

유한요소법을 이용한 비침습적 심부
자극 시스템 개발 가능성 진단을 위한
연구

연세대학교 대학원

의공학과

조 영 근

유한요소법을 이용한 비침습적 심부
자극 시스템 개발 가능성 진단을 위한
연구

지도 김 한 성 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2008년 12월

연세대학교 대학원
의공학과
조 영 근

조영근의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2008년 12월

감 사 의 글

“一以貫之”

공자 스스로는 인을 통해 모든 공부를 통하였지만, 욕심 많은 저는 감히 세상의 모든 공부를 살피 자신만의 진리를 찾으려 합니다. 오랜 시간 동안 이어져 끊이지 않고 깨닫고, 알면 “나”라는 존재가 세상의 빛과 소금 같은 대상으로 실재할 수 있을 것을 믿습니다.

긴장감 넘치지만 즐거웠던 2년 동안의 석사 과정을 마무리하면서 연구 결과를 정리하여 졸업 논문을 작성했습니다. 무엇보다 먼저 무한한 미래의 가능성을 온몸으로 느끼게 해주시고 그 미래를 노력하면 얻을 수 있을 것이라는 희망을 주신 김한성 교수님의 은혜에 깊은 감사를 드리며 부족한 저의 논문을 심사해주신 이경중 교수님, 임도형 교수님께 감사를 드립니다.

또한 학부과정 및 대학원 과정동안 많은 가르침을 주셨던 의공학과 교수님들께 깊은 감사를 드립니다. 그동안 같은 연구실에서 함께한 창수 형, 승관이 형, 대곤이 형, 창용이 형, 현호 형, 성식이 형, 은정 누나, 범석이 형, 원필이 형, 태우 형, 효선 누나, 선욱이 그리고 많은 연구들을 함께 수행하며 고생한 현동이 형에게 감사의 인사를 전합니다.

늘 바쁘다는 핑계로 자주 만나지 못해 항상 미안했던 고마운 중학교 동창 연식, 원욱, 인열, 희범이에서 고마움을 전합니다.

끝으로, 이쁜 동생 아라와 힘들 때 항상 힘이 되어주시고 늘 자식을 위해 기도 해주신 부모님, 모두 정말 사랑합니다. 그리고 감사합니다.

2008년 12월

조영근 올림

차 례

그림 차례	vi
표 차례	viii
국문 요약	ix
제 1 장 서 론	1
제 2 장 땀을 이용한 생체의 실험	3
2.1 땀을 이용한 생체의 실험 방법	3
2.2 땀을 이용한 생체의 실험 결과	5
제 3 장 유한요소모델을 이용한 해석 수행	11
3.1 생체 열전달 방정식(Bioheat equation)	11
3.2 유한요소 모델의 개발	12
3.3 입력파형의 결정	13
3.4 유한요소 해석	15
3.5 유한요소해석 수행 결과	16
제 4 장 고주파 자극 입력기를 이용한 실험	22
4.1 고주파 자극 입력 실험 방법	22
4.2 고주파 자극 입력 실험 결과	24
제 5 장 결과 정리 및 결론	31
참고 문헌	34
영문 요약	36

그림 차례

그림 2.1 : 땀 및 돼지의 생체 조직과 온도 센서 위치	4
그림 2.2 : 애권 땀과 구관 땀의 온열 효과에 의한 위치별 최고 온도 비교	6
그림 2.3 : 애권 땀 실험을 수행하였을 때 위치별 온도 변화	7
(a) 애권 땀 실험을 수행하였을 때 깊이 0mm에서 위치별 온도 변화	
(b) 애권 땀 실험을 수행하였을 때 깊이 5mm에서 위치별 온도 변화	
(c) 애권 땀 실험을 수행하였을 때 깊이 10mm에서 위치별 온도 변화	
(d) 애권 땀 실험을 수행하였을 때 깊이 15mm에서 위치별 온도 변화	
그림 2.4 : 구관 땀 실험을 수행하였을 때 위치별 온도 변화	9
(a) 구관 땀 실험을 수행하였을 때 깊이 0mm에서 위치별 온도 변화	
(b) 구관 땀 실험을 수행하였을 때 깊이 5mm에서 위치별 온도 변화	
(c) 구관 땀 실험을 수행하였을 때 깊이 10mm에서 위치별 온도 변화	
(d) 구관 땀 실험을 수행하였을 때 깊이 15mm에서 위치별 온도 변화	
그림 3.1 : 본 연구에서 구현된 유한요소 모델	13
그림 3.2 : 유한요소모델의 해석에 사용된 전압 파형 예시	14
그림 3.3 : 시간에 따른 최대 온도 값 변화 분석의 정량화를 위하여 설정된 변수 ..	16
그림 3.4 : 입력기 동안 고주파 자극이 유한요소모델 표면에서 유발시키는 전압 효과 ·	17
(a) 10msec	(b) 15msec
(c) 20msec	(d) 25msec
(e) 30msec	(f) 35msec
(g) 40msec	(h) 60msec
(i) 80msec	
그림 3.5 : 각각의 고주파 자극 1회 입력 시 표면에서의 온도 변화	21
그림 4.1 : 고주파 자극 입력기 및 돼지의 생체 조직과 전극, 온도 센서	22
그림 4.2 : 땀의 표면 온도 변화를 유발하기 위해 수행한 입력 파형 구성의 최고 온도 변화	25
(a) 애권 땀(땀_1) vs 입력 파형 구성 1(RF_1)	

(b) 구관 뚫(뚫_2) vs 입력 파형 구성 2(RF_2)

그림 4.3 : 입력 파형 구성 1을 입력하였을 때 위치별 온도 변화 27

(a) 입력 파형 구성 1을 입력하였을 때 깊이 0mm에서 위치별 온도 변화

(b) 입력 파형 구성 1을 입력하였을 때 깊이 5mm에서 위치별 온도 변화

(c) 입력 파형 구성 1을 입력하였을 때 깊이 10mm에서 위치별 온도 변화

(d) 입력 파형 구성 1을 입력하였을 때 깊이 15mm에서 위치별 온도 변화

그림 4.4 : 입력 파형 구성 2를 입력하였을 때 위치별 온도 변화 29

(a) 입력 파형 구성 2를 입력하였을 때 깊이 0mm에서 위치별 온도 변화

(b) 입력 파형 구성 2를 입력하였을 때 깊이 5mm에서 위치별 온도 변화

(c) 입력 파형 구성 2를 입력하였을 때 깊이 10mm에서 위치별 온도 변화

(d) 입력 파형 구성 2를 입력하였을 때 깊이 15mm에서 위치별 온도 변화

표 차례

표 3.1 : 유한요소 모델 해석을 위하여 사용된 각 재료의 물성 값	12
표 3.2 : 유한요소 모델 해석을 위하여 생성된 입력과형	15
표 4.1 : 고주파 자극 입력을 위하여 생성된 두 개의 입력과형 구성	23

국 문 요 약

유한요소법을 이용한 비침습적 심부 자극 시스템 개발 가능성 진단을 위한 연구

본 논문은 보완대체의학 중 뜸 요법의 효과를 대체할 수 있는 비침습적 심부 자극을 위해 사용될 고주파 자극 입력 파형 구성에 관한 연구이다.

침구 의학의 세계시장은 그 수요와 사용 지역이 20세기 말부터 지속적으로 증가되고 있다. 하지만, 침구 의학의 높은 사용량과 달리 아직까지 침 요법에 비교하여 뜸 요법에 대한 연구는 아직 미비한 실정이다. 뜸 요법은 치료를 위해 발생시키는 열 자극의 조절을 재료의 종류와 양에 의존하기 때문에 자극의 강도를 조절하기 쉽지 않았다. 이로 인해 자극 강도의 조절이 부적절했을 경우, 치료의 효과가 미미하거나, 반대로 피부 화상에 대한 위험성 또한 지니고 있다. 따라서 피부 심부에 위치한 경혈 혹은 경락의 집중적 자극을 목적으로 하는 뜸의 열에너지 전달 효율성을 증대시키고, 부작용을 개선시킨 새로운 자극 방법이 요구되고 있다.

본 연구에서는 뜸 효과를 대체할 수 있는 비침습적 심부 자극 시스템 개발을 위한 자극패턴을 구성하려고 한다. 이를 위해 현재 상용화된 애권 뜸과 구관 뜸을 이용하여 돼지의 생체 시편을 이용한 실험을 수행하였다. 이 생체의 실험은 일정한 두께로 제작된 생체 시편을 적층하였고, 시편 위에 뜸이 위치한 곳을 중심으로 시편의 층과 층 사이에 일정한 간격을 두고 위치한 온도 센서를 이용하여 온도 변화를 측정하였다. 뜸을 이용한 생체의 실험에서는 온열 자극의 전달이 생체 조직의 특정 부위에서 집중되지 못하며 자극의 강도를 조절하기 어렵다는 것을 확인할 수 있었다.

이를 보완하고자 유한요소해석법을 이용하여 생체 조직 표면에서 각각의 고주파 자극 입력 파형들의 영향을 분석하였다. 이를 통해 애권 뜸과 구관 뜸에 의한 시편의 표면 온도에 나타내는 변화와 유사하지만, 심부에서 열 자극이 집중되는

특성을 갖는 두 종류의 입력 파형을 구성하였다. 또한, 새롭게 개발된 고주파 자극 입력기를 이용하여 땀을 이용한 생체외 실험과 동일한 조건하에 실험을 수행하여, 고주파 자극 구성 1과 2가 생체 조직에 인가되어 심부에서 자극이 집중되는 것을 확인할 수 있었다.

본 연구를 통해 기존의 땀 요법이 가지고 있던 온열 요법에 의한 피부 표면의 화상을 예방하고 땀을 통해서도 수행할 수 없었던, 자극 강도의 조절이 용이하고 특정 부위에 집중하여 자극할 수 있는 최적화된 고주파 전류 자극 조건을 제시하였다.

향후 인체 피부 층들의 열전달 특성을 좀 더 자세히 반영하여, 개선된 유한요소모델을 이용한 추가연구를 통해 비침습적 심부 자극을 위해 제시한 고주파 입력 파형 구성 1과 2의 정량적인 효과 분석이 필요할 것으로 사료된다.

핵심되는 말 : 고주파 자극, 유한요소 해석, 땀 요법, 생체 열전달 방정식

제 1 장 서 론

오늘날 사람들의 건강에 대한 관심은 지속적으로 증가하고 있으며 각종 언론과 인터넷 사이트에서 의학에 대한 정보가 늘어나고 있다. 이와 함께, 최근 들어 우리 사회가 의학 분야에 기대하는 관심과 수요가 더욱 증대되고 있다. 이런 관심은 고령자들의 평균 나이의 증가에 따른 만성, 난치성 질환의 증가 등의 영향에 따라 더욱 심화되고 있는 실정이다. 최근에 의료계와 일반인들에게 새로운 용어인 보완대체의학(CAM, Complementary & Alternative Medicine)이라는 말이 자연스럽게 대두되고 있다¹. 보완대체의학은 우리나라에서 보완대체 요법, 보조 요법, 비주류 요법, 비 정통요법 등으로 불리며 정통의학 외의 것으로 현상적으로 질병의 예방과 치료 그리고 진단에 정통의학 보완(Complementary) 혹은 대체(Alternative)로 사용되는 의료방법을 말한다. 여기서 보충이란 말은 기존의 정통적 서양 의학적 치료에 보조적으로 사용된다는 의미이고, 대체라는 말도 이러한 정통적 서양 의학적 치료 대신 사용된다는 뜻이다. 미국의 국립보건원(NIH, National Institute of Health)의 대체의학연구실(OAM, Office of Alternative Medicine)에서는 보완대체요법의 정의를 “다양한 범위의 치료에 대한 치료법을 포괄하는 것으로 일반적으로 현대 서양 의학교육을 통해 가르쳐지지 않거나 의료보험을 통해 그 대가가 지급되지 않는 치료나 진료”라고 정의하였다. 넓은 의미에서는 현대 서양 의학에서 사용하는 방법을 제외한 모든 치료법이나 예방법이 모두 보완대체의학에 포함될 수 있다.

세계 보완대체의학 시장 규모가 지속적으로 성장하여 1993년 491억불, 1998년 850억불 그리고 2002년에는 무려 1000억불의 시장으로 증가하였으며, 서구와 북미 인구의 50%이상이 대체 의학의 이용 경험이 있는 것으로 나타났다. 우리나라에서는 한의학 관련 연구 개발로 한방치료기술연구개발사업(2010 Project) 추진을 통해 253억 원의 연구개발비가 1999년부터 2005년까지 투자된데 이어 2005년에만 407억여 원의 연구개발비가 투입되는 급성장을 하고 있다². 한의학의 침구 분야는 한약제와 더불어 한의학의 기둥 중의 하나라고 할 만큼 중요한 분야이다. 지난 30년

간 국내외에서 여러 질병에 대한 임상적 병리학적 연구가 진행되어 왔으며, 상당히 많은 연구 결과가 제시되어 왔다³. 하지만, 그 동안 침구 분야는 객관적인 근거 중심 자료보다는 경험적 임상 예에 의존하여 발전해왔다고 할 수 있다. 경험적 임상 예들 또한 한의학에서 통상적으로 지칭하는 침구라는 말이 무색할 정도로 뜸에 관한 연구가 부족하고, 침 관련 실험연구에만 치중하고 있었기 때문에 뜸이 인체에 미치는 영향에 대한 분석이 미비하였다.

뜸 요법은 뜸을 병증에 상응한 경혈 부위에서 태워서 얻는 온열자극과 연소에서 생기는 화학물질에 의한 자극을 이용하여 병을 치료하는 일종의 자극요법이다. 하지만, 치료를 위해 발생시키는 열과 화학물질에 의한 자극은 사용된 뜸의 재료의 종류와 양에 의해 결정이 된다는 점에서 자극의 강도를 조절하기 쉽지 않은 면이 있다. 또한, 뜸이 피부 표면 중 국소 부위에서 피부 심부에 위치하는 경혈 혹은 경락을 자극하기 위해서 사용되는 온열 자극은 필요불가결하게도 피부에 화상을 일으키기도 한다. 뜸 요법의 목적이 피부 심부에 있는 경혈 혹은 경락의 집중적 자극이 목적이기 때문에 뜸을 통해 경락과 경혈 이외의 부분에 전달되는 열에너지의 소실을 막을 필요가 있다. 최근 향상된 최소 침습적 방법으로서 고주파 전류를 이용한 질병의 치료 방법의 선호도가 증가하고 있는 추세이다^{4,5}. 이 기술은 약 200-1200kHz의 고주파 교류전류를 인가하여, 전류에 의해 발생 되는 조직 내 이온의 떨림과 마찰에 의한 열로서 종양조직을 제거 하는 방법이다^{6,7,8,9}.

