

YAPAY GÖRME SİSTEMLERİ İÇİN GELİŞTİRİLEN GAUSS DAĞILIMI TABANLI YENİ BİR ADAPTİF SİMÜLASYON ALGORİTMASI

Mustafa ÖZDEN ve İrfan KARAGÖZ

Gazi Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Maltepe, Ankara
mtozden@gazi.edu.tr, irfankaragoz@gazi.edu.tr

(Geliş/Received: 31.01.2011; Kabul/Accepted: 11.04.2011)

ÖZET

Görsel protez sistemlerinin simülasyonu, tamamen görme kayıplı kişilerde görsel restorasyonu hedef alan bu sistemlerin geliştirilmesinde oldukça önemli bir adımdır. Literatürde bu konuda bazı çalışmalar sunulmuş olsa da hastalara oldukça düşük çözünürlüklü “ışık kümeleri”nden (fosfen) oluşan bir görüntü sunan görsel protez sistemlerinin daha iyi anlaşılmasını sağlayacak olan görsel protez simülasyonu algoritmalarının geliştirilmesine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu çalışmada renkli görüntü dizilerini adaptif bir yaklaşımla Gauss dağılımını kullanarak “fosfen görüntülerine” dönüştüren yeni bir görsel protez simülasyon algoritması geliştirilmiştir. Algoritmada kullanılan ön işlemler ve adaptif olarak Gauss noktaları ile fosfen görüntüsü oluşturan ana işlem adımları detaylı olarak açıklanmıştır. Sunulan algoritmanın performansını sayısal sonuçlarla ifade edebilmek için orijinal ve fosfen görüntülerinin bölütlenmiş versiyonları arasındaki ortalama karesel hata (MSE) değerleri hesaplanmıştır. Ayrıca, literatürdeki simülasyon çalışmalarında kullanılan düzgün dağılımlı noktaları ve Gauss dağılımlı noktaları kullanan algoritmalarla da karşılaştırmalar yapılmıştır. Bu karşılaştırmalarda ortalama karesel hata ölçütünün yanında, bazı önemli görsel ipuçlarının (örneğin köşeler, bölge sayısı ve kenarlar) korunması da göz önüne alınmıştır. Elde edilen sonuçlar çubuk grafik şeklinde sunulmuş ve çalışmanın görsel protez sistemlerine yapacağı katkı tartışılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Retina implantı, Görüntü İşleme, Görsel Protezler, Görsel Protez Simülasyonu.

A NEW GAUSSIAN DISTRIBUTION BASED ADAPTIVE SIMULATION ALGORITHM DEVELOPED FOR ARTIFICIAL SIGHT SYSTEMS

ABSTRACT

Simulation of the visual prosthesis system is a very important step in the development of visual prosthesis systems which aim to sight restoration for totally blind persons. Although some limited works have been published in the literature, there is still a need for prosthetic vision simulation algorithms for better understanding of the prosthetic vision systems that present a very low resolution phosphene image to the patients. In this study, a new visual prosthesis simulation algorithm that transforms the color image sequences into “phosphene images” using Gaussian distribution as an adaptive approach was developed. The main processing steps of the algorithm were described in detail. To obtain quantitative results about the performance of the algorithm, mean squared error (MSE) values between segmented versions of the original and the phosphene images were compared. In addition, the comparisons were performed with the algorithms that use normal distributed spots and standard Gaussian distributed spots in literature. In these comparisons as well as MSE criteria, the preservation of some important visual cues on the images (e.g. corners, region numbers, and edges) is taken into account. Obtained results are commented and presented as a bar graphics and contribution of the study for prosthetic vision systems is discussed.

Keywords: Retina Implants, Image Processing, Visual Prostheses, Prosthetic Vision Simulation.

1. GİRİŞ (INTRODUCTION)

Elektronik görsel protezler, tamamen görme kayıplı kişilerde, sağlam kalan görme sinir hücrelerini elektriksel olarak uyararak suretiyle görmeyi hedefleyen ve hızla gelişmekte olan sistemlerdir. Gönüllüler üzerinde yapılan bazı testlerde, görsel veri yolunun hasar görmemiş kısımlarının uygun elektriksel akım darbeleriyle uyarılması sonucu “fosfen” (phosphene) olarak adlandırılan genellikle yuvarlak şekilli ışık noktalarının algılandığı görülmüştür [1,2,3]. Bu nedenle fosfen şeklinde de olsa görmeyi hedefleyen bu sistemlerin simülasyonu da önem kazanmıştır. Literatürdeki ilk çalışmalarda görüntülerin sadece düşük çözünürlüklü bir versiyonunun oluşturulması şeklinde simüle edilmişse de, görsel protez simülasyonunda görüntü öncelikle bazı görüntü işleme algoritmaları ile işlenmekte ve önceden belirlenmiş bir fosfen haritasına göre fosfen görüntüsü oluşturulmaktadır [4]. Buradaki görüntü işleme algoritmaları bölütleme, çözünürlük azaltma, kenar sezme ve nitelik çıkarma işlemlerini kapsamaktadır. Fosfen haritası görsel protez sistemlerinde kullanılan mikro-elektrot matrisini temsil ettiğinden fosfen haritasından oluşan konfigürasyon, simülasyon çalışmalarında oldukça önemli bir parametre olarak düşünülmektedir. Literatürde altıgen ve karesel fosfen yerleşimi üzerinde çalışmalar yapılmış ve altıgen fosfen konfigürasyonunun daha üstün bir görsel keskinlik sağladığı belirtilmiştir [5].

Görsel bilgiyi simüle etmek için düşük çözünürlüklü görüntülerin kullanıldığı çalışmalar, yüksek çözünürlüklü siyah beyaz görüntülerin, düşük çözünürlüklü 3 gri tonlu görüntülere göre daha anlaşılabilir olduğunu ortaya çıkarmıştır [2]. Okuma fonksiyonunun geri kazandırılması açısından 600 elektrotluk bir matrisin yararlı okuma fonksiyonunun restore edilebileceğinin öne sürüldüğü çalışmalar da mevcuttur [6,7]. Görsel protezlerin sağlayabileceği kalitenin analizinde, görsel keskinlik, okuma hızı ve labirente yön bulma gibi ölçütler bazı araştırmacılar tarafından kriter olarak sunulmuştur [8, 9, 10, 11, 12]. Nokta büyüklüğü, noktalar arası boşluk, ızgara boyutu, çözünürlük ve kontrast gibi farklı parametreler için okuma performansının ölçülmesi bu parametrelerin etkisini gösterebilmektedir [13,14]. Buna ilave olarak, nesne tanıma ve bazı basit el-göz koordinasyonu görevlerinin yapılabilirliği protezli görü kapsamında değerlendirilmiş [15] ve yüz tanıma üzerine çalışmalar yapılmıştır [16].

Fosfen simülasyon algoritmaları üzerine detaylı bir literatür araştırması Chen ve ark. tarafından yapılmış ve gerçeğe yakın bir protezli görü simülasyonu yapılabilmesi için gerekli olan fosfen profilinin de nasıl olması gerektiğine ilişkin çıkarımlar sunulmuştur [17,18,19]. Bazı fosfen profilleri

tanımlanmışsa da genel olarak tanımları küçük yuvarlak, ışık noktaları olarak yapılmış [1], normal ve Gauss dağılımlı fosfen profillerin görsel algıda farklı etkiler oluşturduğu, buna karşılık 2-D Gauss dağılımının fosfen noktasını betimlemede en uygun yaklaşım olduğu vurgulanmıştır [20]. Bunların yanı sıra, iyileştirilmiş çözünürlük azaltma, eşikleme, kenar vurgulama, bölütleme ve bölge seçme yaklaşımları gibi görüntü işleme tekniklerini içeren çalışmalar da mevcuttur [21].

