

골 밀도 평가를 위한 뼈의 전기 전도도 재구성: 시뮬레이션

최민주^{1,2,3}, 김민찬⁴, 강관석³, 최흥호⁵

¹제주대학교 의과대학 의학과, ²인공심장연구소, ³의공학협동과정,
⁴청정화학공학과, ⁵인제대학교 의생명공학대학 의용공학과
(2004년 2월 1일 접수, 2004년 6월 15일 채택)

An Electrical Conductivity Reconstruction for Evaluating Bone Mineral Density : Simulation

Min Joo Choi^{1,2,3}, Min Chan Kim⁴, Kwan Suk Kang³, Heung Ho Choi⁵

¹Department of Medicine, ²Institute of Artificial Heart, ³Interdisciplinary Postgraduate Program in Biomedical Engineering, ⁴Department of Chemical Engineering, Cheju National University, Rep. Korea, ⁵Department of Biomedical Engineering, Inje University, Rep. Korea
(Received February 1, 2004. Accepted June 15, 2004)

요약 : 골다공증은 골 조직의 양이 감소하여 골질의 가능성이 증가하는 상태이다. 뼈의 전기적 특성은 골 밀도와 관련이 있으며, 특히 뼈의 전기 저항은 골 소실이 증가할수록 감소하는 것으로 알려져 있다. 만일 신뢰성 있는 측정이 가능하다면, 뼈의 전기적인 특성은 골다공증 진단을 위한 유용한 변수가 될 수 있음을 의미한다. 본 연구에서는 EIT (electrical impedance tomography) 기술을 이용하여 뼈의 전기 전도도 평가를 시도하였다. 뼈와 주위의 연조직 간의 전기적인 특성의 차이가 크기 때문에 (100 정도), 일반적으로, 뼈의 EIT를 얻기는 쉽지 않다. 본 연구에서는 이상 경계 검출을 위해 개발된 adaptive mesh regeneration 기법을 이용하여, 주어진 경계면의 기하학적 조건하에서, 경계 내부의 전기전도도를 복원할 수 있도록 하였다. 수치 해석은 균일한 타원형 (장경 17 mm, 단경 15 mm) 뼈와 주위의 연 조직으로 구성된 반경 40 mm인 원통형 팬텀으로 모의한 경골에 대해 수행하였다. 타원형 뼈는 팬텀의 원형 단면 중심에서 15 mm 위쪽에 위치하도록 하였다. 연 조직의 전기 전도도는 4 mS/cm로 고정하였고, 뼈에 대해서는 0.01 - 1 mS/cm에서 변화하도록 하였다. 측정 오차에 의한 효과를 분석하기 위해 시뮬레이션은 측정 오차를 포함하도록 하였다. 시뮬레이션 결과, 만일 측정 오차가 5 % 미만으로 유지될 경우, 재구성된 뼈의 전기전도도는 10 % 이내의 오차를 갖는 것으로 나타났다. 예측할 수 있듯이 복원의 정확도는 뼈의 전기 전도도가 증가함에 따라 증가하였다. 이것은 사용된 EIT가 골 소실이 진행된 뼈에 대한 좀더 정확한 정보를 제공할 수 있음을 시사한다. 본 연구는, 뼈의 해부학적인 정보를 알고 있을 때 뼈와 주위의 연조직에 대한 단순한 이상 영상에 한정된 결과를 제공하지만, EIT 기술이 골다공증 골질을 예측하는 새로운 방법으로 활용될 가능성을 시사한다.

Abstract : Osteoporosis is a clinical condition in which the amount of bone tissue is reduced and the likelihood of fracture is increased. It is known that the electrical property of the bone is related to its density, and, in particular, the electrical resistance of the bone decreases as the bone loss increases. This implies that the electrical property of bone may be an useful parameter to diagnose osteoporosis, provided that it can be readily measured. The study attempted to evaluate the electrical conductivity of bone using a technique of electrical impedance tomography (EIT). It may not be easy in general to get an EIT for the bone due to the big difference (an order of 2) of electrical properties between the bone and the surrounding soft tissue. In the present study, we took an adaptive mesh regeneration technique originally developed for the detection of two phase boundaries and modified it to be able to reconstruct the electrical conductivity inside the boundary provided that the geometry of the boundary was given. Numerical simulation was carried out for a tibia phantom, circular cylindrical phantom (radius of 40 mm) inside of which there is an ellipsoidal homeogenous tibia bone (short and long radius are 17 mm and 15 mm, respectively) surrounded by the soft tissue. The bone was located in the 15 mm above from the center of the circular cross section of the phantom. The electrical conductivity of the soft tissue was set to be 4 mS/cm and varies from 0.01 to 1 mS/cm for the bone. The simulation considered measurement errors in order to look into its effects. The simulated results showed that, if the measurement error was maintained less than 5 %, the reconstructed electrical conductivity of the bone was within 10 % errors. The accuracy increased with the electrical conductivity of the bone, as expected. This indicates that the present technique provides more accurate information for osteoporotic bones. It should be noted that the simulation is based on a simple two phase image for the bone and the surrounding soft tissue when its anatomical information is provided. Nevertheless, the study indicates the possibility that the EIT technique may be used as a new means to detect the bone loss leading to osteoporotic fractures.

Key words: Bone, Electrical conductivity, Osteoporosis, Electrical impedance tomography

본 연구는 원자력기초연구사업비 및 제주대학교발전기금으로 수행되었음.
통신저자 : 최민주, 제주시 아라1동 1번지 제주대학교 의과대학 의학과
Tel. (064)754-3876 Fax. (064)702-2687
E-mail. mjchoi@cheju.ac.kr

서론

골다공증 (osteoporosis)은 골 밀도의 저하로 인해 골질로 이어지는 퇴행성 질환이다. 인체는 노화가 진행되면서 다양한 원인으로 인해 골 조직이 소실되며 즉 골 밀도가

저하하게 되어 골의 강성도가 감소한다. 임상적으로 골다공증의 위험도를 평가하기 위해 골 밀도를 측정한다. 현재 가장 광범위하게 사용되는 진단법은 DEXA (dual energy x-ray absorptiometer)를 이용한 골 밀도 측정이다[1]. 이 방법은 엑스선이 뼈의 무기물의 밀도에 비례하여 흡수량이 증가하는 특성을 이용하여 골에 함유된 무기물 (주로 칼슘)의 농도를 영상화한다.

