



치과학에서 3차원 CT영상의 적용

원광대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실

조교수 이 병 도

서론

전산화단층촬영술(Computerized Tomography, 이하 CT)은 신체에 의해 흡수, 산란된 X선속의 선 감쇠계수(linear attenuation coefficient)를 컴퓨터가 계산하여 모니터상에 회색조(gray level)로 구조물을 표시하는 방법이나 3차원적인 구조물을 2차원적인 공간에서 해석을 하는 경우, 여러 가지 어려움이 뒤따를 수 있으므로 3차원적 CT 영상의 필요성이 제기되었다.

3차원 CT 영상은 수직장 내지 수평장의 연속적 CT 단면 영상을 기반으로 이용하여 컴퓨터 모니터 상에서 입체감을 가지는 구조물을 재구성하는 영상이라고 할 수 있으며 목적하는 부위를 회전시키거나 내부구조물들을 관찰하는 것이 가능하기 때문에 병변의 진단이나 평가에 유리하다.

그동안 임상의학의 이해부족, 3차원 영상처리 프로그램(rendering software)의 미비, 영상처리를 할 수 있는 컴퓨터 처리속도 및 저장용량부족 등이 3차원 영상 발전의 문제점이었으나 최근에 이러한 문제점들이 해결되고 있으며 특히 DICOM(Digital imaging and Communications in medicine)화된 CT 자료와 적절한 rendering software 등이 구비되어 있는 경우, 임상가의 개인용 컴퓨터에서도 3차원 CT 영상을 구현시킬 수 있게 되었다.

3차원 CT 영상기법에는 multiplanar reformatting (MPR), surface rendering, volume rendering, maximum intensity projection(MIP), interactive virtual endoscopy 등 다양한 기법이 존재하며 진료 목적에 맞게 응용할 경우 3차원 영상의 효율성을 극대화시킬 수 있다.

이러한 3차원 CT 영상기법과 이를 토대로 신속조형(Rapid Prototyping, RP)기술을 이용한 생체모델(biomodel)등이 임상에 응용됨으로써 기형치료, 두개안면부 재건수술, 광범위한 외상, 종양수술 등의 효과적 진단뿐 아니라 술전의 모의 수술, 모델상의 보철물이나 매식체 등의 빠른 제작 등이 가능해지고 있다.

컴퓨터 모니터상의 3차원 영상모델이나 RP모델

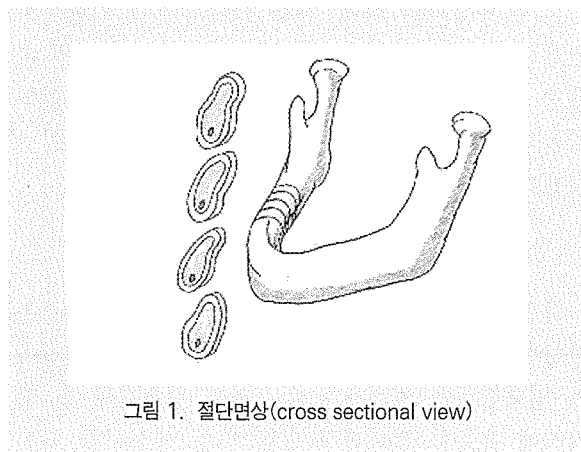


그림 1. 절단면상(cross sectional view)

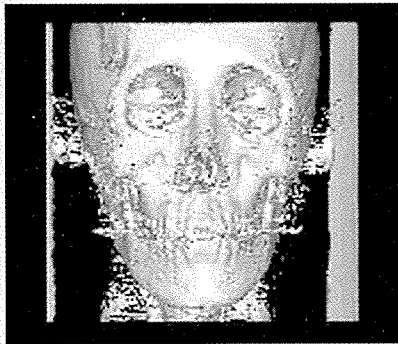


그림 2. 임계치가 낮게 설정이 되면 연조직도 표현이 되나(좌) 높게 설정이 되면 골조직만이 관찰된다(우).

