

대퇴부 모델에서의 초음파 압력분포에 관한 유한요소 해석

최호선*

목 차

- I. 서론
- II. 모델구성 및 해석
- III. 시뮬레이션 결과 및 고찰
- IV. 결론

참고문헌

Abstract

I. 서론

현대인들의 불규칙한 생활방식과, 노인성 질환 등으로 인한 신체 결림, 과도한 운동으로 인한 근육통 및 타박상등의 통증을 완화시키는 방법으로 초음파의 온열효과를 이용한 심부열 치료기가 널리 사용되고 있다[1,2]. 이와 같은 초음파 치료 시 인체의 치료부위에 침투된 초음파 세기의 분포를 안다는 것은 효과적인 치료기기의 설계, 치료방법 및 치료효과를 높일 수 있기 때문에 매우 중요하다. 심부열 치료에 대한 기존의 연구는 지방-근육-뼈로 구성된 모델을 이용하여 각 부위에서의 초음파 분포를 해석하거나, 인가된 주파수 변화와 트랜스듀서 출력의 세기에 따른 초음파의 체내분포 해석에 대한 연구가 주로 이루어졌다[3]. 초음파 치료 시 체내에 침투된 초음파 분포는 인가주파수와 초음파 출력의 세기에

의해 영향을 받을 뿐 아니라 초음파 트랜스듀서의 크기에 의한 영향을 많이 받는다. 또한 초음파가 인가되는 부위는 피부, 지방, 근육, 뼈로 구성되어 있기 때문에 피부 성분을 포함시킨 실제적인 모델을 이용하여야 한다. 특히 피부의 흡수 계수에 의한 초음파의 감소만큼 압력의 감소가 발생할 뿐 아니라 피부와 지방의 음향임피던스 차에 의한 경계면에서 초음파 반사가 일어나므로 이를 고려하여 체내에 침투된 초음파 압력의 분포를 해석해야 할 필요가 있다. 이에 본 연구에서는 피부-지방-근육-뼈로 구성된 단순화시킨 2차원 대퇴부모델을 구성하여 인가된 초음파의 주파수, 초음파 출력의 세기, 트랜스듀서의 크기에 따른 압력분포를 시뮬레이션 하였으며 이들 각 파라미터에 의한 압력분포특성을 분석하였다.

* 대원과학기술대학교 의료정보시스템과 교수

II. 모델구성 및 해석

2.1. 모델구성

시뮬레이션을 위해 피부(0.2cm), 지방(1.2cm), 근육(5.1cm), 뼈(0.5cm)로 구성된 실제 대퇴부를 단순화시킨 2차원 모델을 그림 1과 같이 구성하였다[4]. 모델의 요소 크기는 주파수 특성에 관한 해석에 있어서 매우 중요하다. 즉, 인가되는 음압 파장의 길이보다 요소 크기가 작아야 더 정확한 해석이 가능하다. 따라서 본 연구에서 구성한 모델의 요소 크기는 인가되는 주파수에 따라 0.5 MHz 일 때 0.0016 cm, 1 MHz 일 때 0.0009 cm, 1.5 MHz일 때 0.0004 cm로 하였다.

초음파기기의 출력 형태는 연속파형과 펄스파형 또는 혼합파형의 형태가 있는데 본 논문에서는 현재 시판되고 있는 SONICATOR[®]706[5] 제품을 기초로 하여 펄스파형을 사용하였고, 종파만 존재한다고 가정하였다.

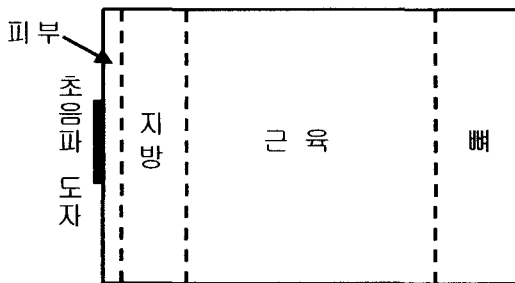


그림 1. 대퇴부 모델 구성
Fig. 1. Thigh model

또한 요소타입은 ANSYS Ver.5.7에서 초음파 해석을 지원하는 Fluid29를 선정하였으며 시뮬레이션에 필요한 물성치로 밀도[g/cm³], 흡수계수[Np/cm], 초음파의 속도(m/s)를 이용하였다.