뼈에 대한 역학적인 변화는 종종 전기적인 현상을 수반한다[2]. 예를 들어 뼈에 외력을 가하면 미약한 전압이 뼈에 유기된다. 즉, 뼈는 압전 (piezoelectricity) 특성을 보인다. 뼈의 강성도의 변화 또는 골 밀도의 변화는 동시에 전기적인 특성 변화를 야기할 것으로 예상된다. 뼈의 밀도 및 강성도 정보를 포함하는 전기적인 특성을 영상화 할 경우, 뼈의 무기물의 밀도, 즉, 정적인 변수에 대한 영상을 제공하는 엑스선 영상에 비해, 높은 상관성을 가지고 골질의 위험도를 예측할 수 있을 것을 예상된다.

본 연구에서는 뼈의 소실에 따른 전기 저항의 변화를 실험적으로 관찰하고, 뼈의 전기 임피던스 단층 영상 (Electrical Impedance Tomography: EIT)의 재구성을 통한 골 소실 즉 골 밀도의 변화를 평가할 수 있는지를 시뮬레이션을 통해 확인하고자 한다. 시뮬레이션에서는 Tibia 및 주위의 연 조직의 단면의 전기 전도도 (electrical conductivity)를 복원하도록 하였다. 시뮬레이션 결과에 기초하여, 뼈의 전기적인 특성을 영상화하는 EIT 기술의 골다공증 진단 활용 가능성에 대해 토의하였다.

골 밀도와 전기 저항과의 상관성: 실험적 관찰

골의 소실에 따른 뼈의 전기 저항의 변화를 돼지 경골 (tibia)을 이용하여 실험적으로 관찰하였다.

실험 방법: 생후 6 개월 미만의 돼지 경골을 추출하여 7 개의 시편을 제작하였다. 차아염소산나트륨 (NaOCl) 50 % 용액에 각각 2 개의 시편을 24 시간, 48 시간, 72 시간 동안 담가 두어 골 소실을 야기하였다. 전원 공급기 (power supply)를 사용하여 시편에 30 V의 전압을 인가하고, 이때 흐르는 전류를 디지털 멀티미터 (digital multimeter)를 사용하여 측정하였다.

실험 결과: 측정 결과는 그림 1에 도시하였다. 처리 시간이 길수록 즉 골 소실이 증가할수록 전기 저항이 감소하고 있음을 볼 수 있다. 그림에서 24 시간 데이터는 두 개의 시편에서 동일한 저항 값이 측정되어 한 개의 값으로 표현되어 있다.

결론: 뼈의 전기 저항이 골다공증의 진단 지표인 골 밀도와 매우 밀접한 상관성이 있는 것으로 관찰되었다. 따라서 뼈의 전기적인 특성을 EIT 기술을 이용하여 영상화 할 경우, 골다공증 진단에 매우 중요한 자료로 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

다음 절에서는 EIT 영상 복원 이론을 소개하고, 돼지의 경골 및 주위의 연 조직의 단면의 전기 전도도에 대한 EIT 영상 복원 시뮬레이션을 수행하였다.

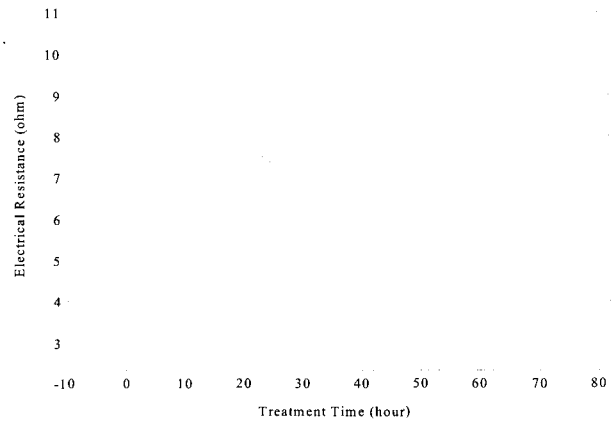


Fig. 1. Electrical resistance against treatment time for the sample pork tibiae. The electrical resistance of the bone decrease with the treatment time and, this indicates, the longer it was treated, the more the bone was lost.

EIT 영상 복원 이론

미세한 전류를 피부에 부착된 전극을 통하여 인체에 주입하고, 이 전극에서 여기 되는 전압을 측정하여 인체 내부의 임피던스 분포를 복원하는 EIT 영상 복원은 정 문제 (forward problem)와 역 문제 (inverse problem)의 두 단계로 구성된다. 정 문제에서는 미리 가정된 또는 앞서 계산된 임피던스를 이용하여 Maxwell 방정식으로부터 대상체 내부 및 경계에서의 전기적인 포텐셜 (electric potential)을 구한다. 역 문제에서는 경계면에서 측정된 전압과 계산된 전압 사이의 오차가 최소화 될 수 있도록, 임피던스를 조절하여 측정 전압과 계산 전압사이의 차이를 최소화 시킨다[3].

