



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

碩 士 學 位 論 文

이중에너지 전산화 단층촬영
(DECT) 영상
후처리 분석을 통한 골밀도
측정법의 유용성 평가

高麗大學校 大學院

바이오융합工學科

趙 한 별

2019 年 1 月 3 日

Thesis for the Degree
of Master

Evaluation of the Usefulness
of Bone Mineral Density
Measurement by Analysis of
Dual Energy Computed
Tomography (DECT) Images

by
Jo Han Byeol

Department of Bio-convergence
Engineering

Graduate School

Korea University

2019. 01. 03



金正敏教授指導

碩士學位論文

이중에너지 전산화 단층촬영
(DECT) 영상
후처리 분석을 통한 골밀도
측정법의 유용성 평가

이 論文을 工學 碩士學位 論文으로
提出함.

2019 年 1 月 3 日

高麗大學 敎大學院

바이오통합공학부

趙 韓 別 (印)



趙한별의 工學 碩士學位論文 審査를
完了함.

2019 年 1 月 3 日

委員長 김 정 민 (印)

委 員 이 원 호 (印)

委 員 김 기 현 (印)



목 차

목차

표 및 그림 목차

제 1장 서론	1
1.1 연구 배경 및 목적	1
제 2장 본론	4
2.1 이론적 배경	4
2.1.1 골밀도	4
2.1.2 이중에너지 X선 흡수법	6
2.1.3 이중에너지 전산화 단층촬영	9
2.2 실험 재료 및 방법	11
2.2.1 실험 장비와 팬텀	11
2.2.2 실험 방법	14
제 3장 결과	18
3.1 측정 결과	18
3.1.1 DEXA 골밀도 측정 결과	18
3.1.2 DECT 골밀도 측정 결과	20
3.2 DEXA 골밀도 측정값과 DECT 골밀도 측정값의 비교	23
제 4장 결론	26
참고문헌	30
Abstract	32



표 및 그림 목차

표 1. GSI level 별 선량 조건	16
표 2. DEXA 장비 별 평균 골밀도(g/cm^2)	18
표 3. DECT 영상의 장비, 선량조건 별 평균 골밀도(mg/cm^3)	21
표 4. DEXA 장비 별 DECT 골밀도 측정값 보정식	25
그림 1. 정상 및 골다공증 요추의 골 구조	5
그림 2. DEXA 장비 구조	8
그림 3. DECT 장비사별 X-ray tube와 detector 조합	10
그림 4. 에너지에 따른 X선 감쇠차이	10
그림 5. 3D spine phantom	12
그림 6. DEXA 스캔을 위한 Spine phantom 세팅	13
그림 7. DECT 스캔을 위한 Spine phantom 세팅	13
그림 8. DEXA 영상의 골밀도 측정 시 ROI 설정	17
그림 9. DECT GSI 영상의 HAP 밀도 측정 시 ROI 설정	17
그림 10. DEXA 장비별 평균 골밀도 비교(g/cm^2)	19
그림 11. DECT 영상의 장비, 선량조건별 평균 골밀도(mg/cm^3)	22
그림 12. DECT와 DEXA의 골밀도 측정값 비교	23
그림 13. DECT와 DEXA의 골밀도 측정값 상관관계	24



제 1장 서론

1.1 연구배경 및 목적

골다공증은 골의 양 감소 및 질적 변화로 인해 골강도가 감소하여 골절의 위험을 높이는 질환이다. 점차 생활수준이 향상되고 의학이 발전함에 따라 평균 수명이 길어지고 사회가 고령화되고 있기 때문에 골다공증의 발현이 지속적으로 증가하고 있다. 특히 퇴행성 골다공증은 주변에서 흔히 볼 수 있는 질환으로, 해마다 골다공증으로 인한 노인 골절의 발생률이 늘어나고 있으며 더불어 연간 의료비도 증가하는 추세이다. 고령의 경우 골밀도가 감소하여 작은 충격에도 쉽게 골절이 발생할 수 있으며 사망의 주요 원인이 되기 때문에 골다공증은 예방이 매우 중요하다. 그러나 대부분의 골다공증은 골절이 발생하기 전까지 뚜렷한 증상이 없이 서서히 진행되기 때문에 질환이 발견되지 못하고 효과적인 치료시기를 놓치는 경우가 많다.[1]

이에 골다공증을 조기 진단하고 치료하는 것이 중요한데, 이를 진단하기 위한 골밀도 검사법에는 여러 가지가 있다. 현재 가장 널리 사용되는 방법인 이중에너지 X 선 흡수법 (dual-energy X-ray absorptiometry, DEXA) 외에도 골초음파(quantitative ultrasonogram, QUS), 정량적 전산화 단층촬영 (quantitative computed tomography, QCT) 등이 있다.[2]



DEXA 골밀도 검사는 환자의 방사선 노출량이 비교적 적고 검사비용이 저렴하다는 장점이 있으나, 2 차원 영상을 획득하여 골밀도를 계산하기 때문에 해면골과 치밀골을 구분할 수 없어 정밀도가 떨어진다는 단점이 있다. 또한 측정 부위에 골절, 퇴행성 변화, 대동맥 석회화, 또는 수술 보형물 등의 artifact 가 포함되는 경우 골밀도가 실제와 다르게 증가하게 된다. 이러한 단점을 극복하기 위해, 정량적 전산화 단층촬영(quantitative computed tomography, QCT)를 활용하여 3 차원 영상에서 골밀도를 측정하기도 한다. 그러나 QCT 골밀도 검사법은 DEXA 검사법에 비해 방사선 노출이 크다는 단점이 있으며, 아직까지 QCT 골밀도 검사법으로 측정된 골밀도 수치에 관한 자료가 충분하지 않아 골절위험을 예측하는 근거로 사용하기에는 무리가 있다. 또한 QUS 역시 DEXA 를 이용하여 측정한 골밀도와 큰 차이를 보이는 경우가 많고, 오차가 많아 골다공증의 표준 진단방법으로는 활용되기 어렵다.

이 외에도 이중에너지 전산화단층촬영장치(dual-energy computed tomography, DECT) 를 통한 골밀도 측정에 관한 첫 번째 연구가 20 년 전에 출판된 바 있다.[3] DEXA 검사로 정확한 골밀도 측정이 어려운 경우에도 단층영상을 활용하여 보다 정확한 골밀도 측정이 가능하다는 장점이 있으며, 특히 DECT 는 물질 성분을 분석하여 차별화하고 정량적 분석이 가능한 영상기술이다. DECT 를 활용하여 골밀도 측정이 가능하다는 연구가 최근까지 계속 수행되고 있으나, 골밀도 측정이 가능한 소프트웨어가 제공되지 않아 임상에서 DECT 영상을 활용한 골밀도 측정에 한계가



있었다.[4] 또한 DECT 검사법은 DEXA 검사법에 비해 방사선 노출량이 크기 때문에 골밀도 검사만을 위해 DECT 를 수행하기에는 무리가 있다.