2.2. 유한요소 해석

음파 인가 시 인체의 연부조직은 유체와 같이 작용하기 때문에 본 연구에서는 유체 내에서의 음파해석에 적용되는 지배방정식을 사용하였으며, 일반적으로 손실이 없는 경우 식(1)과 같다.

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 P}{\partial t^2} - \nabla^2 P = 0 \quad (1)$$

단, c 는 매질에서의 음의 속도($\sqrt{k/\rho_0}$)이고, ρ_0 는 매질의 밀도이며, k 는 bulk modulus, $P(x,y,t)$ 는 음의 압력, t 는 시간이다.

matrix gradient와 matrix divergence를 식(2)와 같이 정의하면,

$$\nabla \cdot () = \{L\}^T = \left[\frac{\partial}{\partial x} \quad \frac{\partial}{\partial y} \right], \quad \nabla () = \{L\}$$

(2)

{L} = 선형연산자

식 (1)은

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 P}{\partial t^2} - \{L\}^T (\{L\} P) = 0 \quad (3)$$

와 같이 된다.

그러나, 초음파 진행시 경계면에서 감쇠에 의해 압력의 손실이 발생하므로 하나의 노드에서 임의의 압력변화(δP)가 존재할 때 경계면에서의 손실을 고려하여 적분을 취하면 식(3)은 식(4)과 같이 된다.

$$\int_V \delta P \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} d(v) - \int_V \delta P \{L\}^T (\{L\} P) d(v) + \int_S \delta P \left(\frac{r}{\rho_0 c} \right) \frac{1}{c} \frac{\partial P}{\partial t} d(S) = 0 \quad (4)$$

단. v = 도메인의 부피, S = 경계면, r = 경계면에서의 매질의 음향임피던스이다.

유한요소 해법의 근사치를 구하기 위해서 식(5)와 같이 변수를 정의하면 식(4)는 식(6)과 같다.

$$P = \{N\}^T \{P_e\}, \frac{\partial^2 P}{\partial t^2} = \{N\}^T \{P_e\}, [B] = \{L\} \{N\}^T \quad (5)$$

단 $\{P_e\}$ = node의 압력 벡터, $\{N\}$ 은 압력에 대한 요소 형상함수이며, $[B]$ matrix는 선형연산자 $\{L\}$ 에 의해 연산된 형상함수이다.

$$\int_v \delta P \frac{1}{c^2} \{N\} \{N\}^T d(v) P_e + \int_v \delta P [B]^T [B] d(v) \{P_e\} + \int_S \{N\} \left(\frac{r}{\rho_0 c} \right) \frac{1}{c} \{N\}^T d(S) \left\{ \frac{\partial P_e}{\partial t} \right\} = 0 \quad (6)$$

여기에서, δP 는 상수이므로, 요소의 압력에 대한 근사치를 구하는 식에서 삭제될 수 있으며, 그 결과식은 식(7)과 같으며 이 식을 이용하여 각 요소에서의 압력값을 구할 수 있다.

$$\int_v \frac{1}{c^2} \{N\} \{N\}^T d(v) P_e + \int_v [B]^T [B] d(v) \{P_e\} + \int_S \{N\} \left(\frac{r}{\rho_0 c} \right) \frac{1}{c} \{N\}^T d(S) \left\{ \frac{\partial P_e}{\partial t} \right\} = 0 \quad (7)$$

단,

$\int_v \frac{1}{c^2} \{N\} \{N\}^T d(v)$ 는 fluid mass matrix,

$\int_v [B]^T [B] d(v)$ 는 fluid stiffness matrix,

$\int_S \{N\} \left(\frac{r}{\rho_0 c} \right) \frac{1}{c} \{N\}^T d(S)$ 는 fluid damping

matrix 이다.

2.3. 경계 조건

시뮬레이션을 위한 요소 타입은 Fluid29를 선정하였는데 본 연구는 유체 계 내에서의 음의 전파에 관한 연구에 초점을 두고 있기 때문에 유체 계만을 고려하였을 때 자유도는 압력만 존재하는 1의 자유도를 갖고 경계조건 중 변위 D에 대한 사항은 고려할 필요가 없다(D=0). 또한 음향임피던스에 의해 모델과 대기의 경계면에서 발생하는 반사된 음파가 모델에 다시 되돌아오거나, 감쇄가 발생하지 않도록 하기 위해서 피부표면과 대기의 경계면을 제외한 나머지 부분의 음향임피던스는 0(zero)으로 하였다. 그리고 피부, 지방, 근육, 뼈에 각각의 음향임피던스를 적용하였다.

