

구강악안면영역의 3차원 CT 영상 재형성시 역치 및 불투명도에 대한 연구

서울대학교 치의학대학원 구강악안면방사선학교실, 치학연구소 및 BK21

최문경 · 이삼선 · 허경희 · 이원진 · 최순철

Study of threshold and opacity in three-dimensional CT volume rendering of oral and maxillofacial area

Mun-Kyung Choi, Sam-Sun Lee, Kyung-Hoe Huh, Won-Jin Yi, Soon-Chul Choi

Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Dental Research Institute and BK21, School of Dentistry, Seoul National University

ABSTRACT

Purpose : This study was designed to determine a proper threshold value and opacity in three-dimensional CT volume rendering of oral and maxillofacial area.

Materials and Methods : Three-dimensional CT data obtained from 50 persons who were done orthognatic surgery in department of oral and maxillofacial radiology of Seoul National University retrospectively. 12 volume rendering post-processing protocols of combination of threshold (100HU, 150HU, 221HU, 270HU) and opacity (58%, 80%, 90%) were applied. Five observers independently evaluated image quality using a five-point range scale. The results were analyzed by receiver operating characteristic curves, ANOVA and Kappa value. And three oromaxillofacial surgeons chose the all images that they thought proper clinically in the all of images.

Results : Analysis using ROC curves revealed the area under each curve which indicated a diagnostic accuracy. The highest diagnostic accuracy appear with 100HU and 58% opacity. and the lowest diagnostic accuracy appear with 221HU and 58% opacity that are being used protocol in department of oral and maxillofacial radiology of Seoul National University. But, no statistically significant difference was noted between any of the protocols. And the number of proper images clinically that chosen by three oromaxillofacial surgeons is the largest in the cases of protocol 8 (221HU, opacity 80%) and protocol 11 (270HU, opacity 80%) in one after the other.

Conclusion : Threshold and opacity in volume rendering can be controled easily and these can be causes of making an diagnostic accuracy. So we need to select proper values of these factors. (*Korean J Oral Maxillofac Radiol 2009; 39 : 13-8*)

KEY WORDS : Threshold; Opacity; Tomography, Computed; Volume Rendering

서 론

영상치의학분야의 눈부신 발전에도 불구하고 구강악안면영역의 복잡한 해부학적 구조에 의한 상의 중첩으로 일 반방사선영상, 단층영상, CT 및 MRI 등으로 구강악안면영

역을 진단하기는 쉽지 않다. 이들은 대부분 2차원 영상이나 단면상만을 제공하므로 각기 다른 촬영법으로 나타난 동일부위의 다른 영상을 임상가의 공간인지력으로 인식하여야 한다.¹ 따라서 인체구조의 공간적 위치를 인식하는 데에는 추상적이라는 제한성을 가지고 있다. 또한 공간인지능력으로 구성된 3차원 상은 영구적으로 보존할 수 없으며 이를 다시 인지하려면 진단영상들을 다시 관찰하여야 하는 시간과 노력이 요구된다.² 그러나 최근 CT 영상을 3차원적으로 재구성하는 방법의 이용은 환자에게 부가적인 방사선 노출의 위험 부담을 주지 않고 복잡한 해부학

접수일 (2008년 12월 22일), 수정일 (1차: 2009년 1월 13일, 2차: 2009년 1월 27일), 채택일 (2009년 2월 6일)
Correspondence to : Sam-Sun Lee
Department of Oral and Maxillofacial Radiology, School of Dentistry, Seoul National University
Tel) 82-2-2072-3978, Fax) 82-2-744-3919, E-mail) raylee@snu.ac.kr

적 구조에 대한 새로운 통찰력을 제공함으로써 진단학적 가치뿐만 아니라 방사선 치료 및 외과적 수술 시에도 응용될 수 있으며 임상적 필요성에 의하여 이의 필요성이 더욱 증가될 전망이다.³

