



Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi

Araştırma Makalesi

Patolojik Görüntülerin Sıkıştırılmış Algılamasında Ölçüm Matrisi ve Geri Çatma Algoritmalarının Etkileri

 Esra ŞENGÜN ERMEYDAN^{a,*},  Ali DEĞİRMENCI^a,  İlyas ÇANKAYA^a,  Fazlı ERDOĞAN^b

^a Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Mühendislik ve Doğa Bilimleri Fakültesi, Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE

^b Tıbbi Patoloji, Tıp Fakültesi, Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE

* Sorumlu yazarın e-posta adresi: eermeydan@ybu.edu.tr

DOI: 10.29130/dubited.626880

ÖZET

Bu çalışmada, patolojik görüntülerin sıkıştırılmış algılama tabanlı tek piksel mikroskop ile alınıp, görüntünün geri çatılması ile ilgili benzetimler yapılmıştır. Sıkıştırılmış algılamada, ölçüm matrisi olarak elemanları bağımsız ve aynı şekilde dağıtılan Gaussian ve Bernoulli matrisler kullanılmıştır. Geri çatma algoritması olarak da konveks optimizasyon tabanlı hem Toplam Varyasyon (TV) minimizasyonunun hem de L1 norm minimizasyonunun performansları incelenmiştir. Yapılan benzetimler sonucunda, 1:8 sıkıştırma oranında dahi patolojik görüntülerin geri çatılabildiği gösterilmiştir. Geri çatılan görüntülerin orijinal görüntü ile benzerlik endeksleri karşılaştırıldığında, özellikle yüksek sıkıştırma oranında TV minimizasyonu daha başarılı sonuçlar vermiştir. Hem Gaussian hem de Bernoulli rasgele ölçüm matrisleri ile patolojik görüntülerin geri çatılabildiği gösterilmiştir. Sonuç olarak sıkıştırılmış algılama tabanlı tek piksel mikroskop tasarımlarında Bernoulli ölçüm matrisinin kullanılması önerilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Sayısal Patoloji, Sıkıştırılmış Algılama, Tek Piksel Mikroskop, Konveks Optimizasyon, Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi

The Effects of Measurement Matrix and Reconstruction Algorithms on Compressed Sensing of Pathology Images

ABSTRACT

In this study, simulations about sensing and reconstruction of pathological images with compressed sensing based single pixel microscopy were done. In compressed sensing, Gaussian and Bernoulli matrices whose elements are independent and identically distributed random variables were used as measurement matrices. The performances of Total Variation (TV) minimization and L1 norm minimization are explored for reconstruction part. As a result of simulations, it is shown that pathological images can be reconstructed even at a compression ratio of 1: 8. When similarity indices of reconstructed images with original image are compared, TV minimization yielded more successful results especially at high compression rates. It is seen that pathological images can be reconstructed with both random Gaussian and Bernoulli measurement matrices. In conclusion, it is suggested that Bernoulli measurement matrices can be used in the designing process of compressed sensing based single pixel microscopy.

Keywords: Digital Pathology, Compressed Sensing Single Pixel Microscopy, Image Quality Assessment

I. GİRİŞ

Medikal görüntüleme, insan vücudunun iç kısımlarının veya insandan alınan numunelerin çeşitli sistemler vasıtasıyla görsel hale getirilmesine denir. Medikal görüntüler vasıtasıyla insanın dışarıdan görünmeyen veya gözle gözlemlenemeyecek kadar küçük parçaları görselleştirilir ve incelenmesine olanak sağlanır. Uzman doktorlar, hastalıkların teşhisinde bu medikal görüntüleri kullanmakta ve teşhisteki yanlışlıkların en aza indirilmesini amaçlamaktadırlar. Hastalıkların teşhis ve takibinde, medikal görüntüler oldukça önemli veriler sunmaktadır. Fakat çok büyük boyutlara ulaşabilen bu medikal görüntüler, örneğin patolojik görüntüleri, saklamak ve daha sonra gerektiğinde kullanabilmek önemli bir problem teşkil etmektedir. Bu durumun bir nedeni, veri üretimi hızla artarken bu verileri depolayacak toplam kapasitenin, verilerin arttığından çok daha düşük hızla artış göstermesidir. Dahası, bu kadar çok veri olduğunda gerçek zamanlı görüntüler oluşturmak ve/veya bu verileri kullanarak gerçek zamanlı karar verme mekanizmalarının tasarlanmasında sıkıntı oluşturmaktadır.

2006 yılında Donoho ve Candès, Romberg, Tao tarafından Sıkıştırılmış Algılama (Compressed Sensing) yöntemi önerilmiş ve akademiye takdim edildiğinden beri çok farklı alanlarda uygulanan, alanında çığır açtığı kabul edilen bir yöntem olarak kabul görmüştür [1,2]. Sıkıştırılmış algılama, özet olarak ayırık sinyallerin/görüntülerin Nyquist oranı gibi geleneksel yöntemlerden çok daha az veriyle geri çatılabileceğini gösteren akıllı bir algılama yöntemidir. Bu yöntemde veri toplanırken sıkıştırma yapılması amaçlanmaktadır. Shannon-Nyquist teoremine göre herhangi bir sinyalin veri kaybı olmadan geri çatılabilmesi için sinyalin bant genişliğinin en az 2 katı oranında bir örnekleme hızında sinyalden örnek alınması gerekir, bu teorem tüm sinyaller için geçerlidir. Geleneksel yöntemde, Shannon-Nyquist teoremine örneklenen veri, daha az yer kaplaması için, JPEG veya JPEG2000 gibi sıkıştırma algoritmaları kullanılarak sıkıştırılır daha sonra ise görüntü tekrar açılarak kullanıcıya sunulur. JPEG/JPEG2000 uygulamasının hayata geçmesini sağlayan gerçek, toplanan verinin önemli bir kısmının aslında kayda değer bilgi taşımadığı gerçeğidir. Bu durum, teknik tabiriyle, gerçek hayattaki görüntülerin, sinyallerin ayırık (sparse) olması manasına gelmektedir. Sıkıştırılmış Algılama mimarisinde ise oluşturulacak görüntünün ayırık olması kullanılarak Nyquist oranının altında örnek alınır. Diğer bir deyişle, bu yöntemde veriyi alırken sıkıştırma işlemi yapılır, ardından L1 minimizasyon, Greedy algoritmaları veya toplam varyasyon yöntemleri kullanılarak sinyal/görüntü geri çatılır [3-4].

