

모의치료(Simulation) 영상을 이용한 Broad-beam CT 영상 구현

울산대학교 의과대학 서울중앙병원 방사선종양학교실

이 병 용

The Broad-beam CT Image Reconstruction from Simulator Images

Byong Yong Yi, Ph.D.

Department of Radiation Oncology, Asan Medical Center, College of Medicine University of Ulsan, Seoul, Korea

Purpose : To generate the axial, coronal and sagittal images from conventional simulation images, as a preliminary study of broad-beam simulator CT

Methods and Materials : Volumetric filtered back-projection was performed using 90 sheets of films from conventional simulator for every 4° gantry angle. Two mAs exposure condition for 120kVp beam quality at SFD 140cm was given to each film. Outside the silhouette portion was removed and scatter component was deconvolved before back-projection.

Results : The axial, the sagittal and the coronal images with same spatial resolutions over all direction could be obtained. But image quality was very poor.

Conclusion : CT images could be obtained using broad-beam. Scatter deconvolution technique was effective for this reconstruction. The fact that same spatial resolutions over all direction tells us the possibility of application of this technique to DRR or Simulator-CT. But the quality of image should be improved for clinical application practically.

Key Words : Broad-beam CT, Cone beam CT, Simulator-CT, CT-Simulator, Simulation

서 론

전산화 단층 촬영(CT, Computed Tomograph)의

원리가 알려진 후 진단 분야에 있어서 혁명적인 발전이 있었고, 그 여파는 곧 방사선 치료분야에까지 이어져 왔다. CT 영상을 방사선 치료에 이용하는 것은 오늘날에는 새로운 아이디어가 아니며, 오히려 이를 이용한 다양한 이용법 즉, 표적설정, BEV(Beam's Eye View), DRR(Digitally Reconstructed Radiograph) 등이 발달하면서 필수적인 것으로 인식되어가고 있다.¹⁻⁴⁾

방사선 치료분야에서 이용하는 CT 영상은 전통적으로 CT 영상을 치료 계획용 컴퓨터로 전송하여 이용하는 것이 주종을 이루고 있다.³⁻⁶⁾ 현재 소개되어 있는 의료영상 즉 핵의학 영상, 초음파, MRI 등 보다 CT가 더 많이 방사선치료에 사용되는 이유는 여러 가

이 논문은 1997년 11월 21일 접수하여 1998년 2월 18일 채택되었음.

이 논문은 아산생명과학연구소 1996년도 신진과제 연구비 지원에 의해 이루어졌으며 이에 감사드립니다.

이 논문의 주요 내용은 1997년 XII International Conference on the use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, USA에서 발표되었습니다.

책임저자: 이병용, 서울시 송파구 풍납동 388-1 서울중앙병원 방사선종양학과

지가 있다. CT는 다른 영상 보다 오래되어 친근하며, 스캔 시간이 짧고, MRI에 비하여 상대적으로 값이 싸다. 그러나 무엇보다도 더 큰 이유는 CT 영상을 통해 선량 계산에 필수적인 전자 밀도를 알아낼 수 있다는 점이다. 이런 이유로 방사선 치료 계획에 대부분 CT 영상이 이용되고 있는 것이다.⁷⁾

CT를 단순하게 치료 계획용으로만 사용하지 않고, 모의 치료 장치로 사용하게 되면 그 활용도가 매우 높아진다. 이를 CT-Simulator라고 하며, 이를 이용하여 가상 시뮬레이션(Virtual Simulation),⁸⁾ DRR 등⁹⁾이 가능하게 되어, 마치 통상의 모의 치료 장치로 시행한 것과 같은 효과를 볼 수 있게 된다. 특히 CT 측면 영상에서 이미 표적과 주요한 장기를 모두 그렸을 경우, DRR 영상에서는 통상의 모의치료영상과는 달리 표적과 주요장기의 외곽선을 함께 볼 수 있어서 정확한 치료 부위 설정에 결정적인 도움을 받고 있다. 컴퓨터와 의공학, 그리고 의학물리학의 발달로 인해 개발된 최근의 입체 조형 치료의 임상응용은 CT-Simulation에 대한 의존성을 더욱 가중시키고 있다.^{8, 9)}

기존의 통상적인 모의 치료 장치에서 얻은 영상은 CT 영상으로 재구성하려는 Simulator-CT에 대한 연구도 아울러 진행되고 있다. 1978년 Harrison과 Farmer¹⁰⁾가 그 개념을 소개한 이래 몇몇 회사에 의해 상품화되어 있다.