III. 시뮬레이션 결과 및 고찰

3.1. 시뮬레이션 방법

초음파 치료 시 주파수, 초음파 트랜스듀서의 크기, 초음파 트랜스듀서 출력의 세기에 따라 초음파의 투과심도 및 압력의 세기가 변화한다. 따라서 각각의 파라미터의 변화에 따른 시뮬레이션을 표1과 같이 수행하였다.

또한 인가되는 초음파 트랜스듀서의 출력세기는 1W/cm², 3W/cm²로 설정하였으며 각각 출력의 세기를 압력[N/m²]으로 변환하여 입력시켰다. 모든 시뮬레이션은 유한요소 상용프로그램인 ANSYS Ver.5.7을 통해 이루어졌으며, 시간에 따른 압력을 피부에 인가한 후 모델내로 침투된 압력의 크기를 노드해석을 통해 각 노드에서의 압력 값을

구하였다.

표 1. 시뮬레이션을 위한 파라미터 값

Table 1. Parameter values for simulation

주파수(MHz)	트랜스듀서의 크기(cm)	출력의 세기(N/m ²)
0.5	1	0.3
		0.88
	3	0.3
		0.88
1	1	0.3
		0.88
	3	0.3
		0.88
1.5	1	0.3
		0.88
	3	0.3
		0.88

3.2. 결과 및 고찰

3.2.1. 주파수 변화에 따른 입력분포

본 시뮬레이션은 주파수 변화에 따른 모델 내에서의 압력분포에 관한 해석이며, 트랜스듀서 출력의 세기와 트랜스듀서의 크기를 고정시킨 후 주파수만을 변화시켜 시뮬레이션 하였으며, 결과는 그림 2와 같다. 그림 2에서 주파수가 커짐에 따라 모델 내에서의 압력의 크기가 작아지는 현상을 볼 수 있다. 이러한 현상은 초음파의 흡수 계수에 의해 발생되는데, 주파수의 크기가 클수록 흡수계수가 커지기 때문에 침투되는 초음파 압력의 크기는 주파수의 크기와 침투된 거리에 반비례하며 이러한 결과로부터 주파수의 크기는 투과심도를 결정하는 중요한 파라미터임을 확인하였다. 또한 그림 2의 결과에서 피부-지방 사이에서 최초 인가된 압력이 다른 부분보다 많은 압력의 감쇄가 발생하였다. 이것은 피부의 음향임피던스가 지방보다 크고 그림 3과 같이 서로 다른 음향임피던스(acoustic impedance : 음파의 흐

름에 대한 저항치)를 갖는 매질의 경계면에서 반사 또는 굴절에 의해 산란된 초음파가 피부 표면에서 최초 인가된 초음파를 간섭함으로써 압력이 감소하게 된다.

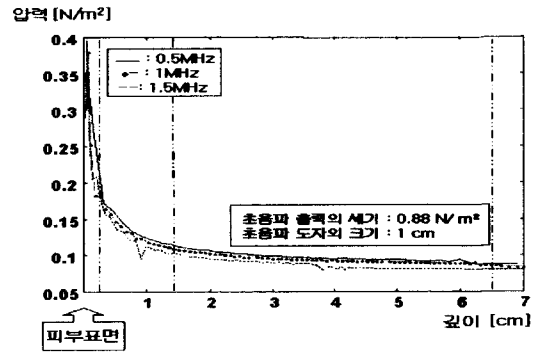


그림 2. 주파수 변화에 따른 압력 분포 (트랜스듀서 크기:1[cm], 출력의 세기:0.88(N/m²)로 고정)

Fig. 2. Distribution of pressure due to varying frequency (transducer size and amplitude of output is fixed in 1[cm] and 0.88(N/m²))

