

## 전기임피던스 단층촬영법을 위한 단순화된 매토그래피 구조의 모델

# A Model of a Simplified Mammography Geometry for Breast Cancer Imaging with EIT

최 명 환\*  
Choi, Myoung-Hwan

### Abstract

Electrical impedance tomography (EIT) is a technique for determining the electrical conductivity and permittivity distribution within the interior of a body from measurements made on its surface. One recent application area of the EIT is the detection of breast cancer by imaging the conductivity and permittivity distribution inside the breast. The present "gold standard" for breast cancer detection is X-ray mammography, and it is desirable that EIT and X-ray mammography use the same geometry. This paper presents a forward model of a simplified mammography geometry for EIT imaging. The mammography geometry is modeled as a rectangular box with electrode arrays on the top and bottom planes. A forward model for the electrical impedance imaging problem is derived for a homogeneous conductivity distribution and validated by experiment using a phantom tank

키워드 : 유방암, 매토그래피, 전기임피던스

Keywords : breast cancer, electrical impedance, mammography

### 1. 서론

전기임피던스 단층촬영법 (Electrical Impedance Tomography)은 물체의 표면에서 측정된 전류 전압을 이용하여 물체 내부의 전기적 임피던스 (impedance) 즉 전도율 (conductivity)과 유전율 (permittivity)을 계산하여 영상으로 재구성하는 기법이다. 물체 표면에 부착된 전극을 통하여 전류를 공급하고 이에 따라 발생한 전압을 측정하거나, 그 반대로 전압을 가하고 전류를 측정할 수 있다. 측정된 데이터로부터 물체 내부의 전도율과 유전율

을 3차원으로 계산하기 위해서 재구성 (Reconstruction) 알고리즘이 사용된다[1]-[3].

최근의 EIT 기법의 응용분야중의 하나는 유방 내부의 전도율과 유전율을 계산하여 유방암의 존재를 진단하는 분야이다. 유방조직의 전도율과 유전율에 대한 연구에 의하면 유방암 조직의 전도율과 유전율은 정상 조직에 비해 많은 차이를 보인다[4]-[6]. 이러한 연구는 EIT가 유방암 진단에 효과적인 기술이 될 수 있다는 것을 보여준다. EIT 기술은 현재 T-SCAN [7]이라는 상업용 유방암 진단기에 적용되고 있으며, 이 진단기는 FDA 승인을 받은 장비로서, 직사각형 형태의 전극 배열이 있는 프로브를 환자의 가슴에 부착하고, 환자의 손에는 그라운드 전극을 잡고, 가슴에 놓여진 전극과 그라운드 전극 사이에 전압이 가해지고,

\* 강원대학교 전기전자공학부 교수, 공학박사

이 때 흐르는 전극 전류를 측정하여 영상으로 보여준다. 평면 전극 배열을 사용하는 다른 EIT 시스템 [8]에서는 유방 내부조직의 임피던스를 재구성하여 영상으로 보여준다. EIT 기법의 임상실험 연구 [9]에서는 환자가 침대에 엎드린 상태에서 유방 주위에 전극이 원의 원주를 따라 배열된 시스템을 이용하였다. 평면상에 위치한 직사각형 형태의 전극배열을 이용하여 3차원 전도율 분포를 계산하는 알고리즘이 [10]에 발표되었다. 이상의 연구 결과들은 EIT가 유방암 진단에 사용될 수 있는 가능성을 보여준다.

현재의 유방암 진단에 사용되는 절대적인 기준은 매모그램이다. 이 방법은 두 개의 평면 판 사이에 눌러진 상태의 유방을 X 선 사진을 찍어 분석하는 방법이다. EIT 기법을 이용하여 얻은 영상은 매모그램의 결과와 비교하기 위해서는 매모그램의 기하구조를 EIT에서 같이 사용하는 것이 바람직할 것이다. 이렇게 되면 EIT 영상과 매모그램을 비교하기가 쉬울 뿐 아니라, EIT 영상에서 얻은 3차원 정보를 매모그램의 2차원 정보를 보조하는데 사용할 수 있고, 추후에 조직검사 등에서 암 조직의 3차원 위치를 파악하는데 도움을 줄 수 있다. 이러한 매모그램 기하구조에 대해서 distinguishability가 실험을 통해 연구되었으며 [11], 다수 전류원 방법이 단일 전류원이나 단일 전압원 방법보다 우수하다고 보고된바 있다.