1. 수학적 모델

체의 경계면에 여러 개의 전극을 통해 전류를 주입하고 이미 알고 있는 저항 분포의 함수로써 경계면에 유기되는 전압은 다음과 같은 비선형 Laplace 방정식과 지배 방정식에 지배를 받는다.

$$\nabla \cdot \sigma \nabla u = 0 \tag{1.a}$$

$$u + z_\ell \sigma \frac{\partial u}{\partial n} = U_\ell \quad x \in e_\ell, \quad \ell = 1, 2, \dots, L \tag{1.b}$$

$$\int_{e_\ell} \sigma \frac{\partial u}{\partial n} dS = I_\ell \quad x \in e_\ell, \quad \ell = 1, 2, \dots, L \tag{1.c}$$

$$\sigma \frac{\partial u}{\partial n} = 0 \quad x \in \partial\Omega / \bigcup_{\ell=1}^L e_\ell \tag{1.d}$$

여기서 u , σ , n , L 은 각각 전위, 도전율, 바깥으로 향하는 단위 수직 벡터, 전극 개수이며, z_ℓ , I_ℓ , U_ℓ 은 ℓ 번째 전극에서의 접촉 임피던스, 주입 전류, 측정 전압이다. 식 (1.b)는 전극과 피부 사이의 접촉 임피던스 (contact impedance)를, 식 (1.c)는 전극에서의 전압이 일정하다는 션트 효과 (shunt effect)가 고려되고 있음을 나타낸다. 본 연구에서는 전극에서의 션트 효과와 전극과 물체 사이의

접촉 임피던스 (contact impedance)를 고려한 완전 전극 모델 (complete electrode model)을 사용하고 있다[4].

위의 조건에 덧붙여, 해의 존재성과 유일성을 보장하기 위하여 다음과 같은 주입 전류와 측정 전압에 대한 조건을 부가한다.

$$\sum_{i=1}^L I_i = 0 \quad (2.a)$$

$$\sum_{i=1}^L U_i = 0 \quad (2.b)$$

2. 정 문제 (Forward Problem Solving: FPS): 전기 포텐셜

식 (1)과 (2)로 주어지는 방정식의 해석적인 해는 구하기가 매우 어려우므로 FEM (finite element method)을 사용하여 수치 해석으로 FPS (forward problem solving) 단계를 수행하였다. 본 연구에서 사용한 FEM mesh는 그림 2에 주어져 있다.

전류 입력 패턴: 본 연구에서는 내부 불균일성에 대한 변별력이 가장 우수한 것으로 알려진 adaptive method의 한 종류인 삼각 함수형의 전류 입력 패턴을 사용하였다[5]. 이 방법은 32개의 전극에 각기 상이한 전류를 입력하되 전체적으로 전류의 세기 분포를 삼각함수 꼴로 만든다. 본 논문에서 사용된 삼각 함수형의 전류 패턴은 다음과 같다.

$$I_i^k = \begin{cases} \cos(k\theta_i) & \ell = 1, 2, \dots, 32, k = 1, 2, \dots, 16 \\ \sin((k-16)\theta_i) & \ell = 1, 2, \dots, 32, k = 17, 18, \dots, 31 \end{cases} \quad (3)$$

여기서 $\theta_i = 2\pi \ell / 32$, k 는 전류 입력 패턴이고 ℓ 은 전극의 위치를 나타낸다.

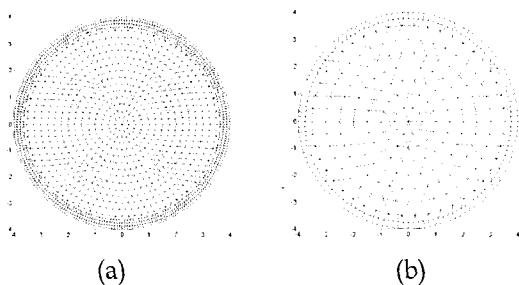


Fig. 2. FEM meshes for the simulation. (a) the mesh used in the forward problem, (b) the mesh used in the inverse problem.

3. 역 문제 (Inverse Problem Solving: IPS): EIT 복원

EIT 영상 복원은 비선형 특성의 선형화에 따른 오차 및 Hessian 행렬의 비정치성(ill-posedness) 때문에 만족스러운 영상을 얻기가 쉽지 않다. 특히, Hessian 행렬의 비정치성은 역 행렬을 계산할 때 부정확한 결과를 야기해 영상 복

원의 성능을 저하시킨다. 이러한 문제를 완화하기 위하여 정규화된 뉴턴 랩슨 (regularized Newton-Raphson; rNR) 방법을 사용하였다[6,7].

이 방법에서는 최소화시켜야 할 목적 함수는 다음과 같이 오차의 제곱의 합에 정규화 항을 더해서 정의된다.

$$\Phi(\rho) = \frac{1}{2} [V - U(\rho)]^T [V - U(\rho)] + \frac{1}{2} \alpha R^T (\rho - \rho^*) R (\rho - \rho^*) \quad (4)$$

여기서 V 는 측정 전압 벡터이고, $U(\rho)$ 는 V 로 맞춰져야 할 계산된 경계 전압 벡터, α 와 R 은 각각 정규화 인자 (regularization parameter)와 행렬이다. 따라서, 식 (4)로부터 반복적인 저항률 벡터의 증분은 다음과 같이 주어진다.

$$\Delta \rho^k = \rho^{k+1} - \rho^k = (H + \alpha R^T R)^{-1} \{J^T [V - U(\rho^k)] - \alpha R^T R (\rho^k - \rho^*)\} \quad (5)$$

정규화 (regularization) 방법은 계의 특성에 따라 여러 종류가 사용된다. 저항률 값이 작다면 $R=I$ 로 두는 Levenberg-Marquadt method이 좋다. 저항률이 거의 일정한 경우에는 $R\rho = \nabla \cdot \rho$ 로 두는 1st order difference method가, 계의 저항률이 연속적이면 $R\rho = \nabla^2 \rho$ 로 두는 2nd order difference method가 적절하다고 알려져 있다. 이외에는 $R^T R = \text{diag}(J^T J)$ 로 두는 implicitly scaled Levenberg-Marquadt method이 있다. 최적 정규화 인자를 결정하는 방법에는 여러 가지가 있다. 서로 다른 방법으로 결정된 정규화 인자는 다른 결과를 제공한다. 본 연구에서는 시뮬레이션 수행시 실제 저항률 분포를 알고 있으므로, 가장 좋은 영상 복원 결과를 주는 값으로 설정한다.

