



Medical volume enhancement using 3-d brushlet transform

M. Alper Selver¹ , Oğuz Dicle² 

¹Dokuz Eylül University, Faculty of Engineering, Electrical and Electronics Department, Resources Campus, Buca, Izmir, 35160, Turkey

²Dokuz Eylül University, Faculty of Medicine, Department of Radiology, Campus Balçova, Narlıdere, Izmir, 35340, Turkey

Highlights:

- Effective 3-D rendering for abdomen
- Boosting performance of existing transfer function specification methods
- Data adaptive medical volume enhancement via space frequency analysis

Keywords:

- 3-D medical imaging,
- transfer function specification,
- brushlet transform,
- support vector machines

Article Info:

Received: 19.02.2017

Accepted: 10.03.2018

DOI:

10.17341/gazimmfd.416421

Acknowledgement:

This study is supported by TUBITAK project under grant EEEAG 116E133

Correspondence:

Author: M. Alper Selver
e-mail: aselver@gmail.com
phone: +902323017685

Graphical/Tabular Abstract

TF specification controls the visual illustration of medical volumetric data by mapping data values to color and opacity and it is an integrated part of interactive Direct Volume Rendering (DVR). In recent years, the importance of generating multi-dimensional domains representing the texture properties has been emphasized in several studies. Accordingly, the superior performance of the brushlet based TF design method and its effective use in 3D visualization is reported in comparison with other statistical or space-frequency based methods. This previously developed method uses only radiologist selected Space-Frequency Blocks (SFBs), which are produced by the brushlet transform of 3D medical image series, for reconstruction. The optimal SFB weights are calculated through SVM in order to minimize the error obtained by the comparison of the weighted SFB reconstruction and the desired 3D visualization.

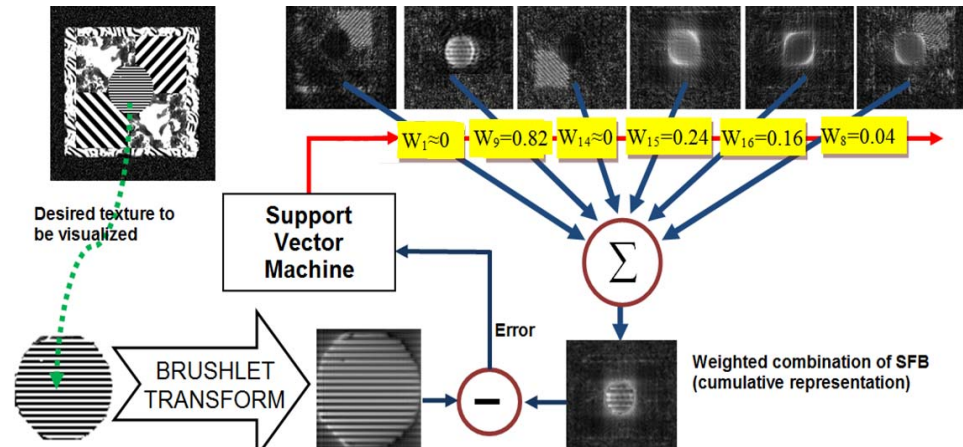


Figure A. Training strategy of the proposed system

Purpose: The purpose is to improve visualization quality of medical volumes by enhancing features of interest in the data using reconstruction of weighted over-complete SFBs of 3D Brushlet transform.

Theory and Methods:

Existing approaches use machine learning to find weighted combination of filters inside a predefined set, such that the difference between desired texture and obtained signature is minimized. In this paper, instead of using a limited filter bank, the optimal weights of SFBs in an expansion are determined to extract a desired texture. Accordingly, a novel method is proposed for reconstruction with optimally weighted SFBs.

Results:

Results show that weighted SFB reconstruction provides slightly higher performance compared to SFB selection. The performance increase in FP rates is higher than FN due to the removal of selected quadrants. The proposed automatic quadrant selection method has slightly better performance than manual selection. The results of its application showed enhanced visualization capabilities especially for the abdominal organs.

Conclusion:

This paper proposes a new strategy for spatio-temporal identification and extraction of textures. It expands the entire image to Brushlet bases through SFBs, each of which include textures at varying scales and orientations. Since original image can be reconstructed exactly using the inverse transform, it is safe to claim that SFBs include all texture information in the image. The novel idea is shown to be able to find the optimal weights of SFBs such that only the texture of interest is reconstructed and others are suppressed.



3-Boyutlu fırçacık dönüşümü tabanlı tıbbi hacim iyileştirme

M. Alper Selver^{1*}, Oğuz Dicle²

¹Dokuz Eylül Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Bölümü, Kaynaklar Kampüsü, Buca, İzmir, 35160, Türkiye

²Dokuz Eylül Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Radyodiagnostik Anabilim Dalı, Balçova Kampüsü, Narlıdere, İzmir, 35340, Türkiye

Ö N E Ç İ K A N L A R

- Batın bölgesi için etkin tıbbi üç boyutlu tıbbi görüntüleme sağlanması
- Varolan etkileşimli transfer fonksiyon saptama yöntemlerinin başarımının artırılması
- Uzun frekans dönüşümleri aracılığıyla veri uyarlamalı tıbbi hacim iyileştirme

Makale Bilgileri

Geliş: 19.02.2017

Kabul: 10.03.2018

DOI:

10.17341/gazimmfd.416421

Anahtar Kelimeler:

Üç boyutlu tıbbi görüntüleme, transfer fonksiyon saptama, fırçacık dönüşümü, destek vektör makineleri

ÖZET

Tıbbi hacim görüntülemesinde DICOM verisinin renk ve opaklığa atanması ile görsel temsili sağlayan Transfer Fonksiyon (TF) saptama, etkileşimli DVR (direct volume rendering) sürecinin tümleşik bir parçasıdır. Etkin TF belirleme amacıyla son yıllarda tanım kümesinin verinin doku özellikleri ile çok boyutlu oluşturulmasının önemi birçok çalışmada vurgulanmıştır. Bu doğrultuda, fırçacık dönüşümü aracılığıyla tanımlanan TF saptama yöntemlerinin, istatistiksel ve diğer uzay-frekans tabanlı doku çıkarma yöntemlerine (dalgalık dönüşümü, filtre bankaları, rastgele yönelimli filtreler vb.) göre üstünlükleri ve 3B tıbbi görüntülemeye etkinliği yazında gösterilmiştir. 3B verinin fırçacık dönüşümü ile elde edilen uzay-frekans blokları (UFB) içerisinden, yalnızca radyologlar tarafından seçilenlerinin geriçatmada (ters-dönüşüm) kullanıldığı bu yöntem ile özellikle batın bölgesi organlarında (karaciğer, böbrekler, dalak) görüntüleme başarımı artırılmıştır. Bu çalışmada, UFBlerin bazılarının seçilerek geriçatmada kullanılması yerine, tüm UFBlerin ağırlıklandırılarak ters dönüşüm alınmasına dayanan yeni bir yaklaşım gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla, 3B görüntülenmek istenen nesne ve ağırlıklandırılmış UFBlerin geriçatılmasından elde edilen sonucun karşılaştırılması ile hesaplanan hatayı minimize edecek eniyelenmiş UFB ağırlıklarının, destek vektör makineleri aracılığıyla belirlenmesine dayalı özgün bir TF saptama yöntemi geliştirilmiştir. Yöntemin farklı görüntü serilerine uygulanması ile elde edilen sonuçların referans veriler ve UFB seçimi temelli yöntemlerle kıyaslanması ile başarımı karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Medical volume enhancement using 3-d brushlet transform

H I G H L I G H T S

- Effective three dimensional imaging for abdomen
- Increasing the performance of existing transfer function specification techniques
- Data adaptive medical volume enhancement through space frequency transformations

Article Info

Received: 19.02.2017

Accepted: 10.03.2018

DOI:

10.17341/gazimmfd.416421

Keywords:

3-Dimensional medical imaging, transfer function specification, brushlet transform, support vector machines

ABSTRACT

TF specification controls the visual illustration of medical volumetric data by mapping data values to color and opacity and it is an integrated part of interactive Direct Volume Rendering (DVR). In recent years, the importance of generating multi dimensional domains representing the texture properties has been emphasized in several studies. Accordingly, the superior performance of the brushlet based TF design method and its effective use in 3D visualization is reported in comparison with other statistical or space-frequency based methods (such as wavelet transform, Gabor filter banks, directional filters etc.). This previously developed method uses only radiologist selected Space-Frequency Blocks (SFBs), which are produced by the brushlet transform of 3D medical image series, for reconstruction. The results of its application showed enhanced visualization capabilities especially for the abdominal organs (i.e. liver, kidneys and spleen). In this study, instead of selecting some of the SFBs for reconstruction, a new strategy is proposed to use all SFBs, which are optimally weighted based on the desired 3D image. In accordance with this plan, first a novel TF specification method, which relies on performing reconstruction with optimal SFB weights, is developed. The optimal SFB weights are calculated through support vector machines in order to minimize the error obtained by the comparison of the weighted SFB reconstruction and the desired 3D visualization. The results obtained by the application of the proposed method to a diverse set of medical image series show improved representation and visualization capabilities compared to SFB selection strategy and manually delineated ground truth.

*Sorumlu Yazar/Corresponding Author: aselver@gmail.com / Tel: +90 505 648 7267

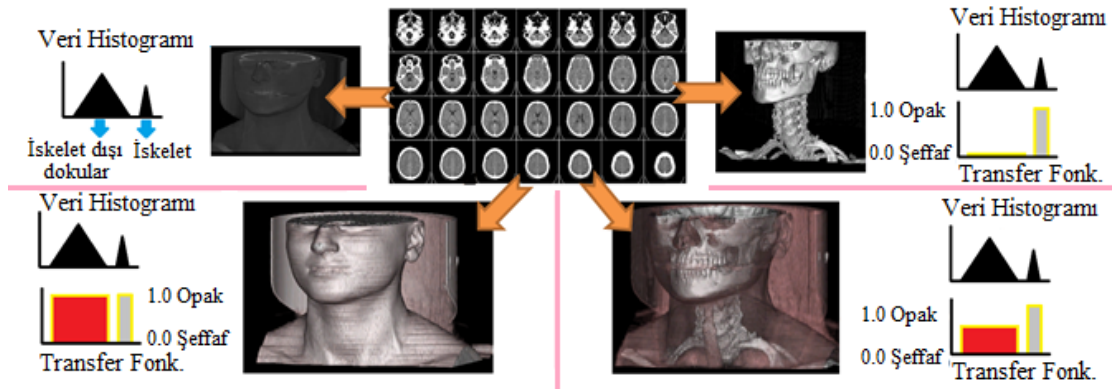
1. GİRİŞ (INTRODUCTION)

Transfer Fonksiyonu (TF), en sade tanımıyla, tanım kümesi tıbbi hacimsel veri (ya da histogramı), değer kümesi ise opaklık ve renk olan bir fonksiyondur. Doğrudan hacim görüntüleme (direct volume rendering-DVR), orjinal DICOM verisinin renk ve opaklığa atanması ile görsel temsilin oluşmasında önemli bir yere sahiptir [1]. Bu nedenle, TF'ler tüm hacimsel veriyi ve hacim uzayındaki tekil öznelikleri anlamada önemli rol oynayan kullanışlı araçlardır [2]. İlave olarak TF saptama DVR sürecinin tümleşik bir parçasıdır ve DVR'ın kullanıcı etkileşimine açık tek adımıdır [3]. Bu sebeple TF uygulamaları üç-boyutlu (3B) görüntüleme kartları vb. donanımlar tarafından da doğrudan desteklenir [4].