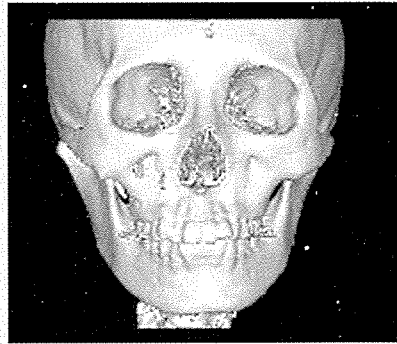


그림 3. volume rendering과정을 통해 좌측 악하선의 종창을 나타냄

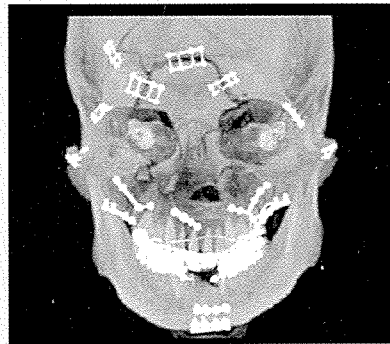


그림 4. MIP기법을 이용하여 miniplate등이 명확하게 나타남

등 3차원 CT 의학모델이 임상에 적용되기 위해서는 높은 정확도가 요구된다. 그러나 CT 자료 획득 과정(data acquisition), 3차원 영상모델 및 RP 모델 생산 과정 등에서 3차원모델의 부정확성이 야기될 가능성이 있다.

본 논문에서는 여러 가지 3차원 영상 기법들의 소개와 원광대 치과병원에서 3차원 의학모델을 이용한 증례들을 사진으로 소개하고 3차원 모델의 부정확성을 야기하는 요소들에 대해 살펴보기로 하겠다.

1. 3차원 영상 기법

다면상기법(MPR, Multiplanar reformatting)은 횡단면뿐만 아니라 종단면, 시상면 등을 재형성하는 입체영상을 일컬으며 임플란트 수술계획 및 평가시에 유용한 절단면상(그림 1)을 생성시킬 수도

있다. 연속적인 단면 영상들이 3차원적인 입체감을 가지기 위해서는 각 단면 자료들을 연결해주는 기법이 필요하며 surface rendering과 volume rendering 등이 있다. Surface rendering의 대표적인 기법인 Shaded surface display(SSD)는 thresholding process를 이용하여 각 구조물을 인식하는 기법이다. thresholding process는 특정한 CT 번호(임계치, thresholding value)를 정의하며 선택된 임계치 이하 CT 번호를 가지는 체적소들(voxels)은 보이지 않게 만든다(그림 2).

비교적 간단한 알고리즘을 이용하는 기법이기에 때문에 3차원 영상형성속도가 빠르나 입체 표면이 계단현상 등을 나타낼 수도 있다. volume rendering은 surface rendering과는 달리 percentage classification 원리를 적용함으로 모든 CT 자료를 이용한다. 화면의 opacity가 높은 경우는 SSD와 유