시뮬레이션

1. 팬텀

그림 3은 EIT 복원을 위한 시뮬레이션 대상인 모의 경골의 단면을 보여 주고 있다. 본 연구에서는 뼈는 타원형을 가지며 원형의 연 조직이 둘러싸고 있는 것으로 가정하였다. 타원형 뼈의 장반경은 15 mm, 단 반경은 17 mm로 하였고, 원형 연 조직의 반경은 40 mm로 가정하였다. 뼈의 중심은 연 조직 중심에서 전면부 (그림3에서 "front"로 표기된) 방향으로 15 mm에 위치하도록 하였고, 좌우 대칭이 되도록 하였다.

전형적인 경골의 전기 전도도 (electrical conductivity)는 반경 방향 (radial direction)으로 0.07 mS/cm이며, 축 방향 (axial direction)으로 0.2 mS/cm의 값을 가진다[8]. 연 조직의 주 구성원인 골격근 (skeletal muscle)의 전기 전도도는 평균적으로 4.1 mS/cm의 값을 보인다[8]. 골다공증이 진행되면 즉 골이 소실되면 골의 전기 저항은 감소한다. 따라서 골다공증 환자의 뼈는 전기 전도도가 정상인에 비해 높아질 것으로 예상된다. 일반적으로 연 조직의 전기 전도도는 거의 변하지 않는 것으로 가정한다.

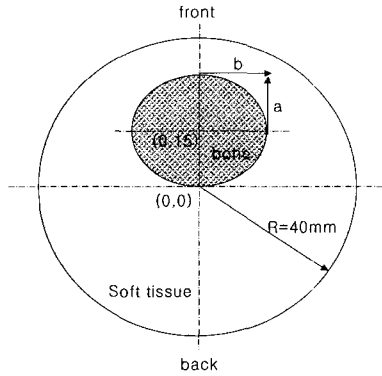


Fig. 3. Geometry of the cross sectional view of the cylindrical phantom ($R = 40 \text{ mm}$) for the tibia whose cross sectional shape is an ellipsoid ($a = 15 \text{ mm}$, $b = 17 \text{ mm}$) surrounded by soft tissue.

2. 시뮬레이션

일반적인 EIT 복원에서는 계의 경계 및 전기 전도도를 동시에 찾아내나, 영상이 흐려지는 현상 (blurred image)을 피할 수 없다. 이러한 문제점은 다음 경우에 크게 개선될 수 있다. 첫째, 계의 경계에 대한 정보를 미리 알고 있다면 각 영역 내의 전기 전도도만을 추정하게 되는데 이 경우 복원된 영상의 정확도가 높아진다. 둘째로 만일 영상이 뼈와 연 조직의 전기 전도도 값을 상수로 가정할 수 있다면, 즉, 이상 문제 (two phase problem)로 간주할 수 있게 되면, 영상 재구성은 뼈와 연 조직의 경계를 추정하는 경계 값 추정 (boundary value estimation) 문제로 간략화 된다[9].

뼈의 EIT 영상을 재구성하는 경우에 사전에 뼈와 연 조직의 해부학적인 구조를 엑스선 컴퓨터 단층 영상 (x-ray computerized tomography: CT)을 이용하여 쉽게 알 수 있기 때문에, 영역의 경계 정보를 사전에 입력하여 재구성 영상을 개선하도록 하였다. 또한 뼈와 연 조직의 전기 전도도는 부위에 따라 변하지 않고 상수 값을 갖는 것으로 가정하였다. 이러한 조건하에서 EIT 영상 재복원은 해부학적인 구조가 알려진 골과 연 조직 단면에서의 전기 전도도를 추정하는 문제가 된다.

본 연구에서는 경골 단면의 전기 전도도 값을 복원하기 위해 두 가지 경우 대한 시뮬레이션을 수행했다. 첫째 전형적인 경골 및 주위 연 조직의 전기 전도도 값을 가지는 경우에 대해서 먼저 수행하였고, 둘째 연 조직의 전기 전도도를 4 mS/cm 로 유지하면서, 뼈의 전기 전도도가 $0.01 - 10 \text{ mS/cm}$ 변화할 때, 뼈와 연 조직의 전기 전도도를 복원 하였다. 실험 과정에서 발생하는 측정 오차의 효과를 고려하기 위하여, 정 문제를 풀어서 얻어지는 경계 전압 값에 경계 전압의 최대값과 최소값의 차에 평균이 0인 가우시안 랜덤 노이즈 (Gaussian random noise)를 곱한 것을 측정 오차로 가정하고, 여기에 $0 - 5 \%$ 사이의 오차 수준을 곱한 전압 값을 사용하여 시뮬레이션을 수행하였다.

시뮬레이션 결과

1. 정상 경골

정상적인 경골과 연조직에 대해 재구성한 뼈와 연 조직의 전기 전도도의 값의 백분율 오차 ($= 100 * (\text{추정치} - \text{참값}) / \text{참값}$)를 입력 오차 수준을 $0, 0.1, 0.2, 0.5, 1, 2, 5, 10 \%$ 로 변화하면서 도시하면 그림 4와 같다. 그림 4a는 전기 전도도 값이 0.07 mS/cm 인 경우 (반경 방향으로 측정된 경골의 전기 전도도의 값 [8]) 이고, 그림 4b는 전기 전도도 값이 0.2 mS/cm 인 경우 (축 방향으로 측정된 경골의 전기 전도도의 값 [8]) 이다.