본 연구에서는 매모그램 기하구조의 EIT 영상 재구성 문제의 순방향 모델을 제안한다. 매모그램 기하구조는 직육면체로 모델링되며 직육면체의 윗면과 아랫면에 전극이 배열된다. 균일한 전도율 분포를 갖는 경우에 전극 전류에 대한 전극전압의 모델을 제시하고 실험적으로 검증한다

## 2. 순방향 모델

매모그램에서 유방은 두 개의 평면 판 사이에 눌러지고 X 선 사진을 찍게 된다[12]. 이때 전기 임피던스의 분포를 계산하기 위해서는 눌러진 유방의 윗면과 아랫면에 전극을 부착하여야 한다. 이 기하구조가 그림 1에 나타나 있다. 이 모델은 유방 중에서 윗면과 아랫면의 전극평면 사이에 위치한 직육면체 부분만을 고려 대상으로 한다. 직육면체 부분 이외의 유방, 즉 가슴 부분과 유방에서도 전극평면과 접촉하지 않는 부분은 이 단순화된 모델에서는 고려하지 않는다. 전류는 윗면과 아랫면의 전극들을 통해서 공급되고, 직육면체의 옆면을 통과하는 전류는 없다고 가정한다. 전류밀도의 크기는 맥스웰 공식에 의해 정해진다. 저주파수와 낮은 전자기장 세기의 경우는 맥스웰 공식은 다음과 같이 단순화 가능하니[10].

$$\begin{aligned} \nabla \cdot (\sigma(x, y, z) \nabla U(x, y, z)) &= 0, \\ 0 \leq x \leq h_1, 0 \leq y \leq h_2, -h_3 \leq z \leq 0 \end{aligned} \quad (1)$$

여기서  $\nabla \cdot ( )$ 는 divergence,  $\sigma$ 는 전도율 분포,  $U$ 는 내부 전압,  $h_1, h_2, h_3$ 는 직육면체의 규격을 의미한다.

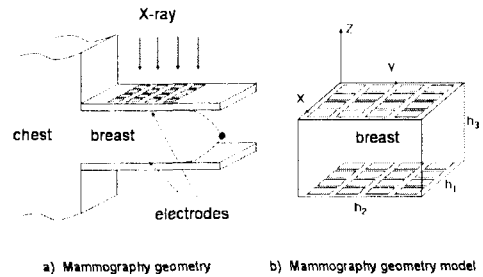


그림 1 매모그램 기하구조와 단순화된 모델

몸체의 전도율이  $\sigma_0$ 로 균일할 경우 (1)을 다시 쓰면 다음의 라플라스 식과 같다 [10].

$$\begin{aligned} \nabla^2 U(x, y, z) &= 0, \\ 0 \leq x \leq h_1, 0 \leq y \leq h_2, -h_3 \leq z \leq 0 \end{aligned} \quad (2)$$

윗면( $z=0$ )의 전극에 전류를 기하계 되면 윗면의 표면에는 전류밀도  $j^T$ 가 발생한다. 윗 전극 T는 top을 의미하고 B는 bottom을 의미한다. 전류밀도는 다음의 제한조건을 만족한다 [10].

$$\sigma_0 \frac{dU(x, y, 0)}{dz} = j^T(x, y) \quad (3)$$

아랫면( $z=-h_3$ )의 전류밀도  $j^B$ 는 같은 방법으로

$$\sigma_0 \frac{dU(x, y, -h_3)}{d(-z)} = j^B(x, y) \quad (4)$$

옆면으로는 전류가 통과하지 않으므로 4개의 옆면에 대한 경계조건은 다음과 같이 주어진다.

$$\sigma_0 \frac{dU(0, y, z)}{dx} = 0, \quad \sigma_0 \frac{dU(h_1, y, z)}{dx} = 0 \quad (5)$$

$$\sigma_0 \frac{dU(x, 0, z)}{dy} = 0, \quad \sigma_0 \frac{dU(x, h_2, z)}{dy} = 0 \quad (6)$$

EIT의 순방향문제는 몸체의 표면에 전류밀도가 인가되었을 때 몸체 표면의 전압을 계산하는 문제이다. 여기까지 다양한 방법으로 이 문제를 풀 수 있다. 본 연구에서는 변수분리(separation of variables) 방법을 이용하여 문제를 풀고, 이 방법이 실험결과와 일치한다는 것을 보인다.

