

개인용 컴퓨터와 소프트웨어를 이용한 3차원 전산화단층영상에서의 금속 수복물에 의한 선상 오류의 제거

연세대학교 치과대학 구강악안면방사선과학교실
박 혁 · 이희철 · 김기덕 · 박창서

The elimination of the linear artifacts by the metal restorations in the three dimensional computed tomographic images using the personal computer and software

Hyok Park, Hee-Cheol Lee, Kee-Deog Kim, Chang-Seo Park
Department of Oral and maxillofacial radiology, College of Dentistry, Yonsei University

ABSTRACT

Purpose : The purpose of this study is to evaluate the effectiveness and usefulness of newly developed personal computer-based software to eliminate the linear artifacts by the metal restorations.

Materials and Methods : A 3D CT image was conventionally reconstructed using ADVANTAGE WINDOWS 2.0 3D Analysis software (GE Medical System, Milwaukee, USA) and eliminated the linear artifacts manually. Next, a 3D CT image was reconstructed using V-works 4.0™ (Cybermed Inc., Seoul, Korea) and the linear artifacts eliminated manually in the axial images by a skillful operator using a personal computer. A 3D CT image was reconstructed using V-works 4.0™ (Cybermed Inc., Seoul, Korea) and the linear artifacts were removed using a simplified algorithm program to eliminate the linear artifacts automatically in the axial images using a personal computer, abbreviating the manual editing procedure. Finally, the automatically edited reconstructed 3D images were compared to the manually edited images.

Results and Conclusion : We effectively eliminated the linear artifacts automatically by this algorithm, not by the manual editing procedures, in some degree. But programs based on more complicated and accurate algorithms may lead to a nearly flawless elimination of these linear artifacts automatically. (*Korean J Oral Maxillofac Radiol* 2003; 33 : 151-9)

KEY WORDS : imaging, three-dimensional; tomography, x-ray computed; algorithms

서 론

전산화단층촬영 (Computed tomography, CT)의 영상기술은 Hounsfield에 의해 1972년에 발표되었고,¹ 1980년에 최초로 3차원 재구성 CT 영상이 임상에 적용된 이래로² 두경부 병소,³⁻⁵ 악안면 부위의 외상의 진단,⁶ 선천적·후천적 기형의 진단 및 두경부 재건수술^{7,8} 등에 이용되어져 왔다.

그러나 CT 기술의 발전에도 불구하고 금속에 의한 선상 오류는 3차원 재구성 영상의 임상적용에 큰 장애가 되어 왔다. 왜냐하면 금속에 의한 선상오류가 금속 주변의 연조직과 경조직의 정확한 구조를 관찰할 수 없게 하고,⁹⁻¹⁶ 금속에서 멀리 떨어져 있는 부위도 선상오류에 의해 관찰해야 할 부위의 시야가 막혀서 정확한 구조를 파악할 수 없게 하기 때문이다.

금속 수복물이 CT 영상에 미치는 영향은 크게 다음의 3가지로 나눌 수 있는데, 첫째는 다양한 파장으로 구성된 X선속이 금속을 통과할 때에 파장에 따라서 감소되는 정도가 다르기 때문에 발생하는 선속 경화 현상, 둘째는 금속을 통과하는 광자의 수가 급격히 감소함으로 해서 발생하는 광자 고갈 현상, 셋째는 금속과 인접한 해부학적 구조들 간의 높은 대조도의 차이로 인하여 움직임에 의한 간섭현상이 증대되는 것이다.¹⁷ 이중에서 특히 문제가 되는 것은 앞의 두 가지 현상인데, 선속 경화 현상은 금속 수복물 근처에 한 두 개의 큰 선상 오류를 발생시키고, 광자

적과 경조직의 정확한 구조를 관찰할 수 없게 하고,⁹⁻¹⁶ 금속에서 멀리 떨어져 있는 부위도 선상오류에 의해 관찰해야 할 부위의 시야가 막혀서 정확한 구조를 파악할 수 없게 하기 때문이다.

접수일 : 2003년 7월 3일; 심사일 : 2003년 7월 4일; 채택일 : 2003년 8월 14일
Correspondence to : Prof. Chang-Seo Park
Department of Oral and Maxillofacial Radiology, College of Dentistry, Yonsei University, Shinchon-Dong 134, Seodaemun-Gu, Seoul, KOREA
Tel) 82-2-361-8872, Fax) 82-2-363-5232
E-mail) csp007@yumc.yonsei.ac.kr



Fig. 1. The linear artifacts are erased using manual editing function of V-works 4.0™ (Cybermed Inc., Seoul, Korea).

고갈 현상은 다수의 작은 선상 오류를 발생시킨다.

이러한 금속에 의한 선상 오류를 감소시키는 방법은 크게 단면 재구성 이전에 적용되는 방법과 단면 재구성 이후에 적용되는 방법으로 분류할 수 있다.

단면 재구성 이전에 적용되는 방법으로는 물리적으로 X 선속을 미리 초과시켜 선속 경화 현상을 감소시키는 방법, X선의 노출량을 높여 광자 고갈 현상을 감소시키는 방법,^{18,19} CT 값의 범위를 확장하여 금속의 CT 값인 8,000-50,000 HU를 표현해 내는 방법,²⁰ CT 개발 초기부터 사용되어진 filtered back projection을 보완하기 위한 linear/polynomial interpolation,^{15,16} iterative reconstruction 방법들이^{21,22,23} 연구되어져 왔고, 단면 재구성 이후에 적용되는 방법으로는 재구성된 단면 영상에서 영상처리를 통해 금속에 의한 선상 오류를 제거해 내는 방법들이^{23,24} 있다.

