

# Dual Energy X-ray 흡수 영상의 분해를 통한 뼈 영역 추출

권주원<sup>†</sup>, 조선일<sup>\*\*</sup>, 안영복<sup>\*\*\*</sup>, 노용만<sup>\*\*\*\*</sup>

## 요 약

골다공증은 45세 이상의 여성 50% 이상이 갖고 있는 질환이다. 더욱이 질병의 증상을 환자가 느끼지 못하여 병을 심화시키기 때문에 조기 진단으로 골다공증을 예방하는 것이 중요하다. 이를 위해 골밀도(Bone Mineral Density)의 효과적인 측정을 위한 다양한 연구가 국내외적으로 수행되고 있다. 골밀도 측정을 위해서는 X-선 영상이 활용되고 있으며, 이 중에서 이중 에너지 X 선 흡수법(DEXA)을 이용하여 골밀도를 측정하는 방법은 많은 관심을 받고 있는 분야이다. DEXA 영상은 서로 다른 두 에너지준위의 X 선으로부터 영상을 획득함으로써 생체조직의 중첩에 의한 잡음을 효과적으로 줄여 진단효과를 높이는 데 유용하다. 하지만, DEXA 영상에서 골영역을 추출하기 위해서는 실험적으로 계수를 결정해야 하는 문제점이 있다. 본 논문에서는 두 에너지 흡수 영상에서 골영역을 추출하기 위해 실험적으로 결정하는 변수를 X-선 영상의 물리적 의미와 각 에너지에 반응하는 생체조직들의 감쇠상수 특성을 기반으로 분석하여 골영역을 효과적으로 검출하는 방법을 제안한다. 더불어 다양한 영상을 적용한 실험으로 제안한 알고리즘의 효율성을 확인하였다.

## Bone Region Extraction by Dual Energy X-ray Absorbtion Image Decomposition

Ju Won Kwon<sup>†</sup>, Sunil Cho<sup>\*\*</sup>, Young Bok Ahn<sup>\*\*\*</sup>, Yong Man Ro<sup>\*\*\*\*</sup>

## ABSTRACT

Over the 50 percents of women who are older than 45 years have osteoporosis. Because people hardly recognize this disease by themselves, the researches that measure bone mineral density have been doing widely to detect osteoporosis in the early stage. The most widely used methods for bone mineral density measurement are based on the X-ray imaging. Among them, DEXA(Dual-energy X-ray Absorptiometry) imaging is one of the important methods in bone mineral density measurement. DEXA images are useful methods to increase diagnosis efficiency by reducing anatomic noise as two images obtained from two different energy levels. However, it has some problems to a calibration parameter determined by the heuristic method for bone extraction. In this paper, we propose the method to extract bone in DEXA image using calibration parameter based on anatomic attenuation coefficient. The experimental results reveal that the proposed method is effective.

**Key words:** DEXA imaging(이중 에너지 X-ray 흡수 영상), DEXA Bone segmentation(이중 에너지 X-ray 흡수 영상의 뼈 영역 분할), attenuation coefficient(감쇠계수)

\* 교신저자(Corresponding Author): 노용만, 주소: 대전광역시 유성구 문지동 103-6 2(305-732), 전화: 042)350-6129, FAX: 042)350-6245, E-mail: ymro@ee.kaist.ac.kr  
접수일: 2009년 2월 17일, 수정일: 2009년 5월 8일  
완료일: 2009년 6월 18일

<sup>†</sup> 정회원, 한국과학기술원 정보통신공학과 박사과정  
(E-mail: jw.kwon@kaist.ac.kr)

<sup>\*\*</sup> 준회원, 한국과학기술원 정보통신공학과 석사과정

(E-mail: sunilcho@kaist.ac.kr)

<sup>\*\*\*</sup> 건국대학교 전자공학부 교수

(E-mail: ybahn@osteosys.com)

<sup>\*\*\*\*</sup> 중신회원, 한국과학기술원 전자공학과 정교수

\* 본 연구는 보건복지부 보건 의료 기술 연구 개발 사업 전신행 다중 에너지 흡수 방식의 영상 진단 시스템 개발 (A080782)지원으로 수행되었음

### 1. 서 론

컴퓨터를 바탕으로 한 영상처리 기술이 발전하면서 많은 분야에 영상처리 기술이 접목되고 있다. 의료복지 분야도 예외는 아니어서 지난 수 년 간 의료기기 분야에 영상처리 기술이 활발히 접목되고 있으며, 이를 바탕으로 우리나라를 포함하여 전 세계 전자의료기기 시장은 점점 그 규모가 확대되고 있는 추세이다. 특히 1895년 독일의 물리학자 뢰트겐의 X-선 발견이 시초가 된 방사선 의료기기분야는 해부를 하지 않아도 인체의 내부를 확인할 수 있다는 장점으로 생체 정보 분석에 많은 보탬이 되고 있다. 이러한 방사선 기술에의 영상처리 기술 접목은 영상 진단기의 소프트웨어개발로 이어져 국내외적으로 연구가 활발히 진행되고 있다[1,2].

