Dinamik ve Statik Hacim Tabanlı Görüntü Oluşturma Algoritmalarının Karşılaştırılması

Comparison of Dynamic and Static Meshgrid Arrays for Image Reconstruction Algorithms

Hüseyin Özgür KAZANCI [1]

[1] Klinik Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Biyomedikal Mühendisliği, Mühendislik Fakültesi
Akdeniz Üniversitesi, 07058, Antalya, TÜRKİYE
ozgurkazanci@akdeniz.edu.tr

Özetçe— ***Lazer kullanılarak yapılan görüntüleme aygıtlarına lazer diffüz optik tomografi (DOT) cihazları denilmektedir. Lazer DOT sistemleri biyomedikal optik görüntüleme sınıfına girmektedir. Belirli bir dalga boyundaki lazer, doku yüzeyinden içeriye doğru gönderilmektedir. Kaynak pozisyonundan gönderilen lazer doku içerisindeki yayılımını tamamlayıp yüzeyden kaçtığı belirli bir detektör mesafesinde fotodiyot ışık şiddeti değeri olarak ölçülmektedir. Ölçülen bu ışık şiddeti değerleri ileri model denklem sisteminde yerine konulmaktadır. Işık ile çalışan tomografi sistemlerindeki ters problem çözüm algoritmalarının uygulanması ile doku altının resmi oluşturulmaktadır. Bu çalışmada da DOT cihazlarının görüntü oluşturma algoritmaları için bulunan yardımcı bir ileri model ağırlık matrisi oluşturma yöntemi anlatılacaktır. DOT cihazları doku yüzeyine lazer kaynağından ışık gönderilmesi ve doku içerisinde yayılıp geri yansıyan ışık fotonlarının, doku yüzeyinden foto algılayıcılar aracılığı ile ölçülmesi ve ölçülen ışık şiddeti değerlerinin de ters problem çözüm algoritmaları ile çözülüp içerideki ışığa duyarlı olan voksellerin görüntülerinin oluşturulması ilkesine göre çalışmaktadır. Çalışılan dalga boyundaki ışığı soğurma ve saçma katsayıları değerlerine bağlı olarak fotonlar doku içerisinde seyahatlerini devam ettirmekte ve gönderilen kaynak pozisyonu ile ölçülen detektör pozisyonları arasında muz benzeri yörüngeler oluşturmaktadır. Fotonların oluşturdukları bu yörüngeler, ileri model ağırlık matrisi fonksiyonlarıdır. Fotonların ileri model ağırlık matrisi fonksiyon katsayıları ile birlikte doku altındaki bu dağılımlarından yararlanılarak kaynak ve detektör pozisyonları arasında ışığın dokuyu taradığı bölgelerin absorplama katsayıları bilinmeyenler olarak kabul edilip doku altının bu bilinmeyen değerleri bulunmaya çalışılmaktadır. Denklem çıkışı olarak da inklüzyonlu bölge ölçümleri ile inklüzyonsuz bölge ölçümleri arasında matematiksel bölme oranı kullanılmaktadır. Bu çalışmada 10x10x20 (x, y, z) birim, 3 cmx3 cmx2 cm uzunluklarındaki simülatif bir doku örneğinin içerisine konulan inklüzyon parçacığının tek boyutlu olarak derinlik eksenindeki görüntülenmesinin statik ve dinamik hacim yapıları kullanılarak gerçekleştirilmesi anlatılmaktadır.***

Anahtar Kelimeler *— Diffüz Optik Tomografi (DOT), statik hacim, dinamik hacim.*

Abstract— Laser diffuse optical tomography devices are biomedical optic tomography systems which are using laser light source. Specific wavelength laser light is sent inside the sub-tissue. Back-reflected laser light is acquired from some detector distance away from source position as photo-current by photo-detectors. Measured photo-current intensity is substituted inside the forward-model. Inverse problem solution algorithms are applied to solve forward-model equation system. Then sub-tissue images are reconstructed, eventually. In this work, one novel auxiliary forward model weight matrix generation method is proposed. DOT devices are running based on the illuminating the laser source light on tissue surface, then acquiring back-reflected light from tissue-surface from some detector distance, then using these measured light intensities inside the inverse problem solution algorithms and eventually calculating unknown absorption differences over background and putting them inside the image reconstruction protocols. Photons are migrating inside the sub-tissue according to chromophores' s light absorption and scattering coefficients. Photons are scattered and absorbed then drawing some trajectories between source and detector positions. These trajectories are usually banana-like trajectories. These trajectories are forward model transfer function coefficients. Forward model equation outputs are perturbation data which is division of consecutive measurements with inclusion and without inclusion. In this work 10x10x20 (x, y, z) unit, 3 cmx3 cmx2 cm unit lengths simulative tissue sample has been created to test forward model static and dynamic volume structures.