이러한 두 가지 방법들 중에서 단면 재구성 이전에 적용되는 방법들은 아직까지 선상 오류를 완전히 제거하지는 못하고 있으며, 또한 CT 장비 자체의 X선 발생부분과 검출부분을 조작하거나, CT 장비 내에 포함되어져 있는 단면 재구성 소프트웨어를 제어해야만 할 수 있는 방법들이지만, 단면재구성 이후에 적용되는 방법은 재구성된 단면의 데이터를 조작하는 것이므로 영상 데이터를 조작할 수 있는 컴퓨터 시스템만 갖추면 가능한 방법이다.

최근에는 컴퓨터와 소프트웨어 기술의 발전, 데이터 형식의 규격화로 인하여, 개인용 컴퓨터에서도 CT의 재구성된 단면 영상을 이용하여 3차원 재구성을 포함한 다양한 영상 조작이 가능하게 되었으며, 이에 따라 일반 개원의들도 3차원 입체 영상을 모의수술이나 임플란트 시술계획 등에 이용할 수 있게 되었다. 그리고 이러한 3차원 영상을 구현하여 주는 소프트웨어에는 영상편집기능들이 포함되어 있어 재구성된 단면 영상을 조작하여 선상 오류를 제거할 수 있으나 소프트웨어의 조작에 익숙하지 않은 경우 오히려 정상 구조의 손실을 야기할 수 있고 시간이 오래 걸리는 단점이 있다.

이에 본 연구에서는 DICOM 형식으로 저장된 재구성된

단면 영상에서 선상 오류를 자동으로 제거하는 알고리즘을 개인용 컴퓨터에서 비주얼 베이직 프로그램으로 작성하고 구현하여 보다 빠르고 간편하게 양질의 영상을 얻고자 하였다.

재료 및 방법

1. 연구재료

연세대학교 치과대학병원 구강악안면방사선과에서 과잉치의 위치 파악을 위한 3차원 재구성 영상을 얻기 위해서, 또는 임플란트 시술 전에 악골을 평가하기 위한 진단 목적으로 치아와 악골을 1 mm 단면 두께로 전산화 단층 촬영하여 얻어진 데이터 중에서 금속 수복물에 의한 선상 오류가 심한 예를 선정하여 이를 개인용 컴퓨터에 DICOM file 형식으로 저장하여 이용하였다.

2. 연구방법

1) V-works 프로그램을 이용한 방법

V-works 프로그램을 이용하여 선상 오류가 있는 단면 영상에서 erase 기능을 사용해 선상오류 부분에 커서를 위치시켜 선상오류 부분을 지워낸 후 3차원 영상을 얻었다 (Fig. 1).

2) DentaScan® 프로그램을 이용한 방법

Workstation에서 3차원영상을 구성한 후에 filtering 기능을 이용해서 작은 오류 부위를 제거하고, Cutting 기능을 이용하여 설정된 영역을 삭제하였다 (Fig. 2).

3) 자체 제작한 소프트웨어를 이용한 방법

자체 제작한 프로그램을 실행시키고 파일 선택 창에서 DICOM 형식으로 저장되어 있는 단면영상을 선택한 후 실행 버튼을 눌러 선상 오류를 제거해 낸 DICOM 형식의 단면 영상을 얻는다. 이러한 과정을 선상 오류가 있는 단면 영상에 대해서 모두 실행한 후 V-works 프로그램을 이용

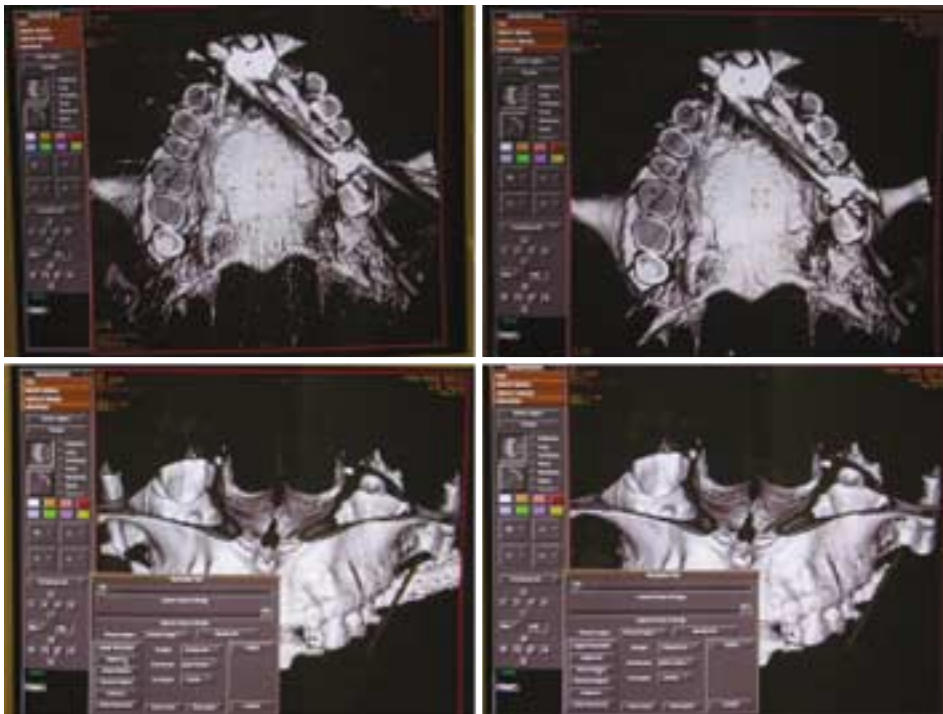


Fig. 2. The linear artifacts are eliminated by the manual editing function.