최근 45세 여성의 약 50%가 자각 증상 없이 골다공증을 앓고 있으며, 75세 여성의 90%가 골다공증을 겪고 있다는 연구결과 발표되었다[3]. 따라서 골다공증의 조기 진단과 예방을 위해 골다공증의 진단에 기반이 되고 있는 골밀도(BMD: Bone Mineral Density) 측정용을 위해 X-선 영상이 활용되고 있으며, 이를 위한 의료영상진단에 대한 많은 기술 및 연구가 주목 받고 있다[4]. 기존에 사용되었던 단순 X 선 (single X-ray) 방법은 단일 에너지를 골조직에 투과시켜 에너지 흡수량을 보고 골밀도를 측정하는 방법으로, 가격은 저렴하나 연부조직(soft tissue)에 의한 간섭 등을 효과적으로 제거하기 힘들기 때문에 측량부위의 오차가 크다는 단점이 있다. 이러한 단점을 보완하기 위해 두 개의 에너지 광자로 골조직과 연부조직의 구분을 효과적으로 할 수 있는 양광자 감마선 측정법(DPA)이 개발 되었다[5]. 하지만, 광원의 붕괴가 비교적 빨라 골밀도의 변이를 쉽게 일으켜 18개월마다 교체해야 하고, 가격도 비싸다는 결점이 있다. 따라서 연부조직과 골조직의 구분을 용이하게 하여 우수한 골밀도 측정을 하게하고, 주기적인 광원의 교체를 필요로 하지 않는 방법인 이중 에너지 X 선 흡수법(Dual-energy X-ray Absorptiometry: DEXA)이 개발됐다[6-8].

DEXA 방법은 서로 다른 에너지를 이용한 X 선으로 촬영한 X 선 필름 두 장을 이용하여 에너지 감영 방법을 통해 단순 X 선을 사용할 때 문제가 되었던 생체조직 중첩에 의한 잡음(anatomic noise)을 서로

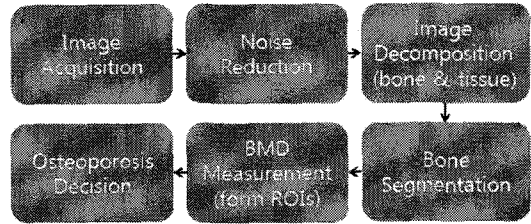


그림 1. DEXA를 이용한 골다공증 진단 방법

다른 두 영상에 의해 복원시킬 수 있다. 이 때문에 보다 정밀한 영상 재현으로 진단 효율을 향상시킬 수 있다[9,10]. DEXA 영상으로부터 골다공증을 진단하는 방법은 다음과 같다.

DEXA 장비로부터 두 장의 영상을 획득한 후, 전처리 과정으로 잡음을 제거한다. 그 후, 획득된 두 장의 영상으로부터 연부조직과 골조직을 분리하고, 골영역 구성하고 있는 각각의 뼈를 분할(bone segmentation)한다. 분할된 뼈로부터 골밀도(BMD)를 측정하는 부위로 정의된 ROI(region of interest)로부터 골밀도를 측정한다[11]. 측정된 골밀도는 정상인의 표본계층의 골밀도 값과의 비교를 통해 최종 골다공증을 진단하게 된다. 따라서 이들 두 장의 영상으로부터 연부조직과 골조직을 분리시키고 정밀한 뼈 영상을 분할하는 것은 골밀도 측정의 정확성을 높이는 데 많은 영향을 미친다. DEXA 영상에서 연부조직과 골조직의 효과적인 분해를 위해서는 두 영상으로부터 골조직을 분리시키기 위한 적절한 보정 계수를 설정하는 것이 중요하다. 기존에는 이를 위해 시스템 상에서 실험적으로 구하는 방법을 사용하였다[12]. 보정 계수를 결정하기 위해 영상 획득 장비의 정보에 따라 계수 허용 구간의 범위를 조절해 가면서 실험하여 반복적인 계산을 통해 실험적 오류가 적은 값을 최종 계수로 택하는 방법을 택하였다. 하지만 이는 실험하는데 시간 소모가 많이 될 뿐만 아니라 데이터와 영상 획득 장비에 국한된 결과를 가지고와 다양한 종류의 영상 데이터에 적용하기 어렵다는 단점이 있다.

본 논문에서는 이중 에너지 X-선 흡수 영상에서 골조직을 추출하기 위해 사용되는 보정계수 값을 결정하기 위해 X-선 영상의 물리적 의미와 각 에너지에 반응하는 생체조직들의 감쇠상수 특성을 기반으로 뼈 영역을 효과적으로 검출하는 방법을 제안한다. 제안하는 방법의 유효성과 적합성을 증명하기 위해 DEXA 장비로부터 획득한 임상영상으로 실험하였

다. 실험결과로 제안하는 방법이 효과적으로 뼈 영역을 검출함을 확인할 수 있음은 물론, 다양한 생체부위에 적용함으로써 한 가지 종류의 영상에만 적용된 방법이 아님을 확인할 수 있었다. 본 논문은 다음과 같이 구성되었다. 먼저, 2절에서 X 선의 기본 원리 및 DEXA imaging 시스템에 대해 언급하고, 3절에서는 제안하는 방법에 대해서 설명한다. 4절에서는 제안하는 알고리즘을 적용한 실험 및 결과로 제안하는 방법의 유효성을 확인하고, 결론으로 논문을 마무리한다.

