

Görüntü Filtreleme Metotlarının Kolay Uygulanması ve Karşılaştırılmasına Yönelik MATLAB Ara Yüz Programı

A MATLAB Tool for an Easy Application and Comparison of Image Denoising Methods

Engin Akar¹, Sadık Kara¹, Hidayet Akdemir², Adem Kırış³

¹ Biyomedikal Mühendislik Enstitüsü
Fatih Üniversitesi
enginakar@st.fatih.edu.tr, skara@fatih.edu.tr

² Beyin ve Sinir Cerrahisi Bölümü
Medicana International Hastanesi
akdemirh@hotmail.com

³ Radyoloji Bölümü
Mehmet Akif Ersoy Göğüs Kalp ve Damar Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi
ademkiris@hotmail.com

Özetçe

Bu çalışmada MATLAB® geliştirme ortamı kullanılarak dijital görüntülerde bulunan gürültünün kolaylıkla filtrelenmesine ve farklı filtreleme yöntemlerinin karşılaştırılmasına yönelik bir grafiksel kullanıcı ara yüz programı geliştirilmiştir. Bu program yardımıyla standart dijital görüntülerin yanı sıra manyetik rezonans (MR) ve ultrason görüntüleri gibi tıbbi içerikli görüntü formatları da kolaylıkla filtrelenebilmektedir. Ayrıca farklı filtreleme yöntemlerinin performanslarının değerlendirilmesine olanak veren sinyal gürültü oranı gibi metrikler de uygulama tarafından hesaplanmaktadır.

Anahtar Kelimeler — Gürültü Filtreleme; MATLAB®; Grafiksel Kullanıcı Ara yüzü.

Abstract

In this study, A graphical user interface based on MATLAB® was developed for an easy filtering of digital images and comparison of several image denoising methods. As well as standard digital images, medical image formats can also be used with the help this program. Additionally, to evaluate the performances of different noise filtering methods, some measures such as signal to noise ratio are calculated by this application

Keywords — Noise Filtering; MATLAB®; Graphical User Interface.

1. Giriş

Dijital görüntüler günlük hayatta pek çok uygulama için önemli kullanım alanlarına sahiptir. Özellikle tıbbi alanda rahatsızlıkların teşhisinde ve tedavi sürecinde, manyetik

rezonans görüntüleme (MRG), bilgisayarlı tomografi (BT) ve ultrason gibi pek çok yöntemle üretilmiş görüntülerin kullanımı çok yaygındır. Bu görüntüler çeşitli gürültü kaynakları tarafından etkilenip bozulabilmektedir. Görüntü kalitesini kötüleştiren bu etmenlere veri toplama sürecinde yaşanabilecek bir takım sorunlar, ortamda bulunan parazit oluşturabilecek durumlar ve görüntünün işlenmesine uygun olmayan araçların kullanımı örnek olarak verilebilir. Bunun yanı sıra, görüntü verisinin sıkıştırılması ve veri iletiminden kaynaklanan bazı hatalar da gürültüye sebep olabilmektedir. Bazı gürültü bileşenleri düzgün dağılımlı olmayan uzamsal özellikler göstermektedirler. Bu tür gürültüler temelinde yatan uzamsal model zamanla değişmediği için sabit modellenen gürültüler olarak da bilinirler [1]. Bununla beraber zamanla değişkenlik arz eden gürültü bileşenleri de mevcuttur. Bunlardan biri olan shot gürültüsü, elektronların detektörlere rastgele gelmelerinden kaynaklanmaktadır. Zamanla değişiklik gösteren diğer bir gürültü türü de detektörlere ulaşan elektron miktarının görüntü piksel değerlerine çevrilmesindeki hatadan oluşan amplifikatör gürültüsüdür. Ayrıca ısınmadan kaynaklanan elektron akışından meydana gelen kara akım gürültüsü bu tür gürültülerin diğer bir örneğidir [2].

