

대퇴부 모델에서의 초음파 압력분포에
관한 유한요소 해석

연세대학교 대학원
의 공 학 과
이 윤 회

대퇴부 모델에서의 초음파 압력분포에
관한 유한요소 해석

지도 이 경 중 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2002년 6월 일

연세대학교 대학원

의공학과

이 윤 회

이윤희의 석사 학위 논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2002년 6월 일

감 사 의 글

힘겹게 시작한 대학원 생활에서 학문의 진정한 의미와 정직한 노력이 무엇인지, 항상 바르게 사는데 어떤 것인지를 깨닫게 해주시며, 끝까지 지도해주시고 정성껏 돌봐주신 이경중 교수님께 마음속으로 깊은 감사의 말씀을 먼저 드립니다. 또한, 부족한 논문을 위해 끝까지 많은 조언을 해주신 김영호 교수님, 바쁘신 가운데 항상 신경을 많이 써주시고 질타를 아끼지 않으셨던 김범민 교수님께도 감사의 말씀드립니다. 대학원생활 속에서 교육적인 가르침 뿐 아니라 정직하고 열심히 생활하는 모습까지 본받을 수 있도록 도와주신 윤형로 교수님, 이운선 교수님, 조효성 교수님, 이철규 교수님, 문인혁 교수님, 신태민 교수님, 안종수 선생님께도 진심으로 감사드립니다.

짧지만 2년동안 함께 대학원생활을 할 수 있게 도와준 생체계측, 생체신호처리, 의료영상신호처리, 광계측 연구실, 방사선계측, 재활공학실험실 대학원식구들에게도 감사드립니다. 그리고 같은 연구실에서 2년 동안 동고동락해준 최호선 선생님, 이진, 지정호 선배님께 감사를 전하며, 장원규, 박호동, 이승형, 노형진, 조성필, 서현순에게도 좋은 추억을 간직하게 해주어서 감사드립니다. 또한 제 옆에서 저에게 많은 힘이 되어준 미령이에게도 감사함을 전합니다.

마지막으로 그 누구보다 저를 믿어주시고 항상 뒤에서 묵묵히 바라봐 주셨던 부모님과 막내의 튼튼한 버팀목이 되어 주시는 큰형, 작은형과 저희 모든 가족들에게 이 논문을 바칩니다.

2002년 6월

차 례

그림 차례	ii
표 차례	iii
국문 요약	iv
제 1 장 서론	1
제 2 장 대퇴부 모델 구성 및 유한요소 해석	5
2.1 모델선정 및 구성	5
2.2 유한요소법 적용	7
2.3 경계 조건 및 물성값	9
2.3.1 경계 조건	9
2.3.2 물성값	10
2.3 인가되는 압력의 형태와 압력의 인가 방법	10
제 3 장 시뮬레이션 및 결과 고찰	13
3.1 시뮬레이션(I) : 주파수 변화에 따른 압력 변화	14
3.1.1 방 법	14
3.1.2 결과 및 고찰	14
3.2 시뮬레이션(II) : 초음파 도자의 크기에 따른 압력 변화	21
3.2.1 방 법	21
3.2.2 결과 및 고찰	21
3.3 시뮬레이션(III) : 초음파 도자의 출력 세기에 따른 압력 변화	27
3.3.1 방 법	27
3.3.2 결과 및 고찰	27
3.4 시뮬레이션을 통한 압력의 전파	32
제 4 장 결 론	36
참고 문헌	38
영문 요약	40

그림 차례

그림 2.1 대퇴부의 절단면	5
그림 2.2 단순화시킨 2차원 대퇴부 모델	6
그림 2.3 경계조건 입력	9
그림 2.4 연속파와 펄스파 파형	11
그림 3.1 주파수 변화에 따른 압력분포(1)	15
그림 3.2 주파수 변화에 따른 압력분포(2)	16
그림 3.3 반사에 의한 초음파의 산란	17
그림 3.4 모델 구조에 따른 압력 분포	18
그림 3.5 모델 내에서의 초음파 진동	19
그림 3.6 도자 직경에 따른 초음파 분포	20
그림 3.7 도자의 크기에 따른 빔 형태의 압력의 크기	21
그림 3.8 도자의 크기변화에 의한 압력변화(1)	23
그림 3.9 도자의 크기변화에 의한 압력변화(2)	24
그림 3.10 도자의 크기변화에 의한 압력변화(3)	25
그림 3.11 출력의 세기에 따른 진동폭의 변화	26
그림 3.12 도자의 출력세기의 변화에 따른 압력의 크기(1)	28
그림 3.13 도자의 출력세기의 변화에 따른 압력의 크기(2)	29
그림 3.14 도자의 출력세기의 변화에 따른 압력의 크기(3)	30
그림 3.15 주파수에 따른 매질 내에서의 압력의 전파	31
그림 3.16 시뮬레이션을 통한 압력의 전파(0.5MHz)	32
그림 3.17 시뮬레이션을 통한 압력의 전파(1MHz)	35
그림 3.18 시뮬레이션을 통한 압력의 전파(1.5MHz)	34

표 차례

표 2.1 각 부분의 넓이와 메쉬 구성에 사용된 요소의 크기	6
표 2.3 각 조직의 물성값	10
표 2.3 시간에 대한 압력 array(T,P)	12
표 2.4 시뮬레이션을 위한 파라미터값	13

국 문 요 약

대퇴부 모델에서의 초음파 압력분포에 관한 유한요소 해석

초음파 치료시 인체에 침투되는 초음파가 체내에 어떻게 분포하는가를 아는 것은 치료부위 및 치료방법을 결정하는데 매우 중요하다. 따라서 본 연구에서는 단순화시킨 이차원 대퇴부 모델을 구성하고 유한요소법을 이용하여 초음파의 모델내 압력분포를 시뮬레이션 하고자 한다. 단순화된 이차원 대퇴부 모델은 피부, 지방, 근육 및 뼈가 복합적으로 구성된 모델이다. 또한 모델내의 초음파 압력분포를 시뮬레이션 하기 위한 파라미터로서 초음파 치료시 가장 중요한 인가 주파수(0.5, 1.0, 1.5MHz), 초음파 도자의 크기(직경:1, 3cm), 초음파 출력의 세기(0.3 , 0.88N/m²)를 설정하였으며, 인가되는 부하는 펄스파로 가정하였고, 시뮬레이션 구간은 펄스파의 1구간(2ms)을 선택하였다.

유한요소 해석을 위해 ANSYS 5.7을 사용하였으며 펜티엄 PC(1.6GHz)에서 시뮬레이션 한 결과 얻은 결론은 다음과 같다.

1. 인가 주파수가 증가함에 따라 흡수계수가 커져 모델 내의 압력이 작아졌고, 이러한 결과로부터 모델 내에서의 초음파의 침투깊이는 주파수에 반비례함을 확인하였다. 특히, 피부를 고려하여 해석한 결과 모델 내에서 피부의 흡수계수에 의한 초음파의 감소만큼 초음파 감소가 발생하고 또한 피부와 지방의 음향임피던스 차에 의한 경계면에서 발생하는 초음파의 반사 때문에 약간의 압력이 감소함을 알 수 있었다. 이와 같은 압력의 감소는 초음파 압력이 흡수됨을 의미하며 결국 흡수된 압력은 열로 변환되어

치료부위의 온도상승에 영향을 준다.

2. 초음파 도자의 크기가 커짐에 따라 초음파의 압력분포는 수평으로 더 넓게 퍼지며 도자의 중심에서 더 큰 압력이 분포하고 있음을 알 수 있었다. 이를 통해 도자의 크기에 따라 모델 내에서의 초음파가 미치는 범위를 알 수 있었다.

3. 모델 내에서의 압력의 세기와 침투된 초음파의 진동폭은 인가된 초음파 도자의 출력의 세기에 비례함을 확인할 수 있었다. 또한 도자 출력의 세기가 증가할수록 경계면에서의 반사 및 굴절에 의한 압력의 감소가 증가함을 알 수 있었고, 특히 피부와 지방사이에서 많은 감소가 발생함을 알 수 있었다.

본 연구를 통해 얻은 파라미터의 변화에 의한 모델 내에서의 압력 변화가 기존의 문헌과 거의 일치함을 보였고, 단순화시킨 이차원 대퇴부 모델은 초음파 압력분포에 관한 시뮬레이션을 위한 모델로서 적합함을 확인할 수 있었다. 또한 피부를 고려하지 않은 기존의 모델보다 더 실제적인 모델임을 보여주었으며, 본 연구를 통해 얻은 결과는 초음파 치료기를 설계하거나 치료계획을 수립하는데 중요한 기초자료로 사용될 수 있다.

핵심이 되는말 : 초음파, 유한요소해석, 음향임피던스

제 1 장 서 론

현대인들의 불규칙한 생활방식과, 노인성 질환 등으로 인한 신체결림, 과도한 운동으로 인한 근육통 및 타박상등의 통증을 호소하는 인구의 수가 점점 증가하고 있다. 근막통증 증후군은 불규칙한 생활방식이나 장시간 동안 편하지 못한 자세로 생활할 경우 근육긴장으로 인체의 근육을 둘러싼 근막이 수축되어 혈관의 흐름을 원활하게 해주지 못함으로써 쉽게 발병될 수 있는 질환으로 외국의 임상보고서를 보면 통증 클리닉의 외래환자 중 85% 이상이 근막통증 증후군 환자였다는 보고가 있으며, 심지어 내과에서도 동통을 의뢰한 환자중 31%가 근막통증 증후군 환자였다는 보고가 있다. 이러한 통증은 대부분 약을 복용하거나 온열효과를 이용하여 치료하고 있다. 온열효과를 이용한 치료는 찜질, 온습포와 같은 표재열(조직의 표층부분에 대한 열 효과)치료와 전기적인 치료(초음파 치료, 저주파 치료)가 있으며, 기타로는 마사지 요법 등이 있다. 온열효과의 특징은 손상 받거나 피로가 쌓인 근육, 관절, 인대와 같은 조직에 열을 가함으로써 혈액순환이 촉진되어 손상 또는 피로가 쌓인 근육과 인대를 빠르게 회복시킬 수 있다. 물론, 현대인들에게는 표재열 치료가 주를 이루고 있지만 전기적인 치료의 우수성과 치료시간의 단축으로 병원의 물리치료 분야 및 재활분야에서 전기적인 치료가 점점 증가하고 있으며 특히, 초음파 치료는 환자가 열화상을 입지 않고 환자가 치료효과를 직접 확인할 수 있어 신체적인 통증제거뿐 아니라 환자가 치료에 대한 긍정적인 생각을 갖게 해 주어 치료효과를 극대화시킬 수 있다. 전도열을 이용한 초음파 치료효과로 인해 표재열 치료가 주를 이룬 가정에서도 초음파 온열치료기가 많이 보급되어 있다.

초음파란 일종의 소리이며 사람이 들을 수 있는 주파수 범위(20~20,000Hz) 이상의 진동수를 갖는 소리로 정의되며, 이렇게 높은 주파수를

가지면서도 그 세기가 약하기 때문에 인체에는 무해하다. 초음파는 1927년 미국의 물리학자 R.W. Wood와 A.L.Loomis 등에 의하여 그 생물학적 효과가 보고되면서부터 의료분야에 사용되기 시작하였으며 현대의학에서도 여러 가지 형태로 적용되고 있으며, 초음파의 도플러효과를 이용한 혈류속도 측정이나, 인체내부를 이미지로 형상화하는 것 등 여러 가지가 있다. 또한 단파, 극초단파와 함께 고주파 투열 치료의 중요한 영역으로 자리잡게 되었다. 특히, 초음파는 단파나 극초단파와는 달리 전류의 형태가 아닌 음파의 형태이기 때문에 혹시 있을지도 모르는 전류에 의한 부정적인 영향이 신체에 거의 없다는 측면에서 근래에 이르러 그 효용가치가 다른 고주파 투열치료에 비해 높게 평가받고 있다.

초음파 치료는 다양한 경우에 사용되어지고 있지만 크게 두 가지로 나누어 본다면 온열효과에 의한 치료와 비열 효과에 의한 치료로 분류해 볼 수가 있다[1]. 먼저 온열 효과에 의한 치료는 단백질이 열흡수를 가장 많이 한다는 것을 이용한 것이다. 콜라겐으로 구성된 피질골, 골막, 연골, 관절조직과 같은 부분은 이러한 콜라겐에 의해 신장성이 떨어진다. 콜라겐에 초음파로 열을 발생시켜 신장성을 향상시켜 관절의 강직을 줄이며 통증을 완화시켜 준다[2].