## 2. Dual Energy X-ray Absorption Imaging System

### 2.1 X 선의 개요

X 선 영상은 특정한 에너지에 해당하는 광자(photon)가 시작단(X-ray source)으로부터 방출되어 장애물에 의해 흡수 혹은 산란된 후 최종 검출단(Detector)에 도달하는 광자의 양에 대응되는 밝기 값으로 표현되는 영상이다[13]. 이때, 측정하고자 하는 물체를 구성하고 있는 물질의 원소번호 등과 같은 고유특성 및 두께와 같은 물질 분포정도에 따라 흡수되거나 산란되는 정도가 다르다. 이 때문에 검출단에서 획득되는 광자량은 측정하고자 하는 물체의 특성을 반영하게 된다[14].

그림 2는 이러한 X 선 원리를 간단하게 설명한 것이다. X 선 생성기로부터  $N_0$ 만큼의 광자(photon) 양이 방출될 때, 감쇠계수(attenuation coefficient)가  $\mu$ , 두께(thickness)가  $T$ 인 물질로 구성된 물체를 통과하여 검출단에서 확인할 수 있는 광자량이  $N$ 일 때,

$$N = N_0 \exp(-\mu \cdot T), \quad (1)$$

와 같다.

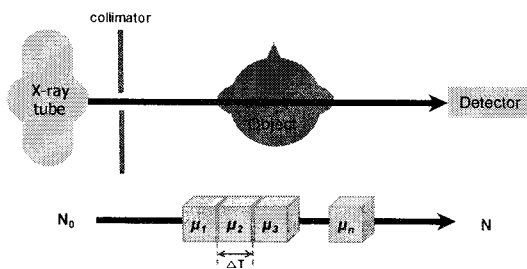


그림 2. X 선 imaging 원리

광자가 물체를 만났을 때, 감쇠되어지는 정도의 로그(logarithm) 스케일을  $m_E$ 이라 하면, 다음과 같이 표현이 가능하다.

$$m_E = -\log(N / N_0) = \mu \cdot T. \quad (2)$$

이때, 측정하고자 하는 물체가 2개 이상의 구성 물질들로 이뤄진 경우, 식 3과 같이 조합된다.

$$m_E = \sum_{material\_i} \mu_i \cdot T_i. \quad (3)$$

### 2.2 이중 에너지 X 선 흡수(DEXA) 시스템

단순 X 선 (single X-ray)는 저렴한 가격에 물체의 에너지 흡수 정도에 의한 영상을 획득할 수 있지만, 측정부위에 대한 오차와 중첩 부위에 대한 정밀도가 떨어지는 단점을 갖고 있다. 동위원소를 이용해 독립 분산되는 두 종류의 에너지 광자를 발사하여 영상을 획득하는 이중 광자 흡수(DPA: Dual Photon Absorptiometry) 기법은 서로 다른 에너지에 의해 획득된 두 가지 영상을 획득할 수 있어 단순 X 선의 단점을 보완할 수는 있지만, 동위원소의 주기적인 교체에 대한 번거로움이 단점이 있다[6].

이중 에너지 X 선 흡수 (DEXA: Dual-Energy X-ray Absorptiometry) 영상은 서로 다른 두 개의 에너지 레벨로부터 영상을 획득하는 방법이다. 물체의 특성에 따라 서로 다른 에너지 레벨인 High 에너지와 Low 에너지에 의해 흡수되거나 산란되는 광자량의 정도가 다르기 때문에 기존의 단순 X 선을 사용하는 경우보다 정밀하게 신호를 분석하고, 영상을 복원할 수 있다. 또한, 동위원소 대신 X 선을 사용하기 때문에 광원보다 더 많은 광자류 생성으로 중첩현상을 제거할 수 있고, 동위원소 교체로 인한 불편함을 줄일 수 있다[15]. 더욱이 이중 X 선 흡수 영상은 의료 진단분야에서 문제가 되었던 생체조직 간의 중첩에 의한 잡음(anatomic noise)을 서로 다른 에너지에 의해 생성된 두 개의 영상으로부터 복원시킬 수 있다. 또한 적은 방사선량으로도 영상을 정밀하게 재현할 수 있어 진단 효율을 향상 시킨다[10].