경계조건(3)-(6) 을 갖는 2차 미분방정식인 라플라스식의 해는 다음과 같이 구해질 수 있다. 자세한 유도과정은 부록에서 설명한다. 여기서는 전극의 모델중 ave-gap 모델 [13] 을 이용하였다. 이 모델은 전극표면의 전류밀도는 균일하다고 가정하며 접촉 임피던스는 고려하지 않는다. 윗면의 전극 전압은 다음과 같이 계산된다. 윗면과 밑면의 전극의 수를 각각  $N^T$ ,  $N^B$  라고 하자 (부록 참조).

$$V_l^T = \frac{1}{A_l} \sum_{\substack{n=0, m=0 \\ n+m \neq 0}}^{\infty} \frac{1}{\sigma_0 \gamma_{n,m}} \left( \frac{j_{n,m}^T}{\tanh \gamma_{n,m} h_3} + \frac{j_{n,m}^B}{\sinh \gamma_{n,m} h_3} \right) \iint_{e_l} \cos\left(\frac{n\pi x}{h_1}\right) \cos\left(\frac{m\pi y}{h_2}\right) dx dy$$

$$l = 1, 2, \dots, N^T \quad (7)$$

아랫면의 전극전압은 다음과 같이 계산된다.

$$V_l^B = \frac{-j_{0,0}^T h_3}{\sigma_0} + \frac{1}{A_l} \sum_{\substack{n=0, m=0 \\ n+m \neq 0}}^{\infty} \frac{1}{\sigma_0 \gamma_{n,m}} \left( \frac{j_{n,m}^T}{\sinh \gamma_{n,m} h_3} + \frac{j_{n,m}^B}{\tanh \gamma_{n,m} h_3} \right) \iint_{e_l} \cos\left(\frac{n\pi x}{h_1}\right) \cos\left(\frac{m\pi y}{h_2}\right) dx dy$$

$$l = 1, 2, \dots, N^B \quad (8)$$

### 3. 실험을 통한 모델의 검증

앞 절에서 유도된 전극전압을 실험 탱크를 이용하여 측정된 전극전압과 비교하여 순방향 모델을 검증한다. 실험에 사용한 탱크는 그림 2 에 보여진다. 이 탱크는 350 mS/m (S:Ziemen = 1/Ohm) 염수로 채워지고, 균일한 전도율을 갖는 몸체의 팬텀으로 사용된다. 탱크는 아크릴을 이용해서 제작되었으며 내부 규격은 50 mm (W) x 50 mm (D) x 50 mm (H) 이다. 높이는 염수의 높이에 의해서 결정된다. 좌측과 우측에는 4x4 평면 전극 배열이 위치하며 그림 1 의 모델에서 윗면과 아랫면에 해당한다. 전체 전극의 수는 32개, 각 전극의 크기는 10mm x 10mm 이고 전극 사이의 간격은 2mm 이다. 염수의 전도율은 건강한 유방의 평균 전도율과 비슷한 값으로 정해졌다.

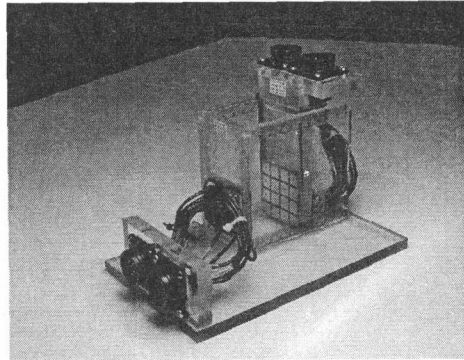


그림2 실험에 사용된 탱크. 두개의 4x4 전극 배열이 좌 우측에 한 개씩 위치한다.

