

추간판의 전기열치료시 온도분포에 관한 연구

진의덕 · *탁계래 · 구자중 · *김한성 · **이성재 · 이정환

건국대학교 의과대학 의학공학부, *연세대학교 보건과학대학 의공학부, **인제대학교 의생명공학대학 의용공학과

(2002년 8월 5일 접수, 2003년 2월 26일 채택)

A Study on the Intervertebral Disc Temperature Distribution During Electrothermal Therapy

E.D. Jin, † G.R. Tack, J.J. Koo, *H.S. Kim, **S.J. Lee, J.H. Yi

School of Biomedical Engineering, College of Medicine, Konkuk University,
Department of Biomedical Engineering, College of Health Sciences, Yonsei University,

Department of Biomedical Engineering, Inje University

(Received August 5, 2002. Accepted February 26 2, 2003)

요약 : 요통환자의 약40%가 추간판 자체에 의한 요통, 연관통 환자로 추정되며, 그에 따라 추간판절제술과 같은 침습적인 시술이 진행되어 왔다. 최근 최소침습적이며 간편하고 경제적인 방법이 선호 받아 추간판 전기열치료(IDET-Intradiscal electrothermal therapy)란 방법을 이용한 시술이 소개되었다. 본 논문은 IDET 시술 시 가장 중요한 요소인 열원의 온도와 열원을 가하는 시간 및 그에 따른 추간판 내의 온도 분포를 연구하고자 하였다. 그 방법으로 실험과 유한요소해석을 수행하였으며, 또한 임상적으로 알려진 통증을 완화시키는 두 가지 메카니즘에 의한 온도범위를 확인하였다. 그 결과 열원을 1.020초 동안 80℃로 유지했을 때 섬유륜 부분에서는 열원으로부터 15.6mm 떨어진 곳까지 45℃ 이상(메카니즘 1-열에 의한 섬유륜의 응고)의 온도분포를 보임을 확인하였고, 수핵 부분에서는 9mm 떨어진 곳까지 60℃ 이상(메카니즘 2-열에 의한 수핵의 수축)의 온도분포를 보임을 확인하였다.

Abstract : The prevalence of discogenic pain among patients with chronic low back pain is estimated to be about 40%. Lumbar discectomy is being performed as a treatment according to the studies done so far. Recently IDET- Intradiscal electrothermal therapy which is minimally invasive technique is being introduced. This study will investigate important factors of this procedure such as the temperature of heat source, loading times, and the temperature distribution within the intervertebral disc. This study utilized finite element analysis and experiment. It was able to analyze the temperature range of inner intervertebral disc by two mechanisms which are known to alleviate pain clinically. As a result, verification of temperature distribution to 15.6mm($\geq 45^\circ\text{C}$)(Mechanism 1-coagulation inner annulus by heat) and 9mm($\geq 60^\circ\text{C}$)(Mechanism 2- contraction inner nucleus by heat) from the heat source was done.

Key words : Intervertebral disc, Discogenic pain, Electrothermal therapy, Finite element analysis

서 론

요통을 유발하는 원인은 매우 많다. 하지만 많은 환자에게

서 요통의 직접적인 원인을 발견하기란 쉬운 일이 아니다. 효과적으로 요통을 치료하는 방법이란 쉬운 일이 아니며 대부분의 환자의 경우 그 원인을 명확하게 구분할 수가 없어 일반적으로 환자의 상태에 따라 적절하게 치료되고 있는 실정이다. 지금까지의 임상적 결과를 토대로 본다면 요통의 원인이 디스크 자체에 있을 것이라는 증거가 증가되고 있는 상태이다.[1] 실제 만성요통질환을 가지고 있는 환자 중 39%가 추간판 자체에 의한 요통, 연관통이 유발된 것으로 추정되고 있다.[2] 이에 따라 매우 다양하게 침습적인 방법들을 사용하게 되었고

※ 본 연구는 한국과학재단 목격기초연구지원으로 수행되었음. (R01-2001-00500)