CT-Simulator와 Simulator-CT는 각각 장단점을 갖고 있다. Simulator-CT는 별도의 CT장비가 필요 없어서 가격이 싸지고, CT-Simulator의 결정적인 문제점중 하나인 투시관찰이 가능하며, 실제 기계의 기하학적인 흉내가 가능하다는 점이 장점으로 꼽히고 있다. Simulator-CT는 일반 CT와 마찬가지로 Fan Beam을 이용하여 영상을 만든다. Broad-beam 또는 Cone Beam을 사용하지 않는 이유는 Broad-beam을 사용할 경우 산란선의 영향으로 일차선의 성분 비율이 줄어들게 되므로 연산 과정에서 많은 오차가 생기기 때문이다.¹¹⁾ 이런 이유로 narrow beam을 사용하게 되고, 기존의 상품화된 Simulator-CT에서도 콜리메이터와 검출기 부분에 좁은 Slit을 부착하여 사용한다. 이 Slit의 사용은 실제 임상응용을 매우 불편하게 만들고 있다. 즉, Slit을 콜리메이터와 검출기에 각각 끼웠다 빼었다 하여야 할 뿐 아니라 이 Slit으로 인해서 갠트리 동작범위가 줄어들게 된다.

CT 이외의 일반 X선 영상에서도 영상의 질이 떨어지는 것을 방지하기 위하여 기하학적인 방법과 컴퓨터 처리 방식으로 산란선을 효과적으로 제거하는 방법에 대해서 많은 연구가 있다. 기하학적인 방법으로는 단

순한 collimation 외에도 air gap, moving grid, scanning slit, rotating slit 등 다양한 방법이 있으며, computer algorithm을 이용한 방법으로는 high-pass filtering, scatter deconvolution, subtraction 등이 있는 것은 잘 알려져 있는 사실이다.^{12, 13)} 이런 방법들은 각각의 장단점이 있어서 필요에 따라 적절히 사용하고 있으며, 많은 연구가 진행되고 있다.

Simulator-CT를 구현하기 위하여는 산란 성분과 일차선 성분이 섞여 있는 방사선에서 순수한 1차선 성분만을 갖고 CT 영상을 만들어야 하므로 narrow beam을 만들기 위하여 slit을 사용하고 있으며 이로 인해 사용상의 불편을 초래하고 있는 것은 이미 언급한 바와 같다. 이 뿐 아니라 스캔 시간이 길어지고, X-선 튜브에 과다한 부하가 걸리게 되므로 slice숫자의 제한이 생기게 된다. 이런 이유로 현재 Simulator-CT는 널리 사용되지 못하고 있으며, 단지 Simulator의 보조 수단으로만 사용되고 있을 뿐이다.¹⁴⁾

따라서 Broad-beam을 이용하여 Simulator-CT 영상을 구현할 필요성이 제기되었고, 1994년 Cho¹⁵⁾와 Engelbrecht¹⁶⁾가 Cone Beam CT 영상 구현을 시도하여 어느 정도 가시적인 결과로 그 가능성을 보여주었다. 그러나 위의 연구들은 디지털 X-선 장치로 이루어졌고, 현재 대부분의 모의 치료 조준 장치가 디지털 장치가 아니라는 점을 감안하면 실용성에서는 떨어지는 연구라 하겠다. 더구나 검출기의 크기가 제한되는 관계로 CT 영상 구현이 가능한 부위에 제한이 생기게 되어 실용성에서는 크게 떨어졌다.

본 연구에서는 Broad-beam Simulator-CT 구현을 위한 전단계로 Broad-beam CT 영상 구현을 시도하였다. 이를 위해 Film으로 X-선 영상을 수집하여 산란선을 제거하고 Filtered Back-Projection을 통한 CT 영상을 얻고자 하였다. 또한 이를 이용하여 Simulator CT로 사용이 가능한지를 살펴보았다.

