

주파수-영역 광확산 방법에 적합한 유한요소모델

Forward 방법 알고리즘 연구

Study on the FEM Forward method most suitable algorithm of Frequency-domain DOT

호동수*, 엄기윤*, 이승덕*, 김범민*

* 연세대학교 보건과학대학 의공학과

* dsho@yonsei.ac.kr

생체내부의 영상화하는 방법들 중에는 CT(Computed X-ray Tomography), MRI(Magnetic Resonance Imography)등 많은 방법들이 존재하고 있다. 그러나 이러한 방법들은 대부분 심각한 단점을 갖고 있다. 예를 들어 CT의 경우 광원으로 에너지가 매우 높은 X-ray를 사용하여 인체에 직접 조사하고 인체 내부의 조직을 이루는 물질에 따라 조사한 빛에너지의 흡수하는 정도를 측정하여 영상화하는 방법인데 이 빛은 에너지가 매우 강하여 인체에 흡수되는 빛의 에너지가 반응하여 인체에 존재하는 다른 물질을 분해할 수 있기 때문에 몸에 매우 해로워 하루에 찍을 수 있는 양을 제한하며 이를 통제하고 있다. MRI 또한 인체 내의 정보를 얻기 위해 강한 자기장에 인체를 장시간 노출해야하며 신호처리 시간이 길어 실시간으로 생체 내부의 영상을 보기 힘든 단점이 있다. 이러한 단점을 보완한 기술이 DOT(diffuse optical tomography)이다. DOT는 이러한 단점을 보완하기 위하여 광원으로 근적외선영역(NIR: Near Infrared)을 이용하는데 이 영역의 빛은 쉽게 이야기하면 열선이라고 할 수 있다.

이 열선을 생체내부에 직접 조사하여 생체가 가지는 광학적 특성(흡수계수, 산란계수)을 얻어내어 내부를 영상화 할 수 있을 뿐 아니라 신호처리 또한 빨라서 실시간으로 생체의 신진대사나 내부의 변화를 보다 빠르게 얻어낼 수 있는 장점을 가지고 있다. DOT는 지금 세계적으로 많은 연구가 진행되고 있으며 의용공학분야에서 가장 주목받고 있는 기술 중의 하나이다. 이와 같은 DOT는 생체내부의 조직에서 광산란을 모사할 수 있는 forward method를 필요로 한다. Forward method는 DOT시스템의 아주 중요한 부분으로 영상복원에도 활용되는 도구이기 때문에 뛰어난 성능을 갖는 forward method의 개발은 반드시 필요하다고 볼 수 있다. FEM(유한요소모델) forward method는 Boltzmann 전달방정식으로부터 유도되는 확산 방정식을 기반으로 하고 있으며, 이 방정식의 해를 구하는 수치적 해석 방법으로 FEM(Finite Element Method)을 선택하여 개발을 수행하였으며, 모든 프로그램은 VC++ 프로그램으로 구현하였다.

본 론

Forward method는 세기를 알고 있는 광원을 이용하여 흡수계수와 산란계수의 값을 알고 있을 때 그 매질내부에서의 광자 fluence 분포를 계산해 내는 도구이다.