Keywords *— Diffuse Optical Tomography (DOT), static voxel, dynamic voxel .*

I. GİRİŞ

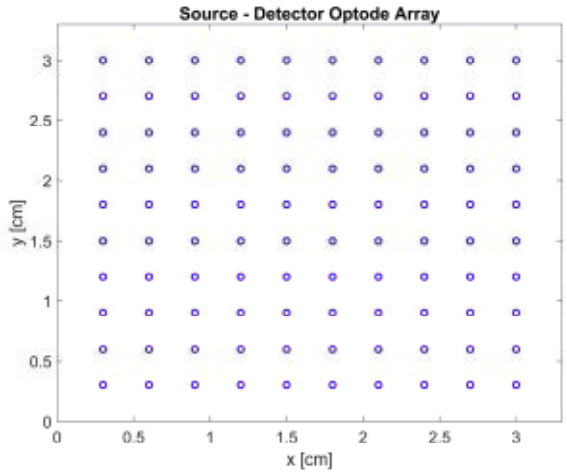
Diffüz Optik Tomografi (DOT) cihazları ışık kaynağı ve ışığı sezen fotoalgılayıcılardan oluşan biyomedikal optik görüntüleme sistemleridir. Belirli bir ışık dalga boyuna duyarlı kromoformları görüntüleyebilmek için doku veya doku benzeri fantomun yüzeyinden ilgili kromoforma duyarlı olan dalga boyundaki lazer ışığı dokunun içerisine doğru gönderilir. Doku içerisindeki hücre organelleri ve hücre zarlarından saçılarak ve absorplanarak bir foton bulutu kümesi oluşur ve detektör pozisyonundaki foto-algılayıcılar aracılığı ile ışık şiddetleri değeri olarak ölçülür. Foto-algılayıcılar tarafından ölçülen ışık şiddeti değerleri sistemin lineerleştirilmiş denkleminin çıkışıdır. Kaynak ve detektör pozisyonları arasındaki voksellerin içerisindeki toplanan foton dağılımı olasılıkları ise fotonların meydana getirdiği muz benzeri yörüngelerdir

978-1-5386-0633-9/17/$31.00 ©2017 IEEE

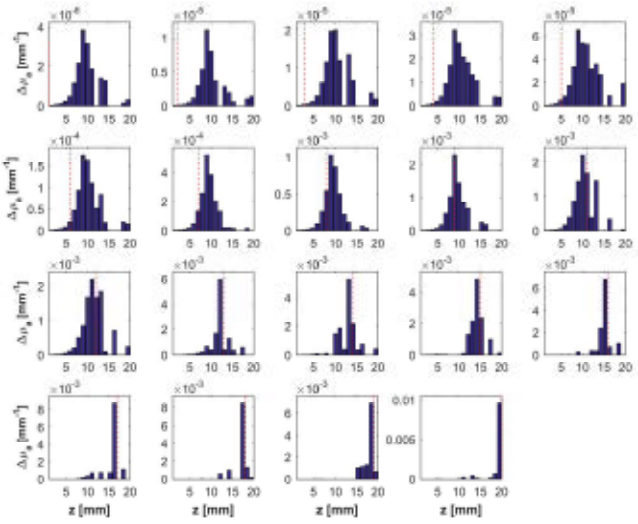
ve bu da ileri model ağırlık matrisi olarak anılmaktadır [1-4]. Bu çalışmada simülatif olarak oluşturulmuş bir görüntüleme hacminin hem statik hem de dinamik iki farklı ileri model ağırlık matrisi katsayılarının kullanılarak ters problem çözüm yöntemlerinin uygulanması yer almaktadır. 0-2 cm aralığındaki farklı derinliklere konulan inklüzyon parçacıkları görüntülenmeye çalışılmıştır.

