

Dokunmadan Çalışan Klinik Beyin Lazer Tomografi Cihazı Tasarımı

Designing Intact Clinical Head Laser Tomography System

Hüseyin Özgür KAZANCI¹

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

Özetçe

Beyin içinde travmaya dayalı olarak ya da tümör sebebiyle meydana gelen kanlanmanın oluştuğu yeri belirleyebilmek için kanlanmanın meydana geldiği voksellerin belirlenebilmesi gerekmektedir. Kanlanmanın oluştuğu vokseller heterojen bir oluşumun homojen arka plana göre olan farkını yani pertürbasyonu ifade etmektedir. Pertürbasyona sebebiyet veren voksellerin belirlenmesi amacıyla lazer kaynak ve detektörler silindirik halka yapıya benzer bir şeklin sınır bölgelerine yerleştirildi. Bu ön çalışmada bilgisayar ortamında Monte Carlo (MC) simülasyonları beyin beyaz ve gri cevherleri için çalıştırılarak homojen doku için foton akı dağılımı oluşturuldu ve ileri model ağırlık matrisi fonksiyonları meydana getirildi. Bu simülasyon çalışmasının amacı cihaz için gerekli olan kaynak-detektör yerleşimlerinin ve geometrik konfigürasyonunun en doğru şekilde tespit edilebilmesidir. Bu amaçla üretilen halka modellenmiş Diffüz Optik Tomografi (DOT) görüntüleme yöntemi araştırmacıları tarafından kullanılmaktadır. Kaynak ve detektör pozisyonlarında ve iletim hatlarında fiber optik kablolar kullanılmaktadır. Kaynak ve detektörlerin yerleşimleri geri yansıma veya geçirgenlik geometrisine bağlı olarak değişmektedir. Bu çalışmada kullanılan kaynak-detektör yerleşim geometrisi halka modellenmiş olarak tasarlandı ve kaynaklar kafanın sağ tarafına 6 adet ve sol tarafına 6 adet olacak şekilde yerleştirildi. Ayrıca 11 adet detektör kafanın alın hizasına gelecek şekilde yerleştirildi. Görüntülenmek istenen bölge 25x25x3 (x, y ve z eksenlerine) şekilde eşit hacimli voksellere yani küçük küplere ayrıldı. Hazırlanan dokunmadan çalışan klinik tomografi cihazı ön çalışma ölçümlerinde sonuçlar elde edildi.

Anahtar Kelimeler — Monte Carlo (MC) simülasyonları; Diffüz Optik Tomografi (DOT).

Abstract

Detection bloody voxels inside the white or gray matter of brain tissue is necessary to figure out where the tumor or where the functional bloody problem in head. This technique

works by detecting light through the head and capturing the dynamic changes in the colours of the brain tissue. We have developed a novel model which consists of the structure of back-reflected and mix of transmission geometric model of diffuse optical tomography (DOT) for brain imaging. Monte Carlo (MC) simulation have been run for white and gray matter of brain. The commercially used systems generally designed as ring-shaped geometry for breast image reconstruction and recovery of tissue absorption differences detection over homogenous media. The sources and detectors are arranged in ring-shaped geometry on the surface. The sources illuminate outward from surface of the organs and the detectors collect the diffused light from the same surface. Depend on the source-detector matchup positions geometry can be accepted as back reflected or transmission through. Sources are on the both sides of the human head model and detectors are on the forehead. For the simplicity of the problem 3 simple z layers have been considered. In developed system, we have used totally 25x25x3 voxels in x, y and z axis, respectively. There is totally 12 sources (designed as 6 sources on the right and 6 sources on the left side of the head model) and 11 detectors. The preliminary results of developed system is in good accuracy.

Keywords — Monte Carlo (MC) simulations; Diffuse Optic Tomography (DOT).