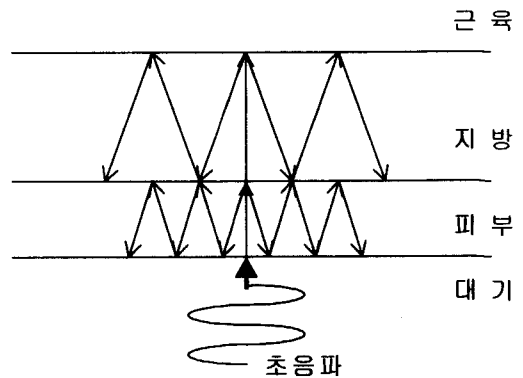


그림 3. 반사에 의한 초음파의 산란

Fig. 3. Scattering effects of ultrasound due to reflection

이러한 결과는 기존의 연구와 차이를 보이고

있는데, 지방-근육-뼈로 구성된 기존의 연구결과 [6,7]에서는 침투된 초음파가 초기에 반사되는 곳은 지방-근육의 경계면이기 때문에 지방과 근육에서의 압력의 감쇄가 크게 나타났다. 그러나 본 연구에서와 같이 피부를 고려하여 해석한 결과, 피부-지방에서 압력이 크게 감소하였으며, 모델 내에서 피부의 흡수계수에 의한 초음파의 감소만큼 초음파 감소가 발생하고 또한 피부와 지방의 음향임피던스 차에 의한 경계면에서 발생하는 초음파의 반사 때문에 압력이 감소함을 알 수 있었다.

3.2.2. 트랜스듀서의 크기에 따른 압력분포

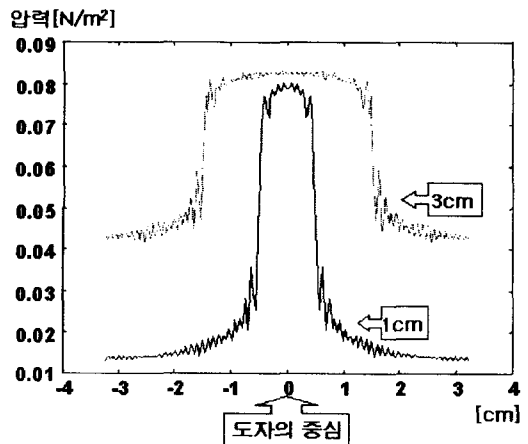
초음파 트랜스듀서의 크기는 초음파를 이용한 심부열 치료에 있어서 중요한 파라미터이지만, 기존의 수치해석을 통한 연구 결과를 보면 이러한 파라미터를 고려하지 않았다. 따라서 트랜스듀서 크기의 변화에 따른 모델 내에서의 압력분포의 변화에 대하여 시뮬레이션을 하였으며, 이때 인가된 압력의 주파수와 트랜스듀서 출력의 세기를 고정시켰다. 시뮬레이션의 결과로서 그림 4(a)는 피부 표면과 피부-지방의 경계면과의 중간부분에서 얻은 압력의 분포 값이다. 트랜스듀서의 중심에서는 큰 차이를 보이고 있지 않으나, 중심에서 바깥쪽으로 갈수록 매우 큰 차이를 보이고 있다. 또한 모델에 인가된 압력은 초음파의 직경의 길이보다 더 넓게 수평으로 퍼지며, 트랜스듀서의 중심으로 갈수록 더욱더 큰 압력분포 형태를 가진다. 이러한 분포형태는 트랜스듀서의 직경이 커지면 커질수록 더욱 넓게 퍼진다.[7] 따라서 이와 같은 초음파의 분포특성을 고려하여 치료기기를 임상에 적용할 경우 치료부위에 따라 트랜스듀서의 크기를 달리해야 한다. 예를 들면, 손이나 발과 같은 치료범위가 매우 좁은 곳은 작은 트랜스듀서를, 등이나 대퇴부와 같은 곳은 직경이 큰 트랜스듀서를 사용한다. 치료범위가 매

우 좁은 곳에 큰 트랜스듀서를 사용할 경우 트랜스듀서와 치료조직 사이가 밀착되지 않아 가열통증이 발생하기도 하지만 트랜스듀서의 크기가 클수록 침투된 영역이 넓기 때문에 비효율적이다.