CT 정보의 3차원의 시각화를 위해 가장 널리 사용되는 후처리(postprocessing) 알고리즘은 표면 재형성(surface rendering)과 체적 재형성(volume rendering)이다. 표면 재형성 기법은 CT 밀도에 대한 어떤 역치값을 지정하여 그 범위 내에 속하는 3차원화소(voxel)만 일정한 값으로 치환하고 범위 밖의 값은 제거한 다음, 입체감을 갖는 3차원 영상을 만드는 방법이다. 이렇게 만들어진 3차원 영상들은 로딩 속도가 빠르고, 표면의 정보만 가지고 있으므로 경계가 분명한 의료영상을 얻을 수 있으며, 해부학적 묘사능력에 있어서는 우수하지만 역치값 설정의 변화에 매우 민감하고, 노이즈 등의 영향으로 자칫 실제보다 왜곡된 영상으로 나타날 수 있다는 단점을 갖고 있다.^{4,5}

이의 해결을 위해 Shimizu 등⁶은 다중 역치(multiple threshold)와 투명도(transparency)를 가진 그림자표면표시(shade surface display)를 제안하였고 이를 체적 재형성 기법이라 하였다. 체적 재형성 기법에서 3차원화소의 수치는 하운스필드수치(Hounsfield number)와 일치하고 구조물의 불투명도(opacity)는 0-100%로 다양하게 조절된다. 즉 높은 불투명도는 표면 재형성 기법에서의 영상과 유사하고 낮은 불투명도는 일반 방사선 사진과 비슷하게 보인다.⁴ 체적재형성 삼차원영상에서 불투명도의 비율은 직관적으로 결정되나 불투명도의 비율에 따라서 대상의 외관상의 크기를 변화시키는 등 영상에 중요한 영향을 미친다.⁵ 즉 높은 불투명도는 물체를 더 커보이게 하는 반면 낮은 불투명도는 물체를 더 작아 보이게 할 수 있다.

3차원 재형성 과정에서 역치와 불투명도의 설정에 따라서 영상이 왜곡되는 현상이 발생할 수 있으며 이는 특히 악교정 수술 환자의 얇은 치조골을 가진 전치부나 얇은 상악동 전벽에서 뼈가 존재함에도 불구하고 뼈가 없는 것처럼 관찰되어 임상 의뢰자들이 치료계획을 세우거나 치료의

평가 시에 혼란을 야기한다. 그러나 3차원 영상모델 생성 과정 중에서 역치와 불투명도는 재형성과정을 담당하는 사람에 의해 쉽게 변환될 수 있는 요인이며 각 조직에 대한 정확한 역치를 결정하는 수학적 방법이 없기 때문에,⁷ 대개 술자의 경험에 의존하여 설정되는 경향이 있다.^{8,9}

현재 CT 단말장치에서 3차원 영상을 재구성할 때는 체적 재형성 방법을 주로 이용하고 있으며,¹⁰ 서울대학교 구강악안면방사선과에서 촬영된 3DCT는 최소 역치 221HU, 불투명도 58%를 기본으로 하는 체적 재형성 방법으로 영상화되고 있다. 이번 연구의 목적은 구강악안면영역의 3DCT 영상을 재형성할 때 적절한 CT번호의 역치 및 불투명도를 구하고 가장 적절한 조건을 제시해 보고자 함이다.

대상 및 방법

1. 연구대상

2008년 7월에서 2008년 9월까지 서울대학교치과병원 구강악안면방사선과에서 CT를 촬영한 50 명의 3DCT를 후향적으로 이용하였다. 특히 50명 환자의 상악 좌측 측절치와 견치를 연구 대상으로 하였으며 이중 4개 치아가 상실되어 있었으므로 총 96개 치아를 대상으로 하여 치근 노출 유무를 판독하였다.

2. 전산화단층촬영과 후처리

전산화단층 촬영은 다중절편(multislice) CT (Siemens, German)에서 120 kVp, 시준 0.75, 테이블 속도 0.5 mm/sec, 절편 두께 0.75 mm의 촬영조건이 적용되었다. 여기에서 획득된 자료를 개인용 컴퓨터에 적재된 V-Works™4.0 (Cyber-Med. Inc., Korea)을 이용하여 최소 역치를 100HU, 150HU, 221HU 및 270HU으로 변화시키고 각각의 역치에 대한 불투명도를 58%, 80% 및 90%로 변화시킨 조합으로 3차원 영상모델을 생성시키는 12개의 후처리 프로토콜을 만들었다 (Table 1).

3. 평가

1) 대조군

π view® 소프트웨어 프로그램에서 2D CT를 bone setting (width: 3,000, level: 400)에 두고 96개의 치아에 대한 측상면을 15년 이상의 경력을 가진 2명의 구강악안면방사선과 전공자가 협의 하에 치근노출 유무를 판독하고 이를 실제 골의 상태 (gold standard)로 간주하였다.

2) 3차원영상에서 치조골량 평가

5명의 구강악안면방사선과 비전공자가 96개의 치아에 대해 치근노출 유무를 등급에 따라 숫자로 판독하도록 하

Table 1. Parameters of the evaluated post-processing protocols

Protocol	Parameters
1	100 HU, 58% opacity
2	100 HU, 80% opacity
3	100 HU, 90% opacity
4	150 HU, 58% opacity
5	150 HU, 80% opacity
6	150 HU, 90% opacity
7	221 HU, 58% opacity
8	221 HU, 80% opacity
9	221 HU, 90% opacity
10	270 HU, 58% opacity
11	270 HU, 80% opacity
12	270 HU, 90% opacity

Table 2. Five point confidence scale

1=definitely present	4=probably not present
2=probably present	5=definitely not present
3=unsure	

Table 3. The mean values of area under ROC curve (Az) according to protocols

Protocol	Az
1	0.74686
2	0.68138
3	0.68322
4	0.71078
5	0.68364
6	0.68322
7	0.65800
8	0.69970
9	0.68672
10	0.71394
11	0.70418
12	0.70776

였다. 등급은 1. 치근이 노출 되었다, 2. 치근이 노출된 것 같다, 3. 모르겠다, 4. 치근이 노출되지 않은 것 같다, 5. 치근이 노출되지 않았다. 의 5등급으로 나누어 각 영상당 12가지 프로토콜 각각에 대해 평가하였으며 2주일 간격으로 동일 조건에서 반복 평가하였다(Table 2).

3) 보기 좋은 3차원 영상선택

환자별로 무질서하게 나열한 12개의 프로토콜 영상을 환자별로 3명의 구강악안면외과를 전공한 치과의사가 과도한 연조직의 음영이나 잡음없이 전반적인 구강악안면영역의 악골이 잘 관찰되어 악골의 외형을 평가하기에 적절하다고 판단되는 3DCT 영상을 있는 대로 선택하도록 하였다.

4. 통계처리

각 프로토콜에서의 치근 노출에 대한 진단능을 평가하고자 ROC 곡선하방 면적 (Az)을 ROCKIT software (0.9B, β version, The University of Chicago)를 이용하여 구하였고, 프로토콜 간의 진단능 차이를 ANOVA로 검증하고, 관찰자내 판독의 일치도를 kappa value로 나타내었다. 또한 3명의 구강악안면외과를 전공한 치과의사가 임상에서 사용하기에 적절하다고 선택한 프로토콜에 해당하는 영상의 수를 막대그래프로 나타내었다.

결 과

각 프로토콜에 대한 치조골 평가의 ROC 곡선의 면적은

Table 4. The mean values of area under ROC curve (Az) according to threshold value

Threshold value	Az
100	0.70382
150	0.69057
221	0.68147
270	0.70863

Table 5. The mean values of area under ROC curve (Az) according to opacity

Opacity (%)	Az
58	0.70739
80	0.69223
90	0.68875

Table 6. The Kappa value for inter-observer

Protocol	Kappa value
1	0.58
2	0.52
3	0.42
4	0.57
5	0.68
6	0.69
7	0.29
8	0.50
9	0.64
10	0.63
11	0.60
12	0.65