전류의 공급과 전압의 측정을 위해서 ACT3 시스템 [14] 을 사용하였다. 이 시스템은 32개 채널의 전류와 전압을 동시에 공급하고 측정할 수 있다. 전류의 공급을 위해서 위의 균일한 전도율을 갖는 몸체의 eigen vector를 계산하여 이를 전류로 공급하였다. 전극의 수가 32개 이므로 총 31개의 eigen vector 가 있고 따라서 31개의 전류패턴을 사용하였다. 식 (7), (8)의 순방향 모델의 계산에서 무한수열은 유한 수열로 근사화 되어야 한다. 이를 위해서 무한수열은 250개 항을 갖는 유한수열로 근사화 되었다. 각 공급된 전류에 대해서 순방향 모델을 이용하여 전극전압을 예측하고, 이 전류를 ACT3 시스템을 이용하여 탱크에 가하고 전압을 측정된 다음 예측된 값과 측정된 값을 비교하였다. 측정된 여러 개의 데이터 중에서 두 가지의 전류에 대한 결과를 그림 3 에서 보여준다. 이 그림을 보면, 측정된 전극전압의 크기는 예측된 전극전압보다 다소 작지만, 전체적으로 예측된 결과는 측정된 결과와 잘 일치하는 것을 알 수 있다. 모델의 오차를 정량적으로 분석하기 위해서 평균오차를 계산해 보면 다음과 같다.  $j$ -th 전극에 가해지는  $i$ -th 전류값을  $I_j^i$  라고 하자. 이에 대응되는 예측된 전극전압을  $V_j^i$ , 측정된 전압을  $\tilde{V}_j^i$  라고 하자.

평균 예측오차를  $\left| (\tilde{V}_j^i - V_j^i) / V_j^i \right|_{V_j^i \neq 0}$  for all  $i=1, 2, \dots, 31$  and  $j=1, 2, \dots, 32$ , 의 평균값으로 정의하면 평균 예측오차는 11.9 % 로 계산되었다.

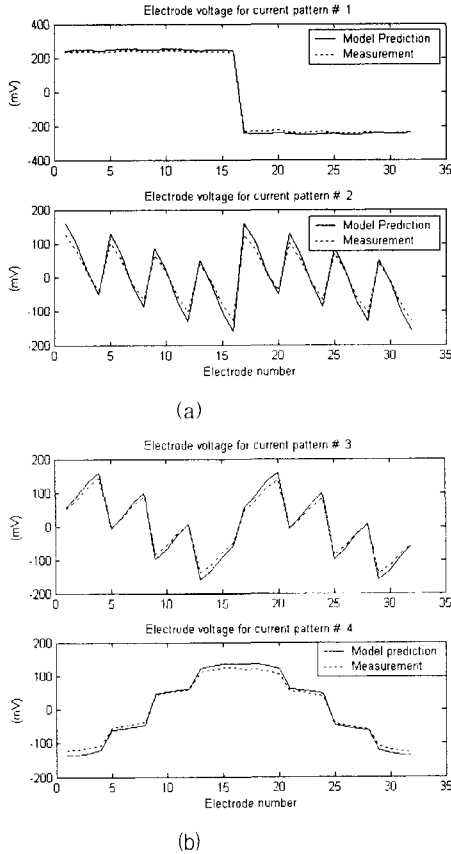


그림 3 모델에서 예측된 전극전압과 실험에서 측정된 전극 전압의 비교

4. 결론

EIT 를 이용한 유방암 진단을 위한 매모그래프 기하구조의 단순화된 모델을 제안하고, 균일한 전도율 분포를 갖는 물체에 대한 대해서 순방향 모델을 제안하였다. 순방향모델은 실험을 통해서 검증했으며, 예측된 결과와 측정된 결과가 잘 일치하는 것을 보였다. 향후 이 순방향 모델은 매모그래프 기하구조에서 전도율 분포의 계산에 사용될 수 있다.