본 연구에서는 고주파 전류 자극을 이용한 조직 내 이온의 떨림과 마찰에 의한 열을 발생시킴으로써 비침습적 집중적 피부 심부 자극 시스템의 효과 분석을 수행해보고자 한다. 이를 통해 기존의 뜸 요법이 가지고 있던 온열 요법에 의한 피부 화상의 예방과 집중적인 경혈 자극을 위해 필요한 최적화된 고주파 전류 자극 조건을 제시하여, 고주파 전류 자극 시스템의 개발 가능성을 진단해 보고자 한다. 제시할 자극 조건에 대한 평가를 위하여, 생체 내에 직접 실험을 수행하기에는 많은 제한 조건이 수반되므로^{3,10,11}, 이러한 생체 내의 실험을 대안 할 수 있는, 많은 연구자에 의해 검증된 유한요소법(Finite Element Method)을 이용하여 연구를 수행하였다.

제 2 장 땀을 이용한 생체의 실험

본 연구에서 임상적으로 병증의 치료와 완화를 위해 많이 사용되는 땀의 온열 효과를 확인하기 위하여, 돼지의 생체 조직을 이용하여 땀 요법을 수행한 생체의 (In vitro) 실험을 수행하였다. 그리고 땀을 이용한 온열 효과와 유사한 결과를 유발하기 위한 고주파 자극 입력 조건의 결정을 위해 유한요소법을 이용한 각각의 입력 파형들이 인가된 모델들의 해석을 진행하였다. 이때 해석에 사용된 고주파 자극 입력 조건을 고려하여 구성된 입력 파형 구성 1과 2를 이용해 이번에 개발된 고주파 자극 입력기를 이용해 돼지의 생체 조직을 대상으로 좀 더 자세한 효과 분석을 수행하여 이전 실험 결과와 비교하였다.

2.1 땀을 이용한 생체의 실험 방법

생체의 실험을 위하여 국내에 시판중인 두 가지의 일반 땀(애권, 구관 땀)과 돼지의 생체 조직이 실험에 사용되었다(그림 2.1). 실험용 생체 조직은 이동과정에서 냉동시키지 않은 상태로 보관되었으며 실험에 앞서서는 땀 이외의 다른 열원으로부터 인가될 수 있는 열에너지의 영향을 제외하기 위하여 상온 22℃로 유지하였다. 실험은 각 15분 동안 수행되었고, 사용된 시편의 크기는 최소 80mm×30mm×5mm로 유지하였으며 사용된 시편은 실험 당 4개씩 사용하였다. 땀과 고주파 자극 입력기를 통하여 입력된 온열 효과의 영향을 온도 센서를 이용하여 12개의 위치에서 10초 간격으로 측정하였다.

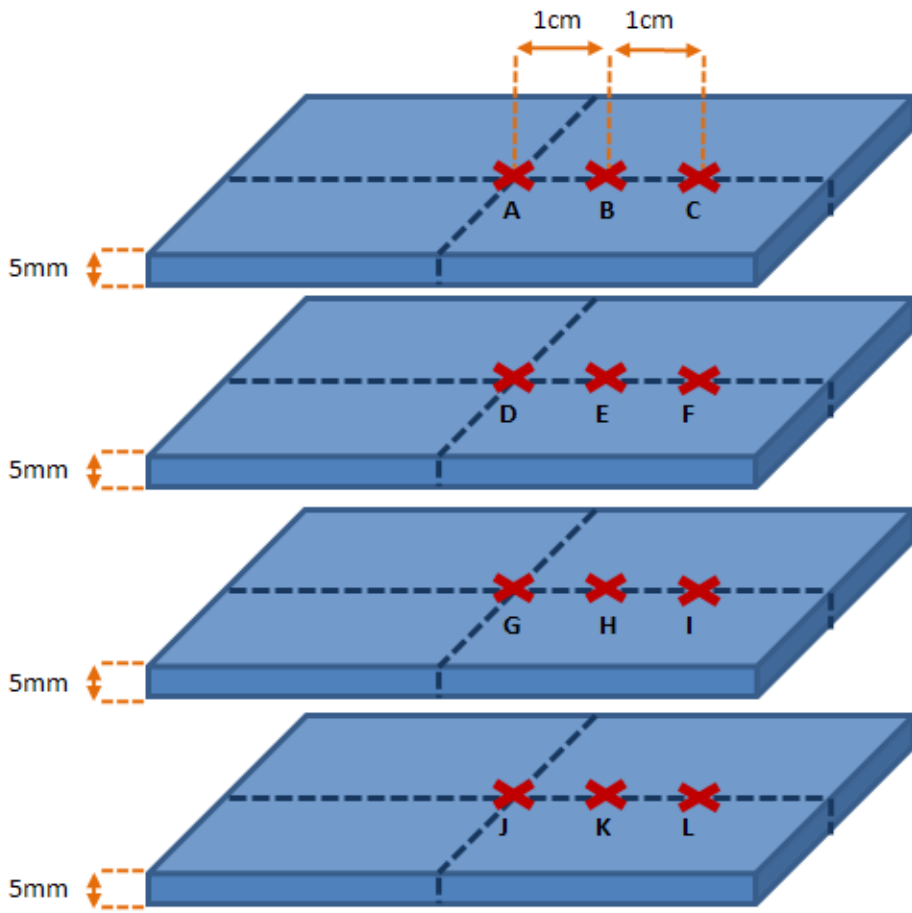
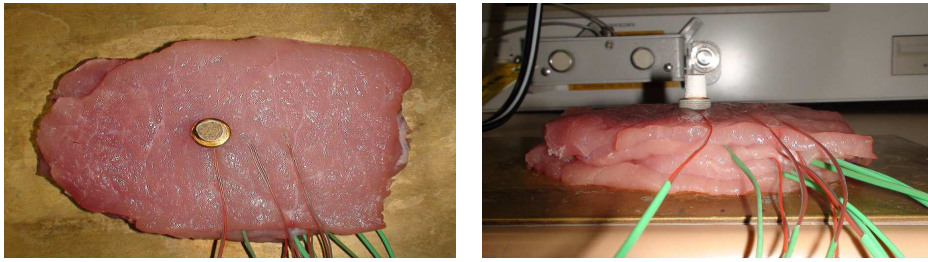


그림 2.1 뜯 및 돼지의 생체 조직과 온도 센서 위치

2.2 땀을 이용한 생체의 실험 결과

땀을 이용한 생체의 실험은 애권 땀(땀_1)과 구관 땀(땀_2), 두 가지 종류를 이용하여 각각의 결과를 시간에 따른 깊이별 온도 변화 그래프로 나타내었다(그림 2.3, 그림 2.4). 두 가지 땀 요법에 의해 나타나는 최고 온도는 땀과 생체 조직이 만나는 곳에서 측정 되었으며, 생체 조직의 심부에서의 온도 변화는 접촉 부위의 온도 변화에 비해 그 변화가 미미하게 나타나는 것을 확인하였다. 또, 각각의 최고 온도는 애권 땀이 39.1℃, 구관 땀이 32.4℃를 나타내었다(그림 2.2). 생체 조직 내부에서 측정된 온도 변화는 땀의 종류에 따라서 영향을 받은 것으로 나타났지만, 큰 차이를 보이지는 않았다. 온도 변화는 애권 땀이 구관 땀보다 그 변화폭이 컸으나, 심부에서 측정된 최고 온도는 큰 차이가 나타나지 않았다.

땀과 돼지의 생체 조직이 접촉하는 부위(C_0mm)에서 측정된 온도 변화를 살펴보면, 땀의 연소가 시작되고 중심부를 비롯한 1cm(S1_0mm), 2cm(S2_0mm) 떨어진 지점에서 두 가지 땀 모두 약 4분 뒤에 최고 온도가 나타남을 확인할 수 있었다(그림 2.3 (a), 그림 2.4 (a)). 또한, 중심부의 표면에서 너비 1cm(S1_0mm), 2cm(S2_0mm)에서 측정된 최고 온도는 각각 약 25℃, 22℃로 나타났다. 땀이 연소되는 중심부의 깊이 방향으로 5mm(C_5mm)에 위치한 지점 측정된 온도 변화는 표면에서 측정된 최고 온도보다 약 8~10℃가 감소하여 측정된 것을 확인할 수 있었다(그림 2.3 (b), 그림 2.4 (b)). 또한, 표면에서의 최고 온도가 측정된 때보다 심부에서의 최고 온도의 측정은 약 30~60초 늦게 됨을 확인할 수 있었다. 깊이 10mm와 15mm에서 측정된 온도들은 두 가지 땀의 연소 시간 동안 약 2℃의 증감을 보여 그 변화가 미미하였다(그림 2.3 (c), (d), 그림 2.4 (c), (d)). 또한, 표면에서 측정된 바와 같이 너비 방향에서의 온도 변화는 같은 깊이의 중심부보다 온도 변화가 작았다.