Sıkıştırılmış algılama ile medikal görüntülerin elde edilmesi konusu akademide oldukça ilgi uyandırmış ve özellikle MRI alanında birçok dikkat çeken önemli çalışma yapılmıştır [5-6]. Siemens firması, sıkıştırılmış algoritmaların klinik olarak kullanılması için gerekli izinleri 2017 yılında aldığını duyurmuştur [7]. Bu açıklamada, geleneksel olarak 4 dakika süren kardiyak sinüs görüntüleme işleminin sıkıştırılmış algılama kullanıldığında 16 saniyeye düştüğü belirtilmiştir. MRI'nın yanında x-ışını (röntgen), bilgisayarlı tomografi, ultrason görüntüleme ve ECG/EEG sinyallerinin sıkıştırılması gibi medikal alanlarda da sıkıştırılmış algılama metotları yoğun olarak çalışılmaktadır [8]. Uzmanlar, patolojik görüntülerde ve medikal testlerde sıkıştırılmış algılamanın çok büyük potansiyeli olduğunu iddia etmektedirler. Sıkıştırılmış algılama hem muazzam boyutlardaki veriyi sıkıştırıp daha az yer kaplamasına, daha kolay transfer edilmesine olanak sağlayabilir, hem de teşhis sürecini hızlandırabilir [9-10].

Sıkıştırılmış algılamanın bir diğer avantajı, tek piksel kamera mimarisi kullanılarak görünür banttan farklı dalga boylarında da numunenin görüntüsünün oluşturulabilmesidir [11]. CCD ve CMOS teknolojisindeki ilerlemeler dijital kameralarda megapiksel boyutunda görüntü elde etmeyi oldukça kolaylaştırmış ve ucuzlaştırmıştır. Ancak silikonun "kör" olduğu dalga boylarında kameralar çok pahalı ve/veya boyut olarak çok büyük olmaktadır. Bu nedenle, biyolojik numunelerin görüntülenmesinde, endüstride kalite kontrolü yaparken veya malzeme biliminde araştırma yapanların kullanabileceği ucuz, erişilebilir ve fazla zaman harcanması gerekmeyen mikroskoplara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu gibi ihtiyaçları karşılamak amacıyla, sıkıştırılmış algılama ile tek piksel mikroskop çalışmaları akademide dikkat çekmektedir [12-14].

Bu çalışmada, sıkıştırılmış algılama kullanılarak patolojik görüntülerin mikroskoptan alınması ile ilgili benzetimler yapılmış ve %12.5, %25 gibi oldukça az veri ile patolojik görüntünün tekrar oluşturulması gerçekleştirilmiştir. Yapılan çalışmalarda, bağımsız ve aynı şekilde dağıtılan Gaussian ve Bernoulli matrisleri olmak üzere iki farklı ölçüm matrisi kullanılmıştır. Gaussian rasgele matrisinin gerçek hayatta uygulamasının daha zor olması nedeniyle Bernoulli rasgele matrisi de çalışılmıştır. Geri çatma algoritması olarak da hem toplam varyasyon minimizasyonu hem de L1 minimizasyonu ayrı ayrı kullanılmış ve sonuçlar üzerindeki etkisi incelenmiştir. Patolojik görüntüler ancak bir dönüşüm (transform) yapıldığında ayrık olabilirler. Bu nedenle, Ayrık Kosinüs Dönüşümü (DCT) ve Dalgacık (Wavelet) dönüşümleri incelenmiş ve bunların geri çatmaya etkisi gösterilmiştir.

II. TEORİ

Her yıl dünyada üretilen veri hızla artmaktadır. Üretilen veri bu kadar artarken, bu veriyi saklayabilecek yer meselesi ve/veya daha sonra gerektiğinde kullanabilme meselesi sorun oluşturmaktadır. Çünkü veri üretimi hızla artarken bu verileri depolayacak toplam kapasite, verilerin arttığından çok daha düşük hızla artış göstermektedir. Ayrıca, bu kadar çok veri olduğunda gerçek zamanlı görüntüler oluşturma ve/veya bu verilere dayanarak gerçek zamanlı karar verme mekanizmalarının tasarlanmasında da sıkıntı yaşanmaktadır. Dijital sinyal işleme uygulamalarında ve algılayıcılarla veri toplama işlemlerinde geleneksel uygulama ilk önce örneği/veriyi toplayıp daha sonra çeşitli yöntemler kullanarak örneğin JPEG, JPEG2000 gibi veriyi daha az yer kaplar hale getirmektir. Doğal görüntüler DCT (Discrete Cosine Transform) ve Wavelet tabanında sıkıştırılabilir, JPEG ve JPEG2000 uygulaması bu gerçeği temel alır. Ancak bu yöntemin de bir takım problemleri bulunmaktadır. Problemlerden biri, veri toplamak için gereken cihazların donanımsal kısıtlardan dolayı çok hızlı olmamalarıdır. Hızlı olan algılayıcıların ise çok pahalı olması söz konusudur. Ayrıca JPEG, JPEG2000 uygulamalarının da hayata geçmesini sağlayan çok önemli bir durum vardır ki, bu da toplanan verinin önemli bir kısmının aslında kayda değer bilgi taşımadığı gerçeğidir. Bu durum, teknik tabiriyle, gerçek hayattaki görüntülerin, sinyallerin ayrık (sparse) olması manasına gelmektedir. Burada sorulabilecek temel soru, verinin gerçekten bilgi içeren kısmını alacak, bilgi içermeyen kısmını almayacak bir algılama yöntemi var olabilir mi sorusudur. Sıkıştırılmış Algılama (Compressed Sensing-CS) ayrık sinyallerin/görüntülerin Nyquist oranı gibi geleneksel yöntemlerden çok daha az veriyle geri çatılabileceğini gösteren akıllı bir algılama yöntemidir. Bu yöntemde veri toplanırken sıkıştırma yapılmaktadır. Bu nedenle ismi Sıkıştırılmış Algılama olarak verilmiştir. 2006 yılında Donoho ve Candès, Romberg, Tao tarafından takdim edildiğinden beri çok farklı alanlarda uygulanan, alanında çığır açtığı kabul edilen bir yöntemdir [1,2]. Geleneksel anlayışta Shannon-Nyquist teoremine göre herhangi bir sinyali veri kaybı olmadan geri çatabilmemiz için sinyalin bant genişliğinin 2 katı oranında bir örnekleme hızında sinyalden örnek alınması gerekir, bu teorem tüm sinyaller için geçerlidir. Ancak sinyalin ayrık olması durumunda Shannon-Nyquist teoremine göre örnekleme yapıldığında elde edilen örneklerin büyük çoğunluğu önemli bilgi taşımamaktadır. Bu nedenle JPEG, JPEG2000 gibi birtakım metotlar kullanılarak sinyal/görüntü sıkıştırılabilmektedir. Eğer elde edilen örneğin büyük kısmı atılıp sıkıştırılma yapılabiliyorsa, atılacak örnekler için neden o kadar çaba sarfediliyor sorusu akla gelmektedir. Sıkıştırılmış Algılama yönteminde ise veriyi alırken sıkıştırma işlemi yapılması ve daha sonra L1 minimization, Greedy algoritmaları ve Total variation yöntemleri kullanarak sinyalin/görüntünün geri çatılması söz konusudur.

A. SIKIŞTIRILMIŞ ALGILAMA- ÖLÇÜM MATRİSİ

Sıkıştırılmış algılamada, görüntüyü oluşturmak için gereken verinin toplanma denklemi Denklem (1)'de verilen doğrusal denklem ile modellenebilir:

$$y = \Phi x = \Phi \Psi^{-1} z \quad (1)$$

$$x = \Psi^{-1} z \quad (2)$$

Bu denklemlerde, y ölçümleri, x elde etmek isteğimiz sinyalin, z ise ayrık sinyalin tek boyutlu hale getirilmiş, yani vektörize edilmiş halini, Φ ise ölçüm matrisini ve Ψ de DCT ya da Dalgacık gibi dönüşüm matrislerini göstermektedir. Eğer ölçümler Nyquist oranında alınacak olursa, $N \times N$ boyutunda bir görüntü için; Φ ve Ψ^{-1} , $N^2 \times N^2$ boyutunda, z ve y ise $N^2 \times 1$ boyutunda olur. Ancak bu durumda veri toplama işlemi oldukça fazla zaman alır. Oysa ki sıkıştırılmış algılama, eğer x sinyalinin Ψ matrisi ile dönüşümü yapıldığında ayrık bir sinyal elde ediliyorsa, diğer bir deyişle z sinyali ayrık bir sinyal ise, (z sinyali $N^2 \times 1$ boyutunda bir vektör ve bu vektörün sadece K elemanı sıfırdan farklı ise $K \ll N^2$ olacak şekilde) Nyquist-altında alınacak veriyle x sinyalinin geri çatılabileceğini iddia etmektedir. Sıkıştırılmış algılama ile yapılan yapılandırma, Φ , $M \times N^2$ boyutunda matris olur ve $M \ll N^2$ şeklinde bir ilişki vardır. Bu da ölçüm sayısının azalması, ölçüm için harcanacak zaman ve enerjinin azalması anlamına gelmektedir. Normalde $M \times N^2$ boyutundaki Φ matrisi tam sıralı (full rank) olmadığı için, Φ ve Ψ^{-1} matrisi ve y vektörü kullanılarak x sinyali elde edilmeye çalışıldığında aynı y 'ye karşılık gelecek sonsuz çözüm olduğu görülür. Probleme biraz daha dikkatli bakıldığında, z sinyali ayrık sinyal olduğu için aslında asıl tam sıralı olması gereken matrisin $M \times K$ boyutundaki Φ matrisinin olduğu anlaşılır. Sıkıştırılmış Algılama yöntemindeki önemli konulardan biri Φ matrisi öyle tasarlanmalıdır ki Φ matrisi kullanılarak elde edilen tüm $M \times K$ alt matrisler tam sıralı olmalıdır. Bu özellik literatürde RIP (Restricted Isometry Property) olarak adlandırılır [3-4]. İdealde bu alt matrislerin orthobasis olması istenir. Maalesef bu problem, literatürde deterministik olmayan polinom zaman (NP-hard) zorluğu olan tasarım problemlerindedir. Bu problemi çözmek için 1970 sonlarında Kashin [15] ve Gluskin [16] tarafından ortaya atılan ve geliştirilen bir yöntemden faydalanılmıştır. Φ matrisinin elemanları rastgele seçilirse,

$$M = O(K \log(N^2/K)) \ll N \quad (3)$$

Denklem (3)'de verilen şart sağlandığı sürece Φ matrisinin RIP özelliğini sağlama olasılığı çok yüksektir. Özetle, Φ matrisi RIP özelliği sağlayan rastgele bir matris ise, y vektörü x vektöründeki elemanların rastgele doğrusal birleşimlerinden oluşur ve x vektörü ile ilgili bilgi kaybı yaşanmaz. Uygun geri çatma algoritmaları ile sinyal Nyquist altında geri dönüştürülebilir. Gerçekleştirilen bu çalışmada, patolojik görüntülerin sıkıştırılmış algılama yöntemiyle sıkıştırılmasının benzetimlerinde iki farklı rastgele ölçüm matrisi kullanılmıştır. Bunlardan ilkinde ölçüm matrisinin elemanları $[-1,1]$ aralığında Gaussian rastgele değişkenler olarak seçilmiştir. Bu ölçüm matrisi benzetimlerde başarılı sonuçlar vermiştir ancak, bu ölçüm matrisini donanımsal yapıya taşımak maalesef günümüz teknolojisi ile mümkün değildir. Bu nedenle, ikinci ölçüm matrisi olarak elemanları eşit ihtimalle -1 ya da 1 olan rasgele Bernoulli ölçüm matrisi kullanılmıştır. Ψ olarak gösterilen ayrıklaştırıcı dönüşüm matrisi olarak da görüntüler için avantajlı olan DCT ve Dalgacık dönüşümleri tercih edilmiştir. Dalgacık dönüşümü olarak Daubechies 4 fonksiyonu kullanılmıştır.

B. SIKIŞTIRILMIŞ ALGILAMA- GERİ ÇATMA ALGORİTMALARI

Sıkıştırılmış algılamanın önemli aşamalarından biri de uygun geri çatma algoritmasının seçilmesidir. Genel olarak, konveks optimizasyon algoritmaları ile greedy algoritmaları kullanılır. OMP, CoSAMP gibi greedy algoritmaları genel olarak hızlı, uygulanması kolay algoritmalar, ancak geri çatma başarıları ölçüm matrisine ve sinyalin ayrık olmasına oldukça bağlıdır. Konveks optimizasyon algoritmaları genel olarak greedy algoritmalarından daha doğru sonuçlar verir, ancak hesaplama karmaşıklığı greedy algoritmalarından daha yüksektir. Özellikle, görüntü geri çatmada toplam varyasyon minimizasyonu yönteminin oldukça kararlı olduğu gösterilmiştir [17]. TV minimizasyonu, geri çatılmak istenen görüntünün eğiminin ayrık olduğunu varsayar. Bu, Denklem (3)'de verilen bir optimizasyon problemidir. Denklem 1'e bağlı olacak şekilde min TV(x):

$$TV(x) = \left\| \sqrt{|D_y x|^2 + |D_d x|^2} \right\|_1 \quad (4)$$

şeklinde tanımlanabilir. Denklem (4)'de D_y ve D_d sırasıyla yatay ve dikey türevleri göstermektedir, $\| \cdot \|_1$ ise L-1 normu, $\sqrt{\cdot}$ karekök alma işlemini göstermektedir. L1-magic önde gelen TV çözücülerden biridir, log-bariyer metodunu kullanır ve her bir iterasyonda bir seri Newton adımını çözer, görüntüdeki kenarları iyi korur, ancak görüntünün çözünürlüğü arttıkça hızı yavaşlar [18]. Patolojik görüntülerde görüntü çözünürlüğünün yüksek olması gerekmektedir, bu nedenle sunulan çalışmada L1-Magic Tv minimizasyonu için de, L1 normu minimizasyonu için de kullanılmamıştır.

Yapılan benzetimlerde, TV minimizasyonu çözücüsü olarak yüksek çözünürlüklü görüntüler içinde hızlı çözüm bulabilen TVAL3 algoritması kullanılmıştır. TVAL3 klasik artırılmış Lagrangian çarpanı (ALM) yöntemine dayanır. Bu algoritma, her yinelemede artırılmış Lagrangian fonksiyonunu en aza indirmek için değişen bir yön tekniğini monoton olmayan bir çizgi arama ile etkin bir şekilde birleştirir [17]. Monoton olmayan çizgi arama tekniği her yinelemede hızlı ve büyük adımlar atılmasına olanak tanırken, değişen yön tekniği ise düşük maliyetli bir minimizasyon yapılmasını sağlar.

L1 norm minimizasyonu olarak ise büyük ölçekli veride de sonuç verebilen SPGL1 algoritması kullanılmıştır [19]. Bu algortmada, her yinelemede, bir spektral gradyan-projeksiyon yöntemi, açık bir norm kısıdına sahip olan en küçük kareler (least squares) problemini yaklaşık olarak en aza indirir. Sadece matris-vektör işlemleri gereklidir. Bu problemin ilk-dual çözümü, kök bulma yöntemi için gerekli olan fonksiyon ve türev bilgisini verir [19]. Bu şekilde yüksek ölçekli verilerde de tatmin edici bir hızda çözüm elde edilir.

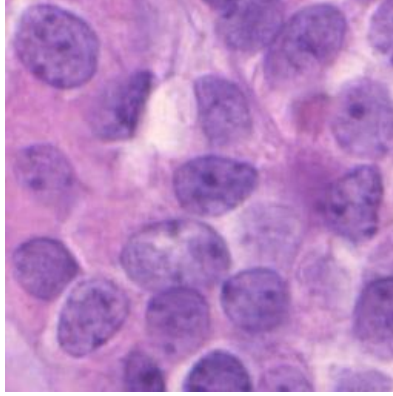
III. BULGULAR

Bu çalışmada, sonuçları göstermek için açık kaynak olan TCGA [20] meme kanseri görüntülerinden 256x256 boyutunda örnekler kesilmiştir. İlk olarak elemanları -1 +1 aralığında Gaussian rasgele değişkenleri olan bir ölçüm matrisi tasarlanmış ve bu ölçüm matrisi kullanılarak yapılan geri çatma sonuçları elde edilmiştir. Daha sonra da Bernoulli {elemanları eşit olasılıkla -1 ya da 1} rastgele ölçüm matrisi kullanılmıştır. Geri çatma yöntemi olarak, TVAL3 ile TV minimizasyonu, SPGL1 ile L1 norm minimizasyonu yapılmıştır. DCT ve Dalgacık ayrıklaştırıcı dönüşüm matrisleri kullanılmıştır.

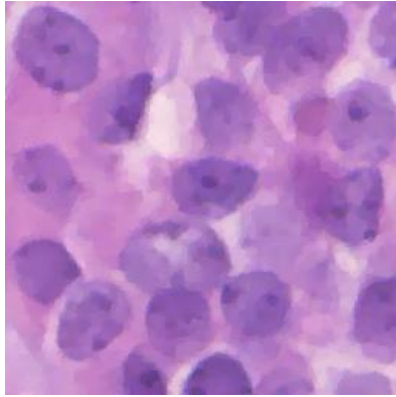
Elde edilen görüntüler Şekil 1 ve Şekil 2'de verilmiştir. Elde edilen görüntülerde geri çatmanın başarısını ölçebilmek için görüntü kalitesi değerlendirmesi çalışması yapılmıştır. Literatürde görüntü kalitesi değerlendirmesi referanslı kalite ölçüm endeksleri ve referanssız kalite ölçüm endeksleri olmak üzere temelde ikiye ayrılır. İsminden de anlaşılacağı gibi referanslı kalite ölçüm metrisleri, kalitesi karşılaştırılmak istenen görüntü ile orijinal görüntüyü parlaklık, kontrast, yapısal vb. kriterlerde karşılaştırıp bir benzerlik endeksi oluşturur. Referanslı olmayan kalite ölçüm endeksleri ise elde edilen görüntüyü bir veri bankasındaki görüntülerin istatistik özellikleri ile karşılaştırır. Bu çalışmada, orijinal görüntüye sahip olduğu için referanslı kalite ölçüm endeksleri kullanılmasının daha bilgilendirici olacağı düşünülmüştür ve literatürde en çok kullanılan görüntü kalite endekslerinden Yapısal Benzerlik Endeksi (SSIM) [21] ve Haar dalgacık temelli algısal benzerlik endeksi (HaarPSI) [22] değerleri elde edilmiştir.

Sıkıştırılmış Algılama ile geri çatılan görüntülerin orijinal görüntü ile benzerlik sonucu değerlendirmesi için SSIM değerleri Tablo 1'de verilmiştir. SSIM gri tonlamalı görüntüleri karşılaştırmada başarılı bir metris olarak kabul edilmektedir [21]. Ancak görüntüler gri tonlamalı olmadığında ya da gri tonlamalı hale çevrilmediğinde başarılı olamamaktadır. Tablo 1'de verilen metris değerleri, elde edilen görüntüler ve orijinal görüntü gri tonlamalı hale çevrildikten sonra bulunmuştur.

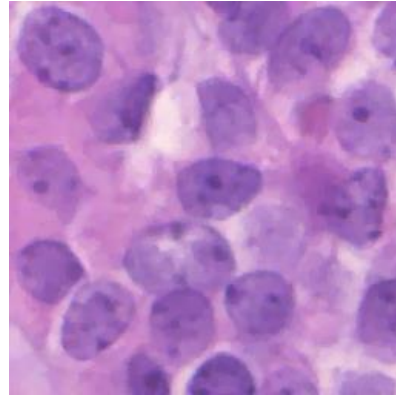
Orijinal Görüntü



%12.5 Veri İle Elde Edilen Görüntü



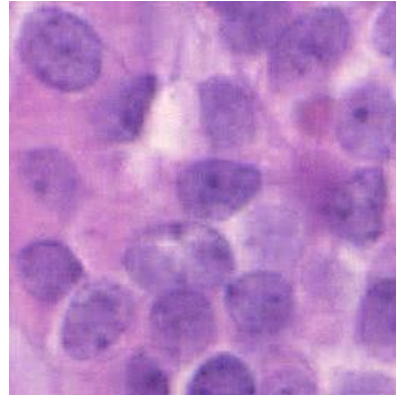
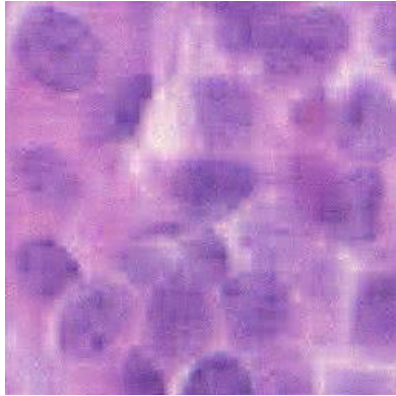
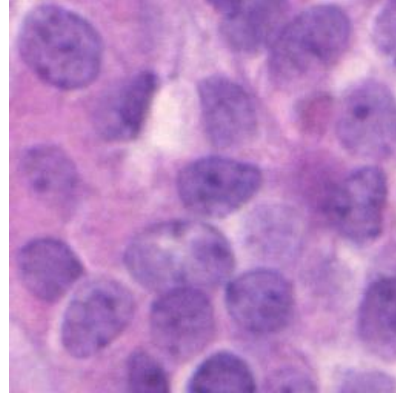
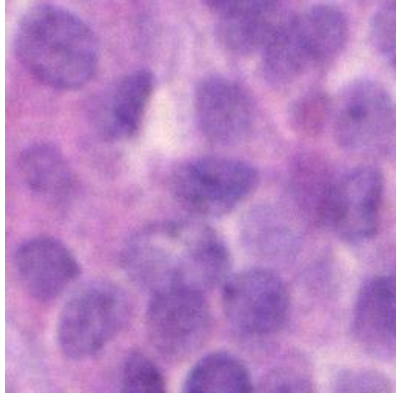
%25 Veri İle Elde Edilen Görüntü



TVAL3

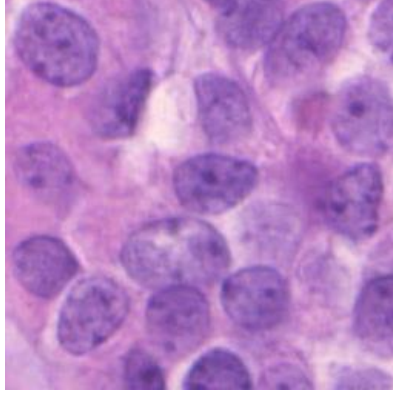
SPGL1
DCT

SPGL1
Dalgacık

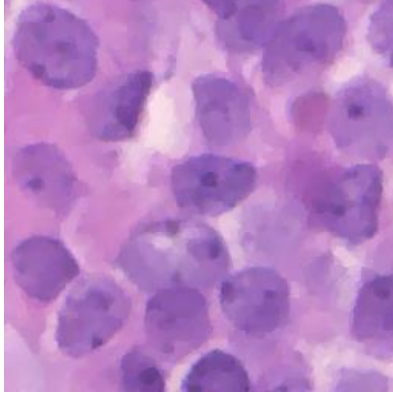


Şekil 1. Gaussian ölçüm matrisi ile elde edilen TCGA meme kanseri görüntüleri

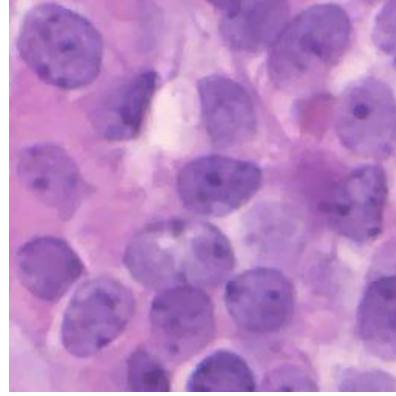
Orijinal Görüntü



%12.5 Veri İle Elde Edilen Görüntü



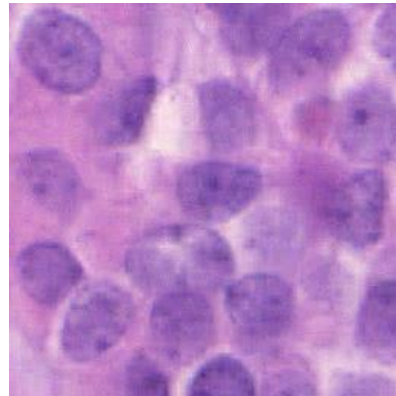
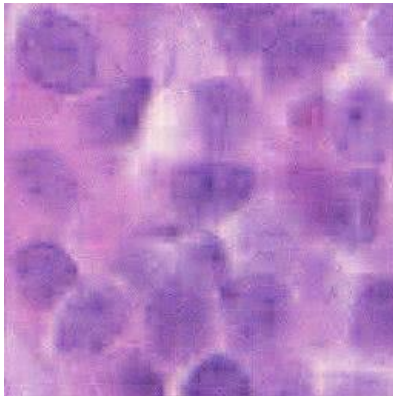
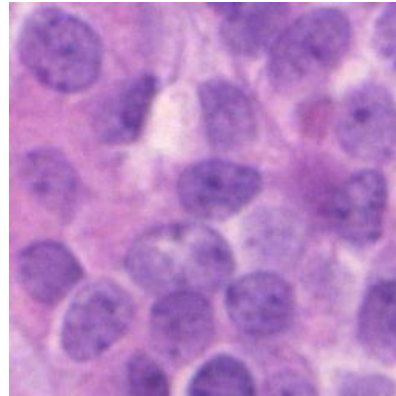
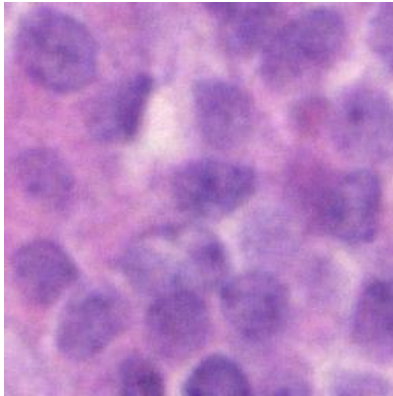
%25 Veri İle Elde Edilen Görüntü



TVAL3

SPGL1
DCT

SPGL1
Dalgacık



Şekil 2. Bernoulli ölçüm matrisi ile elde edilen TCGA meme kanseri görüntüleri

Renkli (RGB) görüntülerle karşılaştırma yapmak için ise HaarPSI kullanılmıştır. HaarPSI benzerlik endeksinin SSIM, PSNR, FSIM gibi diğer referanslı benzerlik endekslerine göre çok daha verimli ve çok daha hızlı bir şekilde hesaplanabildiği ve görüntü veri tabanlarında gerçek insan görüşü puanları ile daha yüksek korelasyonlar sağladığı iddia edilmektedir [22]. Farklı ölçüm matrisleri ve geri çatma algoritmalarıyla elde edilen görüntülerin orijinal görüntü ile karşılaştırılması sonucu bulunan HaarPSI değerleri Tablo 2’de verilmiştir.

Tablo 1: Sıkıştırılmış Algılama ile elde edilen TCGA meme kanseri görüntülerinin orijinal görüntü ile SSIM değerleri karşılaştırması

Kullanılan Algoritma	Gaussian Ölçüm Matrisi		Bernoulli Ölçüm Matrisi	
	%12.5 data	%25 data	%12.5 data	%25 data
TVAL3	0.847	0.918	0.847	0.919
SPGL1 DCT	0.722	0.889	0.726	0.887
SPGL1 Dalgacık	0.651	0.823	0.663	0.825

Tablo 2: Sıkıştırılmış Algılama ile elde edilen TCGA meme kanseri görüntülerinin orijinal görüntü ile HaarPSI değerleri karşılaştırması

Kullanılan Algoritma	Gaussian Ölçüm Matrisi		Bernoulli Ölçüm Matrisi	
	%12.5 data	%25 data	%12.5 data	%25 data
TVAL3	0.802	0.910	0.802	0.910
SPGL1 DCT	0.742	0.896	0.743	0.891
SPGL1 Dalgacık	0.672	0.844	0.690	0.844

Sonuçlar incelendiğinde, sıkıştırılmış algılamanın %12.5 veri ile bile görüntüyü geri çatabildiği gözlemlenmiştir. Elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında en iyi performansı hem Gaussian hem de Bernoulli ölçüm matrisi için TVAL3 vermiştir. L1 norm minimizasyonu kendi içinde karşılaştırıldığında özellikle daha yüksek sıkıştırma oranında “SPGL1 DCT” nin “SPGL1 Dalgacık”tan daha iyi olduğu gözlemlenmiştir. %12.5 veri ile elde edilen sonuçlarla, %25 veri ile elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında, beklendiği üzere sıkıştırma oranı azaldığı için orijinal görüntü ile

benzerlik artmaktadır. %25 veri ile elde edilen sonuçlara bakıldığında geri çatma algoritmalarının performansının birbirine yaklaştığı görülmektedir. Hem Gaussian hem de Bernoulli rasgele matrisler RIP özelliğini sağladığı için geri çatmada problem yaşanmamıştır. Ancak, daha önceden de bahsedildiği gibi, Gaussian rasgele matrislerin gerçek hayatta uygulanması oldukça zordur. Bu nedenle, gerçek hayattaki sıkıştırılmış algılama uygulamalarında genellikle Bernoulli ölçüm matrisleri tercih edilmektedir. Gaussian rasgele matrisler ile Bernoulli rasgele matrislerle elde edilen patolojik görüntü sonuçları karşılaştırıldığında, pratik hayatta uygulama kolaylığı da bulunan Bernoulli matrislerin tatmin edici sonuçlar verdiği doğrulanmıştır. Elimizdeki bilgisayarların bellek kapasitesinin yeterli olmaması problemi nedeniyle daha yüksek çözünürlükte görüntülerin benzetimi yapılamamıştır. Ancak, sıkıştırılmış algılamanın aynı sıkıştırma oranında yüksek çözünürlükteki görüntülerde daha iyi sonuç verdiği bilinmektedir [23]. Elde edilen sonuçlar göstermektedir ki, tek piksel mikroskoplarda patolojik görüntüler sıkıştırılmış algılama kullanılarak daha kısa zamanda, daha az veri ile geri çatılabilir.

IV. SONUC VE POTANSİYEL ÇALIŞMALAR

Bu çalışmada, sıkıştırılmış algılama tabanlı tek piksel mikroskop için patolojik görüntülerde benzetimler yapılmıştır. Ölçüm matrisi olarak elemanları bağımsız olarak aynı şekilde dağıtılan Gaussian ve Bernoulli matrisler kullanılmıştır. Geri çatma algoritması için hem TV minimizasyonunun hem de L1 norm minimizasyonunun performansları incelenmiştir. Patolojik görüntüler yapısı itibariyle ayrık olmadığı için ayrıklaştırıcı dönüşüm matrisi olarak DCT ve Dalgacık dönüşüm matrisleri kullanılmıştır. Yapılan benzetimler göstermektedir ki, %12.5 veri ile bile görüntü geri çatılabilmektedir. Geri çatma algoritmalarının performansı karşılaştırıldığında, özellikle az veri olduğunda TV minimizasyonunun daha başarılı olduğu gözlemlenmiştir. Hem Gaussian hem de Bernoulli rasgele matrislerle görüntünün geri çatılabildiği gösterilmiştir, bu durumda gerçek hayatta uygulanmasındaki avantaj bakımından sıkıştırılmış algılama tabanlı tek piksel mikroskop çalışmalarında Bernoulli ölçüm matrisi kullanılabilir. Gelecekteki çalışmalarda, daha fazla depolama alanı gerektiren ve daha yavaş sonuç alınan rasgele matrisler yerine Hadamard gibi yapısal ölçüm matrislerinin kullanılması düşünülmektedir.

TEŞEKKÜR: Bu çalışma Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından desteklenmiştir (Proje no: 4981).

V. KAYNAKLAR

- [1] D. L. Donoho, "Compressed sensing," *IEEE Trans. Inform. Theory*, vol.52, pp.1289–1306, 2006.
- [2] E. Candès, J. Romberg ve T. Tao, "Robust uncertainty principles: Exact signal reconstruction from highly incomplete Fourier information," *IEEE Trans. Inform. Theory*, vol.52, pp.489-509, 2006.
- [3] E. Candès, J. Romberg ve T. Tao, "Stable signal recovery from incomplete and inaccurate measurements," *Comm. Pure Appl. Math.*, vol. 59, no. 8, pp. 1207-1223, 2006.
- [4] E. Candès ve T. Tao, "Decoding by linear programming," *IEEE Trans. Inf. Theory*, vol. 51, no. 12, pp. 4203-4215, 2005.

- [5] M. Lustig, D. Donoho ve J. M. Pauly, “Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging”. *Magnetic Resonance in Medicine*, vol.58, no. 6, pp. 1182–1195, 2007.
- [6] M.F. Duarte ve Y. C. Eldar, “Structured Compressed Sensing: From Theory to Applications,” *IEEE Transactions on Signal Processing*, vol.59, no.9, pp. 4053–4085,
- [7] FDA Clears Compressed Sensing MRI Acceleration Technology From Siemens Healthineers, (2017, 12 Şubat). [Online]. Erişim: <https://www.healthimaging.com/topics/imaging/fda-clears-compressed-sensing-mri-acceleration-technology-siemens-healthineers> .
- [8] C.G. Graff ve E.Y. Sidky. “Compressive sensing in medical imaging,” *Applied optics*, vol. 54, no. 8, pp. C23-C44, 2015.
- [9] A. Malthe-Sørenssen, “Medical radiation may be reduced to one-sixth” *Apollon Research Magazine*, 2015.
- [10] Compressive Sensing Could Dramatically Reduce Time to Process Complex Clinical Laboratory Tests Involving Huge Amounts of Data and Lower the Cost of Tests, (2015, 16 Eylül). [Online]. Erişim: <https://www.darkdaily.com/compressive-sensing-could-dramatically-reduce-time-to-process-complex-clinical-laboratory-tests-involving-huge-amounts-of-data-and-lower-the-cost-of-tests-916/#ixzz3sRuYQJI4> .
- [11] M. F. Duarte, M. A. Davenport, D. Takhar, J. N. Laska, T. Sun, K. F. Kelly ve R. G. Baraniuk, “Single-Pixel Imaging via Compressive Sampling,” *IEEE Signal Processing Magazine*, March 2008.
- [12] N. Radwell, K. J. Mitchell, G. M. Gibson, M. P. Edgar, R. Bowman ve M. J. Padgett, “Single-pixel infrared and visible microscope,” *Optica 1*, pp.285-289, 2014.
- [13] Y. Liu, J. Suo, Y. Zhang ve Q. Dai, “Single-pixel phase and fluorescence microscope,” *Optics Express*, vol. 26, pp. 32451-32462, 2018.
- [14] A.D. Rodríguez, P. Clemente, E. Tajahuerce ve J. Lancis, “Dual-mode optical microscope based on single-pixel imaging,” *Optics and Lasers in Engineering*, vol. 82, pp. 87-94, 2016.
- [15] B. Kashin, “The widths of certain finite dimensional sets and classes of smooth functions,” *Izvestia*, vol. 41, pp. 334–351, 1977.
- [16] A. Garnaev ve E. D. Gluskin, “The widths of Euclidean balls,” *Doklady An. SSSR*, vol. 277, pp. 1048–1052, 1984.
- [17] C. Li, W. Yin , H. Jiang ve Y. Zhang. “An efficient augmented Lagrangian method with applications to total variation minimization,” *Computational Optimization and Applications*, vol.56, no.3, pp. 507–530, ISSN:1573-2894,DOI:10.1007/s10589-013-9576-1, 2013.

- [18] ℓ_1 -magic: Recovery of Sparse Signals via Convex Programming, (2005). [Online]. Erişim: <https://statweb.stanford.edu/~candes/l1magic/> .
- [19] E. van den Berg ve M. P. Friedlander, “Probing the Pareto frontier for basis pursuit solutions,” *SIAM J. on Scientific Computing*, vol.31, no.2, pp.890-912, Kasım 2008.
- [20] D. A. Gutman, J. Cobb, D. Somanna, Y. Park, F. Wang, T. Kurc, J. H. Saltz, D. J. Brat ve L. A. D. Cooper, “Cancer Digital Slide Archive: an informatics resource to support integrated in silico analysis of TCGA pathology data,” *J Am Med Inform Assoc*, vol. 20, pp.1091–1098, 2013.
- [21] W. Zhou, A. C. Bovik, H. R. Sheikh ve E. P. Simoncelli. “Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity,” *IEEE Transactions on Image Processing*. vol. 13, no. 4, pp. 600–612, 2004.
- [22] R. Reisenhofer, S. Bosse, G. Kutyniok ve T. Wiegand, “A Haar Wavelet-Based Perceptual Similarity Index for Image Quality Assessment,” *Signal Processing: Image Communication*, vol. 61, pp. 33-43, 2018.
- [23] B. Roman, A. C. Hansen ve B. Adcock, (2014). “On asymptotic structure in compressed sensing,” CoRR, abs/1406.4178, 2014.