그림 4에서 보여 주듯이 전기 전도도 추정 오차는 실험 오차 수준이 증가할수록 커지고 있다. 경골의 전기 전도도가 작은 경우가 큰 경우 보다 오차가 크게 나타났다. 반면 연 조직의 추정 오차는 거의 무시할 정도로 작다.

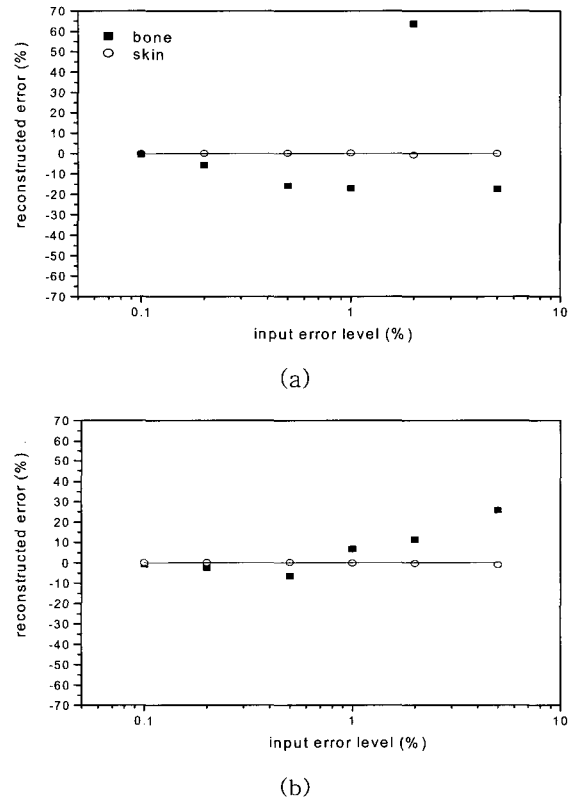
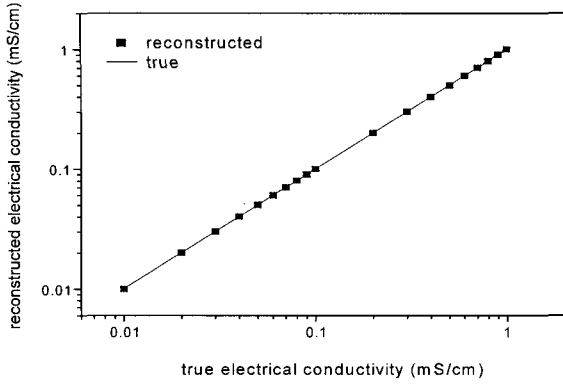


Fig. 4. Reconstructed percentage error for the tibia and the surrounding soft tissue against the input percentage error level. (a) tibia (0.07 mS/cm), (b) tibia (0.2 mS/cm)

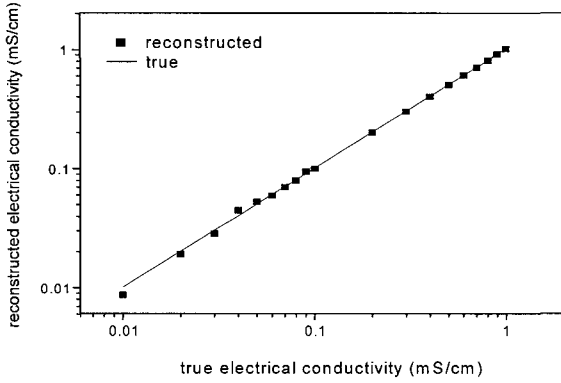
2. 뼈의 전기 전도도 복원

입력 실험 오차 수준을 $0, 0.1, 0.2, 0.5, 1, 2, 5, 10 \%$ 로 변화하면서 EIT 영상 복원 알고리즘을 이용하여 추정된 뼈의 전기 전도도를 참 값과 비교하면 그림 5와 같다. 시뮬레이션에서 뼈의 전기 전도도는 $0.01 - 1 \text{ mS/cm}$ 사이에서 변화하도록 하였다. 추정된 뼈의 전기 전도도의 오차는 뼈의 전기 전도도가 클수록 작아지고 있음을 관찰할 수 있

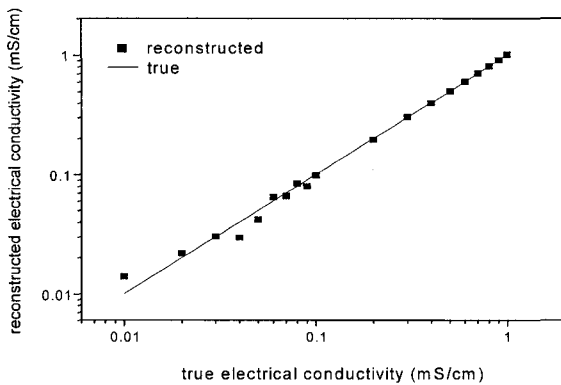
다. 실험 오차가 0.2 % 이하인 경우에는 모든 전기 전도도 범위에서 추정치의 오차가 거의 없다. 그러나 입력 실험 오차의 수준이 0.5 % 이상으로 커지면, 뼈의 전기 전도도가 큰 곳으로부터 추정 오차가 급격히 상승하고 있음을 볼 수 있다.



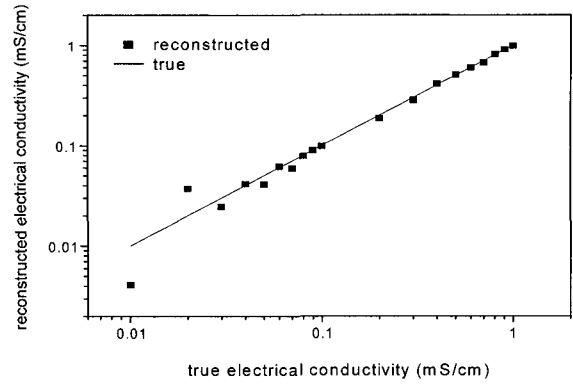
(a)



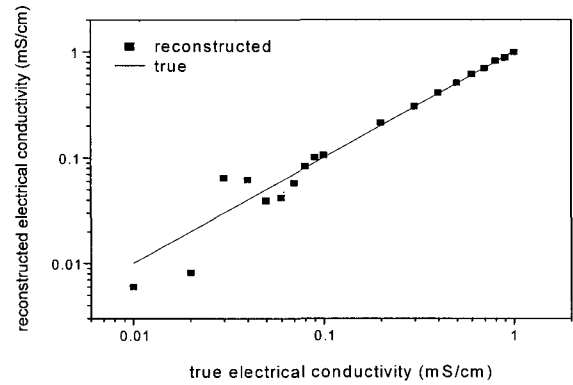
(b)



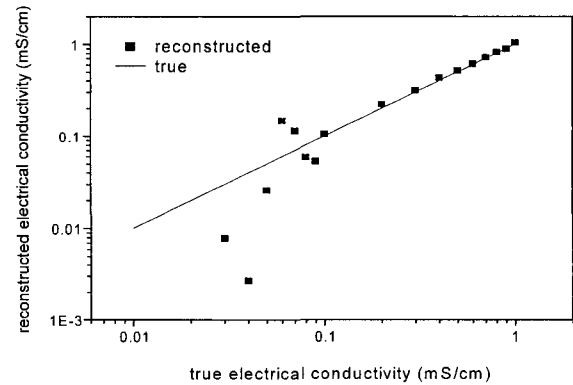
(c)



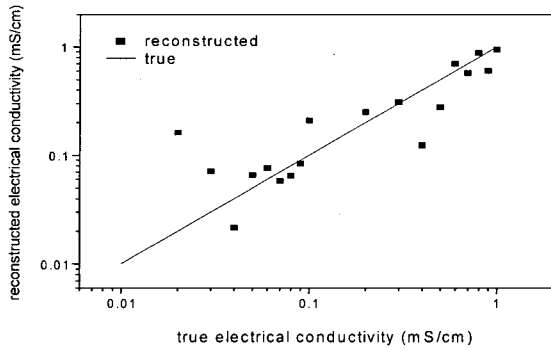
(d)



(e)



(f)

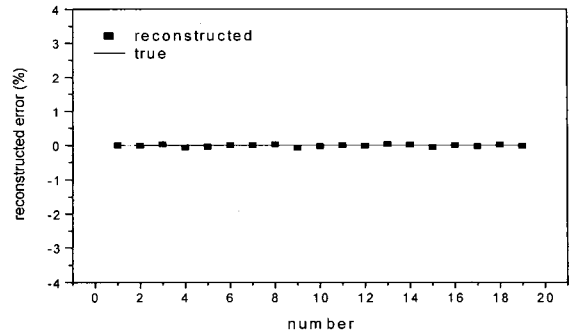


(g)

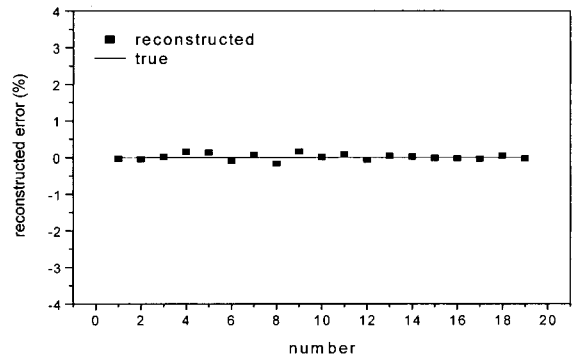
Fig. 5. Reconstructed electrical conductivity of the bone compared to the true value at the different values of the input percentage error. (a) 0.0 %, (b) 0.1 %, (c) 0.2 %, (d) 0.5 %, (e) 1.0 %, (f) 2.0 %, (g) 5.0 %

3. 연 조직의 전기 전도도 복원

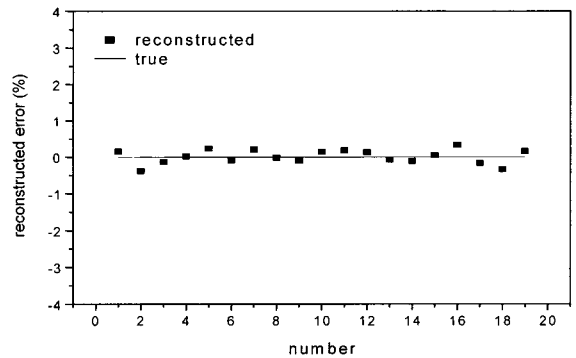
입력 오차 수준을 0, 0.1, 0.2, 0.5, 1, 2, 5, 10 % 로 변화하면서, 그림 5를 얻기 위해 19회 (그림 5의 총 데이터 개수와 일치) 시뮬레이션을 반복하여 추정된 연 조직의 전기 전도도를 참 값 (4 mS/cm)과 비교하면 그림 6과 같다. 실험 오차가 증가할수록 연 조직의 전기 전도도 추정 오차가 상승하고 있다. 실험 오차가 큰 값을 가지는 경우, 시뮬레이션 횟수 (번호)가 증가할수록 추정된 값의 오차가 커지고 있다. 그림 5f-g에서 볼 수 있듯이, 실험 오차가 큰 경우, 시뮬레이션 번호가 높을수록 뼈의 전기 전도도 추정 값 역시 큰 오차를 보이고 있다. 즉 뼈와 연 조직의 전기 전도도 추정의 오차는 서로 상관성을 보이며, 뼈의 전기 전도도 추정 오차가 상승하면 동시에 연 조직의 추정 오차도 상승함을 보여 준다.



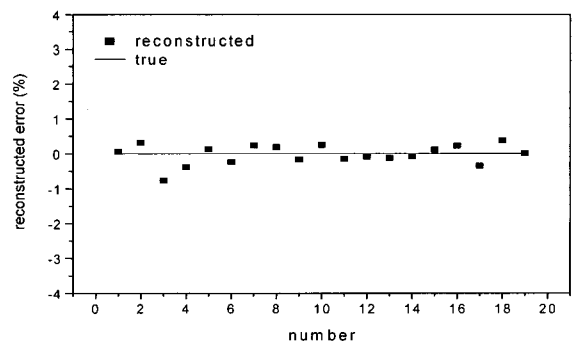
(b)



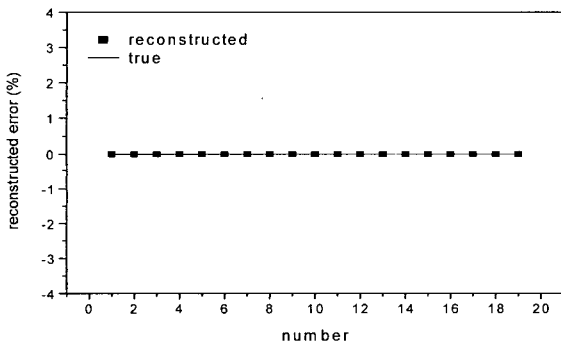
(c)



(d)



(e)



(a)

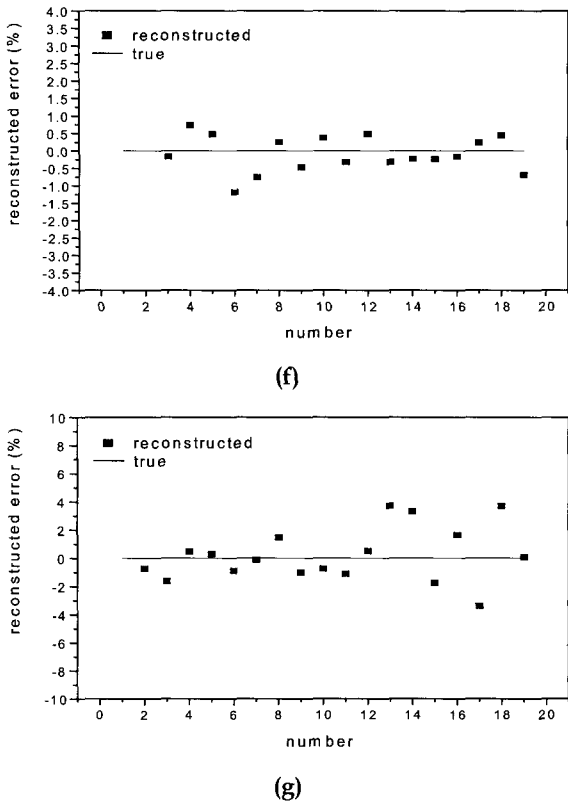


Fig. 6. Reconstructed electrical conductivity of the surrounding soft tissue compared to the true value at the different values of the input percentage error. (a) 0.0 %, (b) 0. 1%, (c) 0.2 %, (d) 0.5 %, (e) 1.0 %, (f) 2.0 %, (g) 5.0 %

토 의 사 항

본 연구에서는 연 조직으로 둘러싸인 모의 경골에 대한 EIT 영상을 재구성하였다. 영상 복원의 정확도를 높이기 위해 모의 경골에 대한 단면 영상의 해부학적 구조를 입력하였고, 뼈와 연 조직의 전기 전도도는 상수값을 가지는 것으로 가정하였다. 시뮬레이션을 통해 모의 경골에 대한 EIT 영상이 실험 오차 5 % 이내에서 비교적 정확히 재구성되고 있음을 확인할 수 있었다.

해부학적 정보: 본 연구에서 수행한 EIT 영상 재구성 시뮬레이션에서는 뼈와 연 조직의 해부학적인 즉 기하학적인 경계 조건을 입력하여 영상 재구성의 정확도를 향상시키고자 하였다. 이러한 제약 조건은 임상적으로 큰 문제가 되지 않을 것으로 보인다. 영상을 얻고자하는 경골 단면의 해부학적이 영상은 엑스선 CT를 이용하여 정밀하게 측정 이 가능하다. 엑스선 단층 촬영 영상을 이용하여 영역의 경계 정보를 추출하고 이를 EIT 영상 복원에 사용한다고 가정한다면, 골 밀도 측정을 위한 EIT 필요성이 취약해질 수 있을 것으로 생각되나, EIT 방법은 엑스선 및 CT 영상에서 제공하지 못하는 뼈의 역학적인 정보를 제공할 것으로 예상되기 때문에, 기존의 방법을 활용하여 EIT의 영상을 개선할 여지가 있다면 충분히 임상적인 의미가 있을 것으로 보인다.

이상 영상 복원: 본 연구에서 수행한 시뮬레이션은 뼈와 연 조직의 전기 전도도는 위치에 따라 변하지 않고 상수값을 가지는 것으로 가정하였다. 이 경우 EIT 영상 재구성은 뼈와 연 조직의 전기 전도도를 추정하는 상황이 되며, 재구성된 영상은 이상 영상 (two phase image) 형태가 된다. 실제로 뼈의 전기적인 특성은 위치 및 방향에 따라 변한다. 전형적인 경골에서 전기 전도도는 반경 방향 (radial direction)에서 작고 (0.07 mS/cm), 축 방향 (axial direction)에서 높은 값 (0.2 mS/cm)을 가진다. 경골 외부의 cortical bone과 내부 중심부의 trabecular structure는 조직학적으로 매우 다르며, 두 부분에서 전기 전도도는 큰 차이를 보일 것으로 쉽게 예상할 수 있다. 따라서 시뮬레이션에서 설정한 뼈의 전기적인 단일성은 실제로 무리한 가정이라 할 수 있다. 그러나 골다공증 진단에 사용되는 DEXA나 초음파의 경우에도 골 밀도에 대한 영상을 취득 하지만, 종종 이차적으로 계산된 평균화된 수치를 사용하여 골다공증 위험도를 평가한다. 따라서 상수 값으로 추정된 뼈의 전기 전도도는 임상적으로 중요한 정보를 제공할 수 있을 것으로 기대된다.

골-연조직 간의 전기전도도 차: 시뮬레이션 결과에서 알 수 있듯이 뼈와 연 조직 간의 전기 전도도의 차이가 클수록 추정된 뼈의 전기 전도도는 부정확하다. 이는 경계간의 전기적인 특성 차이가 클수록 비선형성이 커지게 되어 rNR 방법에 의한 오차가 커지게 된다. 경골의 전기 전도도는 0.07 (radial) - 0.2 mS/cm (axial)인 반면 주위의 연 조직은 4.1 mS/cm 로 매우 높은 값을 가진다. 즉, 연 조직의 전기 전도도는 뼈에 비해 20 - 60 배가량 크다. 이와 같이 전기 전도도의 대조도가 10 이상인 문제에서는 EIT 복원 알고리즘은 두 대상의 전기적인 특성 차이가 작을수록 정밀하게 값을 복원한다[10]. 골다공증이 진행될수록 뼈의 전기 전도도는 상승하게 되므로 연 조직과의 차이가 줄어들게 된다. 그러므로 골다공증이 진행된 환자의 경우 복원의 정확성은 상승하게 될 것으로 예상된다.

실험 오차: 실제로 임상에서 EIT 영상을 복원하기 위해서는 뼈를 둘러싼 피부 위에 전극을 부착하여 전류를 흘려 주고 전압을 측정한다. 이 과정에서 측정 오차는 피할 수 없게 된다. 시뮬레이션 결과, 실험 오차가 10 % 이상일 경우, 본 논문에서 사용한 EIT 영상 복원 알고리즘은 수렴하지 않을 수 있으며, 이 경우, 뼈의 EIT 영상 복원은 어려울 것으로 예상된다. 생체 조직 실험에서 기대할 수 있는 최소의 실험 오차의 수준이 어느 정도가 될지 추후 연구를 통해서 확인할 예정이다.

결 론

골다공증은 골 밀도의 저하로 인한 골절을 야기하는 퇴행성 질환이다. 본 연구에서는 골 밀도의 변화가 뼈의 전기 저항, 즉, 전기 전도도와 밀접하게 관련되어 있다는 사실을 실험적으로 관찰하였다. 이것은 뼈의 강성도가 뼈의 전기적인 특성과 연관이 높다는 것을 의미하며, 만일 뼈의 전기적인 특성을 영상화 할 경우 골다공증 진단에 활용할 수 있는 가능성을 시사한다.

이러한 가능성을 확인하기 위해 EIT 영상 복원 알고리즘을 이용하여 경골과 주위 연조직의 단면에 대한 전기 전도도를 추정하는 시뮬레이션을 수행하였다. 본 연구에서는

균일한 전기적인 특성을 가지는 뼈와 연 조직으로 구성된 팬텀을 대상으로 이상 영상 (two phase image)을 복원하였다. 복원된 EIT 영상은 입력 오차 수준 5 % 이내에서는 비교적 정밀하게 뼈와 주위의 연 조직의 전기 전도도를 추정하는 것으로 나타났다. 시뮬레이션의 임상적인 유사성을 높이기 위해서는 뼈의 전기적인 특성이 공간적으로 변화하는 팬텀에 대한 다상 영상 (multi phase image) 복원으로 확장하는 작업이 요구된다.

본 연구는 최초로 뼈의 전기적인 변수를 매개로 한 골다공증 진단법의 가능성을 제안하고 있다. EIT 골 영상이 골다공증 및 골절 진단을 위해 임상적으로 활용되기 위해서는, 개선된 ET 영상 복원 기법을 이용한 추가적인 시뮬레이션과 팬텀 실험을 통해 체계적으로 골 밀도와 EIT 영상과의 상관성 평가 및 이를 바탕으로 한 다양한 in vitro, in vivo 실험이 요구된다.

참 고 문 헌

1. Adams J E, Single and dual-energy X-ray absorptiometry, *Eur. Radiol.*, 7(suppl 2), s20-31, 1997
2. Damask A C, *Medical Physics: Vol 1. Physiological Physics, External Probes*, Academic Press: London, 1978
3. Webster J G., *Electrical Impedance Tomography*, Adam Hilger: London, 1990
4. Somersalo E., Cheney M. and Isaacson D., "Existence and uniqueness for electrode model for electric current computed tomography", *SIAM J. Appl. Math.*, 52, 1023-1040, 1992
5. Isaacson D., "Distinguishability of conductivities by electrical current computed tomography", *IEEE Trans. Med. Imaging*, 5, 91-95, 1986
6. Woo E J., *Finite element method and reconstruction algorithms in electrical impedance tomography*, Ph.D. Thesis, University of Wisconsin. USA, 1990
7. Vauhkonen M., *Electrical impedance tomography and prior information*, Ph.D. Thesis, Kuopio University, Finland, 1997
8. Duck F A , *Physical properties of tissue: A comprehensive reference book*. Academic Press: London, 1990
9. Kim M C, Choi M J, Park W K, Park J H and Lee Y J., A two phase electrical impedance tomography for screening the osteoporotic bone: preliminary study. The 11th Asia-Pacific Conference on Non-destructive Testing, 3-7 November 2003, Lotte Hotel, Jeju, Rep. Korea, 2003
10. Kim M C, Kim S., Kim K Y and Lee Y J., Regularization methods in electrical impedance tomography technique for the two-phase flow visualization *Int. Com. Heat Mass Transfer*, 28, 773-782, 2001