1. Giriş

Sürekli Dalga Diffüz Optik Tomografi (DOT) görüntüleme yöntemi içerdiği kaynak (N_s) ve detektör (N_d) sayısı ile toplamda $N_{sd} = N_s \times N_d$ adet kaynak-detektör ölçüm verisine sahiptir. Görüntülenecek olan bölgenin ayrıntılı bir şekilde incelenebilmesi için kaynak ve detektör eşleşmesi sayısının çok olması gerekir. Bu eşleşmelerin çok olması doku içerisinde meydana gelen muz benzeri yörünge kesişimlerini artırır. DOT görüntüleme yöntemleri zamandan bağımsız sürekli dalga diffüzyon eşitliğinin çözümlenmesini gerektirmektedir. Zamandan bağımsız sürekli dalga diffüzyon eşitliği radyatif transfer eşitliği (RTE) olarak da bilinen eşitliğin foton transferine uyarlanması ile elde edilmektedir.

Tıbbi Cihaz Tasarımı 4

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

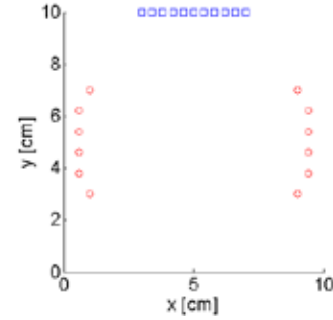
Bu eşitlik foton-doku etkileşimleri için basitleştirilmiştir ve daha sonra diffüzyon yaklaşımına uyarlanmıştır. Rytov ve Born yaklaşımları olmak üzere iki çeşit diffüzyon yaklaşımı vardır. Diffüzyon eşitliğine uyarlanmasına rağmen foton akı dağılımını veren denklem hala non-lineerdir ve bu haliyle çözülmesi zaman alıcı ve yorucudur. Bu sebepten dolayı bu denklem lineer olacak şekilde düzenlendi. Rytov ya da Born yaklaşımlarının Taylor açılımları, Taylor açılımlarının birinci terimleri kullanılarak yazıldı. Böylece denklem sistemi lineerleştirilmiş oldu. Lineer hale getirilen denklem sistemi $y = Ax$ formunda olup bilgisayar programları aracılığı ile çözülmesi daha kolay olmaktadır. Buradaki y deneysel olarak ölçülen pertürbasyon verilerini ifade etmektedir. Pertürbasyon verisi kanlı voksellerin bulunduğu heterojen deneysel verinin daha homojen ve dengeli durumda bulunan homojen deney verisine oranıdır. Denklemde bulunan ağırlık matrisi (A) ağırlık fonksiyonlarından oluşur. Ağırlık matrisi kare matris olmayabilir ve ağırlık matrisinin satır elemanları sayısı kaynak-detektör eşleşmeleri sayısı yani denklem sayısı kadardır. A ağırlık matrisinin sütun eleman sayısı ise bilinmeyenler (x) kadardır. Her bir bilinmeyen her bir vokselin pertürbe olmuş halindeki soğurma katsayısı değerinin homojen olan halinden farkı kadardır. Denklem sistemi $y = Ax$, ileri model olarak bilinmektedir. Amaç bu denklem sistemindeki x bilinmeyenlerini yani pertürbe soğurma farklarını elde edebilmektir.

İleri model oluşturulduktan sonra x bilinmeyenlerini bulabilmek için bu denklemin geriye doğru çözülmesi gerekmektedir. Bunun için ters problem çözüm algoritmaları uygulanmaktadır. Ters problem çözüm algoritmaları da genel olarak üç gruba ayrılabilir. Matematik biliminin bir alt birimi olan ters problem alt bilimi bu algoritmalar ile ilgilenebilir. İlk grup en meşhurları "Algebraic Reconstruction Technique" (ART) ve "Simultaneous Iterative Reconstruction Technique" (SIRT) olarak bilinen cebirsel yaklaşım çözüm yöntemleridir. Bu yöntemde başlangıç çözüm varsayımı kullanılır ve teker teker denklemlere ya da toplu halde tüm denklemlere aynı anda bakılarak yani hatalar her iterasyonda takip edilerek çözüm bulunmaya çalışılır. İkinci yöntem ana başlık olarak düzenleme ya da regülarizasyon yöntemidir. Bu yöntemde ağırlık matrisinin diyagonal elemanlarına bir katsayı eklenerek ağırlık matrisi hastalıklı durumdan çıkartılmaya çalışılır. Ağırlık matrisi hastalıklıdır; çünkü ölçüm verisinde artefakt olarak adlandırılan elektriksel ve biyolojik gürültüler bulunmaktadır ve çeşitli yöntemler ile bu gürültüler azaltılmaya çalışılır. En meşhur düzenleme yöntemi Tikhonov-Morozov tutarsızlık yöntemidir. Üçüncü ve son yöntem ise alt uzay yöntemidir ve alt uzay yöntemleri "Krylov alt uzayları" olarak da bilinmektedir. Bunlar içerisinde en önemlileri "Singular Value Decomposition" (SVD), "Truncated Singular Value Decomposition" (TSVD), "Conjugated Gradient" (CG) ve "Truncated Conjugated Gradient" (TCG) yöntemleri sayılabilir. Bu çalışmada CG algoritması kullanılarak sürekli dalga DOT sistemi kullanarak insan kafasının içini görüntülemek için bir yöntem geliştirilmiştir. Bunu yapabilmek için 800 nm dalga boyunda yakın kızıl ötesi lazer kullanılarak (bu dalga boyu değeri izobastik noktadır burada hem temiz hem de kirli kan soğurma katsayıları birbirine eşittir) bu dalga boyuna duyarlı soğurma katsayısı farkı değerleri görüntülenmek istenen doku uzayına yerleştirilerek görüntüler oluşturulmuştur.