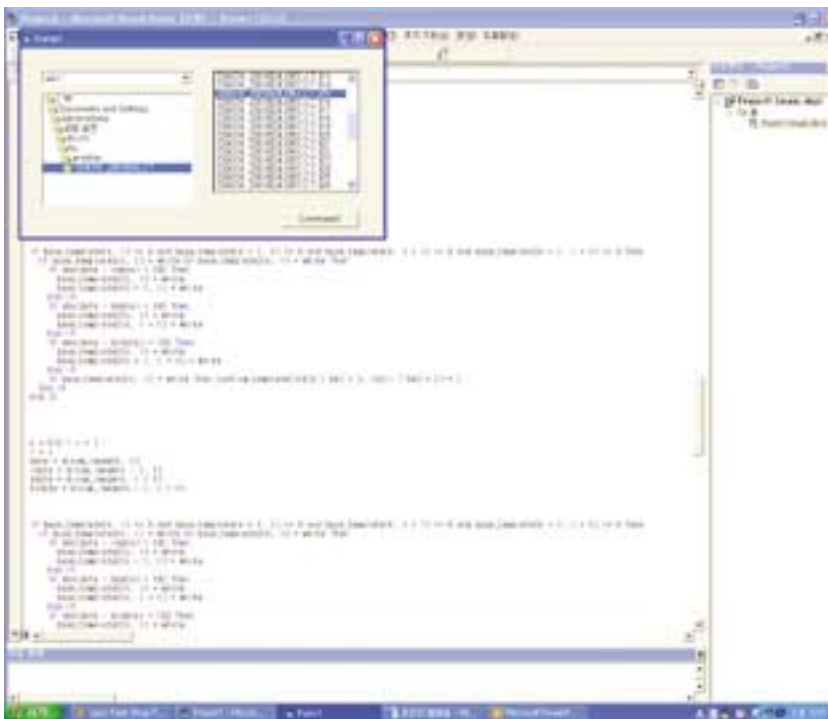


Fig. 3. The linear artifacts are eliminated by the self-made computer program.

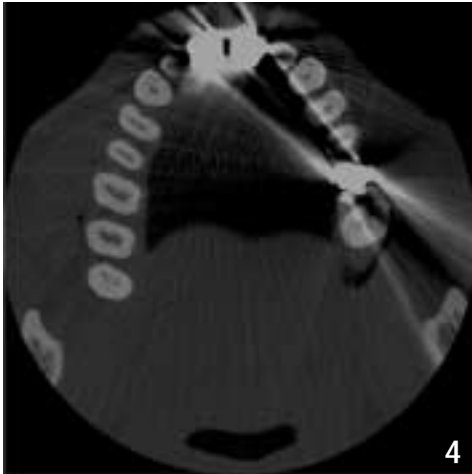
하여 3차원 영상을 얻었다(Fig. 3).

4) 알고리즘

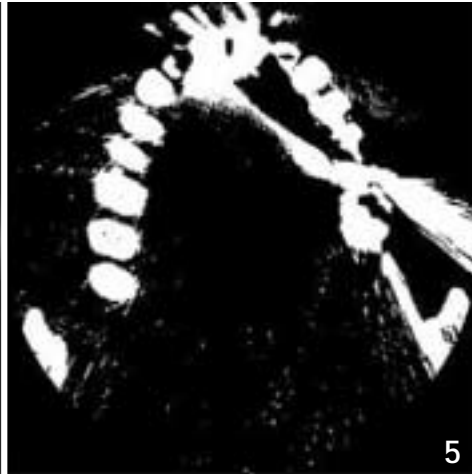
기존의 알고리즘들은 단면영상의 재구성 이전에 전산화 단층촬영을 할 때 검출기에 들어오는 신호의 크기가 일반적인 의료용 CT 장치가 CT 값 범위를 초과하는 경우에

interpolation이나 iteration 과정 등을 거쳐 선상 오류에 의해 손상된 부분의 영상을 계산하는 방식으로 매우 복잡한 수학적 근거에 기초하여 만들어져 있다.

본 연구에서 고안한 알고리즘은 복잡한 수학적 근거가 아닌, 영상에서 선상 오류가 나타내는 형태와 CT 값을 이



4

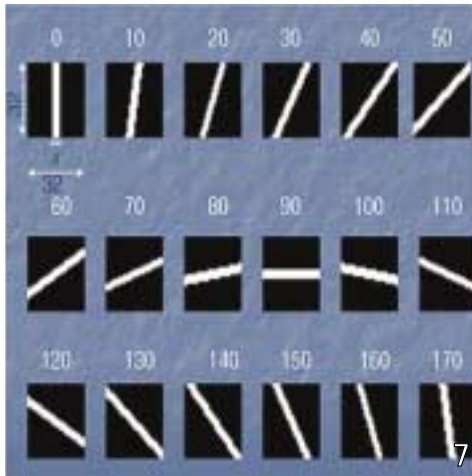


5

Fig. 4. Original DICOM image.
Fig. 5. Base template.



6



7

Fig. 6. Yellow arrows indicate the linear artifacts.
Fig. 7. Small line templates.

용하여 선상 오류를 인지하고 제거하도록 하였는데 이는 3차원 영상을 구현하는 소프트웨어에 포함되어 있는 단면 영상의 편집기능을 이용하여 사람이 수작업으로 선상 오류를 제거할 때 선상 오류를 인지하는 방식을 개인용 컴퓨터에 이식한 것이다.