Gürültü özellikleri pek çok etkene bağlılık gösterebilmektedir. Sıcaklık, kullanılan sensorun türü, maruziyet süresi ve ISO hızı bu etkenlerden bazılarıdır [1, 2]. Bununla beraber, gürültü kanala da bağımlılık göstermektedir. Mavi filtrelerin düşük geçirgenliği sebebiyle mavi kanal genel olarak en çok gürültü içeren kanaldır [1]. Gürültülerde bulunan yüksek frekanslı veriler kolaylıkla filtrelenebilmektedir. Fakat, asıl sinyal ile buna karışmış olan düşük frekanslı gürültüyü ayırt edilmesi zor olduğu için düşük frekanslı gürültülerin filtrelenmesi de kolay olmamaktadır [2]. Görüntüyü bozan gürültüler gaussian, benek, tuz ve biber gibi isimler alabilmektedir [3]. Tıbbi görüntü türleri içerisinde ultrason görüntüsü benek gürültüsü içermektedir. Manyetik rezonans (MR) görüntüleri ise Rician gürültüsü içerirler [2].

Hastalık Tespiti

3. Gün / 17 Ekim 2015, Cumartesi

Dijital görüntülerde gürültünün kaldırılarak görüntü kalitesinin iyileştirilmesine ve görüntü içerisindeki önemli bilgilerin muhafaza edilmesine yönelik pek çok gürültü kaldırma yöntemi önerilmiştir. Bu yöntemlere lineer filtreler [4], anizotropik difüzyon [5], yerel olmayan ortalamalar (non-local means) [6], bilateral ve trilateral filtreler [7], median filtre gibi lineer olmayan filtreler ve dalgacık eşikleme (wavelet thresholding) [8] gibi yöntemler örnek olarak verilebilir. Bu tür yöntemler bölütleme ve fraktal analizi gibi işlemlerin uygulandığı çalışmalarda kullanılan yöntemin başarısını artırmak amacıyla tercih edilmektedir [9, 10]. Ayrıca bu tür yöntemlerin başarısının belirlenmesi amacıyla bir takım ölçütler de kullanılmaktadır. Bunlar sinyal gürültü oranı (signal-to-ratio, SNR) ve ortalama hata karesi (mean square error, MSE) gibi hesaplamalardır.

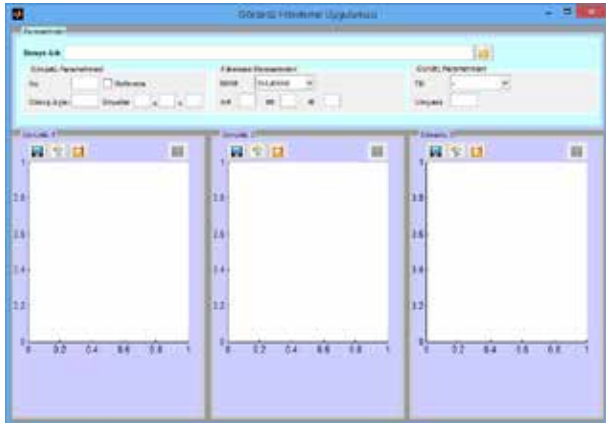
Bu çalışmada dijital görüntülerde ve özellikle MR görüntülerinde bulunan gürültülerin kolaylıkla kaldırılabilmesi için MATLAB® tabanlı bir grafik kullanıcı ara yüzü programı tasarlanmış ve geliştirilmiştir. Bu uygulama yardımıyla kullanıcı seçtiği görüntü ya da görüntüleri ekranda görüntüleyerek bu görüntüler üzerinde seçmiş olduğu filtre yöntemlerine göre gürültü kaldırma işlemini gerçekleştirebilecektir. Bu uygulama ile birinci olarak kullanım kolaylığı amaçlanmıştır. Bunun yanında, bu uygulama ile farklı filtreleme yöntemlerinin başarısı SNR ve MSE gibi hesaplamalar yardımı ile karşılaştırılabilmektedir.

2. Metotlar

Bu bölümde MATLAB® grafiksel kullanıcı ara yüzünün oluşturulması ve bu uygulama kullanılarak yapılabilecek işlemlere değinilmiştir.

2.1. MATLAB® Kullanıcı Ara Yüzü Uygulaması

Bu çalışmada MATLAB® grafiksel kullanıcı ara yüzü tasarım ve geliştirme ortamı (guide) kullanılarak görüntü filtreleme yöntemlerinin kolaylıkla uygulanabileceği ve karşılaştırılabileceği bir kullanıcı ara yüzü tasarlanmıştır. MATLAB® pek çok matematiksel yöntem ve algoritmanın uygulanabilmesi amacıyla bu yöntemlerin çalıştırılabileceği bir konsol ara yüzü ve programlama editörü sunmaktadır. Fakat bu ortamla ve programcılıkla ilgili bilgisi fazla olmayanlar için ara yüz programları faydalı bir seçenek oluşturmaktadır. Bu amaçla bu çalışmada görüntülerin gürültülerden temizlenmesine yönelik bir ara yüzü hazırlanması amaç edilmiştir.