TF saptama aracılığıyla yapılan 3B görüntüleme tüm hacimsel veri görüntüleme için işlenirken, istenmeyen bilgiye ait verinin tamamen saydam hale getirilerek görünmez olması sağlanır. Tıbbi görüntü işleme yaygın olarak kullanılan ve istenmeyen verinin atılarak yalnızca arzu edilen verinin 3B görüntülenmesine dayanan bölütleme işleminin aksine, TF'ler kullanıldığında tüm veri görüntülenir ancak sadece yeterli opaklık atanan kısımlar gözlemlenebilir. Bu özelliği ile TF saptama küçük parametre değişiklikleri ile çok daha esnek ve zengin 3B görüntüleme olanakları sağlar (Şekil 1). Şeklin ortasında yer alan 2B görüntü serisinden oluşturulmuş 3B görüntüler saat yönünün tersinde takip edildiğinde: ham 3B görüntü, doku-opak 3B görüntü, doku-şeffaf 3B görüntü ve doku-saydam 3B görüntü (kafatası) görülmektedir. Ancak TF belirlenmesi, özellikle tıbbi görüntülemelerde zorlu ve çok zaman alan bir işittir. Çünkü hacim içerisindeki farklı anatomik nesnelerin örtüşen yoğunluk değerleri, nesnelerin kesin olarak tanımlanmasını ve birbirlerinden farklı renklere atanmasını zorlaştırır [5]. Batın bölgesinde yer alan karaciğer, böbrek ve dalak gibi organların bir arada görüntülenmesi, bu zorlukları taşıyan en uygun örneklerden biri olarak verilebilir [6]. TF belirlemenin avantajlarına rağmen, özellikle yetersiz kaldığı koşullarda hesapsal karmaşıklığı çok daha yüksek olan ve uzun süren bölütleme gibi araçların kullanımı zorunlu hale gelmektedir [7]. Bu zorunluluğu aşmak için ayrıştırıcı TF tanım uzaylarının geliştirilmesi gerekmektedir.

TF tanım uzayının istenilen bilgiyi ayrıştırıcı niteliğe sahipken, aynı zamanda etkileşime açık ve sezgisel olması gereklidir. Bu gereksinim genellikle bir ikilem (trade-off) yaratır çünkü ayrıştırıcılık özelliği karmaşık ve yüksek boyutlu tanım uzaylarında artarken, bu durumda sezgisellik ve kullanılabilirlik düşer. TF tasarımı için ilk yaklaşımlar elcil, veri ve görüntü tabanlı olarak üç gruba ayrılmış ve karşılaştırmalı olarak incelenmiştir [3]. Bu çalışmalar, tıbbi verilerin TF aracılığı ile etkin görüntülenmesi için tanım kümesinin çok boyutlu oluşturulması gerekliliğini göstermiştir (Multi Dimensional Transfer Functions - MDTF). MDTF tasarımı için öncelikle uzaysal bilginin gri seviye ile kombinasyonları denenmiştir [8]. Yerel komşuluk histogramlarının içeriğini uzaysal olarak birbirine yakın dokulara göre ayarlayan alfa-histogramlar bu yaklaşımın öncü çalışmalarındandır [9]. Uzaysal bilginin histogramlarla kullanılması fikri daha sonra hacimsel histogram loblarının Gauss fonksiyonlarına benzerliğine dayandırılarak, 1-Boyutlu (1B) hacim histogramı için iki aşamalı TF belirleme yöntemine genişletilmiştir [10]. Bu yaklaşım, hacim histogramı yerine histogram yığınlarına yakınsama yapan ve kendi kendini organize eden sıradüzenli radyal tabanlı fonksiyon ağları ile iki-boyuta (2B) taşınmıştır [11].

MDTF'ler daha sonra kullanıcının örnek kesitleri renklendirerek eğitim kümesi oluşturduğu ve eğitilen sistemi tüm hacmi sınıflandırmak için kullandığı makine öğrenmesi tabanlı çalışmalarda [12] ve bulanık mantık temelli sistemlerde kullanılmıştır [13]. DVR uygulamalarında kullanışlılığı arttırmak için basit arayüzlü yüksek düzeyde anlambilimsel modellerden de faydalanılmıştır [14]. Zamanla değişen tıbbi veriler için de birçok yöntem önerilmiş olup [15], tüm bu yöntemlerin etkin kullanımı için probleme özgü etkileşim mekanizmaları içeren arayüzler tasarlanmaktadır [16, 17]. MDTF saptamada önemli başka bir araştırma kolu da tanım kümesinin uzay [18], frekans [19] ve ya uzay-frekans temelli oluşturulmasıdır [20]. Özellikle, uzay-frekans analizi, TF saptamada hesapsal karmaşıklık ve DVR oluşturma sürelerini azaltmak için çok-ölçekli yaklaşımın değerini gösteren çalışmalarda ön plana çıkmaktadır [16]. Son yıllarda özellikle gelişen bilgisayar teknolojisinin avantajları kullanılarak işlem-yoğun doku (texture) özellikleri TF tasarımında kullanılmaya



Şekil 1. Transfer fonksiyonları aracılığı ile 3B görüntüleme (3D imaging via transfer functions)

başlanmıştır. İlk olarak genişletilmiş gri seviye tekrarlanma matrisleri (gray level co-occurrence matrix-GLCM) kullanılarak benzer yapılar gruplanmıştır [21]. İstatistiksel doku tabanlı bu yöntemlerde kısıtlı olarak sağlanabilen yönelimin (orientation) dokunun önemli bir karakteristiği olduğu bilinmektedir. Örneğin, GLCM tabanlı bir yaklaşım kullanıcı tarafından önceden tanımlanan birkaç yönelim için bilgi sağlanabilir (genellikle 0° , 45° , 90° , 135°) [22]. Yönelim seçiminin hesapsal karmaşıklığa etkisi uzay-zaman tabanlı doku analizinde de kendini göstermektedir. Örneğin, dalgacık ayrıştırması, yalnızca zayıf açısal çözünürlük sağlayabilir ve her ölçekte yalnızca dikey, yatay ve köşegen yönelim sağlar [23]. Bu olumsuz durumu uygulama tabanlı olarak aşmak için işlenecek veriye bağlı farklı açısal hatlar için işlem yapan dalgacık ayrıştırmaları önerilmiştir. Bunlara örnek olarak, doğrusal bilgilere odaklı (Ridgelet) [43], sürekli çizgisel bilgilerin eğrisel pencereleme ile daha esnek çıkarılabilmesini sağlayan (curvelet) [44] ya da sınır bilgilerinin vurgulanmasına yönelik (Contourlet) [45] dönüşümler verilebilir. Yönelim çeşitliliğini daha da arttırmak için bu dönüşümlerin kompleks versiyonları da türetilmiş ve faz bilgisi kullanımı sağlanmıştır. Ancak bu dönüşümler Fourier uzayının bölünmesi sırasında pencere boyutlarının belirli sabit oranlarda olmasına dayanmaktadır ve kuvvetli oldukları özel uygulama alanları dışında, özellikle doğal ve çok yönlü eğrisellikler içeren tıbbi görüntülerde etkinlikleri ya zayıftır ya da seçilen parametrelere aşırı duyarlıdır. Dönüşümlerin bu eksikliklerini gidermek için ortaya konulmuş olan ve gradyan vektörü / hessian matrisi temel alınarak belirli parlak yapıları görüntülemek için kullanılan üç boyutlu filtreler [18] ve yönlendirilmiş filtre bankaları [24] TF belirlemek amacıyla kullanılmıştır [16]. Ancak, yerel doku karakteristikleri için etkili olan bu yöntemler Fourier düzleminin rastgele parçalanmasına izin vermezler. Gabor yönlendirilmiş filtrelerinin yönelim seçicilikleri daha iyidir, fakat bu filtreler ayrıştırılamazlar ve dikgen (ortogonal) değildirler [25]. Bu durum da uygun parametreler kullanılmadığı takdirde Fourier uzayının tam bölünmemesine yol açabilir.

Yönelim seçiciliğinin daha da artırılması için rastgele yönelimlere ayarlanabilir filtreler tasarlanmıştır [26]. Son dönemde yapılan çalışmalarda, filtrelere ait bazların makine öğrenmesi aracılığıyla ağırlıklandırılması sonucu ağırlıklandırılmış baz fonksiyonlarının toplamları ile elde edilen ve “doku imzası (texture signature)” olarak isimlendirilen filtrelerin kullanımı önerilmiştir [27]. Farklı uygulamalarda etkin ve şekilde uygulanan doku imzaları tıbbi görüntüleme ilk kez kısa zaman önce akciğerlerin doku bilgisinin ve karaciğer lezyonlarının saptanmasında yüksek başarımlar göstermişlerdir [28, 29]. Yukarıda anlatılan sınırlamaları aşmak amacıyla daha yüksek açısal çözünürlük bilgisine ve dolayısıyla tıbbi görüntülerin içerdiği rastgele yönelimlere ulaşabilmek için frekans düzlemi; fırçacık dönüşümü kullanılarak pencerelenmiş Fourier bazlarına (uzay-frekans bloklarına –UFBler) genişletilebilir [30]. Frekansta iyi lokalize olmanın yanı sıra, fırçacıklar faz

değeri olan kompleks fonksiyonlardır ki bu özellikleri yönelim hakkında değerli bilgi sağlar. Fırçacıkların boyut ve konumları doku yönelimini mümkün olan tüm yön, frekans ve lokalizasyonlarda temsil edecek şekilde seçilebilir. Birer öznitelik gibi düşünüldüklerinde, fırçacıkların uygun kombinasyonlarının eldesi ile veri temsili çok daha etkin yapılabilir [33, 34]. Yakın zamandaki çalışmalarda, UFB seçiminin fırçacık dönüşümü altında elcil yöntemler aracılığı ile yapılmasının, TF saptamanın veri uyarlamalı hale getirilmesi ve 3B görüntüleme başarımının artırılmasındaki etkinliği gösterilmiştir [20]. Çalışmada ayrıca radyologların seçtiği UFBlerin otomatik seçimi amacıyla atlas tabanlı yöntemler önerilmiştir. Bu çalışmada ise, UFBlerin bazlarının seçilerek geriçatmada kullanılması yerine, fırçacık dönüşümüne ait tüm UFBlerin makine öğrenmesi ve optimizasyon yöntemleri ile uygun şekilde ağırlıklandırılarak kullanılması sağlanarak otomatik olarak TF tasarımı yapan özgün bir yöntem geliştirilmiştir.

Geliştirilen yöntemin UFB seçimi tabanlı teknikten üstünlüğü, UFBlerin seçimi sonucunda, geriçatmaya dahil edilmeyen UFBlerde kalmış ancak görüntülenmek istenen nesneye az da olsa katkı sağlayan bilgilerin kullanılabilir olmasıdır. Benzer şekilde geriçatmaya dahil edilen ancak nesnenin görüntülenmesini engelleyecek bilgileri de içeren UFBlerin geriçatmaya katılım derecelerinin, dolayısıyla 3B görüntülemeye katkılarının ağırlıklar aracılığı ile kontrol edilmesinin sağlanmasıdır. Bu sayede hem fırçacıkların diğer uzay-frekans bazlarına üstünlüklerinden faydalanırken, hem de anatomik nesnelerin zengin yönelim ve doku çeşitliliklerinin temsil edilme kapasitesi artırılmış olmaktadır. UFBlerin her biri orjinal hacim verisi ile aynı boyutta olduğundan sezgisellik ve etkileşim özellikleri de korunmaktadır. Bu özellikleri ile özgün bir TF tasarım yöntemi sunan bu yaklaşımın varolan MDTF yöntemlerine üstünlükleri de bu çalışma kapsamında batın bölgesi organlarının hem BT hem de MR görüntülerinden 3B görüntülenmesi uygulamalarında gösterilmiştir. Yukarıda özetlenen ve n-boyutlu veriler için de uygulanabilir olan nitelikleri ile bu çalışma, hem makine öğrenmesi tabanlı özgün bir uzay-frekans analiz yöntemi önermekte, hem de bu yöntemin etkin uygulamalarını sunmaktadır. Makalenin geri kalanı şu şekilde organize edilmiştir: Fırçacık dönüşümü ve TF saptamada kullanıma şekli Bölüm 2’de açıklanmıştır. Kullanılan materyal Bölüm 3’te ve uygulama sonuçları Bölüm 4’te sunulmuştur. Son olarak 5. bölümde yorum ve tartışmalara yer verilmiştir.

