대한척추외과학회지 제 9 권 제 4 호
Journal of Korean Spine Surg.
Vol. 9, No. 4, pp 280~288, 2002

전산화 단층 촬영 영상에서 티타니움 합금 척추경 나사 주위에 발생하는 금속성 인공음영의 축소: 디지털 영상 향상 기법을 이용한 접근

염진섭 · 정문상* · 이춘기* · 김환정 · 최원식 · 강종원 · 김영호** · 김남국*** · 이제범***

을지대학교 정형외과학교실, 서울대학교 정형외과학교실*,
서울대학교 공과대학 산업공학과**, (주)사이버메드***

Reduction of Metal Artifact around Titanium Alloy-based Pedicle Screws on CT Scan Images: An Approach using a Digital Image Enhancement Technique

Jin Sup Yeom, M.D., Moon Sang Chung, M.D.*, Choon-Ki Lee, M.D.*, Whoan Jeang Kim, M.D., Won Sik Choy, M.D., Jong Won Kang, M.D., Yeong Ho Kim, Ph.D., Nam Kug Kim, M.S.***, Jae Bum Lee*****

Department of Orthopaedic Surgery, Eulji University, Daejeon, Korea
*Department of Orthopedic Surgery, Seoul National University, Seoul, Korea**
*Department of Industrial Engineering, College of Engineering, Seoul National University, Seoul, Korea***
*Cybermed Inc., Seoul, Korea****

– Abstract –

Study Design : A study on the development of an algorithm to enhance computed tomographic images

Objectives : The purpose of this study was to develop an approach to reduce the metal artifact that appears around pedicle screws, and thus to facilitate the evaluation of pedicle screw positions on CT scan images.

Summary of Literature Review : Metal artifact caused by pedicle screws significantly reduces the interpretability of computed tomography images.

Materials and Methods : We describe the development of an algorithm that processes CT scan images on a personal computer using a digital image enhancement technique. The algorithm improves CT images by transforming image pixel values using a proper transformation curve that takes into account the characteristic distribution pattern of metal artifact caused by pedicle screws made of titanium alloys. We implemented this algorithm in a program that reconstructs the resulting images in arbitrary planes and in axial, coronal, and sagittal planes. The software was tested with spiral CT scan images of 38 patients containing 190 pedicle screws.

Results : In all test cases, our algorithm generated images with less metal artifact, better soft tissue visualization and clearer screw outlines than conventional bone setting. In addition, images reconstructed in arbitrary planes increase the convenience

Address reprint requests to
Nam Kug Kim, M.S.
Research Center of Cybermed Inc.
#49-16, Nonhyeon-dong, Gangnam-gu, Seoul 135-814, Korea
Tel : 82-2-545-4282, Fax : 82-2-545-6042, E-mail : kimnamkug@hotmail.com

* 본 논문의 요지는 2002년도 대한정형외과학회 추계학술대회에서 발표되었음.

and confidence of localizing screw positions.

Conclusions : The algorithm effectively decreases metal artifact and improved pedicle screw localization.

Key Words : Computed tomography, Pedicle screw, Metal artifact, Digital image enhancement

서 론

척추경 나사 삽입술 후 촬영한 CT(computed tomography) 영상에서 나타나는 금속성 인공음영(metal artifact)은 CT의 정확한 판독에 상당한 지장을 초래한다(Fig. 1A)[8]. 이를 극복하기 위해서 흔히 골조직 세팅(bone setting)을 이용하지만, 이를 이용하여도 금속성 인공음영이 어느 정도는 남아있어서 CT 상의 나사의 크기는 실제보다 확대되어 보인다(Fig. 1B). 또한 골조직 세팅 영상은 전반적으로 어둡고 조직 대조도(tissue contrast)가 낮아서, 연부 조직을 관찰하기에는 적절하지 않다. 본 연구에서는 CT 영상을 개인용 컴퓨터(personal computer)로 이동한 후, 디지털 영상 향상 기법(digital image enhancement technique)을 이용하여 후처리하여 금속성 인공음영을 축소시키고 척추경 나사의 위치를 판단하기에 유용한 영상 표시(display) 방법을 개발하여 보고자 하였다.

연구 대상 및 방법

총 190 개의 척추경 나사를 삽입한 38명의 환자의 CT 영상을 사용하였다. 사용된 나사로는, 4CIS(Solco, Korea), Diapason(Stryker, USA), CD horizon(Sofamor-Danek, USA), Compact Cotrel-Dubousset(Sofamor-Danek, USA), Synergy(Cross medical products, USA), TSRH(Sofamor-Danek, USA)가 있었다. 이들 CT 영상은 본 연구를 위해서 별도로 촬영한 것이 아닌 평상시에 촬영한 영상을 이용한 것으로, CT 촬영 조건은 절편 두께(slice thickness) 1~3 mm, 테이블 전진 속도(table feed) 2~4 mm/초, 회전 시간(rotation time) 0.75~1.5초, 재구성 간격(reconstruction incremental) 1~1.5 mm로 다양하였다. 촬영된 CT 영상은 표준 형식인 DICOM(digital imaging and communication in medicine) 3.0 형식으로 변환한 후, 전산망을 통해 개인용 컴퓨터로 이동하였다.