Literatürdeki çalışmalardan görülebileceği gibi birkaç yüz elektrot kullanan bir görsel protez sistemi ile düşük çözünürlüklü de olsa yararlı görmeyi sağlayacak derecede görmeyi restore etmek mümkündür. Görsel protez sistemlerinin performansını değerlendirmek amacıyla bu sistemlerin simülasyonu oldukça artan bir öneme sahiptir. Bu nedenle bu çalışmada görsel protez sistemlerinin geliştirilmesine yardımcı olmayı hedef olarak adaptif Gauss dağılımı kullanan bir görsel protez simülasyon algoritması geliştirilmiştir. Daha gerçekçi bir görsel protez simülasyonu [18] elde etmek için tasarlanan bu simülasyon algoritmasında Gauss noktalarının standart sapma değerleri bölütlenmiş görüntüdeki bilgi miktarı ile orantılı olarak belirlenmiştir.

2.ÖNERİLEN GÖRSEL PROTEZ SİMÜLASYONU ALGORİTMASI (PROPOSED PROSTHETIC VISION SIMULATION ALGORITHM)

Geliştirilen görsel protez simülasyon algoritması blok diyagram olarak Şekil 1’de görülmektedir. Algoritmada temel olarak renkli video görüntüleri giriş olarak alınmakta, işlenmekte ve oluşturulan simüle edilmiş görsel protez çıktısı ekrana verilmektedir. Bu işlemler üç temel adımda yapılmaktadır. Bunlar; görüntü işleme adımı, fosfen (veya elektrot) haritası konfigürasyonunun yapılması ve fosfen görüntüsünün oluşturulmasıdır. Seçilen fosfen haritasına göre fosfen görüntüsünün oluşturulmasında “Uyartım Genlik Fonksiyonu” (Stimulation Amplitude Function) olarak adlandırdığımız yeni bir fonksiyon tanımlanmıştır. Bu fonksiyon elektriksel uyartım sonunda hücredeki yayılımı modelleme amaçlı olarak kullanılmıştır. Bu işlemler aşağıda ayrı başlıklar altında açıklanmıştır.

2.1. Görüntü İşleme Adımları (Image Processing Steps)

Fosfen görüntüsünün oluşturulması için renkli görüntüler ön görüntü işleme yöntemleri olan histogram eşitleme ve bölütleme işlemlerinden geçirilmiştir. Görüntüdeki karşıtlık dengesinin daha iyi olmasını ve bölütleme işleminden de daha iyi sonuç alınmasını sağlamak için ilk olarak histogram eşitleme yöntemi uygulanmıştır [22]. Bu işlem son sıra görüntülerin bölütlenmesi işlemine gelmektedir. Bölütleme işlemi görüntülerdeki kendi

arasında homojen bölgeleri bazı niteliklerine göre sınıflandırmayı ve üzerinde işlem yapılacak hale getirmeyi amaçlayan bir işlem olup uygulamaya göre değişik amaçlı bölütleme yöntemleri bulunmaktadır [23]. Bölütleme işlemi sonrasında her bölge bir etiket ile veya ikili (siyah-beyaz) mantıksal değerlerle ifade edilebilir. Bu çalışmada bölütleme yöntemi olarak yüksek hesaplama gerektirmeyen, hem gri tonlu hem de renkli görüntüleri bölütlemeye kolaylıkla kullanılabilen güvenilir bir sınıflandırma yöntemi olan K-ortalama yöntemi kullanılmıştır [24]. K-ortalama yöntemi ile görüntü bölütleme yapılırken, her bir görüntü pikseli kırmızı, yeşil ve mavi ton değerlerini belirten vektörler olarak ele alınır ve vektör listesindeki her vektör, öbekler arası öklid uzaklığı en uygun değer olacak şekilde bir öbek ile ilişkilendirilerek her birine bir indis değeri verilir. Çalışmada öbek sayısı görüntü histogramına bakılarak seçilmiştir. Bölütlenmiş görüntü 0 ve 255 değerlerinden oluşan bir görüntü olup, bu görüntüdeki oldukça düşük piksel sayısına sahip bölgeler (örneğin 15 pikselden küçük bölgeler) filtrelenerek temizlenmiştir. Elde edilen bu siyah-beyaz görüntüde beyaz pikseller elektrotlara gönderilecek bilgiyi içeren veriler olarak dikkate alınmış ve fosfen noktaları oluşturmada kullanılmıştır. Siyah pikseller ise fosfen görüntüsü oluşturmada dikkate alınmamıştır.

2.2. Fosfen Haritası Oluşturma (Phosphene Map Generation)

Bu aşama görsel verilerin hastaya sunumunda büyük öneme sahip olan fosfen haritasının oluşturulmasını kapsamaktadır. Fosfen haritası, görsel protezlerde hastanın retinası veya görsel korteksine yerleştirilecek olan mikro-elektrot matrisini simüle etmektedir. Karesel veya altıgen yerleşimli fosfen haritasının kameradan alınan görüntü yapısıyla uyuşması ve görüntü işlemeye daha uygun olması nedeniyle simülasyon çalışmalarında kullanılmasının uygun olduğu değerlendirilmektedir.

Geliştirilen algorithmada hem karesel hem de altıgen fosfen haritası oluşturulabilmekte ve çözünürlükleri de değişik değerlerde ayarlanabilmektedir. Ancak Gauss dağılımının istenilen şekilde ara gri ton değerlerini oluşturabilmesi için minimum $h=5$ piksellik bir yarıçapın kullanılması gereklidir. Bu nedenle fosfen çözünürlüğünün görüntü algısına ve sunumuna yapacağı etkiyi değerlendirebilmek için simülasyon çalışmalarında çözünürlük değerleri 25x40, 40x60, ve 80x120 olarak belirlenmiştir. Bu çözünürlükleri oluşturmak amacı ile karesel ve altıgen fosfen haritasının her ikisi için de fosfen oluşturma filtresinin yarıçapı " h " 25x40 çözünürlük için "15", 40x60 çözünürlük için "10" ve 80x120 çözünürlük için "5" piksel olarak seçilmiştir (Şekil 3.a).

2.3. Adaptif Fosfen Profilinin Oluşturulması (Implementation of the Adaptive Phosphene Profile)

Görsel protez sistemlerinde görsel algıyı iyileştirmek için fosfen haritasındaki noktaların profillerinin görüntüdeki görsel bilgi miktarı ile orantılı olacak şekilde belirlenmesi oldukça önemlidir. Fosfen noktaları, görsel protezde uyarım gönderilecek elektrotları temsil ettiği için elektrotlara gönderilecek uyarım bilgisinin en doğru şekilde tayin edilmesi görsel algıyı iyileştirecektir. Bu nedenle fosfen profilinin iyi bir şekilde tanımlanması gerekmektedir.