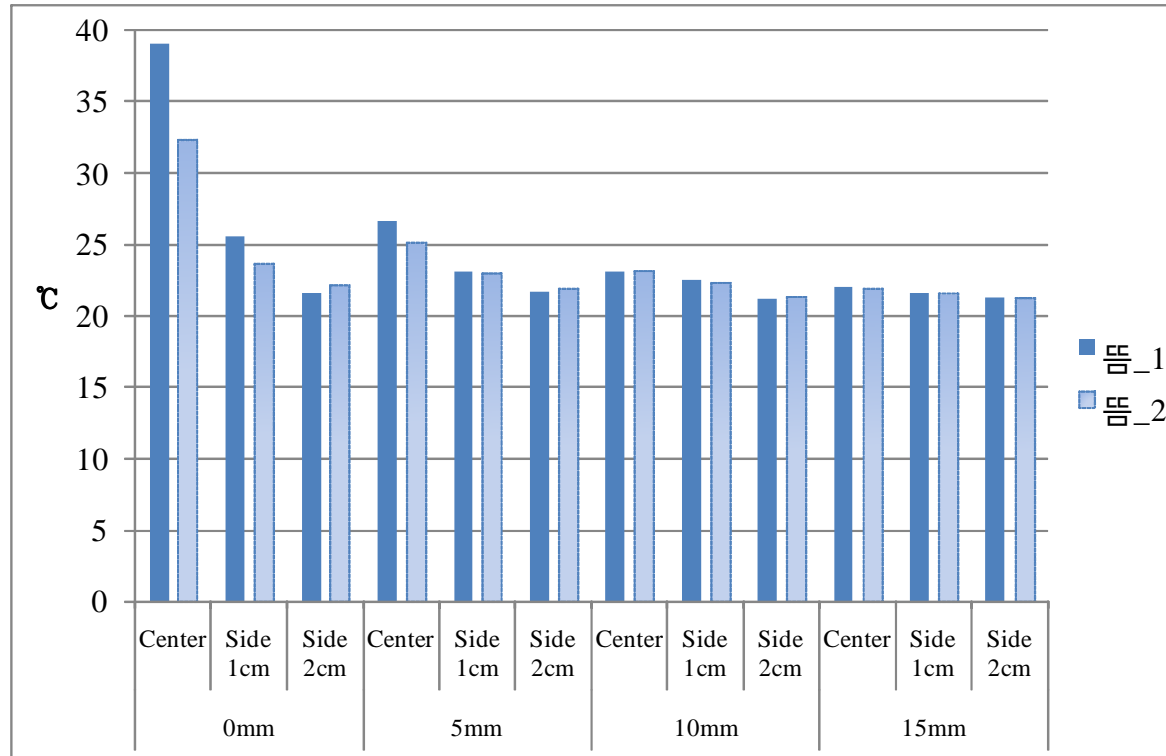


그림 2.2 에어컨 뚝과 구관 뚝의 온열 효과에 의한 위치별 최고 온도 비교

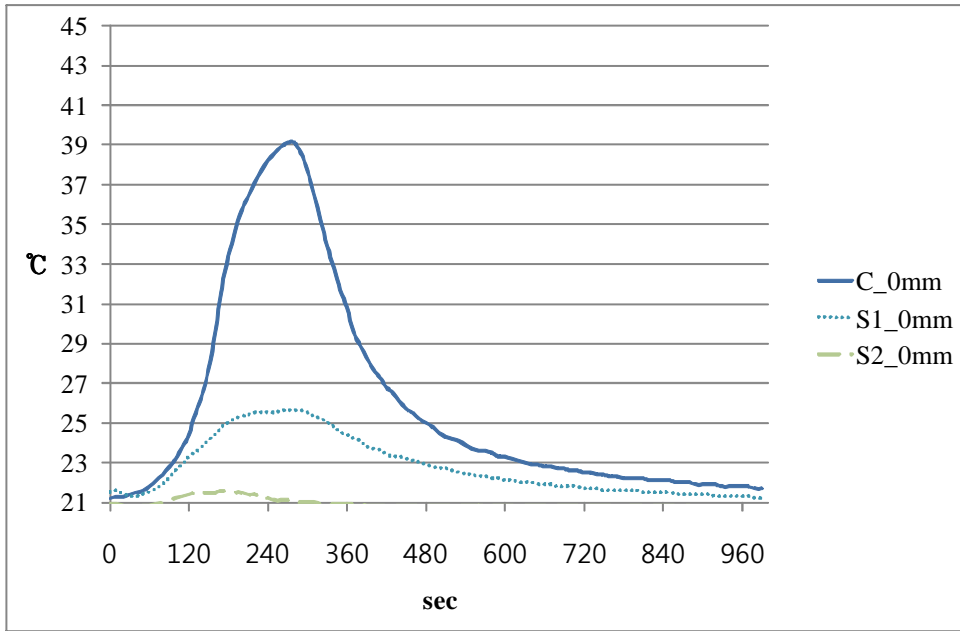


그림 2.3 (a) 애권 뜸 실험을 수행하였을 때 깊이 0mm에서 위치별 온도 변화

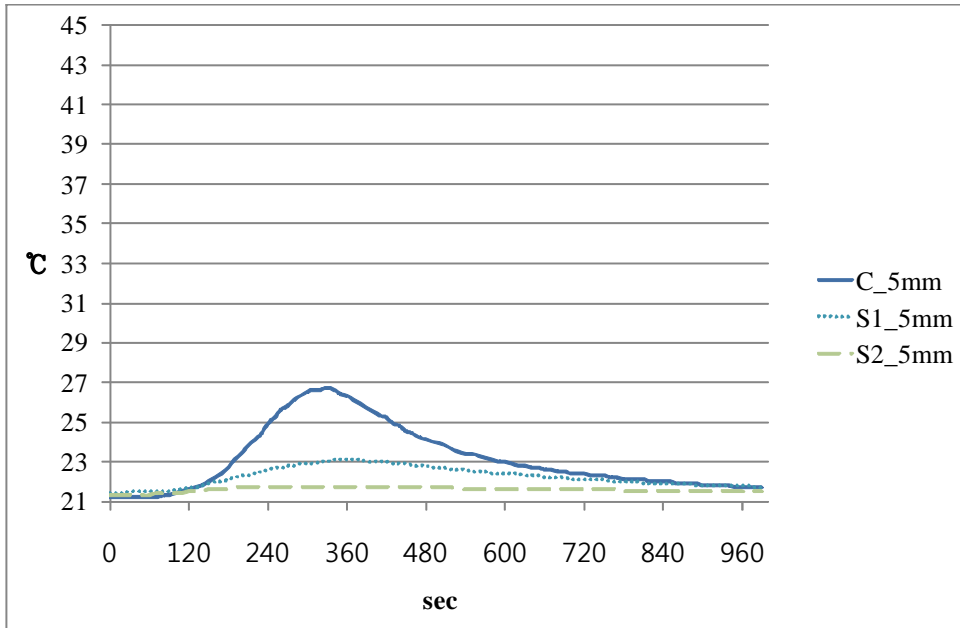


그림 2.3 (b) 애권 뜸 실험을 수행하였을 때 깊이 5mm에서 위치별 온도 변화

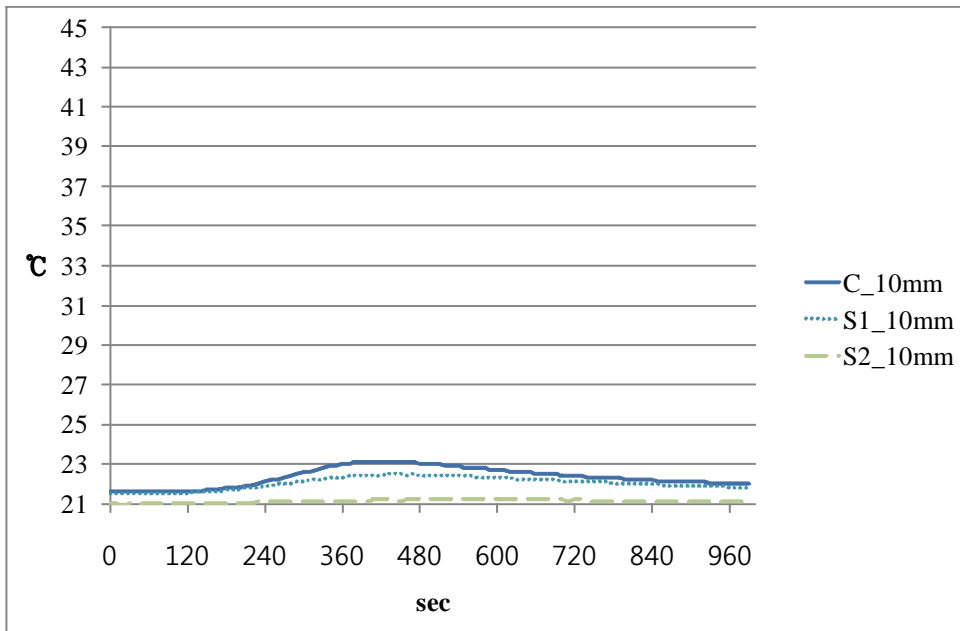


그림 2.3 (c) 에어컨 땀 실험을 수행하였을 때 깊이 10mm에서 위치별 온도 변화

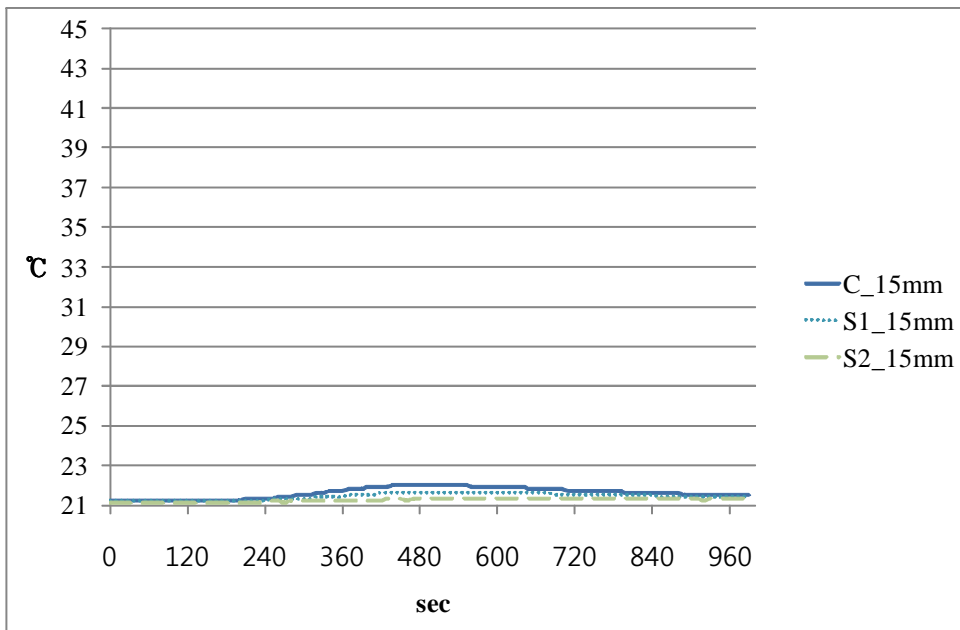


그림 2.3 (d) 에어컨 땀 실험을 수행하였을 때 깊이 15mm에서 위치별 온도 변화

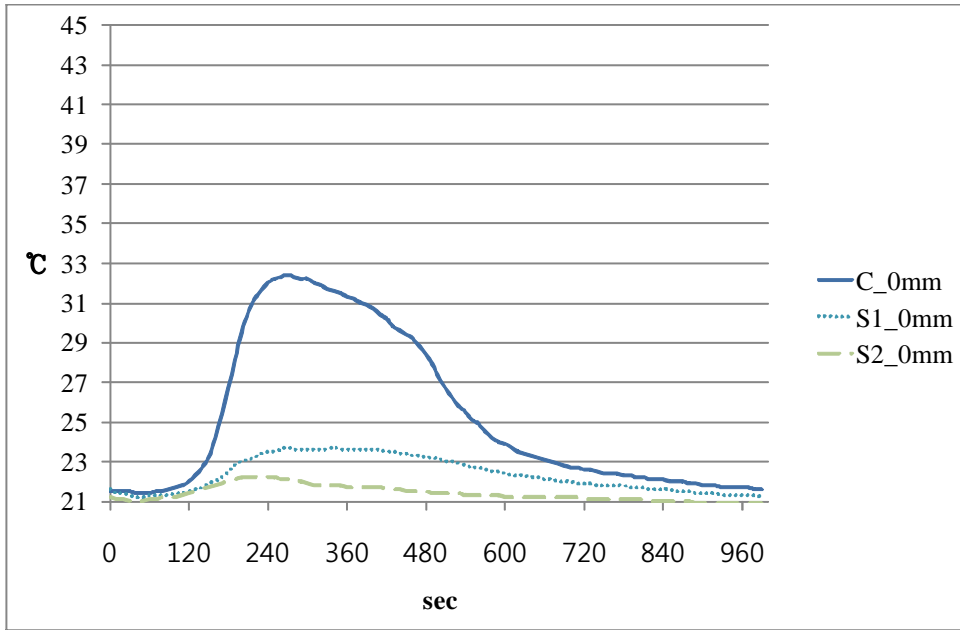


그림 2.4 (a) 구관 뚫 실험을 수행하였을 때 깊이 0mm에서 위치별 온도 변화

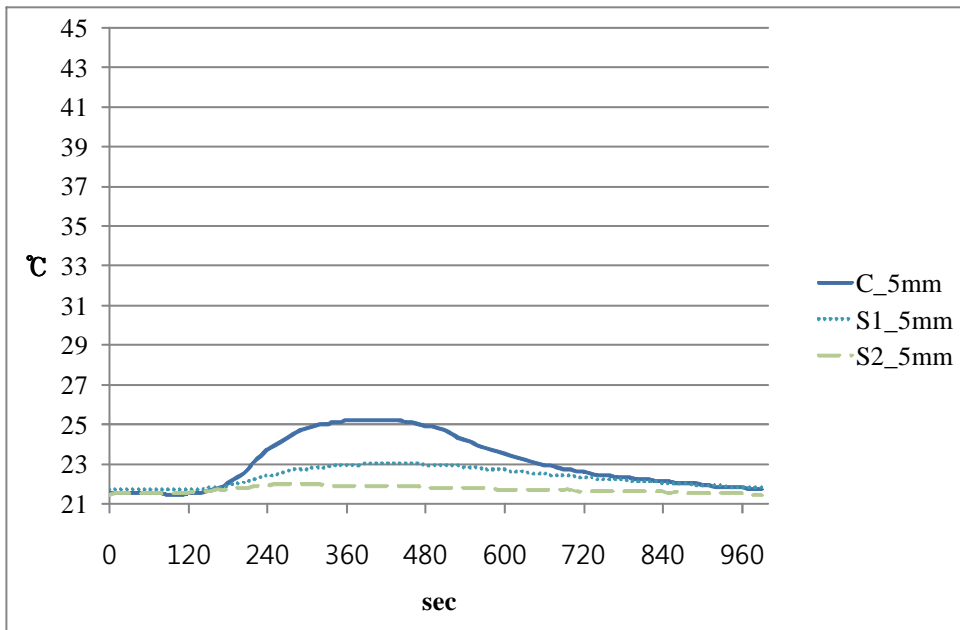


그림 2.4 (b) 구관 뚫 실험을 수행하였을 때 깊이 5mm에서 위치별 온도 변화

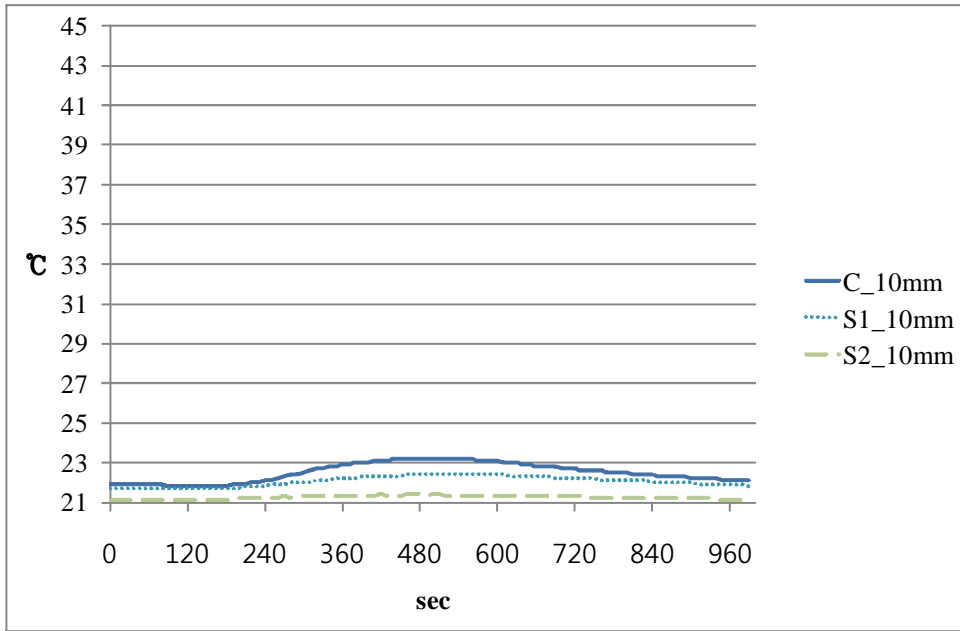


그림 2.4 (c) 구관 뜸 실험을 수행하였을 때 깊이 10mm에서 위치별 온도 변화

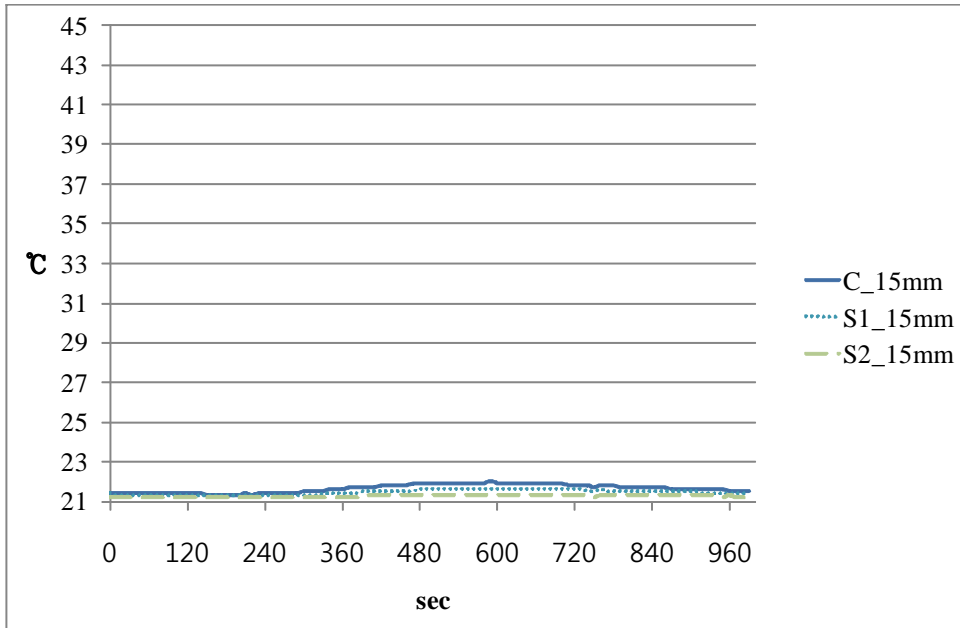


그림 2.4 (d) 구관 뜸 실험을 수행하였을 때 깊이 15mm에서 위치별 온도 변화

제 3 장 유한요소모델을 이용한 해석 수행

생체의 실험을 통해서는 새로이 개발된 고주파 자극기의 각각의 입력 파형이 인가되었을 때 발생시키는 자극의 영향 평가가 쉽지 않다. 따라서 고주파 자극 입력기를 통해 인가할 각각의 입력 파형들의 평가를 유한요소해석법을 이용하여 선행 분석하였다. 이를 통해 생체 조직의 표면에서 뜸에 의한 온도 변화와 유사한 효과를 유발하기 위해 생성된 각각의 입력 파형들의 영향을 분석하였다.

3.1 생체 열전달 방정식(Bioheat equation)

생체 조직 내의 열전달에 대한 특성 파악을 위해서는 조직 내 모세혈관과 조직의 대사 열(Metabolic heat)을 고려해야 하기 때문에 일반적인 열전달 방정식으로 표현하기에는 불충분하다. 이러한 조직 내에서의 열전달에 관한 특성을 고려한 생체 열전달 방정식은 Pennes¹²에 의해 제시된 아래의 식으로 표현될 수 있다.

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot k \nabla T + J \cdot E - h_{bl}(T - T_{bl}) - Q_m \quad (3.1)$$

$$h_{bl} = \rho_{bl} c_{bl} w_{bl} \quad (3.2)$$

식(3.1)에서 ρ 는 조직의 밀도(Density of tissue, kg/m^3), c 는 조직의 비열(Specific heat of tissue, $\text{J}/\text{kg}\cdot\text{K}$), k 는 조직의 열전도도(Thermal conductivity of tissue, $\text{W}/\text{m}\cdot\text{K}$), J 는 전류밀도(Current density, A/m^2), E 는 전기장도(Electric field intensity, V/m), 그리고 T_{bl} 는 혈액의 온도(Temperature of blood, 37°C 로 가정)이다. 식(3.2)에서 h_{bl} 는 대류 열전도 계수(Convective heat transfer coefficient), ρ_{bl} 는 혈액의 밀도(Density of blood, kg/m^3), c_{bl} 는 혈액의 비열(Specific heat of blood, $\text{J}/\text{kg}\cdot\text{K}$), w_{bl} 는 혈액의 관류(Blood perfusion, $1/\text{s}$), 그리고 Q_m 은 대사열원(Metabolic heat source)이다.

3.2 유한요소 모델의 개발

본 연구에서 구현한 유한요소모델은 Becker와 Kuznetsov¹³가 정리해 놓은 기존 연구를 기반으로 하여 생성하였다. 유한요소해석을 위하여 요구되는 모든 경계 조건 및 환경조건은 생체의 실험과 동일하게 하였다. 생체 조직의 영역은 단순화된 육면체 형태(가로:5cm, 세로:5cm, 높이:1.23cm)로 구성하였으며, 진피 층(Layer of Dermis, 높이:0.11cm), 피하지방 층(Layer of Subcutaneous fat, 높이:0.12cm), 그리고 피하조직 층(Layer of Subcutaneous tissue, 높이:1cm)으로 구성되었다. 전극은 생체외(In vitro) 실험에 사용된 장비의 전극과 동일한 형상으로 반지름 0.5cm, 높이 0.1cm의 원반 형상으로 모델링 하였다(그림 3.1). 개발된 유한요소 모델은 요소의 크기와 수렴성(Convergence study)을 고려하여 요소대비 전극의 최고 온도 변화율의 에러가 가장 낮은 10441개의 Tetrahedral 요소로 구성하였다. 본 연구에서 사용된 물성 값들은 기존의 문헌을 참조하여 결정하였다(표 3.1). 고주파 자극에 대한 온도 변화 측정은 생체의 실험에서 지정된 온도 센서의 위치와 동일하게 하였다(그림 3.2).

표 3.1 유한요소 모델 해석을 위하여 사용된 각 재료의 물성 값

Part Name	ρ (kg/m ³)	c (J/kg·K)	k (W/m·K)	σ^* (S/m)	Q_m (J)
Electrode	6450	840	18	1e8	0
Dermis	1116	3800	0.293	0.015	200
Subcutaneous fat	850	2300	0.23	0.02	5
Subcutaneous tissue	1040	3800	0.5	0.41	800
Blood	1000	4180	0.543	0.667	0

* σ 는 생체 열전달 방정식에서 J 와 E 값에 관련된 전기전도율 (Electrical conductivity, S/M)

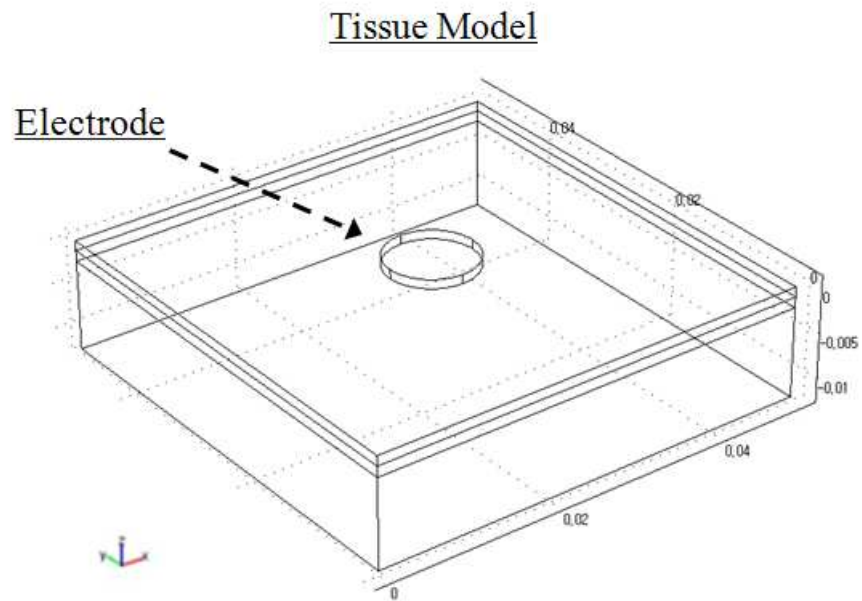


그림 3.1 본 연구에서 구현된 유한요소 모델

3.3 입력 파형의 결정

본 연구에서는 일반적으로 고주파 전류 인가에서 이용되는 다양한 전류 형태 중 대표적인 전류 형태에 부합하는 전압파형을 고려하였다(그림 3.2). 이때 파형의 전력효율을 일치시켜주기 위하여 아래의 식 (3.3)을 이용하여 전압의 RMS(Root Mean Square)값을 49V로 통일 하였다.

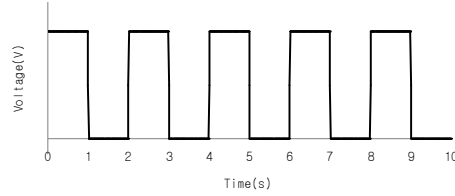


그림 3.2 유한요소모델의 해석에 사용된 전압 파형 예시

$$V_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T V^2(t) dt} \quad (3.3)$$

식 (4.1)에서 T는 주기 그리고 V(t)는 입력 파형의 함수이다. 위의 식 (3.3)을 이용하여 최종적으로 결정한 각 파형별 입력전압의 함수는 다음 식(3.4)과 같다.

$$V_{halfsquare} = V_p \left[\sum_{i=0}^n u(t-i) - \sum_{j=1}^{n+1} u(t-j) \right] \quad (3.4)$$

$$n = 1, 2, \dots, i = 0, 2, 4, \dots, n, j = 1, 3, 5, \dots, n+1$$

위 식에서 V_p 는 입력 파형의 최대 진폭 전압(Peak to Peak voltage), ω 는 Fundamental frequency($\omega=2\pi f$), 그리고 τ 는 time constant이다.

고주파 자극 입력에 사용된 입력 파형은 입력기와 휴지기($t-i$, $t-j$)를 고려하여 표 3.2와 같이 생성되었다. 두 가지 뜸의 생체의 실험을 통해 획득한 온열 효과와 유사한 온도 전달 특성을 유발시키기 위하여, 생성된 입력 파형들을 이용하여 두 개의 파형 구성을 설정해 보았다. 입력 파형 구성 1과 2는 각각 애권 뜸(뜸_1)과 구관 뜸(뜸_2)의 표면 온도 변화를 유발하기 위한 실제 뜸의 연소 시간 입력 파형 구성이다.

표 3.2 유한요소 모델 해석을 위하여 생성된 입력 파형

입력기 (msec)	휴지기 (msec)	파형 주기 (msec)
60	4940	5000
60	1940	2000
60	940	1000
60	440	500
60	140	200
80	120	200
40	160	200
35	165	200
30	170	200
25	175	200
20	180	200
15	185	200
10	190	200

3.4 유한요소 해석

해석에 사용된 프로그램은 다중물리현상(Multiphysics)을 분석하는데 용이한 COMSOL Multiphysics(COMSOL Inc., Sweden)를 사용하였다. 이때, 본 연구에서 고려한 모든 유한요소 해석에서의 열전달 분석을 위한 지배방정식은 위에서 언급된 식(3.1)의 생체 열전달 방정식을 이용하였다. 최소 침습적 방법을 유지하면서 단일전극타입의 모델을 기본으로 생체 조직에 인가되는 입력 파형의 형태 및 특성에 따른 조직의 열역학적 반응에 대한 관계를 분석하여 최적화된 파형을 제시하고자, 전극에서 발생하는 전류에 부합하는 전압을 입력조건으로 하여 생체 조직 내 온도분포 특성을 분석하였다. 입력 파형에 따른 생체 조직의 온도 변화를 평가하기 위하여, 입력 파형에 대한 유한요소해석을 수행하였다. 이때 각각의 유한요소 모델의 해석 시간은 100msec를 기준으로 수행하였다.

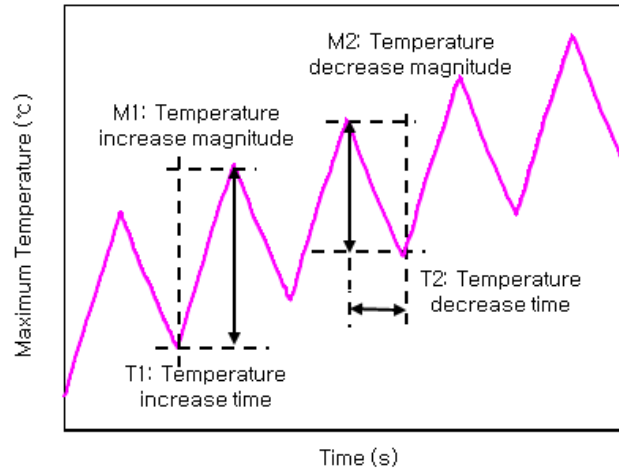


그림 3.3 시간에 따른 최대 온도 값 변화 분석의 정량화를 위하여 설정된 변수

3.5 유한요소해석 수행 결과

각각의 고주파 자극 입력을 유한요소모델에 인가하여 나타나는 표면 온도 변화를 확인해보았다. 유한요소모델의 인가되는 고주파 자극 입력 신호의 커짐과 꺼짐에 연속적이기 때문에, 입력 파형의 거동이 지연되었다(그림 3.4 (a), (b), (c), (d), (e), (f), (g), (i)). 입력 신호의 입력기가 짧은 경우(입력기 10msec)에는 실제 신호의 크기가 50%로 줄어든 것을 확인할 수 있었고, 정상 입력 신호를 유지하는 시간은 지정된 입력 시간보다 짧았다. 입력 파형들을 인가했을 때 유한요소모델의 전극과 피부 모델의 접촉부에서 측정된 각각의 입력 시간의 길이에 비례한 온도 변화가 나타났다. 최소 0.02°C에서 0.16°C까지의 온도 상승이 나타났다(그림 3.6).

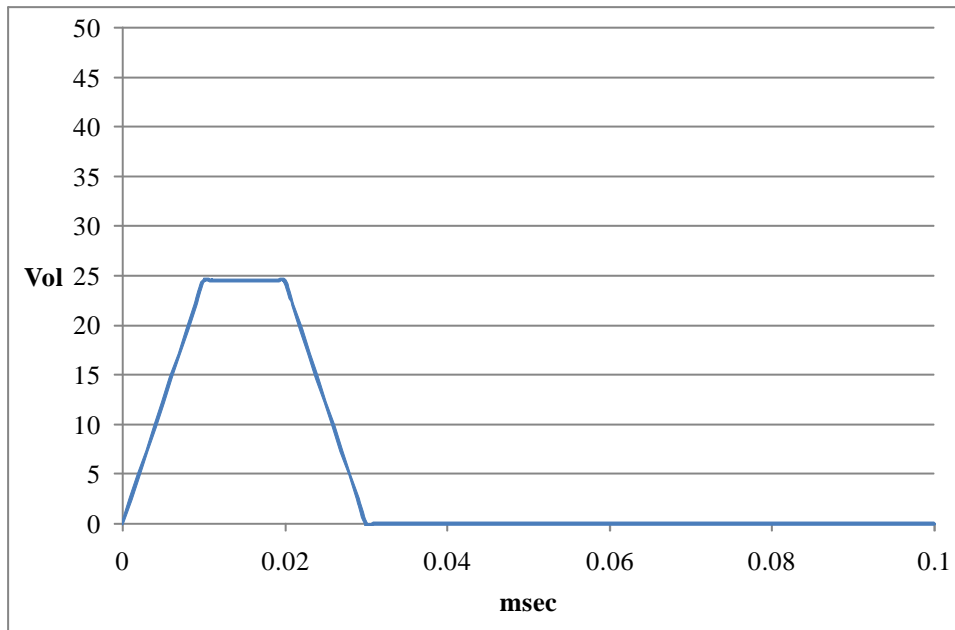


그림 3.4 (a) 입력기 10 msec 동안 고주파 자극이 유한요소모델 표면에서 유발시키는 전압 효과

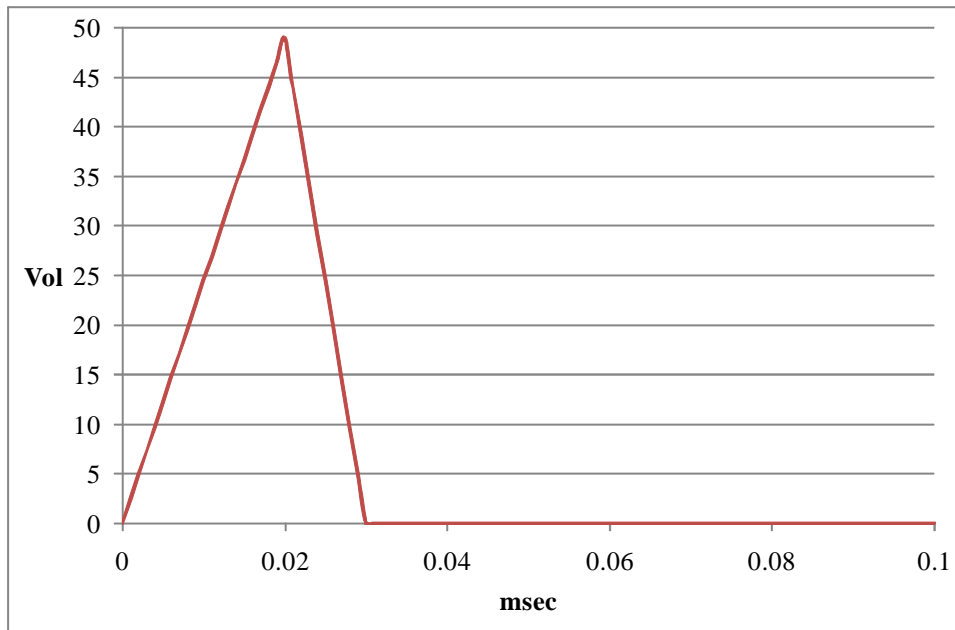


그림 3.4 (b) 입력기 15 msec 동안 고주파 자극이 유한요소모델 표면에서 유발시키는 전압 효과

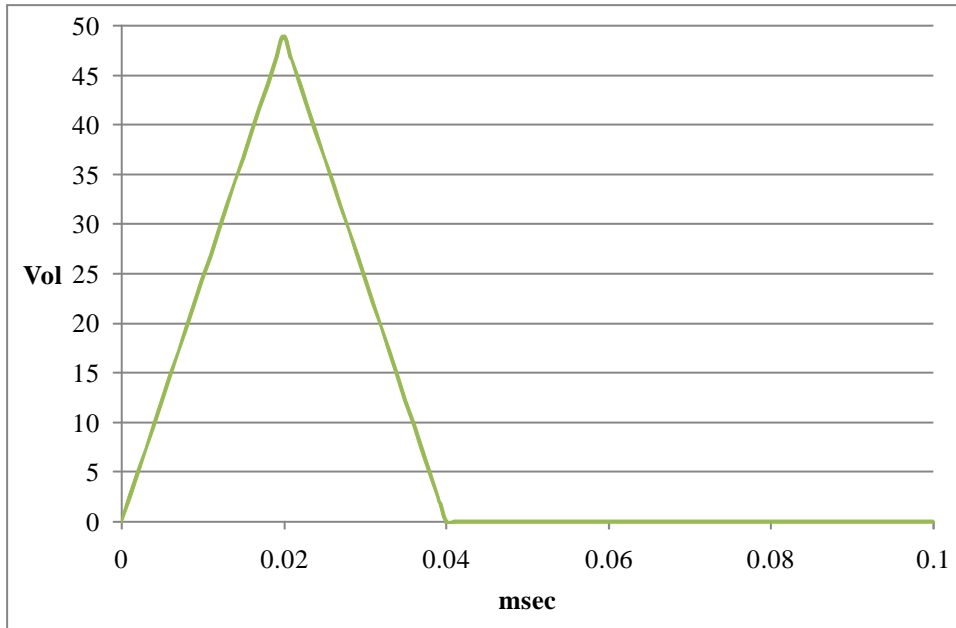


그림 3.4 (c) 입력기 20 msec 동안 고주파 자극이 유한요소모델 표면에서 유발시키는 전압 효과

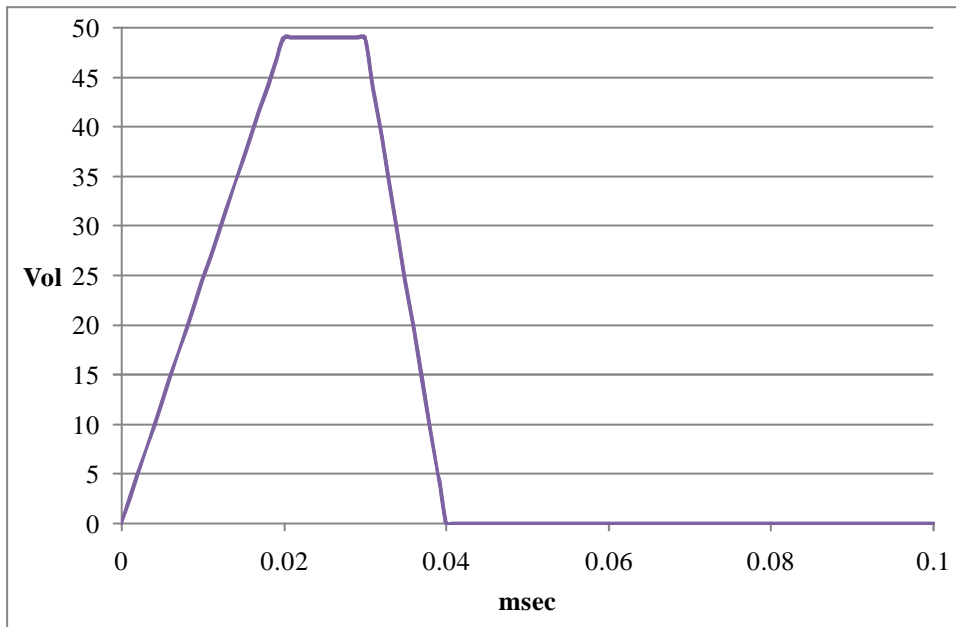


그림 3.4 (d) 입력기 25 msec 동안 고주파 자극이 유한요소모델 표면에서 유발시키는 전압 효과

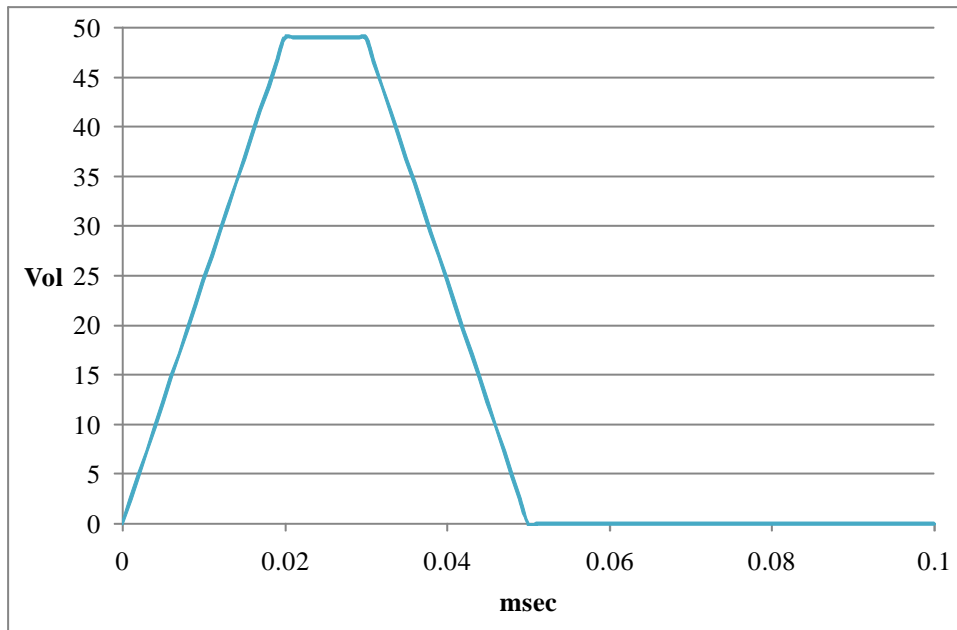


그림 3.4 (e) 입력기 30 msec 동안 고주파 자극이 유한요소모델 표면에서 유발시키는 전압 효과

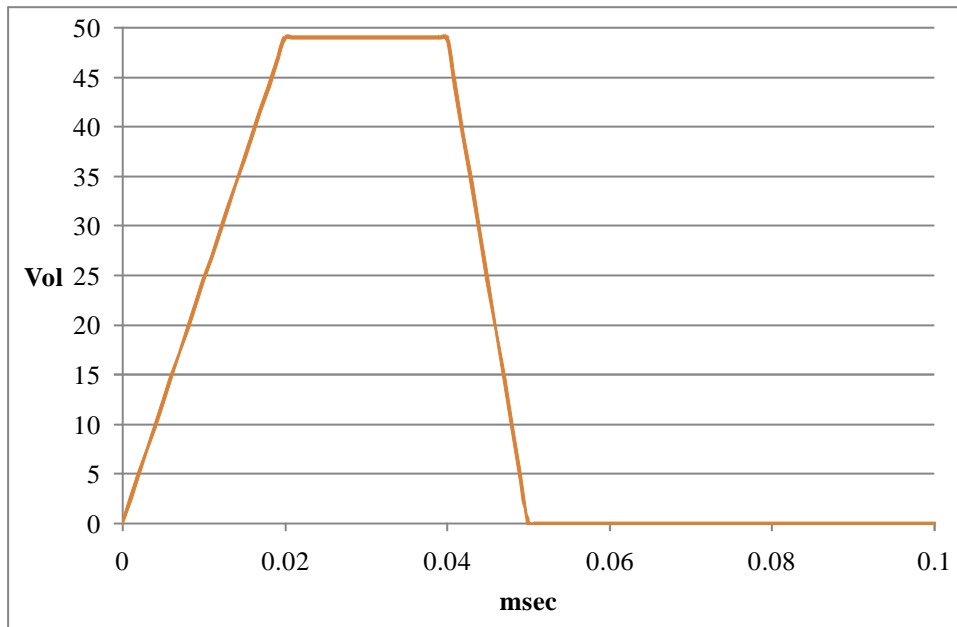


그림 3.4 (f) 입력기 35 msec 동안 고주파 자극이 유한요소모델 표면에서 유발시키는 전압 효과

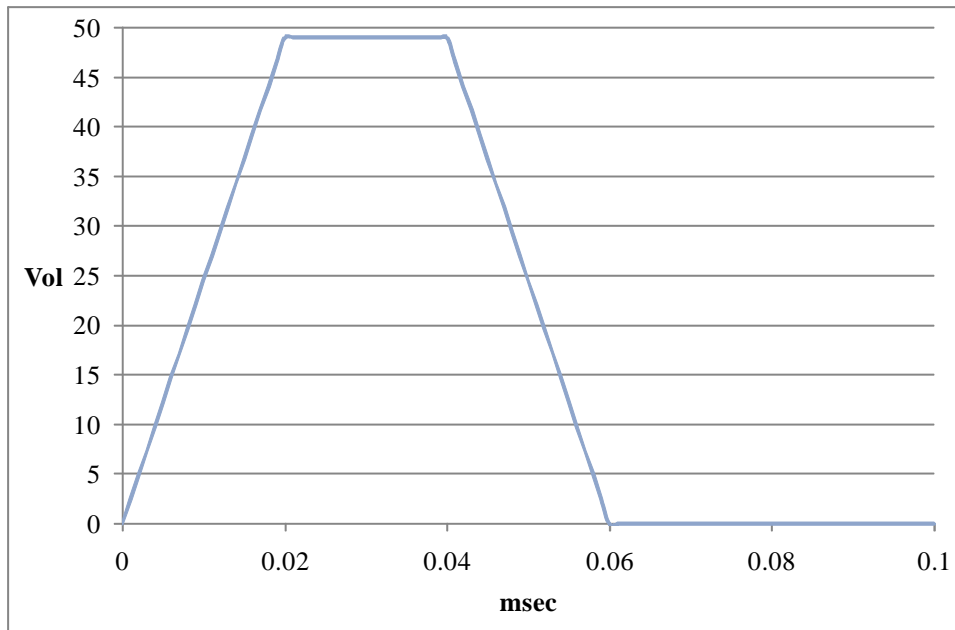


그림 3.4 (g) 입력기 40 msec 동안 고주파 자극이 유한요소모델 표면에서
유발시키는 전압 효과

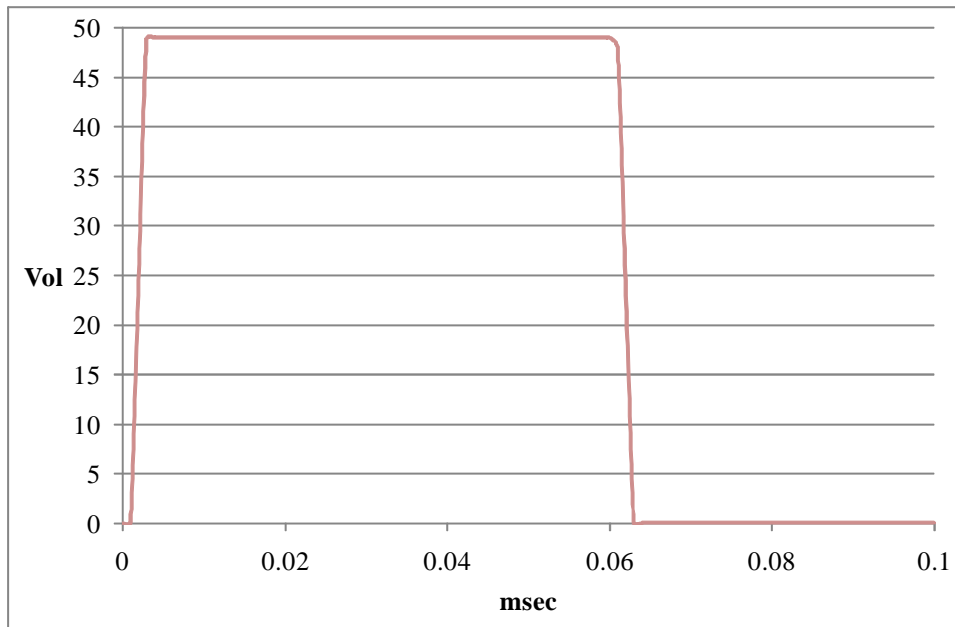


그림 3.4 (h) 입력기 60 msec 동안 고주파 자극이 유한요소모델 표면에서
유발시키는 전압 효과

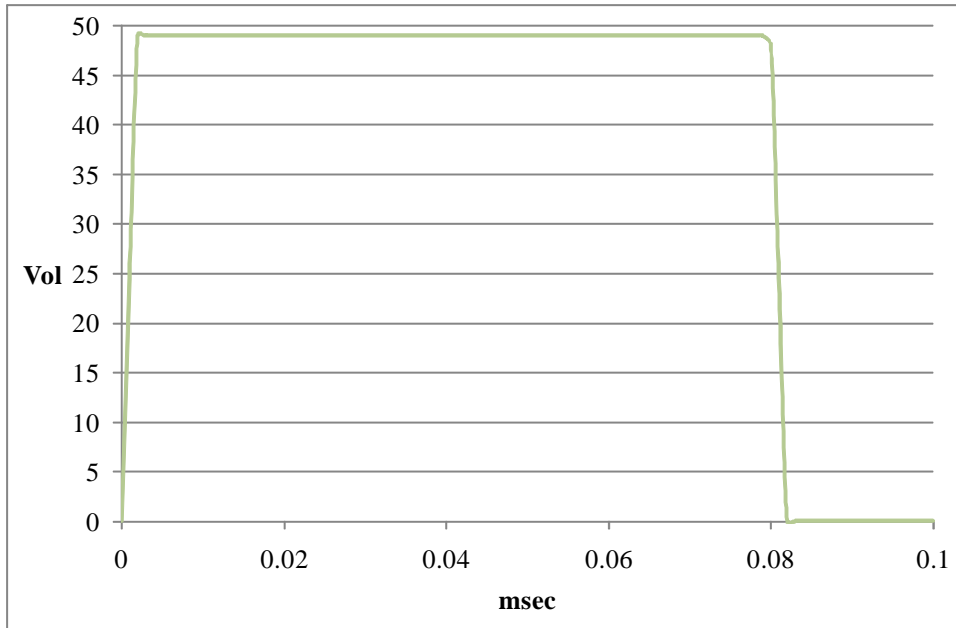


그림 3.4 (i) 입력기 80 msec 동안 고주파 자극이 유한요소모델 표면에서 유발시키는 전압 효과

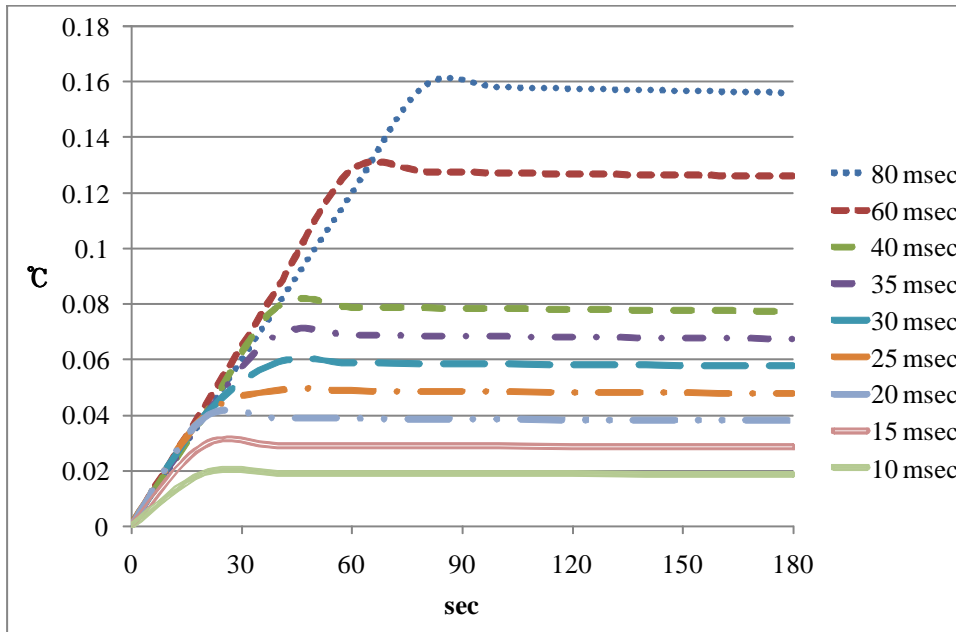


그림 3.5 각각의 고주파 자극 1회 입력 시 표면에서의 온도 변화

제 4 장 고주파 자극 입력기를 이용한 실험

4.1 고주파 자극 입력 실험 방법

두 가지 땀의 생체의 실험을 통해 획득한 온열 효과와 유사한 온도 전달 특성을 유발시키기 위하여, 입력 파형들을 이용하여 두 개의 파형 구성을 설정해 보았다. 입력 파형 구성 1과 2는 각각 애권 땀(땀_1)과 구관 땀(땀_2)의 표면 온도 변화를 유발하기 위한 실제 땀의 연소 시간 입력 파형 구성이다. 고주파 자극 입력을 이용한 생체의 실험은 “2.1 땀을 이용한 생체의 실험 방법”과 동일한 시편과 실험 환경 조건들을 사용하였다. 고주파 자극 입력기에서 생성된 파형은 유한요소 해석에 사용된 것과 동일한 파형이 입력되었다. 오실로 스코프를 이용하여 측정한 결과 6MHz의 49Vrms 구형파(Square wave)가 인가되었으며 사용된 전극은 1cm의 전극이 사용되었다.

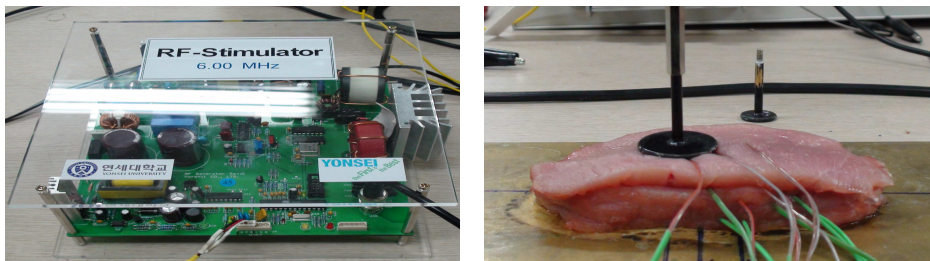


그림 4.1 고주파 자극 입력기 및 돼지의 생체 조직과 전극, 온도 센서

표 4.1 고주파 자극 입력을 위하여 생성된 두 개의 입력 파형 구성

(a) 입력 파형 구성 1

입력기 (msec)	휴지기 (msec)	파형 주기 (msec)	입력 횟수 (회)	총 경과 시간 (sec)
60	4940	5000	6	30
60	1940	2000	15	60
60	940	1000	30	90
60	440	500	60	120
60	140	200	150	150
80	120	200	650	280

(b) 입력 파형 구성 2

입력기 (msec)	휴지기 (msec)	파형 주기 (msec)	입력 횟수 (회)	총 경과 시간 (sec)
60	1940	2000	20	40
60	940	1000	30	70
60	440	500	60	100
40	160	200	500	200
35	165	200	250	250
30	170	200	250	300
25	175	200	250	350
20	180	200	250	400
15	185	200	250	450
10	190	200	250	500

4.2 고주파 자극 입력 실험 결과

각각의 고유한 입력기와 휴지기를 가지는 고주파 자극 입력 파형들을 구성하여 생성된 입력 파형 구성 1과 2를 통해 뜸에 의한 표면에서의 온열 효과와 유사한 효과를 유발할 수 있었다. 너비 방향에 위치한 온도 센서에서 측정된 온도 변화의 폭도 뜸에 의한 온도 변화의 폭보다 큰 것을 확인할 수 있었다. 심부의 온도 센서에서 측정된 최고 온도들은 고주파 자극 입력을 수행할 때 더 높음을 확인할 수 있었다.

표면에서 측정된 온도 변화 그래프는 보면, 입력 파형 구성 1과 2가 애권 뜸과 구관 뜸의 표면 온도 변화의 폭과 측정되는 최고 온도, 그리고 최고 온도가 발생하는 시기까지를 유사하게 표현한 것을 확인할 수 있었다. 중심부에서 1cm(S1_0mm) 떨어진 곳에서 측정된 온도 변화는 중심부에서 변화하는 온도 변화보다는 작지만 약 31°C의 최고 온도를 나타내었다. 깊이 5mm에서 측정된 온도 변화 그래프는 뜸에 의해 발생하는 최고 온도가 약 27°C인데 비해, 고주파 자극 입력기를 통해 인가된 자극이 같은 깊이에서 약 38°C로 더 높은 온도를 발생시킨다는 것을 확인할 수 있었다(그림 4.3 (b), 그림 4.4 (b)). 또한, 깊이 10mm와 15mm에서 측정된 온도 변화 그래프를 보면 이를 명확히 확인할 수 있다. 중심부에서 측정되는 최고 온도가 깊이 10mm와 15mm에서 각각 약 31°C, 약 25°C로 뜸에 의한 실험에서 측정되는 같은 위치에서의 최고 온도보다 높은 것을 확인할 수 있었다(그림 4.3 (c), (d), 그림 4.4 (c), (d)).

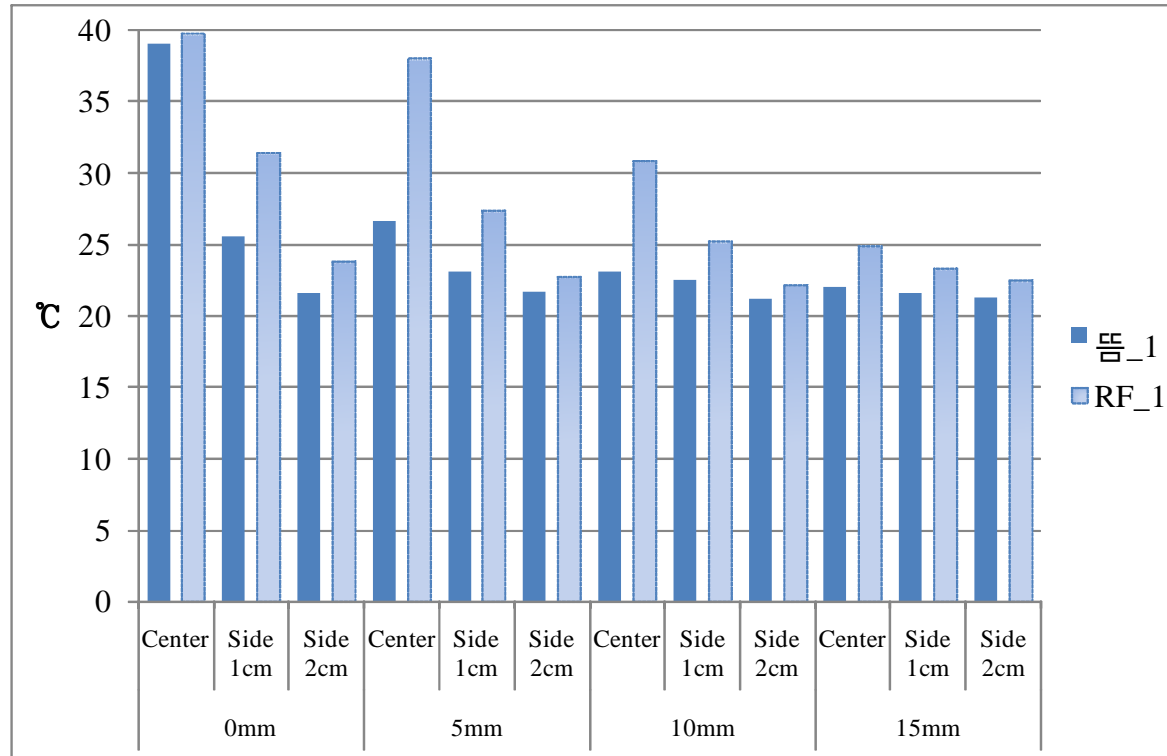


그림 4.2 (a) 뜸_1의 표면 온도 변화를 유발하기 위해 수행한 입력 파형 구성 1의 최고 온도 변화

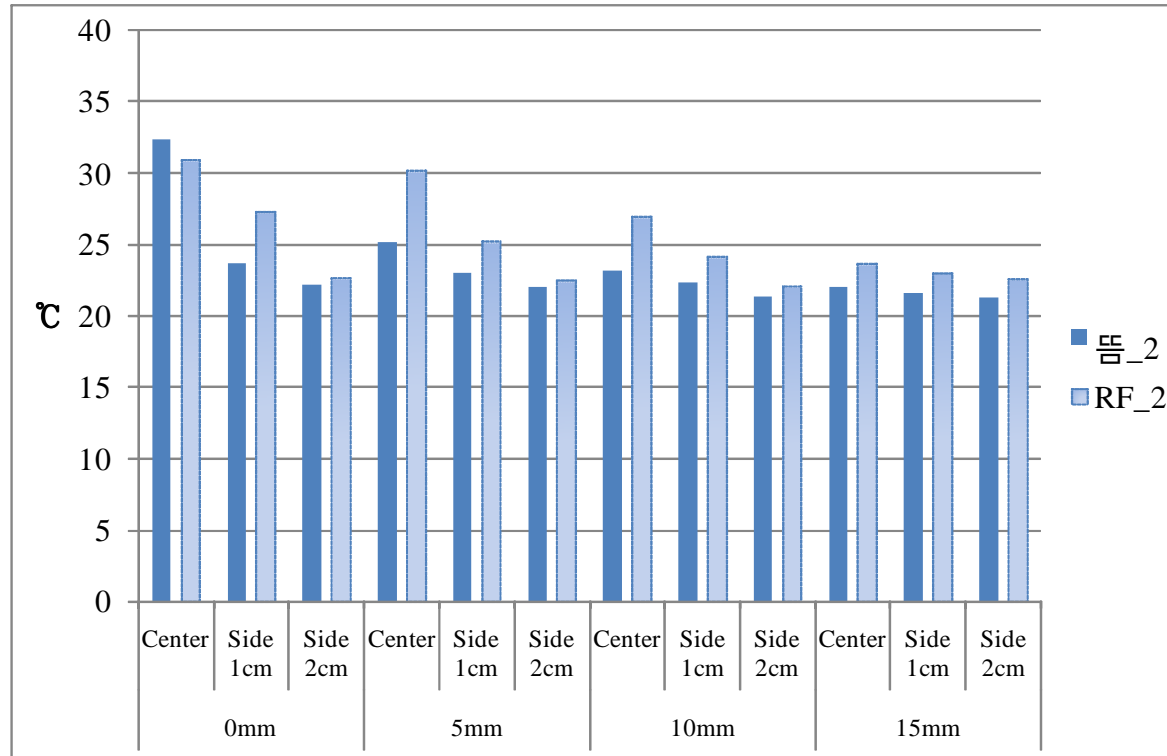


그림 4.2 (b) 뜸_2의 표면 온도 변화를 유발하기 위해 수행한 입력 파형 구성 2의 최고 온도 변화

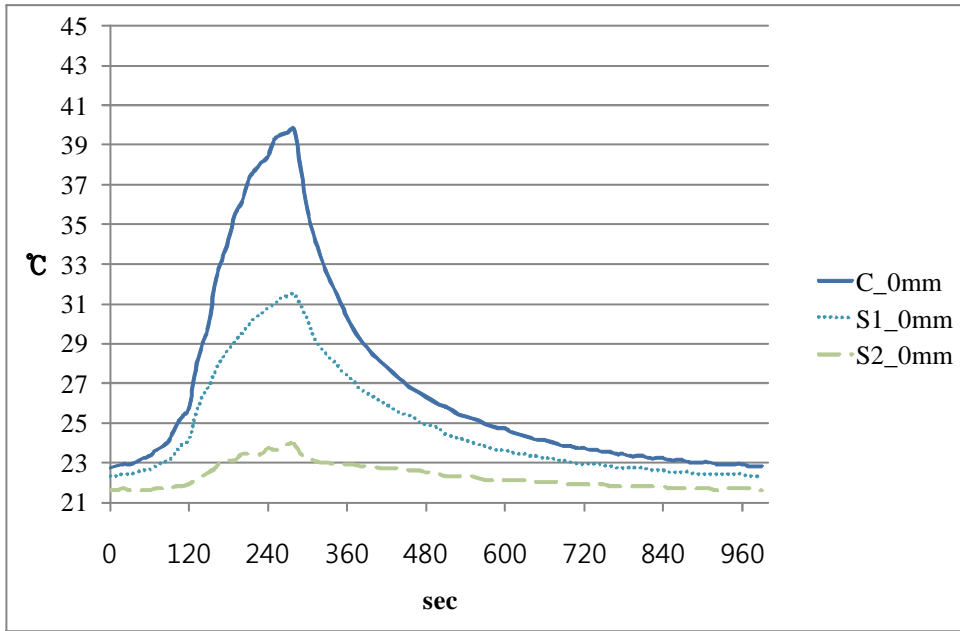


그림 4.3 (a) 입력 파형 구성 1을 입력하였을 때 깊이 0mm에서 위치별 온도 변화

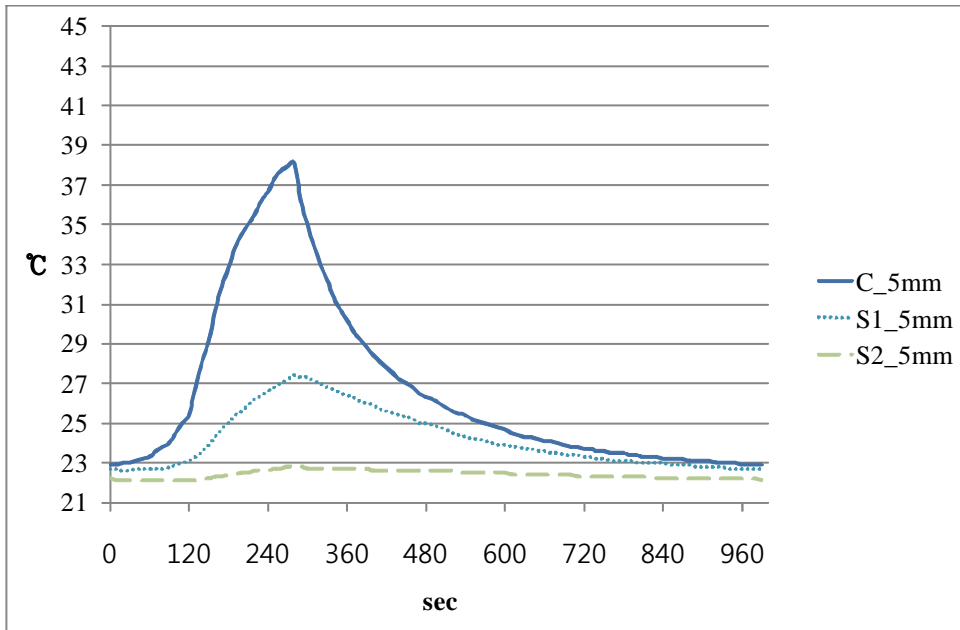


그림 4.3 (b) 입력 파형 구성 1을 입력하였을 때 깊이 5mm에서 위치별 온도 변화

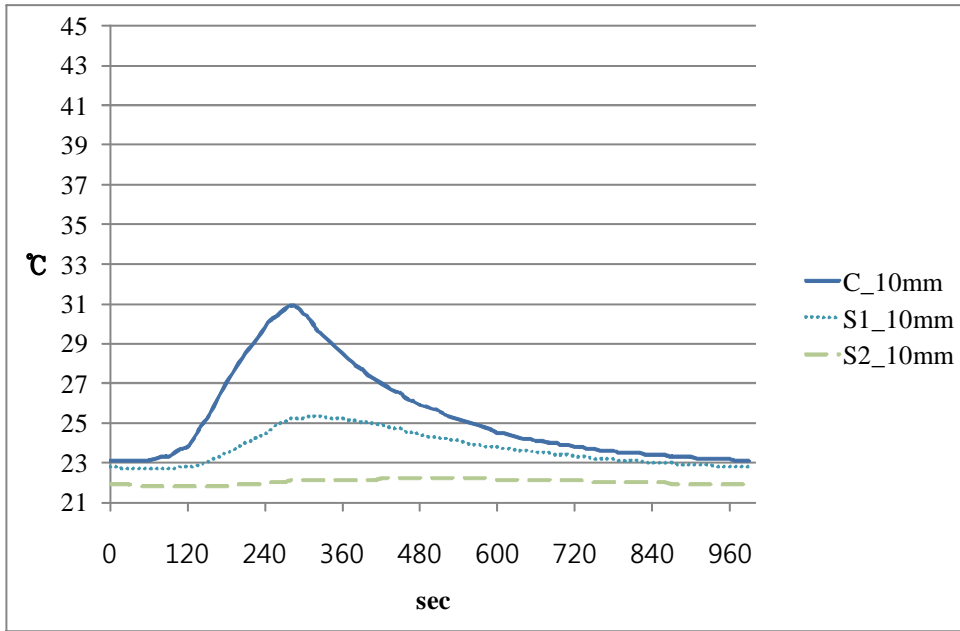


그림 4.3 (c) 입력 파형 구성 1을 입력하였을 때 깊이 10mm에서 위치별 온도 변화

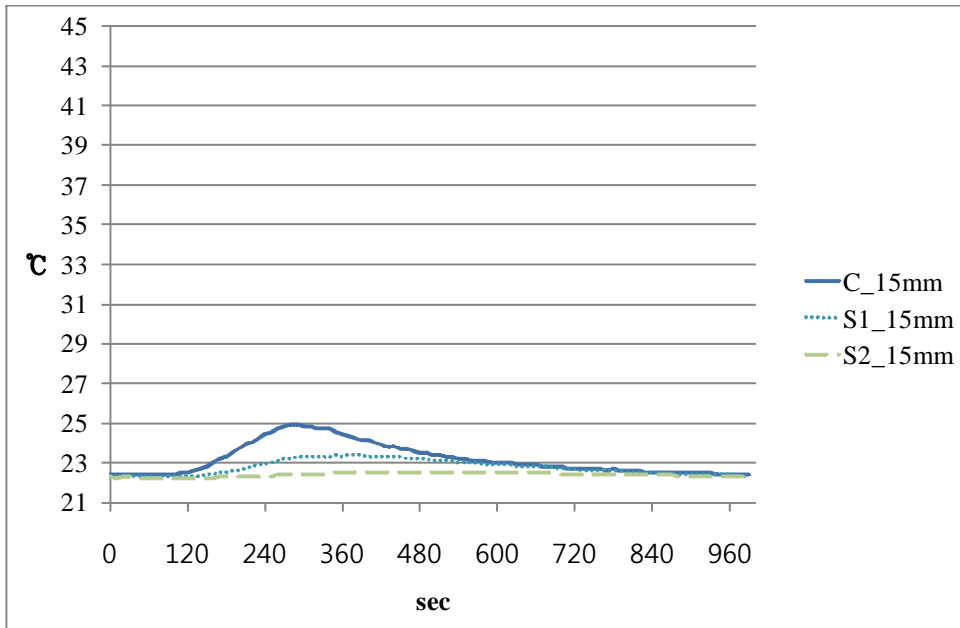


그림 4.3 (d) 입력 파형 구성 1을 입력하였을 때 깊이 15mm에서 위치별 온도 변화

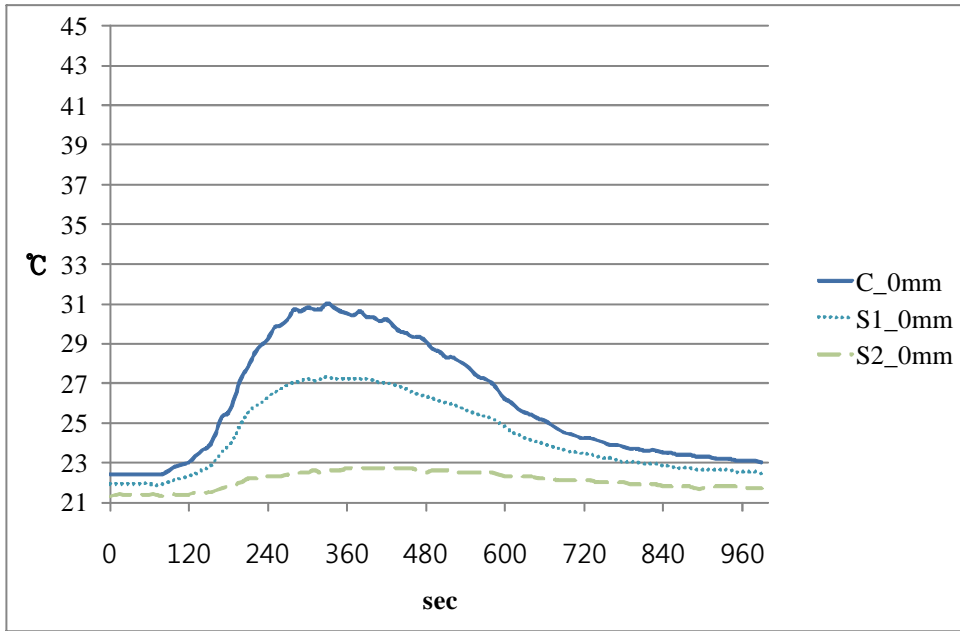


그림 4.4 (a) 입력 파형 구성 2를 입력하였을 때 깊이 0mm에서 위치별 온도 변화

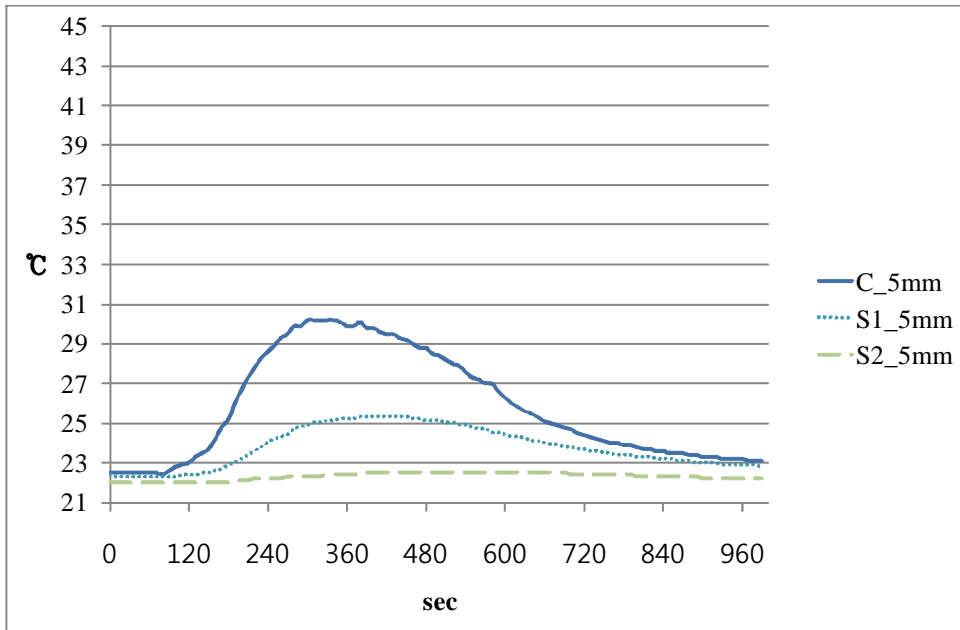


그림 4.4 (b) 입력 파형 구성 2를 입력하였을 때 깊이 5mm에서 위치별 온도 변화

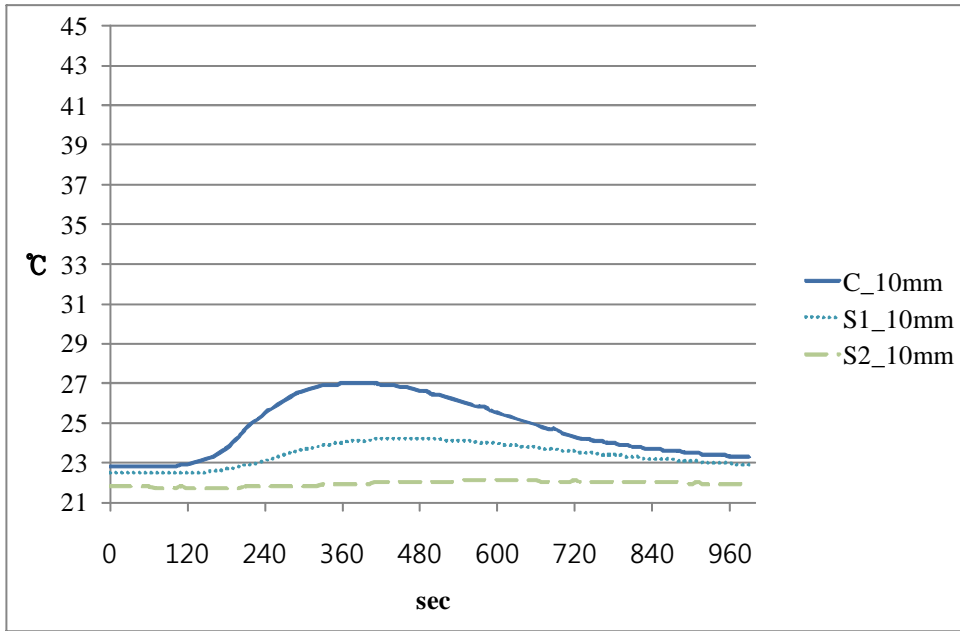


그림 4.4 (c) 입력 파형 구성 2를 입력하였을 때 깊이 10mm에서 위치별 온도 변화

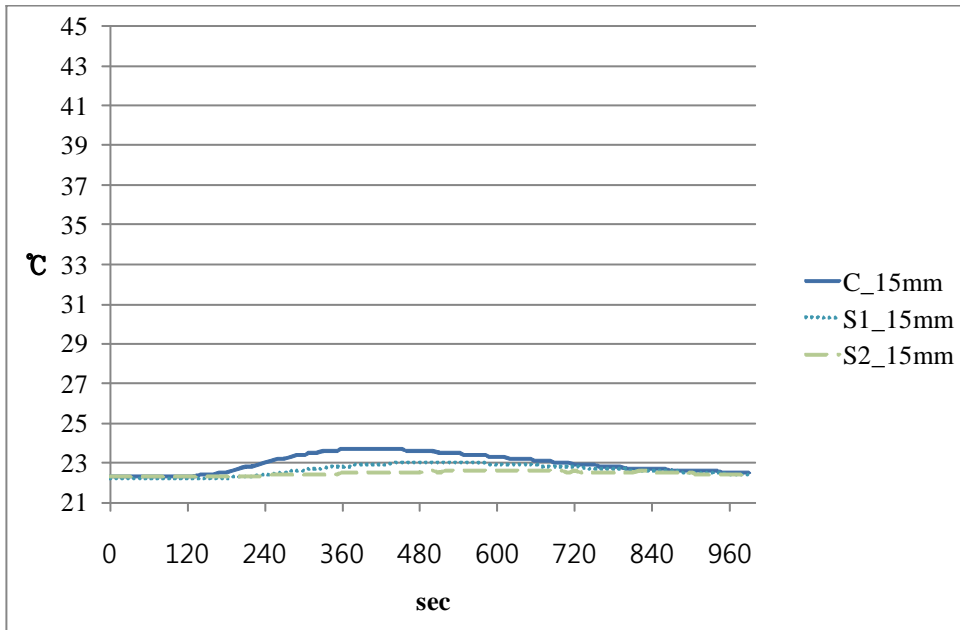


그림 4.4 (d) 입력 파형 구성 2를 입력하였을 때 깊이 15mm에서 위치별 온도 변화

제 5 장 결과 정리 및 결론

현대 사회의 인류는 의료 문명의 발전으로 몇 세기 전과는 비교도 할 수 없게 긴 수명을 살고 있다. 세계적으로 인구의 증가가 뚜렷이 나타나고 있으며, 매년 그 증가 폭은 점점 늘어가고 있다. 그 이유 중의 하나는 의료 기술의 발전으로 낮아지는 고령 인구의 사망률 때문이다. 그로 인해 전체 인구 중 고령 인구가 차지하는 비율이 점점 커지고 있다. 늘어만 가는 고령 인구에 비례해서 일생 동안 인류가 겪는 질병의 종류와 수가 마찬가지로 늘어났다. 또한, 고령자들이 겪는 만성, 난치성 질환이 늘어남에 따라 우리 사회가 의학 기술의 발전에 거는 관심은 더욱 증대되고 질환의 치료에 관련된 다양한 시도가 수행되고 있다. 이에 따라, 현대 의학 중 질병 치료의 대부분을 수행하고 있는 서양 의학과는 다른 한 분류로 보완대체의학이 의료계와 일반인들에게 소개되고 있다. 대표적으로 한의학은 침, 뜸과 한약을 이용하여 질병의 치료를 수행하는 보완대체의학이고, 이미 많은 임상 예를 통해 그 효과가 인정받고 있다. 그 중 치료를 목적으로 환자에게 수행하는 뜸 요법은 아직 그 효능과 효과에 대한 연구와 치료 시 발생할 수 있는 부작용의 개선에 관한 연구가 부족하다. 따라서 본 연구에서는 뜸 요법 수행 시 온열 요법으로 작용하는 영향의 분석과 기존에 가지고 있던 온열 요법에 의한 부작용의 예방을 위하여 생체의 실험과 뜸을 대체하여 부작용을 유발 요인을 제외시키고자 개발된 보완대체의학기기의 평가를 수행하였다. 개발 평가를 위해서, 이번에 개발된 고주파 자극 입력기의 각 입력 파형의 영향 평가를 유한요소해석법을 이용하여 수행하였다.

뜸을 이용한 생체의 실험은 두 가지 종류를 이용하여 수행하였다. 뜸 요법은 열전도에 의해 대상 부위에 열에너지를 전달하여 특정 부위를 자극한다. 따라서 두 가지 뜸 요법에 의해 나타나는 최고 온도는 일반적으로 뜸과 대상의 접촉 부위에서 측정되며, 대부분의 열에너지는 심부로 전달되지 못하고 피부의 표면 부위에 전달된다. 이는 뜸 요법의 목적인 인체 내부의 위치하고 있는 경혈의 자극에 효과적이지 못하다는 것을 의미한다. 또, 뜸의 종류와 재료의 양에 따라서 각각의

실험에서 나타나는 최고 온도가 크게 차이 나기 때문에 일정하게 집중된 자극 깊이와 세기의 조절이 어렵다는 것을 알 수 있었다.

뜸과 돼지의 생체 조직이 접촉하는 부위에서 측정된 온도 변화를 살펴보면, 뜸의 연소가 시작되고 집중되지 못한 열에너지가 중심부를 비롯한 1cm, 2cm 떨어진 지점에 영향을 미친 것을 확인할 수 있었다. 뜸이 연소되는 중심부의 깊이 방향으로 5mm에 위치한 지점 측정된 온도 변화는 생체 조직 내부로의 열에너지의 전달이 효과적이지 못하고 표면에서 그 손실이 크다는 것을 확인할 수 있었다. 또한, 표면에서의 최고 온도가 측정된 때보다 심부에서의 최고 온도의 측정은 약 30~60초 늦게 되는 것을 통해 충분한 자극의 전달을 위해서는 비효율적으로 오랜 시간이 필요함을 확인할 수 있었다. 게다가, 두 가지 뜸들이 손과 같이 피부 층이 얇은 곳에 사용을 목적으로 만들어졌다고 해도, 깊이 10mm와 15mm에서 측정된 온도는 그 변화가 미미하여 경혈에 전달되는 자극은 미미함을 알 수 있었다. 하지만 이러한 온도 센서를 통한 자극 평가 방법은 생체외 실험 시 측정 위치의 개수에 대한 제한이 있고 온도 측정 시 오차가 발생할 가능성이 있다.

이에 대한 임상 실험의 선행 연구로서 유한요소모델을 통해 고주파 자극 입력기를 이용해 유한요소해석 결과를 분석하였다. 생성된 13개의 입력 파형들이 인가된 13개의 유한요소모델은 고주파 자극 입력 신호의 거동에 비례하여 각각의 온도 변화를 나타내었다. 이와 같은 각각의 입력에 대한 온도 변화량을 확인하였고, 고주파 자극 입력기를 이용한 임상 실험에 사용될 입력 파형 구성 1과 2의 자극 결과를 예측하였다. 하지만, 각각의 입력 파형들에 대한 분석이 수행되었지만, 실제 입력 파형 구성 1과 2가 인체에 인가되었을 경우 어떠한 효과가 발생할지 예상할 수 없기 때문에, 이에 대한 추가적인 연구가 반드시 진행되어야 될 것으로 생각된다.

본 연구에서는 고주파 자극을 이용한 조직 내 이온의 떨림과 마찰에 의한 열을 발생시킴으로써 비침습적 집중적 피부 심부 자극 시스템의 개발 가능성을 확인해 보았고, 그 효과 분석을 수행해 보았다. 이를 통해 기존의 뜸 요법이 가지고 있던 온열 요법에 의한 피부 표면의 화상을 예방하고 뜸을 통해서도 수행할 수 없었던, 자극 강도의 조절이 용이하고 특정 부위에 집중하여 자극할 수 있는 최적

화된 고주파 전류 자극 조건을 유한요소해석을 이용한 평가를 통해 제시해 보았다. 하지만, 땀을 이용한 생체의 실험에 사용된 시편과 유한요소해석에 사용된 유한요소모델은 실제 인체와 차이점들이 존재한다. 따라서 모사된 시편과 실제 인체의 차이를 줄이고, 보완되고 증진된 유한요소모델을 이용한 연구가 불가피하다. 본 논문의 결과는 기존의 보완대체의학의 문제점을 보완하고 보다 안전한 질병의 치료 및 완화 방법의 제안 중 하나의 연구로서 의의가 있을 것으로 사료된다.

참고문헌

- [1] G.I. Kang, "A critical overview of alternative medicine," Korean Med Association, vol. 41, no. 12, 1217-1221, 1998.
- [2] 보건 복지부 외 8기관, 한의학 육성 발전 5개년 종합계획 (2006~2010), 2004.
- [3] K.S. Lee, K.S. Cho, "A study on utilization patterns of oriental medical care," Korean J. of Health Policy & Administration, vol. 9, no. 4, 120-139, 1999.
- [4] D. Haemmerich, S. Tungjitkusolmun, S. Staelin, F. Lee, Jr., D. Mahvi, and J. Webster, "Finite element analysis of hepatic multiple probe radio-frequency ablation," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 49, no. 7, pp. 836-842, 2002.
- [5] S.D. Lee, C.Y. Kim, H.C. Yu, J.M. Lee, D.G. Kim, and B.H. Cho, "The characteristics of patients and recurrence patterns in patients with hepatocellular carcinoma treated with radio-frequency ablation," Korean Journal of HBP Surgery, vol. 7, no. 1, pp. 55-60, 2003.
- [6] G.S. Gazelle, S.N. Goldberg, L. Solbiati, T. Livraghi, "Tumor ablation with radio-frequency energy," Radiology, vol. 217, pp. 633-646, 2000.
- [7] S.N. Goldberg, G.S. Gazelle, L. Solbiati, W.J. Rittman, and P.R. Mueller, "Radio-frequency tissue ablation: Increased lesion diameter with a perfusion electrode," Acad. Radiol., vol. 3, pp. 636-644, 1996.
- [8] Y. Miao, Y. Ni, S. Mulier, K. Wang, M. Hoes, P. Mulier, F. Penninckx, J. Yu, I. De Scheerder, A.L. Baert, and G. Marchal, "Ex vivo experiment on radiofrequency liver ablation with saline infusion through a screw-tip cannulated electrode," J. Surg. Res., vol. 71, pp. 18 - 26, 1997.
- [9] S.A. Curley, B.S. Davidson, R.Y. Fleming, F. Izzo, L.C. Stephens, P. Tinkey, and D. Cromeens, "Laparoscopically guided bipolar radiofrequency

- ablation of areas of porcine liver," *Surg. Endosc.*, vol. 11, pp. 729-733, 1997.
- [10] E.J. Berjano, "Theoretical modeling for radiofrequency ablation: state-of-the-art and challenge for the future," *Biomedical Engineering Online*, 5:24, 2006.
- [11] I.A. Chang and U.D. Nguyen, "Thermal modeling of lesion growth with radiofrequency ablation devices," *Biomedical Engineering Online*, 3:27, 2004
- [12] H. Pennes, "Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm," *Journal of Applied physiology*, vol. 1, no. 2, pp. 93-122, 1948.
- [13] S.M. Becker, A.V. Kuznetsov, "Thermal damage reduction associated with in vivo skin eletroporation: A numerical investigation justifying aggressive pre-cooling," vol.50, pp. 105-116, 2007.

ABSTRACT

A study for development and evaluation of non-invasive system for stimulator of subcutaneous tissue using finite element method

Cho, Young Kuen

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

Therapies applied to therapies not commonly included in main current medicine typically are promoted research on various procedures for healing and health care for used instead of main current treatment. Terms of the therapies have repeatedly changed over time. The shifting language is exemplified by the creation about a couple of decades ago of the National Institutes of Health(NIH) Office of Alternative Medicine, which, in 1999, was renamed the National Center for Complementary and Alternative Medicine(NCCAM). Current, terminology favors Complementary and Alternative Medicine(CAM). Moxibustion therapy is considered to be important field in CAM. Moxibustion has been a part of acupuncture practice for thousands of years.

Moxibustion is conducted via 2 main methods of stimulation: indirect and direct. Indirect moxibustion produces mild heat stimulation through conduction or radiation of heat. Conversely, direct moxibustion is one of the traditional

ways, in which moxa sticks are burned at acupuncture points on the skin. However, it often caused burns at the moxibustion site. Hence it was demanded increasing efficiency of heat transfer of moxibustion with eradication or improvement of side effects for focused stimulation on acupuncture in deep skin. Currently, with development of medical science, the treatments by using radio-frequency energy has begun to receive increased attention as an effective minimally invasive approach for treatment of patients. To date, these techniques have been used to treat tumor located inside the human body with high frequency(200-1200kHz) alternating current voltage source. Current passing through tissue from the active electrode leads to ion agitation, which is converted by means of friction into heat.

In this study, evaluation of non-invasive focused depth skin stimulation system for possibility decision was performed which was using heat energy by the ion agitation. Results of an in vitro experiment obtained with application of moxibustion for quantitative analysis were investigated difficulties which heat energy hardly focused on deep tissue, and intensity adjustment of the heat energy. A complement of these issue, input pulse generated from high frequency stimulator was analyzed by using finite element analysis. Results of effect analysis were also obtained on the outer surface of the tissue model to present like as effect of moxibustion thus pulse combination 1 and 2 was developed. The combinations induced thermal changes on the surface of the tissue like as the effect of moxibustion as well as focused on deep inside of tissue.

This study suggested high frequency pulse combinations for non-invasive depth skin stimulation for alternative method of moxibustion and attempted as

a pilot study for a development of this system.

Key words : Radio-frequency stimulation, Finite element analysis, Bioheat equation