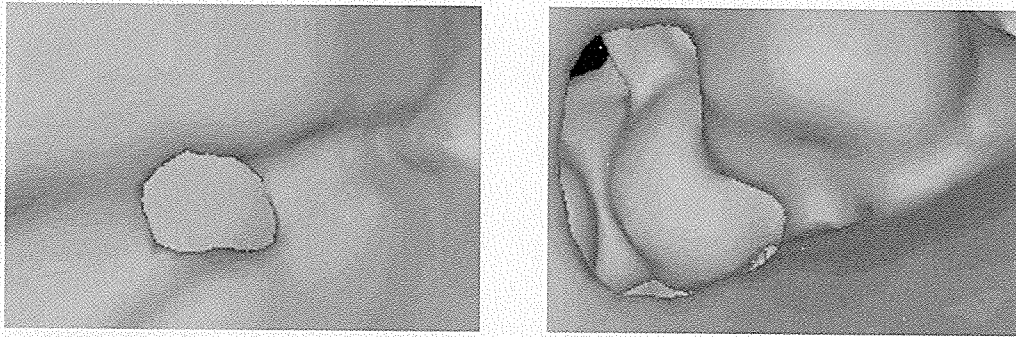


그림 5. Interactive virtual endoscopy기법을 이용하여 하악관의 내부모습을 보여줌

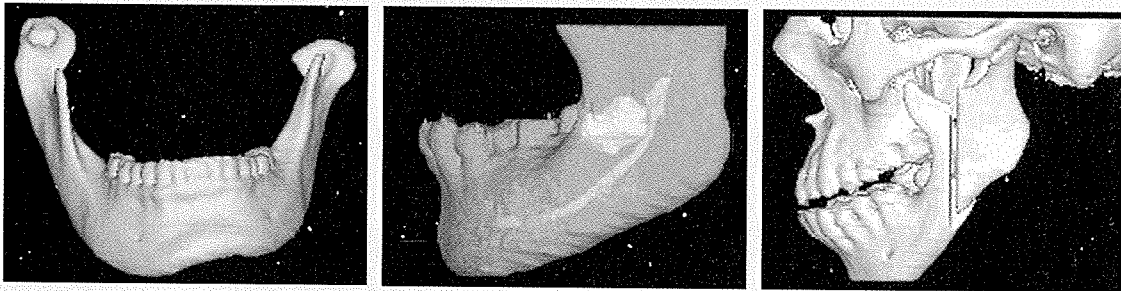


그림 6. 여러가지 3차원 영상처리기법을 이용한 하악파괴형성증, 하악관의 위치, 모의 악교정술등이 표현된 증례들

사하게 보이며 opacity가 낮은 경우는 일반 방사선 사진과 유사하다. 해부학적 구조물들의 위치관계를 보다 명확하게 보여주는 장점이 있고 내부 구조물 인식 0등의 장점이 있는 반면에(그림 3) 관찰자마다 계측치 등이 다르게 측정될 수 있는 가능성이 있다. MIP(Maximum Intensity Projection)기법은 원하고자 하는 방향에서 최대밀도를 가지는 화소(pixel)들만 추출하여 이를 재구성하는 범으로 혈관조영술 등에서 유용하게 사용되며 목적부위를 강조시킬 수 있으며(그림 4) Interactive virtual endoscopy기법은 CT 영상과 endoscope를 병행 사용하여 하악관, 타액도관 등의 빈공간내부구조를 살필 수 있는 방법이다(그림 5). 그외에 3차원 영상에서의 모의 악교정 수술, 각도나 길이 계측 등의 작업도 가능하다(그림 6).

2. RP모델

Rapid Prototyping(RP)모델이란 CT 영상자료

를 기반으로 3차원 CAD(computer aided design)/CAM(computer aided manufacturing) 기술을 이용하여 실물과 동일하게 생성된 복제품을 말하며 처음에는 공업용으로 제작되었으나 최근에 의학적 이용이 증대되고 있다. RP기법은 시간과 비용이 많이 든다는 단점이 있으나 첫째, 해부학적 관계를 더욱 더 잘 이해할 수 있고 둘째, 술전에 술식을 모의 실험할 수 있으며 셋째, 더욱 향상된 술중 위치파악의 정확성, 재건술시 더 정확한 보철물의 제작 가능 넷째, 향후 저장된 기록 혹은 교육자료의 제공 등의 다양한 장점이 존재한다(그림 7).

RP모델은 제조방식에 따라 다양한 모델의 생성이 가능하나 광경화성 수지에 레이저 광선을 주사하면 주사된 부분이 경화되는 원리를 이용한 장치인 SLA(StereoLithographic Apparatus)방식과 분사방식인 3-D printing방식 등이 일반적으로 사용되고 있으며 경제적인 이유 때문에 3D printing방

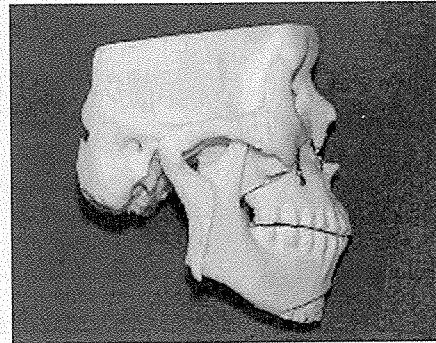
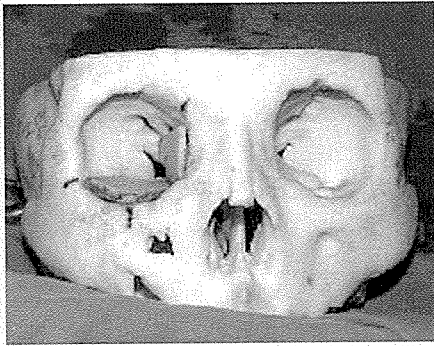