2. Yöntem**2.1. Deney Sistem Kurulumu**

50 mW güce sahip olan 12 yarıiletken lazer kaynak ve 11 yarıiletken fotodiyot Şekil 1.' de görüldüğü gibi simülasyon ortamına yerleştirildi. Kaynaklar kafanın hem sağına hem de soluna gelecek şekilde yerleştirildi ve toplamda $12 \times 11 = 132$ adet kaynak-detektör eşleşmesi elde edildi. Böylece $N_{sd} = 132$ adet ölçüm verisinin oluşturulması sağlandı. Geri yansıma geometrisinden kaçan foton akı yoğunluğu $R(i)$ olarak gösterildi. Burada geri yansıma geometrisinden kaçan foton akı yoğunluğunu $R(i)$ [cm^{-2}], $i=[1:N_{sd}]$ ve $x_s(i)$, $y_s(i)$, $x_d(i)$, $y_d(i)$, kaynak ve detektör xy koordinatlarını göstermektedir. Kaynak-detektör mesafeleri:

$$r(i) = \sqrt{(x_s(i) - x_d(i))^2 + (y_s(i) - y_d(i))^2} \quad (1)$$



Şekil 1: Tasarlanan cihaza ait 10 cm x 10 cm x 2 cm ebatlarında 12 kaynak ve 11 detektörden oluşan yerleşimi düzeni.

Kaynak-detektör yerleşim düzeni detaylı olarak Şekil 1.' de gösterilmektedir.

2.2. Homojen Doku Optiksel Özellikleri

Homojen doku optiksel özellikleri soğurma katsayısı μ_{a0} ve indirgenmiş saçılma katsayısı μ_{s0}' dir. Kaynak ve detektör arasındaki mesafe, $r(i)$ ile gösterilecek ve ölçümler $R(i)$ en küçük kareler yöntemine göre transport teorisi fonksiyonuna göre hesaplandı. Burada $\text{getRr}()$ parametresi,

$$\text{tahmini } pR(i) = \text{getRr}(\mu_{a0}, \mu_{s0}', r(i), n)$$

n doku yüzeyindeki kırılma indisini göstermektedir. Burada uygulama için fiber optik kablonun havaya olan oranı 1.4/1.0 olarak seçildi. Transport teorisi fonksiyonu teorik fizik hesaplarına göre zamandan bağımsız diffüzyon denklemi yardımı ile MC simülasyonları foton akı dağılımlarına göre elde edildi. Şekil 2.' de üzerinde çalışılan beyin dokusu için MC simülasyonuna göre belirli bir noktasal konumdan doku içerisine doğru ilerleyen ışınların meydana getirdiği foton akısı dağılımı gösterildi. MC programı MCML yardımıyla bu görüntüler elde edildi.