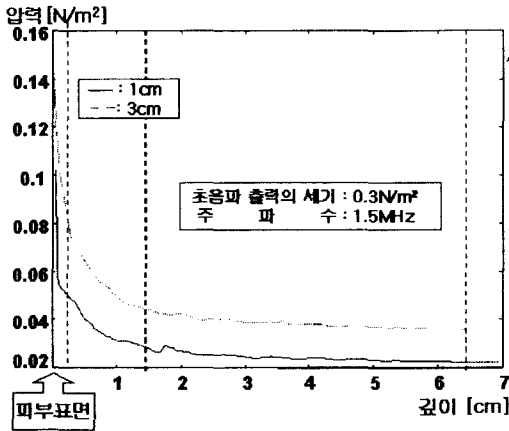
그림4(b)는 주파수에 의한 압력의 분포특성과 마찬가지로 피부-지방에서 가장 많은 압력의 감소를 보이고 있으며, 트랜스듀서의 크기에 비례하여 모델 전체에서 압력이 증가함을 보였다. 이러한 압력의 증가는 초음파의 총 출력이 평균강도와 방사표면의 크기에 의해 결정되기 때문에 인가되는 평균강도는 일정하지만 트랜스듀서의 크기가 커질수록 총 출력이 커진다. 이렇게 증가된 출력으로 인해 실제 모델에 인가되는 압력이 증가됨으로써 모델 내에서의 압력 또한 증가하게 된다. 이처럼 초음파 트랜스듀서의 크기는 모델에 침투되는 압력의 범위와 세기를 결정하는 매우 중요한 파라미터이다.

3.2.3. 트랜스듀서 출력의 세기에 따른 압력 분포

임상에서의 심부열 치료 시 초음파의 적용법은 환부의 상태나 질환의 종류 등에 따라 다르지



(a)



(b)

그림 4. 트랜스듀서의 크기 변화에 따른 압력분포(주파수:1.5MHz, 압력 세기:0.3N/m²로 고정)

- (a)피부층의 중간부분에서의 압력분포.
- (b)모델내에서의 압력분포

Fig. 4. Distribution of pressure due to varying transducer size (frequency and amplitude of pressure is fixed in 1.5MHz and 0.3N/m²)

- (a) Distribution of pressure in middle of skin layer,
- (b) Distribution of pressure in model

만 흔히 고정법과 이동법 등을 사용한다. 치료시에 이러한 방법이 적용되는 주된 이유는 인체 내에서의 강도[W/cm²] 상승에 의한 온도의 상승 때문이다. 이러한 강도의 상승에 가장 큰 영향을 미치는 것은 바로 초음파 트랜스듀서 출력의 세기이다. 따라서 치료조직에 따른 트랜스듀서 출력의 세기는 심부열 치료 시 중요한 파라미터가 되기 때문에 본 연구에서는 인가되는 주파수와 트랜스듀서의 크기를 고정시킨 후 트랜스듀서 출력의 세기를 변화시켜 시뮬레이션 하였다.

그림 5는 트랜스듀서 출력의 세기변화에 따른 압력분포를 시뮬레이션 한 결과이며, 출력의 세기가 커질수록 모델 내에서의 압력의 세기가 비

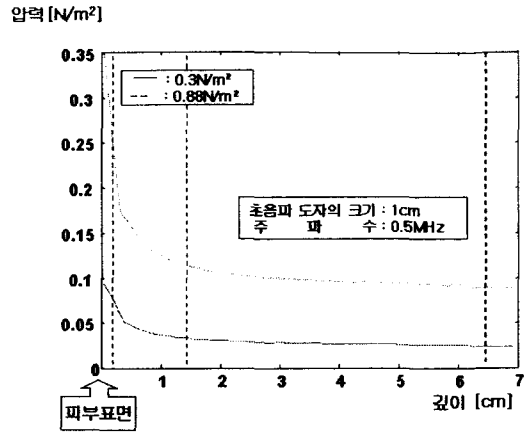


그림 5. 트랜스듀서 출력의 세기변화에 따른 압력분포(주파수:0.5MHz, 트랜스듀서크기:1cm로 고정)

Fig. 5. Distribution of pressure due to varying amplitude of output wave (frequency and transducer size is fixed in 0.5MHz and 1cm)

례적으로 커짐을 알 수 있었다. 그리고, 0.3N/m²일 경우보다 0.88N/m²일 경우 피부-지방에서 매우 큰 압력의 감쇄율이 발생하였다. 이러한 현상 또한 피부-지방의 경계면을 고려할 경우 발생하는 중요한 결과로서 트랜스듀서 출력의 세기가 커지면 커질수록 각 경계면에서의 반사 또는 굴절된 초음파의 양이 커짐으로써 감쇄의 양이 더욱 많아지게 된다. 그러나, 근육부분에서의 감쇄율은 출력의 세기에 관계없이 거의 일정한 비율을 나타내며, 단지 압력의 차이만을 보이고 있다.