II. YÖNTEM

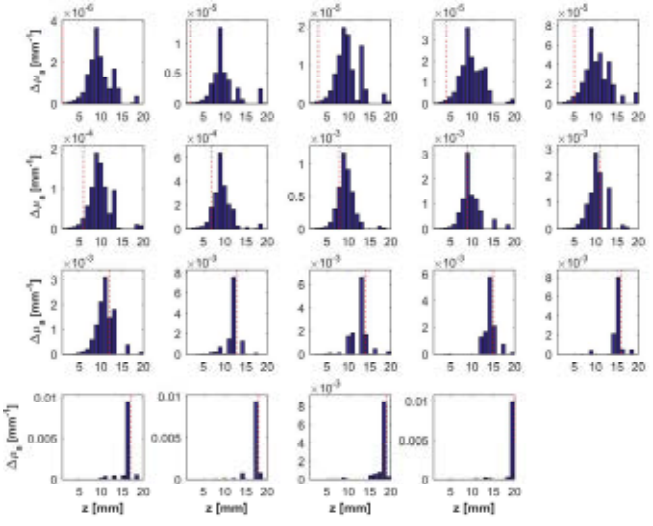
Çalışmada 10x10x20 (x, y, z) birim ebatlarındaki 3 cm x 3 cm x 2 cm uzunluklarındaki simülatif bir doku örneğinin içerisine 0-20 mm derinlik aralığında sırasıyla 1 mm derinlik adım aralıkları ile μ_{a0} = 0.01 [mm^{-1}] absorpsiyon katsayısı değeri olan inklüzyon konulmuştur. Kaynak-detektör geometrisi olarak 100 kaynak ve 100 detektör Şekil 1' de görüldüğü gibi kaynak ve detektörler xy ekseninde birbirlerinin üzerine gelip örtecek şekilde yerleştirilmiştir. Arka plan absorpsiyon ve saçılma katsayısı değerleri sırasıyla μ_{a0} = 0.1 [mm^{-1}], μ_{s0}' = 8 [mm^{-1}] ve anizotropi katsayısı değeri g = 0.9 olarak seçildi. Kaynak ve detektörlerin arasında kalan üç boyutlu doku görüntüleme hacmindeki foton akı dağılımları [1]' de anlatıldığı gibi ışık-doku etkileşimleri için Monte Carlo (MC) simülasyonu koşturularak elde edildi. Elde edilen foton akısı dağılımları kaynak-detektör arasındaki üç boyutlu uzaya taşınıp ara değerler elde edilip çarpıldı ve muz benzeri yörüngeler olan ileri model transfer fonksiyonu katsayıları bu sayede elde edildi. İleri model ağırlık matrisi fonksiyon katsayılarının elde edilmesi ve lineerleştirilmiş denklem sisteminin oluşturulması [2]' de anlatılmaktadır. Lineer olmayan nükleer radyatif-transfer eşitliği, Rytov ya da Born diffüzyon yaklaşımı denklemlerine 1. dereceden Taylor indirgemesi yapılmaktadır. Lineerleştirilmiş denklem sistemi ile oluşturulan sistem daha sonra ters problem çözüm algoritmalarında herhangibir tanesi uygulanarak çözülmektedir. Çözülen denklem sisteminin çözüm uzayı görüntülenmek istenen doku uzayının içerisindeki kana duyarlı olan voksellerin kümesidir. Doku içerisine bu çalışmada 800 nm dalga boyundaki lazer ışığı gönderildiği için bu dalga boyundaki duyarlılığın fazla olduğu kromoformlar kan hücreleridir. Oksi-hemoglobin ve deoksi-hemoglobin molekülleri görüntülenmek istenen kroformlardır. Diffüz Optik Tomografi (DOT) sistemleri için kullanılan önemli ters problem çözüm algoritmaları [5], [6]' da anlatılmaktadır. Regülarizasyon çözüm yöntemleri bu yöntemlerden bir tanesidir. Regülarizasyon çözüm yöntemleri içerisinde en popüler olan yöntem Tikhonov-Morozov çözüm yöntemidir. Bu çalışmada Tikhonov yöntemi kullanılarak ters problem çözülmüş ve z derinlik ekseninde inklüzyonların bulundukları derinlikler ve absorpsiyon katsayıları çizdirilmiştir. Çalışmanın içeriği görüntüleri oluşturmakla beraber aynı zamanda da hacim olarak dinamik voksel yerleşiminin kullanılması ve bu yöntemin kullanılagelen geleneksel statik hacim yerleşimine göre olan farklılığını ve üstünlüğünü gösterebilmektir.



