

회전형 내시경 OCT를 위한 영상 구현 알고리즘

Image processing algorithm for rotational endoscopic OCT

유지영, 박성재, 김윤태, 강문식, 이상원, 김법민
 연세대학교 보건과학대학 의공학부
 e-mail : yooggami@lycos.co.kr

광 결맞음 단층 촬영기(Optical Coherence Tomography, OCT)(그림 1(a))는 인체에 영향을 주지 않는 빛을 사용한 비침습적 영상 진단 기술로서 15 μ m이하의 횡·종방향 해상도를 가지며, 생체 조직의 특성 및 깊이에 대한 신호의 변화를 획득하기 때문에 단면 구조뿐만 아니라 생체적인 정보를 얻을 수 있다. 또한 광 결맞음 단층 촬영기에 내시경용 OCT 탐침자(probe)를 사용하면 직접 병변을 볼 수 없는 장기에 대한 이미지를 관찰할 수 있다는 장점이 있다. ¹⁾

본 논문에서는 탐침자((probe)를 회전형 내시경으로 제작(그림 1)하여 자궁경부를 비침습적(in-vivo)으로 측정하고자 하였으며, 이전실험에서 얻은 자궁경부 상피이형성증의 영상정보를 이용하여 회전형 내시경에 알맞은 회전형 2D 이미지 영상을 미리 구현해 보았다. ^{2), 3)} 그리고 여러 보상 방법을 이용하여 부족한 이미지를 개선하였으며, 마지막으로 2D 영상 이미지들을 가지고 3D영상으로 구현하였다.

일반적으로 OCT를 이용하여 샘플에서 얻은 단면 이미지는 모두 직사각형 모양에 한정되어 있다. 그러나 회전형 내시경 OCT의 경우, 회전을 하면서 관(tube)형태의 단면 내측을 측정하는 것이므로 원형 형태의 이미지로 나타내어야 효율적이다. 따라서 극 좌표방법을 이용하여 행과 열(m \times n행렬)로 이루어진 직사각형모양 이미지를 원형모양 이미지로 재구성하였다. 이때, 원의 중심부터 이미지가 나타나기 시작하는 위치 사이의 거리(s)를 결정해야만 처음 시작하는 이미지의 열이 겹치는 것을 방지할 수 있다.

또한 원형 이미지는 360 $^\circ$ 이므로 각각의 열을 배치할 때는 $\theta=2\pi/m$ 의 간격을 두고 배치한다. 예를 들어 직각좌표에 있는 P[i, j]를 원형좌표에 배치한다고 하면 첫 번째 열이 0 $^\circ$ 일 때부터 배치되므로 열의 각도는 (i-1) θ 가 되며, 원형이미지 중심에서부터 샘플이 이미지가 나타나는 거리는 s가 되므로 각 행의 거리는 s+j-1이 된다.(그림2) 즉, 직각 좌표가 극좌표로 재배치되었을 때의 위치를 정리해보면 다음과 같다.

$$P[a+(S+j-1)*\cos((i-1)\theta),b+(S+j-1)*\sin((i-1)\theta)] \dots\dots\dots (1)$$

직사각형 행렬을 원형으로 재배치하면 전체적인 행렬의 크기는 증가하게 되므로 데이터 없이 비는 공간이 존재하게 된다. 이 부분에 대해서는 data 값을 0으로 채워준다.

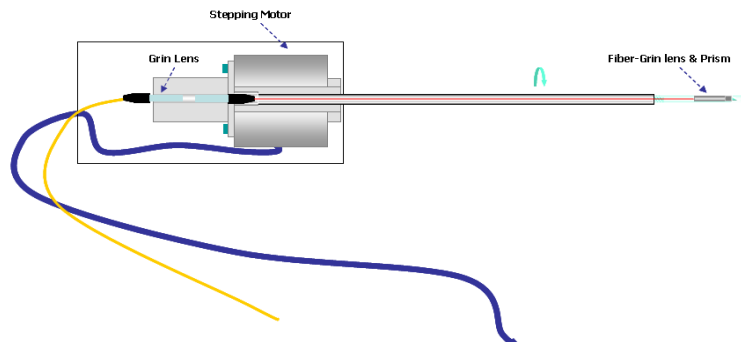


그림 1. 탐침자(probe)개략도

그리고 중심으로부터 거리가 멀어질수록 열과 열 사이 거리가 벌어지면서 이미지 사이사이 공백이 생긴다(그림 3(a),(b)). 이러한 부분은 이미지의 질을 떨어뜨리므로 average, copy, mask 응용 방식 등 세 가지 보상 방법을 사용하여 이미지를 개선하였다.