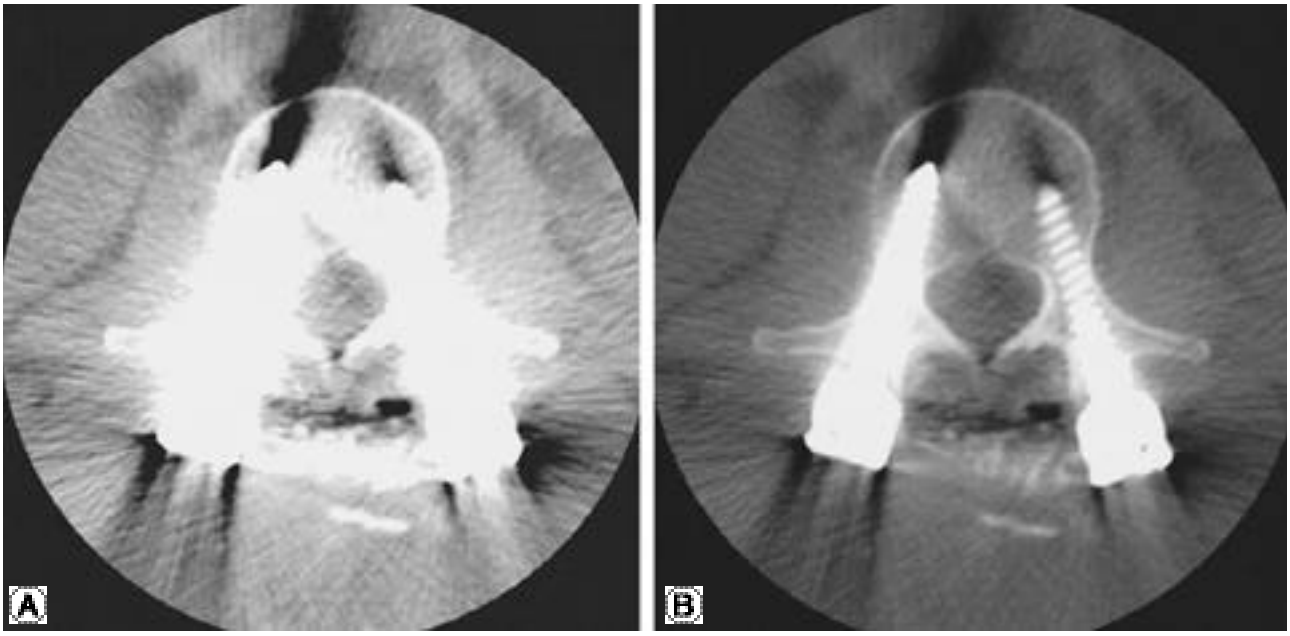

Fig. 1. Postoperative CT scan images in soft tissue setting (**A**) and bone setting (**B**) show metal artifact appearing around the pedicle screws.

1. 디지털 영상 향상 기법의 개발

척추경 나사 삽입술 후 촬영한 CT의 3차원 재구성 과정에서 저자들은 재미있는 현상을 발견하였다. 디지털 영상을 구성하는 기본 단위를 화소(pixel)라고 하며, 흑백(gray scale) 영상의 경우 화소의 흰 정도(gray level)를 나타내는 수치를 화소값(pixel value)이라고 하는데, CT에서는 전통적으로 이를 Hounsfield 번호로 표현하여 왔다. 이 번호는 DICOM 3.0에서는 12 bit의 값(-1024부터 3071까지)을 갖는다. Hounsfield 번호가 클수록, 해당 화소는 흰색을 가지게 된다. CT의 3차원 재구성 시에 흔히 사용하는 역치설정법(thresholding)에서는 Hounsfield 번호가 특정값 이상인 화소만을 모아서 이를 3차원 재구성하는데, 이 값이 2000 이상인, 즉 흰 정도가 매우 강한 화소만을 선택하여 3차원 재구성하면, Fig. 2A와 같이 골조직의 영상은 제거되고 척추경 나사 시스템만의 영상을 얻을 수 있다는 사실을 발견하였다. 이것은 나사의 Hounsfield 번호는 정상 피질골(1000 전후)에 비해서 매우 높은 값이라는 사실을 시사하는 소견이었다. 또한 Hounsfield 번호가 2500 이상인 화소만을 추출한 결과, Fig. 2B와 같이 나사의 두께가 더 작아졌다. 따라서 Fig. 2A는 Fig. 2B보다 더 많은 금속성 인공음영을 포함한 영상일 가능성을 유추할 수 있었다. 이상은, 일반적인 CT 영상에서는 골조직이나 금속성 인공음영, 금속 자체가 모두 흰색으로 나타나서 구분할 수 없지만, 실제로는 Hounsfield 번호가 많이 다르다는 것을 시사하는 소견이었다.

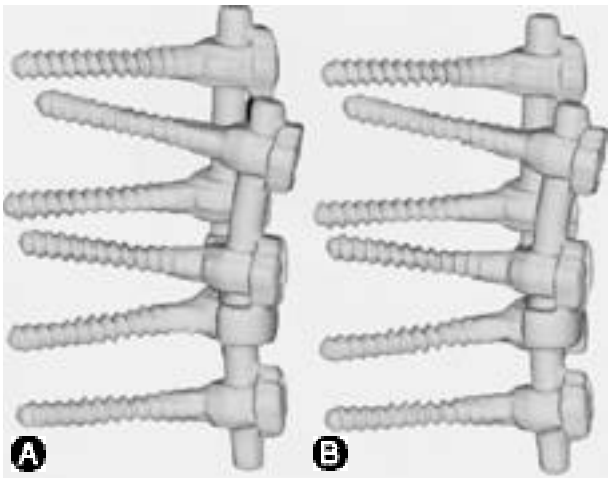

Fig. 2. Two reconstructed three-dimensional images of a screw system demonstrate difference in thickness of screws according to difference in threshold values (**A**. 2000, **B**. 2500).