X 선 영상의 밝기 값은 물질 고유의 감쇠계수(attenuation coefficient)가  $\mu$ 와 두께(thickness)  $T$ 에 의해 결정되므로, X 선 영상에서 2개의 서로 다른 물질들을 추출하기 위해서는 특정 2개의 측정 값이 필요하다. DEXA 영상은 특정 화소에 대해 High 에

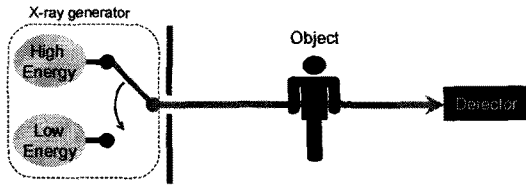


그림 3. DEXA imaging 원리

너지와 Low 에너지에 의한 2개의 측정값을 제공함으로써 특정 물질에 대한 영상을 복원할 수 있다. 따라서 기존의 단순 X 선 (single X-ray)를 사용하는 경우보다 정밀하게 신호를 분석하고, 영상 복원이 용이하다. 그림 3은 이중 에너지 X 선 영상 생성 원리를 보인다.

인체를 구성하고 있는 모든 구성 요소들은 진단분야에서 사용되는 X 선 에너지 범위 내에 해당하는 각각 고유의 감쇠 상수(attenuation coefficient)를 갖고 있다. 인체를 구성하는 물질은 다양하지만 크게 뼈(bone tissue) 영역과 연부조직(soft tissue) 영역으로 나눌 수 있다. 따라서 인체에 이중 에너지 X 선 투과 시 이들 조직을 거쳐 최종 신호로 획득할 수 있는 영상은 다음 같이 표현이 가능하다.

$$N_{LE} = N_0^{LE} \exp [ - (\mu_s^{LE} \cdot T_s + \mu_b^{LE} \cdot T_b) ] \quad (4)$$

$$N_{HE} = N_0^{HE} \exp [ - (\mu_s^{HE} \cdot T_s + \mu_b^{HE} \cdot T_b) ] , \quad (5)$$

단,  $N_0^{LE}$  와  $N_0^{HE}$  는 Low 에너지와 High 에너지에 의해 X 선 시작단에서 방출되는 광자량,  $N_{LE}$ 와  $N_{HE}$ 는 이들 각각 에너지들에 해당하는 최종단에서 검출된 광자량을 의미한다.  $\mu_s^{LE}$  와  $\mu_s^{HE}$  는 각각 Low와 High 에너지에서 연부조직에 해당하는 감쇠상수를 나타내며  $\mu_b^{LE}$  와  $\mu_b^{HE}$  는 뼈 영역의 Low와 High 에너지에서의 감쇠상수를 의미한다.  $T_s$ 와  $T_b$ 는 각각 이 조직들의 두께(thickness)를 나타낸다.

이 두 에너지가 인체에 흡수되어 감쇠되는 정도를 식 2와 같이 로그 스케일로 표현할 수 있다.

$$m_{LE} = \mu_s^{LE} \cdot T_s + \mu_b^{LE} \cdot T_b, \quad (6)$$

$$m_{HE} = \mu_s^{HE} \cdot T_s + \mu_b^{HE} \cdot T_b. \quad (7)$$

### 3. DEXA 분해 기반 뼈 영역 추출

에너지가 다른 두 개의 광자량에 의해 획득되는

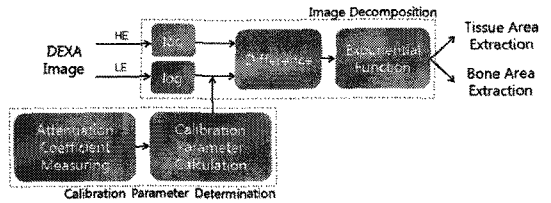


그림 4. 뼈 영역 추출 구성도

두 장의 DEXA 영상을 하나의 영상으로 재현하기 위한 효과적인 방법은 그림 4와 같다.

High 에너지와 low 에너지 흡수 영상으로 이뤄진 2장의 DEXA 영상은 영상 분해 모듈에서 골영역과 연부조직영역으로 추출된다. 이 과정에서 필요한 보정 계수는 감쇠계수를 기반으로 결정되어진다. 이는 다음 식(8)에 의해 표현될 수 있다.

$$I(x, y) = \exp[\log(H(x, y)) - w \log(L(x, y))] \quad (8)$$

이때,  $H(x,y)$ 와  $L(x,y)$ 는 각각 High와 Low 에너지로부터 획득된 영상을 뜻하고,  $w$ 는 영상복원을 위한 보정 계수이다.

서로 다른 두 개의 에너지에 의해 생성된 두 장의 영상은 물체가 각각의 에너지에 따라 반응하는 정도를 반영한다. 그러므로 원하는 물체에 대한 정보만을 포함하는 한 장의 영상을 획득하기 위해서는 이 두 영상으로부터 한 장의 영상으로 복원시키기 위한 보정 계수인  $w$ 를 적절하게 설정하는 것이 무엇보다 중요하다. 그러나 기존에 보정 계수를 설정하기 위해서는 실험을 바탕으로 오차를 줄이는 방법으로 설정되었다. 이들은 보정 계수의 허용 구간 내의 모든 가능값들을 적용하거나 사용한 X 선 장비의 에너지 정보를 바탕으로 특정 구간을 설정하고 얻고자하는 영역의 영상 내 분산 값이 가장 최소인 지점을 만족시키는 계수 값을 선택한다[12]. 따라서 실험적 자료를 기반으로 얻기 때문에 적합한 값을 찾기 위해 소모되는 시간이 많고, 초기 구간 및 구간 크기 설정에 따라 결과가 달라지기 때문에 획득한 계수의 정확성이 떨어지는 문제점이 있었다. 또한 계수 값을 영상별 실험에 의해 획득하기 때문에 결과의 데이터 의존이 높아 다양한 장비 혹은 다양한 영상에 일정한 성능을 보이지 않다는 문제점이 지적되고 있다.