Şekil 1: Görüntü Filtreleme Uygulaması Ara Yüzü.

Kullanıcı ara yüzü geliştirme ortamı ile bir ana form üzerine statik ve düzenlenebilir metin alanları, kullanıcıların herhangi bir listeden seçim yapabilecekleri açılan kutu, onay kutusu ve çalıştırma butonları gibi bileşenler eklenerek kolay kullanımlı uygulamalar oluşturulmasına olanak vermektedir. Şekil 1'de geliştirilen ara yüz görülmektedir. Üst kısımdaki panelde öncelikle istenilen görüntünün seçilebileceği bir dosya seçim bileşeni mevcuttur. Bu uygulama tıbbi amaçlı kullanım için dicom ve nifti formatlarının açılmasına olanak vermektedir. Bu panelin alt tarafında ise sırasıyla görüntü ile ilgili parametrelerin girilebileceği, filtreleme yöntemleri arasından seçim yapıp gereken parametrelerin girilebileceği ve de eklenmek istenen gürültü özelliklerinin verilebileceği alt paneler mevcuttur. En alt kısımda ise görüntülerinin gösterildiği ve performans metriklerinin listelendiği paneller bulunmaktadır.

2.2. Gürültü Tipleri

Bu uygulama performans değerlendirmesi ve karşılaştırılmasına yönelik olarak çeşitli gürültü türlerinin istenilen görüntüye eklenebilmesine olanak vermektedir. Aşağıda bu gürültü türlerinden bir kısmı listelenmiştir.

2.2.1. Gaussian Gürültüsü

Dijital görüntüler üretim ya da aktarım esnasında bu model bir gürültü ile bozulabilmektedirler. Bu gürültü belirtilen varyans değeri ölçüsünde rastgele üretilen değerler ile seçilmiş görüntünün piksel değerlerinin toplanmasıyla eklenmektedir.

2.2.2. Benek, Poisson, Tuz ve Biber Gürültüleri

Özellikle ultrason görüntülerini etkileyen benek gürültüsü ve diğer dağılımdaki gürültüler MATLAB® *imnoise* fonksiyonu kullanılarak görüntüye eklenebilmektedir.

2.2.3. Rician Gürültüsü

MR gürültüleri Gaussian modelinde beyaz gürültü ile bozulmaktadır. Görüntülerin üretiminde kullanılan fourier dönüşümünün dikeyliği sebebiyle verinin gerçek ve sanal kısımları da gaussian gürültü ile bozulmaktadır [11]. Gerçek ve sanal kısımlar kullanılarak hesaplanan doğrusal olmayan eşleştirme Gaussian dağılım özellikleri taşımaz. Bu tip bir gürültü aşağıda fonksiyonu verilmiş olan Rician dağılımı ile modellenmektedir [12].

$$P_{mag}(M) = \frac{M}{\sigma^2} e^{-(M^2+A^2)/2\sigma^2} I_0\left(\frac{M.A}{\sigma^2}\right) \quad (1)$$

A gürültü bulunmadığı durumda görüntü pixel yoğunluğunu göstermektedir. $M = \sqrt{R^2 + I^2}$ formülü ile hesaplanan görüntünün ölçülen piksel değerleridir. R ve I sıfır ortalamalı ve standart sapması σ olan Gaussian gürültü içeren kompleks MR verisinin gerçel ve sanal kısımlarıdır. I_0 değiştirilmiş sıfırcı derece birinci tür Bessel fonksiyonudur.

2.3. Gürültü Filtreleme Yöntemleri

Bu uygulama ile farklı algoritmalar kullanılarak seçilen görüntülerden gürültü kaldırma işlemleri gerçekleştirilebilir. Kullanılabilen yöntemlerin bir kısmı bu bölümde anlatılmaktadır.