2. FIRÇAÇIK DÖNÜŞÜMÜ VE TF SAPTAMADA KULLANIMI (BRUSHLET TRANSFORM AND ITS USE IN TF SPECIFICATION)

2.1. Üç Boyutlu Fırçacık Dönüşümü, Baz Fonksiyonları ve Açılım (Three Dimensional Brushlet Transform, Basis Functions and Expansion)

3B görüntüleme yöntemleri, hacimsel verinin doku (texture) özelliklerinden giderek daha yaygın ve kapsamlı olarak faydalanmaktadır. Uygun şekilde tespit edildiğinde, hacimden elde edilen 3B dokunun, kesitten elde edilen 2B

dokudan daha yüksek ayırıcı gücü bulunmaktadır. Ancak; doku temsiline kullanılan uzay-zamansal yöntemlerin kısıtlarından dolayı daha iyi temsil yeteneğine sahip yöntemlere ihtiyaç vardır. Bu doğrultuda, fırçacıkların zengin dokulu görüntülerde doku kalıplarını verimli şekilde betimleyebilen, yönlü görüntü analizi için etkin araçlar olduğu ortaya konulmuş [30] ve bu etkinlik 3B görüntüleme uygulamalarında da gösterilmiştir [20]. 3B fırçacıklar, uzay-frekans düzlemini UFB olarak isimlendirilen ve her biri farklı bilgi taşıyan bloklarda ayrıştırma sağlayan kompleks bir dönüşüm kullanırlar [30, 31]. Bu 3B küpler çok ölçekli açılımın temel elemanları olarak modellenilebilirler (Şekil 2.a). Her bir UFB'yi oluşturan fırçacık baz fonksiyonları (Şekil 2b ve 2c), veriyi Fourier uzayı analizi üzerinden ortonormal bazlara genişleterek belirli uzaysal yönlerde ayrıştırır. Bu ayrıştırmanın matematiksel ifadesi takip eden paragraflarda ayrıntılı olarak sunulmuştur. Hacim verisi, $f \in L^2(\mathcal{R}^3)$, ve 3B fourier dönüşümü \hat{f} 'nin yerel analizi, ortonormal bazlarla iyi bir zaman frekans lokalizasyonu elde edildiği durumda çok faydalı bilgiler sağlar. Bu amaçla, hassas bir lokalizasyon, \hat{f} için 3B üstellerin kolleksiyonu olan ortonormal fonksiyonlar ($u_{m,n,l}$) ile oluşturulmuş pencere Fourier bazları üzerinden fırçacıklar kullanılarak elde edilebilir. Burada $u_{m,n,l}$ baz fonksiyonu, $K = M \times N \times L$ boyutlarında gerçekleştirilen bir fırçacık açılımında kullanılan K tane baz fonksiyonundan (m, n, l) indisine sahip olanını göstermektedir. i, j , ve k tamsayı indis değerlerini göstermek üzere,

$U_{i=-\infty}^{i=+\infty}(x_i, x_{i+1})$, $U_{j=-\infty}^{j=+\infty}(y_j, y_{j+1})$, ve $U_{k=-\infty}^{k=+\infty}(z_k, z_{k+1})$ şeklinde tanımlanan, üç boyut (genişletme parametreleri) ile ilintili her bir $u_{m,n,l}$, \hat{f} için ortonormal baz teşkil eder.

\hat{f} , $u_{m,n,l}$ bazlarına genişletilerek Eş. 1 aracılığıyla elde edilir.

$$\hat{f} = \sum u_{m,n,l} \hat{f}_{m,n,l} \quad (1)$$

3B $u_{m,n,l}$ bazları 2B $u_{m,i}$, $u_{n,j}$ ve $u_{l,k}$ bazları kullanılarak elde edilebilir.

$e_{m,i} = (\sqrt{p_i})^{-1} e^{-2im\pi m \left(\frac{x-x_i}{p_i}\right)}$ ve $p_i = x_{i+1} - x_i$ pencereleme işlevleri iken $U_{i=-\infty}^{i=+\infty}(x_i, x_{i+1})$ için önerilen baz Eş. 2 ile tanımlanır [30].

$$\begin{aligned} u_{m,i}(x) &= \psi_i(x - p_i / 2) e_{m,i}(x) + \varphi(x - x_i) \\ e_{m,i}(2x_i - x) &- \varphi(x - x_{i+1}) e_{m,i}(2x_{i+1} - x) \end{aligned} \quad (2)$$

Burada Eş. 3 ile tanımlanan $\psi(\cdot)$ işlevi pencerenin dikliğini, Eş. 4 ile tanımlanan $\varphi(\cdot)$ ise pencerenin her iki ucunun tümsekliliğini, $r(t)$, olarak tanımlanan rampa işlevi aracılığı ile kontrol ederler (Eş. 5).

$$\psi(t) = \begin{cases} r^2 \left(\frac{t + p_i/2}{\varepsilon} \right), & \text{if } t \in \left[\frac{p_i}{2} - \varepsilon, \frac{p_i}{2} + \varepsilon \right] \\ 1, & \text{if } t \in \left[\frac{p_i}{2} - \varepsilon, \frac{p_i}{2} + \varepsilon \right] \\ r^2 \left(\frac{p_i/2 - t}{\varepsilon} \right), & \text{if } t \in \left[\frac{p_i}{2} - \varepsilon, \frac{p_i}{2} + \varepsilon \right] \end{cases} \quad (3)$$

$$\varphi(t) = r(t / \varepsilon) r(-t / \varepsilon) \quad (4)$$

$$r(t) = \begin{cases} 0, & \text{if } t \leq -1 \\ 1, & \text{if } t \geq 1 \end{cases} \quad r^2(t) + r^2(-t) = 1 \quad \forall t \in \mathcal{R} \quad (5)$$

Komşuluk parametresi ε , fırçacığın uzay-frekans çözünürlüğünü belirler. ε 'nin yüksek olması uzayda daha iyi lokalizasyon sağlarken, ε azaldıkça frekansta lokalizasyon iyileşir.

$u_{m,i}$ bazına benzer şekilde; $u_{n,j}$ (Eş. 6) ve $u_{l,k}$ (Eş. 7), $U_{j=-\infty}^{j=+\infty}(y_j, y_{j+1})$ ve $U_{k=-\infty}^{k=+\infty}(z_k, z_{k+1})$ 'ye göre elde edilebilir:

$$\begin{aligned} u_{n,j}(y) &= \psi_j(y - q_j / 2) e_{n,j}(y) + \varphi(y - y_j) \\ e_{n,j}(2y_j - y) &- \varphi(y - y_{j+1}) e_{n,j}(2y_{j+1} - y) \end{aligned} \quad (6)$$

$$\begin{aligned} u_{l,k}(z) &= \psi_k(z - \eta_k / 2) e_{l,k}(z) + \varphi(z - z_k) \\ e_{l,k}(2z_k - z) &- \varphi(z - z_{k+1}) e_{l,k}(2z_{k+1} - z) \end{aligned} \quad (7)$$

$u_{m,n,l}$ 'nin Fourier dönüşümü olan $v_{m,n,l}$ (fırçacık) Eş. 8'i sağlar.

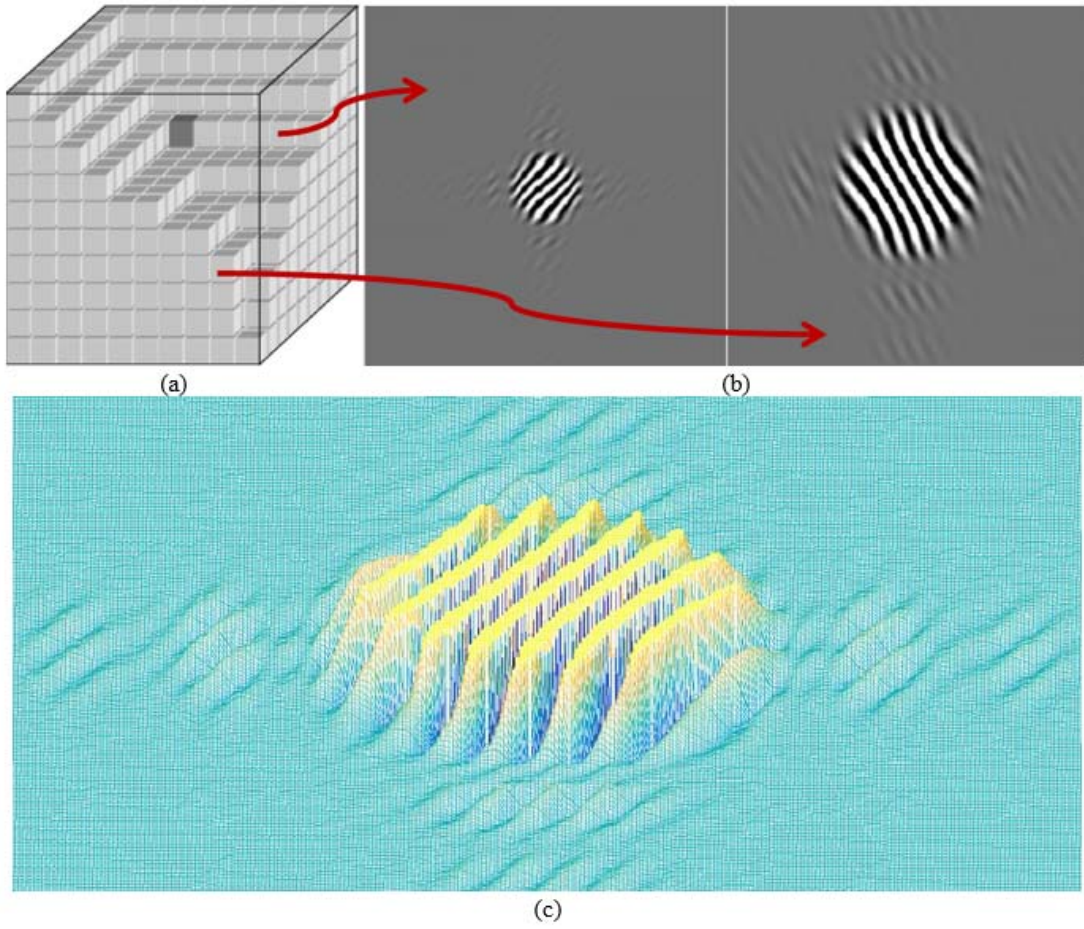
$$f = \sum v_{m,n,l} \hat{f}_{m,n,l} \quad (8)$$

$u_{m,n,l}$ 'ye benzer şekilde $v_{m,n,l}$ bazı da $v_{m,i}$, $v_{n,j}$, ve $v_{l,k}$ bazlarının tensör çarpımları ile elde edilebilir. Başka bir ifadeyle, 3B fırçacık açılımı, 1B fırçacık açılımının ayrılabilir tensör çarpımları ile genişletilmiş halidir ve ($m / p_i, n / q_j, l / \eta_k$)'da lokalize ve $a_i = (x_i + x_{i+1})/2$, $b_j = (y_j + y_{j+1})/2$, ve $c_k = (z_k + z_{k+1})/2$ iken (a_i, b_j, c_k) frekansında osilasyon yapan yönlü ortonormal bir baza karşılık gelen 3B fırçacık $v_{m,n,l} = v_{m,i} * v_{n,j} * v_{l,k}$ tensör çarpımı ile tanımlanır (Şekil 2c). Seçilen ya da içeriği katsayı eşikleme gibi yöntemlerle işlenen UFBlerin geriçatma (ters dönüşüm) işleminde kullanılması için: 1) Tüm UFBlerin ters Fourier dönüşümü alınır, 2) UFB'lerin her boyutta katlamaları açılarak (unfolding) geriçatılır, 3) Son olarak [31]'de olduğu gibi 3B ters FFT [39] alınır. (Katlamaları açma (unfolding) işlemi pencereleme fonksiyonları ψ ve φ 'nin örtüşen parçalarının katlanarak sinyal ve bazlar arasında ilinti (korelasyon) hesaplaması yerine FFT kullanılmasını sağlar). Şekil 3'de 3B veriye uygulanan fırçacık dönüşümü ile elde edilen farklı UFBlerin taşıdığı bilgiler örneklenmiştir. Fırçacık dönüşümü ile elde edilen UFBlerin ağırlık katsayıları ile çarpılmasının geri-çatma (ters fırçacık dönüşümü) işleminde bozunum (distortion) ve yapaylık (artifact) meydana getirdiği gözlemlendiğinden, fırçacık dönüşümü "over-sampling" [31] ile gerçekleştirilerek her UFBnin 3B veri ile aynı boyutta olması sağlanmıştır. İşlem zamanını arttıran bu önlem diğer yandan geriçatma işlemindeki bozulmaları tamamen engellemektedir.