부록

먼저 (2) 에서부터 다음을 쓸 수 있다.

$$U_{xx} + U_{yy} + U_{zz} = 0 \tag{A1}$$

이때,  $U_{xx}$  는  $x$  에 대한  $U$  의 2차 편미분이다. 다음은  $U$  의 해를 다음과 같은 형태로 놓고 해를 구한다.

$$U(x, y, z) = X(x)Y(y)Z(z) \tag{A2}$$

위의 (A1) 와 (A2) 를 이용하면

$$X_{xx}YZ + XY_{yy}Z + XYZ_{zz} = 0 \tag{A3}$$

식 (A3) 식의 양변을  $X(x)Y(y)Z(z)$  로 나누면  $X_{xx} = \text{constant}$  형태의 식을 얻는다. 경계조건 (5)를 이용하면

$$X_n(x) = \cos(n\pi x / h_1), \quad n = 0, 1, 2, \dots \tag{A4}$$

를 얻는다. 같은 방법으로 다음을 얻는다.

$$Y_m(y) = \cos(m\pi y / h_2), \quad m = 0, 1, 2, \dots \tag{A5}$$

$$\begin{cases} Z_{n,m}(z) = A_{n,m} \cosh \gamma_{n,m} z + B_{n,m} \sinh \gamma_{n,m} z, \\ \text{when } n \neq 0 \text{ and } m \neq 0 \\ Z_{0,0}(z) = A_{0,0} + B_{0,0} z \end{cases} \tag{A6}$$

이상을 정리하면 일반해는 다음과 같이 얻는다.

$$U(x, y, z) = \sum_{\substack{n=0,1,2,\dots \\ m=0,1,2,\dots}} U_{n,m}(x, y, z) = A_{n,m} + B_{n,m} z + \sum_{\substack{n=1,2,\dots \\ m=1,2,\dots}} [A_{n,m} \cosh \gamma_{n,m} z + B_{n,m} \sinh \gamma_{n,m} z] \cos\left(\frac{n\pi x}{h_1}\right) \cos\left(\frac{m\pi y}{h_2}\right) \tag{A7}$$

식 (3)과 (A7)에서

$$\sigma_0 \left[ B_{n,0} + \sum_{\substack{n=1,2,\dots \\ m=1,2,\dots}} \gamma_{n,m} B_{n,m} \cos\left(\frac{n\pi x}{h_1}\right) \cos\left(\frac{m\pi y}{h_2}\right) \right] = j^T(x, y) \tag{A8}$$

양변에  $\cos(\tilde{n}\pi x / h_1) \cos(\tilde{m}\pi y / h_2)$  을 곱하고,  $0 \leq x \leq h_1, 0 \leq y \leq h_2$  구간에서 적분하면  $B_{n,m}$  을 계산할 수 있으며, 전류밀도를 다음과 같은 푸리에 전개 형태로 얻는다.

$$j^T(x, y) = \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{m=0}^{\infty} j_{n,m}^T \cos\left(\frac{n\pi x}{h_1}\right) \cos\left(\frac{m\pi y}{h_2}\right) \tag{A9}$$

이때,

$$j_{n,m}^T = \frac{4}{h_1 h_2} \int_0^{h_1} \int_0^{h_2} \cos \frac{n\pi x}{h_1} \cos \frac{m\pi y}{h_2} j^T(x, y) dx dy$$

$$j_{0,0}^T = \frac{1}{h_1 h_2} \int_0^{h_1} \int_0^{h_2} j^T(x, y) dx dy$$

$$j_{0,m}^T = \frac{2}{h_1 h_2} \int_0^{h_1} \int_0^{h_2} \cos \frac{m\pi y}{h_2} j^T(x, y) dx dy$$

$$j_{n,0}^T = \frac{2}{h_1 h_2} \int_0^{h_1} \int_0^{h_2} \cos \frac{n\pi x}{h_1} j^T(x, y) dx dy$$

달면의 전류밀도를 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$j^B(x, y) = \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{m=0}^{\infty} j_{n,m}^B \cos\left(\frac{n\pi x}{h_1}\right) \cos\left(\frac{m\pi y}{h_2}\right) \tag{A10}$$

식 (4)와 (A7)에서

$$j^B(x, y) = -\{\sigma_0 B_{n,0} + \sigma_0 \sum_{\substack{n=1,2,\dots \\ m=1,2,\dots}} [\gamma_{n,m} A_{n,m} \sinh \gamma_{n,m} (-h_1) + \gamma_{n,m} B_{n,m} \cosh \gamma_{n,m} (-h_1)] \cos\left(\frac{n\pi x}{h_1}\right) \cos\left(\frac{m\pi y}{h_2}\right)\}$$