Şekil 1. Kaynak – detektör yerleşimi.



Şekil 2. Statik hacim yerleşimi ile elde edilen derinlik değerleri.



Şekil 3. Dinamik hacim yerleşimi ile elde edilen derinlik değerleri.

III. SONUÇLAR

Hem statik hem de dinamik hacim yerleşimi kullanılarak elde edilen derinlik bilgileri Şekil 2 ve Şekil 3' de gösterilmektedir. Düşey eksen Δμa absorpsiyon katsayısı farklarını, yatay eksen ise içeriye koyulan inklüzyon için her 1 mm derinliği göstermektedir. 20 mm derinliğe kadar parçacık, doku modeli içerisine koyuldu. Kırmızı kesikli çizgiler inklüzyonun koyulduğu gerçek derinliği, mavi barlar ise ters problem çözüm algoritmaları neticesinde oluşturulan görüntünün derinliğini temsil etmektedir. Bu çalışma hacimsel olarak statik ve dinamik modellemelerin birbirleri ile karşılaştırılmasını içerdiği için üç boyutlu görüntüler oluşturulmamıştır. Statik ve dinamik hacim yerleşim yöntemleri kullanılarak elde edilen derinlik değerleri ve inklüzyonun gerçek derinlik yerleşimi Şekil 2 ve Şekil 3' de görülmektedir. Bu şekiller birbirlerine çok benzemekle birlikte dikkatle incelenecek olunursa farklar anlaşılmaktadır. Yapılan çalışmada dinamik hacim yöntemi kullanıldığında gürültünün daha az olduğu tespit edilmiştir. Şekil 2 ve Şekil 3 dikkatlice incelendiğinde görülmektedir ki dinamik yöntem ile elde edilen derinlik değerlerinidaha keskindir ve etrafındaki gürültülü derinlik değerleri daha zayıftır. Bu da dinamik görüntüleme yönteminin daha başarılı olduğunu göstermektedir. Bu çalışma ileride yapılacak benzer DOT görüntüleme çalışmalarında dinamik hacim görüntüleme yönteminin kullanılacağı sonucunu vermiştir.



IEEE COPYRIGHT AND CONSENT FORM

To ensure uniformity of treatment among all contributors, other forms may not be substituted for this form, nor may any wording of the form be changed. This form is intended for original material submitted to the IEEE and must accompany any such material in order to be published by the IEEE. Please read the form carefully and keep a copy for your files.

TITLE OF PAPER/ARTICLE/REPORT, INCLUDING ALL CONTENT IN ANY FORM, FORMAT, OR MEDIA (hereinafter, "the Work"):
*Comparison of Dynamic and Static Meshgrid Arrays For Image Reconstruction Algorithms

COMPLETE LIST OF AUTHORS:
Hüseyin Özgür KAZANCI

IEEE PUBLICATION TITLE (Journal, Magazine, Conference, Book): 2017 Medical Technologies National Conference (TIPTEKNO)

COPYRIGHT TRANSFER

1. The undersigned hereby assigns to The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Incorporated (the "IEEE") all rights under copyright that may exist in and to: (a) the above Work, including any revised or expanded derivative works submitted to the IEEE by the undersigned based on the Work; and (b) any associated written or multimedia components or other enhancements accompanying the Work.

CONSENT AND RELEASE

2. In the event the undersigned makes a presentation based upon the Work at a conference hosted or sponsored in whole or in part by the IEEE, the undersigned, in consideration for his/her participation in the conference, hereby grants the IEEE the unlimited, worldwide, irrevocable permission to use, distribute, publish, license, exhibit, record, digitize, broadcast, reproduce and archive, in any format or medium, whether now known or hereafter developed: (a) his/her presentation and comments at the conference; (b) any written materials or multimedia files used in connection with his/her presentation; and (c) any recorded interviews of him/her (collectively, the "Presentation"). The permission granted includes the transcription and reproduction of the Presentation for inclusion in products sold or distributed by IEEE and live or recorded broadcast of the Presentation during or after the conference.