Normal şartlar altında deneysel ortamda en küçük kareler yöntemi kullanılarak MC simülasyonu yardımı ile dokunun μ_{a0} soğurma ve μ_{s0}' indirgenmiş saçılma katsayısı değerleri, bilgisayar programı yardımıyla bulunacak olan $pR(i)$ teorik değeri deneysel $R(i)$ değerini bulana kadar iterasyon yapılır ve böylelikle yaklaşık olarak doku optik özellikleri elde edilmiş

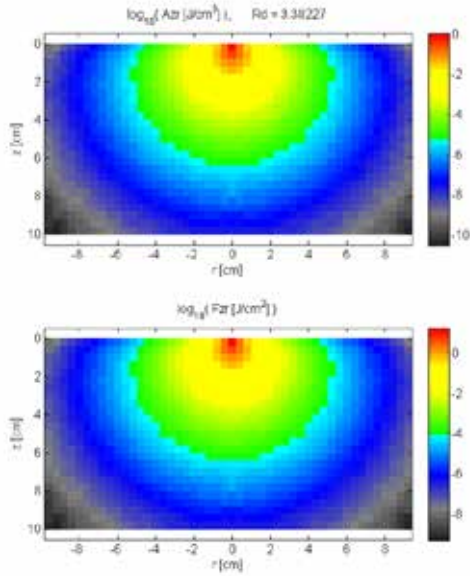
Tıbbi Cihaz Tasarımı 4

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

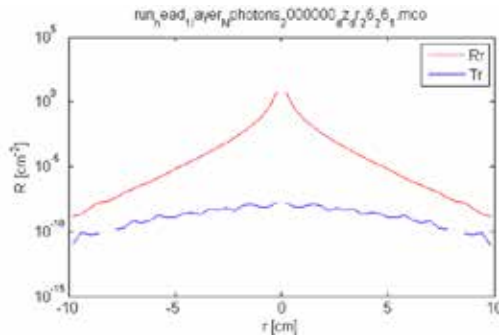
olur. Deneysel verilerin kullanılmadığı bu çalışmada doku optik özellikleri

- $\mu_{a0} = 0.06 \text{ [cm}^{-1}\text{]}$
- $\mu_{s0} = 109 \text{ [cm}^{-1}\text{]}$
- $g = 0.90$
- $\mu_{s0}' = 17.1 \text{ [cm}^{-1}\text{]}$

Normal şartlar altında deneysel ölçüm verileri kullanılarak R(i) değerleri kaynak-detektör mesafelerine bağlı olarak analiz edildi ve teorik olarak tahmin edilen doku optik değerleri bulundu.



Şekil 2: Doku içerisindeki Monte Carlo (MC) simülasyonu 1 ik transport enerjisi (A) doku içi foton akısı oranı, ϕ [W/cm² cm² baına yüklenen W güç] (B).



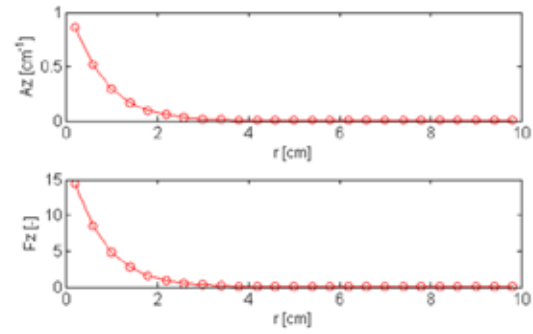
Şekil 3: Diffüz yansıma ve iletim.

Doku optik özellikleri tahmin edildikten sonra bu değerler kullanılarak homojen doku içerisindeki foton akı yoğunluğu dağılımları oluşturuldu. Benzer şekilde doku yüzeyinde ölçülen Φ_0 foton akısı dağılımı ve mesafeye bağlı olarak değişen $\Phi(i)$ foton akısı dağılımı değeri de benzer şekilde bulunmaktadır. Böylelikle kan tipine bakmaksızın taranan bölge görüntülenebilecektir. Bu çalışmada görüntülenmek istenen bölge xy eksenini için 10 cm olarak düşünüldü ve 25' er