본 논문에서는 다양한 환경에서도 강인한 보정 계수인  $w$ 를 찾기 위해 X 선 영상의 물리적인 특성을 기반으로 찾는 방법을 제안한다. 적절한 보정 계수를

산출하기 위해 본 논문에서는 X 선 형성의 물리적 기본 이론을 기반으로 하였다. 앞 절에서 언급하였던 두 에너지에 의해 획득되어지는 영상에 대한 수식을 식 8에 적용하면 다음과 같다.

$$I(x, y) = \exp \left[ \log \left( N_0^{HE} \exp \left[ - \left( \mu_s^{HE} \cdot T_s + \mu_b^{HE} \cdot T_b \right) \right] \right) - w \log \left( N_0^{LE} \exp \left[ - \left( \mu_s^{LE} \cdot T_s + \mu_b^{LE} \cdot T_b \right) \right] \right) \right]. \quad (9)$$

High 에너지와 Low 에너지 X 선 흡수 영상을 한 장의 영상으로 합성한 후, 이로부터 뼈(bone) 영역과 연부조직(soft tissue) 영역을 분해하여 이들 중 원하고자 하는 부분을 복원하는 것이 목적인만큼 이 수식에서 각각의 영역별로 묶어서 식을 정리하면 다음과 같이 정리할 수 있다.

$$I(x, y) = \exp \left( \log N_0^{HE} - w \log N_0^{LE} \right) \exp \left[ \left( w \mu_b^{LE} - \mu_b^{HE} \right) \cdot T_b + \left( w \mu_s^{LE} - \mu_s^{HE} \right) \cdot T_s \right]. \quad (10)$$

위 식에서  $w \mu_s^{LE} - \mu_s^{HE} = 0$  이면, 연부조직이  $I(x, y)$  값에 미치는 영향이 상쇄되어 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$I(x, y) = \exp \left( \log N_0^{HE} - w \log N_0^{LE} \right) \exp \left[ \left( w \mu_b^{LE} - \mu_b^{HE} \right) \cdot T_b \right], \quad (11)$$

여기서  $I(x, y)$ 는 뼈 영역에 대한 밝기 값만 나타내며, 이때 보정 계수  $w$ 는 다음과 같다.

$$w = \frac{\mu_s^{HE}}{\mu_s^{LE}}. \quad (12)$$

식 12를 식 11에 대입하면, 최종적인 뼈 영역에 대한 밝기 값은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$I(x, y) = \exp \left( \log N_0^{HE} - w \log N_0^{LE} \right) \exp \left[ \left( \frac{\mu_b^{HE}}{\mu_s^{LE}} \cdot \mu_b^{LE} - \mu_b^{HE} \right) \cdot T_b \right]. \quad (13)$$

반면에, 식 10에서  $w \mu_b^{LE} - \mu_b^{HE} = 0$  이면 뼈 영역이  $I(x, y)$  값에 미치는 영향이 상쇄되어 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$I(x, y) = \exp \left( \log N_0^{HE} - w \log N_0^{LE} \right) \exp \left[ \left( w \mu_s^{LE} - \mu_s^{HE} \right) \cdot T_s \right], \quad (14)$$

여기서  $I(x, y)$ 는 연부조직에 대한 밝기 값만 나타내며, 이때 보정 계수  $w$ 는 다음과 같다.

$$w = \frac{\mu_b^{HE}}{\mu_b^{LE}}. \quad (15)$$

위의 뼈 영역 검출과 같이 식 14를 식 15에 대입하면, 연부조직에 대한 최종적인 밝기 값을 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$I(x, y) = \exp \left( \log N_0^{HE} - w \log N_0^{LE} \right) \exp \left[ \left( \frac{\mu_b^{HE}}{\mu_b^{LE}} \cdot \mu_s^{LE} - \mu_s^{HE} \right) \cdot T_s \right], \quad (16)$$

따라서 진단영상에서 이중 X 선 흡수 영상으로부터 각각 에너지에 반응하는 인체구조의 고유의 감쇠상수와 X 선 영상의 원리를 이용하여 원하는 영역에 대한 영상을 추출할 수 있다.