Hastalık Tespiti

3. Gün / 17 Ekim 2015, Cumartesi

2.3.1. Ortalama, Median ve Wiener Filtreleri

Median filtre her bir piksel değerini çevresindeki piksellerin orta değeri ile değiştiren doğrusal olmayan bir filtreleme yöntemidir. Wiener filtresi ise istatistiksel bir yaklaşımla hata karelerinin ortalamasını en aza indirmeye çalışarak filtrelenmiş görüntüyü üretir. Bu tür filtreleme yöntemleri MATLAB® ortamına ait olan filter2, medfilt2 ve wiener2 gibi metotlar kullanılarak istenilen görüntülere uygulanabilmektedir.

2.3.2. Bilateral Filtre

Tomasi ve Manduchi (1998) [13] tarafından geliştirilen yöntem doğrusal ve tekrarlamalı olmayan popüler bir filtreleme yöntemidir. Bu yöntemde çevre piksellerin geometrik olarak uzaklıkları ve gri seviye benzerlikleri göz önüne alınmaktadır. Bilateral filtre yerel bir komşulukta piksel değerlerinin ağırlıklı toplamını almaktadır. Bu ağırlık hem uzamsal mesafeye hem de piksel değerinin yoğunluk mesafesine göre değişebilmektedir. Bu yöntemle gürültü azaltılırken görüntü içerisindeki kenar gibi önemli detayların da korunması sağlanıyor.

2.3.3. Toplam Değişim (Total Variation) Filtresi

Toplam değişim yöntemi gürültü azaltılırken orijinal verinin içindeki kenarları kaybetmemek için geliştirilmiş bir gürültü kaldırma yaklaşımıdır [14]. Belirli bir maliyet fonksiyonunun minimize edilmesi yaklaşımına dayalı olarak çalışmaktadır. Bu yaklaşım gürültü filtrelemedeki kullanımının yanı sıra interpolasyon gibi genel sinyal restorasyon sorunlarında da uygulanmaktadır.

2.3.4. Yerel Olmayan Ortalamalar (Non-Local Means)

Yerel düzgünleştirme (local smoothing) metotları gürültünün azaltılmasını hedeflemekte fakat önemli detayların ve dokuların korunmasını hedeflememektedir. Görüntü içindeki detaylar ve önemli yapılar fonksiyonel yönlerden gürültü gibi davrandığı için bu tür önemli ayrıntılar da kaybedilmektedir. Lokal ortalama yöntemlerinden farklı olarak bu yöntemde bütün piksel değerlerinin ortalaması alınmaktadır. Bu değer tüm piksellerin hedef piksele benzerliğine bağlı olarak ağırlıklandırılmaktadır. Bu sebeple görüntüde daha az s-detay kaybı olmaktadır [15].

2.1. Performans Değerlendirme

Kullanılan gürültü azaltma algoritmalarının başarılarının değerlendirilmesi ve karşılaştırılması amacıyla bazı ölçütler kullanılmaktadır. Bunlardan bazıları sinyal gürültü oranı (signal-to-noise ratio, SNR), en üst sinyal gürültü oranı (peak signal-to-noise ratio, PSNR) ve ortalama hata karesi (mean square error, MSE) olarak listelenebilir.

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} |I_0(m, n) - K(m, n)|^2 \quad (2)$$

I_0 gürültü içermeyen görüntü, K da gürültü içeren görüntüdür. M ve N ise görüntü piksellerinin satır ve sütun sayısıdır. Diğer bir ölçüt ise sinyal gürültü oranıdır ve aşağıdaki gibi formül yardımıyla hesaplanabilir.

$$SNR = 10 \log_{10} \frac{(1/MN) \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} I_0^2(m, n)}{MSE} \quad (3)$$

PSNR ölçütü ise aşağıdaki şekilde tanımlanmaktadır:

$$PSNR = 10 \log_{10} \frac{M_1^2}{MSE} \quad (4)$$

M_1 görüntüdeki gri seviye sayısıdır. Bu ölçütlerin yanı sıra iki görüntü arasında bir benzerlik değeri hesaplayan SSIM ölçütü de uygulama tarafından verilmektedir.

Diğer bir kriter, iki görüntü arasındaki benzerliği hesaplayan ve aşağıdaki şekilde formülü verilmiş olan SSIM ölçüğüdür.