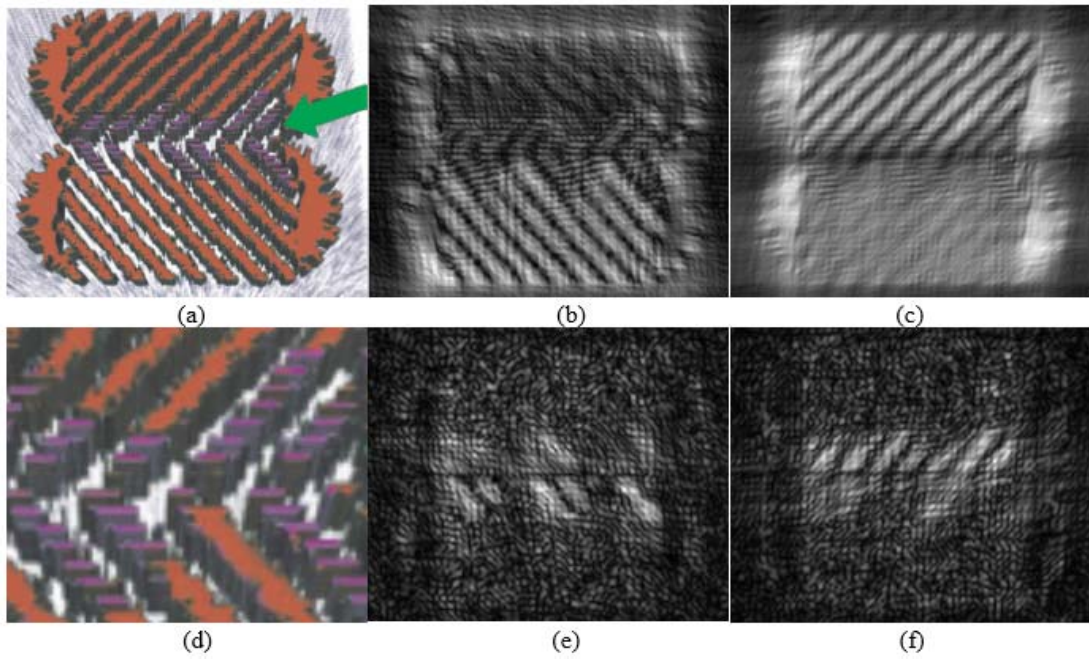
2.2. Üç Boyutlu Fırçacık Dönüşümünün Transfer Fonksiyon Saptamada Kullanılması

(Using Three Dimensional Brushlet Transform for Transfer Function Specification)

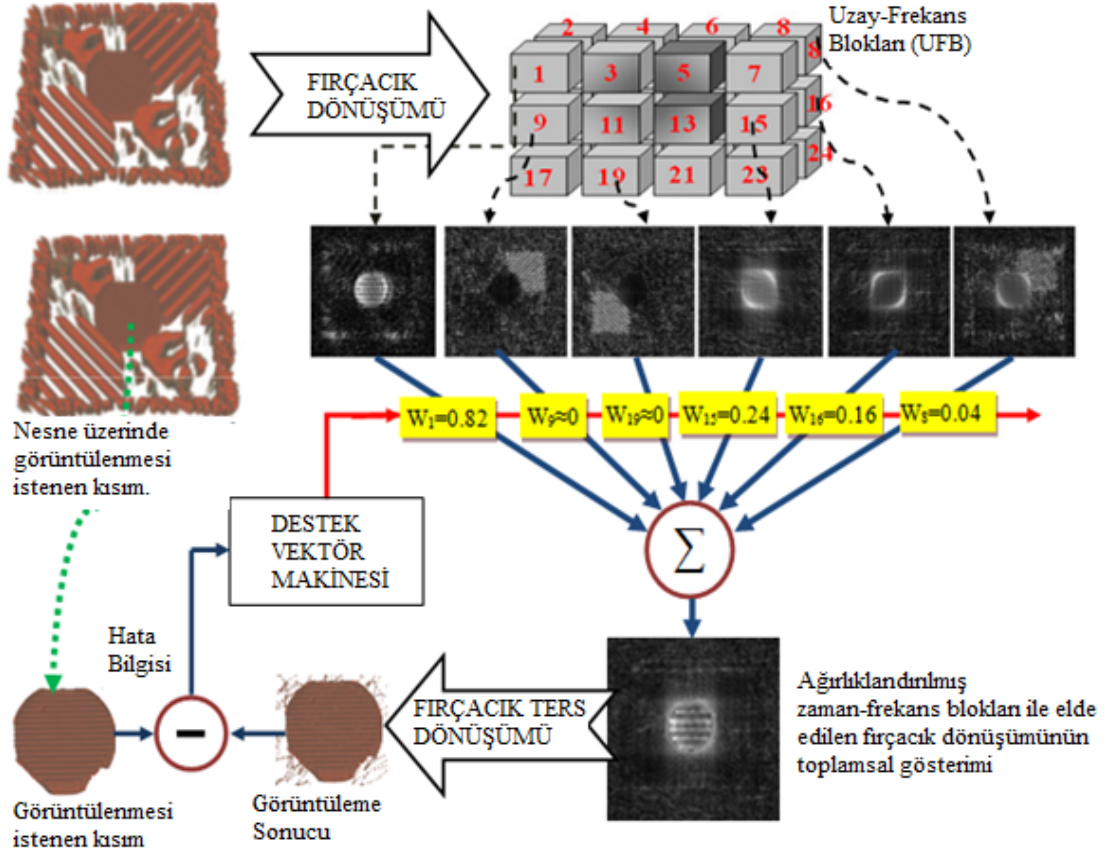
Fırçacık dönüşümünün önceki bölümlerde literatür ile karşılaştırmalı olarak açıklanan yönelim seçicilik üstünlüğünün TF saptamada etkin olarak kullanımı için önerilen yöntem Şekil 4'de gösterilmiştir.



Şekil 2. Fırçacık açılımı ile elde edilen UFBler ve fırçacık işlevi (SFBs obtained by Brushlet expansion and corresponding brushlet basis)



Şekil 3. Sentetik 3B cisim ve fırçacık dönüşümü sonucu oluşan UFBler (Synthetic 3D object and SFBs of brushlet expansion).



Şekil 4. Önerilen yöntemin şematik gösterimi (Schematic representation of the proposed approach)

Şeklin sol üst kısmında yer alan sentetik olarak oluşturulmuş 3B nesneye fırçacık dönüşümü (4x3x2 boyutlarında) uygulandığında 24 UFB elde edilir. UFBlerin her biri farklı ölçek ve yönlimde bilgi içerir ve genellikle merkeze yakın olan UFBler düşük frekanslı, merkezden uzak olan UFB'ler ise daha yüksek frekanslı doku bilgisi taşırlar. Tüm UFBler kullanılarak yapılan geriçatma (ters fırçacık dönüşümü) 3B verinin tekrar oluşmasını sağlar. Yalnızca ulaşılmak istenen veriye ait bilgiye sahip UFB'lerin kullanılmasıyla gerçekleştirilen geriçatma ise ulaşılmak istenen verinin ayırıcı özelliklerinin daha belirgin olduğu 3B veri oluşturur [20]. Karmaşıklığı yüksek olan 3B tıbbi verilere uygulanan fırçacık dönüşümü sonrası istenen bilgiyi taşıyan UFBlerin belirlenmesi uzmana bağlı, zor ve zaman alıcı bir iştir. Önceki çalışmalarda 3B UFBlerin çeşitli yöntemlerle (radyolog tarafından elcil olarak, atlas tabanlı vb.) bazılarının seçilerek geriçatmada kullanılması önerilmiştir [20]. Bu çalışmada ise UFBlerin bazılarının atılması yerine, ulaşılmak istenen bilgiye sahip olma oranlarına göre ağırlıklandırılarak geriçatmaya dahil edilmesini sağlayan bir yöntem geliştirilmiştir. Bu özgün yöntemin çalışma sistemi Şekil 4'te örnek üzerinden açıklanmaktadır. Şekil 4'ün sol alt köşesinde, 3B verinin görüntülenmek istenen bölümü sunulmaktadır. Fırçacık dönüşümünün ürettiği UFB'ler incelendiğinde, 1, 15 ve 16 numaralı UFB'lerin istenen sonuç verisine ait bilgileri içerdikleri görülmektedir. 8 numaralı UFB görece daha az bilgi içerirken, 9 ve 19 numaralı UFB'ler istenen sonuç verisine ait bilgi

içermemektedir. Şekil 4'te gösterilen hata bilgisine, başlangıçta rastgele değerlerle ya da ilgililenen anatomiye ait önbilgilere dayanarak belirlenen "w" katsayılarının kullanılması ile elde edilmiş ağırlıklandırılmış UFB'lerin geriçatılması sonucu oluşturulan 3B verinin, istenilen veri ile karşılaştırılması sonucu erişilmiştir. Hata bilgisinden "w" parametrelerinin eniyilenmesi için destek vektör makineleri (DVM) kullanılmış ve öz yinlemeli olarak devam eden eğitim süreci sonucunda ilgililenen her bir anatomik nesne için eniyilenmiş "w" katsayıları belirlenmiştir. DVM, veri kümesini oluşturan iki sınıfın doğrusal olarak ayrıştırılmadığı durumlarda, problemi daha yüksek dereceli uzaya taşıyarak doğrusal olarak ayrıştırılabilir hale getiren ve bu yeni uzayda özel bir hiperdüzlem ile sınıflama yapan bir sistem olarak tanımlanabilir. DVM'nin çalışma prensibi kapsamında, oluşturulan hiperdüzlemin iki sınıfı birbirinden ayırabilen en uygun karar fonksiyonun belirlenmesi de gerçekleştirilir. Burada 'en uygun' tanımı farklı hiperdüzlemler arasından eğitim kümesindeki uç (marjinal) örneklere en büyük toleransa sahip olanın belirlenmesine karşılık gelir [41]. Bu yaklaşımın matematiksel ifadesi, s anatomik bilgisinin elde edilme sonucunun (Γ_s^N), i numaralı UFB M^i ile gösterilmek üzere, N tane UFB'nin doğrusal birleşimi olarak Eş. 9 ile tanımlanabilir.

$$\Gamma_s^N = w^T M^N = w_1 M^1 + w_2 M^2 + \dots + w_k M^k + \dots + w_{N-1} M^{N-1} + w_N M^N \quad (9)$$

Bu ifadeden en iyilenmiş katsayıların $w^T = (w_1, w_2, \dots, w_N)$ bulunması için kullanılan $l_2 - norm$ DVM, amaç olarak Eş. 10 işlevini kullanmış olup, hatanın Eş. 11 ifadesine karşı en aza indirgenmesini sağlamaya çalışmıştır.