통신저자 : 탁계래, (380-701) 충북 충주시 단월동 322번지
건국대학교 의과대학 의학공학부

Tel. (043) 840-3762, Fax. (043) 851-0620

E-mail. grtack@kku.ac.kr

그 중에서도 디스크를 완전히 제거하고 척추체를 융합(추간판 절제술)하는 방법을 많이 사용하게 되었다. 이 경우 환자의 80% 이상이 수술 후 통증이 현저히 감소되었다고 보고되었다.[3] 하지만 시간이 경과함에 따라 척추체를 융합하는 방법은 매우 심각한 결과를 유발하게 되었다. 추간판 절제술을 받은 환자의 경우 29%~37%만이 수술 결과에 만족할 수 있었고, 심지어는 수술 후 38%의 환자가 다시 수술을 받아야 하는 경우가 발생하게 되었다.[4] 그래서 이러한 척추 융합과 같은 침습적인 수술방법의 대안으로써 최소침습적이며 간단하고, 수술비용 면에서 보다 경제적인 방법이 주목받게 되었다.[5] 이러한 방법으로 추간판에 직접 열을 가해 통증을 완화시키는 추간판 전기열치료(IDET-Intradiscal electrothermal therapy)를 이용한 시술이 시행되게 되었고, 지난 6년간 외과 및 재활과등 여러과에서 시행하고 있다. 이 방법은 두 가지의 메커니즘이 적용된 것인데, 하나는 섬유륜(annulus fibrosus)에 열응고(thermal coagulation)를 일으켜 외상수용기(nociceptor)의 기능을 정지시키는 것이며, 둘째는 열에너지가 콜라겐 섬유(type I collagen fibers in annulus)를 수축시켜 고통을 완화시키는 것이다. 이러한 방법에 사용되는 온도는 각기 45℃, 60℃ 이상의 열이 필요하다고 알려져 있다. [6] 본 연구에서는 위와 같이 제안된 방법을 기초로 하여 돼지 시편을 이용한 실험을 하였고, 유한요소법을 이용한 시뮬레이션 (ANSYS 5.7™(Swanson Analysis™ Systems, Houston, PA, USA))의 결과를 비교하여 생체 역학적 타당성을 규명하고자 하였으며 유한요소모델의 시뮬레이션을 통해 시술자에게 전기열치료 시 환자에게 적당한 열원의 온도와 열원을 가하는 시간을 제시하고자 하였다.

방 법

추간판 전기열치료란 방법은 추간판에 직접 열을 가하는 방

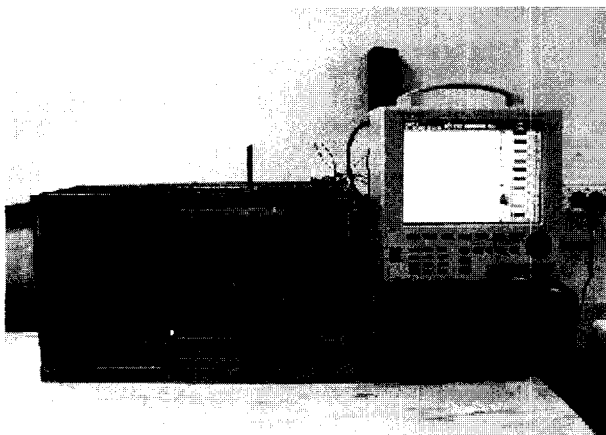


그림 1. 실험장비
(왼쪽: 실험용기, 오른쪽: 10-채널 온도측정장비)

Fig. 1. Experimental set-up
(Left: chamber, Right: 10-channel temperature measurement device)

법으로 섬유륜 부분에서 45℃이상의 열에 의한 응고가 일어나게 하여 고통을 감지하는 센서인 외상수용기(nociceptor)의 기능을 정지시켜 고통을 완화시키는 것과 콜라겐 섬유(type I collagen fibers in annulus)에 60℃ 이상의 열에 의한 수축이 일어나게 하여 고통을 완화시키는 것의 두 가지 메커니즘이 적용된 방법이다. 본 논문은 이러한 메커니즘에 근거하여 추간판 전기열치료시 적절한 열원의 온도와 열을 가하는 시간을 찾으려 하였고, 또한 추간판의 온도분포를 확인하여 요통을 완화 시켜주는 메커니즘에 의한 온도분포를 확인하고자 하였다. 이러한 목적의 수행을 위해 실험과 수치적인 방법을 병행하여 문제를 해결하였다.