역치 100HU, 불투명도 58% (프로토콜 1)일 때 0.74686으로 가장 높게 나타났고 기존에 사용하고 있는 역치 221HU, 불투명도 58% (프로토콜 7)일 때 0.658로 가장 낮게 나타났다(Table 3). 그러나 각 프로토콜 간의 통계적 유의한 차이는 없었다($p=0.887$). 역치만을 고려했을 때의 ROC 곡선의 면적은 270HU일 때 0.70863, 100HU일 때 0.70382, 150HU일 때 0.69057, 221HU일 때 0.68147의 순으로 나타났으나(Table 4) 각 역치 간의 통계적 유의한 차이는 없었다($p=0.703$). 불투명도만을 고려했을 때 ROC 곡선의 면적은 58%일 때 0.70739, 80%일 때 0.69233, 90%일 때 0.68875의 순으로 나타났으나(Table 5) 각 불투명도 간의 통계적 유의한 차이는 없었다($p=0.671$). (t Tests (LSD) for Az) 반복 측정의 신뢰도를 나타내는 관찰자 간의 일치도는 현재 사용하고 있는 프로토콜 7에서 0.29로 현저히 낮게 나타났다(Table 6).

또한 3명의 구강악안면외과의사가 임상적으로 악골의 외형을 평가하기에 우수하다고 판단한 영상으로는 역치 221HU, 불투명도 80% (프로토콜 8)에서 132개 (18%)로 가장 많았고, 역치 270HU, 불투명도 80% (프로토콜 11)에서

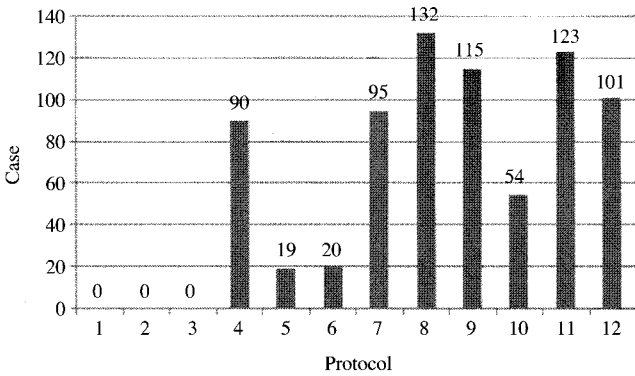


Fig. 1. The number of proper images clinically that chosen by three oromaxillofacial surgeons.

123개 (16%), 역치 221HU, 불투명도 90% (프로토콜 9)에서 115개 (15%), 역치 270HU, 불투명도 90% (프로토콜 12)에서 101개 (13%)의 순으로 나타났다(Fig. 1).

총괄 및 고찰

CT는 악안면 영역을 연구하는 데 있어서 성공적으로 응용되어 왔으며 다른 여러 가지 방법보다 중첩 현상을 피할 수 있고 필요하다면 모든 신체 조직을 표현할 수 있으며 일반 단층촬영에 비해 방사선노출량도 적다.^{11,12} 그러나 다른 일반적인 방법과 마찬가지로 CT의 가장 큰 단점 중의 하나는 3차원 구조와 2차원 영상의 관계 및 평가가 어렵다는 것이며 신체의 구조적 정보들이 관찰자가 익숙하지 못하면 간과되기가 쉽다는 것이다.^{3,13} 그리하여 1986년 Gray¹⁴는 컴퓨터를 이용하여 2차원 단면상을 연속적으로 중첩시켜 3차원 상을 재구성할 수 있다는 개념을 제시하였고 이후 컴퓨터 그래픽스 이론과 디지털 영상기술의 발전에 힘입어 영상의 재형성이 이루어질 수 있게 되어 모니터를 통해 해부학적인 구조의 3차원 영상을 관찰할 수 있다. 안면을 포함한 두부 영역에서는 세밀하고 복잡한 구조가 주류를 이루는데 이러한 미세 병변의 삼차원적인 관찰, 정상구조와 병변과의 삼차원적인 관계표사는 수술이나 치료계획을 세우는 데 중요한 역할을 한다. 따라서 3DCT는 두개골이나 안면골의 기형이나 골절, 종양, 안와내의 이물질 측정 등의 외과계 골질환의 수술 전 병태 파악이나 성형 및 재건술을 위한 시뮬레이션 수술 후의 평가에 유용하게 이용된다.

3차원 볼륨 영상의 가시화 과정은 먼저 환자를 투과하여 얻어진 일련의 볼륨데이터들을 영상의 여과를 위해 기본적인 영상처리 과정을 거친다. 대표적인 처리로는 임의의 강도 값을 설정하여 이진화를 통해 원하는 데이터만을 분할해 내는 데이터 분할화(segmentation) 과정과 직각 좌표계의 3방향 모두에서 동등한 데이터 값을 가질 수 있도록

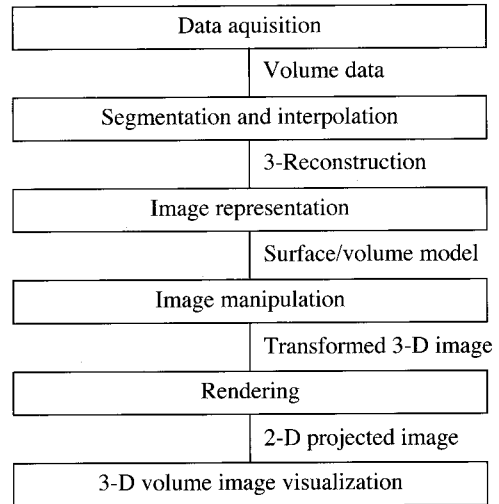


Fig. 2. Procedure of 3-D volume image visualization.

록 동일한 간격의 데이터 보간삽입(interpolation)이다. 이러한 영상처리를 통해 데이터는 삼차원으로 재구성되며 영상표현(representation) 과정을 거친 후 표면 모델이나 체적 모델로 구분한다. 표면 또는 체적모델의 영상을 불필요한 부위를 제거하거나 필요한 부위만을 볼 수 있도록 영상조작한 후 삼차원 영상을 모니터에 이차원적으로 나타내는 과정(rendering)이 행해짐으로써 볼륨 가시화가 마무리된다(Fig. 2). 3차원 입체영상을 생성 시 체적자료의 획득, 재구성을 포함하는 단면 영상의 형성, 그리고 재형성(rendering) 기법을 이용한 3차원 영상구성 등의 단계가 있으며, 특히 체적자료를 얻는 과정이 마지막의 영상의 성질이나 입체영상 및 부피측정 값의 결과에 큰 영향을 미칠 수 있다고 하였다.¹⁵

두 가지의 재형성 기법 중 표면 재형성은 미리 정한 역치보다 큰 강도를 가진 픽셀들을 연결하여 기하학적 계산을 통해 피사체의 표면을 나타내는 이진법에 기초를 둔 기법으로 데이터 소모량이 상대적으로 적고 처리 속도가 빠르다. 그러나 역치에 매우 민감해 정확한 해부학적 구조를 나타낼 수 있는 역치의 선정이 어렵다. 즉 표면 재형성 과정에서는 하나의 체적소(voxel)가 표면을 지나든지, 지나지 않든지 둘 중 하나로 선택되어야 하기 때문에 실제 존재하지 않는 면을 만들어 내거나 가상의 소공(pseudo-foramen) 등을 생성시킬 수 있다.¹⁶

체적 자료 획득 후 3차원 영상을 생성하기 위한 재형성 과정 중에 여러 가지 매개변수들이 존재하는데 이 변수들 가운데 관심부위를 두고 그 주위조직으로부터 분리하여 등밀도면(iso-surface)을 이루는 특정한 밀도값을 역치(threshold)라고 한다. 그러나 각 조직에 대한 정확한 역치의 절대적인 수치는 알 수 없고, 재형성 과정을 담당하는 사람의 경험에 의존하여 설정되는 경우가 대부분이다. 역치가

적정 수준보다 높은 경우에는 골조직이 소실되어 가상의 봉합선, 소공 등이 보일 수 있으며, 역치가 낮은 경우에는 불균등용적평균 등에 의해 가상의 골조직이 생성되어 이 개된 인접 골조직이 유합된 것처럼 보이는 3차원 영상모델이 생성된다.^{17,18} 즉 역치가 너무 높게 측정된 경우 영상표면이 골의 현재 상태를 표현하는데 부족하여 중요한 병리학적 소견을 간과할 수가 있다. 이러한 현상은 화소의 크기보다 조직의 크기가 작아 화소에 일정한 부피를 부여할 수 없기 때문이며 이를 개선하기 위해서는 역치를 낮추어야 한다.²

불투명도는 가까이 있는 구조를 멀리 떨어져있는 것처럼 흐릿하게 보이게 하는 정도를 나타낸다. 구조물의 불투명도는 0-100%로 다양하며 이러한 비율은 이차적이고 덜 직관적이지만 영상에 매우 중요한 영향을 미친다. 즉 불투명도의 비율 변화는 3차원 영상의 크기에 영향을 줄 수 있어서 대상의 길이를 측정하는 목적으로 사용한다면 매우 중요한 변수가 될 수 있다.⁵

일반적으로 영상의 질을 평가하는 것은 관찰자의 주관적인 판단에 의하여 이루어지므로 이를 객관적으로 평가하는 것은 매우 어려운 일이다.¹⁰ 본 연구에서 사용한 역치값은 서울대학교 구강악안면방사선과에서 사용하는 221HU와 Kawamata 등⁴이 뼈를 관찰하기 위한 최소한의 역치라고 말한 150HU를 기준으로 221HU와 150HU에서 ± 50 HU 한 값인 270HU와 100HU를 포함한 것이다. 또한 불투명도는 기존에 사용하는 불투명도인 58%를 기준으로 하여 저자가 불투명도를 조금씩 증가시키면서 관찰했을 때 실험에 의미가 있다고 판단 하에 설정한 80%와 90%에 대해 실험하였고 불투명도를 58%보다 감소시키는 것은 악골을 관찰하는 하는 데는 별다른 의미가 없고, 뼈가 얇은 부위에서 불투명도를 이보다 더 감소시키면 오히려 더 정보가 소실되어 보이는 결과를 초래하므로 58% 이하의 값은 배제하였다.

ROC 분석법에서 곡선 아래 총면적(Az)은 진단능을 의미한다.¹⁹ 본 논문에서는 치조골이 치근을 피개하였는지의 여부에 대한 진단능을 이용하였다. Table 3에 의하면 역치 221HU, 불투명도 58% (프로토콜 7) 인 경우의 진단능은 0.65800으로 나왔다. 이는 12개 프로토콜 중에서 가장 낮은 진단능을 보였으며, Table 6에 의한 관찰자 간의 반복측정의 신뢰도도 역시 가장 낮은 것으로 보인다. 또 역치 100HU, 불투명도 58% 일 때가 AZ=0.74686으로 다른 조건에서 보다 비교적 진단능이 높게 나타났다. 그러나 역치값이 100HU일 때는 안면 연조직의 음영이 같이 나타나게 되며 허상도 많이 생기므로 이 실험에서와 같이 뼈가 얇은 부위의 진단능은 좋을지라도 전반적인 구강악안면영역의 악골 상태를 관찰하기에는 적절하다고 할 수 없다. 또한 3DCT를 주로 사용하고 있는 구강악안면외과 의사들이 실제 환자들에게 설명하기에 사용하거나 의사가 환자의

악골에 대한 직관적 외형을 판단하고자 사용할 때 적절하다고 생각한 프로토콜은 비교적 높은 역치와 높은 불투명도 값으로 재형성된 영상이었다. Table 3에 의하면 진단능이 높은 그룹의 Az 값을 0.7 전후로 보았을 때 프로토콜 1, 4, 8, 10, 11, 12 정도로 생각해 볼 수 있으며 3명의 구강악안면외과의사가 임상적으로 악골의 외형을 평가하기에 우수하다고 판단한 영상그룹으로는 Fig. 1에서 프로토콜 4, 7, 8, 9, 11, 12를 생각해볼 수 있다. 따라서 뼈가 얇은 부위에 대한 진단능에 대한 연구 결과와 3DCT의 목적에 부합하는 영상에 대한 연구 결과를 모두 만족시키는 프로토콜인 역치 221-270HU, 불투명도 80% (프로토콜 8 또는 11)가 적절한 프로토콜로 생각된다.

이 연구에서 한계점은 CT bone setting에서의 측상면을 실제 뼈의 상태 (gold standard)로 간주한 것이다. 이는 구강악안면방사선 전공의사가 정확히 판독했다고 하더라도 CT 영상이 실제 뼈의 상황을 오차없이 보여준다는 것을 의미하는 것은 아니다. 또 다른 한계점으로는 체적 재형성의 여러 매개 변수들-창의 폭경과 수준(window width and level), 불투명도, 밝기(brightness), 비율 구분(percentage classification) 등⁵-중 최소 역치값과 불투명도만을 변화시켜 실험하였으므로 이 두 가지 변수를 조정하더라도 다른 변수에 의해서 오차가 발생할 수 있다.