따라서 CT 영상을 구성하는 화소들의 Hounsfield 번호를 추출하여 그 분포를 분석하여 보기로 하였다. Fig. 3A는 본 저자들이 제작한 간단한 화소값 분석 방법을 보여주고 있다. CT영상에서 선분 af에 위치한 화소들의 화소값이 검은색 곡선으로 그래프화되어 있다. 여기서 선분 bc나 선분 de는 정상 골조직, 금속성 인공음영, 금속 자체의 영상이 모두 포함되어 있는 지역이다. CT 영상에서는 이 선분들에 위치한 화소들이 모두 같은 흰색으로 보이지만, 그래프에서 나타난 화소값은 매우 다양한 분포를 보이고 있었다. Fig. 3B는 본 저자들이 제작한 또다른 화소값 분석 방법을 보여주고 있는데, 사용자가 설정한 임의의 사각형(화살표로 표시됨) 내에 위치한 화소들의 화소값을 표 형태로 보여준다. 이 방법을 이용하여 CT 영상의 화소값의 분포를 분석해 본 결과, 정상조직

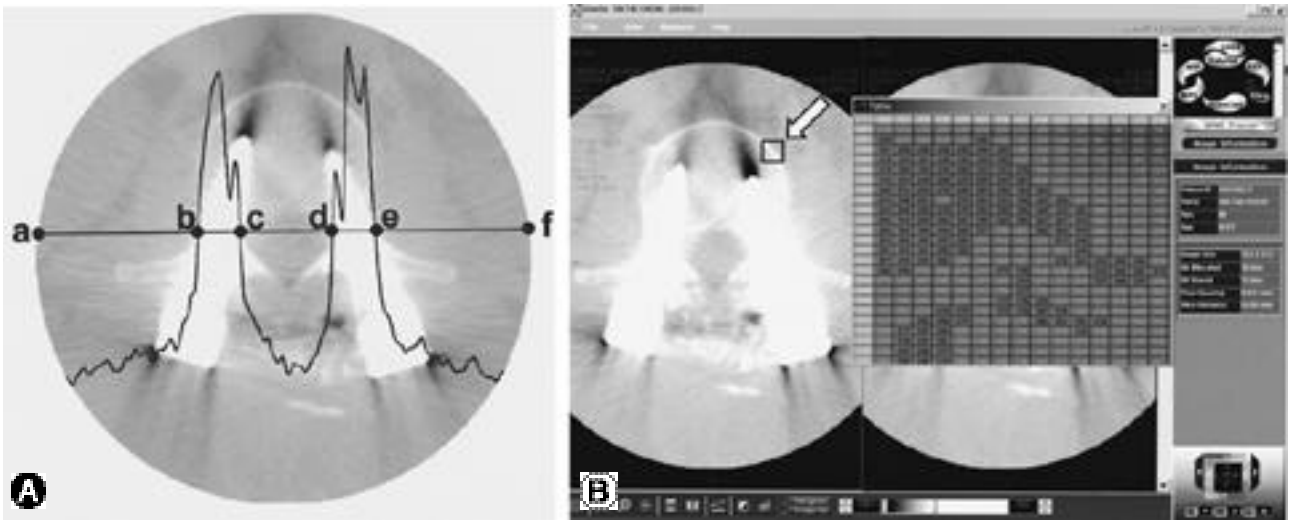

Fig. 3. Two methods for analysis of Hounsfield numbers of CT scan images are shown. **A**. Pixel values are presented by a line profile. **B**. Pixel values are tabulated.

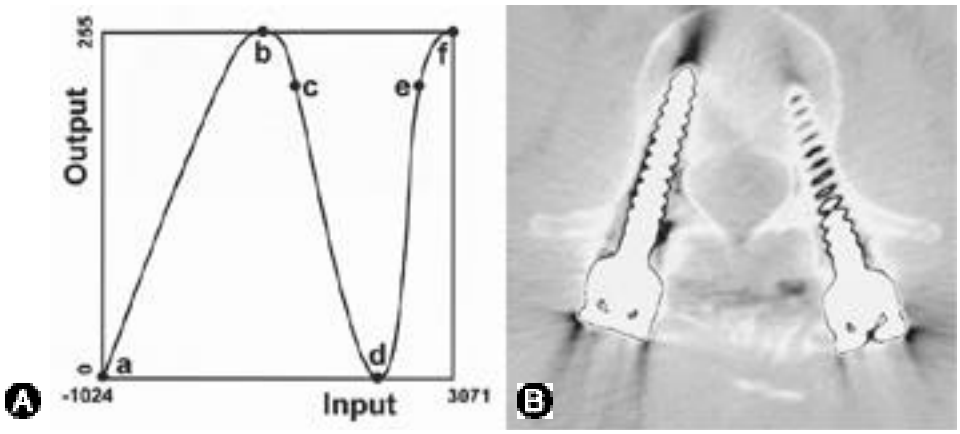

Fig. 4. Pixel value remapping using the first curve is shown. The pixel values are converted to some other values according to the curve (**A**). On the resulting image, metal artifact is reduced, and the screw outlines are displayed (**B**). It also provides better visualization of soft tissue than the bone setting.