1. 실험 방법

실험은 크게 두가지로 나누어 실시하게 되었는데 하나는 추간판에 열을 가하여 추간판내의 온도분포를 구하는 것이며, 다른 하나는 유한요소모델의 물성치를 얻기 위해 시편을 절개하여 섬유륜과 수핵 각각의 밀도, 비열을 획득하는 것이다. 추간판내의 온도분포를 통해 열확산도를 계산하며, 그것을 통해 열전도도를 계산하여 유한요소모델에 적용하는 것이다.

추간판내의 온도분포 측정을 위해 실험전에 질병상태를 확인한 5개월된 돼지 척추를 생리식염수로 세척 후 실험에 사용할 시편의 크기 - 운동분절(추간판과 양쪽의 척추를 포함하는 단위) - 로 절개한 후 실험당일까지 0℃의 냉장고에 저장하였



그림 2. 실험 시 사용된 시편
Fig. 2. Functional Spinal Unit for this study

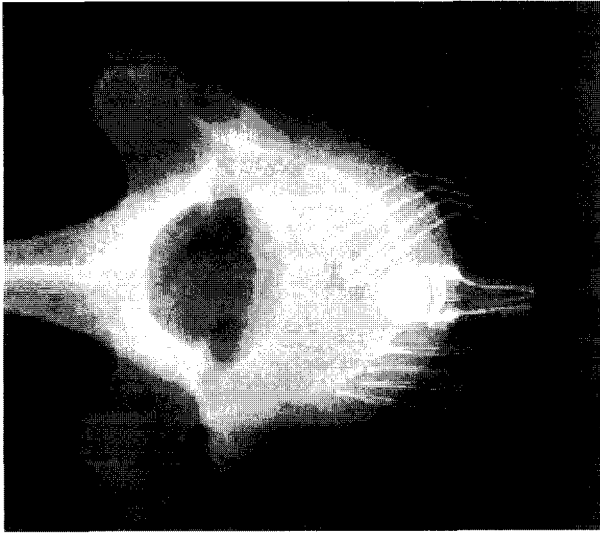


그림 3. 열원과 열 감지센서가 부착된 추간관의 X-ray 사진
Fig. 3. Fluoroscopic image of intervertebral disc with thermocouples and heat source

으며 실험 시 실온에서 몇 시간 동안 해동시켰다. 시편을 준비한 후 본 실험을 위해 자체적으로 제작한 실험용기 및 지그(stereotactic positioning JIG) 그리고 10 채널 온도 측정장비(MV200)등의 실험장비를 준비하였다(그림. 1). 해동시킨 시편의 해부학적 구조를 확인하여 앞쪽 즉, 추간관에 연결된 척추의 상, 하 전방 중인대를 기준으로 추간관의 중앙을 약 7mm 정도 절개한 후 섬유륜과 수핵 모두에 열이 가해 질 수 있도록 그 경계부분에 열원이 위치하도록 하였다. 열원으로부터 열이 가해질 때 각 위치에서 온도의 변화를 측정하기 위해 센서간 거리를 약 2~3mm 정도로 하여 섬유륜과 수핵에 나란히 위치시켰다. 여기까지 준비된 시편을 JIG에 고정하고, 실험 시 열원과 온도센서의 후퇴를 방지하기 위해 콕스와 밴드로 시편을 구속시켰으며 두 개의 콕스를 사용하여 삽입물이 후퇴하는 것을 방지하였다. 실험용기 속의 생리식염수용액이 추간관으로 유입되어 온도 변화에 간섭이 일어나는 것을 최소화하기 위해 Agar를 이용하여 추간관이 절개된 부분을 덮었다. 이렇게 준비된 시편, 열원, 온도센서(그림. 2)를 실험용기에 넣고 그 속에 0.9% 생리식염수용액을 채운 후 용기 속 온도를 37±2℃로 유지하였다. 이와같이 사람과 동일한 환경을 갖춘 후 실험을 실시하였다. 열원은 폴리스위치(poly_switch)로 전원으로로부터 12V, 1.7A를 인가하여 실험 시 추간관에 약 80℃의 열을 가할 수 있는 것을 사용하였으며 열원을 가한 시간은 17분이었다.