비열효과는 초음파의 주기성과 비주기적 성질을 이용하여 생체조직 내에서의 생화학적 반응으로 인한 치료를 말한다. 비주기적 성질의 효과는 음파의 stream성질 때문인데, 이러한 성질은 세포내외의 체액 내에서 일정하며, oscillating cavities, radiation forces 때문에 cell의 국부적인 환경을 변화시켜 농도변화를 일으킴으로서 이온의 확산에 영향을 주고, 세포내의 K^+ 과 Ca^{++} 의 함유량을 변화시킨다. 비열효과는 연조직의 상처나 관절부분의 치료에도 도움이 되는데, 연조직의 상처는 먼저 초음파를 이용해 상처의 초기 염증 증상을 가속화시킴으로써 세포가 상처부위로 이동하여 각각 분할하고 과립형태의 세포가 형성되어 섬유아세포(fibroblast)가 콜라겐을 합성하기 시작하며, 상처부위가 치료된다[3][4][5]. 이러한 치료는 초음파 도

자의 출력을 줄여가면서 치료를 하면 많은 효과를 볼 수 있다.

이처럼 다양한 치료에 사용되는 초음파는 그것이 가지고 있는 여러 가지 파라미터에 따라 치료하는 분야가 다르며, 치료되어질 인체부위 또한 다르다. 초음파가 가지는 주된 파라미터는 주파수, 초음파 도자의 크기, 초음파 도자에서 출력되는 출력크기와 출력방식(연속파, 또는 펄스파)이다. 현재 상용화 되어있는 물리치료 기기들은 0.5~5MHz의 주파수에, 0.75~3W/cm²의 출력강도를 가진다. 5W/cm² 이상일 경우에는 치료부위에 화상이 발생할 수 있기 때문에 주로 절단에 사용된다. 주파수가 5MHz 이상의 초음파를 사용하지 않는 이유는 초음파가 열로 전환되는 효율은 높지만 침투깊이가 작아지기 때문이다. 초음파 도자의 크기는 1cm, 3cm를 사용하고 있으며, 출력방식은 보통 연속파와 펄스파, 또는 두 파를 혼합하여 사용하고 있다. 초음파 도자의 크기와 주파수에 따라 치료대상부분이 결정되는데, 보통 도자의 크기가 작고, 주파수가 높은 경우에는 침투깊이가 얇은 부위(손등, 발)에 사용되고, 도자의 크기가 크고, 주파수가 낮은 경우에는 근육이 많고 침투깊이가 깊은 부위(어깨, 대퇴부 등)에 사용된다. 최근에는 침투깊이를 결정하여 일정하게 열을 전달할 수 있고, 정확한 조절도 가능하게 하기 위하여 선형 어레이(Linear Array) 형태의 도자를 사용하고자 하는 연구가 진행중이다[6][7]. 이는 결정된 부분에 초점(focus)을 맞추어 열을 전달하는 방식으로 원하는 만큼의 일정한 열을 조절함으로써 심부열 치료시 빠르고 효과적인 치료를 할 수 있다.

이와 같이 초음파는 치료시 초음파의 파라미터에 따라 치료부위 및 치료 형태가 좌우된다. 즉, 초음파가 체내에 인가되었을 때 초음파가 갖는 파라미터에 의한 체내에 미치는 영향은 매우 크며, 파라미터가 변화함에 따라 체내에서의 변화의 형태 또한 다르다. 기존의 연구결과는 지방, 근육, 뼈에 대한 각각의 초음파 분포만을 해석하였거나, 지방-근육-뼈로 구성된 모델에 관하여 해석하였다[8]. 하지만 실제로 초음파를 인가하는 인체는 피부, 지방, 근육, 뼈가 복합적으로 구성되어 있다. 따라서 향후 초음파기

기가 보편화 될 전망을 고려해 볼 때 피부를 고려한 초음파 압력의 분포에 대한 정량적인 데이터가 요구되며, 이를 기반으로 효율적인 초음파기기의 설계 및 치료법 개발을 위한 기초자료가 필요하다. 이에 본 논문에서는 이러한 필요성에 따라 피부-지방-근육-뼈의 복합적인 모델을 구성하고, 초음파 치료시 가장 중요한 파라미터인 초음파의 주파수와 초음파 도자의 크기, 초음파 출력의 세기에 따른 생체조직 내에서의 압력분포를 해석하여 실제로 초음파 치료기기를 설계하거나, 치료목적으로 사용되는 경우 기초 및 응용자료로 사용될 수 있도록 사용하고자 한다.

제 2 장 대퇴부 모델구성 및 유한요소 해석

2.1 모델선정 및 구성

초음파 치료는 심부열 치료이기에 인체의 적절한 깊이에서의 초음파의 압력에 대한 분포를 확인하는 것이 무엇보다 중요하다. 기존의 문헌을 보면 체내의 초음파 분포는 지방, 근육, 뼈에 대한 각각의 초음파 분포를 나타내고 있거나 지방-근육-뼈로 구성된 모델을 해석하였다. 그러나, 실제로 초음파의 압력은 피부로부터 시작하여 지방, 근육, 뼈를 통과한다. 따라서 복합적인 모델이 필요하다. 본 논문에서는 대퇴부 부분을 단순화된 2차원으로 모델링 하였다. 대퇴부 부분은 피부, 지방, 근육, 뼈가 고르게 분포되어 있어 시뮬레이션 수행에 있어 적절한 모델이다. 그림 2.1은 대퇴부의 절단면을 나타낸다.

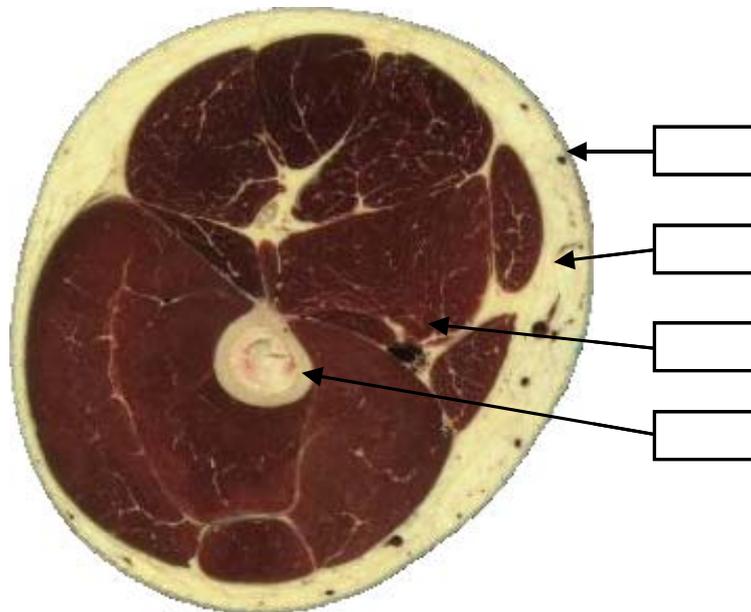


그림 2.1. 대퇴부의 절단면

시뮬레이션을 위한 모델은 크게 피부, 지방, 근육, 뼈의 형태로 구성하였으며, 현재 상용화된 유한요소법 시뮬레이션 프로그램인 ANSYS ver5.7를 이용하여 각 부분을 통합하여 2D로 모델링하였다. 표 2.1은 모델에 포함된 각 부분의 크기와 메쉬 과정에서 사용된 요소의 크기를 기록하였다. 메쉬는 정방메쉬를 사용하였다. 전체 모델의 크기는 45.5cm²이며, 그림 2.2는 단순화시킨 2차원 대퇴부 모델이다.

표 2.1 각 부분의 넓이와 메쉬 구성에 사용된 요소의 크기

조 직	넓 이(가로×세로)(cm ²)	요소의 크기(cm ²)	
		0.5MHz	0.0016
피 부	0.2 × 6.5	1MHz	0.0009
		1.5MHz	0.0004
		0.5MHz	0.0016
지 방	1.2 × 6.5	1MHz	0.0009
		1.5MHz	0.0004
		0.5MHz	0.0016
근 육	5.1 × 6.5	1MHz	0.0009
		1.5MHz	0.0004
		0.5MHz	0.0016
뼈	0.5 × 6.5	1MHz	0.0009
		1.5MHz	0.0004
		0.5MHz	0.0016

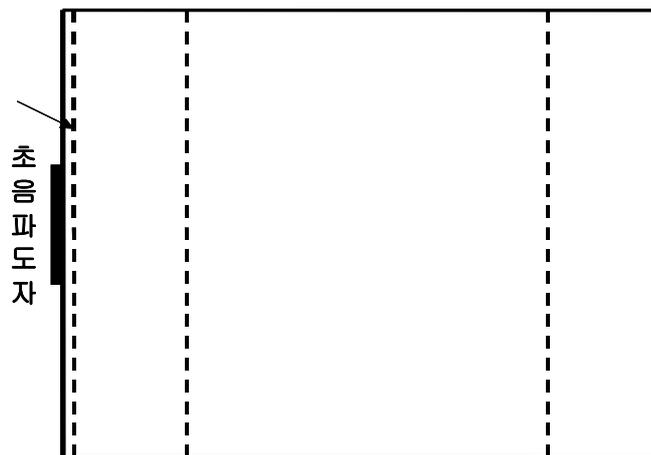


그림 2.2 단순화시킨 2차원 대퇴부 모델

2.2 유한요소법 적용

음파에 대한 인체의 연부조직은 마치 유체(fluid)와 같이 작용하므로 본 논문에서는 유체내에서의 음파에 대한 일반적인 지배방정식을 사용하였으며, 일반적으로 손실이 없는 경우의 음파의 전파에 대한 식은 식 (2.1)과 같다.

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 P}{\partial t^2} - \nabla^2 P = 0 \quad (2.1)$$

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 (2.2)와 같이 정의하면,

$$\nabla \cdot () = \{L\}^T = \left[\frac{\partial}{\partial x} \frac{\partial}{\partial y} \right], \quad \nabla () = \{L\} \quad (2.2)$$

$\{L\}$ = 선형 연산자

식 (2.1)은 $\frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 P}{\partial t^2} - \nabla \cdot \nabla P = 0$ 이므로,

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 P}{\partial t^2} - \{L\}^T (\{L\} P) = 0 \quad (2.3)$$

와 같이 된다.

그러나, 초음파 진행시 경계면에서 댐핑에 의해 압력의 손실이 발생하므로 하나의 노드(node)에서 임의의 압력변화(δP)가 존재할 때 식(2.3)에 경계면에서의 손실을 고려하여 적분을 취하면 식(2.4)과 같다.

$$\int_v \delta P \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} dV - \int_v \delta P \{L\}^T (\{L\} P) dV + \int_s \delta P \left(\frac{r}{\rho_0 c} \right) \frac{1}{c} \frac{\partial P}{\partial t} dS = 0 \quad (2.4)$$

단. v = domain의 부피, S = 경계면

r = 경계면에서의 매질의 음향임피던스이다.

유한요소 해법의 근사치를 구하기 위해서,

$$P = \{N\}^T \{P_e\}$$

$$\frac{\partial^2 P}{\partial t^2} = \{N\}^T \{\ddot{P}_e\}$$

$$[B] = \{L\}\{N\}^T$$

$\{N\}$ = 압력에 대한 요소 형상함수

$\{P_e\}$ = node의 압력 벡터

라고 하면, 식 (2.4)는 식 (2.5)와 같이 표시된다.

$$\int_v \frac{\delta P}{c^2} \{N\}\{N\}^T dV P_e + \int_v \delta P [B]^T [B] dV \{P_e\} + \int_s \{ \delta P_e \}^T \{N\} \left(\frac{r}{\rho_0 c} \right) \frac{1}{c} \{N\}^T dS \left\{ \frac{\partial P_e}{\partial t} \right\} = 0 \quad (2.5)$$

여기에서, δP 는 상수이므로, 요소의 압력에 대한 근사치를 구하는 식에서 삭제될 수 있으며, 그 결과식은 식(2.6)과 같다. 또한 식(2.6)를 통하여 각 요소에서의 압력값을 구할 수 있다.

$$\int_v \frac{1}{c^2} \{N\}\{N\}^T dV P_e + \int_v [B]^T [B] dV \{P_e\} + \int_s \{N\} \left(\frac{r}{\rho_0 c} \right) \frac{1}{c} \{N\}^T dS \left\{ \frac{\partial P_e}{\partial t} \right\} = 0 \quad (2.6)$$

여기에서,

$$\int_v \frac{1}{c^2} \{N\}\{N\}^T dV \text{는 fluid mass matrix,}$$

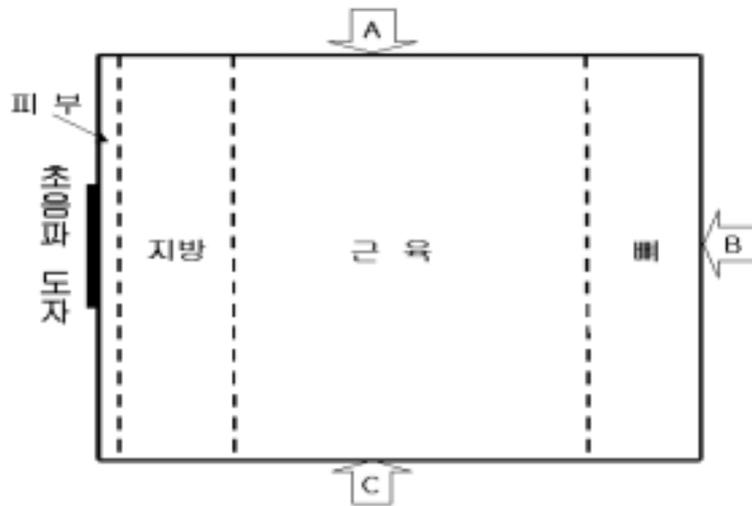
$$\int_v [B]^T [B] dV \text{는 fluid stiffness matrix}$$

$$\int_s \{N\} \left(\frac{r}{\rho_0 c} \right) \frac{1}{c} \{N\}^T dS \text{는 fluid damping matrix 임.}$$

2.3 경계 조건 및 물성값

2.3.1 경계 조건

요소 타입(element type)은 초음파 해석을 지원하는 Fluid29를 선정하였다. 그 이유는 음파에 대한 인체의 연부조직은 마치 유체와 같이 작용하기 때문이다. Fluid 29요소타입의 모델을 결합계(coupled field(structure + fluid))로 하지 않고 오직 유체계로 정의할 경우 자유도는 압력만이 존재하는 1의 자유도를 갖는다. 따라서, 경계조건에는 변위(displacement : D)에 대한 사항(D=0)은 고려할 필요가 없다. 오직 모델과 대기의 음향임피던스의 차에 의해 경계면에서 반사되는 초음파를 없애야 한다. 따라서 모델과 대기의 경계면 중에서 피부표면과 대기의 경계면을 제외하고 나머지 부분의 경계면에서는 음향임피던스 차이를 0(zero)으로 하였다. 그리고 피부, 지방, 근육, 뼈에 각각의 음향임피던스를 적용하였으며, 그림 2.3은 모델에 경계조건을 부여한 경우의 그림이다.



A, B, C : 음향임피던스 = 0

그림 2.3 경계조건 입력

2.3.2 물성값

일반적으로 초음파를 해석하기 위한 Fluid29의 기본 물성값은 흡수계수 (N_p/cm), 밀도(g/cm^3), 초음파 속도(m/s)이며, 본 논문에서 사용한 물성값은 표 2.2와 같다.

표 2.2 각 조직의 물성값 [9]

조 직	흡수계수 (N_p/cm)	속도 (m/s)	밀도 (g/cm^3)	음향임피던스 ($g \cdot cm^{-2} \cdot s^{-1}$)
피 부	0.31	1519	1	1.49
지 방	0.07	1478	0.92	1.36
근 육	0.14	1552	1.04	1.62
뼈	1.61	3445	1.82	6.27

2.3 인가되는 압력의 형태와 압력의 인가 방법

초음파 치료기기는 크게 전기적 신호를 일으키는 발진기와 발진된 신호를 음파로 변환해 주는 음파 변환기(transducer : 도자)로 구성되는데, 음파 변환기에서 가장 중요한 것은 진동자이다. 진동자에 교류전원을 인가하면 압축 또는 신장을 일으키는데 전자를 압전기현상 또는 압전효과(piezo-electric effect)라 부르고 후자를 역압전기효과(reverse piezo-electric effect)라 한다. 이러한 두가지 효과에 의해서 도자에서는 초음파가 발생된다. 음파가 매질에 전달되면 매질은 진동을 한다. 이러한 매질의 진동으로 인하여 매질의 압력이 변화하게 되는데 매질의 진동적인 압력 변화를 음압(sound pressure)이라 부른다. 그리고 음압이 전파될 때 단위 면적을 단위시간에 수직하게 통과하는 에너지를 음파의 세기(intensity of sound(W/cm^2))라고 한다. 본 논문에서는 인가되는 부하를 압력으로 정하였으며, 초음파의 강도를 압력으로 변환 후 입력하였다.

도자에서 나오는 음파는 매질분자의 진동방향에 의해 종파와 횡파로 분류된다. 종파는 매질의 운동방향이 파의 진행방향에 평행한 파이며 횡파

는 매질의 운동방향이 파의 진행방향에 수직인 파이다. 음파가 진행할 때 매질이 액체나 기체인 경우는 횡적 진동이 존재할 수 없기 때문에 종파의 형태로 진행되나 고체의 경우에는 횡파와 종파가 모두 발생한다. 그러나, 본 논문에서는 뼈에서의 횡파는 존재하지 않는다고 가정하고 시뮬레이션 하였다.

초음파 도자에서 발생하는 파형의 형태는 크게 연속파와 펄스파로 나눌 수 있으며 출력파형은 그림 2.4와 같다. 두 파형 모두가 실제 임상에서 사용되고 있다. 연속파의 단점은 인체 내에서의 열 발생이 매우 높아 가열 통증을 유발할 수 있다는 것이다. 이와는 반대로 펄스파는 적절한 열 발생과 높은 강도를 체내에 전달할 수 있는 장점이 있다. 따라서, 본 논문에서는 인가압력을 펄스파형의 형태로 인가하였다.

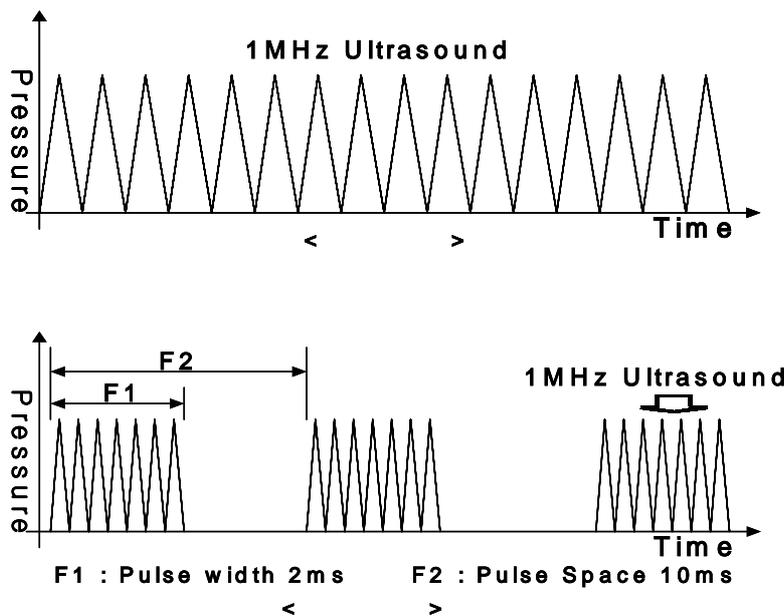


그림 2.4 연속파와 펄스파 파형

초음파는 매우 높은 주파수이기 때문에 모델 전체의 요소의 크기는 매우 작고 노드의 수는 매우 많아진다. 이로 인한 컴퓨터 처리능력의 저하를 개선하기 위하여 그림 2.5와 같은 방식으로 시뮬레이션을 수행하였다. 우

선 시간에 따른 압력의 값을 행렬 형태로 만들고, 이를 루프를 이용하여 시뮬레이션을 수행하는 방식을 선택하였다. 먼저 각 시간에 대한 압력을 인가하여 시뮬레이션 한 후 결과를 저장한다. 이때 시간을 비교하여 정해진 시간(2ms)에 도달하지 못했을 경우 저장된 결과값을 다음 루프의 초기값으로 사용하고 다시 루프를 수행하여 정해진 시간까지 계속 시뮬레이션을 수행한다. 시간에 따른 압력 행렬은 표 2.3와 같다.

표 2.3 시간에 대한 압력 array(T,P)

시 간(sec)	압 력 (N/m ²)
2.5E-7	0.15
5.0E-7	0.3
7.5E-7	0.15
1.0E-6	0
1.25E-6	0.15
1.5E-6	0.3
.	.
.	.
.	.

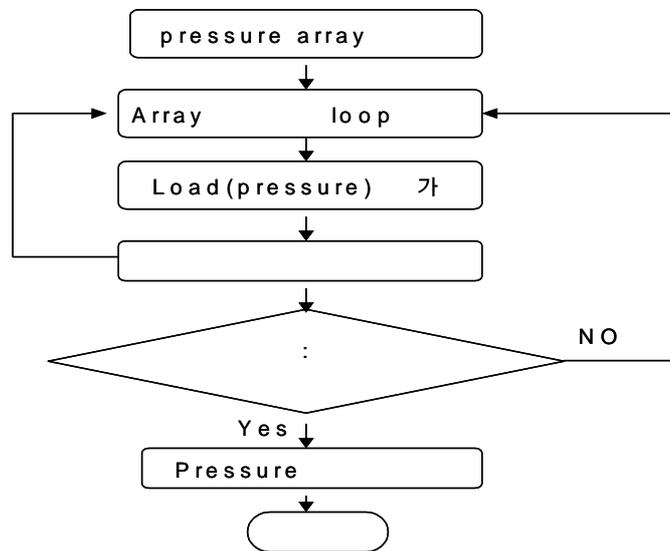


그림 2.5 구간 해석 순서도

제 3 장 시뮬레이션 및 결과 고찰

초음파 치료는 주파수, 초음파 도자의 크기, 초음파 도자에서 출력되는 강도의 세기에 따라 초음파의 침투깊이 및 압력의 세기가 변화한다. 따라서, 본 연구에서는 각 파라미터들의 변화에 대한 생체조직 내에서의 음파의 변화를 알아보기 위해 각각의 파라미터값을 표 3.1과 같이 여러 가지로 분류하였다. 모든 시뮬레이션은 유한요소 상용프로그램인 ANSYS ver.5.7을 통해 이루어졌으며, 시간에 따른 압력을 피부에 인가한 후 모델내로 침투된 압력의 크기를 노드(node) 해석을 통해 각 노드에 대한 압력의 값을 구하는 과정으로 이루어졌다.

표 3.1 시뮬레이션을 위한 파라미터 값

주파수(MHz)	도자의 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

3.1 시뮬레이션(I) : 주파수 변화에 따른 압력 변화

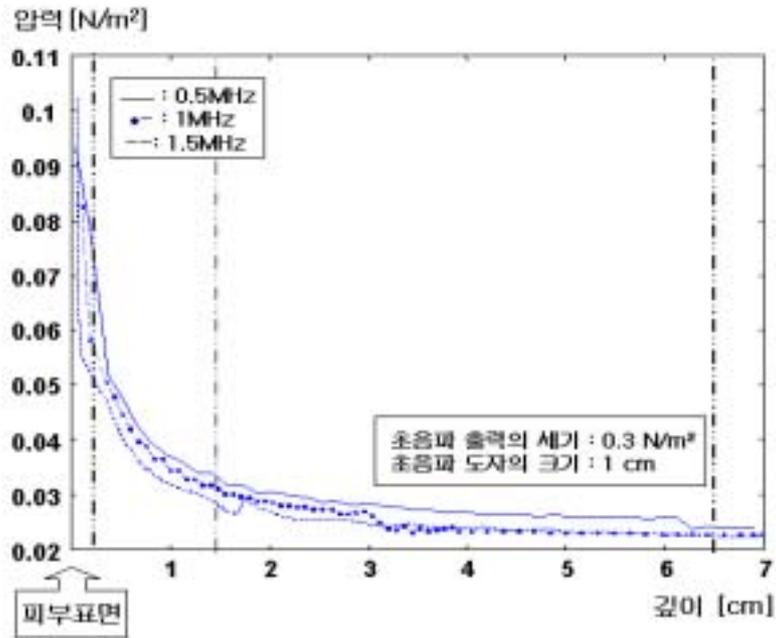
3.1.1 방 법

주파수 변화는 초음파 치료에 있어서 여러개의 파라미터 중 초음파의 치료 부위를 결정하는 중요한 요소 중의 하나이며 주파수의 크기에 따라 압력의 분포가 다르게 나타난다. 그러므로, 다양한 주파수에 의한 임상실험과 시뮬레이션 연구가 계속되어지고 있다. 심부열 치료에 사용되는 주파수는 0.5MHz에서 5MHz까지 사용하고 있지만, 보통 3MHz까지 사용한다[10]. 본 연구에서는 컴퓨터의 한계에 의해 0.5MHz, 1MHz 그리고, 1.5MHz에 대하여 시뮬레이션 하였다.

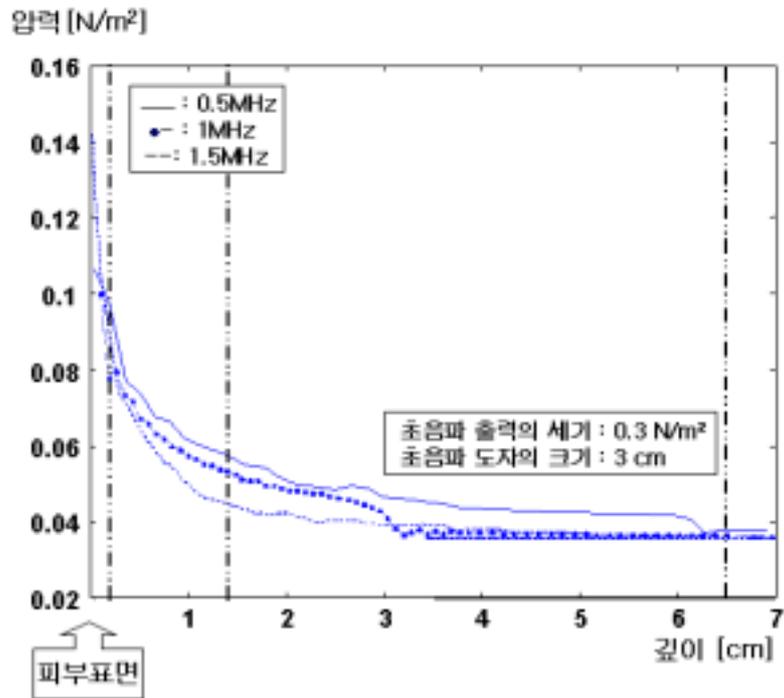
3.1.2 결과 및 고찰

주파수는 통상적으로 생체조직에서의 침투깊이를 결정한다. 보통 낮은 주파수를 가지는 초음파일 경우에는 침투깊이가 깊고, 높은 주파수의 초음파일 경우에는 침투깊이가 얕다. 그림 3.1과 그림 3.2는 주파수 변화에 따른 압력의 분포를 해석한 결과이다. 주파수가 낮은 경우 모델 전체에서의 압력의 세기가 큰 것을 알 수 있다. 이것은 일반적으로 음파의 감쇄에 의해 나타나는 결과로서 음파가 매질을 통과하면서 압력과 진폭이 점점 작아지는 현상을 말한다. 감쇄는 도자로부터의 거리가 멀수록 커지고 압력은 진폭의 감쇄에 비해 빠르게 감쇄하게 된다.

감쇄는 확산감쇄와 흡수감쇄가 있는데, 음파의 세기가 도자로부터의 거리의 제곱에 반비례하면서 감쇄하는 것을 확산감쇄(spreading loss)라 하고, 액체의 점성이나 고체의 내부조직에 의해 음의 에너지가 열로 변하기 때문에 생기는 감쇄를 흡수감쇄라 한다. 이때의 흡수계수는 주파수와 매우 밀접한 관계가 있다. 흡수계수는 주파수가 클수록 그 값은 매우 커지게 된다[11][12]. 따라서, 흡수계수와 주파수의 비례관계에 의해 주파수의

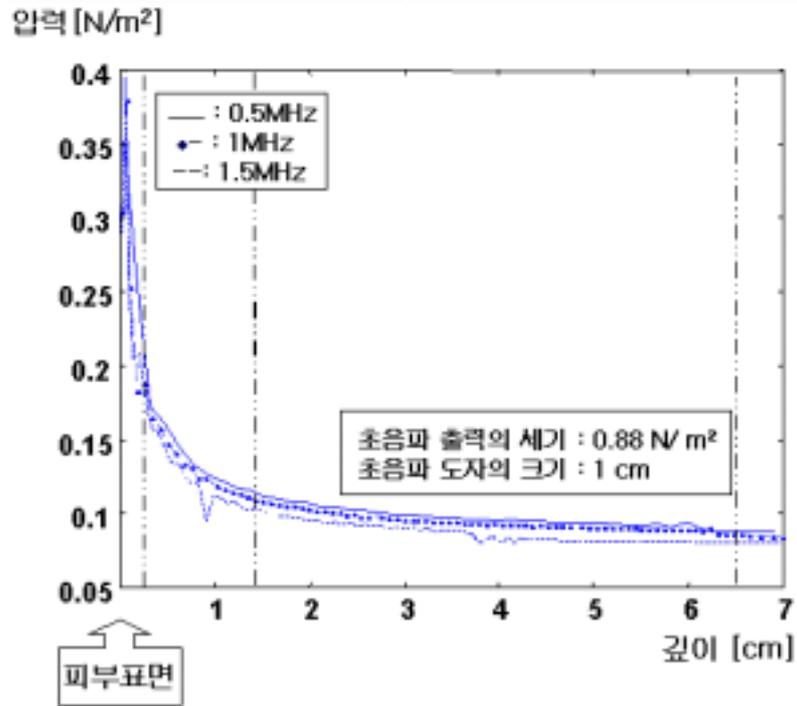


(a) 도자 크기:1cm, 압력 세기:0.3N/m²로 고정

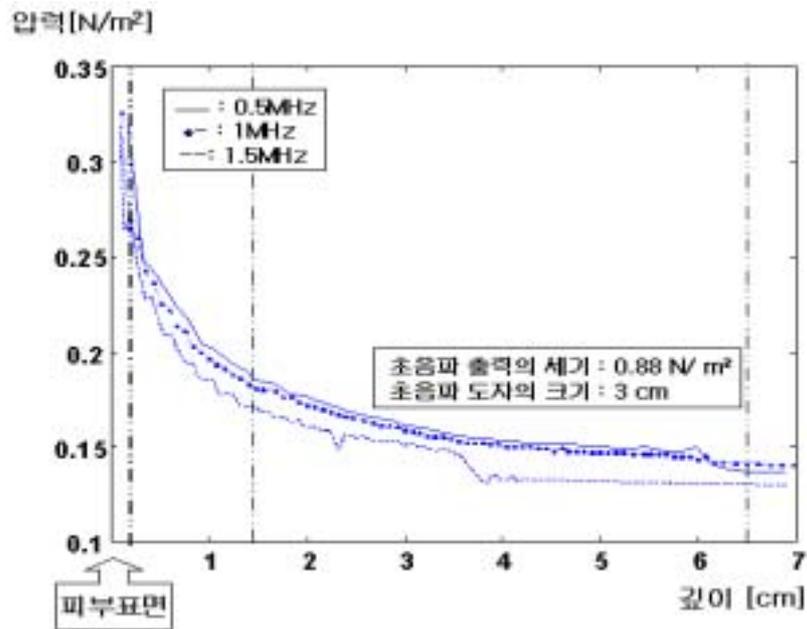


(b) 도자 크기:3cm, 압력 세기:0.3N/m²로 고정

그림 3.1 주파수 변화에 따른 압력분포(1)



(a) 도자 크기: 1cm, 압력 세기: 0.88N/m²로 고정



(b) 도자 크기: 3cm, 압력 세기: 0.88N/m²로 고정

그림 3.2 주파수 변화에 따른 압력분포(2)

크기에 따라 침투되는 압력의 크기와 침투깊이는 주파수 크기에 반비례함을 알 수 있으며[13], 이때의 흡수계수(α) 식 3.1과 같다.

$$\alpha = \frac{(2\pi f)^2}{2\rho_0 c^3} \quad (3.1)$$

시뮬레이션 결과에서는 선택된 주파수의 차이가 크지 않기 때문에 주파수의 크기에 따른 압력의 분포가 큰 차이를 보이고 있지는 않았으나, 0.5MHz와 1.5MHz를 비교해 보면 문헌과 동일한 패턴으로 결과가 나올 수 있다

초음파는 동일한 매질을 통과할 때는 흡수가 주된 물리적 현상으로 나타나지만, 그림 3.3에서와 같이 서로 다른 음향임피던스(acoustic impedance : 음파의 흐름에 대한 저항치)를 갖는 매질의 경계면에서는 반사(reflection) 또는 굴절(refraction)이 일어난다. 반사는 서로 다른 조직 사이의 경계면에서 일어나는데 반사에너지의 양은 다양한 매질의 음향임피던스에 따라 달라진다[9].

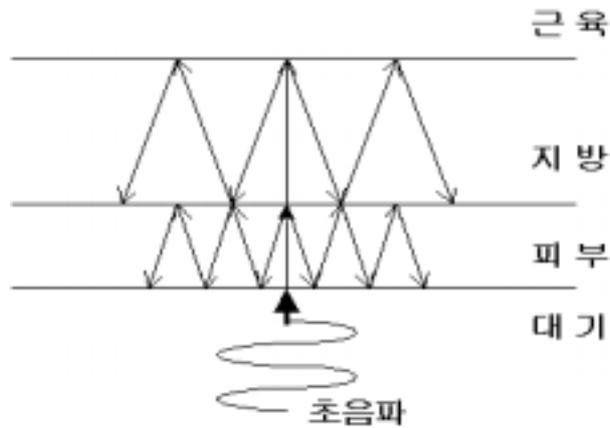
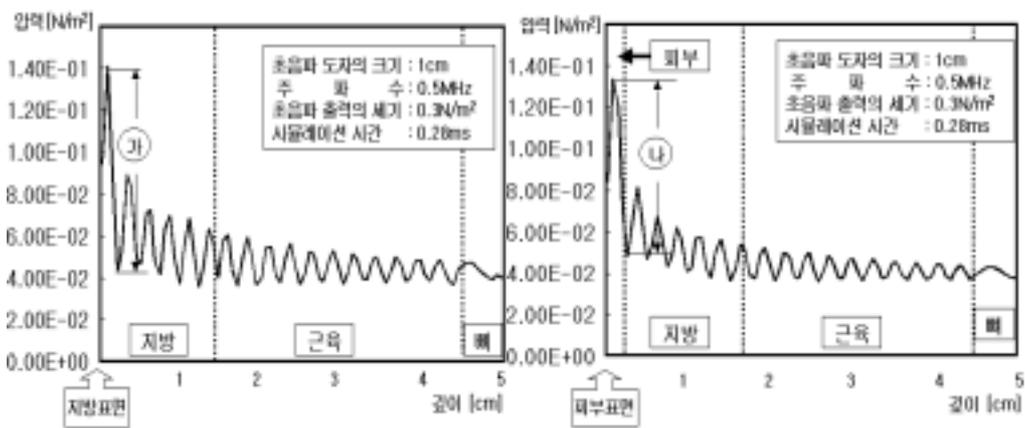


그림 3.3 반사에 의한 초음파의 산란

이렇게 서로 다른 임피던스를 갖는 매질의 경계면에서 음향임피던스에 의해 반사되어 되돌아온 초음파가 최초 인가된 초음파에 간섭을 일으키므로써 결과적으로 인가된 압력은 증가 되거나 혹은 약간 감소한다. 이를

확인하기 위해 실제 본 연구의 모델을 간략화 시키고, 해석시간을 단축시켜 시뮬레이션 한 결과 그림 3.4와 같은 해석결과가 나왔다. 그림 3.4(a)는 피부를 고려하지 않은 모델이고, 그림 3.4(b)는 피부를 고려한 모델로서, 그림 3.4의 ㉠과 ㉡를 비교해 볼 때 진폭의 크기가 ㉡부분에서 약간 감소함을 볼 수 있는데, 이것은 피부와 지방의 경계면에서 음향임피던스에 의해 반사되어 되돌아온 초음파의 간섭함으로 인해 진동의 폭이 약간 작아짐을 알 수 있었다. 또한 피부의 흡수계수에 의해 전체적으로 모델 내에서의 압력이 약간 감소함을 보이고 있다.



(a) 지방-근육-뼈 구조

(b) 피부-지방-근육-뼈 구조

그림 3.4 모델 구조에 따른 압력의 분포

그림 3.5의 결과에 의하면 피부, 지방, 근육부분에서의 파장의 길이와 뼈 부분에서의 파장의 길이가 매우 다른 결과를 보이고 있는데, 이것은 각 부분에서의 음파의 전달속도가 서로 다르기 때문이다. $c = f\lambda$ 의 수식에 의해 주파수가 동일한 경우 파장의 길이는 속도에 비례하므로, 속도가 거의 비슷한 피부, 지방, 근육 부분에서는 파장의 길이가 거의 비슷하다. 이론적으로는 뼈 부분에서 피부, 지방, 근육 부분과 속도의 차이가 3배 정도이므로 결과적으로 파장의 길이가 길어지면서 진동을 해야 한다. 그러나, 실제

결과값을 보면, 뼈에서는 거의 진동이 일어나지 않음을 볼 수가 있다. 이유는 뼈에서의 흡수계수가 매우 크고, 근육과 뼈사이의 음향임피던스가 다른 어떤 경계면에서의 음향임피던스보다 크기 때문에 음파의 반사 및 많은 흡수가 이루어지기 때문이다[13][14][15].

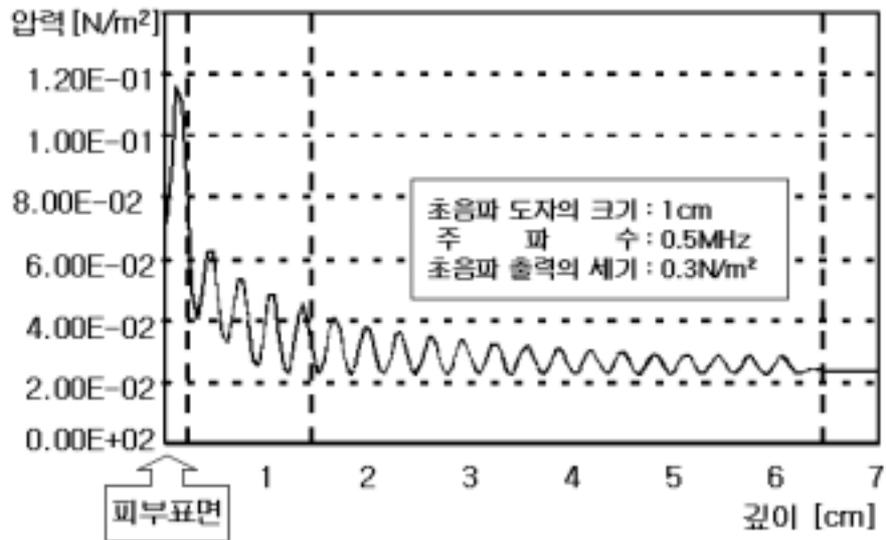


그림 3.5 모델 내에서의 초음파 진동

3.2 시뮬레이션(Ⅱ) : 초음파 도자의 크기에 따른 압력 변화

3.2.1 방 법

초음파 도자의 크기도 초음파의 치료부위를 결정하는 중요한 요소 중의 하나이며, 초음파 도자의 크기에 따라 압력의 분포가 다르게 나타난다. 심부열 치료에 사용되는 초음파 도자는 직경이 1cm에서 4cm 정도의 크기를 가지며 둥근 원형모양이다. 현재 대부분의 도자는 보통 1cm와 3cm를 사용하였으며, 본 연구에서도 두 경우에 대하여 시뮬레이션 하였다.

3.2.2 결과 및 고찰

그림 3.6은 적용된 초음파 도자의 직경에 따른 매질 내에서의 압력의 범위를 나타내고 있다. 일반적으로 매질에 인가된 압력은 초음파의 직경의 길이보다 더 넓게 수평으로 퍼지며, 도자의 중심으로 갈수록 더욱더 큰 압력 분포형태를 가진다. 이러한 분포형태는 도자의 직경이 커지면 커질수록 더욱더 넓게 퍼진다[16][17].

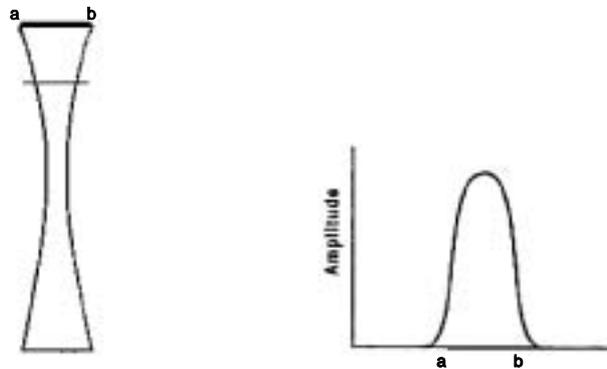


그림 3.6 도자의 직경에 따른 초음파 분포

그림 3.7은 도자의 크기에 따른 압력의 크기를 빔(Beam) 형태로 보여주고 있다. 근위장(near zone)은 침투된 빔 형태의 압력의 직경이 도자 직경

의 1/2 되는 지점을 말하고, 원위장(far zone)은 압력의 직경이 도자의 직경과 같은 부분을 말하며 근위장 길이(near zone length)의 2배 정도의 길이를 가진다. 그림 3.7에서 볼 수 있듯이, 도자의 크기가 커질수록 근위장의 폭이 커지고, 근위장의 길이 또한 길어짐을 알 수 있다[18].

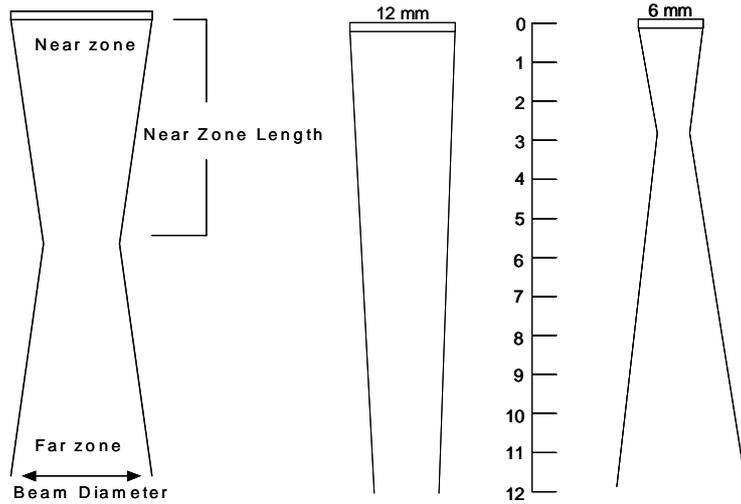


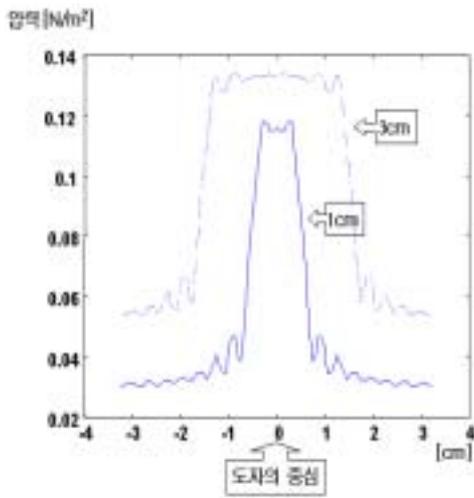
그림 3.7 도자의 크기에 따른 빔 형태의 압력의 크기

그림3.8(a),(c), 그림3.8(a),(c), 그림3.10(a),(c)는 0.5MHz, 1MHz, 1.5MHz의 초음파의 초음파를 도자의 크기를 변화시면서 인가하여 피부 표면과 피부-지방의 경계면과의 중간부분에서 얻은 압력분포와, 모델내에서의 압력분포를 나타내고 있다. 이 결과값들은 그림 3.6와 그림 3.7과 유사한 결과를 보여주고 있음을 알 수 있다.

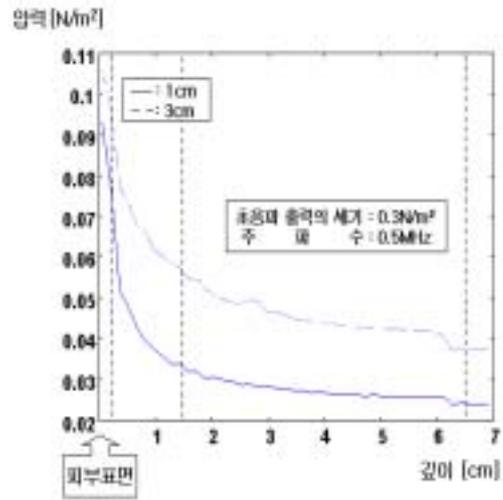
그림 3.8(b),(d), 그림3.9(b),(d), 3.10(b),(d)는 모델 내에서의 압력분포를 나타낸 것으로 도자의 크기가 클수록 압력의 크기가 커짐을 나타내고 있다. 이러한 이유는 초음파 도자에서의 총출력값이 평균강도와 방사표면에 의해 결정되기 때문이며 큰 도자를 사용할수록 총출력값은 커지게 된다. 결과적으로 도자의 크기를 변화시킨 경우와 도자의 출력을 변화시킨 경우의 결

과값은 서로 비슷한 결과를 나타내게 된다.

초음파 도자의 크기는 초음파가 미치는 압력의 범위와 압력의 세기를 변화시키기 때문에 초음파 치료기기를 임상에 적용할 때 치료부위에 따라 도자의 크기를 달리한다. 예를 들면, 손이나 발과 같은 치료범위가 매우 좁은 곳은 작은 도자를, 등이나 대퇴부와 같은 곳은 직경이 큰 도자를 사용한다. 치료범위가 매우 좁은 곳에 큰 도자를 사용할 경우 도자와 치료조직 사이가 밀착되지 않아 가열통증이 발생하기도 하지만 도자의 크기가 클수록 침투된 영역이 넓기 때문에 비효율적이기 때문이다. 따라서 도자의 크기는 치료부위를 결정하는 중요한 역할을 한다.

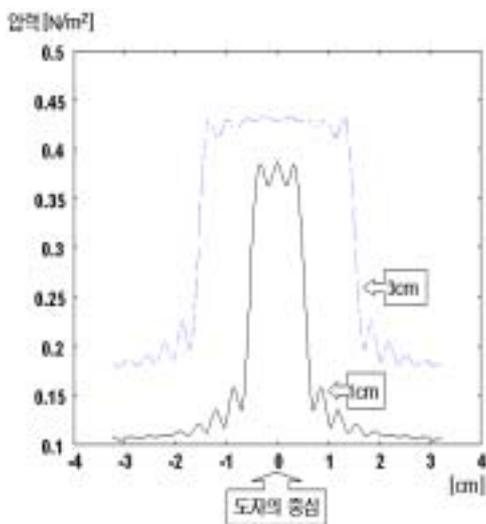


(a)

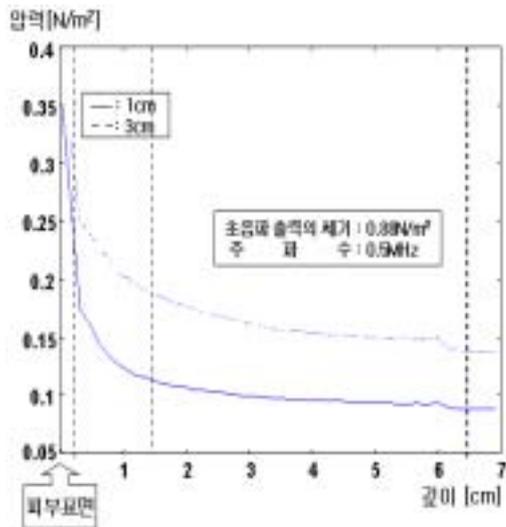


(b)

<인가 주파수:0.5MHz, 압력 세기:0.3N/m²로 고정>



(c)



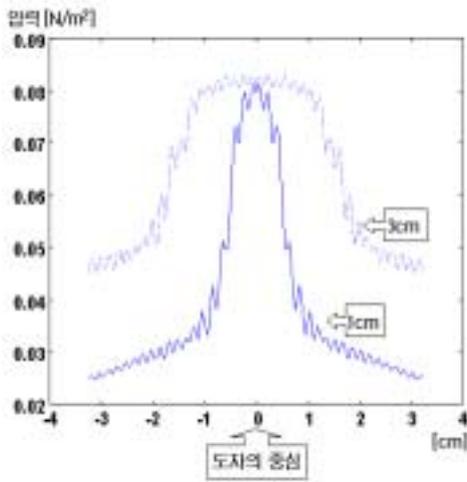
(d)

<인가 주파수:0.5MHz, 압력 세기:0.88N/m²로 고정>

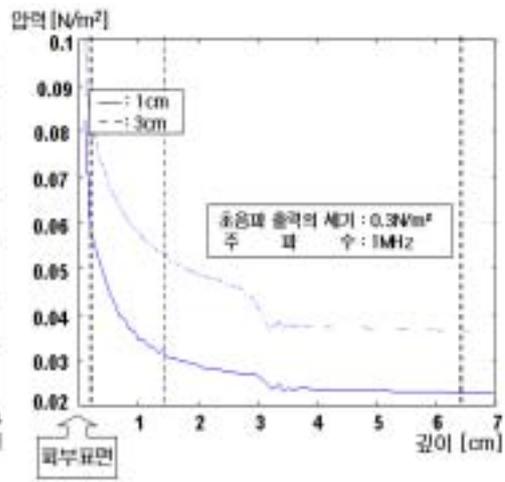
그림 3.8 도자의 크기변화에 의한 압력변화(1)

(a),(c) : 피부 중간부분에서의 압력분포

(b),(d) : 모델 내에서의 압력분포

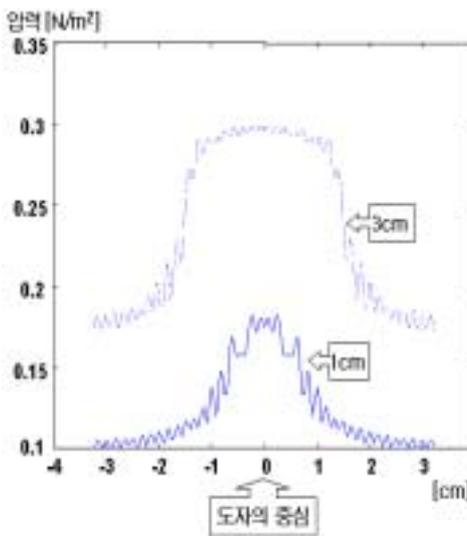


(a)

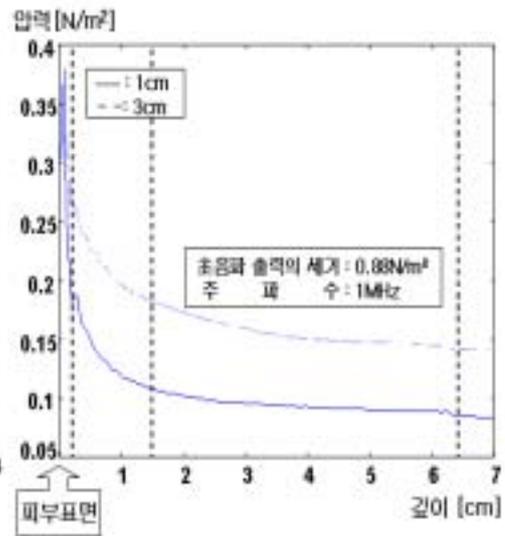


(b)

<인가 주파수:1MHz, 압력 세기:0.3N/m²로 고정>



(c)



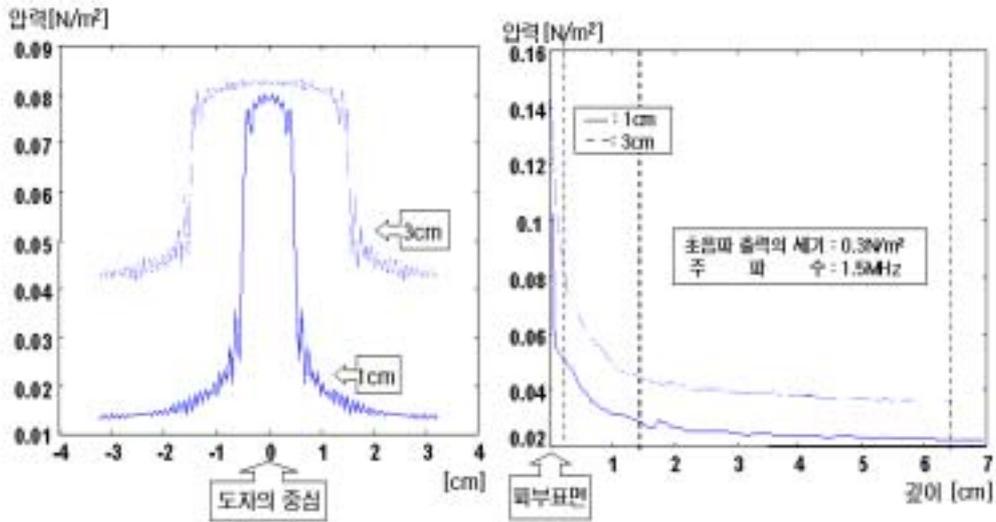
(d)

<인가 주파수:1MHz, 압력 세기:0.88N/m²로 고정>

그림 3.9 도자의 크기변화에 의한 압력변화(2)

(a),(c) : 피부 중간부분에서의 압력분포

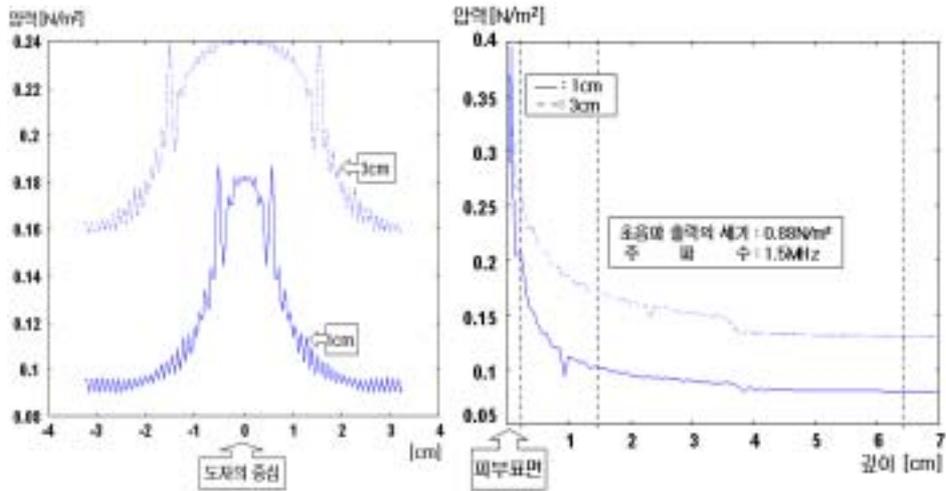
(b),(d) : 모델 내에서의 압력분포



(a)

(b)

<인가 주파수:1.5MHz, 압력 세기:0.3N/m²로 고정>



(c)

(d)

<인가 주파수:1.5MHz, 압력 세기:0.88N/m²로 고정>

그림 3.10 도자의 크기변화에 의한 압력변화(3)

(a),(c) : 피부 중간부분에서의 압력분포

(b),(d) : 모델 내에서의 압력분포

3.3 시뮬레이션(Ⅲ) : 초음파 도자의 출력 세기에 따른 압력 변화

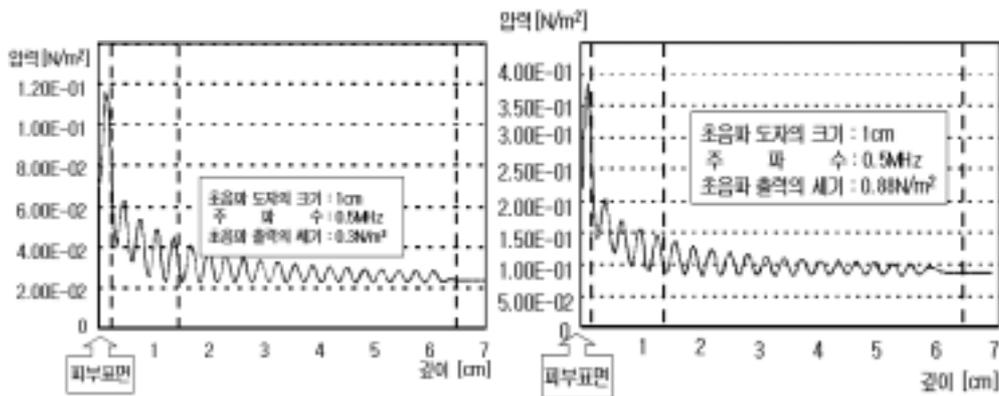
3.3.1 방법

초음파 도자의 출력의 세기는 생체 내에서의 온도상승을 조절하는 중요한 역할을 하며, 또한 임상치료시 적용되는 중요한 파라미터이다. 심부열 치료에 가장 보편적으로 사용되고 있는 초음파 도자에서의 출력의 세기는 $1W/cm^2$ 와 $3W/cm^2$ 이다. 본 논문에서도 두 가지 경우에 대하여 시뮬레이션 하였다. 인가되는 부하는 압력이므로, 출력의 세기 W/cm^2 를 적절한 압력

$$\left((N/m^2) = \frac{(W/cm^2)}{340(m/s)} \right) \text{으로 변환하여 입력하였다[19].}$$

3.3.2 결과 및 고찰

그림 3.11은 출력의 세기에 따른 모델 내에서의 압력의 변화를 나타낸 것으로서 초기 압력의 형태가 일정 주기를 갖는 삼각파 형태의 압력이 인가 되므로 모델 내에서 압력의 형태는 진동적 특성을 가진다. 이때의 진동폭은 도자 출력의 세기가 커질수록 진동폭이 커졌고, 피부와 지방사이의 경계면에서 가장 큰 진동폭의 감소가 나타났다.



(a) $0.3N/m^2$

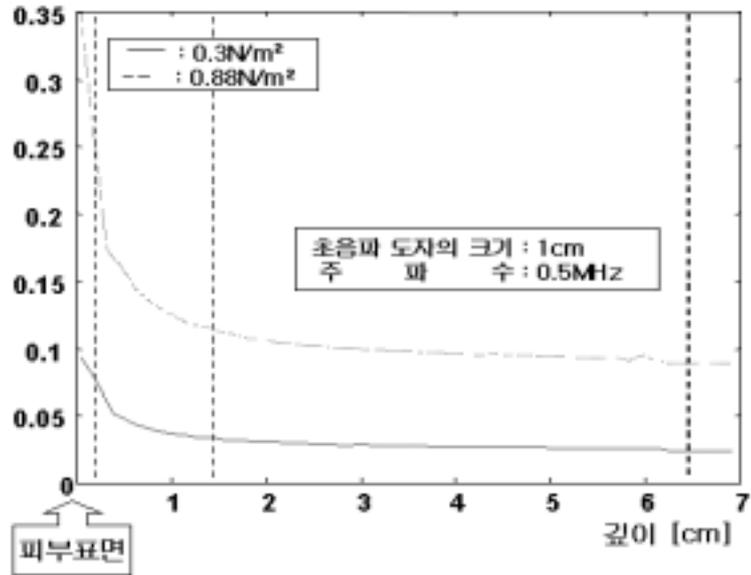
(b) $0.88N/m^2$

그림 3.11 출력의 세기에 따른 진동폭의 변화

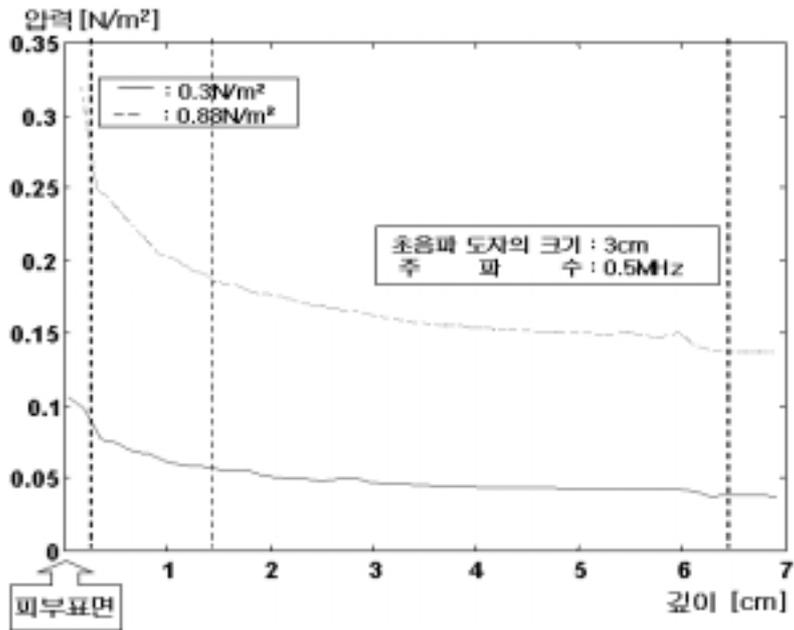
그림 3.12~그림 3.14에서 도자의 출력세기의 변화에 따른 압력의 세기는 모델 내에서 비례적으로 커졌으며, 또한 그림 3.8~그림 3.10의 (a)와 (c)에 의하면, 압력의 세기가 커짐에 따라 압력의 범위가 넓어짐을 확인할 수 있었다. 0.3N/m^2 일 경우보다 0.88N/m^2 일 경우 피부-지방에서 매우 큰 압력의 감소가 발생하였다. 이러한 현상은 피부-지방의 경계면을 고려할 경우, 도자 출력의 세기가 커지면 커질수록 각 경계면에서의 음향임피던스에 의하여 반사 또는 굴절된 초음파의 양이 커짐으로써 감소의 양이 커지게 된다. 그러나, 근육부분에서의 감소는 도자 출력의 세기에 관계없이 거의 일정한 비율을 나타내며, 단지 압력의 차이만을 보이고 있다.

임상에서의 심부열 치료시 초음파의 적용법은 환부의 상태나 질환의 종류등에 따라 다르긴 하지만 흔히 고정법과 이동법 등을 사용한다. 일반적으로 고정법을 사용해야 할 경우 1W/cm^2 이하를 사용하고, 이동법을 사용할 때는 3W/cm^2 를 전·후하여 사용한다[13][19]. 치료시에 이러한 방법이 적용되는 주된 이유는 인체 내에서의 강도 W/cm^2 상승에 의한 온도의 상승 때문이다. 강도의 상승에 가장 큰 영향을 미치는 것은 바로 초음파 도자의 출력의 세기이다. 따라서 적용법과 치료조직에 따른 도자의 출력의 세기는 심부열 치료시 중요한 파라미터가 된다.

압력 [N/m²]

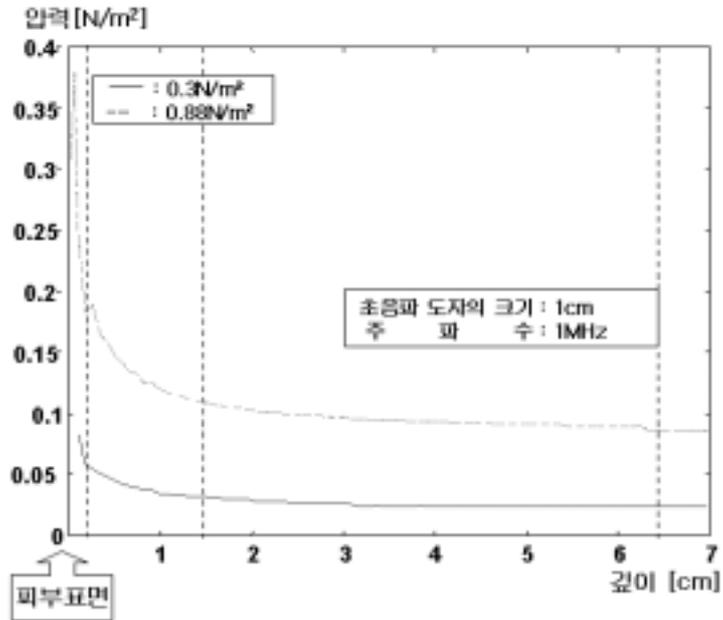


<인가 주파수:0.5MHz, 도자의 크기:1cm로 고정>

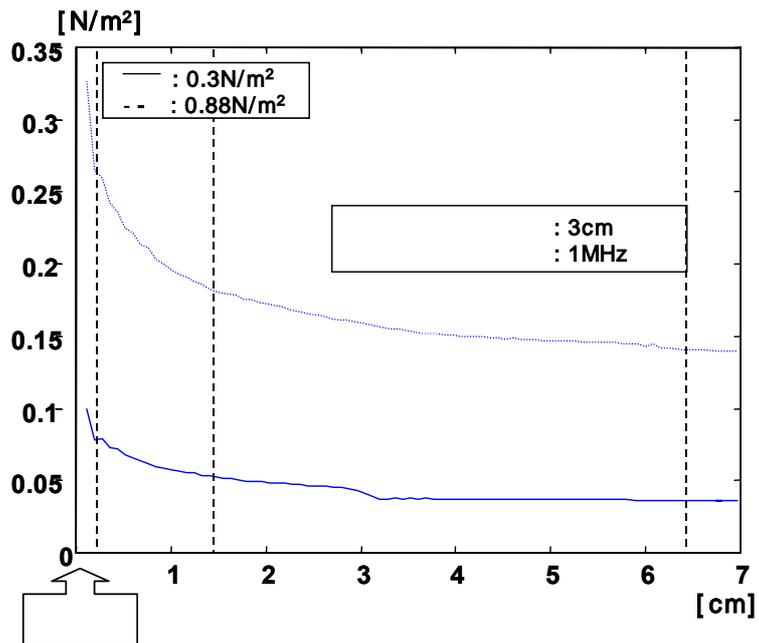


<인가 주파수:0.5MHz, 도자의 크기:3cm로 고정>

그림 3.12 도자의 출력세기의 변화에 따른 압력의 크기(1)

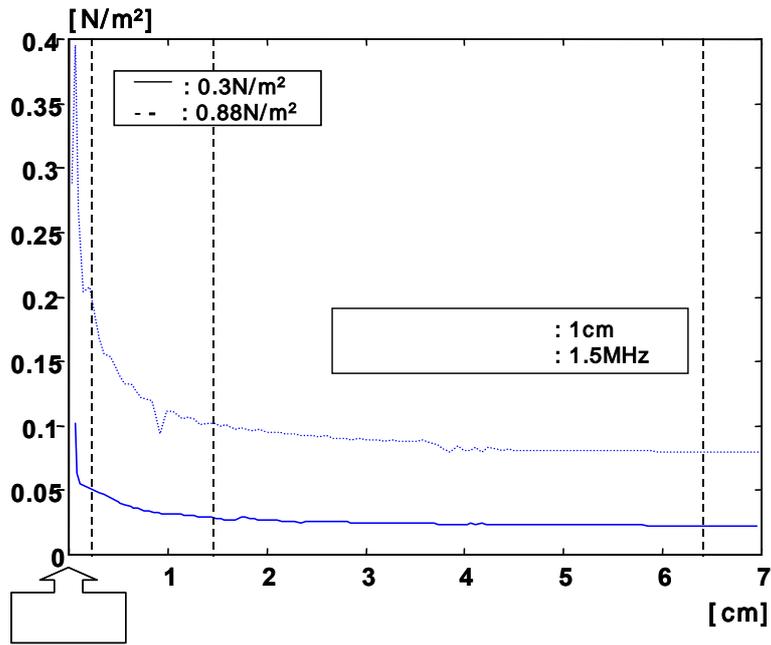


<인가 주파수:1MHz, 도자의 크기:1cm로 고정>

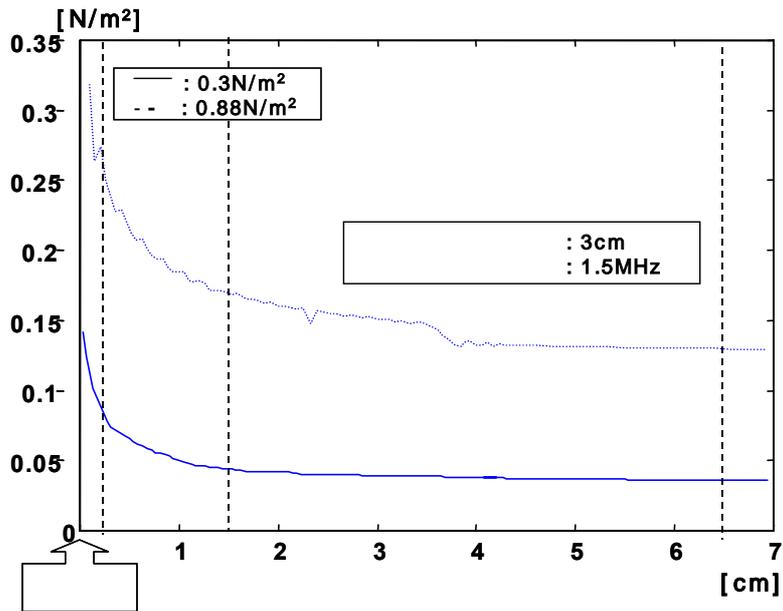


<인가 주파수:1MHz, 도자의 크기:3cm로 고정>

그림 3.13 도자의 출력세기의 변화에 따른 압력의 크기(2)



<인가 주파수:1.5MHz, 도자의 크기:1cm로 고정>



<인가 주파수:1.5MHz, 도자의 크기:3cm로 고정>

그림 3.14 도자의 출력세기의 변화에 따른 압력의 크기(3)

3.4 시뮬레이션을 통한 압력의 전파

시간에 따라 변화하는 즉, 일정한 진동을 하며 진행되는 압력이 매질에 인가되었을 때 그림 15와 같이 전달된다. 도자에서 출력되는 압력의 진동적 특성의 영향을 받아 매질에서의 압력의 크기도 진동적 특성을 가진다. 이러한 진동적 특성은 주파수에 따라 달라지는데, 매질 내에서의 진동의 주기는 주파수에 반비례한다[20].

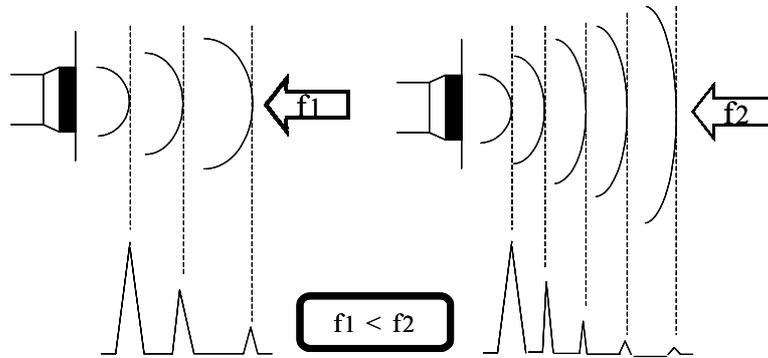
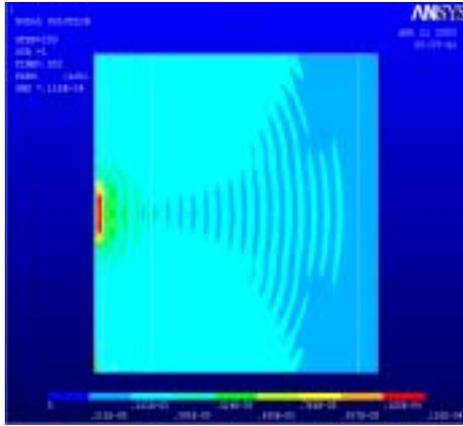
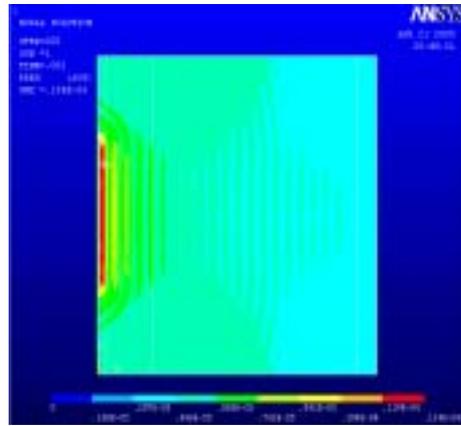


그림 15. 주파수에 따른 매질 내에서의 압력의 전파

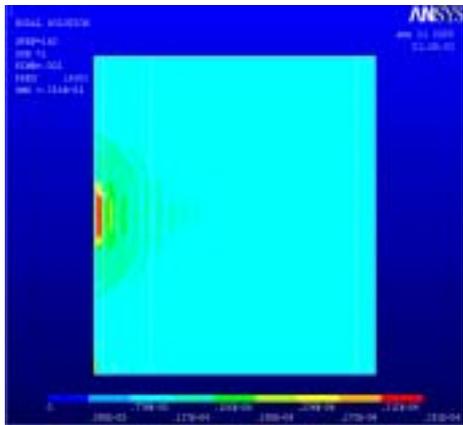
그림 16~그림 18은 펄스의 한구간(2ms) 동안 각각의 파라미터를 변화시키며 시뮬레이션한 결과이며, 압력이 체내에 전파되어지는 현상을 보여주고 있다. 실제로 매질 내에서의 압력의 분포는 진동적인 특성을 가지고 물의 파동이 전달되듯이 음파가 전파되고 있음을 확인할 수 있다. 주파수가 커질수록 진동의 주기가 짧아짐을 알 수 있고 도자의 크기 클수록 초음파의 적용범위가 넓어짐을 확인하였고, 출력의 세기에 따라 분포하는 압력의 세기가 커짐을 확인하였다. 또한 빔 형태로 퍼져나가며 근위장과 원위장이 나타남을 알 수 있다.



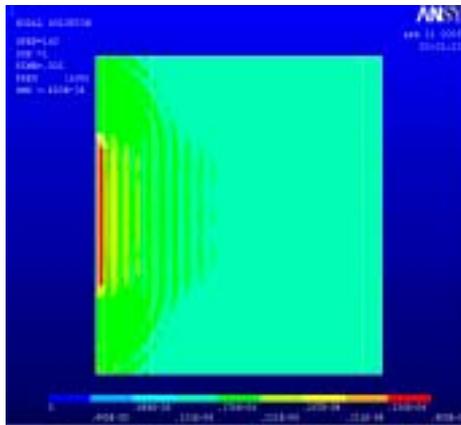
(a) 크기 : 1cm, 세기 : 0.3N/m²



(b) 크기 : 3cm, 세기 : 0.3N/m²

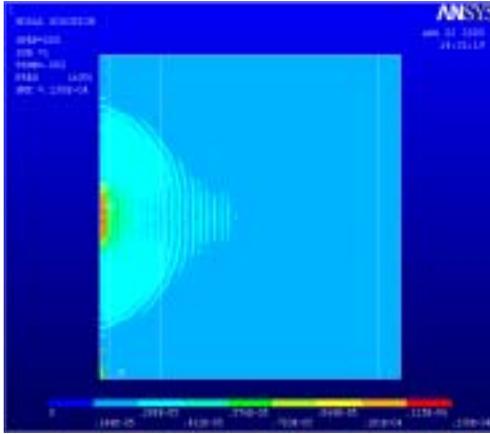


(c) 크기 : 1cm, 세기: 0.88N/m²

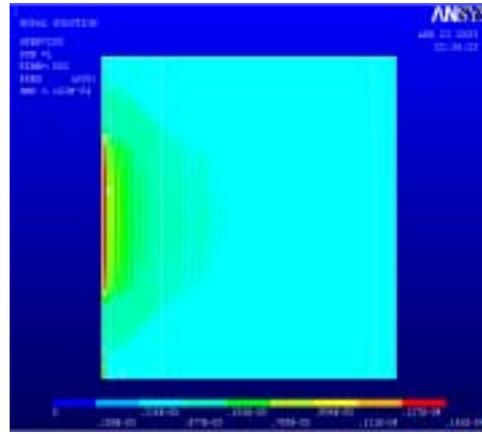


(d) 크기 : 3cm, 세기 : 0.88N/m²

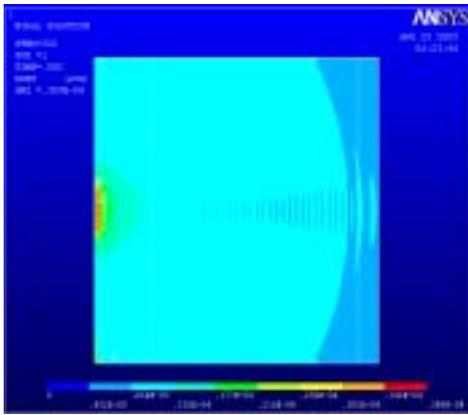
그림 16. 시뮬레이션을 통한 압력의 전파(0.5MHz)



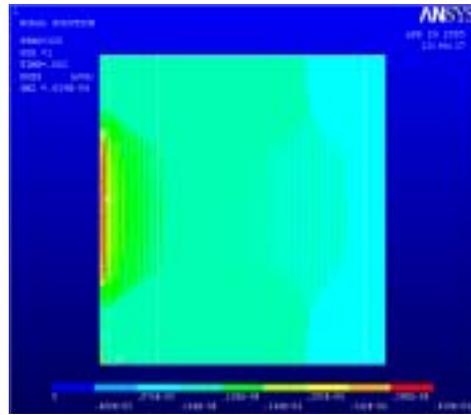
(a) 크기 : 1cm, 세기 : 0.3N/m²



(b) 크기 : 3cm, 세기 : 0.3N/m²

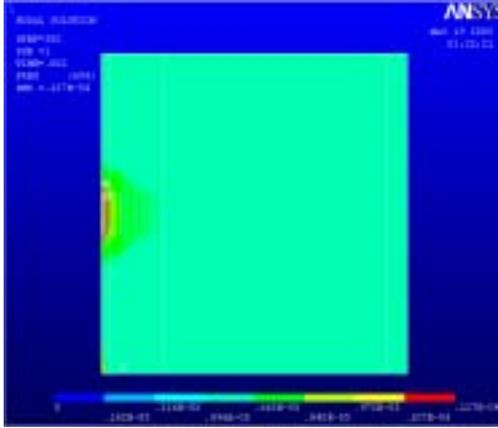


(c) 크기 : 1cm] 세기 : 0.88N/m²

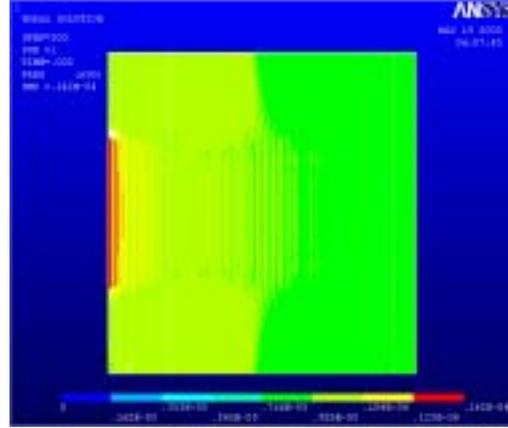


(d) 크기 : 3cm, 세기 : 0.88N/m²

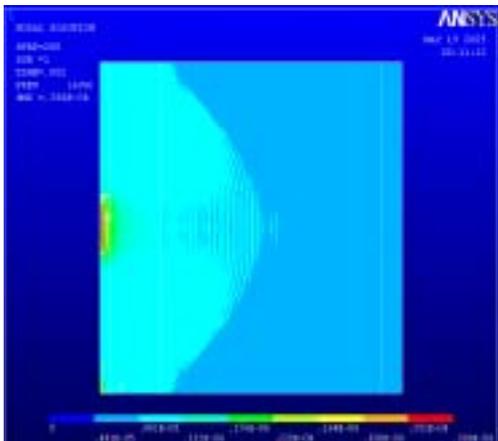
그림 17. 시뮬레이션을 통한 압력의 전파(1MHz)



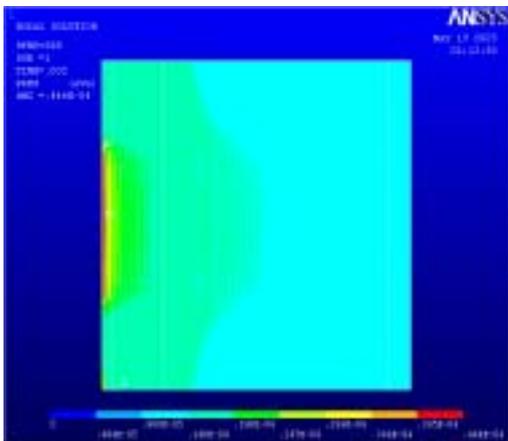
(a) 크기 : 1cm, 세기 : 0.3N/m²



(b) 크기 : 3cm, 세기 : 0.3N/m²



(c) 크기 : 1cm, 세기 : 0.88N/m²



(d) 크기 : 3cm, 세기 : 0.88N/m²

그림 18. 시뮬레이션을 통한 압력의 전파(1.5MHz)

제 4 장 결 론

본 연구에서는 초음파를 이용한 심부열 치료에 있어서 가장 중요한 초음파 파라미터를 변화시켜가며 다양한 시뮬레이션을 하였고, 결과를 통하여 심부열 치료시 초음파 파라미터가 미치는 영향과 그 중요성을 확인하였다. 또한 실제로 초음파 치료기기의 설계 및 응용시 적절한 파라미터를 사용할 수 있도록 시뮬레이션 결과를 정량화 하였다. 문헌을 통하여 피부, 지방, 근육, 뼈로 구성된 단순화시킨 2차원 대퇴부 모델을 구성하였고, 지배방정식은 유한요소법을 적용하여 해석하였다. 모델내에서의 압력분포에 대한 시뮬레이션 결과 얻은 결론은 다음과 같다.

1. 주파수의 변화에 따른 모델 내에서의 압력 분포를 시뮬레이션 한 결과 주파수가 커짐에 따라 흡수계수가 커져 모델내의 압력의 세기가 작아짐을 알 수 있었고, 이러한 결과로 모델 내에서의 초음파의 침투깊이는 주파수에 반비례함을 알 수 있었다. 그리고, 흡수계수가 가장 높고 음향임피던스가 가장 큰 뼈에서는 파의 진동이 거의 없음을 확인할 수 있었다.

2. 초음파 도자의 크기에 따른 압력분포를 시뮬레이션 한 결과 도자의 크기보다 수평으로 더 넓게 퍼지며 도자의 중심에서 더 큰 압력이 분포하고, 모델 내에서의 압력이 크게 상승함을 알 수 있었다. 또한 그 결과 도자의 크기에 따라 모델 내에서의 초음파가 미치는 범위와 압력의 크기를 알 수가 있었다.

3. 본 연구에서 구성한 피부-지방-근육-뼈 모델에 대한 해석 결과 피부와 지방에서 많은 압력의 감소를 보였으며, 특히 피부를 고려하지 않은 기존 연구결과보다 전체 모델 내에서 약간 감소함을 보였다. 이는 피부의 흡수계수에 의해 감소된 값과, 피부와 지방의 음향임피던스 차에 의해 경계면에서 반사된 초음파의 소멸 간섭으로 인한 감소값 때문이다. 따라서 피부를 고려하지 않은 기존의 모델보다 더 실제적인 모델임을 보여주었으며,

이를 통해 본 연구결과가 더 실제적인 현상을 나타내는 모델임을 알 수 있었다.

또한 본 연구결과를 토대로 향후 전체모델에 대한 크기를 확대한 후 보다 다양한 주파수에 대한 시뮬레이션과, 대퇴부뿐 아니라, 등이나, 어깨, 손등 기타 치료부위에 대한 연구가 진행되어야 하며, 모델 내에서의 온도분포에 대한 연구가 추가로 진행되어야 할 것이다.

참 고 문 헌

- [1] Gail ter Haar , "Therapeutic Ultrasound", European Journal of Ultrasound, vol.9, pp.3-9, 1999
- [2] Gail ter Haar , "Therapeutic and surgical applications.", Ellis Horwood, 1986
- [3] Dyson M, "Role of ultrasound in wound healing.", Philadelphia, pp.259-265, 1990
- [4] Chapman IV, Macnally NA, Tucker S. "Ultrasound induced changes in rates of influx and efflux of potassium ions in rat thymocytes in vitro.", Ultrasound Med Biol, vol.6, pp.47-58, 1979
- [5] Mortimer AJ, Dyson M. "The effect of therapeutic ultrasound on calcium uptake in fibroblasts.", Ultrasound Med Biol, vol.71, pp.66-70, 1988
- [6] Chopra R, Bronskill M , Foster S., "Simulations of Linear Arrays for Interstitial Ultrasound Thermal Therapy", IEEE Ultrasonics Sysmposium, pp.1547-1550, 1998
- [7] Sunita Chauhan, Michael J.S. Lowe, Brian L. Davies, "Multiple focused probe approach for high intensity focused ultrasound based surgery", Ultrasonics, vol.39, pp.33-44, 2001
- [8] Andrew K. Chan, Rubens A. Sigelmann. "Calculations of Therapeutic Heat Generated by Ultrasound in Fat-Muscle-Bone Layers" IEEE Trans. Bio. Eng. BME21, pp.280-284, 1974.
- [9] Justus F. Lehmann, "Therpeutic Heat and Cold", third Edit, 1982
- [10] Wojcik G, Mould J, F.Lizzi Yr, "Nonlinear Modeling of Therapeutic Ultrasound", IEEE Ultrasonics Sysmposium, 1995
- [11] D'Astous F. T and Foster F. S, "Frequence dependence of

ultrasound attenuation and backscatter in breast tissue", *Ultrasound Med.Biol.*, vol.12, pp.790-795, 1986.

[12] Nyborg W. L, "Heat generation by ultrasound in a relaxing medium", *J. Acoust. Soc.Am.*, vol.70, pp.330-335, 1981

[13] Pye S, Milford C. "The performance of ultrasound therapy machines in Lothian region", *Ultrasound Med Biol*, 1994

[14] Dyson M, Brookes M. "Stimulation of bone repair by ultrasound", Oxford, pp61-66, 1983

[15] Heckman JD, Ryaby JP, McCabe J, Frey JF, Kilcoyne RF. "Acceleration of tibial fracture healing by non-invasive, low intensity pulsed ultrasound" *J Bone Jt Surg*, pp.26-44, 1994

[16] SONICATOR[®]706, USER MANUAL

[17] Hylton B. Meire Frcr, Pat Farrant Dcrmu, "Basic Ultrasound", 1995

[18] Frederick W. Kremkau, "Diagnostic Ultrasound, Principles and Instrument". fifth edition. pp.90-100, 1998

[19] ANSYS 5.7 THEORY MANUAL

[20] Lawrence E. Kinsler, Austin R. Frey, Alan B. Coppens, James V. Sanders, "Fundamentals of Acoustics", Third Edition, pp.36-38, 1980

ABSTRACT

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

Lee, Yun-Hoe

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

Quantitative analysis for distribution of penetrating ultrasound in vivo is very important to decide treatment region and method. In this paper, we constructed a simplified 2D thigh model and simulated the pressure distribution in the model in case of applying ultrasound using finite element method(ANSYS 5.7). The simplified 2D thigh model consists of skin-fat-muscle-bone layered system. The ultrasound used in simulation is assumed to be pulse wave and the pressure distribution was analyzed during only one period of pulse wave. In order to find the penetrating depth, amplitude of pressure and sphere that ultrasound reaches in model, we accomplished the simulation with varying the applied frequency(0.5, 1.0, 1.5MHz), transducer size(1, 3cm) and amplitude of transducer's output(0.3, 0.88N/m²). The conclusions are as follows:

1. As the applied frequency increases, the amplitude of pressure decreased in model because of the increment of absorption coefficient and penetrating depth of ultrasound was inversely proportional to the

frequency. Specially, considering the skin layer, we observed that pressure of ultrasound decreased because of the decrements of pressure by absorption coefficient of skin and the interference that depends on reflection of ultrasound caused by the difference of acoustic impedance of skin and fat. The decrement of pressure means that pressure is absorbed, then the absorbed pressure finally influences in temperature rise of treatment region being changed to heat.

2. As transducer size become larger, the pressure distribution of ultrasound could be widened horizontally and the increased magnitude of pressure is ranging in center of transducer.

3. Amplitude of pressure and oscillation width of permeated ultrasound in model are proportional to amplitude of transducer's output. Also, the results showed that decrement of pressure by reflection and refraction in boundary increased as the amplitude of transducer output become large and the most decrement happened in the interface between skin and fat.

The changes of pressure in model by change of parameter that get through this research were similar to that obtained from the previous researchs and the proposed model could be used for simulation about pressure distribution by ultrasound. We can infer that the model proposed in this study is more realistic 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 : Ultrasound, Finite Element analysis, acoustic impedance