)) \quad (4)$$

Karşılaştırmada kullanılan TSGO kriteri ise eşitlik 5 ile ifade edilir.

$$TSGO = 10 \log_{10} \frac{I_{max}^2}{MSE} \quad (5)$$

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. Karesel ortalama hata değerinin hesaplanmasında,

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (Y_{i,j} - S_{i,j})^2 \quad (6)$$

ifadesi kullanılır. Burada M ve N yatay ve dikey eksenindeki piksel sayılarını ifade ederken, $S_{i,j}$ ve $Y_{i,j}$ karşılaştırılan görüntülerin piksel değerleridir [13].

Füzyon algoritmasında kullanılan diğer değerlendirme kriteri olan füzyon faktörü,

$$FF = I_{af} + I_{bf} \quad (7)$$

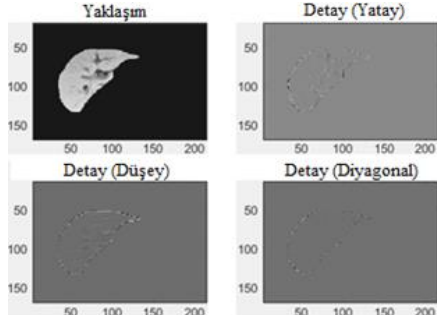
olarak ifade edilir. $I_{af} + I_{bf}$ orijinal görüntü ile füzyon sonucu elde edilen görüntüler arasındaki karşılıklı bilgi değerleridir. Füzyon faktörünün yüksek olması elde edilen sonuç görüntüsünün daha çok bilgi içerdiğinin göstergesidir [14].

IV. SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME

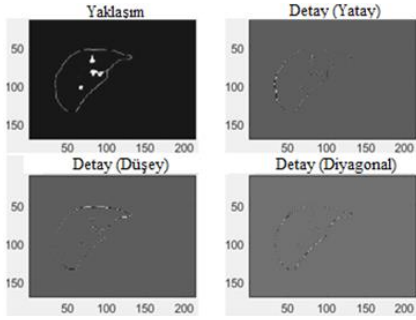
Uygulamada kullanılan veriler, Selçuk Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Radyoloji Bölümü'nde kaydedilmiştir. Uygulamada 30 farklı hastadan alınmış kontrast öncesi faz, arteriyel faz, portal venöz faz, geç venöz faz olmak üzere 4 farklı fazda kaydedilmiş 120 adet T1 ağırlıklı dinamik kontrastlı karaciğer MR görüntüsü kullanılmıştır.

Her bir faz görüntüsü yine aynı fazdaki bulanık c-ortalama algoritması ile bölütlenmiş görüntülerle füzyonlanarak lezyon yüzeylerinin ve konturlarının manuel olarak bölütlenmiş görüntü üzerinde gösterilmesi sağlanmıştır. Böylece karaciğer fonksiyon bilgisinin görüntülediği MR görüntüsündeki bilgiler kaybolmadan lezyon belirginliği artırılmıştır. Elde edilen yeni görüntü otomatik karar sistemleri için daha kullanışlı bilgiler içermektedir.

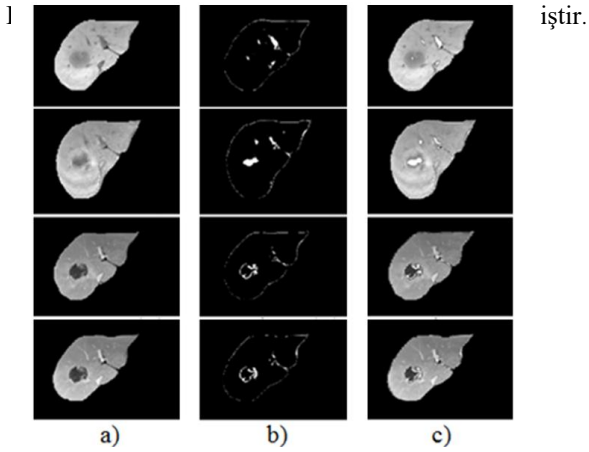
Ayrık dalgacık dönüşümü ile elde edilen yaklaşım ve detay alt görüntüleri Şekil 5 ve Şekil 6'da gösterilmiştir.