재료 및 방법

1. 영상의 수집

Broad-beam X선 장치로는 모의 치료 조준 장치(Ximatron, Varian, 미국)를 사용하였으며, 조사면 $45 \times 45 \text{cm}^2$, 120kVp 고정조건에서 사용하였다. SFD 140cm 조건에서 갠트리 각도를 4° 간격으로 90장의 필름을 얻었다. Phantom은 Humanoid Phantom의 두경부 부분을 대상으로 하였다. 산란선을 제거하기 위한 특별한 슬릿등을 사용하지 않았으며, 그리드 역시 사용하지 않은 영상을 얻었다. 이렇게 수집한 영상

을 필름 스캐너를 이용하여 연산용 PC로 전송하였다.

2. 산란선 효과의 제거

산란선의 효과를 알아보기 위하여 영상 수집과 같은 조건에서 직경 1mm 이내의 작은 구멍을 통해 X 선을 찍어 Film을 만들었다. Broad-beam으로 얻은 영상에 바늘 구멍 영상의 효과를 제거해 준다면 산란선이 제거된 순수한 일차선 영상을 얻을 수 있기 때문이다. 즉 PSF(Point Spread Function)을 구하고 이 효과를 Deconvolution 방법으로 제거한 것이다. PSF가 가우스 분포를 한다고 가정할 때 근사적으로 꼬리부분을 제거한 PSF¹⁷⁾는

$$h(r) = k_1(1 - \rho) \frac{\delta(r)}{r} + k_2 \frac{\rho}{r} \exp\left[-0.5\left(\frac{r}{c}\right)^2\right] \dots\dots (1)$$

로 표현할 수 있다. k_1, k_2 는 규격화 상수이며 ρ 는 산란선 성분이다.

실제 필름 영상 $M(r)$ 은 일차선 성분 영상 $U(r)$ 과 산란선 성분 영상 $h(r)$ 이 섞여 있다¹⁸⁾.

$$M(r) = \int_0^{2\pi} \int_0^\infty U(v)h(r-v)vdv d\theta \dots\dots (2)$$

따라서 이 관계를 Deconvolution 함으로써 순수한 일차선 성분 영상을 소프트웨어적으로 추출해낼 수 있게 되는 것이다.

3. 영상처리

영상의 화소값을 두께 두께로 환산하기 위하여 알루미늄 스텝 췌기를 사용하여, 영상처리에 이용하였다.

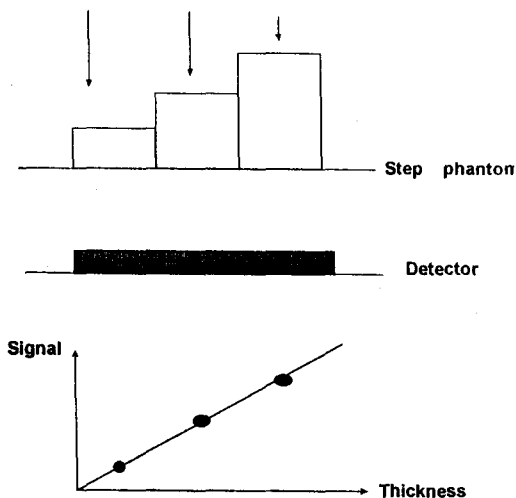


Fig. 1. Pixel value conversion to thickness.

Fig. 1에 그 관계를 보여 주었다.

영상 처리 순서는 다음과 같다.

- ① 영상 정보를 두께 정보로 변환 (Fig. 1)
- ② 외곽선의 바깥 부분 제거 (Fig. 2)
- ③ 입체적인 Filtered Back-Projection (Fig. 3)

Filtered Back-Projection을 위하여 Ramlak Filter를 사용하였다.

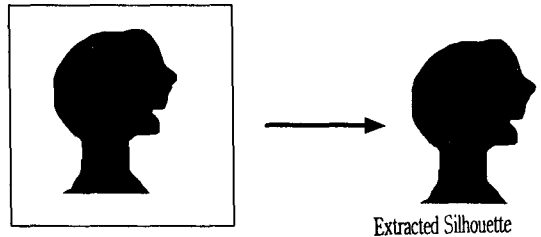


Fig. 2. Silhouette removal from image.