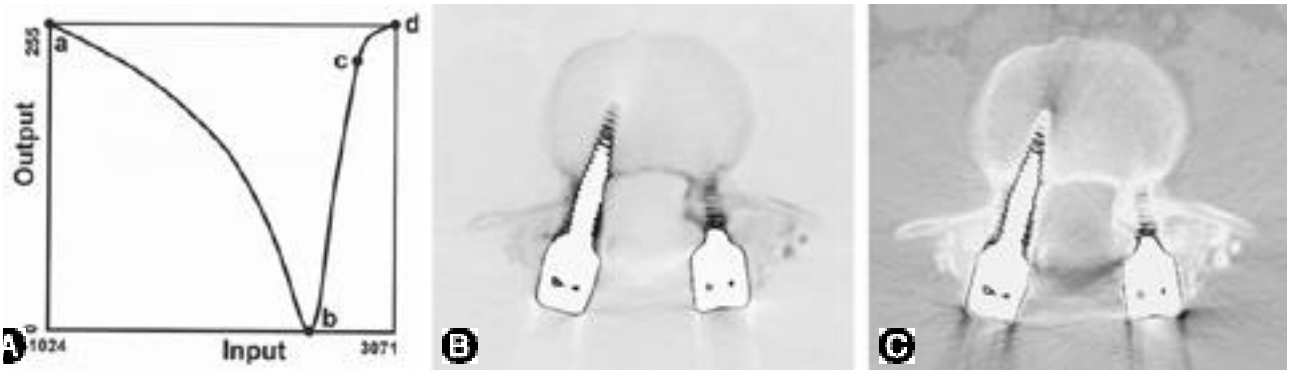

Fig. 5. Pixel value remapping using the second curve (**A**) results in an image with clear outlines of both the screws and bony structures (**B**), which is more useful in determining screw position than the image produced by the first curve (**C**).

은 대략 -500 ~ +1400, 티타니움 합금으로 제작된 척추경 나사에 의한 금속성 인공음영은 대략 +1,300 ~ +3,000, 금속 그 자체는 +2,300 ~ +3,071 정도의 범위를 가지고 있었다 . 즉, 세가지 조직 또는 구조물의 Hounsfield 번호의 범위는, 어느 정도 겹치는 부분이 있기는 하지만, 전체적으로 상당히 다른 양상을 보이고 있었다. 이러한 Hounsfield 번호의 분포를 최대한 이용하여 다양한 영상 향상 기법을 적용해 본 후, 가장 우수한 결과를 가진 방법을 찾아내고, 이를 최적화하였다.

Fig. 4는 최종 선정된 영상 향상 기법 중 첫번째 방법을 보여주고 있으며, Fig. 4A는 이 기법에서 사용되는 화소값(pixel value) 변환 곡선을 보여주고 있다. X-축은 원래 CT 영상 자체가 가지는 화소값(Hounsfield 번호)이고, Y-축은 모니터에 표시될 화소값으로 8 bit 범위인 0~255까지의 값을 가지고 있다. 본 연구에서 개발된 프로그램은, CT 영상의 각각의 화소의 화소값을 이 그래프대로 변환한 값을 반환하여, 이를 모니터 상에 표시한다. 그림에서 ab 부분의 X-축 값은 일반 CT에서 사용되는 윈도우 범위(window range)와 유사한 범위로, 정상 조직은 대부분 이 범위에 속하는 것을 고려하여, 이들을 그대로 보여주도록 하였다. bcde 부분은 주로 나사의 외곽선과 인공음영이 차지하는 부분으로, 화소값을 감소시킴으로써 인공음영을 감소시키고 나사의 외곽선이 검은색으로 나타나도록 하였다. ef 부분은 주로 나사 자체에 해당하는 영역으로, 이를 원래의 흰색으로 나타나도록 하였다. Fig. 4B는 Fig. 1의 영상을 이 알고리듬을 이용하여 변환한 것으로, 나사의 외곽선이 선명하게 드러나고 금속성 인공음영이 감소된 것을 알 수 있다.

상기 영상 향상 기법으로 변환된 영상은 나사의 외곽선을 선명하게 보여줄 뿐만 아니라, 연부 조직의 영상 역시 골조직 세팅 영상보다 우수한 조직 대조도를 보여주고 있었다. 그러나, 나사 주위의 1~2 mm 지역을 자세히 살펴보면, 여전히 흰색의 금속성 인공음영이 남아있는 것을 알 수 있다. 따라서 나사가 척추경 벽을 살짝 뚫고 나간 경우와 척추경 벽에 닿기는 하였어도 벽을 뚫지는 않은 경우를 구별하기가 힘들다는 단점이 있었다

(Fig. 5C). 이러한 문제점을 극복하기 위해서 또다른 변환 곡선을 만들었다(Fig. 5A). 이 곡선에서 ab 부분은 영상 반전(image inversion)과 유사한 효과를 나타내게 되며, bcd 부분은 첫번째 변환 곡선과 같다. 이 변환 곡선의 결과로 얻은 영상(Fig. 5B)은, 연부 조직의 조직 대조도는 첫 번째 변환 곡선에 의해 변환된 영상(Fig. 5C)보다 떨어지지만, 나사와 피질골과의 위치관계를 정확히 판단하는 데에는 보다 유리하였다.