Şekil 5. Manuel olarak bölütlenmiş görüntüye ait ADD alt görüntüleri



Şekil 6. Bulanık C-Ortalamalar ile bölütlenmiş görüntüye ait ADD alt görüntüleri



a) Manuel olarak bölütlenmiş görüntüler, b) Bulanık c- ortalamalar kuralı ile bölütlenmiş görüntüler, c) Füzyon sonuçları

TABLO I. FAZLARA GÖRE SONUÇLAR

Kriterler	Görüntü Fazları			
	Kontrast Öncesi	Arteryal	Portal Venöz	Geç Venöz
YBİ	0.9337	0.9353	0.9363	0.9327
TSGO	63.6396	64.9951	64.7705	64.3787
FF	5.11	5.71	3.63	4.11

Değerlendirme kriterlerine göre sonuçlar Tablo 1'de gösterilmiştir.

Bulanık c-ortalamalar tekniği ve manuel olarak bölütlenmiş görüntüler ayrık dalgacık dönüşümü tabanlı füzyon algoritması kullanılarak kombine edilmiş ve tüm karaciğer yüzeyinin bilgisi korunarak, bulanık c-ortalamalar tekniği ile tespit edilen lezyon, manuel olarak bölütlenmiş karaciğer görüntüsünün üzerine yerleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde, lezyon sınırlarının uzmanların karar vermesini kolaylaştıracak şekilde karaciğer üzerinde belirginleştiği görülmüştür.

BİLGİLENDİRME

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

KAYNAKLAR

- [1] Ervural, S. ve Ceylan, M., "Görüntü Füzyonu İle Karaciğer MR Görüntülerinden Hemanjiomun Belirlenmesi", 8. Mühendislik Ve Teknoloji Sempozyumu., Ankara, Çankaya Üniversitesi, 203-208, 2015.
- [2] Goshtasby, A., ve Nikolov, S., "Image Fusion: advances in the state of art", *Information Fusion.*, 2007.
- [3] Silva, A. C., Evans, J. E., McCullough, A. E., Jatoi, M. A., Vargas, H. E. ve Hara, A. K., "MR imaging of hypervascular liver masses: a review of current techniques" *Radiographics*, 385-402, 2009.
- [4] Willatt, J. M., Hussain, H. K., Adusumilli, S. ve Marrero, J. A., "MR imaging of hepatocellular carcinoma in the cirrhotic liver: challenges and controversies", *Radiology*, 247(2), 311-330, 2008.
- [5] Semelka, R. C., Martin, D. R., Balci, C. ve Lance, T., "Focal liver lesions: comparison of dual-phase CT and multisequence multiplanar MR imaging including dynamic gadolinium enhancement", *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 13(3), 397-401, 2001.
- [6] Ervural, S. ve Ceylan, M., "Karaciğer MR Görüntülerindeki Farklı Fazların Füzyonu ile İyi Huylu ve Kötü Huylu Lezyonların Belirlenmesi", *Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, Antalya, 2017.
- [7] Shapiro, S.G., Stockman, G.C., "Computer Vision", *Pearson*, 279-325, New Jersey, 2001.
- [8] S., Gunasundari, M., Suganya Ananthi, "Comparison and Evaluation of Methods for Liver Tumor Classification from CT Datasets", *International Journal of Computer Applications*, Vol-2, 2011.
- [9] Haghghat, M. B. A., Aghagolzadeh, A., Seyedarabi, H. "Multi-focus image fusion for visual sensor networks in DCT domain", *Computers & Electrical Engineering*, 37 (5), 789-797, 2011.
- [10] 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.
- [11] 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,
- [12] 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.
- [13] How-Lung, E. and Kai-Kuang, M., "Noise adaptive soft-switching median filter", *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 10, pp. 242-251, 2001.
- [14] Singh, R. and Khare, A., "Fusion of multimodal medical images using Daubechies complex wavelet transform – A multiresolution approach", *Information Fusion*, vol. 19, 49-60, 9, 2014.