추간관의 온도분포 측정이 끝난 뒤 JIG로부터 시편을 분리한 후 유한요소모델 제작을 위해 X-ray를 통해 추간관의 기하학적 형상 및 열원과 온도센서의 위치를 획득하였으며(그림. 3) 시편을 절개하여 섬유륜과 수핵 각각을 분리하고 밀도와 비열을 측정하였다(그림. 4).

추간관에서의 온도분포를 삼차원 열 전도식에 대입하여 수핵과 섬유륜에 대한 열확산도를 곡선맞춤(curve fitting)을 통

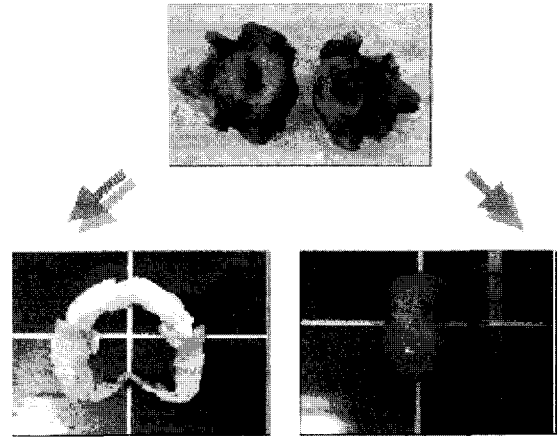


그림 4. 물성치 계산을 위한 섬유륜과 수핵의 추출
Fig. 4. Extraction of annulus and nucleus for measuring material properties

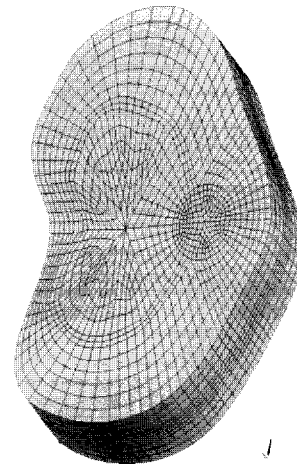


그림 5. 본 연구해석 시 사용된 유한요소모델
Fig. 5. A typical example of finite element model

해 구하였으며 다음과 같은 3차원 열확산식에 따라 열전도도(k)를 수치적으로 계산할 수 있었다.

$$\frac{T(r, t) - T_{\infty}}{T_0 - T_{\infty}} = \frac{\epsilon}{r} \left[1 - \operatorname{erf} \left(\frac{r - \epsilon}{2\sqrt{at}} \right) \right] \dots \dots \dots (1)$$

$$\alpha = \frac{k}{\rho * C_p} \dots \dots \dots (2)$$

여기서 T(r, t)는 센서의 각 위치에서 시간변화에 따른 온도, T_∞은 초기시편의 온도, T₀는 시간에 따른 열원의 온도, ε은 열원의 치수, r은 열원으로부터 센서의 거리, ρ는 밀도, C_p비열이다. 열확산도(α)는 실험에 의해 획득된 데이터를 평균을 내어 사용하였다. 이와 같이 실험으로부터 획득된 추간관의 물