2. 다평면 및 임의 평면 재구성 (multi- and arbitrary plane reconstruction)

영상 향상 기법을 이용하여 얻은 축상면 영상은 나사가 척추경 벽의 내측 또는 외측을 뚫고 나왔는지 여부를 판단하기에는 편하지만, 상하로 빠졌는지 여부를 판단하는 데에는 상당한 어려움이 따랐다. 이것은 앞 단계에서 선정한 알고리듬 자체의 문제가 아니고, 축상면 영상만을 이용한 판독의 한계였다. 따라서 나사가 상하로 빠졌는지를 판정하기 위해서 축상면 영상들을 시상면으로 재구성할 수 있도록 하였다. 또한 나사가 빠졌는지만을 판정하는 데에는 관상면으로 재구성된 영상이 보다 편리하므로, 이들 세 평면 모두 영상을 재구성하여 관찰할 수 있도록 하는 다평면 재구성 프로그램을 작성하였다.

일반적으로 척추경 나사는 시상면에 대해 5~15도 정도 내측을 향해서 삽입하기 때문에, Fig. 6에서처럼 시상면 영상에서 척추경 나사는 일부밖에 나타나지 않으며, 이로 인해 판독이 수월하지 않을 수 있다. 또한 축상면 영상도 척추경이나 나사의 중심축에 평행하지 않은 경우에는 판독에 어려움이 있을 수 있다. 따라서 단순한 축상면, 시상면, 관상면의 영상 재구성보다는 나사의 중심축을 포함하는 평면의 영상을 관찰하는 것이 더 정확하고 편리하게 판독할 수 있는 방법이다. 따라서 본 프로그램에서는 사용자가 원하는 평면으로 CT 영상을 재구성(임의 평면 재구성)할 수도 있도록 하였다.

이러한 재구성을 위해서 먼저 횡단면으로 된 여러 장의 CT 영상들의 화소들로 3차원상의 복셀 공간(voxel space)을 구성하였다. 여기서 CT 영상의 화소의 대략적인 크기를 계산해 보면, 대부분의 CT는 512×512 매트릭스를 사용하므로, 영상 영역(field of view)을 128 mm로 잡았을 경우, 화소의 크기는 0.25 mm×0.25 mm가 된다. 그런데 재구성 간격이 1~1.5 mm이므로 정육면체의 복셀 공간을 구성할 수 없었다. 따라서 이러한 영상 재구성을 위해서는 영상과 영상 사이에 새로운 영상을 만들어 넣는 보간(interpolation)의 사용이 불가피했다[7]. 더욱이, 임의 평면 재구성을 위해서는 보간이 더욱 복잡해지게 되는데, 여기서는 3차원 직선보간법(tri-linear interpolation)[1]을 이용하였다.

3. 개발된 알고리듬의 구현(implementation)과 검증

본연구에서 개발된 알고리듬은 Visual C++ 6.0(Microsoft, USA)를 이용하여 구현하여 Windows XP/2000/NT/98 (Microsoft, USA)에서 작동하도록 하였다. 실행 가능한 개인용 컴퓨터의 사양은 Pentium II(Intel, USA)급 이상의 연산장치와 128 MB 이상의 메모리를 기준으로 하였으며, 이는 현재 흔히 사용되는 개인용 컴퓨터의 사양보다 훨씬 낮은 사양이었다. 구현된 프로그램은 전술한 38환자의 190개 척추경 나사의 CT 영상을 이용하여 검증하였다.

결 과

1. 구현된 소프트웨어

Fig. 6은 본 연구에서 구현된 소프트웨어의 사용자 인터페이스를 보여주고 있다. 축상면, 관상면 및 시상면의 영상은 각각 화면의 좌상, 좌하, 우상부에 위치한 창(window)에 나타나도록 하였다. Fig. 6A처럼 각각의 평면에 서로 직각인 두 개의 직선 지시자(line indicator)를 디스플레이할 수 있다. 각 평면에 위치한 두 개의 직선 지시자는, 나머지 두 평면 영상의 위치를 나타내는 것으로, 이 지시자를 마우스로 이동시키면, 해당 평면의 영상이 이에 따라서 변화되도록 하였다. 화면을 4분하고 있는 수직선과 수평선을 마우스로 이동함으로써 각각의 창의 크기를 조절할 수 있도록 하였고, 이들 중 한 개 화면만을 최대화하여 관찰할 수도 있도록 하였다. 각각의 창 내에서 확대와 축소 및 이동(panning)이 가능하도록 하였다.

메뉴 상에서 화소값 변환 곡선을 불러오면, 별도의 창이 나타나서(pop up) 두 개의 곡선 중 하나를 선택할 수도 있도록 하였다(Fig. 6A). 필요에 따라 이 곡선을 미세조정하고 그 곡선을 저장하였다가 다음에 불러들일 수도 있도록 하였다.

Fig. 6B는 임의 평면 재구성 기능을 실행시킨 상태의 화면이다. 세 개의 윈도우 중에 한 개에 임의의 선을 그리면, 이 선을 포함하고 해당 평면에 수직인 영상(임의 평면 재구성 영상)이 우하부에 위치한 제 4의 창에 나타나도록 하였다. 이 ' 임의의 선 '은 마우스를 이용하여 쉽게 회전하거나 평행이동할 수 있게 하였다. Fig. 6B에서 좌상부 창의 영상에 설정한 선(여기서는 나사의 중심축을 따라서 설정하였음)을 기준으로 하여 임의 평면 재구

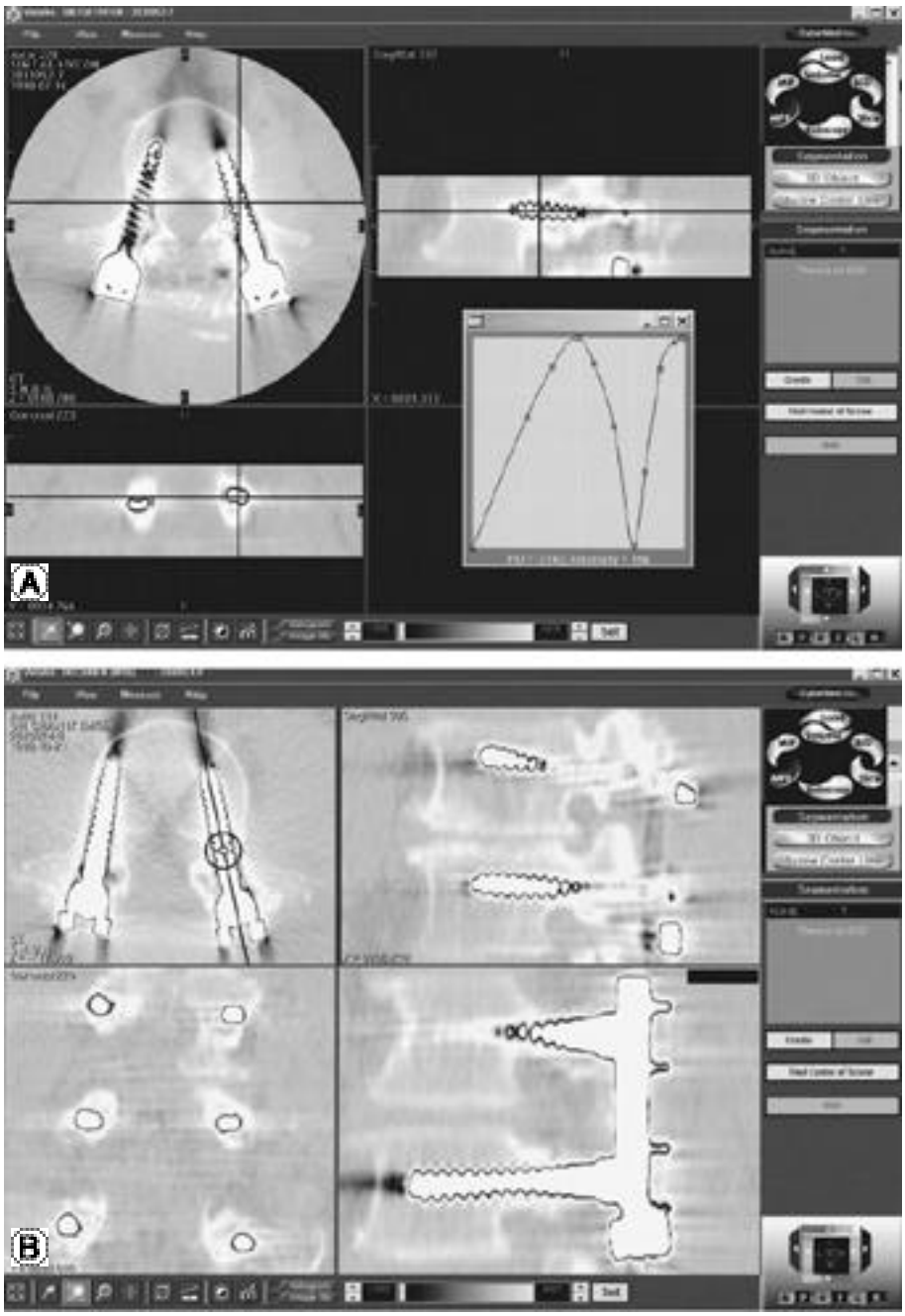

Fig. 6. User interface of the final program is shown. **A**. Images in axial, coronal, and sagittal windows are displayed simultaneously, and ' line indicators ' on each window interrelate the image contents. **B**. Once the arbitrary plane reconstruction function is turned on, and a user places a line on any of the three multi-planar reconstruction images, then an image perpendicular to the plane and including the line is displayed on the right lower window.

성한 영상이 우하부 창에 나타나있다. 이렇게 나사의 중심축을 따라서 임의 평면 재구성을 하면, 해당 나사의 단면 영상이 잘 나타나서, 단순히 시상면 영상(우상부 윈도우)을 이용하는 것보다 더 정확하고 편리하게 나사의 위치를 판단할 수 있었다.