그림 7. RP모델상에서 이식편 크기의 결정이나 모의 악교정술등을 시행한 증례



그림 8. SLA 모델(SLA 3500, 좌)과 starch 모델(Z402, 우).

식인 starch모델(Z402)이 임상에서 선호되고 있다 (그림 8).

3. 3차원 의학 모델의 정확성

CT 촬영후 rendering 과정에 의해 3차원 영상이 생성 되고 이러한 영상자료를 기반으로 RP모델을 생성하는 것은 잘 알려져 있는 사실이다. 3차원 CT 영상 생성과정중 rendering 과정에 의해 신체 각 조직의 3차원 영상으로의 포함여부가 결정되기 때문에 3차원영상의 정확도가 영향을 받을 수 있으며 또한 CT 촬영시의 자료 획득조건(acquisition factor)에 의해서도 영상모델의 크기나 모양의 정확성이 영향을 받는다.

실제 임상에서는 CT 촬영시 환자의 동요도, 방사선 피폭량을 최소화하기 위한 절편두께의 한계, 환자의 구강내 보철물에 의한 metal artifact 등이 이 단계에서의 오차를 더욱 크게 할 수 있는 요인이

된다고 알려져 있다. 최근에는 나선식 CT를 이용하는 빈도가 증가하고 있으며 나선식 CT 사용시 자료획득시간이 짧으므로 환자 움직임등에 의한 artifact 등을 줄일 수 있고 환자에 대한 방사선 조사량을 감소시킬 수 있게 되었다.

이에 따라 3차원 영상 자료획득이 더욱 유리하여 졌으며 컴퓨터 하드웨어 및 소프트웨어 발전은 개인용 컴퓨터에서의 3차원 CT 영상 생성을 가능하게 하였다. 영상의 기본단위는 화소(pixel)이며 이러한 화소는 일정한 크기를 갖게되기 때문에 불균등용적평균(partial volume averaging)이 적용된다. CT촬영시 절편두께는 통상 1-10mm 정도의 범위를 가지게 되는데 이러한 절편 두께가 증가되면 이러한 불균등용적평균이 커지므로 해상도가 저하됨은 물론 계단 현상이 나타날 수 있다. 저자의 건조 두께골에 대한 3차원 CT 영상모델의 정확성에 대한 연구 결과 1mm 절편두께에 비해 2mm 절편두

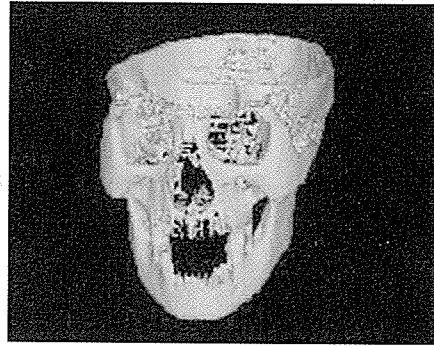
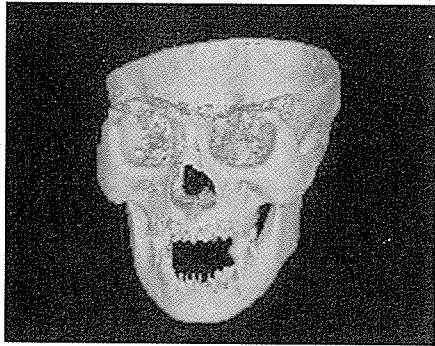


그림 9. 절편 두께(slice thickness) 1mm(좌)와 4mm(우). 4mm에서 3차원 영상모델의 표면이 거칠게 표현된다.