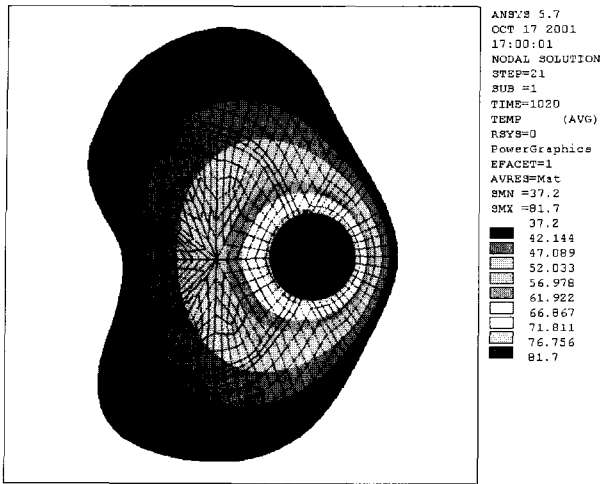


그림 6. 유한요소해석 결과
 Fig. 6. A typical result of finite element analysis

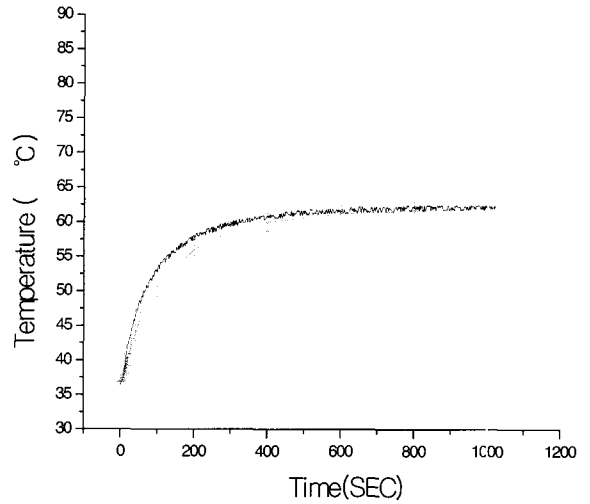


그림 7. 열원으로부터 8mm에 떨어진 수핵부분의 온도분포
 Fig. 7. Temperature distribution at nucleus point (8mm) from heat source

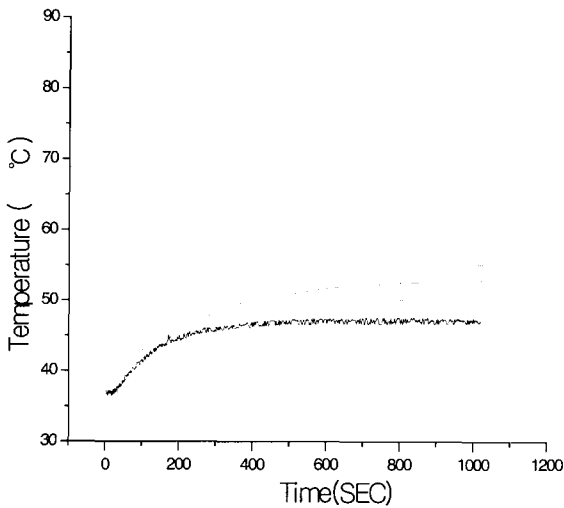


그림 8. 열원으로부터 8.5mm에 떨어진 섬유훈부분의 온도분포
 Fig. 8. Temperature distribution at annulus point (8.5mm) from heat source

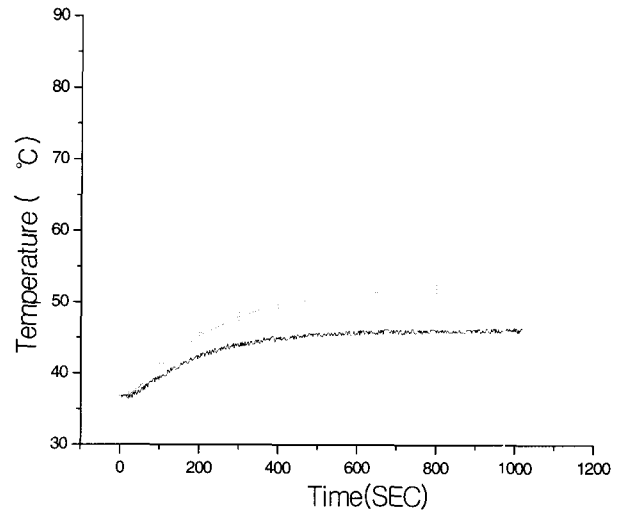


그림 9. 열원으로부터 12.5mm 떨어진 수핵부분의 온도분포
 Fig. 9. Temperature distribution at nucleus point (12.5mm) from heat source

성치를 유한요소모델의 물성치로 사용하였다.