그러나 DECT 영상은 후처리 방법에 따라 여러 목적으로 활용될 수 있다. DECT 는 metal artifact reduction, 결석성분분석, perfusion mapping 영상을 통한 embolism 진단, auto bone removal, virtual non-contrast 영상 획득 등 다양한 목적으로 활용되고 있으며, 요추 부위가 포함되는 다양한 DECT 영상을 추가 피폭 없이 후처리하여 골밀도를 측정하는데 활용할 수 있다.

현재 DEXA 검사법은 여러 단점이 있음에도 불구하고 골밀도 진단의 gold standard 검사법으로 이미 널리 통용되고 있기 때문에 다른 검사법이 완전히 DEXA 검사를 대체하여 표준검사법으로 활용되기는 어렵다. 그러나 지속적으로 늘어나고 있는 척추골절, 디스크 환자들이 있어 주기적인 골밀도 측정이 필수적임에도 불구하고 골시멘트나 주변의 금속물질 등으로 인해 골밀도 검사가 불가능한 경우가 많으며, 질환으로 인한 통증으로 인해 양와위 자세를 유지할 수 없어 검사에 실패하는 사례도 자주 발생한다. 이에 본 연구에서는 이물질 여부나 자세에 크게 구애받지 않고 검사가 가능한 DECT 로 골밀도를 측정하고 DEXA 골밀도 측정값으로 보정하여 추가피폭 없이 골밀도 진단에 활용할 수 있는지 알아보았다. 다양한 조건의 scan parameter 를 적용하여 요추편팀을 스캔한 뒤 골밀도를 측정하고, DEXA 장비의 골밀도 측정값과 비교, 분석하여 DECT 의 scan parameter 의 변화와 상관없이 골밀도 진단이 가능한지 평가하였다.



제 2 장 본 론

2.1 이론적 배경

2.1.1 골밀도

뼈는 우리 몸을 지지하고 기관을 보호하는 역할을 한다. 뼈의 구조를 간단하게 표면과 속 두 부분으로 나누어보면 뼈의 표층부를 이루며 매우 단단한 구조를 이루는 치밀골과 치밀골 안쪽의 그물모양 골조직으로 이루어진 해면골로 나눌 수 있다. 골의 노화가 진행되면 치밀골이 얇아지거나 해면골의 골조직 밀도가 낮아지게 되는데, 특히 해면골이 외력에 대응하는 역할을 하기 때문에 해면골의 밀도가 낮아질수록 작은 충격에도 쉽게 골절이 발생하게 된다. 이에 골다공증의 위험도를 예측하기 위해 골밀도 검사를 시행하고 있다.



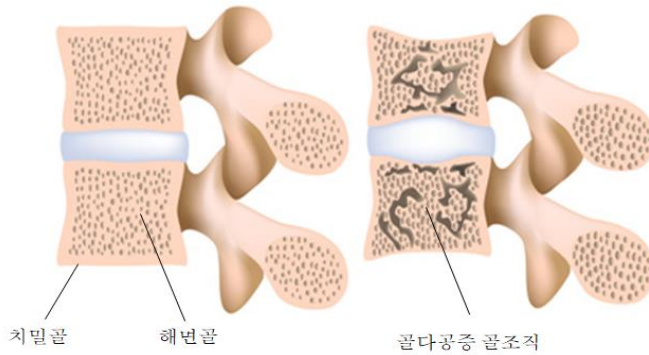


그림1. 정상 및 골다공증 요추의 골 구조

골밀도(bone mineral density, BMD)란 골무기질(hydroxyapatite, HAP)의 밀도를 의미한다. 보통 측정골의 단위면적(cm^2)당 골성분(mineral)의 질량(g)으로 표현한다.

$$BMD\left(\frac{g}{\text{cm}^2}\right) = \frac{BMC(\text{Bone Mineral Content})(g)}{\text{Area}(\text{cm}^2)}$$

식1. 2차원 영상에서 골밀도 수식



CT의 경우 3차원 영상에서 골밀도를 측정하기 때문에 단위부피(cm^3)당 골성분의 질량(mg)으로 표현한다.

골밀도가 낮아지게 되면 골다공증의 위험이 높아지기 때문에 고령이거나 위험요소가 있는 환자는 골밀도 검사를 통해 골다공증을 예방하고 치료하게 된다. 골밀도는 주로 골절이 가장 흔하게 발생하는 요추와 대퇴골 2군데 부위에서 검사를 시행하게 된다.

2.1.2 이중에너지 X선 흡수법

DEXA의 기본 원리는 두개의 다른 에너지 X선 광자를 사용하여 신체를 통과할 때 감쇠 정도를 측정하는 것이다. DEXA는 X선 빔이 물질을 통과하여 지나갈 때 X선의 강도가 물질의 기본 특성, 즉 두께 밀도 및 원자 구성 등에 의해 결정되는 양에 의해서 감쇠되는 사실을 기초로 한다. X선 감쇠계수는 원자 번호와 광자 에너지에 의존하는데, 낮은 광자 에너지에서는(10~20 keV) 피질골을 통과할 때 지방과 근육 같은 연조직을 통과하는 것보다 3~6 배 정도 감쇠가 더 큰 반면 높은 에너지(100 keV)에서는 여러 조직에서 모두 감쇠계수가 같다. 따라서 이중에너지 X선 흡수계측 시 고에너지와 저에너지 X선을 각각 따로 측정하므로 저에너지 감쇠정도에 의해서 연조직을 감하여 계산할 수 있다. 이를 통해 골무기질의 ‘면적(areal)밀도’를 반영한 골 감쇠를 나타낸다.



DEXA 골밀도 측정방식은 방사선이 투과하는 인체가 soft tissue 와 bone 두 가지로 구성되어 있다고 가정하고, 각각의 질량감쇠계수(μ_s , μ_b)를 알고 있을 때 다음과 같이 면적밀도를 산출할 수 있다. N 은 검출부에 입사된 photon 수, N_0 는 방출된 photon 수이며 고에너지(H)와 저에너지(L)를 각각 측정하여 soft tissue 의 면적밀도(M_s)와 bone 의 면적밀도(M_b)를 구할 수 있다.

$$N = N_0 \exp - (\mu_s M_s + \mu_b M_b)$$

$$\ln \left(\frac{N_{0L}}{N_L} \right) = \mu_{sL} M_s + \mu_{bL} M_b$$

$$\ln \left(\frac{N_{0H}}{N_H} \right) = \mu_{sH} M_s + \mu_{bH} M_b$$

식 2. DEXA 골밀도 계산

DEXA 골밀도 검사법에서 골다공증의 위험도는 젊은 정상 성인의 골밀도 평균치와 비교한 T-score, 동일 연령대의 골밀도 평균치와 비교한 Z-score 두 가지로 나타낼 수 있다. T-score 값이 $\pm 1SD$ (표준편차) 이내이면 정상, $-1 \sim -2.5SD$ 이면 골감소증, $-2.5SD$ 미만이면 골다공증으로 진단한다.