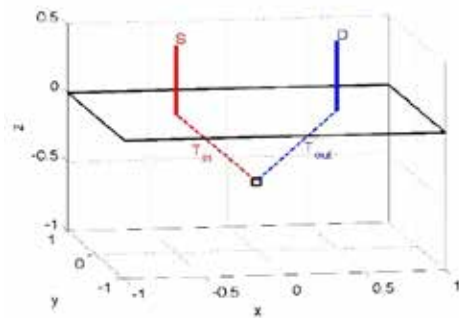
voksele ayrıldı. Z eksenini ise 1.2 cm olarak düşünüldü ve 3 voksel katmanına ayrıldı. Her bir vokselin xy eksenini ebatları $w = 10 / 25 = 0.4$, ve z eksenini ebatları $1.2/3 = 0.4 \text{ cm/voksel}$ dir. Voksellerin hacimleri bu durumda $w^3 = 64 \times 10^{-3} \text{ cm}^3$ dür. Kaynak fiberden voksele kadar olan ışık transferi x, y ve z eksenini boyunca T_{in} [cm⁻²] ve x, y ve z pozisyonundaki vokselde detektör fibere kadar olan ışık transportu T_{out} [cm⁻²] ile gösterilmektedir. İlgilenilen vokselin bulunmak istenen soğurma katsayısı artışı $\Delta\mu_a$ [cm⁻¹] ile gösterilmektedir. İlgili vokseldeki soğurma katsayısı farkından kaynaklanan pertürbasyon miktarı $-T_{in}T_{out} \Delta\mu_a V$ [cm⁻²] dir. Yüzeiden ölçülen foton akısı flaksı şu şekilde ifade edilir:

$$\Phi = \Phi_0 - T_{in}T_{out} \Delta\mu_a V \quad (2)$$

burada $T_{in}T_{out}$, her bir vokselin pertürbasyona olan katkısını ifade etmektedir. Şekil 5.' de bir kaynak-detektör eşleşmesi için $T_{in}T_{out}$ [cm⁻⁴] ağırlık matrisini görülmektedir.



Şekil 4: Uzaklığa bağlı olarak değişen Az Fz değerleri.



Şekil 5: Kaynaktan voksele, vokselde detektöre ışık transferi.

Görüntülenmek istenen hacim, x eksenini boyunca N_x adet, y eksenini boyunca N_y adet ve z eksenini boyunca N_z adet katmana bölünmüştür. Bu çalışmada, $N_x = 25$, $N_y = 25$, $N_z = 3$ olarak seçildi ve toplamda $N_v = N_x * N_y * N_z = 1875$ voksel oluşturuldu. Ters problem çözümü MATLAB™ programını yardımıyla CG algoritması ile 4.35 GHz işlemcisi olan bir bilgisayarda 3.5 saniye sürdü. Bilinmeyen voksel sayısı 1875 değerinin üzerine çıkar ise, bu durumda matris çözümü için gerekli olan süre de uzamaktadır. Şekil 5.' de görülen ışık transportu tüm N_{sd} kaynak-detektör eşleşmesi için yapıldı ve $T_{in}T_{out}$ ağırlık

Tıbbi Cihaz Tasarımı 4

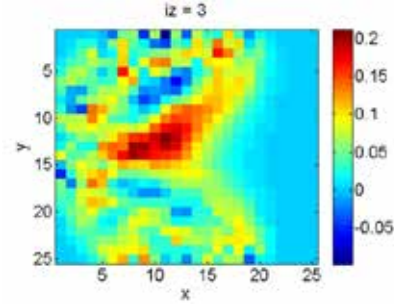
2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