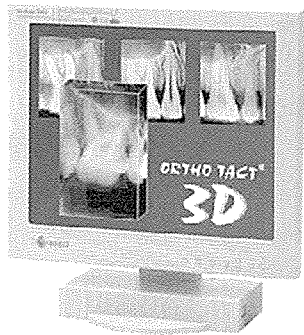


그림 10. TACT(Tuned aperture computed tomography). 상악제1대구치의 협설측 관계를 보여주고 있다

계의 상대오차율이 크게 측정되었으며 절편두께 3mm 영상모델에서는 해부학적 구조물들이 선명하지 않게 표현되거나, 가상의 소공 등을 생성하므로 선계축이 부분적으로 이루어졌으며 4mm 절편 두께의 경우 해부학적 구조물들간의 거리 계측이 불가능할 정도로 화질이 저하되어 나타났다(그림 9).

체적 자료 획득 후 3차원 영상을 생성하기 위한 rendering 과정중에는 임계치, decimation, tessellation, smoothing 등 여러 가지 매개변수들이 존재 한다. 이 변수들 가운데 관심부위를 그 주위 조직으로부터 분리하여 등밀도면(iso-surface)을 이루는 특정한 밀도값을 임계치(threshold value)라고 하는데 각 조직에 대한 정확한 임계치의 절대적

인 수치를 계산하는 수학적식이 없기때문에 rendering 과정을 수행하는 의료기사 혹은 방사선 의사의 경험에 의존하여 설정되는 경우가 대부분이며 이로 인해 특정한 임계치 설정은 모델의 정확도에 크게 영향을 미친다고 알려져 있다.

이와 같이 임계치 변화에 의해 3차원 RP모델의 크기가 서로 다르게 나타나는 이유로는 임계치가 적정 수준보다 높은 경우에는 골조직이 소실되어 가상의 봉합선, 소공 등이 보일 수 있으며, 임계치가 낮은 경우에는 불균등용적평균 등에 의해 가상의 골조직이 생성되어 이개된 인접 골 조직이 융합된 3차원 영상모델이 생성되므로, 3차원영상을 기반으로 한 RP모델 역시 가상 구조물이 생성이나 소실된 형태를 보여주기 때문이라고 알려져 있으며, 저자는 임계치를 500과 800으로 설정하여 RP모델의 정확도를 조사한 결과 임계치 800RP모델이 임계치 500RP모델의 크기와 상이하다는 것을 알 수 있었다.

RP모델 제작 방식에 의해서도 정확도의 차이가 난다. SLA(StereoLithographic Apparatus)은 반투명 모델로서 광경화성 수지에 레이저 광선을 조사하면 조사된 부분이 경화되는 원리를 이용한 장치이며 층(layer)별로 경화가 일어난다. CT 촬영 후 비교적 긴 제작기간(약 14일정도)을 갖지만 비교적 정확한 방법이라고 알려져 있다. 반면 3D



printing모델은 적층방식으로서 depowdering과정을 겪는다. 사용되는 재료로는 starch와 cellulose 등이며 urethane 등으로 표면을 경화처리를 한다. 불투명 모델로서 CT 촬영후 약 7일정도의 제작기간이 소요되며 SLA모델에 비해 경제적이기 때문에 임상적으로 빈번하게 이용되고 있다. 저자의 연구 결과 SLA모델의 건조두께에 대한 선계측치 상대오차는 0.79%인데 비해 3D printing모델의 경우에는 2.52%로 SLA에 비해 3D printing 모델의 오차가 훨씬 크게 측정되었으며 평균 크기가 작게 나타났다. 즉 SLA방식을 사용한 RP모델의 경우 3D printing모델에 비해 높은 정확도를 보였다(그림 8).

치아부위의 영상은 특별히 뛰어난 해상도를 요구하는데 비해 3차원 CT 영상은 이를 충족시키지 못하는 것으로 보고되고 있으며 CT 기계의 focal spot 의 크기, 검출기들(detectors)간의 거리, 촬영시 치아 장축에 대한 X선 조사방향 등이 해상력 저하의 원인이라고 생각된다. 그러므로 상하악 복합체를 동시에 나타내는 RP모델에서 적절한 악간 관계를 보여주기 위해서는 RP모델의 치아상태를 이용하는 것보다는 dental cast 등으로 대체하여 악간 관계를 기록하는 것이 좋다.