(A11)

식 (A10) 와 (A11) 를 비교하면  $A_{n,m}$  를 얻으며, 이상을 정리하면 전압 U 를 아래와 같이 계산할 수 있다.

$$U(x,y,z) = \frac{j_{0,0}^T}{\sigma_0} z + \sum_{\substack{n=1,2,3,\dots \\ m=0,1}} \frac{1}{\sigma_0 \gamma_{n,m}} \left( j_{n,m}^T \frac{\cosh \gamma_{n,m}(z+h_3)}{\sinh \gamma_{n,m} h_3} + j_{n,m}^B \frac{\cosh \gamma_{n,m} z}{\sinh \gamma_{n,m} h_3} \right) \cos\left(\frac{n\pi x}{h_1}\right) \cos\left(\frac{m\pi y}{h_2}\right) \quad (A12)$$

전극에 인가된 전류에서 전류밀도를 얻으려면 전극모델이 필요하다. 본 논문에서는 ave-gap 모델 [13] 을 사용하며 아래와 같이 표현된다.

$$j(x,y) = \begin{cases} I_l / A_l, & \text{for } (x,y) \text{ on } e_l \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (A13)$$

$$V_l = \frac{1}{A_l} \int_{e_l} U(s) ds \quad (A14)$$

이 식에서  $V_l$  은 전극전압이다. 윗면과 밑면의 전극의 수를 각각  $N^T$ ,  $N^B$  라고 하자. 식 (A9) 의  $j^T(x,y)$  와  $j^B(x,y)$  는 식 (A13) 을 이용하여 다음과 같이 계산될 수 있다. 이때 \* 는 T 또는 B 가 될 수 있으며 T는 윗면(Top), B는 밑면(Bottom) 을 의미한다.

$$j_{n,m}^* = \frac{4}{h_1 h_2} \sum_{l=1}^k \frac{I_l}{A_l} \iint_{e_l} \cos\left(\frac{n\pi x}{h_1}\right) \cos\left(\frac{m\pi y}{h_2}\right) dx dy, \quad n,m=1,2,3,\dots$$

$$j_{0,0}^* = \frac{1}{h_1 h_2} \sum_{l=1}^k I_l$$

$$j_{n,0}^* = \frac{2}{h_1 h_2} \sum_{l=1}^k \frac{I_l}{A_l} \iint_{e_l} \cos\left(\frac{m\pi y}{h_2}\right) dx dy$$

$$j_{n,0}^* = \frac{2}{h_1 h_2} \sum_{l=1}^k \frac{I_l}{A_l} \iint_{e_l} \cos\left(\frac{n\pi x}{h_1}\right) dx dy \quad (A15)$$

여기서  $a^T = 1$ ,  $b^T = N^T$ ,  $a^B = N^T + 1$ ,  $b^B = N^T + N^B$ ,  $I_l$  는  $l$ -th 전극  $e_l$  의 전류,  $A_l$  은  $e_l$  의 면적이다. 윗면의 전극의 번호는  $a^T$  부터  $b^T$  까지이고, 아랫면의 전극의 번호는  $a^B$  부터  $b^B$  까지이다. 식 (A15) 에서 적분은 전극  $e_l$  의 기하구조를 알면 계산할 수 있다. 마지막으로 전극의 전압은 식 (A14) 을 이용하여 다음과 같이 계산된다.

$$V_l^T = \frac{1}{A_l} \sum_{\substack{n=0,m=0 \\ n,m \neq 0}}^{\infty} \frac{1}{\sigma_0 \gamma_{n,m}} \left( \frac{j_{n,m}^T}{\tanh \gamma_{n,m} h_3} + \frac{j_{n,m}^B}{\sinh \gamma_{n,m} h_3} \right) \iint_{e_l} \cos\left(\frac{n\pi x}{h_1}\right) \cos\left(\frac{m\pi y}{h_2}\right) dx dy \quad (8)$$

$$V_l^B = \frac{-j_{0,0}^T h_3}{\sigma_0} + \frac{1}{A_l} \sum_{\substack{n=0,m=1 \\ n,m \neq 0}}^{\infty} \frac{1}{\sigma_0 \gamma_{n,m}} \left( \frac{j_{n,m}^T}{\sinh \gamma_{n,m} h_3} + \frac{j_{n,m}^B}{\tanh \gamma_{n,m} h_3} \right) \iint_{e_l} \cos\left(\frac{n\pi x}{h_1}\right) \cos\left(\frac{m\pi y}{h_2}\right) dx dy \quad (9)$$