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + c_1)(2\sigma_{xy} + c_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + c_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + c_2)} \quad (5)$$

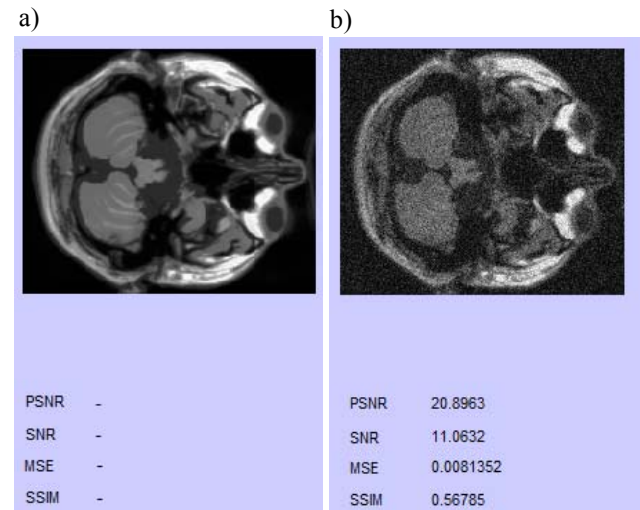
μ_x , μ_y sırasıyla x ve y 'nin ortalamasıdır. c_1, c_2 sabit değerlerdir, σ_x^2 ve σ_y^2 ise sırasıyla x ve y 'nin varyanslarıdır. σ_{xy} x ve y 'nin kovaryans değeridir.

2.2. Örnek Uygulama

Bu çalışmada geliştirilmiş olan kullanıcı ara yüz programının kullanım şekli BrainWeb [16] veritabanından alınmış olan T1 ağırlıklı simüle edilmiş MR görüntüleri kullanılarak gösterilmiştir. Simüle edilmiş MR görüntüleri başlangıçta gürültü içermemektedirler. Önceki bölümde bahsedilmiş olan ölçütler yardımıyla farklı gürültü filtreleme yöntemlerini karşılaştırabilmek için varyansı 10 olan Rician gürültüsü MR görüntülerine eklenmiştir. Sonra farklı filtreleme metotları gürültü eklenmiş görüntüler üzerinde çalıştırılmıştır.

3. Sonuçlar

Brainweb veritabanından alınan MR verileri ile yapılan deneyler Şekil 2 ve Şekil 3'te gösterilmektedir. Şekil 2a herhangi bir gürültü içermeyen orijinal görüntüyü göstermektedir. Şekil 2b'de ise bu orijinal görüntünün varyansı 20 olan Rician gürültüsü ile bozulmuş hali gösterilmektedir. Gürültü içeren görüntünün performans metrikleri de görüntünün altında verilmiştir.

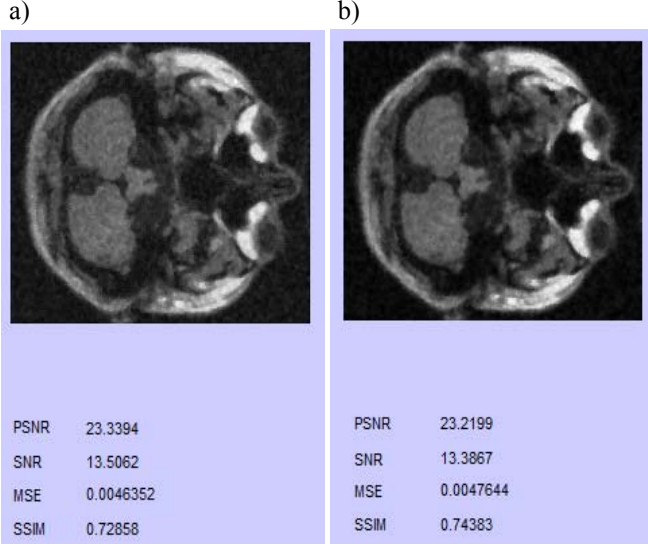


Şekil 2: BrainWeb Görüntüleri a) orijinal b) Varyansı 20 olan Rician noise eklenmiş görüntü

Şekil 2 ve 3 sırasıyla median filtre ve bilateral filtre kullanılarak filtrelenmiş görüntüleri göstermektedir. Bu görüntülerde sinyal gürültü oranında median filtre daha iyi

Hastalık Tespiti

görülmektedir. Diğer taraftan benzerlik (SSIM) açısından bilateral filtre daha başarılıdır.



Şekil 3: Filtrelenmiş BrainWeb Görüntüleri a) Standart parametreler sahip medyan filtre kullanılmış görüntü b) Bilateral Filtre uygulanmış görüntü

4. Tartışma

Bu çalışmada dijital görüntülerin kolaylıkla filtrelenebilmesi ve değişik filtreleme yöntemlerinin karşılaştırılabilmesi için bir kullanıcı ara yüzü uygulaması geliştirilmiştir. Bu uygulama ile farklı filtreleme yöntemleri farklı parametreler kullanılarak filtrelenip sonuçlar görsel olarak ve bazı performans metrikleri kullanılarak değerlendirilebilir. İleriki çalışmalarda bu uygulama geliştirilerek daha kullanışlı bir görüntü iyileştirme aracı geliştirilmesi hedeflenmektedir.

Teşekkür

Bu çalışma, Fatih Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (Proje no: P58011501_B) tarafından desteklenmiştir.

5. Kaynakça

- [1] Zhang, M. ve Gunturk, B.K., "Multiresolution Bilateral Filtering for Image Denoising" *IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING*, VOL. 17, NO. 12, DECEMBER 2008, doi: 10.1109/TIP.2008.2006658.
- [2] Chandrakar, N. ve Bhonsle, Devanand., "A New Hybrid Image Denoising Method using Bilateral Filter and DWT" *International Journal of IT, Engineering and Applied Sciences Research (IJIEASR)*, Vol. 2, No. 3, 2013
- [3] Malik, M., Ahsan, F., Mohsin, S. "Adaptive image denoising using cuckoo algorithm" *Soft Comput.* 2014, doi: 10.1007/s00500-014-1552-x.
- [4] McVeigh E.R., Henkelman R.M., Bronskill M.J. "Noise and filtration in magnetic resonance imaging", *Med. Phys.* 12, 586–591, 1985.
- [5] Perona P. and Malik J. "Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion", *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* 12, 629–639, 1990.

3. Gün / 17 Ekim 2015, Cumartesi

- [6] Buades A., Coll B., Morel J.M. "A non-local algorithm for image denoising", *IEEE Proc. Compo Visi. Pat. Recog.*, 2, 60-65, 2005.
- [7] Hamarneh G. and Hradsky J. "Bilateral filtering of diffusion tensor magnetic resonance images", *IEEE Trans. Image Process.* 16, 1723–1730, 2007.
- [8] S. G. Chang, B. Yu, and M. Vetterli, "Adaptive wavelet thresholding for image denoising and compression," *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 9, no. 9, pp. 1532–1546, Sep. 2000.
- [9] Garg S., Kaur J., "Improving Segmentation by Denoising Brain MRI Images through Interpolation Median Filter in ADTVFCM", *International Journal of Computer Trends and Technology*, (4-2), 2013
- [10] Akar, E., Kara, S., Akdemir, H., Kırış, A., "Fractal dimension analysis of cerebellum in Chiari Malformation type I" Vol. 64, pp. 179-186, 2015, doi:10.1016/j.compbiomed.2015.06.024.
- [11] Zhang M. and Gunturk B.K., "Multiresolution Bilateral Filtering for Image Denoising", *IEEE Transactions on Image Processing*, 17 (12), 2324-2333, 2008.
- [12] Rice S.O. Mathematical analysis of random noise. *Bell Syst. Tech. J.* 23, 282–332, 1944.
- [13] Tomasi C. and Manduchi R. "Bilateral filtering for gray and color images." *In: Proceedings of 6th International Conference on Computer Vision*, 1998, 839-846.
- [14] L. Rudin, S. Osher, and E. Fatemi. "Nonlinear total variation based noise removal algorithms." *Physica D*, 60:259-268, 1992.
- [15] Buades, A. "A non-local algorithm for image denoising". *Computer Vision and Pattern Recognition*, 2: 60–65, 2005. doi:10.1109/CVPR.2005.38
- [16] Cocosco C.A., Kollokian V., Kwan R.K.S, Evans A. C. Brainweb: online interface to a 3D MRI simulated brain database. *NeuroImage* 5, S425, 1997 <http://www.bic.mni.mcgill.ca/brainweb/>.