일반적으로 의료용 CT 장비가 지원하는 CT 값의 범위는 0-4,095 HU의 4,096단계 (12 bit)로, 본 연구에서는 우수한 경조직(치아와 골)의 3차원 재구성 영상을 얻는 것이 목적이므로 이를 위해 치아와 골조직은 1,200 HU 이상(기존의 상업용 소프트웨어에서 사용하는 경조직의 범위), 금속 수복물과 금속 수복물에 의한 선상 오류는 4,070 HU 이상(금속 수복물과 선상 오류 부위를 반복 측정하여 결정한 범위)으로 임계치를 설정하였다.

이러한 임계치를 이용하여 우선 원래의 단면 영상(512 × 512 pixels) (Fig. 4)에서 1,200 HU 이상인 경조직 부위에 해당하는 부위는 255의 값을 가지고 그 외의 부위는 0의 값을 가지는 512 × 512 pixels의 base template (Fig. 5)를 만들었다.

그러면 base template 상에서 노란 화살표가 나타내는 선상 오류 부위에 해당하는 부분들이 나타나는데 이 중에는 선속 경화 현상에 의한 큰 선상 오류와 광자 고갈 현상에 의한 작은 선상 오류들이 관찰된다(Fig. 6).

이 중에서 광자 고갈 현상에 의한 작은 선상 오류들은 대부분 길이가 30 pixels보다 작고, 너비는 4 pixels를 넘지 않는 다양한 각도의 작은 직선 형태이기 때문에 이러한 선상 오류들을 인지하기 위해 중앙부위에 너비 4 pixels의 직선이 0도에서 170도까지의 각각의 각도에 따라 존재하는 32 × 32 pixels 크기의 small line template를 만들었다(Fig. 7).

이렇게 만들어진 template를 base template의 모든 영역에서 32 × 32 pixels 크기의 영역과 비교하여 small line template에 있는 직선과의 일치도가 50%가 넘는 경우에 그 부위에 small line template의 직선과 일치하는 직선이 있는 것으로 인지하여 제거하도록 하고 이러한 과정을 각도에 따른 모든 small line template에 대해서 반복하였다(Fig. 8). 이러한 반복과정에 의해 base template에서 치아나 골조직과 같은 경조직과 그 근방의 선속 경화 현상에 의한 큰

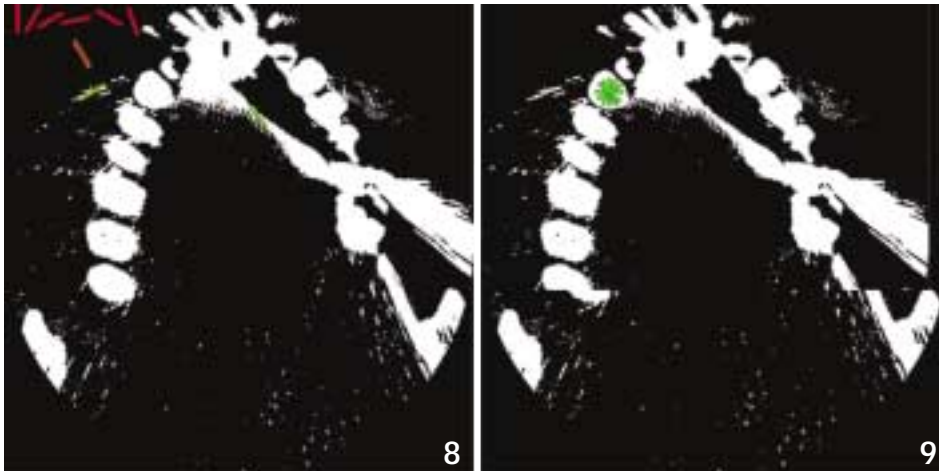


Fig. 8. Each small line template is compared with every pixel of the base template. And the portion of coincidence (green color) with small line template is found out.

Fig. 9. The portion which had some areas is coincided with many small line templates.

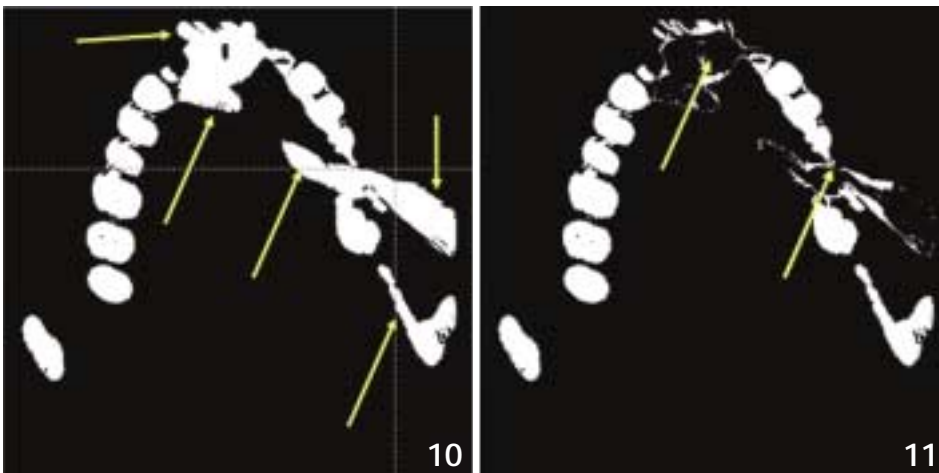


Fig. 10. The base template after eliminating the small metal artifacts. The yellow arrows indicate large metal artifacts created by beam hardening effect.

Fig. 11. The base template after eliminating the large metal artifacts. The yellow arrows indicate the portion of the metal restoration itself.

선상오류와 같이 면적을 가지고 있는 부위들은 직선형태의 small line template와 일치하는 부위가 반복적으로 발생하게 되어 (Fig. 9) 같은 부위에 여러 개의 직선이 있는 것으로 인지하게 되고 이러한 경우도 모두 직선이 있는 것으로 인지하여 제거하게 되는 경우에는 치아나 골조직과 같은 정상적인 경조직 부위까지도 제거되므로, 이렇게 같은 부위에 반복적으로 직선이 있는 것으로 인지되는 경우에는 그 부위를 제거하지 않도록 하여 정상적인 구조를 제거하지 않도록 하였다.

이러한 과정을 거친 변형된 base template에는 광자 고갈 현상에 의한 작은 선상 오류들은 제거되었으나 선속 경화 현상에 의한 큰 선상 오류들은 그대로 남아있게 된다 (Fig. 10).

선속 경화 현상에 의한 큰 선상 오류들은 금속 수복물에서 시작되어 방사상의 굵은 직선 형태로 나타나게 되는데 금속 수복물에서 멀어질수록 CT 값이 점점 낮아지게 되므로 이러한 점을 이용하여 원래의 DICOM file에서 금속 수복물이 있는 부위 (CT 값이 4,070 HU 이상인 pixel 부

위)와 인접한 pixel들의 CT 값 차이가 192 이내로 연속적으로 감소하는 경우를 선상 오류로 인지하여 base template에서 지우도록 하고 이러한 과정을 모든 영역에서 반복 시행하였는데 이러한 반복과정을 거친 base template에서는 금속 수복물 자체가 있는 부위도 이러한 조건에 해당되어 제거되므로 (Fig. 11) 금속 수복물이 있는 부위 (CT 값이 4,070 HU 이상인 부위)를 다시 추가하여 최종적인 base template를 얻었다 (Fig. 12).

이러한 과정을 통해서 얻은 base template에 해당되는 부위만을 원래의 DICOM image에서 선택하여 최종적으로 선상 오류를 제거한 단면영상을 얻었다 (Fig. 13).

결 과

아무런 조작을 하지 않고 원래의 DICOM file 형식의 단면 영상을 이용하여 3차원 영상으로 재구성한 상 (Fig. 14) 과 여러 가지 방법으로 선상 오류를 제거한 후 3차원 영상을 재구성한 상들을 서로 비교하였다.

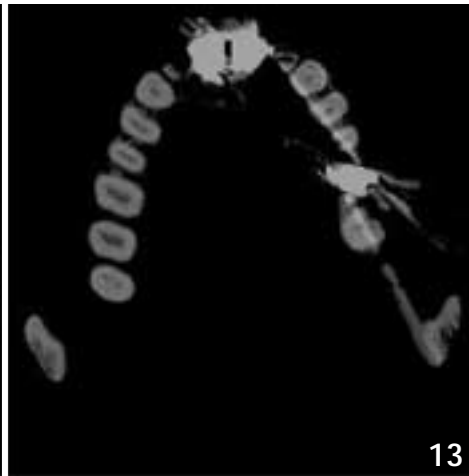
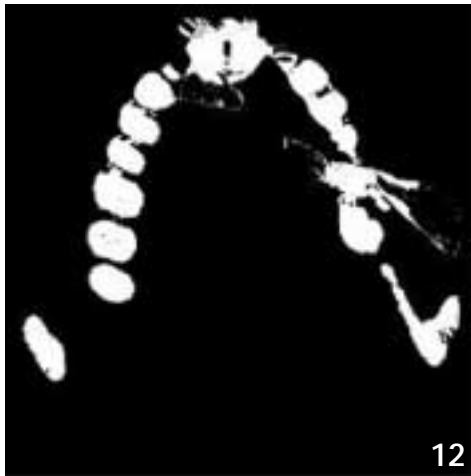


Fig. 12. The final base template after recovering the portion of metal restoration.

Fig. 13. The modified DICOM image is made by applying the final base template to the original DICOM image.

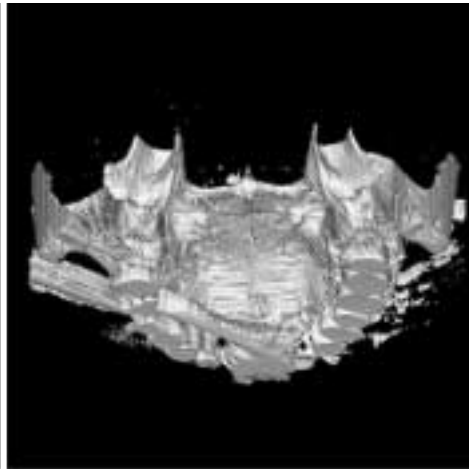
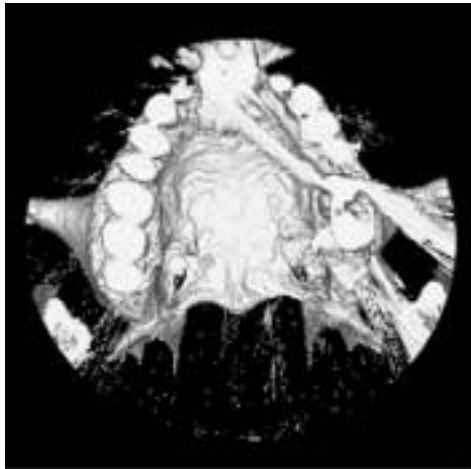


Fig. 14. 3D images reconstructed by the original DICOM images.



Fig. 15. 3D images by manual editing procedure with ADVANTAGE WINDOWS 2.0 3D Analysis software.