3. In connection with the permission granted in Section 2, the undersigned hereby grants IEEE the unlimited, worldwide, irrevocable right to use his/her name, picture, likeness, voice and biographical information as part of the advertisement, distribution and sale of products incorporating the Work or Presentation, and releases IEEE from any claim based on right of privacy or publicity.

4. The undersigned hereby warrants that the Work and Presentation (collectively, the "Materials") are original and that he/she is the author of the Materials. To the extent the Materials incorporate text passages, figures, data or other material from the works of others, the undersigned has obtained any necessary permissions. Where necessary, the undersigned has obtained all third party permissions and consents to grant the license above and has provided copies of such permissions and consents to IEEE.

☐ Please check this box if you do not wish to have videotaped recordings made of your conference presentation.

See reverse side for Retained Rights/Terms and Conditions, and Author Responsibilities.

GENERAL TERMS

- The undersigned represents that he/she has the power and authority to make and execute this assignment.
- The undersigned agrees to indemnify and hold harmless the IEEE from any damage or expense that may arise in the event of a breach of any of the warranties set forth above.
- In the event the above work is not accepted and published by the IEEE or is withdrawn by the author(s) before acceptance by the IEEE, the foregoing copyright transfer shall become null and void and all materials embodying the Work submitted to the IEEE will be destroyed.
- For jointly authored Works, all joint authors should sign, or one of the authors should sign as authorized agent for the others.

Hüseyin Özgür KAZANCI — 09.11.2017
Author/Authorized Agent for Joint Authors — Date

U.S. GOVERNMENT EMPLOYEE CERTIFICATION (WHERE APPLICABLE)

This will certify that all authors of the Work are U.S. government employees and prepared the Work on a subject within the scope of their official duties. As such, the Work is not subject to U.S. copyright protection.

(a) _____ _____
Authorized Signature — Date

(Author who are U.S. government employees should also sign signature line (1) above to enable the IEEE to claim and protect its copyright in international jurisdictions.)

CROWN COPYRIGHT CERTIFICATION (WHERE APPLICABLE)

This will certify that all authors of the Work are employees of the British or British Commonwealth Government and prepared the Work in connection with their official duties. As such, the Work is subject to Crown Copyright and is not assigned to the IEEE as set forth in the first sentence of the Copyright Transfer Section above. The undersigned acknowledges, however, that the IEEE has the right to publish, distribute and reprint the Work in all forms and media.

(a) _____ _____
Authorized Signature — Date

(Authors who are British or British Commonwealth Government employees should also sign line (1) above to indicate their acceptance of all terms other than the copyright clause.)

rev. 8/2/15

Kaynakça

[1] Jacques, S.L. ve Kazanci, H.O., "Diffuse Light Tomography to Detect Blood Vessels Using Tikhonov Regularization," *Conference: Saratov Fall Meeting 2015 International Symposium optics and Bio-photonics III*, Saratov, RUSSIA, 2015.

[2] Wang L.V., Wu H. Biomedical Optics: Principles and Imaging. New Jersey, Wiley, 2007.

[3] Bo, B., Bo H., Weimin H., Jinping T. ve Li L., "Image Reconstruction for Diffuse Optical Tomography Based on Radiative Transfer Equation," *Comput. Math. Methods & Med.*, 286161, v.2015:286161, 2015.

[4] Dehghani H., Srinivasan S., Pogue B.W. ve Gibson A., "Numerical modelling and image reconstruction in diffuse optical tomography," *Philos Transact A Math. Phys. Eng. Sci.*, 367(1900): 3073–3093, 2009.

[5] Hiltunen P., "Regularization methods for diffuse optical tomography," Aalto University publication series Doctoral dissertations, 2011.

[6] Gaudette R.J., Brooks D.H., DiMarzio C.A., Kilmer M.E., Miller E.L., Gaudette T. ve Boas D.A., "A comparison study of linear reconstruction techniques for diffuse optical tomographic imaging of absorption coefficient," *Phys. Med. Biol.*, 45(4):1051-70, 2000.