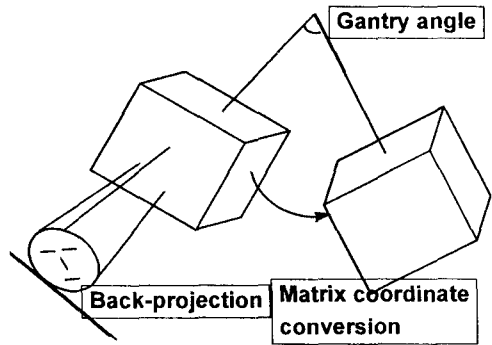


Fig. 3. Volumetric filtered back-projection.

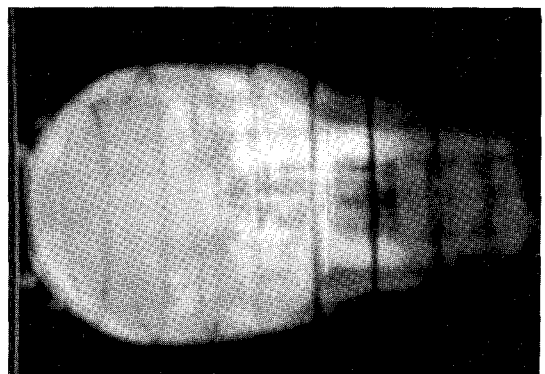


Fig. 4. Simulation image for gantry angle 0°.

결과 및 토의

Fig. 4는 모의 치료기에서 얻은 영상이다. 이 영상

들을 이용하여 Fig. 5의 축상 영상을 얻을 수 있었다. Fig. 5 (a)는 Fig. 2에 의한 외곽선 추출을 시행하지 않았을 때 얻은 영상이며, (b)는 외곽선을 추출하였으나 산란선 성분을 제거하지 않았을 때, (c)는 외곽선

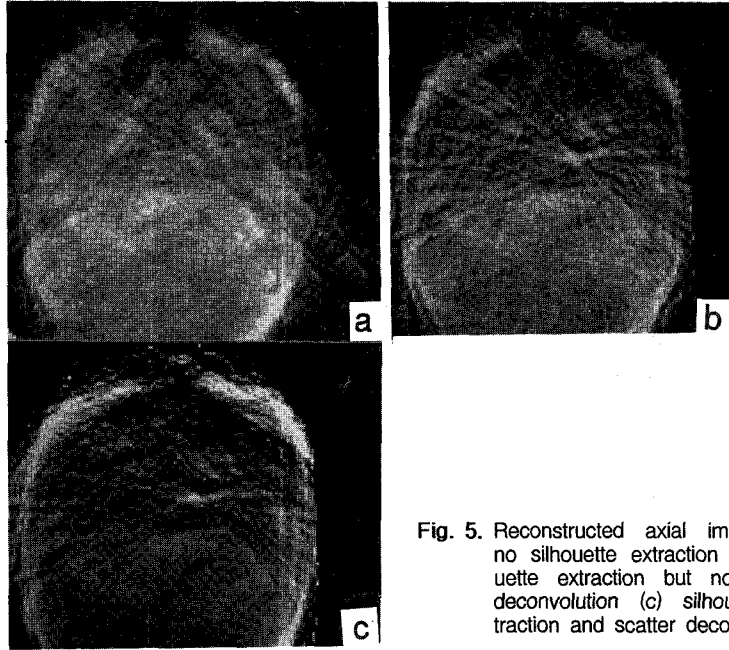


Fig. 5. Reconstructed axial images (a) no silhouette extraction (b) silhouette extraction but not scatter deconvolution (c) silhouette extraction and scatter deconvolution.