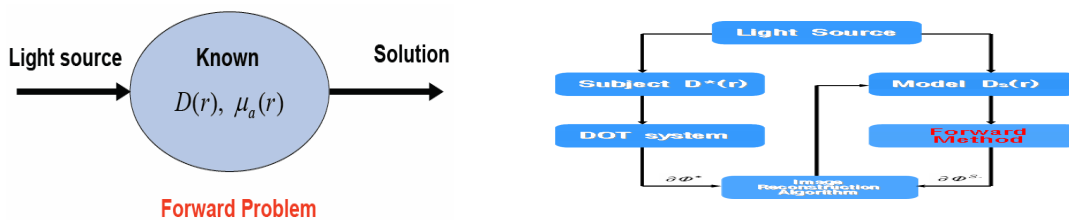


그림 1. FD-DOT에 대한 Forward Method 알고리즘

이 forward method는 단순한 계산을 하는 것에 불과하지만 이 도구는 많은 것들에 이용되고 있다. 예

를 들면 실험 데이터를 검증할 때 사용되며 데이터 수집방법을 최적화시키는데 사용되기도 한다. 더 나아가서는 영상복원 알고리즘을 개발하고 영상을 복원하는데 기반이 되는 도구이다. 그러므로 DOT 시스템을 개발하는데 forward method의 개발이 반드시 필요하다. DOT(Diffuse Optical Tomography) 시스템을 간단히 설명하자면 광원을 기준으로 광원에서 실제 실험장치에 미지의 매질 $D^*(r)$ 로 빛이 입사를 하게 되고 DOT 시스템을 통하여 매질의 경계에서 $\partial\Phi^*$ 를 측정하게 된다. 그리고 가상의 실험장치에서 어떤 임의의 값을 정한 $D_S(r)$ 이라는 매질에 실제 빛과 똑같이 입사한 것과 같은 효과를 내게끔 forward method의 수식에 경계조건을 주게 되면 forward method를 통하여 계산된 값 $\partial\Phi_S$ 을 얻을 수 있다. 그리고 forward method를 이용하여 구한 값 $\partial\Phi_S$ 와 측정된 값 $\partial\Phi^*$ 를 비교하고 오차를 계산하여 오차가 기준을 넘는 경우 다시 $D_S(r)$ 를 업데이트 시킨 후 다시 $\partial\Phi_S$ 를 계산한다. 이렇게 반복하면서 오차를 최소가 되게 하는 $D_S(r)$ 를 찾아내면 이 값은 미지의 값 $D^*(r)$ 과 가장 가까운 값이 될 것이며 이러한 $D^*(r)$ 의 분포를 얻는 것이 영상복원이다. 우리는 FEM(Finite Element Method)라는 수치적 해석 방법을 적용하였다. 이 방법을 적용시킨 이유는 구하고자하는 도메인을 잘게 나누어 주기 때문에 비 균질적이고 불규칙한 경계를 갖는 도메인의 형태를 다루는데 유용하기 때문이다. 일반적인 물리 현상이나 현실의 해석 대상 구조에는 완전한 수학적 해가 거의 존재하지 않는다. 이를 FEM 수치해석을 이용하여 수행하였다. FEM forward method를 구하는 방법을 살펴보면 다음과 같은 순서로 진행된다. 1. 방정식을 매우 작은 요소로 분할한다.(mesh generation) 2. 방정식을 분할할 때 생긴 절점을 이용하여 절점에 대하여 재결합시킨다.(assemble) 3. 재결합(assemble)된 방정식으로 구성된 행렬방정식을 형성시킨다. 4. 위에서 구한 행렬방정식에 경계조건을 대입한다. 5. 수치적 해석 방법을 적용시킨 방정식을 컴퓨터를 이용하여 푼다. 6. 구하고자하는 방정식의 수치적 해를 구한다. 프로그램에 적용된 FEM 조건은 다음과 같다. 1. 삼각형의 유한요소 사용하였다. 2. 삼각형요소에 사용되는 기저함수(basis function)는 1차원 라그랑지안 기저함수(Lagrangian basis function)인 $\Phi = a + bx + cy/2\Delta$ 를 사용하였다. 3. 삼각형 요소가 1차원기저함수이므로 요소행렬(element matrix)은 3×3 행렬이 사용되었다. 4. 지배행렬(master matrix)은(총 절점의 개수) \times (총 절점의 개수)이므로 지배행렬에서 해를 얻는 방법은 LU 분해법(LU Decomposition)을 사용하였다. 5. 경계조건은 Dirichlet 조건 또는 Neumann 조건을 적용하여 풀었다.

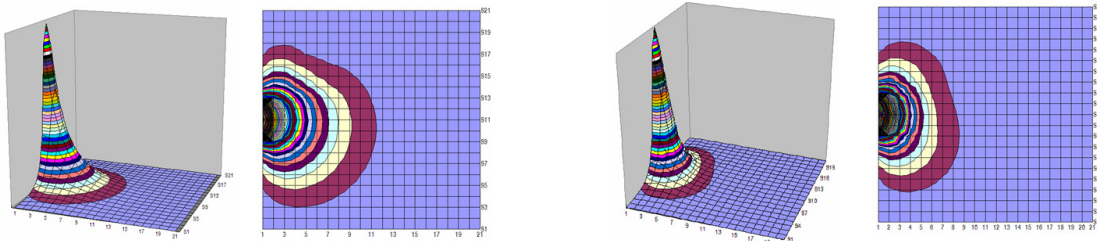


그림 2. FEM 방법을 이용한 FD-DOT Forward 방법 결과

확산 방정식으로부터 구한 해석적 해를 이용하여 흡수계수의 변화에 따른 변조주파수의 위상변화를 알아보았으며 적용한 forward method를 이형물질이 존재하는 경우, 이형물질의 위치 또는 산란계수의 변화에 따라 광자 fluence rate의 분포가 어떻게 변화되는지를 가상실험을 통하여 알아보았다. 보다 실제적인 가상실험을 수행하기 위해 참고문헌을 통해 검증된 값, 즉 실제 인체가 갖는 값들을 생체조직으로 가정된 물질의 흡수계수와 산란계수로 설정하여 가상실험을 수행하였으며, 여기서 이형물질에 부여했던 값들은 종양(tumor)이 가지는 흡수계수와 산란계수로 간주할 수 있을 것이다. 개발된 FEM forward method에서 지배행렬(master matrix)로부터 해를 구하기 위해 사용된 LU 분해법의 연산시간은 지배행렬의 크기에 종속적이다. 즉 지배행렬의 크기가 커질수록 연산시간이 비선형적으로 늘어나는 단점을 가지고 있으나 이러한 단점을 보완하기 위한 대안으로 C.G.M (Conjugate Gradient Method)이 많이 사용된다고 한다. 이 방법은 forward method의 행렬연산시간에 획기적인 개선을 가져다줄 것이 기대되며, 향후 FEM forward method를 기반으로 하는 영상복원 알고리즘의 개발과정에서 영상복원의 고속화에 크게 기여할 것으로 예상된다.

참고 문헌

1. A P Gibson¹, J C Hebden¹ and S R Arridge² "Recent advances in diffuse optical imaging", February 2005
2. Regine Choe, "DIFFUSE OPTICAL TOMOGRAPHY AND SPECTROSCOPY OF BREAST CANCER AND FETAL BRAIN", 2005