2. 구현된 알고리듬의 검증

이상의 알고리듬은, 본 연구에서 테스트해 본 38명 환자의 190개 나사 모두에서 일관되게, 기존의 골조직 세

팅이나 연부 조직 세팅(soft tissue setting)보다 우수한 영상을 보여주었다. 첫번째 변환 곡선은 금속성 인공음영을 감소시킴으로써 연부 조직의 관찰에 있어서 기존의 골조직 세팅이나 연부 조직 세팅보다 우수한 영상을 보여주었다. 특히 골조직 세팅에 비하여 보다 밝고 조직 대조도가 높은 영상을 보여줌으로써, 연부 조직의 관찰에 보다 유리하였다. 두번째 변환 곡선은 나사의 외곽선을 보다 선명하게 보여주어서, 기존의 세팅을 이용할 때보다 더 용이하게 나사의 위치를 판단할 수 있었다. 다평면 재구성과 임의 평면 재구성의 이용은 축상면 영상만을 관찰하는 것보다 나사의 위치 판단을 용이하게 하였다. 이상의 결과는 테스트된 나사의 종류와 상관없이 일관된 결과였으며, 두 개의 변환 곡선은 전례에서 별도의 미세조정을 요하지 않았다.

고 찰

금속에 의해서 CT 영상에서 발생하는 인공음영은 X-광선이 금속 내부를 통과하는 과정에서 발생하는 광선의 심한 약화(attenuation) 현상에 의해서 발생한다. 이러한 금속성 인공음영을 감소시키기 위해서 몇 가지 알고리듬이 제안되어 왔으나[2,4-6,9], 아직까지는 인공음영을 완전히 감소시키지는 못하고 있다. 또한 이들은 CT 기기 자체에 내장된 워크스테이션에서 CT 영상을 계산해내는 과정에서 작동하는 연산 방법들이라서, 개발이 완료되어 실용화된다고 하여도 기존의 CT 기기를 바꾸지 않는 한 사용 불가능하다는 한계점을 가지고 있다. 본 연구에서는 접근방향을 달리하여, 기존의 CT 기기로부터 얻은 영상을 개인용 컴퓨터(personal computer)로 이동하여 이를 디지털 영상 향상 기법을 이용하여 후처리하도록 하였다.

디지털 영상 향상 기법에는 크게 점 연산(point operation), 공간 연산(spatial operation), 변환 연산(transform operation) 등이 있다[3]. 본 연구에서는 척추나사 삽입후 CT 촬영을 시행하는 목적을 고려하여, 판독자의 관점에서 가장 보기 좋은 영상을 얻기 위한 방법을 찾고자 하였다. 초기에 시도하여 보았던 선택 및 신연(clipping & stretching), 감마 교정(gamma correction), 히스토그램 변형(histogram modification), 보간, 선예화 여과기(sharpening filter) 등의 방법은 그다지 우수한 결과를 나타내지 못하였다. 최종적으로 선택한 방법은 정상조직, 금속성 인공음영, 금속 자체의 화소값의 분포의 차이를 최대한 이용한 방법으로, 나사의 외곽선을 비교적 정교하게 보여주면서 인공음영을 상당히 감소시킬 수 있다는 장점을 가지고 있었다. 또한 관찰하고자 하는 부위가 연부조직인 경우에는 제 1 곡선을, 나사의 위치인 경우에는 제 2 곡선을 사용함으로써, 판독의 용이성을 증가시킬 수 있었다.

다평면 재구성과 임의 평면 재구성은 나사의 공간적 위치를 보다 편리하게 판단할 수 있는 방법이었다. 두 개의 직선 지시자를 이용하여 여러 평면의 영상의 위치를 서로 연관지으면서 관찰하거나, 한 평면의 영상이라도 여러 영상을 화면상의 같은 위치에 연속적으로 나타나도록 하면서 관찰하는 것은 나사의 위치 판단에 상당한 도움이 되었다. 이것은 필름화된 CT 영상을 관찰하는 것에 비해 확실한 장점이라고 할 수 있다. 또한 개발된 소프트웨어는 개인용 컴퓨터 상에서 작동하는 프로그램이기 때문에, 외과의가 CT 실에서 직접 가지 않고 자신의 연구실에서 원하는 부위의 영상을 시간 제한 없이 원하는 방향으로 자유자재로 조정하면서 살펴보는 작업을 반복할 수 있다는 장점을 가지고 있었다.

개발된 프로그램의 실행속도는 정형외과적 적용에 무리가 없는 범위이었다. 현재 흔히 사용되고 있는 업무용 컴퓨터(Pentium III, IV급)보다 저사양이라고 할 수 있는 Pentium II 400 MHz 프로세서와 128 MB 메모리를 가진 Windows 98(Microsoft, USA) 기반 컴퓨터에서, 40장의 축상면 CT 영상(각각 512×512 개의 화소로 구성)을 읽어들여서 선정된 영상 향상 기법을 이용하여 다평면 재구성하는데 20초 이내의 시간이 소요되었고, 임의 평면 재구성은 실시간(real time)으로 연산할 수 있었다.

개발된 소프트웨어를 이용하기 위해서는 CT 파일을 개인용 컴퓨터에 전송할 수 있어야 한다. 즉, 필름으로 현상된 CT 영상(아날로그 영상)을 스캔하거나 디지털 카메라로 촬영해서는 본 알고리듬을 사용할 수 없다. CT, MRI, 디지털 X-ray 등 디지털 의료영상 장비를 제작하는 회사들이 연합하여, 의료영상의 호환성을 보장하기 위한 표준 형식을 정하였는데, 이를 DICOM 형식이라고 하며, 현재 국내에서 사용되고 있는 대부분의 CT 기기는 이 형식의 최신판인 3.0의 형태로 CT 파일을 저장하거나 내보낼 수 있는 기능을 가지고 있다. 따라서 CT 워크스테이션으로부터 파일을 받아올 수 있는 방법만 있으면, 이를 개인용 컴퓨터에서 읽어들일 수 있다. 손쉬운 전송방법은 일반 전산망이나 PACS(picture archiving and communication system)를 이용하는 것이며, 그 외에 이동형 저장매체(Zip 디스크, 광 디스크, recordable CD 등)를 이용할 수도 있다.