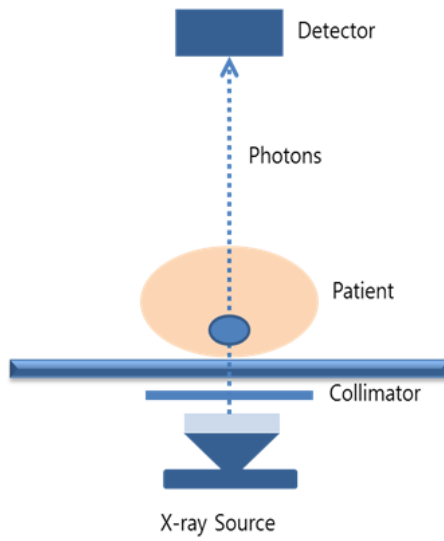


그림 2. DEXA 장비 구조



2.1.3 이중에너지 전산화단층촬영

고식적 CT에서는 단일에너지의 방사선을 사용하여 영상을 획득하기 때문에 부분체적효과 혹은 선속경화 등의 영향으로 인해 실제 구성물질과는 다른 CT number값을 표시하게 되어 정확한 진단에 어려움이 발생할 수 있다. 이와 달리 DECT는 두 개의 서로 다른 관전압을 사용하여 영상을 획득하는 방식이다. 두 개의 X선관에 서로 다른 관전압(보통 80kVp와 140kVp)을 인가하거나 혹은 하나의 X선관에 서로 다른 전압을 스위칭하며 인가하여 발생시킨 두 개의 광자 스펙트럼을 이용한다. 또는 두 개의 검출부 layer를 두어 다른 에너지의 광자를 흡수하는 방식을 사용한다. DECT는 임의로 에너지를 선택하여 가상의 단색광에너지영역(kilo electronic volt; keV)의 영상을 획득할 수 있는 분광영상기능(gemstone spectral imaging; GSI)이 있다.[5] 또한 에너지에 따른 물질들의 감쇠차이를 이용하여 유효 원자번호가 다른 물질을 서로 구분해 낼 수 있는 물질분해(material decomposition)기능을 활용할 수 있다.[6] 따라서 기준물질 phantom이 없이도 물질 고유성분을 분석해내는 것이 가능하게 된다.



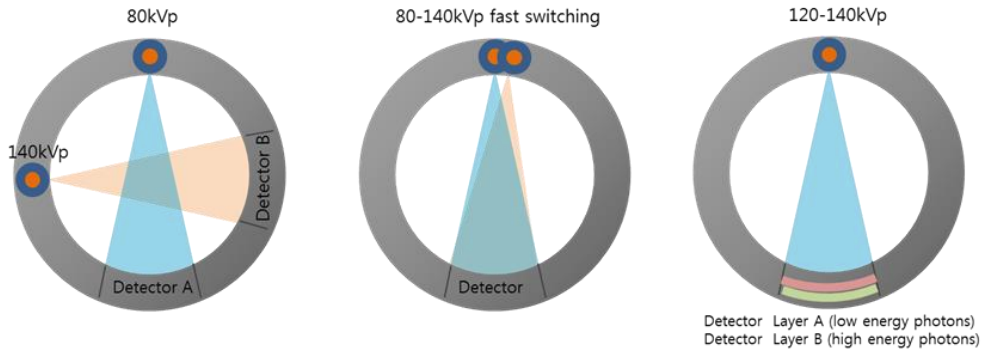


그림 3. DECT 장비사별 X-ray tube 와 detector 조합

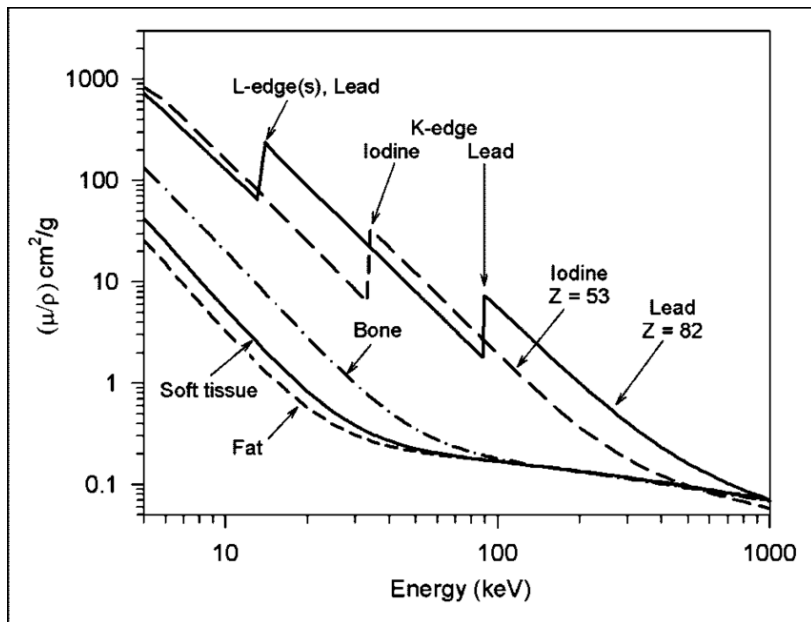


그림 4. 에너지에 따른 X 선 감쇠차이



2.2 실험재료 및 방법

2.2.1 실험장비와 팬텀

DEXA 장비는 세계적으로 많이 사용하고 있는 Hologic 사의 QDR 4500 DEXA system, Discovery DEXA system, Horizon DEXA System, GE healthcare 사의 Lunar DPX Bravo, Lunar Prodigy 와 국산 DEXA 장비사 중 하나인 Osteosys 사의 DEXXUM T, DEXXUM T-Quantum 총 7 대를 사용하였다.

DECT 장비는 3D workstation 에서 골성분 분해가 가능한 Discovery CT 750 HD(GE healthcare)를 사용하였으며, 장비 간 오차 유무를 확인하기 위해 동일 버전 장비 2 대를 측정하였다.

팬텀은 요추부위 팬텀인 3D spine phantom(CIRS)을 사용하였다. 골 구성물질은 epoxy resin 이며, 치밀골 밀도는 1200mg/cc, 해면골 밀도는 L5 부터 L1 까지 각각 calcium hydroxyapatite 50mg/cc, 100mg/cc, 150mg/cc, 200mg/cc, 250mg/cc 이다. 직경은 38cm, 총길이는 44cm 이다.

DEXA 영상은 장비자체 소프트웨어를 통해 골밀도를 측정하였으며, DECT 영상은 AW VolumeShare 5(GE healthcare) 워크스테이션에서 측정하였다.