$$\min_{\tilde{w}, \xi, b} \{0.5 \|\tilde{w}\|^2 + C \sum_{i=1}^m \xi_i\} \quad (10)$$

$$y_i \{\tilde{w}^T \phi(x_i) - b\} \geq 1 - \xi_i, \xi_i \geq 0, \quad (11)$$

Burada, C hata miktarını, ξ_i arttıran yapay değişkenleri, x_i örüntü değişkenlerini, y_i bu örüntülere karşılık gelen etiketleri, $\phi(x_i)$ her değişkeni yüksek boyutlu uzaya taşıyan işlevi ifade etmektedir. Bu eniyileme probleminin çözümü için kullanılan çiftleş karşılığı ise Eş. 12 işlevinin $y^T \alpha = 0$ ifadesine karşı en aza indirgenmesidir.

$$\min_{\alpha} \{0.5 + \alpha^T Q \alpha - e^T \alpha\} \quad (12)$$

Burada $e = [1, \dots, 1]^T$ birlerden oluşan vektör, α_i aralığı $0 \leq \alpha_i \leq C$, Q $m \times m$ boyutunda bir yarı kesin artı matristir. Q_{ij} değerleri $Q_{ij} = y_i y_j K(x_i, x_j)$ ifadesi ile bulunur ve $K(x_i, x_j)$ işlevi olarak Eş. 13'ü sağlayan herhangi bir kesin artı çekirdek işlevi kullanılabilir.

$$K(x_i, x_j) = \phi(x_i)^T \phi(x_j) \quad (13)$$

Bu koşullarda yüksek boyutlu çekirdek uzayında destek vektörleri tarafından sağlanan eniyilenmiş ağırlıklar Eş. 14 kullanılarak bulunabilir.

$$\tilde{w} = \sum_{i=1}^m y_i \alpha_i \phi(x_i) \quad (14)$$

Ancak $\phi(x_i)$ 'nin yüksek boyutlu olması nedeniyle \tilde{w} 'ların $\Gamma_s^N = w^T M^N$ tümleştirmesinde kullanılabilmeleri için ağırlık katsayıları Eş. 15 ile hesaplanmıştır.

$$\tilde{w} = \sum_{i=1}^m y_i \alpha_i x_i \quad (15)$$

Bu çalışmadaki DVM benzetimlerinde LIBSVM kütüphanesinden faydalanılmıştır [32]. DVM çalışmalarında en çok kullanılan kütüphanelerden birisi olan LIBSVM; ilk olarak C++ da yazılmış, JAVA gibi diller için yenilenmiş ve Matlab gibi yüksek seviye programlama dilleri için de eklentileri bulunan bir açık kaynak kütüphanedir. Çekirdek işlevli DVM uygulamaları için SMO (sequential minimal optimization) yordamını [42] kullanan LIBSVM, hem

sınıflama hem de yakınsama uygulamalarında kullanılabilir.

DVM için çekirdek işlevleri radyal tabanlı seçilmiş olup farklı düzenleştirme faktörü ve çekirdek parametreleri için benzetimler yenilenecek başarımları en yüksek parametre kümesi seçilmiştir. Kullanılan hazır DVM paketinin gerektirdiği koşullar nedeniyle hata işlevi, elde edilmek istenen organa ait dokunun fırçacık dönüşümü ve ağırlıklandırılmış UFB toplamından elde edilen uzay-frekans bilgisi farkının hesaplanması ile oluşturulmuştur. DVM ile gerçekleştirilen ağırlıklandırmaya alternatif olarak ileri beslemeli ve geri yayımlı çok katmanlı yapay sinir ağı (ÇKA) [37] doğrusal olmayan sınıflamada başarılı olan Levenberg-Marquardt [38] eğitim algoritması ile birlikte kullanılmıştır. ÇKA'ların eğitiminde durma kriteri ortalama karesel hatanın 0,001 olması ya da 1000 iterasyona ulaşılması olarak belirlenmiştir. ÇKA'nın giriş ve çıkış katmanları fırçacık açılımında oluşturulan UFB sayısı kadar olup, gizli atman nöron sayısı giriş nöron sayısının üzerinde deneysel olarak belirlenen sayılarda seçilerek işlemler gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan veri sayısının çok fazla olmaması nedeniyle çapraz doğrulama yöntemlerinin kullanımı tercih edilmiştir. K-parçalı çapraz doğrulamada tüm veri k tane alt kümeye ayrılır. Tek alt küme test için saklanırken kalan kümeler eğitim için kullanılır. Bu işlem çapraz bir şekilde tüm alt kümeler için tekrarlanır. Birisi dışarıda yönteminde test kümesi tek veriden oluşacak şekilde kurgulanır [40].

TF saptama ile elde edilen bu nihai görüntüleme sonuçlarının başarımlarını ölçmek için hem kantitatif ve hem de kalitatif değerlendirmeler yapılmıştır. Kantitatif ölçümler için kullanılan ölçüt ve metriklerin tanımları Tablo 1'de verilmiştir. TF belirlemede voksel atma işlemi, bölütme uygulamalarındaki gibi ikili (1 ve 0) olarak yapılmadığından, organa ait olan ve olmayan voksel belirlemesi, atama değerinin %25 sapma aralığında olmasına göre belirlenmiştir. %25 sapma aralığı 3B görüntülemeler üzerinde yapılan çalışmalar sırasında bir bilginin radyolog tarafından görünebilirliği esas alınarak belirlenmiştir. Örnek olarak, referans 3B görüntüleme K opaklık seviyesinde görülebilir olan bir vokselin, UFB ağırlıklandırma ve radyolog tarafından saptanan TF sonrası aldığı opaklık değeri 0,75K'dan büyük olduğu takdirde, bu voksel görülebilir kabul edilmiştir. Bu yaklaşım, etiketleme ve test işlemlerini yapan radyologların farklı olması nedeniyle

Tablo 1. Başarım analizi için kullanılan metrikler (Metrics used for performance analysis)

Ölçüt	Açıklama	Metrik	Formül
Doğru Pozitif (DP)	Gerçekte organa ait olmadığı halde organ olarak belirlenen vokseller	Doğruluk	$(DP+DN)/(DP+YP+YN+DN)$
Doğru Negatif (DN)	Gerçeğe uygun olarak organa atanmayan vokseller	Duyarlılık (Hassasiyet)	$DP / (DP + YN)$
Yanlış Pozitif (YP)	Gerçekte organa ait oldukları halde değil olarak belirlenen vokseller	Özgüllük (Seçicilik)	$DN / (DN + YP)$
Yanlış Negatif (YN)	Gerçekte organa ait olmadıkları halde ait olarak belirlenen vokseller	YP Oranı (YPO) YN Oranı (YNO)	$(1-\text{Özgüllük})= YP/(YP+DN)$ $(1-\text{Duyarlılık})=YN/(YN+DP)$

oluşan karşılıklı bağımlılık (inter-dependency) nedeni ve kabul edilebilir seviyedeki sonuç farklarının değerlendirmedeki etkisini de azaltmıştır. Sapma aralığının 25% olarak belirlenmesi radyologlar ile yapılan deneysel çalışmalar sonucunda olmuştur. Sapma aralığının daha yüksek seçilmesinin 3B görüntüdeki değişimlerin hata fonksiyonuna yansımaları engelleyerek hassasiyeti azaltırken, daha düşük seçilen sapma aralığının radyolog tarafından öznel olarak aynı kabul edilen görüntülerin farklı hata değerleri vermesine (hassasiyetin fazla artmasına) neden olduğu gözlemlenmiştir. Bu nedenlerle bu çalışmada uygun olarak görülen 25% sapma aralığı, farklı uygulamalarda tıbbi görüntülemenin gereksinimlerine göre ayarlanabilir.

3. MATERYAL (MATERIAL)

Batın bölgesindeki organlarının (karaciğer, sol/sağ böbrekler, dalak, pankreas, safra kesesi), bir çok tıbbi prosedür için hassas ve detaylı analiz edilmesi gerekmektedir. Nakil ameliyatları öncesi organların (özellikle karaciğer ve böbrek) hacimlerinin hassas şekilde ölçülmesi, tümör ve lezyon ameliyatları öncesinde detaylı üç boyutlu görüntüleme ile ameliyat planlama gibi işlemler bu uygulamalara örnektir. Batın bölgesindeki organların tamamı yumuşak dokulu organlar olduğundan, bunların BT ile görüntülediği durumlarda tüm organlar çok dar bir Hounsfield değer aralığında yer alır. Hounsfield değerleri (Hounsfield units – HU) organizmayı geçen X-ışınlarının zayıflama değerlerinin sayısal karşılığını gösterir ve suyun HU değerini sıfır kabul eden bir ölçüğe göre - 1000'den + 1000 'e kadar uzanır. X-ray zayıflatması yüksek olan yumuşak doku, hematoma, kalsifikasyon, kemik gibi yapılar ölçüğün pozitif tarafında, zayıflatma değerleri sudan daha düşük olan yağ ve hava gibi maddeler de ölçüğün negatif tarafında yer alırlar. Örneğin yumuşak dokuların yoğunluğu + 40 ile + 60 HU; yağın ise - 60 ile - 100 HU arasındadır. Hava - 1000 HU değerindedir. Batın bölgesi organları da farklı oranlarda yağ ve yumuşak doku içermelerine karşın genellikle -100 ile +60 aralığında yer alırlar [10, 11]. Bu durumda 2000 HU dinamik aralığının %10'undan daha küçük bir bölgede sıkışmışlardır ve örtüşen HU değer aralıklarına sahiptirler. Bu nedenle histogram gibi temel TF tanım uzayları ile ayırt edilebilmeleri zordur.

Diğer yandan, BT görüntülemenin sağladığı yüksek çözünürlük ve hızlı çekim olanakları ile elde edilen yüksek sinyal gücü oranları organ hacmi ölçümü, üç boyutlu ameliyat planlama gibi uygulamalarda klinik kullanımının devam etmesini sağlar. Bu çalışmada kullanılan ilk veri kümesi Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi (DEÜ-TF) Radyodiagnostik Anabilim Dalı görüntü arşivleme sisteminden 20 karaciğer nakil öncesi verici adaylarına ait görüntü serileri olarak alınmıştır. Görüntüler damardan opak madde verilmesini takiben portal fazda edinilmiş BT görüntüleridir ve 3.2 mm kesit kalınlığı ile çekilmişlerdir. Serilerdeki kesit sayıları 70 ile 115 arasında olup görüntüler 12 bit derinliğinde, 512 x 512 çözünürlüğünde ve DICOM formatındadırlar. Bu veri kümesindeki donör adaylarının yaş

ortalaması 36.85 olup, standart sapma 10.88'dir. Rassal olarak seçilen 20 adayın 12'si erkek (60%) 8'i kadındır (40%). MR görüntüleme ise yumuşak dokulu organları daha geniş bir dinamik aralıkta temsil edebilir ve bu nedenle batın organlarının çeşitli analizlerinde tercih sebebidir. Rutin olarak yapılan radyolojik batın bölgesi incelemelerinde, tanı koymada sağladıkları ayırıcı bilgileri kullanılmaktadır. Bu çalışmada da, kullanım yaygınlıkları değerlendirilerek THRIVE sekansına ait görüntüler incelenmiştir. Philips Intera 1.5 Tesla MR cihazı ile elde edilen görüntüler 12 bit derinliğinde, 256 x 256 çözünürlüğünde ve DICOM formatındadır.

THRIVE sekansı karaciğerde bilinen bir lezyonun kontrast maddeye cevabını anlamak üzere, ince kesitler ile karaciğeri kısa sürelerle ardışık olarak tarayan hızlı görüntüleme sekansıdır. Görüntü kalitesinden çok kontrast maddenin sağladığı sinyal artışının gözlemini sağlayan bir sekansdır (Şekil 7a, c). 4 saniyede 500'e yakın kesit alınabilmektedir ve kalınlığı sekanslarda 2.5 mm'dir. Bunun yanında THRIVE sekansı genellikle 5 kez arka arkaya çekilmektedir dolayısıyla her hasta için beşer tane görüntü serisi vardır. 7 hastanın dahil edildiği bu çalışmada toplam 35 görüntü serisi kullanılmıştır. Kesit kalınlığı düşük olduğu için serilerdeki görüntü sayısı fazladır. Görüntü sayısı 80 ile 110 arasında olup ortalama 93 adettir. Piksellerin x-y aralığı 1.56 mm ve 1.97 mm arasında değişirken, ortalama değeri 1.67 mm'dir. Bu veri kümesindeki hastaların yaş ortalaması 44.17 olup, standart sapma 19.04'dir. Rassal olarak seçilen hastaların dördü erkek (60%) üçü kadındır (40%).