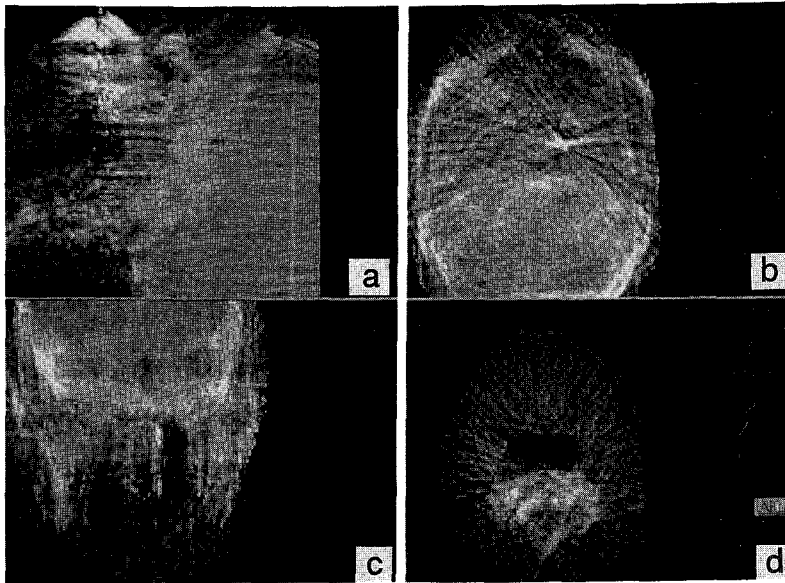


Fig. 6. Reconstructed axial, sagittal, coronal images.

추출과 산란선 성분 제거를 동시에 시행한 경우이다. 그림에서 쉽게 알 수 있듯이 (b)와 (c)에서는 (a)와 같은 인체 체형 밖의 Artifact 들이 완전히 사라졌다는 것을 알 수 있다.

Fig. 6은 측상, 시상면, 관상면 영상을 보여 주고 있다. 일반적인 DRR 영상이나 CT영상을 이용한 단면(시상면, 관상면)영상 재구성은 인체 종축 방향으로 Scan width 만큼의 분해능을 보이게 마련이지만 이 사진은 그런 모양을 전혀 보이지 않고 있다. 그 이유는 Back projection 과정에서 매 Slice 마다 하는 Reconstruction이 아닌 입체적인 Reconstruction을 시행하였으므로, 측상면 영상에서와 같은 분해능을 갖기 때문이다. 상용화된 Simulator-CT의 경우 앞에서 밝힌 바와 같이 사용상의 불편함 뿐 아니라 튜브의 부하 문제로 인해 얻을 수 있는 단면의 숫자가 제한될 수밖에 없다. 그러나 이 방법은 검출기 크기(이 연구에서는 필름의 크기)에 따라 다르긴 하지만 원하는 만큼은 분해능과 원하는 갯수의 단면을 단 한번의 갠트리 회전으로 얻을 수 있게 된다. 이 결과는 이 방법에 의한 Simulation-CT 영상, 즉 DRR 영상의 임상 응용이 가능할 것이라 점을 시사하고 있다.

그러나 Fig. 5와 Fig. 6의 영상의 질이 통상의 진단 영상에 비해 현저히 떨어지는 것을 육안으로 쉽게 알 수 있다. Simulation-CT에서는 진단 영상 만큼 우수한 영상을 요구하지 않는다는 점을 감안한다 하더라도 임상 응용을 위하여 영상을 개선할 필요가 있다. 또한 본 연구에서 사용한 필름을 이용하는 방법은 촬영 및 디지털화 시간이 90장의 영상에 대해 60여분이 걸린다는 사실을 생각하면, 임상 응용이란 측면에서 볼 때 전혀 실용적이라고 할 수 없다. 적절한 형태의 검출기를 이용할 필요가 있으며 이는 Cho 등¹⁵⁾이 밝혔듯이 가장 우선적으로 해결해야 할 과제라 하겠다.

결 론

통상의 모의 치료 영상을 이용하여 Broad-beam CT 영상을 구현하였다. 영상 재구성을 입체적으로 시행함으로써 측상면, 시상면, 관상면 영상을 모든 방향에서 동일한 분해능으로 얻을 수 있어서 DRR 등 Simulator-CT로 이용할 수 있는 가능성이 있음을 알았다.

그러나 영상의 질이 매우 조잡하여 이 기술의 임상 응용을 위해서는 영상 개선을 위한 추가 연구가 필요하며, 또한 Film을 이용하는 방식은 많은 시간과 노력이 들어가는 작업이 되기 때문에 실용적이지 못한 관

계로 방법의 개선이 요구되었다.