IV. 결론

본 연구에서는 대퇴부를 기초로 한 단순화된 2-D 모델을 구성하고, 유한요소법 해석을 통하여 초음파를 이용한 심부열 치료에 있어서 가장 중

요한 초음파 파라미터로서 사용되어지는 주파수, 트랜스듀서의 크기, 트랜스듀서 출력의 세기를 각각 변화시켜 가며 시뮬레이션 한 결과, 침투된 압력의 세기는 인가 주파수에 반비례하여 나타나고, 트랜스듀서의 크기와 트랜스듀서 출력의 세기에 비례함을 알 수 있었다. 또한 인가주파수와 트랜스듀서 출력의 세기뿐 아니라 트랜스듀서의 크기도 모델 내에서의 압력분포에 대하여 많은 영향을 주는 것을 알 수 있었으며, 피부 부분을 고려하여 시뮬레이션 한 결과 지방-근육-뼈로 구성된 모델에서의 연구 결과와 차이점을 보이고 있음을 알 수 있었다. 따라서 본 연구에서 구성한 단순화된 2-D 모델의 결과를 통하여 실제로 초음파 치료기기를 제작하거나 사용자들에게 보다 적절한 파라미터를 사용할 수 있는 자료로 이용될 수 있을 것으로 사료된다.

[5] SONICATOR[®]706, USER MANUAL

[6] Justus F. Lehmann, *Therapeutic heat and cold*, third Ed., 1982.

[7] Hylton B. Meire Frer, Pat Farrant Dcrmu, *Basic ultrasound*, 1995.

참고문헌

- [1] Gail ter Haar, *Therapeutic ultrasound, European Journal of Ultrasound, Vol.9*, 1999, pp.3-9
- [2] Gail ter Haar, *Therapeutic and surgical applications*. In: Hill CR, editor, *Physical principles of Medical Ultrasound*. Chichester, UK: Ellis Horwood, 1986.
- [3] Andrew K. Chan, Rubens A. Sigelmann, *Calculations of therapeutic heat generated by ultrasound in fat-muscle-bone layers, IEEE Trans. Bio. Med. Eng. BME21, No.4*, 1974.
- [4] Justus F. Lehmann, *Therapeutic heat and cold*, third Ed., 1982, p.152.

Finite Element Analysis of Pressure Distribution by Ultrasound in Human Thigh Model

Ho-Seon Choi*

Abstract

Quantitative analysis for distribution of penetrating ultrasound in vivo is very important to determine the treatment region and method. In this paper, we constructed a simplified 2-D femoral region model that consists of skin-fat-muscle-bone layered system, and simulated the pressure distribution in the model in case of applying ultrasound using Finite Element Method(FEM). The ultrasound used in the simulation was assumed to be pulse wave and the pressure distribution was analyzed during only one period of pulse wave. In order to find the penetration depth, amplitude of pressure and sphere that ultrasound reaches in the model, we performed the simulation with varying the applied frequency, transducer size and amplitude of transducer's output. The result showed that applied frequency is inversely proportional to the penetration depth and amplitude of pressure but the amplitude of transducer's output is proportional to the amplitude of pressure in the model. Also, the sphere that ultrasound reaches was widened and the amplitude of pressure became larger as the transducer size became larger. This results were similar to that obtained from the previous model consisting of fat-muscle-bone layered system, but we observed that the pressure of ultrasound is decreased due to the decrements of pressure by the absorption coefficient of skin and the interference that depends on the reflection of ultrasound caused by the difference of acoustic impedance of skin and fat. Finally, we can infer that the model proposed in this study is closer to the realistic model than the previous ones. It shows that the results obtained from this study can be useful in designing the ultrasound treatment instrument or in setting up the treatment plan.

Key words: Human Thigh Model, Pressure Distribution, FEM

* Professor, Dept. of Medical Information System, Daewon Science College