Bu çalışmada fosfen haritasındaki her noktanın profili, bölütlenmiş görüntüde karşılık geldiği koordinatlarda belirli bir komşuluk içerisinde bulunduğu piksel değerleri ile ilişkilendirilerek belirlenmiştir. Bu amaca yönelik olarak fosfen profillerini görüntüdeki veri miktarının bir fonksiyonu olarak belirlemek için "uyarım genlik fonksiyonu (UGF)" türetilmiştir. Eşitlik 1 ve 2'de UGF tanımı verilmiştir.

$$P(x, y, A) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} e^{-\frac{1}{2} \left(\left(\frac{x}{A} \right)^2 + \left(\frac{y}{A} \right)^2 \right)} \quad (1)$$

$$A(x, y) = C \cdot \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N I_j \quad (2)$$

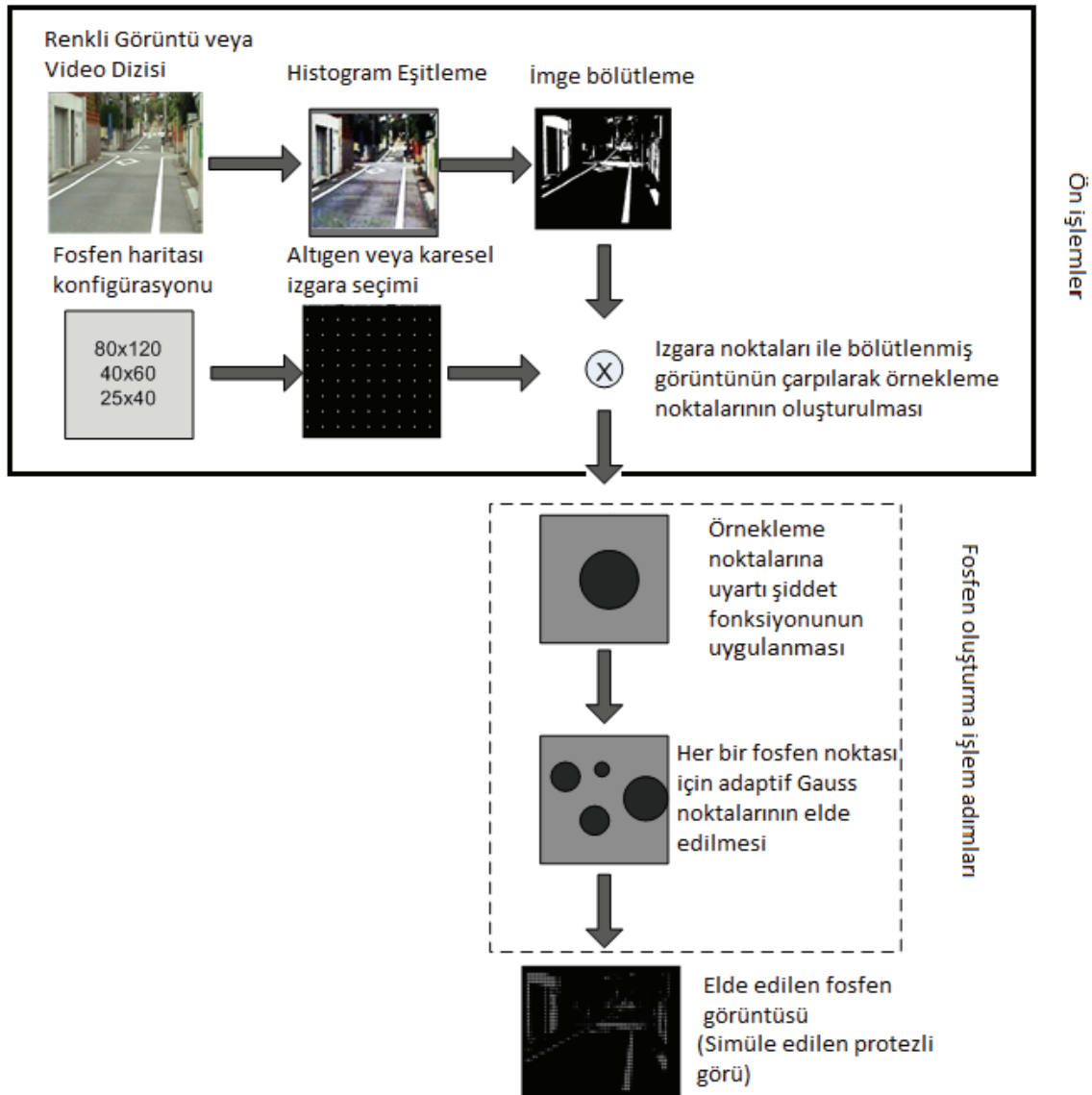
Burada P(x,y) fosfen haritasındaki her (x,y) noktası için hesaplanan fosfen profilini, A(x,y) ise bu noktaya karşılık gelen normalize edilmiş parlaklık bant genişliği değerini temsil etmektedir. Bölütlenmiş görüntüdeki birim alan içerisindeki toplam piksel sayısı N ile, piksel değeri ise I_j ile verilmiştir. C değeri ise tüm fosfen profillerinin maksimum değerlerini ayarlamak üzere kullanılan normalizasyon değeridir. Bu değer, denemeler sonucu ayarlanmış olup C=2 için optimum sonuçlar elde edilmiştir. Bu değer daha düşük veya yüksek seçilmesi fosfen profillerinin küçülmesine veya birleşmesine yol açmaktadır. Fosfen haritasındaki tüm (x,y) noktaları için Eşitlik 2'deki hesaplama yapılır ve fosfen görüntüsü elde edilir. Eşitlikten görülebileceği gibi fosfen profillerinin standart sapma değerleri bölütlenmiş görüntü ile ilişkilendirilmiştir. Gauss dağılımının standart sapma değeri ile bu fonksiyonun parlaklık değeri doğrudan bu Gauss profili ile ilgilidir. Şekil 2'de örnek bir görüntü için bu işlem görselleştirilmiştir. Şekil 2.b'de altıgen dizilimdeki implant elektrotlarının kesikli küçük çemberlerin merkezinde olduğu varsayılmıştır. Bu çemberlerin

yarıçapı Gauss dağılımının sabit maksimum bant genişliği olarak alınır. Adaptif bant genişlikleri ise Eşitlik 2'deki gibi hesaplanır. Bu çember şeklindeki maskeler içerisindeki beyaz renkli pikseller her bir fosfen noktasının bant genişliğini hesaplamada kullanılır.