matrisi katsayısı değerleri $T_{in}T_{out}(j,k)$, $j=1:N_{sd}$, $k=1:N_v$ program döngülerine göre elde edildi. $\Delta\Phi=\Phi-\Phi_0$ pertürbasyonu göstermektedir. Burada MC simülasyon verilerinden elde edilen $M = T_{in}T_{out}V$ (N_{sd} satır sayısında, N_v sütun sayısında elemanı olan ağırlık matrisini), $\Delta\mu_a$ (N_v sütun sayısında), bulunmak istenen bilinmeyenleri göstermektedir. CG ters problem çözüm algoritması genel ifadesiyle aşağıda verilmiştir.

```

bp = wteğTpert; Yt = pert; d = bp; r = bp;  $\delta = \mathbf{r}^T * \mathbf{r}$ ;  $\delta_0 = \delta$ ;
for m = 1 : Niter
    wd = wteğ d;
    q = wteğTwd;
     $\alpha = \delta / (\mathbf{d}^T \mathbf{q})$ ;
    px = px +  $\alpha \mathbf{d}$ ;
    r = r -  $\alpha \mathbf{q}$ ;
     $\delta_0 = \delta$ ;
     $\delta = \mathbf{r}^T \mathbf{r}$ ;
    d = r +  $(\delta / \delta_0) \mathbf{d}$ ;
Y = wteğ px;
end

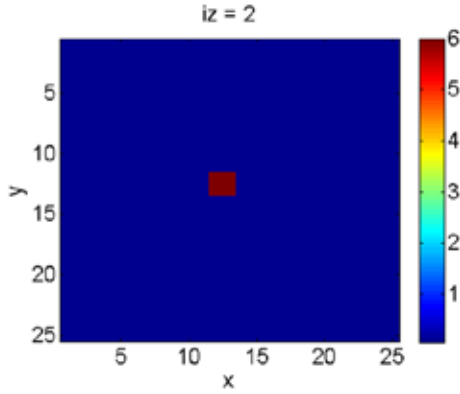
```



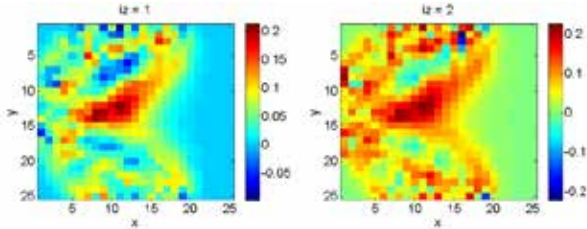
Şekil 8: 6000 iterasyonda CG algoritması ile oluşturulan tümörün kuşbakışı görüntüsü 3. z derinlik katmanı.

Burada cihaz için gerekli olan kaynak-detektör yerleşimleri ve konfigürasyon en doğru şekilde nasıl tespit edilebilir bunun ön çalışması yapıldı. Kaynak ve detektörlerin yerleşimleri geri yansıma veya geçirgenlik geometrisine bağlı olarak değişmektedir. Bu çalışmada kullanılan kaynak-detektör yerleşim geometrisi halka modelli olup 12 kaynak 11 detektörden oluşmaktadır. Görüntülenmek istenen bölge 25x25x3 (x, y ve z eksenlerine) boyutlarında eşit hacimli voksellere ayrılarak hazırlanan dokunmadan çalışan klinik DOT tomografi cihazı ile ölçümler alındı ve ön çalışma görüntülerinde iyi sonuçlar elde edildi.

3. Sonuçlar



Şekil 6: Kuşbakışı tümörün gerçek yeri.



Şekil 7: 6000 iterasyonda CG algoritması ile oluşturulan tümörün kuşbakışı görüntüsü (a) 1. (b) 2. z derinlik katmanı.

4. Kaynakça

- [1] Kazancı, H.O., Mercan, T. ve Canpolat, M., "Design and evaluation of a reflectance diffuse optical tomography system", *Optical and Quantum Electronics*, 47(2), 257-265, 2014.
- [2] Kazancı, H.O. ve Canpolat, M., "Mathematical method for diffuse optical tomography imaging: A Research Study", *El-Cezeri Journal of Science and Engineering*, 1(3), 40-48, 2014.
- [3] Kazancı, H.O. ve Canpolat, M., "Depth Normalization Algorithm for Continuous Wave Reflectance Diffuse Optical Tomography System," *El-Cezeri Journal of Science and Engineering*, 2(1), 40-46, 2015.
- [4] Kazancı, H.O. ve Canpolat, M., "Continuous Wave Diffuse Optical Tomography System with High Resolution Current to Voltage Analog Digital Converter," *El-Cezeri Journal of Science and Engineering*, 2(1): 68-77, 2015.
- [5] Jacques, S.L. ve Kazancı, H.O., "Diffuse Light Tomography to Detect Blood Vessels Using Tikhonov Regularization," *Biophotonics, Internet Invited Lecture, Optical Technologies in Biophysics & Medicine XVI, Saratov, RUSSIA*, 2014.
- [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.