Çalışmada kullanılan BT ve MR görüntü serilerinde yer alan batın bölgesi organları, konusunda 20 yılın üzerinde deneyime sahip bir radyolog tarafından elcil olarak bölütlenerek referans görüntü serileri oluşturulmuştur. Orijinal hacim verisi, UFB seçme ile geriçatılmış hacim verisi ve UFB ağırlıklandırma ile iyileştirilmiş hacim verisine aynı yoğunluk-gradyan temelli TF saptama yöntemi uygulanmıştır. Nihai sonucun eldesinde farklı bir radyolog tarafından opaklık ve renk atamaları yapılmıştır. Etkin görüntü işleme özellikleri ve kapsamlı etkileşim araçları gerektiren bu TF saptama işlemleri, bu çalışmalar için geliştirilmiş bir DICOM görüntüleyici ile gerçekleştirilmiştir [36]. TF saptama araştırmaları için özelleştirilmiş araçlar [10] içeren bu görüntüleyici, 3B DICOM veri görüntüleme araştırmalarında etkin olarak kullanılmaktadır [2]. Çalışmadaki tüm benzetimler, Intel Zeon E5-2630 2.20Ghz çift işlemcili bir işstasyonu ile gerçekleştirilmiştir. Cihaz üzerinde yer alan NVIDIA Quadro 4000 grafik kartı yalnızca 3B görüntüleme aşamında devreye girdiğinden, çevrimdışı TF benzetimlerinde grafik kartı gücünden faydalanılmamıştır.

4. UYGULAMA VE SONUÇLAR (APPLICATION AND RESULTS)

Anlatılan metriklerin TF sonuçlarını değerlendirme amacıyla kullanılması sonucu elde edilen değerler her organ

için sırasıyla Tablo 2 (karaciğer-BT) ve Tablo 3 (tüm batın organları – MR THRIVE sekansı)'de sunulmuştur. Yöntemlerin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesine olanak verecek şekilde hazırlanan kantitatif sonuçların 3B görüntülemedeki yansımalarına örnek oluşturan sonuçlar ise Şekil 5, 6 ve 7'de verilmiştir. İlgili şekiller, yöntemler arası farkları ve bu çalışmada sunulan özgün yöntemin avantajlarını sunacak şekilde hazırlanmıştır.

BT serilerinden karaciğer görüntüleme sonuçlarını içeren Tablo 2 ele alındığında UFB ağırlıklandırmanın hem ÇKA hem de DVM kullanımında UFB seçme yönteminden daha üstün başarımlar sağladığı gözlemlenmektedir. Fırçacık açılımının dalgacık tabanlı yaklaşıma göre her durumda üstün başarımlar sağladığı da açıktır. Uzay-frekans tabanlı olmayan ve sadece uzaysal bilgiyi kullanan GLCM yaklaşımı ise en düşük başarımları göstermiştir. En yüksek başarımlar DVM kullanımlı UFB ağırlıklandırma ile elde edilmiştir ve bunun nedeni DVM ile bulunan UFB ağırlıklarının, DVM yönteminin çalışma prensibi sayesinde ÇKA'ya göre hatayı daha düşük seviyeye indirgeyebilmesi olarak verilebilir. MR görüntü serilerinden batın bölgesi organlarının görüntüleme sonuçları incelendiğinde benzer şekilde DVM tabanlı yaklaşımın ÇKA'ya göre üstünlüğü tespit edildiğinden, Tablo 3'te ÇKA sonuçlarına yer verilmemiştir. Tablo 2'ye benzer şekilde yine fırçacık dönüşümünün dalgacık dönüşümüne üstün başarımlar gösterdiği ve UFB ağırlıklandırmanın hem UFB seçme

yönteminden daha yüksek başarımlar sağladığı gözlemlenmektedir. Özellikle sağ ve sol böbreklerin görüntülenmesinde, ilgili organların kompakt şekillerinin UFB ağırlıklandırma ile temsili 2% civarında başarımlar artışı sağlamıştır. UFB ağırlıklandırma ile edilen hacme TF saptama uygulandığında, Şekil 5'de verilen ve gürültü kaynaklı etkilerin 3B görüntüye etkisini gösteren örnekteki olumsuz etmenlerin azaltılması sağlanmaktadır. Aynı TF belirleme yönteminin Şekil 5a'da orjinal hacme uygulanması sonucu gürültünün netlik kaybına sebep olması ve Şekil 5c'de Şekil 5a'daki verinin uzman radyolog tarafından gölgelendirilerek renklendirilmesi sonucu gözlemlenen yoğun hatalı voksel atamaları görülmektedir. Şekil 5.b'de ağırlıklandırılmış UFB'lerin geriçatılması ile oluşturulmuş hacim verisine uzman radyolog tarafından gölgelendirilerek renklendirilmesi ile istenmeyen dokuların görüntülenmesinde azalma ise Şekil 5d'de sunulmuştur. Şekil 6'da, düşük SNR değerine sahip koronal MR görüntüsünde yer alan sağ böbreğin fırçacık dönüşümü altında ağırlıklandırılmış UFB ile geriçatılması 2B olarak incelenmiştir. Karmaşık sayılardan oluşan UFB katsayılarının gerçek, sanal kısımlar ve genlik, faz bilgilerinin oluşturduğu görüntüler ise Şekil 6e, i'de verilmiştir. Şekil 6a-d'de farklı ağırlıklar ile yeniden oluşturulmuş böbreklerin piksel değer profilleri (Şekil 6k) Şekil 6.j'de verilen satır için karşılaştırıldıklarında, istenmeyen yoğunluk dalgalanmalarının azaldığı gözlemlenmiştir. Bu sayede, yoğunluk-gradyan tabanlı

Tablo 2. BT serilerinden karaciğer görüntüleme UFB seçme ve ağırlıklandırma sonuçlarının karşılaştırılması
(Comparison of UFB selection and weighting based reconstruction results for liver visualization from CT)

BT Karaciğer	Birisi Dışarıda (Leave One Out)	Doğruluk	YPO	YNO	Duyarlılık	Özgüllük
UFB Seçme	GLCM	90,04±2.8	7,96	5,32	94,68	92,04
	Dalgacık	90,11±2.0	7,07	4,94	95,06	92,92
	Fırçacık	92,12 ±1.1	4,92	7,54	93,08	92,86
ÇKA UFB Ağırlıklandırma	Dalgacık	90,95 ± 0.71	7,14	8,56	91,53	92,63
	Fırçacık	93,15 ±1.14	4,21	6,48	94,44	93,34
UFB Seçme	Dalgacık	90,18	5,94	4,55	96,86	93,04
	Fırçacık	93,05 ±1.7	5,29	6,64	97,08	93,96
DVM UFB Ağırlıklandırma	Dalgacık	91,17 ± 0.71	5,88	4,32	96,95	93,47
	Fırçacık	94,55 ±1.63	4,21	6,48	97,36	94,69

Tablo 3. MR serilerinden batın organlarının görüntülemesinde UFB seçme ve ağırlıklandırmanın başarımları
(Performance of UFB selection and weighting based reconstruction results for abdominal organ visualization from MR)

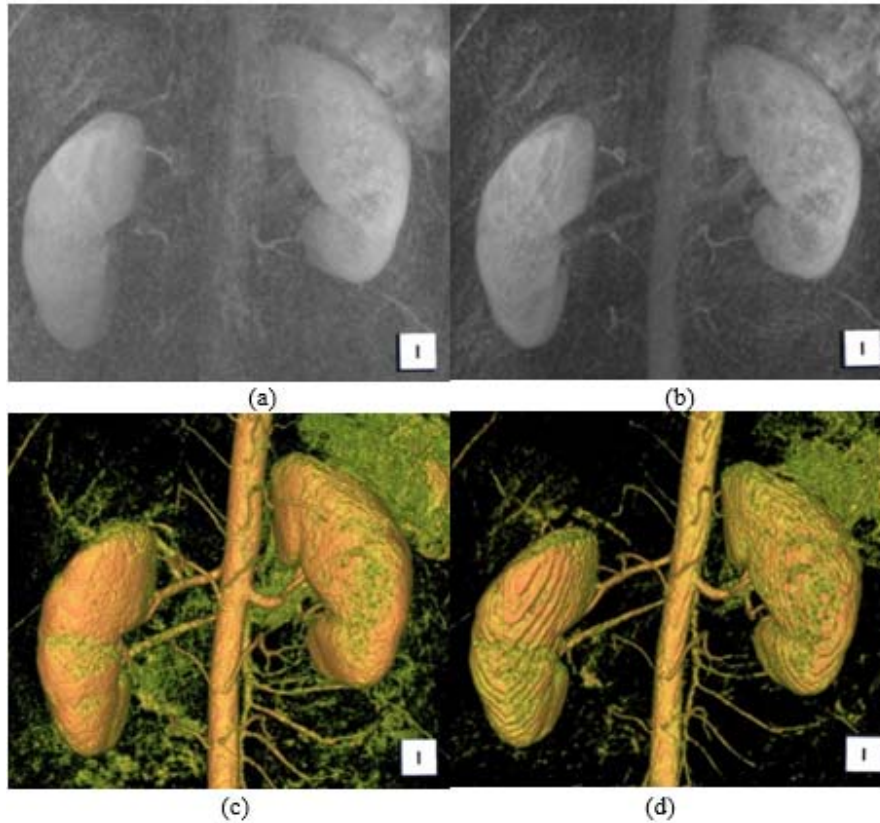
Organ	Yöntem	Doğruluk	YPO	YNO	Duyarlılık	Özgüllük
Karaciğer	Dalgacık	89,77	8,91	7,42	90,98	90,06
	UFB Seçme	91,25	8,33	7,64	92,66	90,35
	Ağırlıklandırma	92,95	6,85	6,06	93,54	93,51
Dalak	Dalgacık	94,67	6,41	5,54	93,05	95,72
	UFB Seçme	95,33	6,16	5,75	93,99	96,08
	Ağırlıklandırma	96,85	5,33	5,04	94,41	95,75
Sağ Böbrek	Dalgacık	93,11	7,85	6,06	91,35	93,56
	UFB Seçme	94,17	7,92	6,42	92,87	94,38
	Ağırlıklandırma	96,04	7,13	5,85	94,15	94,55
Sol Böbrek	Dalgacık	94,02	6,89	6,44	92,17	93,92
	UFB Seçme	94,51	7,39	6,71	92,29	94,56
	Ağırlıklandırma	96,13	5,66	6,14	93,99	95,65

çalışan TF saptama yöntemleri organ geçişlerini daha sağlıklı bulabilmektedir. Şekil 7'de ise önerilen yöntemin sonuçları THRIVE görüntüleri üzerinden sunulmuştur. Ağırlıklar belirlendikten sonra oluşturulan hacme yoğunluk-gradyan temelli TF saptama yöntemi uygulanmıştır. Aynı işlem orjinal ve UFB seçme ile iyileştirilmiş hacim verilerine de uygulanmıştır. TF saptamada nihai sonucu radyolog tarafından yapılan etkileşimler (renk ve opaklık atama) belirlediğinden, bu etkileşimlerin görüntü üzerine etkileri Şekil 7.d ve 7.e de gösterilmiştir. Karaciğer ve sağ böbrek ayrımının incelendiği bu görüntülerde sonuçlar, orjinal hacme uygulanan TFin neden olduğu örtüşmenin UFB seçme ile azaltılabildiğini, UFB ağırlıklandırma sayesinde ise neredeyse tamamen giderilebildiğini göstermektedir. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde, önerilen yöntemin hem BT hem de MR serilerinde UFB seçme tabanlı yaklaşıma göre daha başarılı olduğu ortaya çıkmaktadır. Bu başarımların farkı, hem tablolarda sunulan sonuçların farkları vasıtasıyla