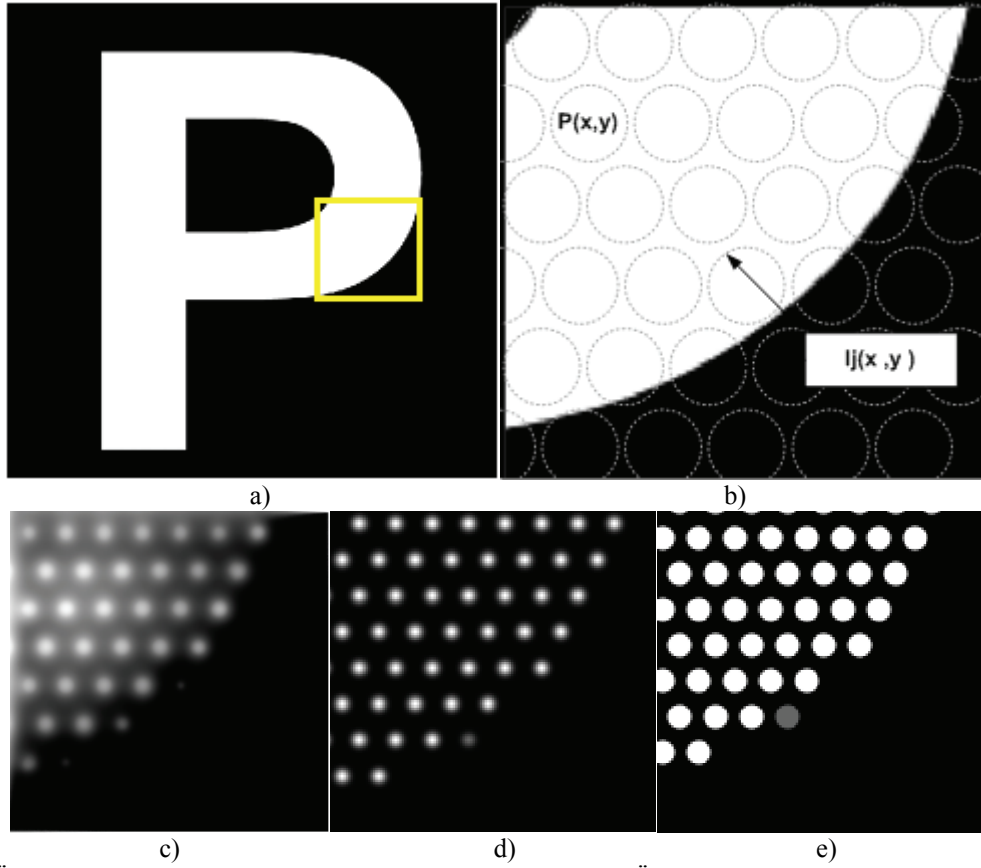
Şekil 2'de ayrıca örnek bir görüntünün UGF kullanılarak elde edilen durumu ile diğer fosfen simülasyon yöntemlerindeki karşılığı görülmektedir. Geliştirilen yöntemle elde edilen fosfen görüntüsü (c) orijinal görüntüye oldukça benzerdir ve özellikle kenar bölgelerinde diğer yöntemlere göre daha

güvenilir bir uyarım sağlar.

Elektronik implant sistemlerinde elektrotlar arası etkileşim önemli ve ortak bir problemdir [25]. Görsel protez sistemlerinde birbirine yakın elektrotlar eş zamanlı olarak elektriksel akım ile uyarıldığında görsel algı kötü yönde etkilenmektedir [26]. Bu nedenle elektrotlar görsel bilgiyi hastaya en doğru şekilde iletebilecek bir biçimde uyarılmalıdır. Simülasyon çalışmamızda elektrot etkileşimleri de dikkate alınmış bu etkileşim birbirine yakın fosfen noktalarının etki alanları içindeki kısımlarının toplamı olarak modellenmiştir.



Şekil 1. Önerilen görsel protez simülasyon algoritması, ön görüntü işleme adımları, fosfen haritasının konfigürasyonu ve uyarım genlik fonksiyonunun uygulanması ile fosfen görüntüsünün oluşturulması olmak üzere üç ana adımdan oluşmaktadır (The proposed prosthetic vision simulation framework consists of three main stages: image pre-processing steps, phosphene map configuration, and obtaining the phosphene image by application of the Stimulation Amplitude Function)



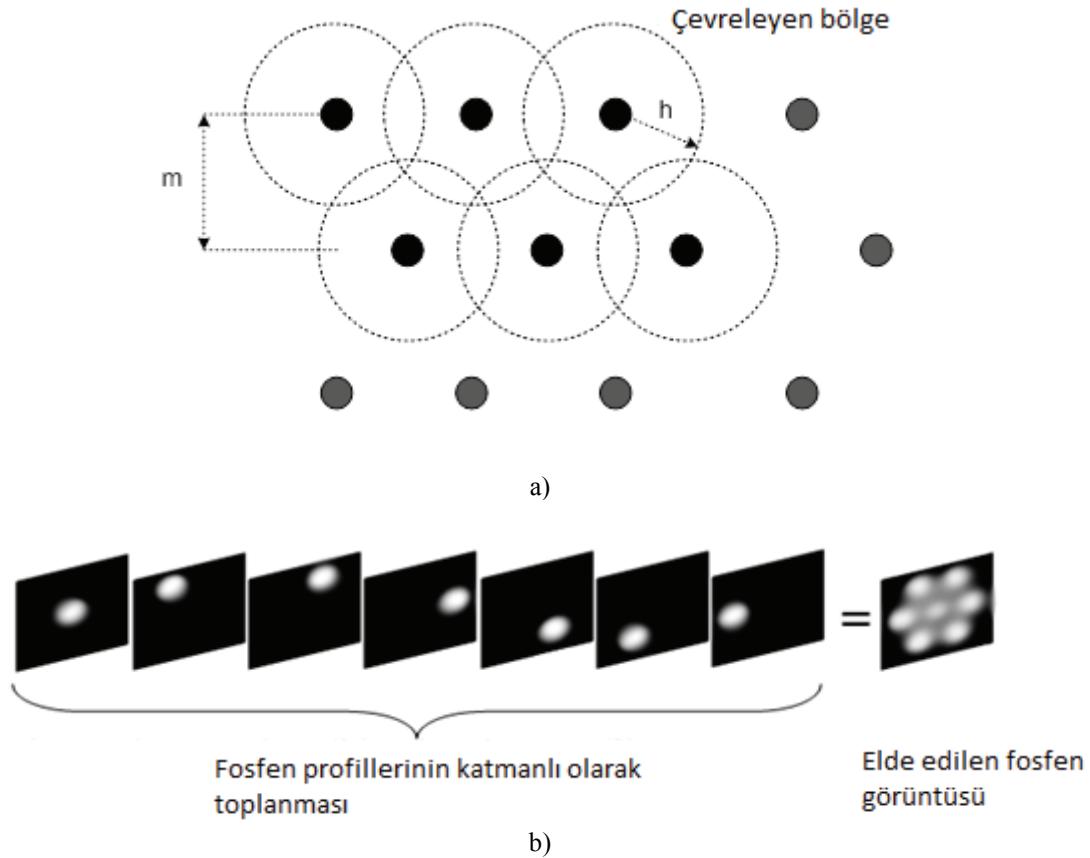
Şekil 2. Örnek bir desen üzerinde yöntemin görselleştirilmesi. a) Örnek desen “P” harfi. b) Uyarım genlik fonksiyonunun hesaplanması. Görüntüdeki beyaz pikseller ($I_j(x,y)$) uyartılması gereken bilgiyi temsil etmektedir. c) Uyarım genlik fonksiyonu kullanılarak Şekil a’daki çerçeve için elde edilen fosfen görüntüsü özellikle kenarlardaki etkinin daha rahat görülebilmesi için büyütülerek gösterilmiştir. d) Aynı bölgenin standart Gauss dağılımının kullanıldığı yöntem ile elde edilen fosfen görüntüsü. e) Aynı bölgenin düzgün (normal) dağılımın kullanıldığı yöntem ile elde edilen fosfen görüntüsü (Visualization of the method on a sample pattern. a) Sample input pattern “letter P”. b) Calculation of the Stimulation Amplitude Function. The white pixels ($I_j(x,y)$) in the figure represent the information to be stimulated. c) Small region shown in “Fig. a” zoomed for clear demonstration of effect of SAF function specially on image edges. e) The same phosphenized region obtained by constant Gaussian method. f) The same phosphenized region obtained by uniform phosphene method)