본 연구에서 개발한 화소값 변환 곡선은 티타니움 합금에 의해서 발생하는 특징적인 인공음영의 화소값 분포를 이용하고 있다. 따라서 이는 스테인리스 스틸을 포함한 다른 금속에 의해서 발생하는 인공음영을 극복하는 수단으로는 사용할 수 없다. 다른 금속에 의해서 발

생하는 인공음영은 티타니움 합금과는 전혀 다른 양상을 보이기 때문에, 본 연구에서 사용한 알고리듬과는 다른 접근방법의 개발이 필요할 것으로 생각된다.

요 약

본 연구에서 개발된 알고리듬은, 척추경 나사 삽입 후 촬영한 CT에 디지털 영상 향상기법을 적용하여 금속성 인공음영을 감소시킴으로써, 연부 조직 영상과 나사의 외곽선을 관찰하기에 유용하였다. 또한 이 기법과 다평면 및 임의 평면 재구성 기법을 혼합함으로써, 나사가 제 위치에 삽입되었는지를 판단하는데 유용하게 사용될 수 있었다.

REFERENCES

1) **Crane R** : *A simplified approach to image processing : classical and modern techniques in C. New Jersey, Prentice Hall PTR: 110-143, 1997.*

2) **Kalender WA, Hebel R and Ebersberger J** : *Reduction of CT artifacts caused by metallic implants. Radiol, 164:576-577, 1987.*

3) **Pratt WK** : *Digital Image Processing, 2nd ed. New York, Wiley-Interscience: 263-322, 1991.*

4) **Robertson DD, Weiss PJ, Fishman EK, Magid D and Walker PS** : *Evaluation of CT techniques for reducing artifacts in the presence of metallic orthopedic implants. J Comput Assist Tomogr, 12:236-241, 1988.*

5) **Robertson DD, Yuan J, Wang G and Vannier MW** : *Total hip prosthesis metal artifact suppression using iterative deblurring reconstruction. J Comput Assist Tomogr, 21:293-298, 1997.*

6) **Wang G, Frei T and Vannier MW** : *Fast iterative algorithm for metal artifact reduction in X-ray CT. Acad Radiol, 7:607-614, 2000.*

7) **Yeom JS, Choy WS, Kim WJ, Kim HY, Kang JW, Kim YH, Kim NK and Lee JB** : *A patient-specific surgical simulation system for spinal screw insertion composed of virtual roentgenogram, virual C-arm, and rapid prototyping. J of Korean Orthop Assoc, 36:161-166, 2001.*

8) **Yoo JU, Ghanayem A, Petersilge C and Lewin J** : *Accuracy of using computed tomography to identify pedicle screw placement in cadaveric human lumbar spine. Spine, 22:2668-2671, 1997.*

9) **Zhao S, Robertson DD, Wang G, Whiting B and Bae KT** : *X-ray CT metal artifact reduction using wavelets: an application for imaging total hip prostheses. IEEE Trans Med Imaging, 19:1238-1247, 2000.*

국 문 초 록

연구계획 : 전산화 단층 촬영 영상의 영상 향상을 위한 알고리듬 개발에 관한 연구

연구목적 : 척추경 나사 삽입술 후 시행한 전산화 단층 촬영 영상에서 금속성 인공음영을 감소시키고 나사의 위치 판단을 보다 용이하게 하기 위한 영상 디스플레이 방법을 개발하는 것을 목적으로 한다.

대상 및 방법 : 개인용 컴퓨터로 이동된 전산화 단층 촬영 영상을 디지털 영상 향상 기법으로 후처리하는 알고리듬을 개발하였다. 이는 티타니움 합금으로 만든 척추경 나사에 의해 발생하는 금속성 인공음영의 특징적인 화소값 분포를 고려하여 만든 변환 곡선에 따라 화소값을 변환하는 기법이었다. 이 알고리듬에 의해 향상된 CT 영상을 축상면, 관상면, 시상면뿐만 아니라 사용자가 설정한 임의의 평면상에 재구성할 수 있도록 하였다. 이 기법은 총 190개의 척추경 나사를 삽입받은 38명의 환자의 전산화 단층 촬영 영상을 이용하여 검증되었다.

결과 : 개발된 알고리듬은 전례에서 기존의 골조직 세팅보다 금속성 인공음영이 감소되어 연부 조직을 관찰하기에 더 우수하고 나사의 외곽선이 보다 선명하게 나타나는 영상을 보여주었다. 뿐만 아니라, 이 영상을 임의의 평면으로 재구성할 수 있게 함으로써, 나사의 위치 판정을 보다 편리하게 할 수 있게 하였다.

결론 : 개발된알고리듬은 금속성인공음영을 감소시키고 척추경 나사의위치를 판단하기 위한 효과적인 방법이었다.

색인단어 : 전산화 단층 촬영, 척추경 나사, 금속성 인공음영, 영상 향상 기법

※ **통신저자 :** 김 남 국
서울특별시 강남구 논현동 49-16
(주) 사이버 메드
Tel : 82-2-545-4282, Fax : 82-2-545-6042, E-mail : kimnamkug@hotmail.com