Workstation 상에서 Dentascan 프로그램 (ADVANTAGE WINDOWS 2.0 3D Analysis)을 이용하여 숙련되지 않은 사람이 작업을 하였을 때 약 30분의 시간이 소요되었으며 선상 오류의 제거 정도는 악궁 바깥쪽에 위치한 작은 선

상 오류들은 제거되어졌으나 구개 부위에 있는 큰 선상 오류는 제거되지 않았다(Fig. 15).

V-works 프로그램을 이용하여 숙련된 작업자가 수작업으로 선상 오류를 제거하였을 때는 약 1시간이 소요되었

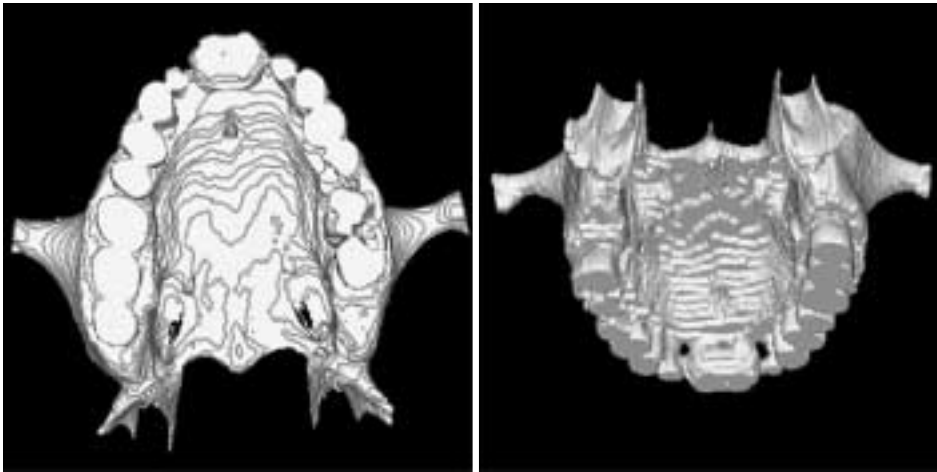


Fig. 16. 3D images reconstructed with V-works 4.0™ after manual editing procedure.

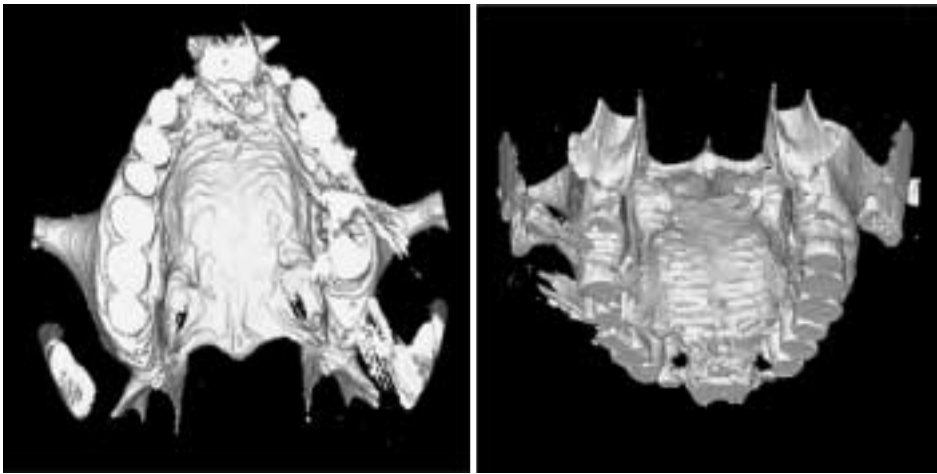


Fig. 17. 3D images reconstructed after running the self-made program.

고 거의 모든 선상 오류들이 제거되었으며, 금속 수복물과 인접해 있는 큰 선상 오류들도 대부분 제거되었다. 따라서 정상적인 해부학적 구조물들과 금속 수복물들을 거의 완전하게 재구성할 수 있었다(Fig. 16).

사람이 선상 오류를 인지하는 과정을 컴퓨터 프로그래밍한 자동화 프로그램을 이용하여 작업하였을 때는 약 30분의 시간이 소요되었다. 이는 2.0 GHz Pentium 4 processor, 256 MB RAM을 갖춘 개인용 컴퓨터에서 하나의 재구성 단면을 처리하는데 3분 10초가 소요되었으며 본 연구에 사용된 예의 경우 선상오류가 있는 단면이 9장이었고, 프로그램 실행이 재구성단면 한 장씩 따로따로 이루어져 그 중간에서 파일을 찾는 시간을 합한 시간이다. 이렇게 자동화된 프로그램을 이용하여 단면영상을 처리한 후 3차원 영상을 재구성하였을 때 작은 선상 오류들은 거의 완전히 제거되었으나 큰 선상 오류 중에서 금속 수복물과 인접한 부분은 완전히 제거되지는 않았다(Fig. 17).

이상의 결과를 종합하면 이 연구를 위해서 제작한 자동화 프로그램과 개인용 컴퓨터를 이용하여 선상 오류를 제

거한 경우가 V-works 프로그램을 이용해 숙련된 작업자가 수작업으로 선상 오류를 제거한 경우보다 3차원 영상의 질은 다소 떨어지나 작업시간은 매우 단축되었으며, Dentscan 프로그램을 이용해 수작업으로 선상 오류를 제거한 경우보다 구개측의 큰 선상오류를 제거하는 능력이 더 우수하였고 작업시간은 거의 비슷하게 나타났다.