Elektrot etkileşimi elektrotların birbirine olan uzaklıklarının ve uyarım akım şiddetinin bir fonksiyonudur. Şekil 3.a)’da siyah noktalar fosfen noktalarını temsil etmekte, “h” fosfen noktalarının yarıçapını, ve “m” de ardışık iki fosfen noktası merkezi arasındaki uzaklığı ifade etmektedir. Elektrot etkileşimini de hesaba katmak için, tüm fosfen noktalarına UGF uygulandıktan sonra komşuluk içerisindeki fosfen noktalarının kesişen alanları toplanır. Şekil 3.b’de, altıgen fosfen dizilimi için bu işlem daha anlaşılır olması açısından “katmanlı toplama” işlemi olarak verilmiştir. Sonuç olarak, elde edilen fosfen noktası etrafındaki diğer fosfen noktalarından etkilenmektedir. Gönüllüler üzerinde yapılan klinik testlerde birbirine yakın elektrotların yüksek akım değerleri ile uyartılması sonucu 2 veya 3 tane fosfen algılanması beklenirken tek fosfen görüldüğü rapor edilmiştir [26]. Bu sonuç katmanlı toplama ile elde edilen fosfen profili yaklaşımımız ile örtüşmektedir. Bu nedenle geliştirdiğimiz simülasyon modelinde fosfen etkileşimi de dikkate alınmış olup, sunulan adaptif Gauss dağılımı modeli ile fosfen

etkileşiminin oluşturabileceği bozucu etkilerin de mümkün olduğunca azaltılması amaçlanmıştır.

2.4. Performans Kriterinin Belirlenmesi (Determining Performance Criteria)

Bu çalışmada, bölütlenmiş görüntü ile fosfen olarak elde edilen görüntünün eşiklenmiş versiyonu arasındaki ortalama karesel hatanın hesaplanması sonucu bazı görsel detayların ayırt edilemediğine bakılmak suretiyle performans değerlendirmesinin yapılabileceği düşünülmüştür. Eşikleme, sık kullanılan görüntü işleme yöntemlerinden biri olup belirli bir eşik değerinin üzerindeki değerleri üst değere, altındaki değerleri ise alt değere eşitleyen bir yöntemdir. Bölütlenmiş görüntü sadece iki ton (siyah ve beyaz) içerdiği ancak fosfen görüntülerinde gradyandan dolayı ara ton değerleri olduğu için doğru bir hata hesaplaması için bu gri değerlerin de yok edilerek iki ton olarak ifade edilmesi gerekir. Düzgün dağılımlı fosfen algoritmasında ise, sadece 2 ton oluştuğu için bu



Şekil 3. Altıgen fosfen haritası konfigürasyonu ve elektrot (fosfen) girişimlerinin fosfen profillerinin katmanlı olarak toplanması ile modellenmesi. a) Kesikli çizgiler elektrot çevresindeki yarıçapı h olan alanı ve m ise elektrotlar arası mesafeyi temsil etmektedir. b) Fosfen profillerinin katmanlı olarak toplanması sonucu elde edilen fosfen görüntüsü (Hexagonal phosphene map configuration and modeling the electrode (phosphene) interactions by layered summation of the phosphene profiles. a) A crossed line corresponds to the surrounding area (radius h) of the electrode, and m denotes the distance between electrodes. b) The final phosphene output obtained by layered summation of phosphene profiles)

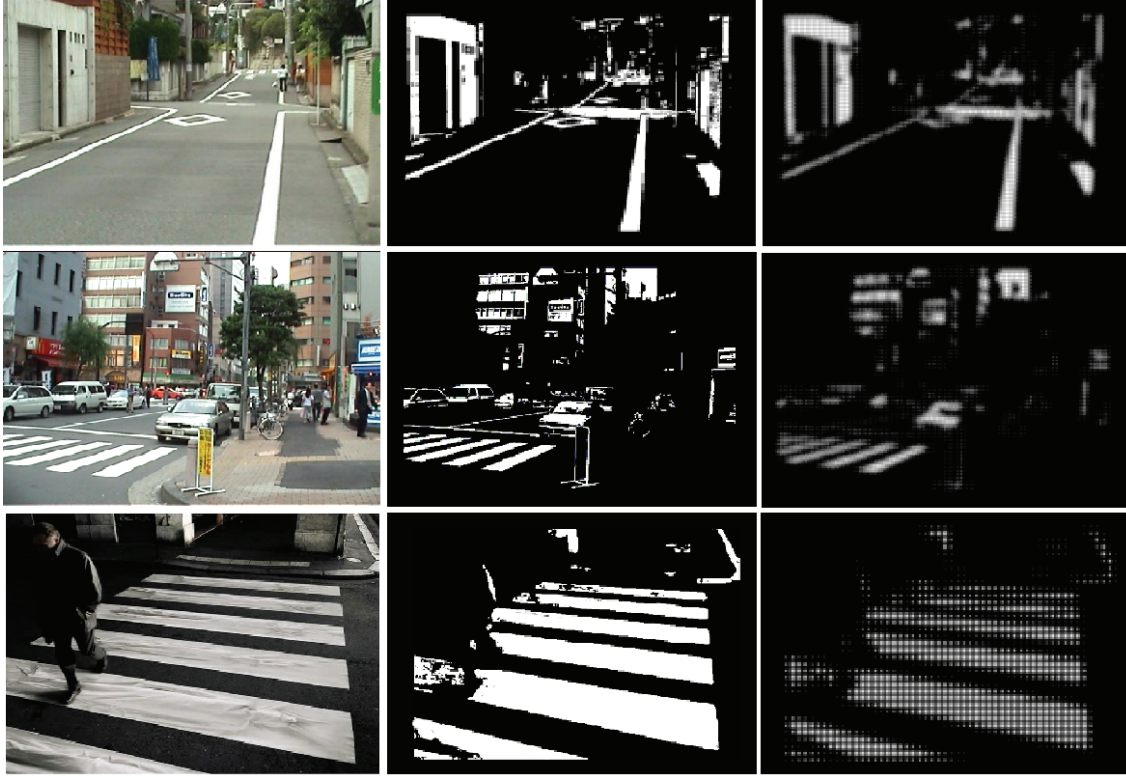
işleme gerek yoktur. Burada, orijinal görüntü ile fosfen görüntüsünün neden karşılaştırılmadığı düşünülebilir. Bunun nedeni, karşılaştırılması gereken görüntülerin yaklaşık aynı tip olması gerektiğidir. Çünkü, orijinal girdi görüntüsü milyonlarca renk tonundan oluşmakta, fosfen görüntüsü ise yalnızca gri tonlardan oluşmaktadır. Ayrıca, fosfen görüntüsü oluşturmak üzere algoritmaya asıl girdi olarak verilen görüntünün bölütlenmiş görüntü olduğu unutulmamalıdır. OKH'nın yanında, simüle edilen görüntülerdeki kenar, köşe ve bağımsız bölge sayısı gibi görsel detayların daha iyi korunup korunmamasına da dikkat edilmiştir. Bu nicelikler sayısal olarak değil görsel olarak değerlendirilip yorumlanmıştır.