## 4. 실험 및 결과

### 4.1 실험 환경

제안하는 방법의 효용성을 증명하기 위해 cone beam을 사용한 이중 에너지로부터 X 선로부터 흡수 영상을 CCD 검출단 (detector)에 의해 촬영한 손과 손목 부분의 입상 데이터 영상 5장을 이용하여 실험을 수행하였다. 사용된 X 선 device는 High에 해당하는 에너지는 83keV 0.2mA로 1.5초간, Low 에너지는 50keV 0.2mA로 1초간 노출시켜 영상을 획득하도록 하였다. 그림 5은 실험에 사용된 장치로 획득된 영상으로 16bit로 구성되어 있다. 그림 4에서 확인할 수 있듯이 물체가 Low 에너지를 흡수하는 정도가 High

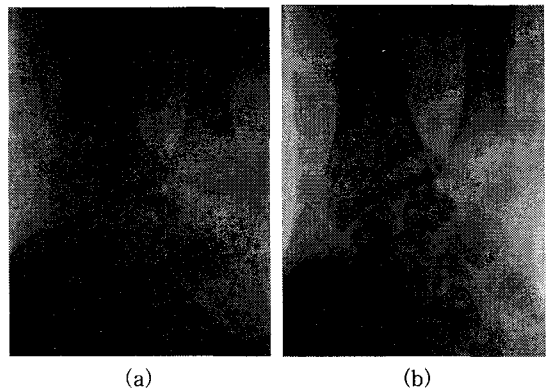


그림 5. 실험에 사용된 DEXA 장치에 의해 획득된 영상 ((a) High에너지에 의한 영상, (b) Low 에너지에 의한 영상)

표 1. 에너지별 뼈와 연부조직의 감쇠상수

Energy	mass attenuation( $\text{cm}^2/\text{g}$ )	
	뼈 영역 (bone)	연부조직 (soft tissue)
Low energy (0.05Mev)	0.424	0.226
High energy (0.08Mev)	0.223	0.182

에너지를 관통시켰을 때 보다 크므로, 더 또렷한 영상이 나타남을 알 수 있다. 더욱이 뼈 영역에서 더 많은 에너지를 흡수 하여 검출단에서 검출되는 광자량이 적은 만큼 뼈 영역 부분이 어둡게 나옴을 확인할 수 있다.

이러한 영상의 특징은 에너지별 물체에 반응하는 정도와 물체에 따른 흡수 정도는 감쇠상수로 증명할 수 있다. 표 1은 이와 같은 에너지 실험환경 조건에서 뼈와 연부조직의 감쇠상수를 나타낸 것으로 미 표준 과학원의 데이터를 기반으로 하였다[16]. 표 1의 감쇠상수에서도 확인할 수 있듯이 Low 에너지에 대한 흡수 정도가 High에너지보다 높고, 뼈 영역이 연부조직에 비해 훨씬 광자에 대한 흡수도가 높다.

4.2 실험 결과

주어진 실험 환경에 해당하는 뼈와 연부조직에 감쇠상수를 이용하여 제안하는 방법에 적용하여 뼈 영역 추출에 적합한 보정 계수 값을 얻을 수 있었으며, 이 값은 0.805 이었다. 또한 연부조직 추출 시에는 0.525의 값이 필요하였다.

실험에 사용한 DEXA 장비로부터 획득한 두 영상에서 salt and pepper 형의 잡음이 많아 실험을 적용 시에 이러한 잡음의 형태가 부각되었다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 뼈 영역 추출과정 수행 전에 salt and pepper 잡음제거에 효과적인 median 필터를 각각 에너지 흡수 영상에 각각 적용하는 전처리과정을 추가 하였다[17]. 실험에 사용된 median 필터는 5x5이다.

두 장의 영상을 보정한 후, 에너지 정보 기반의 감쇠상수를 이용하여 획득한 보정 계수를 사용하여 뼈 영역을 추출하는 제안하는 방법으로 실험한 결과는 다음과 같다. 그림 6는 오른손의 손목부분에 대한 뼈 영역과 연부조직 부분을 검출한 실험결과이다. 그림 6 (a)를 통해 제안하는 방법으로 뼈 영역을 효과적으로 추출함을 확인할 수 있었다. 연부조직의 경우

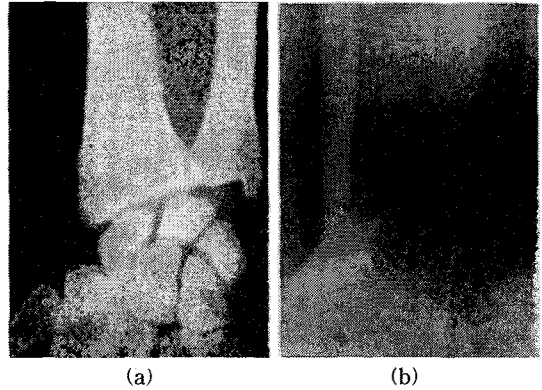


그림 6. 제안하는 방법으로 뼈 영역과 연부조직 부분으로 영상 분해 ((a) 뼈 영역(bone tissue), (b) 연부조직(soft tissue))

뼈에 비해 에너지에 대한 흡수력이 떨어지는 만큼 연부조직 검출 시 배경부분과 컨트라스트 차이가 많지 않아 뼈 영역에 비해 검출이 비교적 어려움을 확인할 수 있다.