여러 보상 방법 중 average 방법은 인접한 두 행렬 값의 평균을 그 두 열 사이에 배치시키는 것이고, copy 방법은 첫 번째 행렬을 복사한 것을 두 번째 행렬에 배치시키고 두 번째 행렬에 있던 행렬을 다음 열에 배치시키는 방법이다. 이러한 방법으로 2번, 4번, 8번 반복하면 2배, 4배, 8배로 데이터 정보를 늘릴 수는 있지만, 정보가 많아질수록 원의 중심으로부터 거리가 증가하게 되므로 중앙에 빈공간이 점점 커진다는 단점이 생긴다. 따라서 여러 개의 영상 획득을 통해 가장 적절한 배율($\times 4$)을 찾은 뒤, 수정된 3×3 평균 mask 방식을 사용하여 보다 나은 이미지를 획득하고자 하였다(그림 3).

그림 3에서 (c)와 (d)를 비교해 보면 copy 방식보다 average 방식에 mask를 적용한 영상이 좀 더 자연스러운 것을 알 수 있다. 따라서 최종적으로 average 방식에 mask를 적용한 2D 자궁경부 OCT 이미지를 200개 얻은 뒤, 이를 3D 영상으로 구현하였다(그림 4).

본 연구에서는 회전형 내시경 OCT를 이용하여 이미지를 얻기 전 과정으로써 일반적인 OCT 영상을 회전형 영상으로 재배치시킨 후, average, copy, mask 응용 등과 같은 방법을 사용하여 이미지 보상을 시도하였으며, 이를 3D로 구성해 보았다.

향후 과제로는 회전형 내시경을 제작하고 OCT 시스템에 접목시켜 생체 조직을 비침습적(in-vivo)으로 측정하고자 한다. 이는 회전형 내시경을 사용함으로써 보이지 않는 부분까지도 쉽게 측정할 수 있을 것으로 기대된다. ^{4), 5)}

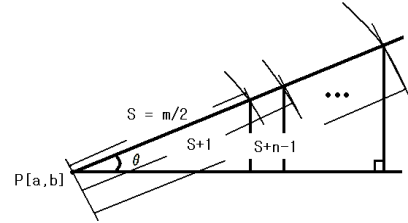


그림 2. 극좌표로 재배치 방법

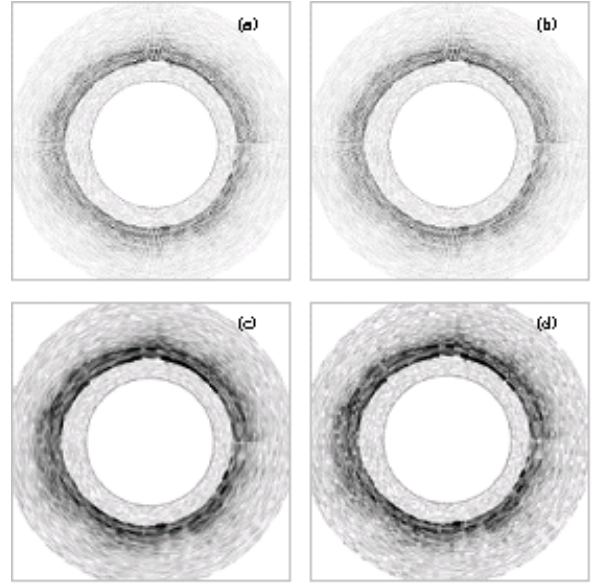


그림 3. 보상을 적용한 영상. (a) average 보상 방법($\times 4$)을 적용한 영상, (b) Copy 보상 방법($\times 4$)을 적용한 영상, (c) Average 방식($\times 4$)에 Mask를 적용한 영상, (d) Copy 방식($\times 4$)에 Mask를 적용한 영상

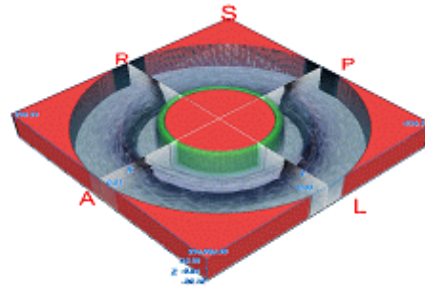


그림 4. 3D 영상 구현

- 1) P. R. Herz et al. "Micromotor endoscope catheter for in vivo, ultrahigh-resolution optical coherence tomography", Optics Letters, vol. 29, No. 19, pp. 2261-2263, 2004
- 2) Pitris et al. "High-resolution imaging of gynecologic neoplasms using optical coherence tomography", Obstetrics & Gynecology, Vol. 93, NO. 1, pp. 135-139, 1999
- 3) Zuluaga et al. "A pilot study of a new imaging technique for noninvasive examination of cervical tissue", American Journal of Obstetrics and Gynecology, Vol. 193, pp. 83-88, 2005
- 4) Yang et al. "Endoscopic Doppler optical coherence tomography in the human GI tract: initial experience", GASTROINTESTINAL ENDOSCOPY, Vol. 61, No. 7, pp. 879-890, 2005
- 5) Johannes F. de Boer, Thomas E. Milner, "Review of polarization sensitive optical coherence tomography and stokes vector determination", Journal of Biomedical Optics 7(3), 359-371, 2002