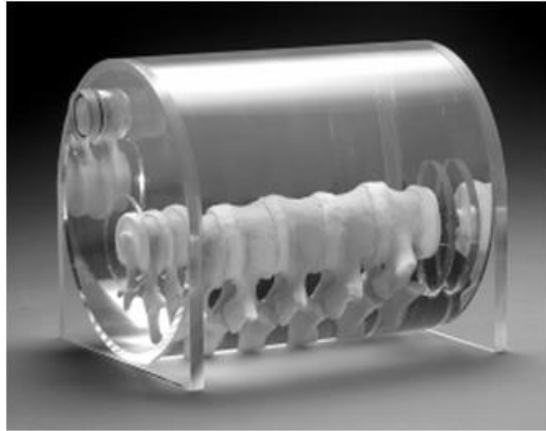


그림 5. 3D spine phantom





그림 6. DEXA 스캔을 위한 Spine phantom 세팅

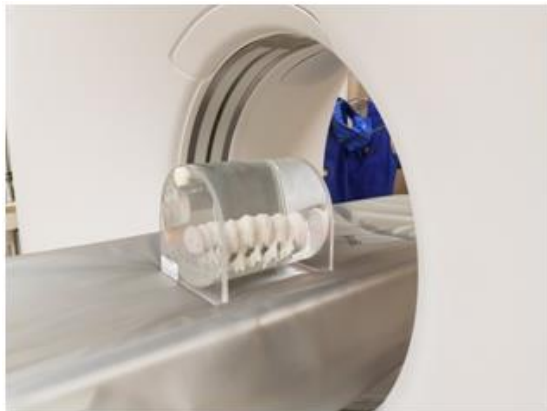


그림 7. DECT 스캔을 위한 Spine phantom 세팅



2.2.2 실험방법

3D spine phantom 내부에는 물을 채우고 팬텀 내부의 기포가 없어지도록 하루 이상 방치하였다.

DEXA 스캔 전 각 DEXA 장비의 QC 팬텀으로 Daily QC 를 통해 calibration 을 진행하였다. 3D spine phantom 을 table 에 축을 맞춰 평행하게 위치시키고 L-spine 스캔모드로 20 회 반복 스캔하였다. 스캔 후 장비 내 analysis 소프트웨어를 사용하여 L-1~L-4 까지 횡돌기를 제외한 추체 부위에 ROI 를 그리고 표시되는 각 요추별 BMD(g/cm^2)를 수집하였다. 골밀도 감소 위험정도를 파악하기 위해 주로 사용되는 T-score 및 Z-score 는 연령 및 인종에 따라 달라지기 때문에 골밀도 측정값 비교에서 제외하였다. DEXA 장비 간 골밀도 측정값 상관관계를 확인하였다.

DECT 스캔 시 L-spine body 의 중심이 iso-center 에 오도록 위치시키고 GSI 레벨을 변경하면서 각 20 회씩 반복 스캔하였다. Helical mode scan 하였으며 kVp 는 80kVp, 140kVp 이중에너지, Pitch 0.984:1, slice thickness 2.50mm, slice interval 2.50mm 로 하였다. 그 외 선량조건은 표 1 과 같다. GSI 프로토콜 선택 시 일반적인 L-Spine 스캔 조건인 GSI 36 을 포함하여 CTDIvol 값이 더 낮은 GSI 48, 더 높은 GSI 40, GSI 33 4 가지 조건으로 스캔하였다. 장비별, 선량조건별 골밀도 측정값의 오차가 없음을 증명하기 위해 SPSS Statistics(v25)의 급내상관분석(Intraclass



correlation analysis)을 시행하였다. 이 때 급내상관계수가 0.8 이상일 경우 측정값들의 일치도가 높다고 해석한다.

DECT 스캔 후 GSI 영상을 AW 워크스테이션으로 전송하여 골밀도를 측정하였다. 골무기질의 농도를 측정하기 위해 스캔 데이터를 GSI Volume Viewer 에 불러온 뒤 GSI 영상의 MD(material density) imaging pair 를 타겟물질은 골 지표 성분인 HAP, 기초 물질은 water 로 설정하였다. MD 를 HAP(water) 알고리즘으로 선택하면 영상 내 모든 복셀이 HAP 또는 water 로 구성되어 있다고 간주하여 영상을 재구성하기 때문에 gray scale 이 골성분 분포를 나타내게 된다. L-1~L-4 각각의 spinal body 중앙의 coronal 영상을 선택하고 치밀골을 제외한 해면골 내부 중앙 부위에 ROI 를 그려 표시되는 각 요추별 HAP 밀도(mg/cm^3)를 수집하였다.

DECT 골밀도 측정값을 DEXA 측정값으로 변환하여 활용하기 위해 각 장비사별 골밀도값으로 변환할 수 있는 보정식을 산출하였다. 각 측정값들과 보정식 간의 잔차의 크기를 알아보기 위해 단순회귀분석을 통해 R^2 값(결정계수)를 구하였다. 이 때 R^2 값이 1 에 가까울수록 보정식과 측정값의 일치도가 높다고 볼 수 있다.



표 1. GSI level 별 선량 조건

GSI Preset	CTDIvol(mGy)	Revolution time(s)	Tube current(mA)
GSI 48	9.05	0.7	260
GSI 36	10.3	0.8	260
GSI 40	12.28	0.6	360
GSI 33	14.13	0.6	375



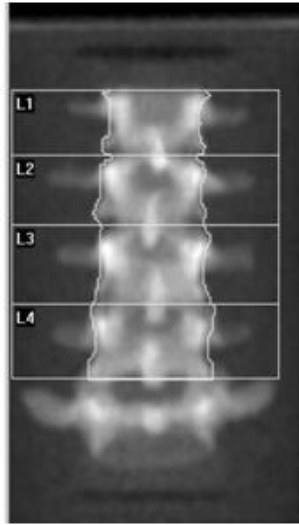


그림 8. DEXA 영상의 골밀도 측정 시 ROI 설정



그림9. DECT GSI 영상의 HAP 밀도 측정 시 ROI 설정



제 3 장 결 과

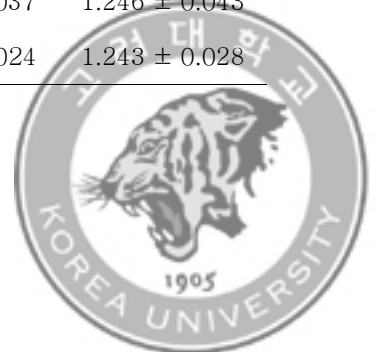
3.1 골밀도 측정 결과

3.1.1 DEXA 골밀도 측정 결과

DEXA 영상의 골밀도 측정 결과 평균 골밀도(g/cm^2) 및 표준편차는 표2와 같다. 장비별 골밀도 측정값의 비교는 그림 10과 같다.

표2. DEXA 장비별 평균 골밀도(g/cm^2)

	L1	L2	L3	L4
DEXA 1	1.548 ± 0.074	1.403 ± 0.097	1.332 ± 0.081	1.198 ± 0.134
DEXA 2	1.534 ± 0.037	1.414 ± 0.031	1.310 ± 0.029	1.204 ± 0.017
DEXA 3	1.527 ± 0.025	1.415 ± 0.020	1.308 ± 0.015	1.201 ± 0.023
DEXA 4	1.694 ± 0.091	1.594 ± 0.164	1.391 ± 0.150	1.301 ± 0.107
DEXA 5	1.727 ± 0.063	1.604 ± 0.039	1.448 ± 0.059	1.350 ± 0.041
DEXA 6	1.568 ± 0.049	1.489 ± 0.068	1.340 ± 0.037	1.246 ± 0.043
DEXA 7	1.587 ± 0.031	1.496 ± 0.344	1.341 ± 0.024	1.243 ± 0.028



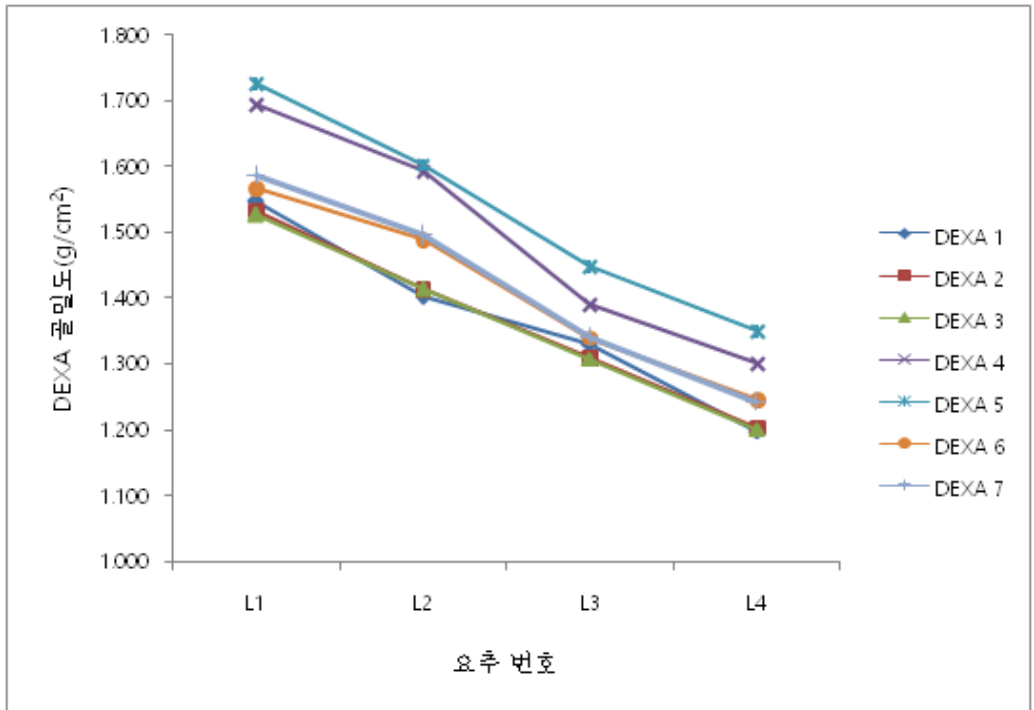


그림 10. DEXA 장비별 평균 골밀도 비교(g/cm^2)



3.1.2 DECT 골밀도 측정 결과

DECT 영상의 골밀도 측정 결과 평균 HAP밀도(mg/cm^3)는 L1 240.5, L2 193.0, L3 148.9, L4 98.4로 나타났다. DECT 장비 1,2 각각의 선량조건 별 골밀도 평균 및 표준편차는 표3과 같다. 장비 및 선량조건 그룹 간 측정값의 신뢰도 평가를 위한 급내상관계수(Intraclass correlation coefficient; ICC)는 장비그룹에서 0.894, 선량조건 그룹에서 0.907로 나타났으며, 장비 및 선량조건에 따른 측정값의 차이는 없었다. 실제 팬텀의 해면골 밀도와 측정값을 비교해보았을 때 L1~L4의 오차는 각각 4.15, 3.81, 1.83, 1.86%였다. 팬텀 골밀도와 오차는 식3과 같이 구하였다.

$$\left| \frac{\text{팬텀 골밀도} - \text{DECT 골밀도 측정값의 평균}}{\text{팬텀 골밀도}} \right| \times 100(\%)$$

식3. 팬텀 골밀도와 DECT 골밀도 측정값과의 오차



표3. DECT 영상의 장비, 선량조건별 평균 골밀도(mg/cm³)

	L1	L2	L3	L4
DECT 1 - GSI48	230.0 ± 8.412	193.5 ± 6.917	146.4 ± 4.745	99.30 ± 8.615
DECT 1 - GSI36	245.2 ± 7.824	189.9 ± 7.429	150.2 ± 5.326	105.7 ± 7.842
DECT 1 -GSI40	238.4 ± 4.936	187.6 ± 8.569	139.2 ± 4.736	90.98 ± 7.674
DECT 1 - GSI33	243.6 ± 9.698	197.8 ± 10.44	152.1 ± 3.418	107.6 ± 5.421
DECT 2 - GSI48	234.0 ± 8.437	200.0 ± 9.396	146.4 ± 4.427	99.31 ± 6.401
DECT 2 - GSI36	246.4 ± 6.520	189.9 ± 7.624	142.2 ± 9.942	102.6 ± 4.961
DECT 2 - GSI40	237.5 ± 4.249	187.6 ± 4.136	147.0 ± 2.284	91.74 ± 3.416
DECT 2 - GSI33	244.8 ± 3.433	197.3 ± 2.673	156.1 ± 7.874	92.05 ± 5.168
실제 팬텀 골밀도와의 오차(%)	4.15	3.81	1.83	1.86



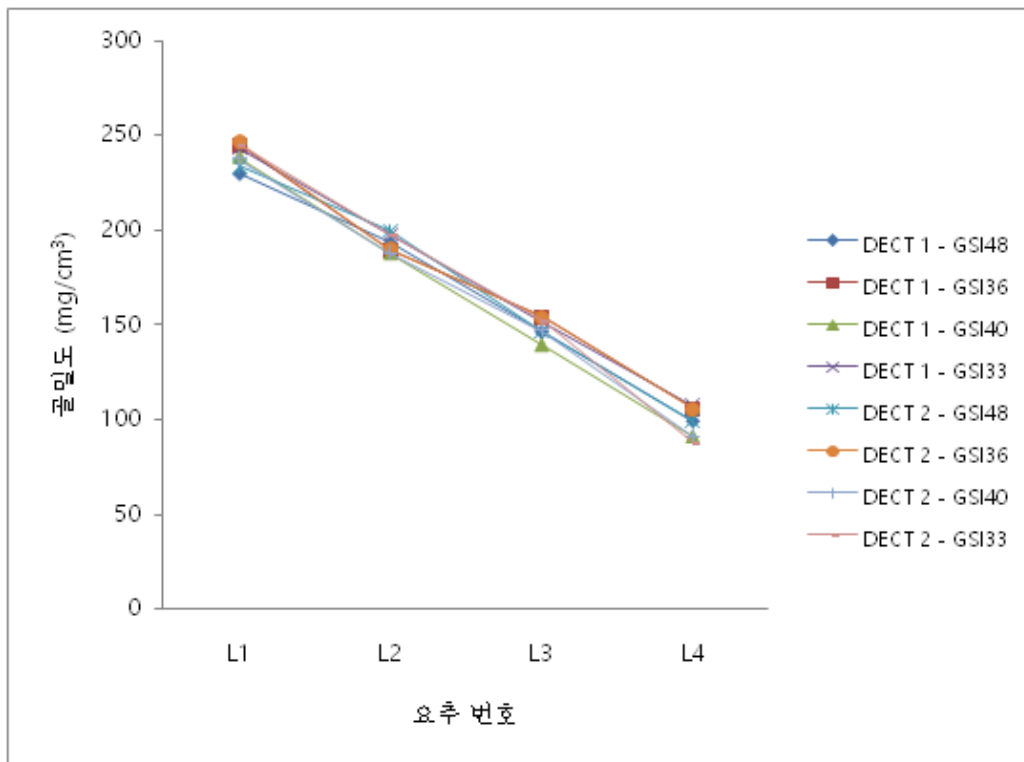


그림11. DECT 영상의 장비, 선량조건 별 평균 골밀도(mg/cm³)



3.2 DEXA 골밀도 측정값과 DECT 골밀도 측정값의 비교

DEXA 영상과 DECT 영상의 골밀도 측정값을 비교하고, 두 측정값 사이의 상관관계를 나타낸 그래프는 다음과 같다. (그림12,13)

DECT 골밀도 측정값을 DEXA 골밀도값으로 변환하기 위한 DEXA 장비별 변환 보정식과 R^2 값(결정계수)은 다음과 같다. (표4)

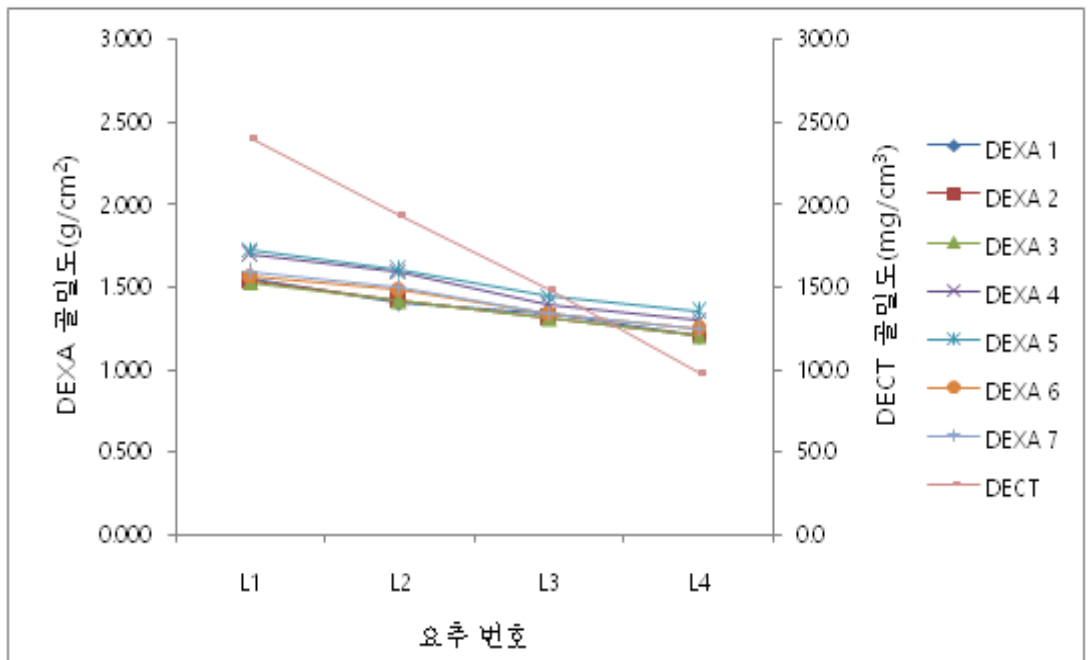


그림12. DECT와 DEXA의 골밀도 측정값 비교



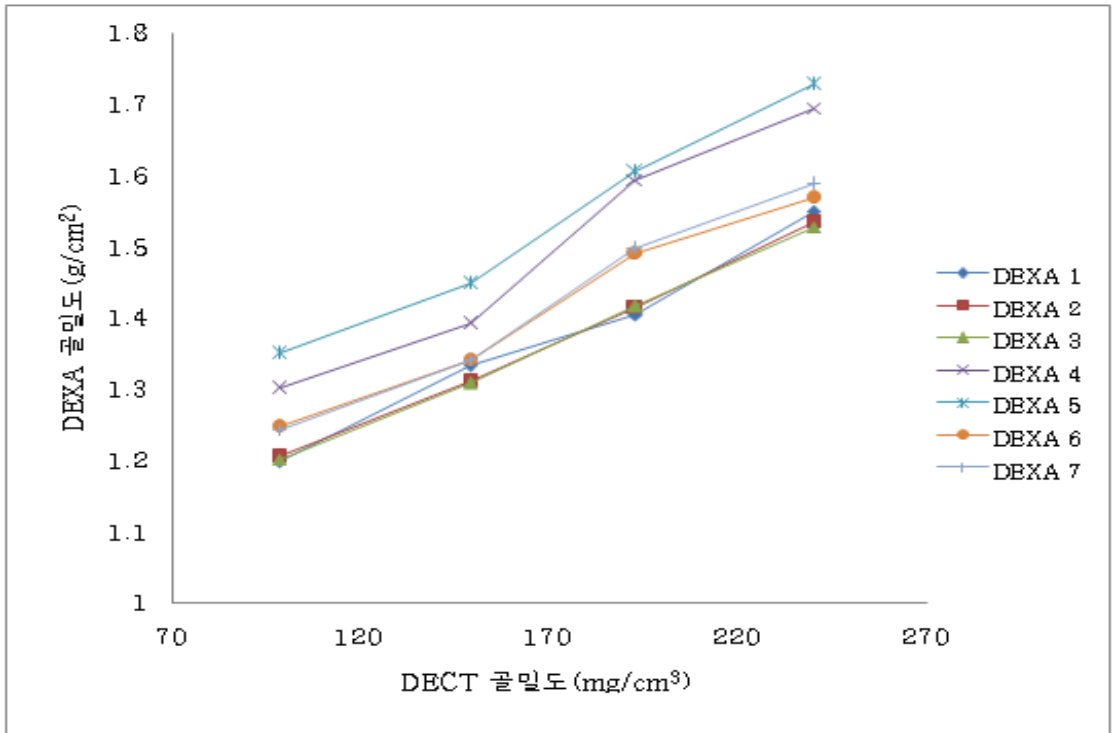


그림13. DECT와 DEXA의 골밀도 측정값 상관관계



표4. DEXA 장비 별 DECT 골밀도 측정값 보정식

	상관관계식	R ²
DEXA 1	$y = 2.4 \times 10^{-3}x + 0.96$	0.86
DEXA 2	$y = 2.3 \times 10^{-3}x + 0.97$	0.99
DEXA 3	$y = 2.3 \times 10^{-3}x + 0.97$	0.99
DEXA 4	$y = 2.9 \times 10^{-3}x + 0.99$	0.77
DEXA 5	$y = 2.7 \times 10^{-3}x + 1.07$	0.97
DEXA 6	$y = 2.4 \times 10^{-3}x + 1.00$	0.98
DEXA 7	$y = 2.5 \times 10^{-3}x + 0.99$	0.99



제 4 장 결 론

다양한 목적으로 수행되는 DECT 검사영상을 추가적으로 후처리 분석하여 골밀도 측정에 활용할 수 있는지 확인하기 위해 DEXA 영상의 골밀도 측정값과 비교, 평가해 보았다.

DEXA와 DECT의 골밀도 측정 결과 모든 장비에서 L1~L4까지 골밀도가 직선형으로 감소하였다. 그러나 DEXA의 장비사별로 골밀도 측정값이 상이하게 측정되었으며 같은 회사 장비라도 장비 버전 및 분석 소프트웨어 버전이 다르기 때문에 측정값에서 다소 차이를 보였다. 특히 비교적 초기 버전인 DEXA 1, DEXA 4 장비에서는 골밀도 측정값의 표준편차가 다른 장비에 비해 크게 나타났다. 이는 장비의 노후화 및 분석 소프트웨어의 자동분석 기능상의 차이로 인해 측정 오차가 발생했기 때문으로 사료된다.

DECT의 선량조건 별 측정값을 비교해 보았을 때 오차가 없었으며, 이는 GSI 프로토콜 상 아주 낮은 저선량 조건으로 스캔이 불가능하기 때문에 수치에 오차를 발생시킬 만한 영상 잡음이 발생하지 않았기 때문으로 사료된다. 선량 조건을 임상에서 주로 사용하는 선량 범위로 선택하였기 때문에 다양한 프로토콜의 검사영상을 선량조건에 구애받지 않고 후처리 분석에 활용할 수 있음을 증명하였다. 장비 간 측정값 비교 시에도 오차가 없었는데 단일에너지 CT에 비해 물질 고유성분을 분석해내는 능력이 높기 때문에 측정값의 재현성



이 높은 것으로 보인다. 특히 DECT 골밀도 측정값은 DEXA 측정값에 비해 표준편차가 작게 나타났는데 이는 DEXA 영상에 비해 ROI 설정단계에서의 오차발생 가능성이 낮기 때문인 것으로 생각된다. 다만 DECT 골밀도 측정값이 실제 팬텀 골밀도에 비해 다소 낮게 나타났으며 특히 골밀도가 높은 L1에서 오차가 가장 크게 발생했다. 이는 소프트웨어의 MD 영상 재구성 단계에서 HAP 성분이 일부 누락되거나, 밀도가 높은 물질에서 X선의 감쇠가 크게 발생하면서 CT number가 낮게 표시되었을 가능성이 있다. 또는 측정 시 ROI 설정방법에 따른 오차 발생의 가능성도 있다고 생각된다.

DEXA와 DECT를 이용하여 각각 측정한 골밀도 수치를 비교해보면 그래프 상에서 기울기가 일치하지 않는 결과를 보였다. 이는 DEXA와 DECT의 골밀도 산출 방식의 차이에서 기인하는 것으로 보인다. DEXA의 경우 설정한 ROI 내의 골질량을 ROI 면적으로 나누어 골밀도를 산출하는 방식으로, ROI 면적을 투과하는 모든 조직에 대한 감쇄 결과가 반영된다. 따라서 DEXA는 연부 조직 뿐 아니라 골 자체의 두께, 모양 등의 차이로 인해 실제 골밀도를 그대로 반영하기보다 상대적으로 골밀도의 높고 낮음을 평가하게 된다. 이에 반해 DECT의 경우 단면상(관상면)에서 골 내부에 직접 ROI를 그려 골밀도를 직접 측정할 수 있기 때문에 실제 골밀도와 측정값의 일치도가 높다. DECT를 통한 골밀도 측정값을 활용하는 것이 더 정확하다고 볼 수 있으나 DECT는 비교적 높은 피폭 선량과 비용으로 인한 활용에 제한적이고, 기존의 DEXA가 골밀도 진단의 표준 검사법으로 활용되고 있기에 DEXA 골밀도 수치로 변환하여 활용할 수 있도록 하였다. DECT 골밀도 측정값과 DEXA 골밀도 측정값



사이에 강한 양의 상관관계가 있음을 확인하고, 상관관계식을 도출하였다. 이 보정식을 각 측정값들과 비교하였을 때 DEXA 골밀도 측정값의 오차가 컸던 장비들은 R^2 값도 낮게 나타내어 보정식과의 일치도가 낮았다. 따라서 장비 스캔 및 분석 단계에서의 오차가 큰 장비는 상기의 보정식을 적용하기에 무리가 있을 것으로 사료된다.

또한 DEXA의 경우 골밀도 분석 소프트웨어나 골밀도를 측정하는 사람에 따라 골밀도 측정값이 달라질 수 있다. 따라서 상기의 보정식을 그대로 적용하기에는 무리가 있다. 무엇보다 검사자의 분석 방법에 따라 골밀도 값의 차이가 크게 날 수 있기 때문에 검사자 간, 장비 간 교차교정을 진행하고 측정법에 관한 교육이 충분히 이뤄져야 한다. 또한 DEXA 장비의 종류가 많기 때문에 이 보정방법을 활용하기 위해서는 본 연구에서 다루지 않은 다양한 장비에 관한 측정실험을 진행해야 할 것이다.

본 연구에서는 spine phantom을 사용하였기 때문에 체위의 변화, 체질량 지수(BMI)의 변화 등으로 인해 발생할 수 있는 골밀도 수치의 차이를 반영하지 못하였다. 따라서 실제 환자의 DEXA 및 DECT 데이터를 통해 보정식을 적용하여 활용가능한지 검증하는 과정이 필요하다. 실제로 DEXA 검사 시 같은 골밀도를 가지더라도 환자의 근량, 체구의 크기 등에 따라 다르게 측정될 수 있으나 DECT에서는 이에 따른 오차가 거의 없기 때문에 팬텀 실험결과에 비해 재현성이 낮아질 수 있다.

현재 임상에서는 BMD값 자체보다는 T-score 및 Z-score를 통해 골감소



위험도를 평가하고 있다. DECT 골밀도 측정값을 점수화하여 활용하기 위해서는 연령, 인종 등을 반영하여 점수화 시켜주는 계산 tool을 구축해야 한다. 또한 실제 CT 검사에서는 조영제를 사용하는 경우가 많은데 보통 요추 부위 근처에 강한 조영증강이 발생하여 인공물을 형성하는 경우는 드물지만, CT angiography 등의 검사 시 복부대동맥에 비교적 조영증강이 강하게 될 수 있으므로 조영제 성분이 요추 골밀도에 영향을 미치지 않는지 확인해 볼 필요가 있다.

DECT는 검사부위나 선량 조건에 따라 다르지만 기존 고식적 CT에 비해 선량이 약 10~20% 이상 높은 편이며[7,8], 환자의 체형에 맞게 선량이 조절되는 AEC(automatic exposure modulation)를 적용할 수도 없다. 그러나 virtual non-contrast image를 활용하여 pre-contrast scan을 대신하게 되면 오히려 pre-post scan에 비해 노출량을 감소시킬 수 있고, 영상의 후처리를 통해 진단을 위한 다양한 정보를 제공할 수 있는 장점이 있다. 특히 골밀도 검사를 위해 주로 선택되는 요추부위는 신체의 중앙에 위치하여 두경부나 사지 부위의 검사가 아니면 대부분 스캔 범위 내에 포함되기 때문에 꼭 요추 검사를 위한 DECT 검사가 아니더라도 요추의 골밀도 측정이 가능하게 된다.

따라서 다양한 목적으로 시행되는 DECT 검사영상을 골밀도 분석에 활용한다면 골밀도 검사를 위한 추가 피폭 없이 골밀도를 측정할 수 있고, 특히 DEXA 검사가 불가능한 경우 이를 대체하는 검사법으로 유용하게 활용될 수 있을 것이라 사료된다.



참 고 문 헌

1. A.L Golob and M.B Laya "Osteoporosis Screening, Prevention, and Management" , Medical Clinics of North America Volume 99, Issue 3 ; 587-606 (2015).
2. J.A. Kanis and C.C Gluer "An Update on the Diagnosis and Assessment of Osteoporosis with Densitometry," Osteoporosis International Vol 11, No. 3 ; 192-202 (2000).
3. J.R Vetter, W.H Perman, W.A Kalender et al "Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. II. Determination of vertebral bone mineral content", Med Phys 13 ; 340-343 (1986).
4. B. Christian, C.H Philipp, S Martin et al "Evaluation of bone mineral density of the lumbar spine using a novel phantomless dual-energy CT post-processing algorithm in comparison with dual-energy X-ray absorptiometry", European Radiology Experimental 2017 ; 1-11 (2017).
5. T.R. Johnson "Dual-energy CT: General principles", AJR. American Journal of Roentgenology, Vol.199 (5) ; 3-8 (2012).
6. J. Fornaro, S. Leschka, D. Hibbeln et al "Dual- and multi-energy CT: approach to functional imaging" Insights into Imaging Volume 2, Issue 2 ; 149-159 (2011).



7. L.M Ho, T.T Yoshizumi, L.M Hurwitz, R.C Nelson, D Marin, G Toncheva, et al. "Dual energy versus single energy MDCT : measurement of radiation dose using adult abdominal imaging protocols" AcadRadiol Volume 16, Issue 11 ; 1400–1407 (2009).
8. R.W Bauer, S. Kramer, M. Renker, B. Schell, M.C Larson, M. Beeres, et al. "Dose and image quality at CT pulmonary angiography–comparison of first and second generation dual–energy CT and 64–slice CT" EurRadiol Volume 21, Issue 10 ; 2139–2147 (2011).



Evaluation of the Usefulness of Bone Mineral Density Measurement by Analysis of Dual Energy Computed Tomography(DECT) Images

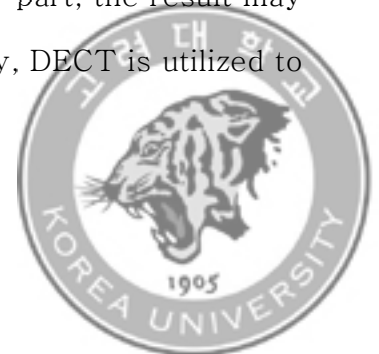
Jo Han Byeol

Department of Bio-convergence Engineering

Advised by Prof. Jungmin Kim, Ph. D.

With the progress of modern medical science, the life expectancy is getting longer. Old patients are more likely to have osteoporosis due to the loss of bone mineral density(BMD). However, it does not have specific symptom so that it is rarely found before a scan is performed to find a fracture. Therefore, it is crucial to detect osteoporosis in its early stages and to treat it properly.

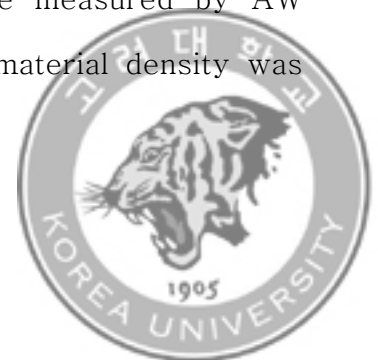
There are several ways to measure BMD, such as dual-energy X-ray absorptiometry(DEXA), quantitative ultrasonogram(QUS), quantitative computed tomography(QCT), etc and one of the most common is DEXA. DEXA, however, has low precision since it applies two-dimensional images and even when artifact is included in the body part, the result may be different from the actual figure. Thus, in this study, DECT is utilized to



measure BMD as a substitution of DEXA where it is not applicable or expected to be inaccurate. DECT is similar to DEXA in that using dual energy to separate bone components. However, DECT has the advantage that it can be used for various purpose depending on how the image is post-processed. Therefore, this study focuses on the analysis of the image of L-spine in DECT to measure BMD to find out whether it can be converted to the numerical value of DEXA.

To measure BMD of phantom, 7 DEXA systems i.e, QDR 4500 DEXA system(Hologic), Discovery DEXA system(Hologic), Horizon DEXA System(Hologic), Lunar DPX Bravo(GE healthcare), Lunar Prodigy(GE healthcare), DexamT(Osteosys), Dexam T-Quantum(Osteosys), and two Discovery CT 750 HD (GE healthcare) were used. The 3D spine phantom(CIRS) was scanned 20 times each. The body of phantom is made of epoxy resin, and the density of cancellous bone are calcium hydroxyapatite varying from 50mg/cc to 250mg/cc by 50mg/cc in each spine(L-5 ~ L-1).

Bone density was measured from L1 to L4. DEXA scan were performed as L-spine AP protocol and DEXA images were measured by its own software. For DECT scan, GSI levels were set to 48, 36, 40, and 33 in order to apply various doses. DECT images were measured by AW VolumeShare 5 (GE healthcare) workstation. The material density was



set to HAP(water) and the HAP density(mg/cm^3) was measured with the ROI inside the cancellous bone.

The mean BMD(g/cm^2) of DEXA from L1 to L4 were 1.548, 1.403, 1.332 and 1.198 for DEXA 1, 1.534, 1.414, 1.310 and 1.204 for DEXA 2, 1.527, 1.415, 1.308 and 1.201 for DEXA 3, 1.694, 1.594, 1.391 and 1.301 for DEXA 4, 1.727, 1.604, 1.448 and 1.350 for DEXA 5, 1.568, 1.489, 1.340 and 1.246 for DEXA 6, 1.587, 1.496, 1.341 and 1.243 for DEXA 7 respectively.

The mean HAP density (mg/cm^3) of the DECT image was found to be 240.5 for L1, 193.0 for L2, 148.9 for L3 and 98.4 for L4. There was no significant difference in the measurements between the equipment and dose.

The conversion equations for converting DECT BMD to DEXA BMD were formulated. As a result, there was a strong positive correlation between DEXA and DECT BMD, and it was possible to use DECT BMD with converting to the DEXA BMD.

Further research with the actual patient image data is required for clinical application. Moreover, since the degree of fracture risk is estimated by T-score and Z-score, a new tool need to be developed which is able to convert BMD value of DECT into T-score and Z-score by age, race, etc. It would be possible to measure BMD by post-



processing the image in DECT without additional exposure of radiation, if the conversion equations are properly built between equipments.