Fosfen görüntüsünün bölütlenmiş görüntüye çok benzemesi durumunda OKH değeri oldukça düşük olacaktır. Eğer bu iki görüntü arasında fark büyük ise hata değeri de artacaktır. Bu tür bir test yöntemi ile, gönüllü hastalar üzerinde uzun ve yorucu testler yapmadan görsel protezlere yönelik görüntü işleme algoritmalarının performansının daha objektif olarak değerlendirilebileceği düşünülmektedir. Örneğin,

koklear implant sistemlerinde ses işleme stratejilerinin performans değerlendirmeleri için orijinal ses verisi ile algoritma tarafından sentezlenen sesin spektrogramlarının karşılaştırılması kabul gören bir kriterdir [27]. Ayrıca, algoritmanın bazı parametrelerinin değiştirilmesi ile elde edilebilecek iyileştirmeler veya bozucu etkiler bu şekilde daha kolay belirlenebilir. Bu varsayımların ışığında daha az OKH değeri üreten bir fosfen görüntüsünün elektriksel uyarı yoluyla hastada da yaklaşık olarak aynı görüntü kalitesini sağlayabileceği öngörülmektedir.

$$OKH(I) = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \left(I_o(j) - I_p(j) \right)^2 \quad (3)$$

OKH değeri Eşitlik 3'teki gibi hesaplanmıştır. Burada I_o ve I_p sırasıyla bölütlenmiş ve fosfen görüntülerin piksellerini ifade etmektedir.



Şekil 4. Testte kullanılan üç görüntü için elde edilen sonuçlar. Sırayla orijinal, bölütlenmiş ve fosfen olarak simüle edilmiş görüntüler (soldan sağa) (Results for the three images used in test. From left to right; Original, segmented and simulated as phosphene images respectively)

3. SONUÇLAR VE TARTIŞMA (RESULTS AND DISCUSSION)

Önerilen görsel protez simülasyon algoritmasının karmaşık ve basit sahneler karşısında performansını analiz etmek için günlük hayattan seçilen “sokak”, “cadde” ve “yaya geçidi” görüntülerini içeren test görüntüleri incelenmiştir. Test görüntüleri farklı fosfen haritaları ve farklı fosfen matrisi çözünürlükleri ile literatürdeki diğer iki simülasyon yöntemi de kullanılarak işlenmiş ve sonuçlar grafiksel olarak sunulmuştur. Çözünürlük değerleri 25x40, 45x60 ve 80x120 olup, altıgen - karesel dizilimli fosfen haritaları kullanılarak Eşitlik 3'e göre hata hesaplaması yapılmıştır. Şekil 4'te test amacıyla kullanılan görüntüler için simülasyon sonuçları görülmektedir. Diğer algoritmalarla karşılaştırma yapma imkânı sağlayan grafiksel sonuçlar ise çubuk grafik olarak Şekil 5'te sunulmuştur.

Grafiklerden görülebileceği gibi fosfen matrisinin çözünürlüğünün artması ile daha düşük hata değerleri elde edilmekte ve sahnedeki bazı bölgeler (kaldırım gibi) daha net olarak algılanabilmektedir. Altıgen dizilimli fosfen haritası düzgün dizilimli fosfen haritasına göre daha az hata değeri üretmiş ve görüntüyü oluşturmada daha iyi performans göstermiştir. “Cadde” görüntüsü (im2) için yine altıgen dizilimli fosfen haritasının her üç çözünürlük için de daha iyi performans gösterdiği görülmektedir.

UGF'nin kullanılması ile görüntüdeki bölgeler arası ayırımın özellikle kenar ve köşelerde daha iyi yapıldığı görülmektedir. C değerinin optimal seçilmesi ile daha küçük detayların da görülebileceği açıktır. Yine grafikten “yaya geçidi” görüntüsü (im3) için önceki sonuçlara benzer şekilde altıgen dizilimli fosfen haritası için elde edilen değerler karesel dizilime göre daha düşüktür. UGF kullanımı sayesinde, görüntüdeki düşük bilgiye (piksele) sahip bölgeler daha küçük fosfenler olarak ifade edildiği için kenarlar ve köşelerde daha iyi ayırım yapılması sağlanmıştır. Bu tür bir görüntü için aslında 40x60 çözünürlükteki fosfen haritası yeterli olmasına rağmen çözünürlüğün 80x120 olması durumunda yaya geçidi çizgilerinin köşeleri daha net olarak ortaya çıkmaktadır. Her iki fosfen dizilimi için elde edilen hata değerleri en düşük çözünürlük değerlerinde birbirine yakın olsa da altıgen fosfen dizilimi her üç çözünürlük değeri için en düşük hata değerlerini üretmiştir. Aynı görüntüler için literatürdeki diğer düzgün dağılımlı ve standart Gauss dağılımlı fosfen modellerini kullanan yöntemlerle de karşılaştırmalar yapılmıştır.

Doğru bir karşılaştırma yapabilmek için test görüntüleri, altıgen ve karesel dizilimli fosfen haritaları ve belirtilen çözünürlükler için, literatürdeki iki yöntem ile işlenerek fosfen görüntüleri elde edilmiştir. Daha sonra bu görüntüler aynı eşik değeri kullanılarak (maksimum parlaklığın %50'si olacak şekilde) eşikleme işleminden geçirilmiştir. Böylece

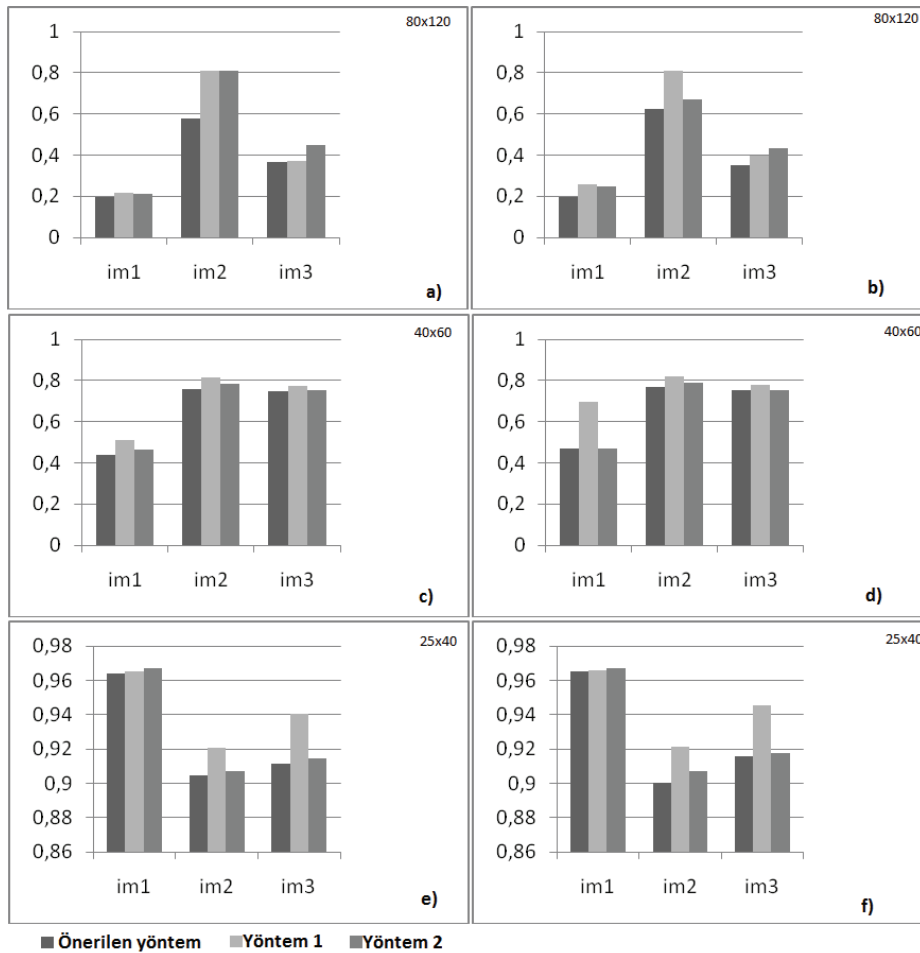
Eşitlik 3 kullanılarak bölütlenmiş ve eşiklenmiş görüntülerden OKH değerleri hesaplanmıştır.