## 참고 문헌

- [1] E. J. Woo, P. Hua, J. G. Webster, W. J. Tompkins, "Measuring lung resistivity using electrical impedance tomography," *IEEE Trans. On Biomedical Eng.*, vol.39, no.7, pp.756-760, 1992.
- [2] Hartov A, Mazzaresse RM, Kerner TE, Osterman KS, Reiss FR, Williams D, Paulsen K. "A multi-channel continuously selectable multi-frequency electrical impedance spectroscopy measurement system," *IEEE Trans. Biomed. Engr.*, vol.47, no.1, pp.49-58, 2000
- [3] McLeod C.N., Shi Y, Denyer C, Lidgley F.J., Lionheart W.R.B., Paulson K.S. and Pidcock M.K., "High speed in vivo chest impedance imaging with OXBACT Mark III," *Proc. 18th Int. Conf. IEEE EMBS*, Amsterdam, 1996
- [4] A. Surowiec, S. S. Stuchly, J. R. Barr, and A. Swarup, "Dielectric properties of breast carcinoma and the surrounding tissues," *IEEE Trans. Biomed Eng.*, vol. 35, pp. 257-263, Apr., 1988.
- [5] J. Jossinet, "Variability of impedivity in normal and pathological breast tissue," *Med. Biol. Eng. Compt.*, vol. 34, pp. 346-350, 1996.
- [6] J. Jossinet and M. Schmitt, "A review of parameters for the bioelectrical characterization of breast tissue," *Annals New York Academy of Science*, 873:30-41, 1999.
- [7] M. Assenheimer, O. Laver-Moskovitz, D. Malonek, D. Manor, U. Nahaliel, R.Nitzan, and A. Saad, "The T-SCAN technology: electrical impedance as a diagnostic tool for breast cancer detection," *Physiological Measurement*, vol.22, pp.1-8., 2001
- [8] V. Cherepenin, A. Karpov, A. Korjenovski, V. Kornienko, A. Mazaletskaia, D. Mazourov, and D. Meister, "A 3D electrical impedance tomography (EIT) system for

- breast cancer detection," *Physiological Measurement*, vol. 22, pp. 9-18, 2001.
- [9] T. E. Kerner, K. D. Paulsen, A. Hartov, Sandra K. Soho, and Steven P. Poplack, "Electrical impedance spectroscopy of the breast: clinical imaging results in 26 subjects," *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol. 21, no. 6, June, 2002.
- [10] J. L. Mueller, D. Isaacson, Jonathan C. Newell, "A reconstruction algorithm for electrical impedance tomography data collected on rectangular electrode arrays." *IEEE Trans. Biomed Eng.*, vol. 46, No.11, pp.1379-1386, Nov., 1999.
- [11] T. J. Kao, J. C. Newell, G. J. Saulnier, D. Isaacson, "Distinguishability of inhomogeneities using planar electrode arrays and different patterns of applied excitation," *Physiological Measurement*, vol. 24, pp. 403-411, 2003.
- [12] D. B. Kopans, Breast Imaging, 2nd Ed. Philadelphia, PA, Lippincott-Raven, 1998.
- [13] K. S. Cheng, D. Isaacson, J. C. Newell, D. G. Gisser, "Electrode models for electric current computed tomography," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 36, pp. 918-924, Sept., 1989.
- [14] R. D. Cook, G. J. Saulnier, D. G. Gisser, J. C. Goble, J. C. Newell, and D. Isaacson, "ACT3: A high speed high precision electrical impedance tomograph," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 41, pp. 713-722, Aug. 1994.
- [15] D. Isaacson, "Distinguishability of conductivities by electric current computed tomography," *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol. MI-5, pp.92-95, June, 1986.