참 고 문 헌

- Galvin J, Heidtman B, Cheng E, Bloch P, Goodman R. The use of a CT scanner specially designed to perform the functions of a radiation therapy treatment unit simulator. *Med phys* 1982; 9:165
- Endo M, Kutsutani-Nakamura Y. Patient beam positioning system using CT Images. *Phys Med Biol*. 1982 ; 27:301-305
- Goitein M, Abrams M, Rowell D, Poilari H, Wiles J. Multidimensional treatment planning. II. Beam's eyeview back projection and projection through CT Section. *Int. J Radiat Oncol Biol Phys* 1983; 9:789-797
- Goitein M, Laughlin J, Purdy J et al. Evaluation of high energy photon external beam treatment planning: project summary. *Int. J Radiat Oncol Biol Phys* 1991; 21:3-8
- Sherouse GW, Novins K, Chaney EL. Computation of digitally reconstructed radiographs for use in radiation treatment design. *Int. J Radiat Oncol Biol Phys* 1990; 18:651-658
- Gehring M, Mackie TR, Kubsad S, Paliwal BR, Mehta M, Kinsella T. A three-Dimensional volume visualization package applied to stereotactic radio-surgery treatment planning. *Int. J Radiat Oncol Biol Phys* 1991; 21:491-500
- Chen GTY, Pelizzary CA. The role of imaging in tumor localization and portal design, in *Radiation Therapy Physics* ed, Smith AR, Berlin; Springer Verlag, 1995: 1-18
- 장해숙, 최은경, 이병용, 김종훈 편집. Proceedings of the 3-D conformal therapy and use of the chemicals in radiation oncology, Seoul, 1995
- Leavitt DD, starschall G, ed. Proceedings of the XII International Conference on the use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Medical Physics Publishing, 1997
- Harrison RM, Farmer FT. The determination of anatomical cross section using a radiotherapy simulator. *Br J Radiol* 1978; 51:448-453
- Curry TS, Dowdey JE, Murry RC. *Physics of Diagnostic Radiology*, 4th ed. Beckenham, Lea & Febiger, 1990
- Boone J. Scatter Correction algorithm for digitally acquired radiographs: Therapy and Results, *Med Phys* 1986; 13(3):319-328
- Kruger DG, Zink F, Peppler WW, Ergun DL,

- Mistretta C.** A regional convolution kernel algorithm for scatter corrections in dual energy images, comparison to single-kernal algorithms. *Med Phys* 1994; 21(2):175-184
14. **Mallik R, Leonards.** The Royal North Shore Hospital clinical experience with Varian CT-option in proceedings of 2nd Asian Varian User's meeting, 1992; 69-74
15. **Cho PS, Johnson RH, Griffin TW.** Cone-beam CT for radiotherapy applications. *Phys Med Biol* 1995; 40:1863-1883
16. **Engelbrecht JS, Durenage J, Willemse CA, Lotter MG, Godhalo L.** Computed tomography imaging with radiotherapy simulator. *Br J Radiol* 1995; 68:649-652
17. **Boone JM, Arnold BA, Seibert JA.** Characterization of the point spread function and modulation transfer function of scattered radiation using a digital imaging system. *Med Phys* 1986; 13(2):254-256
18. **Seibert JA, Boone JM.** X-ray scatter removal by deconvolution. *Med Phys* 1988; 15(4):567-575

= 국문 초록 =

모의 치료(Simulation) 영상을 이용한 Broad-beam CT 영상 구현

울산대학교 의과대학 서울중앙병원 방사선종양학교실

이 병 용

목적 : Broad-beam Simulator-CT 개발을 위한 예비연구로서 통상의 모의 치료 영상에서 축상면, 시상면, 관상면 영상을 구현하려 하였다.

대상 및 방법 : 120kVp, 2mAs 동일 조건에서 겐트리 각도를 4° 간격으로 90장의 필름을 얻어 입체적인 Filtered back-projection을 시도하였다. 외곽선을 찾아 제거하였고, 산란선 성분을 Deconvolution 방법으로 제거하여 좋은 영상을 얻도록 하였다.

결과 : 이 방법으로 축상면, 시상면, 관상면 영상을 얻었으며 각 방향에 대해 동일한 분해능을 갖았다. 그러나 영상의 질은 대단히 나빴다.

결론 : Broad-beam으로 된 CT 영상을 구현할 수 있었다. 이를 위하여 산란선 성분의 Deconvolution이 필요하였으며, 입체적인 back-projection을 실시하였으므로 축상, 시상, 관상 모든 방향에 대해 동일한 분해능을 갖고 있어서 DRR 등 Simulator-CT에 응용할 수 있음을 알 수 있었다. 그러나 실용적인 임상응용을 위해서는 영상의 질 개선이 필요하였다.