Önerilen algoritma ve literatürde mevcut yöntemler ile elde edilen hata değerleri Şekil 5'te verilmiştir. Şekil 5'teki grafik incelendiğinde, bu çalışmada sunulan "adaptif Gauss" dağılımlı fosfen oluşturma algoritmasının, diğer yöntemlere göre daha düşük OKH değerleri ürettiği görülmektedir. Özellikle yüksek çözünürlüklü ve altıgen dizilimli fosfen haritaları için daha yüksek performans elde edilmiştir. Görüntüdeki önemli bölgelerin kayıpsız temsil edilmesi açısından üç yöntemde de kayda değer bir fark görülmesine de UGF kullanımı ile elde edilen yöntem kenar ve köşe bölgelerinin görsel algı için daha kaliteli temsil edilmesi açısından aynı yüksek çözünürlük değerlerinde daha iyi performans göstermiştir. Ayrıca, C parametresinin optimal seçimi ile görüntülerdeki bölgeler arası detaylar diğer

yöntemlere göre daha iyi algılanabilmektedir. "C" değerinin azaltılması görsel algıda zayıflamaya (bölgeler arasındaki bütünlüğün kaybedilmesi) neden olmakta, artırılması ise bölgeler arasındaki sınırların belirsizleşmesine yol açmaktadır. Bu nedenle bu parametre için optimal değer "2" olduğu deneysel olarak tespit edilmiştir.

Geliştirilen algoritmanın adaptif olması ve fazla parametreye sahip olmaması hem etkinliğini artırmış hem de kolay kullanımını sağlamıştır. Ayrıca, mevcut algoritmanın işlem süresinin daha kısa olması gerçek zamanlı uygulamalar açısından önem taşımaktadır.

Sayısal karşılaştırma açısından önerilen yöntemde her test görüntüsü için diğer iki algoritmaya göre daha düşük OKH değeri elde edilmiştir. Testte kullanılan üç görüntü için diğer iki yöntem ile elde edilen en düşük hata değeri dikkate alındığında, önerilen



Şekil 5. Test görüntüleri kullanılarak üç farklı algoritma ile elde edilen OKH değerlerinin çubuk grafik şeklinde gösterimi. Altıgen yerleşimli fosfen görüntüsü için hatalar sol kolonda (a, c, e) karesel yerleşimli fosfen görüntüleri için ise sağ kolonda (b, d, f) verilmiştir. Sırayla ilk satır (a,b) 80x120, ikinci satır (c, d) 40x60, üçüncü satır (e, f) 25x40 fosfen haritası çözünürlüğü için grafikler verilmiştir.(Yöntem 1: Düzgün dağılımlı- Yöntem 2: Standart Gauss) (Bar graphic representation of MSE values for three phosphene simulation algorithms by using test images. MSE values of the hexagonal arrangement are presented in the left column (a, c, e) of the image and MSE values of the regular arrangement are presented in the right column (b, d, f) of the image. First row (a, b): error graphs for 80x120 phosphene matrix dimensions. Second row (c, d): error graphs for 40x60 phosphene matrix dimensions. Third row (e, f): error graphs for 25x40 phosphene matrix dimensions. (Proposed method; Method 1: Uniform, Method 2: Standard Gauss))

yöntemde sırasıyla “sokak” görüntüsü için %26, “cadde” görüntüsü için %22 ve “yaya geçidi” görüntüsü için %6,5 düzeyinde daha düşük OKH değerleri elde edilmiştir.

Sonuç olarak, geliştirilen yöntemin, görsel verilerin temsilinde literatürde mevcut olan iki yönteme göre daha doğru sonuçlar ürettiği ve görsel protez sistemlerinin simülasyonu için daha uygun sonuçlar sağladığı söylenebilir. Algoritmanın performansını ölçmek için ortalama karesel hata değeri kullanılması algoritmanın görüntü işleme açısından kalitesini ölçmek için gerekli olup bu kriter hastanın zihninde orijinaline ne kadar yakın bir görüntü oluşturulabildiğinin teorik bir ölçütü olarak düşünülmüştür.

4. SONUÇ (CONCLUSION)

Bu çalışmada, görsel protezlerin simülasyonunda kullanılmak üzere yeni bir fosfen görüntüsü oluşturma algoritması geliştirilmiş ve literatürde sıkça kullanılan diğer fosfen simülasyon yöntemleri ile karşılaştırılmıştır. Geliştirilen algoritmada fosfen noktalarını karakterize eden Gauss dağılımının bant genişliği uyartım genlik fonksiyonu tarafından görsel bilginin içeriğine uygun olacak şekilde adaptif olarak değiştirilmiştir. Bu tanımlama kullanılmak suretiyle, literatürde bu yöntem ile standart Gauss ve düzgün dağılım kullanan yöntemlere göre görsel içeriğin daha güvenilir olarak temsil edilmesi açısından daha yüksek performans elde edilmiştir. Karşılaştırmalı sonuçlardan 80x120 fosfen çözünürlüğü ve altıgen yerleşimli fosfen yapısı için en düşük hata değerlerinin elde edildiği görülmüştür.

Geliştirilen algoritma görsel verilerin implant elektrotlarına gönderilmesi esnasında, içerdiği adaptif uyartım oluşturma mekanizması ile görsel protez sistemleri için farklı bir uyartım geliştirme stratejisinin temelini teşkil etmektedir. Böylece yüksek elektrot sayılı görsel protez sistemleri için görüntü işleme yöntemlerinin geliştirilmesi sürecinde, görsel protez sistemleri ile ilgili verilerin hassas bir şekilde simüle edilmesinin sağlanabileceği düşünülmektedir. Elektrotlar arası etkileşimi azaltarak görsel algı kalitesinin artırılması açısından da bu yöntemde yer alan adaptif yaklaşım önem taşımaktadır.

Günümüz görsel protez sistemleri ile ilgili en büyük problem, mevcut mikro-elektrot teknolojisi ile retina yüzeyinin sinir yoğunluğuna yakın elektrot çözünürlüğünün oluşturulamaması ve bu tür yüksek yoğunluklu bir elektrot matrisi için karmaşık görüntülerin güvenilir bir şekilde işlenmesini sağlayacak bir görüntü işleme algoritmasının henüz geliştirilememiş olmasıdır. Bu kısıtlama aşıldığı takdirde daha detaylı görsel bilgiyi hastaya iletebilecek daha etkin görüntü işleme yöntemleri

geliştirilebilecektir. Bu çalışmada geliştirilen algoritmanın, bu anlamda görsel protez sistemlerinin özellikle retina implant sistemlerine yönelik görüntü işleme algoritmalarının gelişme sürecine katkıda bulunacağı öngörülmektedir.