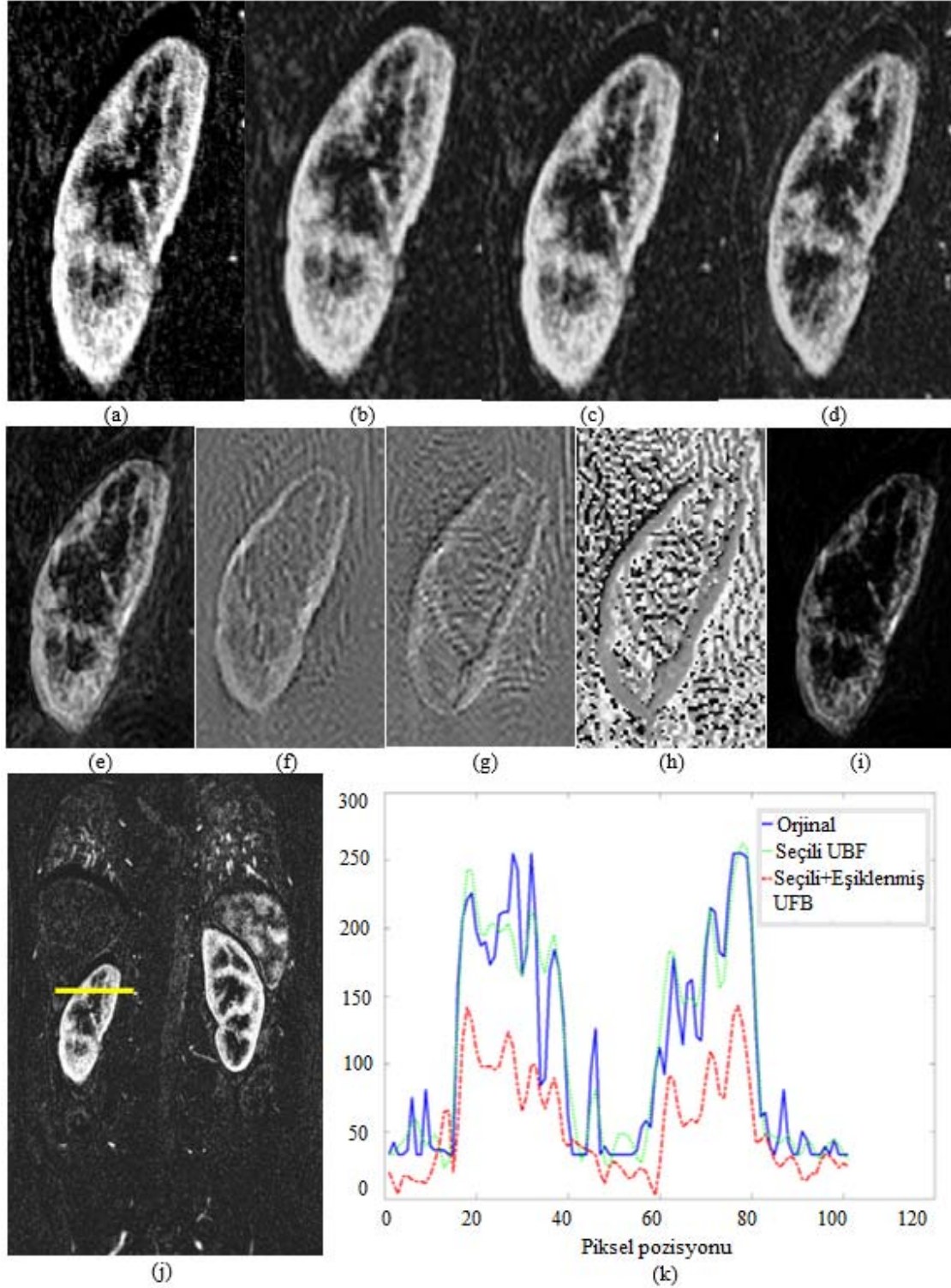
kantitatif olarak görülmüş, hem de deneyimli bir radyolog tarafından yapılan görsel incelemelerde kalitatif olarak teyit edilmiştir. Tablo 4'te verilen hesapsal başarımların değerleri UFB seçimi ve bu çalışmada önerilen UFB ağırlıklandırma için kıyaslandığında, fırçacık açılım sürelerinde (UFB oluşturma) fark olmadığı, UFB seçiminde sadece 0 ve 1 katsayıları kullanılması sebebiyle ağırlıklandırmaya göre çok az bir süre farkı olduğu gözlemlenmiştir. Geriçatma işlemi sırasında ise UFB seçiminde sıfır ile çarpımların geriçatma işlemine katılmaması nedeniyle, tüm UFB'lerin ağırlıklandırılarak geriçatmada kullanıldığı bu çalışmaya göre açılım boyutları ile doğru orantılı olarak 3-10 saniye arası işlem süre farkı saptanmıştır. Tüm işlem süresi değerlendirildiğinde, UFB seçme ve ağırlıklandırma arasında oluşan süre farkı 10-15 saniye olarak ölçülmüş olup, her iki yöntemin de 1 dakikanın altında tamamlanması nedeniyle oluşan süre farkının klinik kullanımda engel oluşturmayacağı yorumlanmıştır.

Tablo 4. Hesapsal başarımlar (saniye) (Computational performance (seconds))

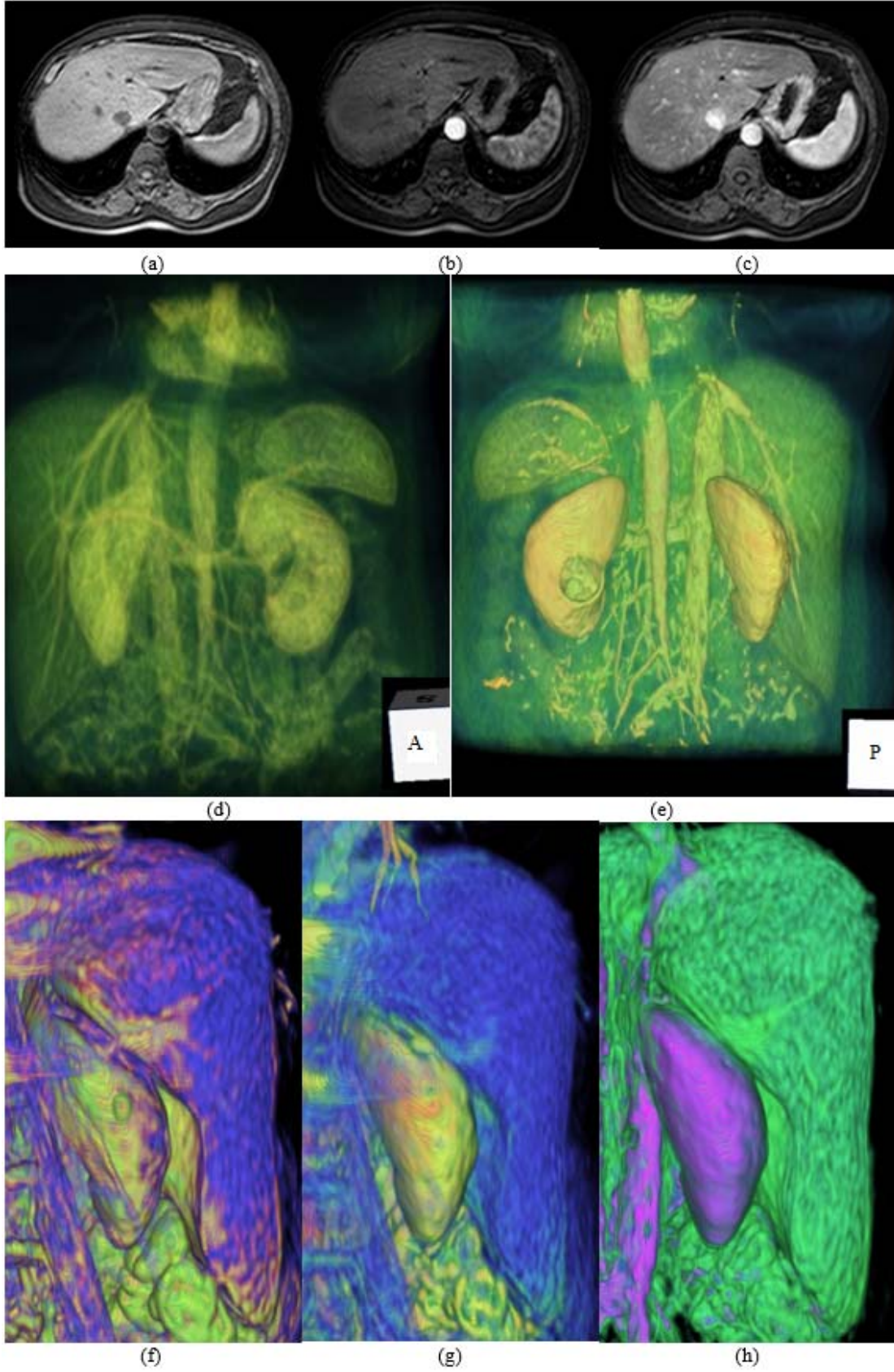
Uygulama Method	Açılım Süresi (UFB oluşturma) (Expansion)	Veri işleme UFB Seçimi / UFB Ağırlıklandırma	Geriçatma (Synthesis) UFB Seçimi / UFB Ağırlıklandırma	Toplam Süre UFB Seçimi / UFB Ağırlıklandırma
MR- 8x8x8	11,6	2,4 / 2,6	1,7 / 11,8	15,7 / 26,0
Abdomen 16x16x4	12,1	2,9 / 4,6	8,3 / 21,7	23,3 / 38,4
BT- 8x8x8	9,5	16,2 / 22,1	1,1 / 4,5	26,8 / 36,1
Karaciğer 16x16x4	10,8	19,5 / 29,4	6,4 / 9,7	36,7 / 49,9



Şekil 5. 3B görüntüleme sonuçlarına örnekler (Examples for 3D renderings)



Şekil 6. MR görüntü serisi üzerinde fırçacık açılımı (Brushlet expansion MR images)



Şekil 7. THRIVE sekansına ait örnek görüntülemeler (Sample renderings from THRIVE sequence)

5. SONUÇLAR VE TARTIŞMALAR (RESULTS AND DISCUSSIONS)

Bu çalışmada, fırçacık dönüşümü ile 3B uzay-frekans açılımı yapılan tıbbi verilere ait önemli bilgilerin, etkileşimli 3B görüntüleme en yaygın kullanılan araç TFLer aracılığı ile görüntülenmesi sağlanmıştır. Bu amaçla TFLerin tasarımı, fırçacık açılımı sonucu UFBlerin makine öğrenmesi kullanılarak optimal katsayılarla ağırlıklandırılmasını takiben geriçatılması ile elde edilen hacim üzerinden yapılmıştır. Başka bir ifadeyle, TFLerin veri-uyarlamalı, etkin ve parametrik olarak oluşturulabilmesi için fırçacık dönüşümü ile elde edilen UFBlerin makine öğrenmesi ve optimizasyon yöntemleri ile ağırlıklandırılması ve ağırlıklandırılmış blokların geriçatılması (ters-dönüşümü) işlemlerine dayanan yeni bir yaklaşım önerilmiştir.

Bu sayede, tıbbi görüntülerdeki zengin çeşitlilikleri temsil edebilecek gürbüz bir yöntem geliştirilmiştir. Önerilen özgün yöntemin gürbüz olma özelliği, uygulama fazında kullanılan klinik DICOM verilerindeki gürültü oranı, çekim parametreleri, anatomi farklılıkları gibi tıbbi görüntüler için zorluk oluşturan etkenler altında başarımının düşük oranda değişkenlik göstermesinden kaynaklanmaktadır. Geliştirilen yöntem kullanılarak, uygulama alanı olarak seçilen batin bölgesi organlarının (karaciğer, böbrekler ve dalak) görüntülenmesinde etkin TFLerin oluşturulabildiği gösterilmiştir.