2. 수치적인 방법

수치적인 해석으로는 유한요소법을 사용하였는데 이때 실험에서 획득된 물성치와 기하학적 형상을 유한요소모델의 데이터로 사용하였다. 본 연구에서 제작한 추간판의 유한요소모델(그림. 5)은 브릭(brick)요소 10,980개, 질점은 12,551개가 사용되었으며 이때 사용된 수핵과 섬유층에서의 각각의 열확산도(a)는 수치적으로 계산된 값들을 평균을 내어 수핵과 섬유층 각각의 모델내에서 동일한 열역학적 특성을 갖도록 한 후 해석을 수행하였다. 또한 초기조건으로는 추간판내의 온도를 37°C, 경계조건으로는 외부와 접경부위에 37°C를 주었다. 추간판과

연결된 상하의 척추체에 대해선 경계값을 주지 않고 해석하였다. 열원은 실험에서 얻어진 열원의 데이터를 사용하였으며 시간은 임상적 시술에서 효과가 있는 시간으로 알려진 17분을 사용하였다. 이 논문은 유한요소 프로그램(ANSYS 5.7™(Swanson Analysis™ Systems, Houston, PA, USA))을 이용해 시뮬레이션을 하였다.

결 과

1. 실험 결과

실험결과 추간판에서의 온도분포를 10-채널 온도측정 장비(MV200)를 통하여 구할 수 있었으며, 유한요소모델 생성 후

모델에서 획득한 온도분포와 비교하여 그래프로 나타내었다(그림. 7, 8, 9). 온도분포측정실험을 끝낸 후, 이를 이용한 3차원 열확산식(식. 1)에 의해 열확산도(α)를 구할 수 있었으며, 실험에 사용한 추간판을 절개하여 수핵과 섬유륜을 추출하고 각각의 밀도와 비열을 측정하였고, 계산된 열확산도(α)와 열확산도식(식. 2)을 통해 본 논문의 유한요소 모델에 들어갈 열전도도(k)를 계산해 낼 수 있었다.

돼지와 사람의 자세가 다르기 때문에 Vasanti[10]의 인간 추간판의 물성치와 돼지 추간판의 물성치는 완전히 일치할 수는 없는 것이 사실이다. 본 실험에서 사용된 돼지 추간판의 물성치와 Vasanti가 사람의 추간판에서 획득한 물성치를 비교한 결과, 두 가지 경우 모두 섬유륜쪽이 수핵 보다 밀도가 높았으며, 또한 열전도도(k)는 수핵쪽이 섬유륜에 비해 좀 더 큰 값을 갖음을 확인 할 수 있었다(표. 1). 사람의 추간판과 돼지의 추간판의 밀도는 거의 같은 값을 나타내었으며 열전도도 또한

수핵쪽이 좀더 큰 값을 갖는 경향성에서는 상당히 유사하다는 것을 확인할 수 있었다.

2. 유한요소해석 결과

유한요소 해석결과 열원으로부터 섬유륜에서의 열응고가 생기는 온도($\geq 45^\circ\text{C}$)는 최고 15.6mm까지 분포하였으며, 수핵이 생기는 온도($\geq 60^\circ\text{C}$)는 수핵의 최고 9mm까지 분포함을 확인하였다(그림. 6). 실제 임상적 효과를 거두기 위해선 90초 동안 70°C 의 온도 유지가 필요하다고 알려져 있다.[7,11] 이에 따라 Houpt[7]등은 이 같은 임상적 조건에 따라 자신들의 시편을 90초 동안 70°C 의 온도로 유지해 주었으나 섬유륜에서는 고통감지센서를 제거할 수 있을 정도로 만족할 만한 온도상승효과를 얻지 못하였다. 그래서 Houpt등은 다시 조건을 바꾸어 70°C 의 온도를 800초 동안 유지하는 실험을 하였고 메카니즘이 적용되는 온도인 42°C 이상 되는 범위가 11mm까지라고 보고한

표 1. 인간과 돼지의 추간판의 기하학적 형상과 물성치

Table 1. Geometry and material properties of intervertebral disc (Human & Pig)

Property	Nucleus (Human)	Annulus (Human)	Nucleus (Pig)	Annulus (Pig)
Major Diameter	35	60	measured data	measured data
Minor Diameter	25	45		
Height (mm)	13	13		
Special Heat (N*mm/kg/°C)	3e6	3e6	3e6	3e6
Density(kg/mm ³)	1.09e-6	1.12e-6	1.082e-6	1.128e-6
Conductivity(N/sec/°C)	1.472	1.008	0.8719	0.67202

표 2. 측정지점에서의 온도분포(단위: 거리(mm), 온도(°C))

① 열원으로부터 거리 ② 실험에서의 온도분포 ③ 유한요소모델의 온도분포

Table 2. Temperature distribution at measured points(unit: distance(mm), temperature(°C))

① Distance from heatsource ② Temperature distribution by experiment ③ Temperature distribution by finite element model

① (mm)	Annulus				Nucleus			
	7	8.5	12	14	8	10	12.5	16
② (°C)	54.5	47.1	43.7	41.1	62	55.1	46.4	43.3
③ (°C)	58.2	52.7	47.9	44.0	61.8	57.8	52.1	47.9

표 3. 임상적용의 여러 가지 프로토콜에따른 온도분포

A,B: 임상에 적용중인 프로토콜, C: Houpt의 프로토콜, D: 본 논문의 프로토콜

Table 3. Temperature distribution by clinical protocols (heat source, loading time)

A,B: Protocols of clinical application, C: Houpt's Protocol, D: Our Protocol

	A	B	C	D
Loading time(sec)	900	1020	800	1020
Temperature of heat source(°C)	85	90	70	81.7
Region of Annulus area (%)	17	68	58.2	66.2
	33	59	51.6	57.3
	50	52	47	51
	67	46	43	45.7
	84	41	40	41.2

바 있다. 본 논문의 실험에서는 80℃의 온도를 1020초 동안 유지하는 조건을 주었고 위와 같은 결과를 얻게 되었다. 시편이 패지의 추간판이라는 사실로 인한 물성치의 차이와 열원의 온도와 열원을 가한 시간의 차이 등을 고려한다면 Houpt의 실험 결과와 본 논문의 실험결과가 유사한 경향성을 보인다고 생각된다.

또한 열원으로부터 8mm떨어진 수핵부분에서는 실험과 모델의 결과가 거의 유사한 수치를 나타내고 있다는 것을 알 수 있었다.(그림. 7), 열원으로부터 8.5mm떨어진 섬유륜의 경우(그림. 8)와 열원으로부터 12.5mm 떨어진 수핵부분(그림. 9) 그리고 그 외 부분에서는 실험으로부터 얻어진 온도데이터와 유한요소모델에서의 온도데이터를 비교해보았을 때 최소 0.2℃에서 최대 5℃정도의 차이를 보이며 두 가지 결과가 유사하다는 것을 확인 할 수 있었다(표. 2).

임상에서 적용하는 다양한 프로토콜과 본 논문에서 사용한 프로토콜을 비교하여 보았다(표. 3). A는 처음 1분동안 65℃의 온도를 증가시킨 후 약 14분에서 16분동안 Ramp입력으로 85℃ 까지 30초당 서서히 증가시킨 데이터와 그에 따른 섬유륜에서의 결과이고, B는 13분 동안 90℃의 온도로 급격하게 온도를 상승시킨 후 약 4분의 시간동안 90℃를 유지한 것이다. 또한 C는 Houpt 등이 자신의 논문에서 70±2℃의 온도로 약 800초 동안 유지한 경우의 데이터이며, D는 본 논문의 실험 데이터로서 열원은 약 30초에서 74.3℃, 72초에서 80.4℃, 180초에서 82.5℃의 최고온도를 보이며 약간의 변화(82±1℃)를 가지고 최종적으로 1020초 동안 실험한 데이터이다. 1020초라는 시간은 최근 임상에서 가장 효과적이라고 알려진 시간으로 본 논문은 이를 토대로 실험하였다. 각각의 프로토콜별로 섬유륜 전체에서 어느 정도의 범위(Region of Annulus area(%))로 어떤 온도분포를 보이는지 비교하였고, 그 결과 C를 제외한 다른 프로토콜에서는 섬유륜의 67% 까지 열응고가 일어날 수 있는 온도범위인 45℃ 이상의 온도대역을 갖음을 확인할 수 있었다. 결론적으로 실험을 통하여 60℃이상의 온도를 갖으며 수축이 일어날 수 있는 범위는 전체 수핵 볼륨의 50%까지임을 확인 할 수 있었다. 또한 45℃이상의 온도를 갖으며 열응고가 일어날 수 있는 섬유륜의 범위는 최외곽 방향으로 약 67%까지임을 확인 할 수 있었다.

결론 및 고찰

본 논문에서는 실험과 유한요소법을 이용한 수치해석을 통해 논문에서 제안한 모델의 생체역학적 타당성을 확인할 수 있었으며, 고통을 완화시켜주는 메카니즘의 온도인 45℃이상 열에 의한 섬유륜의 응고가 생기는 범위가 열원으로부터 15.6mm까지이며 60℃이상 열에 의한 수축이 생기는 수핵의 범위가 열원으로부터 9mm까지라는 결과를 얻었다. 열원의 온도나 열원을 가하는 시간에 대해서는 Houpt의 실험결과를 볼 때 열원을 90초동안 70℃로 유지하는 것은 만족할 만한 온도상승효과가 일어나지 않기 때문에 이는 열원의 온도나 시간이 이보다 커

야 함을 의미하는 것이다. 임상에 적용하는 다른 프로토콜이나 본 논문에서 사용한 프로토콜 모두 70℃보다는 높은 온도의 열원을 사용했으며 열을 가하는 시간도 90초보다는 많은 시간을 가했다. 그 결과 좀 더 나은 온도상승효과를 확인 할 수 있었다.

추간판 치료시 온도분포를 연구한 논문은 본 논문이 국내에서는 최초의 논문이며 국외에서도 비교 할 수 있는 데이터가 많지 않았다. 결론적으로 본 연구가 좀 더 진척되기 위해선 인간 추간판의 물성치 획득과 CT, MRI 등의 영상으로부터 기하학적형상 획득이 중요하리라 생각된다. 이러한 요건이 갖춰진다면 유한요소 시뮬레이션을 통해 온도분포의 경향성만을 보는 것이 아닌 통증이 완화되는 메카니즘이 적용되기 위한 온도분포를 정확히 예상할 수 있을 것이며, 또한 임상적용에 있어서 시술자가 환자에게서 원하는 효과를 얻기 위한 중요한 인자인 열원의 온도, 열원을 가하는 시간 등의 프로토콜을 최적화하여 제시할 수 있을 것이라 생각된다.

참고 문헌

1. Malinsky J., "The ontogenetic development of nerve terminations in the intervertebral discs in man", Acta Anat 1959;38:96-101
2. Schwarzer A, Aprill C, Derby R et al. The relative contributions of the disc and zygapophyseal joint in chronic low back pain. Spine 1994;19:801-806
3. Stoy RD, Foster KR, Schwan HP, "Dielectric properties of mammalian tissues from 0.1 to 100 MHz: A summary of recent data", Phys Med Biol 1982;27: 501-513
4. Nical ramberg and Tage Sahlstrand, "Early Course and Long-Term Follow-up After Automated Percutaneous Lumbar Discectomy" PP511
5. Lee CK, Vessa P, Lee JK, "Chronic disabling low back pain syndrome caused by internal disc derangements: The results of disc excision and posterior lumbar interbody fusion", Spine 1995;20:356-361
6. Linson MA, Williams H., "Anterior and combined antero-posterior fusion for lumbar disc pain: A preliminary study", Spine 1991;16:143-145
7. Houpt JC, Conner ES, McFarland EW, "Experimental study of temperature distributions and thermal transport during radiofrequency current therapy of the intervertebral disc", Spine 1996;21:1808-1813
8. Fehlings, MG, "Point of View: Experimental study of temperature distributions and thermal transport during radiofrequency current therapy of the intervertebral disc", Spine 1996;21:1812-1813
9. Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA, "Finite

- element analysis of the cervical spine: a material property sensitivity study*", Clin Biomech 1999;14: 41-53
10. Vasanti M. Gharpuray, PhD, Clemson, SC; Jone E. Ashley; MD, San Francisco, CA; Jeffery A. Saal MD, Menlo Park, CA "Intervertebral Disc temperature distribution comparison: radiofrequency needle vs thermal catheter." Proceedings 14th Annual Meeting of the North American Spine Society
 11. Joel S. Saal, MD; Jeffrey A. Saal, MD "Management of chronic discogenic low back pain with a thermal intradiscal catheter": [Preliminary report] Spine, 2000; Vol 25; pp 382-388
 12. Saal J.A., Saal J.S. and Ashley J.A., "Thermal Characteristics of the Lumbar Disc": