

# 콘빔형 전산화단층영상에서 HU에 의한 두경부 팬텀 경조직의 밀도 측정

조선대학교 치의학전문대학원 보철학교실, \*구강악안면방사선학교실  
 김문선 · 김재덕\* · 강동완

## Measurement of hard tissue density of head phantom based on the HU by using CBCT

Moon Sun Kim, Jae Duk Kim\*, Dong Wan Kang

Department of Prosthodontics and \*Department of Oral and Maxillofacial Radiology, School of Dentistry, Chosun University

### ABSTRACT

**Purpose** : The purpose of this study was to determine a conversion coefficient for Hounsfield Units(HU) to material density ( $\text{g cm}^{-3}$ ) obtained from cone-beam computed tomography (CBMercurRay™) data and to measure the hard tissue density based on the Hounsfield scale on dental head phantom.

**Materials and Methods** : CT Scanner Phantom (AAPM) equipped with CT Number Insert consists of five cylindrical pins of materials with different densities and teflon ring was scanned by using the CBMercurRay™ (Hitachi, Tokyo, Japan) volume scanner. The raw data were converted into DICOM format and the HU of different areas of CT number insert measured by using CBWorks™. Linear regression analysis and Student t-test were performed statistically.

**Results** : There was no significant difference ( $P > 0.54$ ) between real densities and measured densities. A linear regression was performed using the density,  $\rho$  ( $\text{g cm}^{-3}$ ), as the dependent variable in terms of the HU (H). The regression equation obtained was  $\rho = 0.00072H - 0.01588$  with an  $R^2$  value of 0.9968. Density values based on the Hounsfield scale was  $1697.1 \pm 24.9$  HU in cortical bone,  $526.5 \pm 44.4$  HU in trabecular bone,  $2639.1 \pm 48.7$  HU in enamel,  $1246.1 \pm 39.4$  HU in dentin of dental head phantom.

**Conclusion** : CBCT provides an effective option for determination of material density expressed as Hounsfield Units. (Korean J Oral Maxillofac Radiol 2009; 39 : 115-20)

**KEY WORDS** : Cone-Beam Computed Tomography; Density, Bone; Hounsfield unit; Phantoms, Imaging

### 서 론

1985년 Branemark가 골유착을 처음 소개한 이래 임프란트 성공의 중요한인자로서 잔존골의 형태 질 그리고 밀도가 강조되어왔다.<sup>1-5</sup>

생체에서 골밀도를 평가하기 위하여 과거 방사선사진상에서 광학농도측정계 (radiographic photodensitometry)를 이용한 연구<sup>6</sup>가 있었고 이어 이중에너지 X-선 흡수계 (Dual energy x-ray absorptiometry: DEXA)법이 개발되어 이를 이용한 골염도 분석기 (bone mineral analyzer: BMA)가 완골 척추등에 사용되어<sup>7-9</sup> 그 임상적 유용성이 인정되고 있으나

악골은 다른 골부와 많이 중첩되어 있어 악골에 적용하기에는 제약이 따랐다. 최근 전산화단층촬영술의 개발과 함께 정량적 전산화단층영상법 (Quantitative Computed Tomography: QCT)이 개발되어 QCT의 HU (Hounsfield Unit) 값을 이용한 임상연구로 건강한 유아에서 뇌의 회질과 백질간에 정확히 8 HU 차이를 나타내었다는 보고<sup>10</sup>이래 말단골이나 척추골의 골밀도를 측정하는 데 사용되어 왔다.<sup>11-14</sup>

치과계에서도 Fanuscu와 Chang<sup>15</sup>은 micro CT를 이용하여 사체의 상 하악치조골에서 해면골에 대한 육안적 골질 분류와 함께 HU 값을 측정하여 하악에서 51-529 HU, 상악에서는 186-389 HU를 보였다고 하였다. 그 외 나선형회전식 일반전산화단층 (일반CT)스캐너를 이용하여 악골의 각 부위의 골밀도를 HU 값으로 평가한 보고들<sup>16-20</sup>이 있어 그 유용성은 검증되었고, Norton과 Gamble<sup>16</sup>은 나선형회전식 일반CT에서 HU 값을 사용하여 영상에 근거한 골밀도 분

접수일 (2009년 6월 15일), 수정일 (2009년 7월 2일), 채택일 (2009년 7월 6일)  
 Correspondence to : Prof. Dong Wan Kang  
 Department of Prosthodontis, School of Dentistry, Chosun University  
 Tel) 82-62-220-3827, Fax) 82-62-227-2363, E-mail) dwkang@chosun.ac.kr

류법을 제안하였다. 그리고 이러한 술 전 평가가 골질에 대한 객관적이고 정량적인 기준이 된다고 하였다. 다만 이러한 나선형회전식 일반CT는 치과임상에서 사용되기에 그 설비가 크고 환자의 X-선 피폭량이 커서 실용적이지 않다.

최근 개발된 콘빔CT(cone beam computed tomography: CBCT)는 나선형회전식 일반CT와 스캔 모드에서 차이가 있다. 한번의 회전을 통해 스캔이 완료되며 두경부의 어떤 부분도 어느 각도로도 표현 가능한 3차원적 실제적 볼륨영상을 제공한다. 또한 얻어진 높은 해상도의 볼륨데이터는 일반CT에서처럼 재형성을 통한 상의 질 저하없이 악골의 측면상 협설단면상 그리고 파노라믹단면상을 직접 보여주며 또한 동시에 여러면의 평가가 가능하도록 정보를 제공하므로 시술 전 평가에 매우 유용하다.<sup>21,22</sup> 콘빔CT를 이용한 골밀도에 관한 연구로는 일반CT와 형태가 유사한 Newtom™(QR-DVT9000; QR, Verona, Italy)에 대해서만 HU 값과 실제 골밀도 간의 관계식<sup>23</sup>이 보고되어 있고, 사체 악골에서 나선형회전식 일반CT의 QCT와 Newtom™의 QCBCT에 의해 얻어진 HU 값을 비교하여 전반적으로 QCBCT에 의한 HU 값이 높았다는 보고<sup>24</sup>가 있다. 그러나 한 스캐너의 정량적 골밀도 평가체계는 모든 종류의 CT 스캐너에 동일하게 적용되지 않는다. 즉 Hounsfield scale은 사용된 CT 스캐너에 따라서 변화한다. 최근 다양한 제품의 콘빔CT가 개발되어 그 각각에서 규격화된 HU 값으로부터 골질 평가가 가능한 체계가 필요하며 이렇게 콘빔CT의 볼륨 데이터로부터 골질에 대한 평가를 할 수 있다면 외과이나 치과 임상자들에게 임상적으로 큰 의미를 가질 수 있다.

본 연구의 목적은 콘빔CT의 하나인 CBMercury™(Hitachi, Tokyo, Japan)를 이용하여 CT performance 팬텀을 스캔한 다음 얻어진 콘빔CT 영상에서 측정된 Hounsfield Unit(HU)로부터 밀도( $\rho$ :  $\text{g cm}^{-3}$ )로의 변환식을 작성하고 이러한 CBMercury™를 이용한 골밀도 평가체계를 이용하여 두경부를 시뮬레이션한 두경부 팬텀을 촬영하여 악골의 경조직의 밀도를 평가 비교함으로써 그 임상적 유용성을 정리하고자 한다.

## 재료 및 방법

### 1. 연구대상

본 연구에서는 미국 의학물리학자협회(AAPM)에서 제시한 기준에 적합한 CT performance 팬텀(Fluke Biomedical Radiation Management Services, Fluke, USA)(Fig. 1)과 치과용 두경부 팬텀(CIRS, USA)(Fig. 2)이 사용되었다. CT performance 팬텀은 직경 8.5인치이고 높이가 12.75인치인 아크릴릭 레진 재질의 원통형이며 CT치(number) calibration 블록인 원통형의 모델(직경 20 mm, 높이 20 mm)에 밀도가 알려져 있는 5개의 각각 다른 물질로 채워져 제작되

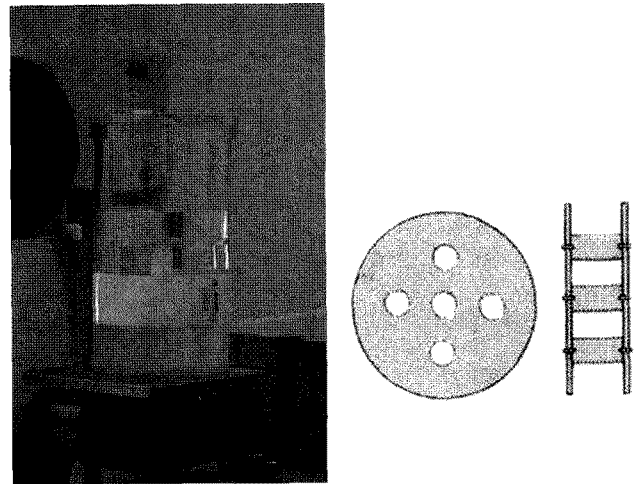


Fig. 1. AAPM phantom for the CT Number Insert (block) consists of five pins, each 1" in diameter, fabricated of the following materials: Density ( $\text{g cm}^{-3}$ ). Acrylic 1.19; Polystyrene 1.05; Polycarbonate 1.20; Polyethylene 0.95; Nylon 1.10; Teflon 2.21.

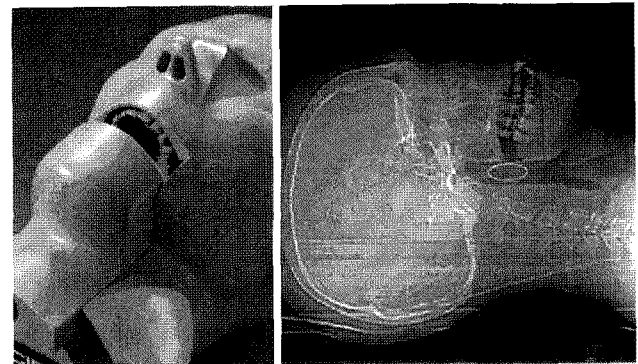


Fig. 2. Dental head phantom and x-ray image with water vinyll envelope in the esophagus.

었다(Fig. 1). 측정된 물질은 acrylic  $1.19 \text{ g cm}^{-3}$ , polystyrene  $1.05 \text{ g cm}^{-3}$ , polycarbonate  $1.20 \text{ g cm}^{-3}$ , polyethylene  $0.95 \text{ g cm}^{-3}$ , nylon  $1.10 \text{ g cm}^{-3}$ , 그리고 임상적으로 X선속을 경화시키도록 제작된 teflon  $2.21 \text{ g cm}^{-3}$ 의 링이었다.

### 2. 연구방법

#### 1) 콘빔 CT 촬영

CT스캐너로는 CBMercury™(Hitachi, Tokyo, Japan)를 이용하였다. CT performance 팬텀은 그 용기에 물을 채워 스캐너의 두경부 위치에 수직으로 세워 고정시킨 다음(Fig. 1), CT치 블록의 외곽에 임상적으로 X선속을 경화시키도록 제작된 teflon의 링을 장착시킨 다음 스캔되었다. 치과용 두경부 팬텀은 물의 CT치를 측정할 수 있도록 기도부에 물을 채운 비닐봉투를 위치시키고 스캔되었다(Fig. 2).

촬영조건은 관전압 120 kVp, 관전류 15 mA, 노출시간 9.6 초이었으며, 영상획득 후 영상의 모든 데이터는 CBWorks™ 소프트웨어(Hitachi, Tokyo, Japan)에서 DICOM 3.0 format 을 가지는 512매의 횡단면 영상으로 저장되었다. 이러한 FOV 약 150mm의 볼륨데이터를 분석하였다.

2) 계측 및 분석

CT performance 팬텀의 CT치 블록의 콘빔CT영상의 연속 횡단면상중(Fig. 3)에서 임의의 3개층의 횡단면상이 선택되었고 각각의 횡단면상에서 각 물질부에 대하여 2번씩 CT치 측정이 이루어졌고 그 평균치가 구해졌다. 즉 각각의 물질에 대하여 각 6개의 CT치들을 측정 한 다음 각 영상에서 얻어진 평균 CT치는 각기 다른 영상에서의 규격화를 위해 통법에 따라 공식  $H(HU)=1000 \times \frac{H(O)-Hw(O)}{HW(O)-Ha(O)}$ 에 대입

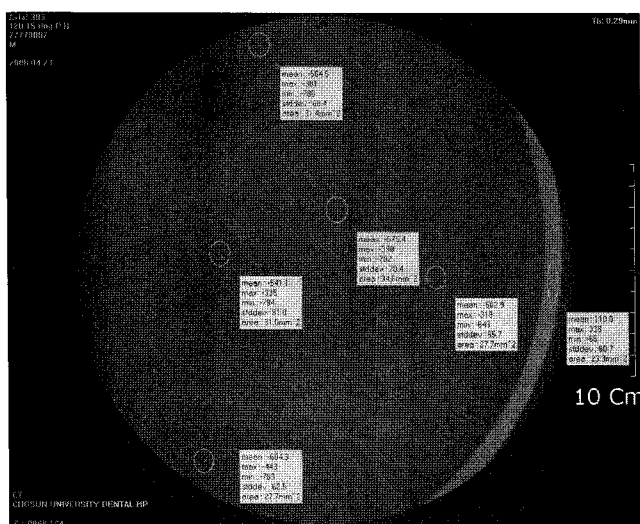


Fig. 3. CBCT image of CT number block consists of five pins, fabricated of 6 materials.

시켜 HU 값으로 변환되었다. 여기서 Hw(O)와 Ha(O)는 각각 물과 공기의 측정된 CT치이다.

두경부 팬텀 스캔은 비닐주머니에 물을 채워 기도에 넣고 스캔한 다음, 악골부의 주요 경조직에 대하여 CT치를 측정하여 그로부터 공식에 대입하여 산출된 HU 값을 구하고 밀도를 산출하였다.

CT performance 팬텀의 각 물질에 대해 얻어진 HU 값과 밀도는 직선회귀에 대하여 분석되었고 실제 밀도와 측정된 밀도 간에는 Student T-test로 통계학적 유의성이 검증되었다.

결 과

CT치 블록과 링의 각 실험물질의 측정된 HU 값(H: Hounsfield Unit)과 밀도  $\rho$ (g cm<sup>-3</sup>) 사이에 회귀직선의 식이 얻어졌다(Table 1). 회귀방정식은  $\rho=0.00072H-0.01588$  ( $R^2=0.9968$ ) 이었다.

얻어진 회귀방정식  $\rho=0.00072H+1.05518$ 에 의해 측정된 밀도 값과 알려진 밀도 값 사이에 통계학적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다( $p=0.99$ ).

또한 다른 방사선 사진들에서 측정된 일련의 밀도 값과 알려진 밀도 값 간에도 통계학적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다( $p>0.54$ ).

두경부 팬텀의 악골부에서 측정된 CT치는 피질골  $900.3 \pm 17.5$ , 해면골  $78.3 \pm 31.2$ , 에나멜질  $1561.8 \pm 34.2$ , 상아질  $583.6 \pm 27.7$ 이었고, 변환된 HU 값은 피질골  $1697.1 \pm 24.9$  HU, 해면골  $526.5 \pm 44.4$  HU, 에나멜질  $2639.1 \pm 48.7$  HU, 상아질  $1246.1 \pm 39.4$  HU이었다(Table 2).

총괄 및 고안

치과 임상 의들에게 임프란트를 비롯한 몇 가지 치료를

Table 1. Measured CT number, calculated HU (H), and density ( $\rho$ ) of 5 materials

	Nylon	Acrylic	Polyethylene	Polystyrene	Teflon
CT number	-538.8 ± 68.5	-493.7 ± 60.3	-596.5 ± 61.9	-561.8 ± 61.6	145.8 ± 60.6
H	45.6 ± 9.0	148.5 ± 15.5	-86.0 ± 7.5	-6.8 ± 11.9	1607.2 ± 17.7
Known $\rho$	1.10	1.19	0.95	1.05	2.21
Measured $\rho$	1.09	1.16	0.99	1.05	2.22

$\rho=0.00072H-0.01588$  ( $R^2=0.9968$ )

Table 2. Measured CT number, calculated HU, and density ( $\rho$ ) of hard tissues in jaw bone by equation  $\rho=0.00072H+1.05518$  in dental head phantom

	Cortical bone	Cancellous bone	Enamel	Dentin
CT number	900.3 ± 17.5	78.3 ± 31.2	1561.8 ± 34.2	583.6 ± 27.7
HU	1697.1 ± 24.9	526.5 ± 44.4	2639.1 ± 48.7	1246.1 ± 39.4
Measured $\rho$	2.28 ± 0.01	1.43 ± 0.02	2.96 ± 0.02	1.95 ± 0.02

위하여 술 전에 골질에 대한 평가를 하는 것이 필요하다. Jaffin과 Berman<sup>5</sup>에 의하면 불량한 골질을 가진 골에서 임플란트 실패율이 높았다고 보고된 만큼 임상자들은 임플란트 시술 전에 골의 상태를 미리 예측할 수 있는 능력이 필요하며 이는 환자들에게도 치료의 예후에 관해 설명할 수 있는 정보로서 도움이 될 수 있다. 이를 위하여 골질을 평가하고 예후를 측정하는 여러 가지 분류 시스템이 발달되어왔다. Trisi와 Rao<sup>25</sup>의 임상적 골질과 골소주의 조직형태 측정간 비교연구에서 Misch의 분류<sup>26</sup>인 드릴링 저항의 주관적 인지도 중 D1과 D4로 분류되는 밀도는 골소주 백분율과 강한 연관성을 나타내었으나 D2, D3는 그 차이를 나타내지 못하였다고 하였다. 최근까지 Friberg 등<sup>27</sup>에 의해 이러한 구내 수술 중 드릴링 개념이 골질의 객관적평가로 추천되어왔으나 과거 분류법들은 육안적이거나 주관적이며 임플란트로부터 얻어진 골 절편을 분석하는 것과 같이 침습적인 과정도 포함되고, 시술과 동시에 평가되는 분류방법이 임상적의의가 크지 않았다. 즉 임상자들에게는 임플란트 시술 전에 사용될 수 있는 객관적이며 양적 골밀도 평가가 필요하다. Norton과 Gamble<sup>16</sup>은 일반CT에서 흑화도(HU)를 사용한 영상에 근거한 골밀도 분류법을 제안하였고 치과계에서도 일반CT의 사용이 증가하고 있는 형편이다. 그럼에도 불구하고 이러한 일반CT는 방사선 노출량이 비교적 큰 편이다. Staniszewska 등<sup>28</sup>은 CT 방사선 노출량을 영상의 질 손실 없이 3배까지 줄일 수 있다고 하였다. 최근 개발된 콘빔CT의 한 종류인 CBMercuryRay™는 외형이 파노라마 촬영 장치와 닮아 환자분이 스캔받기 편하며 볼륨스캔에 의해 결과적으로 볼륨데이터를 획득하며 그 노출량은 치과용 치근단 전방 방사선 사진과 비슷한 범위인 40 μSv까지 감소 가능하다.

본 연구에서 CBMercuryRay™로 CT performance 팬텀 내에 장착된 CT치 블록내의 알려진 밀도를 가진 물질들과 CT치 블록바깥으로 골질에 해당되는 링을 장착하여 스캔한 다음 얻어진 영상에서 각 실험물질의 측정된 HU 값(H: Hounsfield Unit)과 밀도  $\rho$  ( $g\ cm^{-3}$ ) 사이에 변환계수를 산출하여  $\rho=0.00072H-0.01588$ 의 회귀방정식을 얻어 내었으며 그  $R^2$ 는 0.9968이었다.

사용된 CBMercuryRay™는 window level 범위가 -1,024에서 +3,071이다. Hounsfield scale도 -1,000에서 +3,000 HU사이 범위에서 측정되며 이 범위 내에서 이론적으로 공기의 밀도는 -1,000 HU와 동일하며 물은 0 HU와 같다고 하겠으나 X선 스캔 시 노이즈가 선질과 영상에 영향을 미치므로 이를 그대로 사용하지 않았다. 실제 스캔 후 CT치 측정 때마다 CT performance 팬텀 내의 공기부위와 물 부위의 CT치는 이론보다 높고 다르게 나타났다. 이에 본 연구에서는 임상적으로 X선속을 경화시키도록 제작된 teflon의 링을 장착시켜 스캔하였다. 또한 공기의 밀도 -1,000 HU와 물 0 HU를 사용하지 않고 팬텀 내 공기부위와 물

부위에서 CT치를 측정한 다음 이를 대입하여 이상적 HU 값을 산출할 수 있는 공식으로부터 모든 측정된 CT치를 HU 값으로 재산출하였다. 또한 골질에 해당되며 그 밀도를 알고 있는 물질을 포함시켜 스캔한 영상에서 회귀방정식이 결정되어 골질에 대한 평가에도 의의를 갖는다고 생각된다.

이러한 골질 평가 체계는 임상가들이 진단예측자로 사용함에 있어 훨씬 더 유연하게 도움을 줄 수 있다. 이번 연구에서 여러 연조직과 동일한 물질로 싸인 실험적 팬텀이 이용되었고 골질에 해당되는 물질이 사용되어 향후 이와같이 임상적 상황과 훨씬 유사한 모델을 이용한 더 많은 연구가 수행될 수 있게 되었다. 다만 이러한 체계는 모든 종류의 CT 스캐너에 적용되지 않는다는 점을 인식하여야 한다. Hounsfield scale은 사용된 scanner에 따라서 변화한다. 이번 연구에서 CBMercuryRay™ 볼륨스캐너에 대한 이러한 변환계수가 결정되었다. 이것의 사용은 이 특정 기계의 사용에서만 이용가능하다. 다른 기계에 대한 변환계수는 이번 연구에서 사용된 비슷한 방법을 사용하여 측정가능하다. 나선형 회전식인 GE ProSpeed™스캐너<sup>16</sup>는 -1,500 HU에서 +4,000 HU까지의 HU 값의 범위(-1,000 HU: 공기 흑화도, 0 HU: 물과 같은 흑화도)가 사용된다.

이번 연구의 다른 한계점으로는 실험적으로 사용된 물질들은 단일한 밀도를 나타내지만 임상적으로 골소주는 그렇지 않다는 것이다. 영상에서의 흑화도 변환계수는 해당 콘빔CT 스캐너에 대하여 결정될 수 있다.

Fanuscu와 Chang<sup>15</sup>은 72세의 남자 사체에서 상 하악치 조골에서 해면골에 대한 육안적 골질분류와 함께 HU 값을 측정하여 하악 전치부는 Q2로 골질분류되었으며 HU 값은 평균 529 HU, 상악 전치부는 Q3 389 HU, 상악 구치부는 Q4 204 HU, 하악 구치부는 Q3 80 HU였다고 보고한 바 있다. Shahlai 등<sup>17</sup>은 9구의 사체표본에서 골밀도는 18-1,265 HU를 보였고 평균 457 HU였다고 보고하였다.

임상적으로 Norton과 Gamble<sup>16</sup>은 나선형회전식 일반CT를 사용하여 환자의 총 139 임플란트 주위 골부위에서 흑화도(HU 값)를 측정하여 평균 682 HU의 골질을 보고하였고 이를 분석한 결과는 상악 전방부의 평균 흑화도 값은 696.1 HU, 상악 후방부는 417.3 HU, 하악의 전방부는 970 HU, 하악 후방부는 669 HU를 보였다고 하였다. 그들은 상악 전방부 HU 값은 치밀한 골소주를 둘러싸고 있는 두꺼운 치밀골로, 상악 후방부 HU 값은 낮은 밀도의 골소주를 둘러싸고 있는 얇은 치밀골을 가진 불량한 골조직으로 정의하였다.

한편 그들은 측정 시 골밀도가 다양했음을 시사했는데 따라서 부위별 골밀도의 적정함을 결정할 때 하악 전방부는 +850 HU 이상, 하악 후방부/상악 전방부는 +500 HU-800 HU, 상악 후방부는 0-500 HU, 상악결절부는 0 HU 이하 범위의 사용을 추천하였다. 다만 그들의 연구에서는 전통적

인 CT 스캐너가 사용되었다는 점을 고려해야만 한다. Hounsfield scale은 사용하는 스캐너에 따라 다양하다. Turkyilmaz 등<sup>20</sup>도 나선형회전식 일반CT를 사용하여 72환자의 총 131 임플란트 부위 면적에서 골질을 평가하여 피질골은 +1,000-+1,600 HU의 범위를 나타냈고 해면골은 이보다 낮았으며 임플란트 부위 전체 평균은 766.5±265 HU라고 하였는데 여기서도 측정치의 표준편차가 컸음을 알 수 있다.

본 연구에서는 두경부 팬텀의 악골부에서 기도부위에 물을 담은 비닐주머니를 위치시키고 스캔한 다음, 측정된 CT치로부터 얻어진 회귀방정식에 의해 변환된 HU 값은 피질골 1697.1±24.9 HU, 해면골 526.5±44.4 HU, 에나멜질 2639.1±48.7 HU, 상아질 1246.1±39.4 HU이었다.

Goo 등<sup>22</sup>은 CBMercury™를 사용하되 HU 측정이 가능한 소프트웨어인 Vimplant2.0™을 이용하여 매식체를 시뮬레이션하고 환자의 상 하악 임플란트의 식립체 주위 골조직을 평가하여 해면골은 4-541 HU 사이의 값을 보였다고 보고하였다. 보고마다 HU의 값에 큰 차이를 나타낸 것은 사용된 기계와 골질을 평가한 면적의 차이에 따라 다르게 나타날 수도 있다고 생각되었다.

한편 기존의 QCT에 의해 사체 악골에서 측정된 HU값과 비교하여 본 실험에서는 해면골의 HU 값이 다소 높게 나타났으나 임상적으로 평가된 HU값보다는 다소 낮게 나타났다. 이는 팬텀의 제조회사가 결정해놓은 평균 골질이므로 서로 비교가 될 수 없고 향후 CBMercury™의 변환 계수를 이용하여 임상적으로 상 하악 정상 치조골 및 임플란트 부위에 대한 골질 평가가 이어져야 할 것이다. 그렇다 해도 임상들이 골질을 분류해 진단예측자로 사용함에 있어 절대적인 값보다는 밀도범위를 유연하게 사용하여 각 환자의 골질을 정량적으로 이해하고 임상에 임해야 할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue integrated prostheses: Osseo-integration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985. p. 155-63
2. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985. p. 199-209.
3. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15 years study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. Int J Oral Maxillofac Surg 1981; 10 : 387-416.
4. Cox JF, Zarb GA. The longitudinal efficacy of osseointegrated dental implants. A 3-year report. Int J Oral Maxillofac Implants 1987; 2 : 91-100.
5. Jaffin R, Bermann C. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. J Periodontol 1991; 62 : 2-4.
6. Matsue I, Zimmermann ER, Collings CK, Best JT. Microdensitometric analysis of human autogenous implant II Two dimensional density

- and pattern analysis of interproximal alveolar bone. J Periodont 1971; 42 : 435-8.
7. Katoh T, Shimada K, Chiba M, Kobayashi T. The basic study on bone mineral assessment with dual energy radiographic densitometry method. Oral Radiol 1978; 18 : 278-95.
8. Ishigaki T, Sakuma S, Horikawa Y, Ikeda M, Yamaguchi, H. One-shot dual-energy subtraction imaging. Radiology 1986; 161 : 271-3.
9. Park WK, Kim JD. A comparative study of quantitative assessment of bone mineral density of mandible. Korean J Oral Maxillofac Radiol 1999; 29 : 161-74.
10. Boris P, Bundgaard F, Olsen A. The CT (Hounsfield unit) number of brain tissue in healthy infants. A new reliable method for detection of possible degenerative disease. Childs Nerv Syst 1987; 3 : 175-7.
11. Robertson DD, Huang HK. Quantitative bone measurements using x-ray computed tomography with second-order correction. Med Phys 1986; 13 : 474-9.
12. Schwarz MS, Rothman SLG, Rhodes ML, Chafetz N. Computed tomography: Part I. Preoperative assessment of the mandible for endosseous implant surgery. Int J Oral Maxillofac Implants 1987; 2 : 137-41.
13. Schwarz MS, Rothman SLG, Rhodes ML, Chafetz N. Computed tomography: Part II. Preoperative assessment of the maxilla for endosseous implant surgery. Int J Oral Maxillofac Implants 1987; 2 : 143-8.
14. Taguchi A, Tanimoto K, Ogawa M, Sunayashiki T, Wada T. Effect of size of region of interest on precision of bone mineral measurements of the mandible by quantitative computed tomography. Dentomaxillofac Radiol 1991; 20 : 25-9.
15. Fanuscu MI, Chang TL. Three-dimensional morphometric analysis of human cadaver bone: microstructural data from maxilla and mandible. Clin Oral Impl Res 2004; 15 : 213-8.
16. Norton RM, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. Clin Oral Impl Res 2001; 12 : 79-84.
17. Shahlaie M, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 1. Quantitative computed tomography. Int J Oral Maxillofac Implants 2003; 18 : 224-31.
18. Beer A, Gahleitner A, Holm A, Tschabitscher M, Homolka P. Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. Clin Oral Impl Res 2003; 14 : 616-20.
19. Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM. Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. Int J Oral Maxillofac Implants 2006; 21 : 290-7.
20. Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C. Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography. J Oral Rehabil 2007; 34 : 267-72.
21. Kim JD, Kim KW, Lim SH. CBCT analysis of three implant cases for treatment planning. Korean J Oral Maxillofac Radiol 2007; 37 : 171-80.
22. Goo JG, Kim JS, Kim JD. Quantitative assessment of periimplant bone density (HU) on CBCT image. Korean J Oral Maxillofac Radiol 2008; 38 : 1-5.
23. Lagravère MO, Fang Y, Carey J, Toogood RW, Packota GV, Major PW. Density conversion factor determined using a cone-beam computed tomography unit NewTom QR-DVT 9000. Dentomaxillofac Radiol 2006; 35 : 407-9.
24. Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Dus I, et al. Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. Int J Oral Maxillofac Implants 2005; 20 : 416-24.
25. Trisi P, Rao W. Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. Clin Oral Impl Res 1999; 10 : 1-7.

26. Misch CE. Density of bone: effect on surgical approach, and healing. In: Misch CE. Contemporary implant dentistry. St. Louis: Mosby-Year Book; 1999. p. 371-84.
27. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. Clin Oral Impl Res 1995; 6 : 164-71.
28. Staniszewska MA, Obrzut M, Rybka K. Phantom studies for possible dose reduction in CT head procedures. Radiat Prot Dosim 2005; 114 : 326-31.