Literatür ışığında incelendiğinde, önerilen yöntem, doku imzaları ile sunulan ağırlıklandırılmış farklı yönelimli baz fonksiyonlarının artımlı (incremental) kullanımı yerine, fırçacık dönüşümü ile elde edilen çok-ölçekli ayrıştırma (multiscale decomposition) sonucu oluşan UFB ağırlıklarının makine öğrenmesi ile belirlenmesine dayanmaktadır. Yöntem bölümünde ayrıntılı olarak anlatılan bu özelliği sayesinde, bir filtre bankası içindeki sınırlı sayıda bazların ağırlıklandırılmasıyla oluşturulan “doku imzaları”nın dokuları temsil etmedeki eksiklikleri, verinin bütününe çok ölçekli olarak fırçacık bazlarına ayrıştırılmasıyla elde edilen UFB optimal ağırlıklarının belirlenmesi yoluyla giderilmiştir.

İlave olarak, önceki çalışmalarda TF saptamada etkinliği gösterilen ve fırçacık dönüşümüne ait UFBlerin seçimine dayanan yaklaşım yerine, tüm UFBlerin istenen bilgiyi taşıma oranlarına göre ağırlıklandırılmasına dayanan ve bu sayede daha yüksek başarıma sahip özgün bir TF saptama yaklaşımı geliştirilmiştir. Optimizasyon yönteminin en aza indirgemeye çalıştığı hata işlevinin, görüntülenmesi istenen nesnenin fırçacık dönüşümüne ait UFB’lerin, ağırlıklandırılmış UFBler ile karşılaştırılması (ters dönüşüm öncesi) ile elde edilmesi yerine, ağırlıklandırılmış UFBlerin ters dönüşümü marifetiyle 2B ya da 3B görüntü uzayında hesaplanması gibi alternatifler denenmesi gereken önemli gelecek çalışmalarındandır. Ancak bu denemelerin yapılabilmesi, hazır kütüphane kullanımı yerine tüm DVM sisteminin TF saptama probleminde özgü olarak programlanmasını gerektirmektedir. Gerçekleştirdiği

takdirde çok çeşitli hata ve geriçatma seçeneklerinin yanında, açılım boyutunun sonuca etkileri ve önerilen yöntemin farklı anatomik nesnelere başarımları gibi parametrelerin ayrıntılı olarak incelenmesi de mümkün olacaktır. Örneğin, karmaşık sayı formundaki UFB katsayılarının bu çalışmadaki gibi genlikleri üzerinden hata hesabı ve minimizasyonu yapılması yerine, gerçek, sanal ve faz bilgileri üzerinden de ayrı ayrı ağırlıklandırılmaları mümkün olabilecektir. UFBlerin doğrusal bağımsız olan bu özelliklerinin birbirlerini tamamlayıcı niteliklerinin bulunduğu öngörülmektedir. Benzer şekilde açılım boyutunun sabit olarak alınmayıp, seçilmesi istenen doku tipine göre belirlenmesi de olasılıklar dahilinde olacaktır.

TEŞEKKÜR (ACKNOWLEDGEMENT)

Bu yayın kapsamında geliştirilen tüm çalışmalar Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK) tarafından Elektrik, Elektronik ve Enformatik Araştırma Destek Grubu (EEEAG) 116E133 nolu proje ile desteklenmiştir.

KAYNAKLAR (REFERENCES)

1. National Electrical Manufacturers Association (NEMA), Digital imaging and communications in medicine (DICOM), version: 2015, Virginia, USA. Available: <http://medical.nema.org/standard.html>, Accessed at 21.10.2017.
2. Fischer F., Selver M.A., Gezer S., Dicle O., Hillen W., Systematic parameterization, storage, and representation of volumetric DICOM data, Journal of medical and biological engineering, 35 (6), 709-723, 2015.
3. Pfister H., Lorensen B., Bajaj C., Kindlmann G., Schroeder W., Machiraju R., The Transfer Function Bake-Off, Proceedings on 11th IEEE Visualization Conference, 523-526, 2000.
4. König A., Gröller E., Mastering Transfer Function Specification By Using VolumePro Technology, Spring Conference on Computer Graphics, Budmerice-Slovakia, 279-286, 25-28 April, 2001.
5. Ljung P., Krüger J., Groller E., Hadwiger M., Hansen C.D., Ynnerman A., State of the art in transfer functions for direct volume rendering, Computer Graphics Forum, 35 (3), 669-691, June, 2016.
6. Selvi E., Selver M.A., Kavur A.E., Güzelç C., Dicle O., Segmentation of abdominal organs from MR images using multi-level hierarchical classification, Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University, 30 (3), 533-546, 2015.
7. Kaya H., Çavuşoğlu A., Çakmak H., Şen B., Delen D., Supporting the diagnosis process and processes after treatment by using image segmentation and image simulation techniques: Keratoconus example, Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University, 31 (3), 738-748, 2016.
8. Sato Y., Westin C.F., Bhalerao A., Nakajima S., Shiraga N., Tamura S., Kikinis R., Tissue classification based on

- 3D local intensity structures for volume rendering, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 6 (2), 160-180, 2000.
9. Lundström C., Ynnerman A., Ljung P., Persson A., Knutsson H., The Alpha-Histogram: Using Spatial Coherence to Enhance Histograms and Transfer Function Design, *Proceedings Eurographics/IEEE Symposium on Visualization*, Lisbon-Portugal, 227–234, 8-10 May, 2006.
 10. Selver M.A., Fischer F., Kuntalp M., Hillen W., A software tool for interactive generation, representation, and systematical storage of transfer functions for 3D medical images, *Computer Methods and Programs in Biomedical*, 86, 270–280, 2007.
 11. Selver M.A., Güzelış C., Semi-automatic transfer function initialization for abdominal visualization using self generating hierarchical radial basis function networks, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 15 (3), 395-409, 2009.
 12. Tzeng F.Y., Lum E.B., Ma K.L., An intelligent system approach to higher-dimensional classification of volume data, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 11 (3), 273–284, 2005.
 13. Kniss J.M., Van Uitert Jr. R.L., Stephens A., Li G.S., Tasdizen T., Hansen C.D., Statistically Quantitative Volume Visualization, *Proceedings in IEEE Visualization*, Minneapolis-USA, 287–294, 23-28 October, 2005.
 14. Rautek P., Bruckner S., Groller M.E., Semantic layers for illustrative volume rendering, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 13 (6), 1336–1343, 2007.
 15. Kehrer J., Hauser H., Visualization and visual analysis of multifaceted scientific data: A survey, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 19 (3), 495-513, 2013.
 16. Lum E.B., Shearer J., and Ma K.L., Interactive multi-scale exploration for volume classification, *The Visual Computer*, 22 (9-11), 622–630, 2006.
 17. Salama C.R., Keller M., Kohlmann P., High-level user interfaces for transfer function design with semantics, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 12 (5), 1021–1028, 2006.
 18. Roettger S., Bauer M., Stamminger M., Spatialized transfer functions, *Proceedings of Seventh Joint Eurographics/IEEE VTGC Conference on Visualization*, Leeds-United Kingdom, 271–278, 1-3 June, 2005.
 19. Malzbender T., Fourier volume rendering, *ACM Transactions on Graphics*, 12 (3), 233–250, 1993.
 20. Selver M.A., Exploring brushlet based 3-D textures in transfer function specification for direct volume rendering of abdominal organs, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 21 (2), 174-187, 2015.
 21. Caban J.J., Rheingans P., Texture-based transfer functions for direct volume rendering, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 14 (6), 1364–1371, 2008.
 22. Kurani A.S., Xu D. H., Furst J., Raicu D. S., Co-occurrence matrices for volumetric data, *Heart*, 27, 25, 2004.
 23. Coifman R.R., Meyer Y., Wickerhauser M.V., *Wavelet Analysis and Signal Processing in Wavelets and Their Applications*. B. Ruskai, Ed. Boston, MA, USA: Jones and Barlett, 153–178, 1992.
 24. Bamberger R.H., A filter bank for the directional decomposition of images: Theory and design, *IEEE Transactions on Signal Processing*, 40 (4), 882–893, 1992.
 25. Chen C., Lu H., Han K., A textural approach based on gabor functions for texture edge detection in ultrasound images, *Ultrasound in Medicine & Biology*, 27 (4), 515–534, 2001.
 26. Freeman W.T., Adelson E.H., The design and use of steerable filters, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 13 (9), 819–906, 1992.
 27. Depeursinge A., Foncubierta A., Van De Ville D., Muller H., Rotation-covariant texture learning using steerable Riesz wavelets, *IEEE Transactions on Image Processing*, 23 (2), 898–908, 2014.
 28. Depeursinge A., Kurtz C., Beaulieu C., Napel S., Rubin D., Predicting visual semantic descriptive terms from radiological image data: Preliminary results with liver lesions in CT, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 33 (8), 1669–1676, 2014.
 29. Depeursinge A., Foncubierta–Rodriguez A., Van de Ville D., Müller H., Multiscale Lung Texture Signature Learning Using The Riesz Transform, *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Vol 7512, Springer, Berlin Heidelberg, 517-524, 2012.
 30. Meyer F., Coifman R.R., Brushlets: A tool for directional image analysis and image compression, *Applied and Computational Harmonic Analysis*, 4 (1), 147–187, 1997.
 31. Angelini E.D., Laine A.F., Takuma S., Holmes J. W., Homma S., LV volume quantification via spatiotemporal analysis of real-time 3-D echocardiography, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20 (6), 457-469, 2001.
 32. Chih-Chung C., Chih-Jen L., LIBSVM: A library for support vector machines, *ACM Transactions on Intelligent Systems and Technology*, 2 (3), 2011.
 33. Çelik C., Bilge H., Feature selection with weighted conditional mutual information, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 30 (4), 585-596, 2015.
 34. Akben S., Alkan A., Density-based feature extraction to improve the classification performance in the datasets having low correlation between attributes, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 30 (4), 597-603, 2015.
 35. Selver M.A., Kocaoğlu A., Demir G., Doğan H., Dicle O., Güzelış C., Patient oriented and robust automatic liver segmentation for pre-evaluation of liver transplantation, *Computers in Biology and Medicine*, 38 (7), 765-784, 2008.

36. Fischer F., Selver M.A., Hillen W., Guzelis C., Integrating segmentation methods from different tools into a visualization program using an object-based plug-in interface, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 14 (4), 923-934, 2010.
37. Haykin S., *Neural Networks: A Comprehensive Foundation*, Prentice Hall, 1998.
38. Reed R., Marks R.J., *Neural Smthing: Supervised Learning in Feed forward Artificial Neural Networks*, MIT Press, 1999.
39. Daubechies I., The wavelet transform, time-frequency localization and signal analysis, *IEEE Transactions on Information Theory*, 36 (5), 961-1005, 1990.
40. Refaeilzadeh P., Lei T., Huan L., Cross-Validation, *Encyclopedia of Database Systems*, Editör: Ling L., Özsu T. M., Springer, US, 532-538, 2009.
41. Cortes C., Vladimir V., *Support-Vector Networks*, *Machine Learning*, 20 (3), 273-297, 1995.
42. Platt J., *Sequential Minimal Optimization: A Fast Algorithm for Training Support Vector Machines*, 1998.
43. Do M. N., Vetterli M., The finite ridgelet transform for image representation, *IEEE Transactions on Image Processing*, 12 (1), 16-28, 2003.
44. Starck J.L., et al., Gray and color image contrast enhancement by the curvelet transform, *IEEE Transactions on Image Processing*, 12 (6), 706-717, 2003.
45. Do M. N., Vetterli M., The contourlet transform: An efficient directional multiresolution image representation, *IEEE Transactions on Image Processing*, 14 (12), 2091-2106, 2005.