그림 7은 임의의 보정 계수  $w$ 를 사용했을 경우의 결과 영상이다. 기존의 방법들은 실험적인 방법으로  $w$ 를 결정하는데 그림 7과 그림 6의 제안하는 방법의 비교를 통해  $w$ 값이 잘못 결정되었을 때 연부조직 혹은 골조직이 완전히 제거되지 않음을 확인할 수 있다. 더욱이 그림 7의 (c)의 보정계수가 0.8인 경우 제안하는 방법에 의해 획득한 보정 계수 값 0.805와 0.005만큼의 차이를 보이지만 결과 영상에서는 두 영상의 차이가 확연함을 확인할 수 있다. 따라서 기존의 실험적으로 계수를 획득할 경우 보정 계수를 찾는 step의 크기에 따라 결과가 달라지는 만큼 계수 선정 시 문제점이 있음을 확인할 수 있다.

그림 8은 같은 장비로부터 획득한 손부분의 영상에 대한 제안하는 방법에 대한 결과를 나타낸 것이

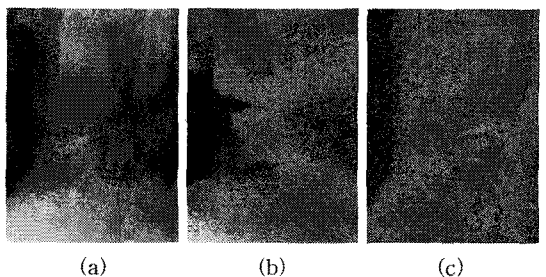


그림 7. 보정 계수  $w$ 값에 따른 결과 영상((a)  $w=0.2$ , (b)  $w=0.4$ , (c)  $w=0.8$ )

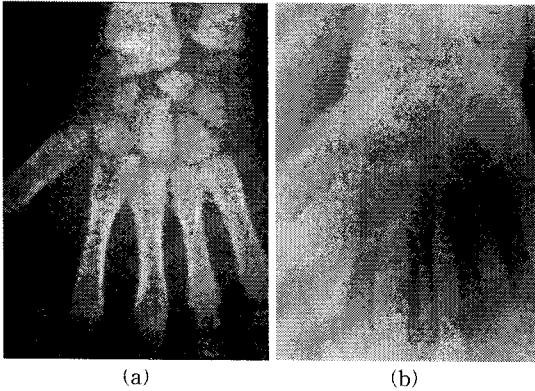


그림 8. 손 영상에 대한 제안하는 방법 적용 실험 ((a) 뼈 영역(bone tissue), (b) 연부조직(soft tissue))

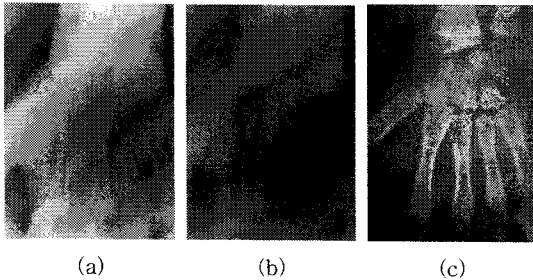


그림 9. 보정 계수  $w$  값에 따른 결과 영상 ((a)  $w=0.2$ , (b)  $w=0.4$ , (c)  $w=0.8$ )

며, 그림 9는 그림 7과 같이 보정 계수의 변화에 따른 결과 영상이다.

손 영역의 경우 손목에 비해 연부조직이 많은 만큼 중첩현상이 많아 손목 영상에 비해 각각의 영역 추출이 어렵다. 하지만 앞의 그림 6과 7의 비교에서와 마찬가지로 보정 계수 변화에 따른 결과 그림 9와 비교했을 때 제안한 방법 적용 시 효과적으로 각각의 영역이 추출됨을 확인할 수 있다.

## 5. 결 론

이중 에너지 X 선 흡수 영상은 서로 다른 두 에너지로부터 영상을 획득하여 단순 X-선의 문제점인 생체조직 중첩에 의한 잡음을 최소화시켜 보다 나은 영상을 재현할 수 있다. 따라서 골다공증 조기진단을 위한 골밀도를 측정의 정확성과 효율성을 향상시킬 수 있다. 본 논문에서는 X 선 영상의 물리적인 의미를 기반으로 DEXA 영상의 차분과 생체조직의 감쇠 상수를 이용한 보정 계수를 결정하는 방법을 제안하

여 뼈 영역을 효과적으로 추출하였다. 기존에는 보정 계수 설정을 위해 실험적인 데이터를 사용하여 다양한 영상에 대한 적용이 어렵다는 단점이 있지만, 제안하는 방법의 효율성을 확인하기 위해 다양한 부위에 알고리즘을 적용하였고 실험 결과로 이를 확인할 수 있었다.

그러나 X 선 장치의 구조상 X 선 빔 발생단과 검출단의 노이즈로 인해 영상이 영향을 받는다. 이를 해결하기 위한 노이즈 모델 분석을 통한 좀 더 효율적인 노이즈 제거법이 개발되어야 하며, 최종적으로는 뼈 영역을 분할(bone segmentation)을 할 수 있는 자동화된 분할 기법에 대한 연구가 필요하다.