5. TEŞEKKÜR (ACKNOWLEDGEMENT)

Bu makaledeki çalışmalar 110E077 no’lu TÜBİTAK projesi kapsamında desteklenmektedir.

6. SEMBOLLER (SYMBOLS)

<i>OKH</i>	Ortalama Karesel Hata
<i>MSE</i>	Mean Squared Error
<i>UGF</i>	Uyartım Genlik Fonksiyonu
I_o	Bölütlenmiş görüntüdeki piksel değerleri
I_p	Fosfen görüntüsündeki piksel değerleri
σ	Gauss dağılımının standart sapma değeri
h	Fosfen noktalarının yarıçap değeri (piksel cinsinden)
m	Fosfen noktaları arasındaki merkez uzaklığı (piksel cinsinden)

7. KAYNAKLAR (REFERENCES)

1. Brindley, G.S., Lewin, W.S., “The sensations produced by electrical stimulation of the visual cortex”, **J. Physiol.**, Cilt 196, 479-493, 1968.
2. Boyle, J., Maeder, A., Boles, W. “Static Image Simulation of Electronic Visual Prostheses”. **7th Australian and New Zealand intelligent information systems conference**, Western Australia, 85-88, November 2001.
3. Veraart, C.W., Defalque, M.C., Gérard, B., Vanlierde, A., Delbeke, J., “Pattern recognition with the optic nerve visual prosthesis”, **Artificial Organs**, Cilt 27, No 11, 996-1004, 2003.
4. Cai, S., Fu, L., Zhang, H., Hu, G., Liang, Z., “Prosthetic visual acuity in irregular phosphene arrays under two down-sampling schemes: a simulation study”, **Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology**, China, 5223-5227, September 2005.
5. Chen, S.C., Lovell, N.H., Suaning, G.J., “Effect on prosthetic vision visual acuity by filtering schemes, filter cut-off frequency and phosphene matrix: A virtual reality simulation”, **26th annual international conference of the IEEE EMBS**, San Francisco, 4201-4204, September 2004.
6. Sommerhalder, J., Oueghlani, E., Bagnoud, M., Leonards, U., Safran, A.B., Pelizzone, M., “Simulation of artificial vision: I. Eccentric reading of isolated words, and perceptual learning”, **Vision Research**, Cilt 43, 269-283, 2003.
7. Sommerhalder, J., Rappaz, B., Haller, R., Fornos, A.P., Safran, A.B., Pelizzone, M., “Simulation of artificial vision: II. Eccentric reading of full-page text and the learning of this task”, **Vision**

- Research**, Cilt 44, 1693–1706, 2004.
8. Cha, K., Horch, K., Normann, R., “Simulation of a phosphene-based visual field: Visual acuity in a pixelized vision system”, **Annals of Biomedical Engineering**, Cilt 20, 439-449, 1992.
 9. Cha, K., Horch, K., Normann, R., “Mobility performance with a pixelized vision system”, **Vision Research**, Cilt 32, 1367-1372, 1992.
 10. Cha, K., Horch, K., Normann, R., Boman, D., “Reading speed with a pixelized vision system”, **Journal of the Optical Society of America A: Optics And Image Science**, Cilt 9, 673-677, 1992.
 11. Wang, L., Yang, L., Dagnelie, G., “Virtual way finding using simulated prosthetic vision in gaze-locked viewing”, **Optometry and Vision Science**, Cilt 85 No 11, E1057–E1063, 2008.
 12. Dagnelie, G., Keane, P., Narla, V., Yang, L., Weiland, J. Humayun, M., “Real and virtual mobility performance in simulated prosthetic vision” **Journal of Neural Engineering**, Cilt 4, 92–101, 2007.
 13. Dagnelie, G., Barnett, D., Humayun, M.S., Thompson, R.W., “Paragraph text reading using a pixelized prosthetic vision simulator: parameter dependence and task learning in free-viewing conditions”, **Investigative Ophthalmology & Visual Science**, Cilt 47 No 3, 1241-1250, 2006.
 14. Dobbelle, W.H., Mladejovsky, M.G., Girvin, J.P., “Artificial vision for the blind: electrical stimulation of visual cortex offers hope for a functional prosthesis”, **Science**; Cilt 183, No 123, 440–444, 1974.
 15. Hayes, J.S., Yin, V.T. Piyathaisere, D., Weiland, J.D., Humayun, M.S., Dagnelie, G., “Visually guided performance of simple tasks using simulated prosthetic vision”, **Artificial Organs**, Cilt 27, 1016-1028, 2003.
 16. Thompson, R.W., Barnett, G.D., Humayun, M.S., Dagnelie, G., “Facial recognition using simulated prosthetic pixelised vision”, **Investigative Ophthalmology & Vision Science**, Cilt 44, 5035-5042, 2003.
 17. Chen, S.C., Hallum, L.E., Lovell, N.H., Suaning, G.J., “Visual acuity measurement of prosthetic vision: A virtual-reality simulation study”, **J. Neural Eng.**, Cilt 2, 135–145, 2005.
 18. Chen, S.C., Suaning, G.J., Morley, J.W., Lovell, N.H., “Simulating prosthetic vision: I. Visual models of phosphenes”, **Vision Research**, Cilt 49, 1493–1506, 2009.
 19. Chen, S.C., Suaning, G.J., Morley, J.W., Lovell, N.H., “Simulating prosthetic vision: II. Measuring functional capacity”, **Vision Research**, Cilt 49, 2329–2343, 2009.
 20. Ling, S., Dai, C., Fan, J., Zhao, Y., Chen, P., Ren, Q., Chai, X., “Study of Simulated Phosphene Size Based on Tactile Perception with Three Distributions”, **ICBBE**, Beijing, China, 1-3, 2009.
 21. Buffoni, L.X., Coulombe, J., Sawan, M., “Image processing strategies dedicated to visual cortical stimulators: A survey”, **Artificial Organs**, Cilt 29 No 8, 658–664, 2005.
 22. Gonzalez, R., Woods, R., **Digital Image Processing**, Prentice Hall, 3rd edition, Jan. 2008.
 23. Sonka, M., Hlavac, V., Boyle, R., “Image Processing, Analysis and Machine Vision”, Brooks and Cole Co. USA 1999
 24. Selim, S. Z., Ismail, M. A., “K-Means-Type Algorithms: A Generalized Convergence Theorem and Characterization of Local Optimality”, **IEEE T Pattern Anal**, Cilt 6, 81-87, 1984.
 25. Xi, X., Ji, F., Han, D., Hong, M., Chen, A. “Electrode Interaction in Cochlear Implant Recipients: Comparison of Straight and Contour Electrode Arrays”, **J. Otolaryngol-Head N**, Cilt 71, No 4, 228-237, 2009
 26. Horsager, A., Greenberg, R.J., Fine, I., “Spatiotemporal Interactions in Retinal Prosthesis Subjects”, **Invest Ophthalmol Vis Sci.**, Cilt 51, No 2, 1223-1233, 2010
 27. Nie, K., Stickney, G., Zeng, F., “Encoding Frequency Modulation to Improve Cochlear”, **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Cilt 52, No. 1, 64-73, 2005.