고 찰

전산화 단층촬영한 단면 영상을 이용한 3차원 재구성영상은 두경부 병소와³⁻⁵ 외상,⁶ 기형의 진단 및 두경부 재건 수술 등에^{7,8} 이용되어져 왔으나 높은 원자번호를 가진 금속과 X선과의 상호작용에 의해 발생하는 선상 오류는 3차원 재구성 영상에서 정확한 구조의 파악을 불가능하게 만들어 3차원 재구성영상의 임상적 적용에 많은 제약을 가져왔다.⁹⁻¹⁶

이러한 금속에 의한 선상 오류를 감소시키기 위하여 지금까지 고안된 다양한 방법들은^{15,16,18-24} 대부분 CT 장비

자체의 기계적 보완과, 복잡한 수학적 계산을 근거로 한 복잡한 알고리즘을 필요로 한다. 물론 이러한 방법들은 금속에 의해서 손상되어진 부분의 CT data를 보완하는데 있어서 보다 일반적이고 보편적인 방법을 제공하는 반면 여전히 완전하게 선상 오류를 제거해 내지는 못하고 있다.

최근에는 개인용 컴퓨터나 워크스테이션에서 소프트웨어를 이용하여 사람의 수작업을 통해서 금속의 선상 오류를 제거하는 것이 가능해졌는데 이러한 방법은 주로 완전한 형태의 경조직을 얻는데 이용되어지고 있으며 비교적 성공적인 결과를 얻고 있다. 그러나 이러한 방법은 이용되는 소프트웨어의 종류와 소프트웨어를 다루는 사람의 해부학적 지식, 소프트웨어를 사용하는 기술의 숙련도에 따라서 결과의 질과 작업에 필요한 시간이 다를 수 있기 때문에 보다 양질의 일관된 결과를 얻기 위해서는 이러한 과정이 자동화되어질 필요가 있다.

Dentascan을 이용하여 비숙련자가 작업을 하였을 때는 약 30분의 시간이 소요되었으며 선상 오류의 제거 정도는 작은 선상 오류들은 제거되어졌으나 구개측의 큰 선상 오류는 제거되지 않았는데 이는 Dentascan 소프트웨어에서 손상 오류를 제거하는 방법 때문이다. Dentascan에서는 volumetric rendering된 3차원 재구성 영상을 원하는 각도로 회전하여 그때 보이는 시점 그대로 화면에서 선을 표시한 후 그 선의 어느 한쪽 부분을 선택해서 제거하므로 이때 제거되어야 할 부분은 제거되어서는 안 되는 부분과 명확히 구분되도록 3차원 영상을 회전시켜야 한다. 그런데 연구에 사용되어진 예에서는 구개측에 있는 선상오류의 부분이 3차원 영상을 어떤 각도로 회전시켜도 정상적인 해부학적 구조와 중첩되기 때문에 제거할 수가 없었다.

V-works 프로그램을 이용하여 숙련자가 작업하였을 때는 약 1시간이 소요되었고 거의 대부분의 선상 오류들이 제거되었으며, 금속 수복물과 인접해 있는 큰 선상 오류들도 대부분 제거되었는데 이러한 금속 수복물과 인접한 큰 선상 오류들을 제거할 때에는 선상 오류가 있는 재구성 단면 전·후의 선상 오류가 없는 재구성 단면을 참고하여 원래의 금속 수복물 형태를 생각하여 그 이외의 부분을 지우므로 작업자의 해부학적 지식과 다소 주관적인 측면이 반영된다.

사람이 선상 오류를 인지하는 과정을 컴퓨터 프로그래밍한 자동화 프로그램을 이용하여 작업하였을 때는 약 30분의 시간이 소요되었는데 이것은 2.0 GHz Pentium4 processor, 256 MB RAM을 갖춘 개인용 컴퓨터에서 하나의 재구성 단면을 처리하는데 3분 10초가 소요되었으며 본 연구에 사용된 예의 경우 선상오류가 있는 단면이 9장이었고, 프로그램 실행이 재구성단면 한 장씩 따로따로 이루어져 그 중간에서 파일을 찾는 시간이 일부 소요되었기 때문에 30여분의 시간이 소요되었다. 3차원 재구성 영상의 질은 작은 선상 오류들은 거의 완전히 제거되어졌으나 큰

선상 오류 중에서 금속 수복물과 인접한 부분은 완전히 제거되지 않았는데 이는 큰 선상오류를 제거할 때에 선상 오류가 있는 재구성 단면의 전·후의 선상 오류가 없는 재구성 단면을 참고하는 방식을 프로그래밍하지 못하고 단순히 금속 수복물이 있는 pixel 부위와 인접한 pixel들의 CT 값 차이가 192 이내로 연속적으로 감소하는 경우를 선상 오류로 인지하도록 프로그래밍하였기 때문이다.

이상의 결과를 종합하여 보면 자동화 프로그램으로 선상 오류를 제거한 경우가 V-works를 이용해 수작업으로 선상 오류를 제거한 경우보다 3차원 영상의 질은 다소 떨어지거나 작업시간이 매우 적게 소요되었으며, Dentascan을 이용해 수작업으로 선상 오류를 제거한 경우보다 구개측의 선상오류의 제거능력이 더 우수하였고 작업시간은 거의 비슷한 것으로 나타났다. 그러나 Dentascan의 경우 비숙련자가 작업하였으므로 숙련자가 작업할 경우 더 시간이 단축될 수도 있겠지만 선상 오류의 제거 정도는 더 향상되기 어려울 것으로 생각된다.

또한 실제로 임상 개원의들의 경우 대부분 개인용 컴퓨터에서 3차원 재구성 영상을 이용하며 소프트웨어의 사용에 익숙하지 않은 경우가 대부분이므로 단순히 윈도창을 통해 파일을 선택해 주는 자동화 프로그램에 의한 방식이 더욱 선호될 것으로 생각되며 자동화 프로그램이 더욱 정교해질수록 선호도는 더욱 높아질 것이다.