결론

이상의 결과에서 볼 때 3차원 영상모델 생성에 있어 역치와 불투명도는 재형성 과정에서 조절하는 요소이며 이들은 2차원에서 3차원으로의 재형성시 진단능의 차이를 만들 수 있으므로 전문가에 의하여 정확히 조절되어야 할 것이다.

참고 문헌

1. Roberts D, Pettigrew J, Udupa T, Ram C. Three-dimensional imaging and display of the temporomandibular joint. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1984; 58 : 461-74.
2. Song NK, Koh KJ. Comparative study of three-dimensional reconstructive images of facial bone using computed tomography. *Korean J Oral Maxillofac Radiol* 1992; 22 : 283-92 (in Korean).
3. Cho BO, Lee YC, Kim TY, Yang YS. Clinical study of 3-dimensional computed tomography in oral and maxillofacial field. *J Kor Oral Maxillofac Surg* 1990; 16 : 33-41.
4. Kawamata A, Arijji Y, Langlais RP. Three-dimensional computed tomography imaging in dentistry. *Dent Clin North Am* 2000; 44 : 395-410.
5. Calhoun PS, Kuszyk BS, Heath DG, Carley JC, Fishman EK. Three-dimensional volume rendering of spiral CT data: theory and method. *Radiographics* 1999; 19 : 745-64.
6. Shimizu T, Yoshikawa S, Uesugi Y, Tabuchi K, Nakata Y, Matsui R, et al. Three-dimensional computed tomographic angiography of pulmonary vessels. *Radiat Med* 1999 Mar-Apr; 17 : 151-4.

7. Yune HY. Two-dimensional-three-dimensional reconstruction computed tomography techniques. 1993; 37 : 613-26.
8. Parisi M, Mehdizadeh HM, Hunter JC, Finch IJ. Evaluation of craniosynostosis with three-dimensional CT imaging. J Comput Assist Tomogr 1989; 13 : 1006-12.
9. Lee BD, Lee W. Influence of threshold value of computed tomography on the accuracy of 3-dimensional medical model. Korean J Oral Maxillofac Radiol 2002; 32 : 27-33 (in Korean).
10. Kang BH, Kim KD, Park CS. Comparison of personal computer with CT workstation in the evaluation of 3-dimensional CT image of the skull. Korean J Oral Maxillofac Radiol 2001; 31 : 1-7 (in Korean).
11. Jing BS, Goepfert H, Close LG. Computerized tomography or paranasal sinus neoplasms. Laryngoscope 1978; 88 : 1485-503.
12. Tadmor R, New PF. Computed tomography of the orbit with special emphasis on coronal sections: Part II. Pathological anatomy. J Comput Assist Tomogr 1978; 2 : 35-44.
13. Kursunoglu S, Resnick D. Three-dimensional computed tomographic analysis of the normal TMJ. J Oral Maxillofac Surg 1986; 44 : 257-59.
14. Wind G, Dvorak VK, Dvorak JA. Computer graphic modeling in surgery. Orthopedic Clinics of North America 1986; 17 : 657-68.
15. Krajskov 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.
16. Fishman EK, magid D, Ney DR, Chancy EL, Pizer SM, Rosenman JG, et al. Three dimensional imaging. Radiology 1991; 181 : 321-37.
17. Ray CE, Mafee MF, Friedman M, Tahmoressi CN. Applications of three-dimensional CT imaging in head and neck pathology. Radiol Clin Am 1993; 31 : 181-94.
18. Choi JY, Choi JH, Kim NK, Lee JK, Kim MK, Kim MJ, et al. Accuracy tests of 3D rapid prototyping (RP) medical models: its potential and clinical applications. J Kor Oral Maxillofac Surg 1999; 25 : 295-303.
19. Kim JD. Interpretation of Receiver Operating Characteristics (ROC). Korean J Oral Maxillofac Radiol 2000; 30 : 155-8 (in Korean).