결론

원광대 치과병원에서 3차원 CT 영상 및 이를 기반으로 한 RP모델을 이용하여 심한 외상 환자의 수술, 악교정술, 기형 치료 및 치과임프란트 치료 등을 효과적으로 할 수 있었고 여러가지 3차원 CT 영상기법을 응용하면 3차원 영상의 효율성을 더욱 제고시킬 것으로 생각된다. Rendering software구입비용, RP모델 제작비용 등이 점차 낮아지는 경향이 있으며 각 병,의원에서 3차원 CT영상을 이용하고자 할때에는 CT 촬영 절편두께가 얇고, 환자에 대한 X선 조사량을 감소시킬 수 있는 CT 기종을 이용하는 것이 바람직하다고 생각한다.

구강악안면 영역의 3차원 관계를 영상화 하기위해서는 소용량의 CT를 이용하는 것도 추천된다. 파노라마 기계에 option으로 장착될 수 있는 TACT(Tuned aperture computed tomography)는 치아파절이나 치아우식증 등을 선명하게 보여주고 협설측 위치를 동영상형식으로 보여준다(그림 10).

Ortho-CT(Ortho cubic super high resolution CT), Micro-CT 등은 기존의 fan beam CT와는 달리 cone beam 을 이용하여 높은 해상력을 나타내며 상대적으로 좁은 설치면적만 있어도 된다.

참 고 문 헌

1. Herman GT, Liu HK. Display of three-dimensional information in computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 1977;1:155-60.
2. Matteson SR, Bechtold W, Phillips C, Staab EV. A method for three-dimensional image reformation for quantitative cephalometric analysis. *J Oral Maxillofac Surg* 1989;47:1053-61.
3. Fishman EK, Magid D, Ney DR, Chaney EL, Pizer SM, Rosenman JG. et al. Three-dimensional imaging. *Radiology* 1991;181:321-37.
4. Santler G, Karcher H, Ruda C. Indications and limitations of three-dimensional models in craniomaxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1998;26:11-6.
5. Kragsskov J, Sindet-Pedersen S, Gyldensted C, Jensen KL. A comparison of three-dimensional computed tomography scans and stereolithographic models for evaluation of craniofacial anomalies. *J Oral Maxillofac Surg* 1996;54:402-11.
6. Covino SW, Mitnick RJ, Shprintzen RJ, Cisneros GJ. The accuracy of measurements of three-dimensional computed tomography reconstructions. *J Oral Maxillofac Surg* 1996;54:982-90.
7. 최진영, 최정호, 김남국, 이종기, 김명기, 김명진 등. Rapid Prototyping으로 제작한 3D Medical Model의 오차 측정에 관한 연구(임상 적용 가능성 및 사례) *대한구강악안면외과학회지* 1999;25:295-303.
8. Ney DR, Fishman EK, Magid D, Robertson DD, Kawashima A. Three-dimensional volumetric display of CT data: effect of scan parameters upon image quality. *J Comput Assist Tomogr* 1991;15:875-85.
9. Yune HY. Two-dimensional-three-dimensional reconstruction computed tomography techniques. *Radiology* 1993;37:613-26.
10. 이병도, 이완. 전산화단층촬영상의 임계치가 3차원 의학모델 정확도에 미치는 영향에 대한 연구. *대한구강악안면방사선학회지* 2002;32:27-33.
11. Alder ME, Deahl ST, Mattreson SR. Clinical usefulness of two-dimensional reformatted and three-dimensionally rendered computerized tomographic images: literature review and a survey of surgeon's opinions. *J Oral Maxillofac Surg* 1995;53:375-86.
12. Gawamata A, Arijji Y, Langlais RP. Three-dimensional computed tomography imaging in dentistry. *Dent Clin North Am* 2000;44:395-410.
13. Hemmy DC, Tessier PL. CT of dry skulls with craniofacial deformities: accuracy of three-dimensional reconstruction. *Radiology* 1985;157:113-6.