## 참 고 문 헌

- [1] Z. Q. Liu, T.J Austin, and D. Moore, "Image processing techniques for bone image analysis," *ICIP* 1995, Vol.1, pp. 458-461.
- [2] J. Y. Huang, P. F. Kao, and Y. S. Chen, "A Set of Image Processing Algorithms for Computer-Aided Diagnosis in Nuclear Medicine Whole Body Bone Scan Images," *IEEE Trans. Nuclear Science*, Vol.54, Issue 3, pp. 514-522, 2007.
- [3] 유무현, 손부순, 박종안, 양원호, 김종오, 장봉기, "한국 성인여성의 골밀도와 관련요인에 관한 연구," *대한환경위생공학회지*, 2006. 6, pp. 47~56.
- [4] C. VERTAN, L. SIRBU, and I. STEFAN, "MPEG-7-like Description Scheme for Osteoporosis Diagnosis Support," *Automation, Quality and Testing, Robotics*, Vol.2, pp. 397-400, 2006.
- [5] P. Tothill, "Methods of Bone Mineral Measurement," *Phys Med Biol.*, Vol.34, No.5, pp. 543-572, 1989.
- [6] M. Fischer, "Dual-photon and dual-energy X-ray absorptiometry for the measurement of total-body bone mineral and soft tissue composition," *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, Vol.20, No.4, pp. 281-282, 1993.

[7] A. Pietrobelli, C. Formica, Z. Wang and S. B. Heymsfield, "Dual-energy X-ray absorptiometry body composition model: review of physical concepts," *Am J. Physiol.*, Vol.271, pp. E941-51, 1996.

[8] J. M. Sotocaa, J. M. Iñestab, and M. A. Belmontec, "Hand bone segmentation in radioabsorptiometry images for computerised bone mass assessment," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Vol.27, Issue 6, pp. 459-467, 2003.

[9] V. Rebuffel and J. M. Dinten, "Dual-energy x-ray imaging: benefit and and limits," *European Conference on Nondestructive Testing* 2006.

[10] F.Zhao and D. Jinag, "Multiple decomposition technique for dual energy x-ray image," *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE*, Vol.5, pp. 1778-1779, 1992.

[11] G. M. Blake, H. W. Rochester, I. Fogelman, *Evaluation Of Osteoporosis: Dual Energy X-ray Absorptiometry and Ultrasound in Clinical Practice*, Informa Healthcare, 1998.

[12] Dual energy decomposition using automatically determined cancellation parameters, United States Patent 6343111.

[13] J. E. Adams, "Single and dual energy X-ray absorptiometry," *European Radiology*, Vol.7, pp. S20-S31, 1997.

[14] J. M. Letang, N. Freud, and G. Peix, "Optimal calibration via virtual x-ray imaging for dual-energy techniques: application to glass wool," *Proceedings of the SPIE*, Vol.5132, pp. 422-432, 2003.

[15] J. M. Bone, "Dual energy mammography: a doctor analysis," *Med Phy.*, Vol.17, No.4, pp. 665-675, 1990.

[16] "Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption

Coefficients," Ionizing Radiation Division, Physics Laboratory, National Institute of Standards and Technology.

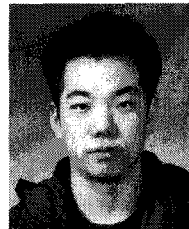
[17] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, *Digital image processing*, New Jersey, Prentice Hall, 2002.



권 주 원

2000년 3월~2005년 2월 인하대학교 전자공학과 공학사  
 2005년 2월~2006년 8월 한국정보통신대학교 전자공학과 공학석사  
 2006년 8월~현재 한국과학기술원 정보통신공학과 박사과정

관심분야 : 의료영상처리, 패턴인식, Image Denoising



조 선 일

2002년 2월~2006년 8월 한국정보통신대학교 전자통신공학과 공학사  
 2006년 8월~현재 한국과학기술원 정보통신공학과 석사과정

관심분야 : Image Segmentation, 의학영상처리시스템, 패턴인식



안 영 복

1980년 3월~1984년 2월 건국대학교 전자공학과 학사  
 1985년 3월~1987년 2월 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 석사  
 1987년 3월~1990년 8월 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 박사

1990년 9월~1992년 2월 한국통신 선임연구원  
 1992년 3월~현재 건국대학교 전자공학부 교수  
 관심분야 : 의료영상시스템, 신호처리





노 용 만

- 1985년 연세대학교 전자공학과  
학사
- 1987년 한국과학기술원 전기 및  
전자공학과 석사
- 1992년 한국과학기술원 전기 및  
전자공학과 박사

1987년~1988년 Columbia University 연구원  
1996년~1997년 University of California Berkeley 연구원  
2006년~2007 University of Toronto 방문교수  
1997년 2월~현재 한국과학기술원 전자공학과 정교수  
관심분야 : 영상 및 비디오 신호처리, MPEG-7, feature  
recognition, image/video indexing, spectral  
analysis of image signal