본 연구에서 사용된 것과 같은 자동화 프로그램에 의한 선상 오류의 제거가 수작업을 통한 선상 오류의 제거에 비해 질은 다소 떨어지나, 시간이 많이 단축되었고, 기존의 소프트웨어에 대한 사용법에 익숙하지 않아도 사용할 수 있다는 장점이 있으므로 본 연구에서 사용된 비교적 단순한 알고리즘(작은 직선의 제거, 금속수복물과 인접한 연속적으로 감소하는 고신호 부위의 제거)에 선상 오류가 없는 재구성 단면의 경조직 구조로부터 선상 오류가 있는 재구성단면의 경조직 형태를 추론하여 인지할 수 있는 알고리즘이 추가된다면 수작업에 의한 선상 오류의 제거 방식을 대체할 수 있을 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. Br J Radiol 1995; 68 : 166-72.
2. Herman GT, Coin CG. The use of three-dimensional computer display in the study of disk disease. J Comput Assist Tomogr 1980; 4 : 564-7.
3. Ray CE Jr, Mafee MF, Friedman M, Tahmoressi CN. Applications of three-dimensional CT imaging in head and neck pathology. Radiol Clin North Am 1993; 31 : 181-94.
4. Cavalcanti MG, Vannier MW. Quantitative analysis of spiral computed tomography for craniofacial clinical applications. Dentomaxillofac Radiol 1998; 27 : 344-50.
5. Cavalcanti MG, Vannier MW. The role of three-dimensional spiral computed tomography in oral metastases. Dentomaxillofac Radiol

- 1998; 27 : 203-8.
6. Fox LA, Vannier MW, West OC, Wilson AJ, Baran GA, Pilgram TK. Diagnostic performance of CT, MPR and 3D CT imaging in maxillofacial trauma. *Comput Med Imaging Graph* 1995; 19 : 385-95.
 7. Altobelli DE, Kikinis R, Mulliken JB, Cline H, Lorensen W, Jolesz F. Computer-assisted three-dimensional planning in craniofacial surgery. *Plast Reconstr Surg* 1993; 92 : 576-85; discussion 586-7.
 8. Carls FR, Schuknecht B, Sailer HF. Value of three-dimensional computed tomography in craniomaxillofacial surgery. *J Craniofac Surg* 1994; 5 : 282-8.
 9. Glover GH, Pelc NJ. An algorithm for the reduction of metal clip artifacts in CT reconstructions. *Med Phys* 1981; 8 : 799-807.
 10. Robertson DD, Weiss PJ, Fishman EK, Magid D, Walker PS. Evaluation of CT techniques for reducing artifacts in the presence of metallic orthopedic implants. *J Comput Assist Tomogr* 1988; 12 : 236-41.
 11. Markel MD, Morin RL, Roy RG, Gottsauner-Wolf F, Chao EY. Effect of titanium endoprostheses on bone mineral density measurements, using quantitative computed tomography. *Am J Vet Res* 1992; 53 : 2105-8.
 12. Anastakis DJ, Antonyshyn OM, Cooper PW, Yaffe MJ, Bush K, Mawdsley GE. Computed tomography artifacts associated with craniofacial fixation devices: an experimental study. *Ann Plast Surg* 1996; 37 : 349-55.
 13. Robertson DD, Yuan J, Wang G, Vannier MW. Total hip prosthesis metal-artifact suppression using iterative deblurring reconstruction. *J Comput Assist Tomogr* 1997; 21 : 293-8.
 14. Vannier MW, Hildebolt CF, Conover G, Knapp RH, Yokoyama-Crothers N, Wang G. Three-dimensional dental imaging by spiral CT. A progress report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997; 84 : 561-70.
 15. Hinderling T, Rueggsegger P, Anliker M, Dietschi C. Computed tomography reconstruction from hollow projections: an application to in vivo evaluation of artificial hip joints. *J Comput Assist Tomogr* 1979; 3 : 52-7.
 16. Kalender WA, Hebel R, Ebersberger J. Reduction of CT artifacts caused by metallic implants. *Radiology* 1987; 164 : 576-7.
 17. Klotz E, Ernst O, Kalender WA. Algorithms for the reduction of CT artifacts caused by metallic implants. *Proc. SPIE* 1990; 1234 : 642-50.
 18. Brooks RA, Di Chiro G. Beam hardening in X-ray reconstructive tomography. *Phys Med Biol* 1976; 21 : 390-8.
 19. McDavid WD, Waggenger RG, Payne WH, Dennis MJ. Correction for spectral artifacts in cross-sectional reconstruction from X-rays. *Med Phys* 1977; 4 : 54-7.
 20. Link TM, Berning W, Scherf S, Joosten U, Joist A, Engelke K, et al. CT of metal implants: reduction of artifacts using an extended CT scale technique. *J Comput Assist Tomogr* 2000; 24 : 165-72.
 21. Nassi M, Brody WR, Medoff BP, Macovski A. Iterative reconstruction-reprojection: an algorithm for limited data cardiac-computed tomography. *IEEE Trans Biomed Eng* 1982; 29 : 333-41.
 22. Wang G, Snyder DL, Vannier MW. Local computed tomography via iterative deblurring. *Scanning* 1996; 18 : 582-8.
 23. Mott DJ, Zheng GL, Eddleston B. The removal of a "cupping" artifact from brain images produced by the EMI 7070 CT scanner. *Br J Radiol* 1985; 58 : 873-80.
 24. Soltanian-Zadeh, Hamid, Windham, Joe P, Soltanianzadeh, Jalel. CT artifact correction: an image-processing approach. *Proc. SPIE*: 1996; 2710 : 477-85.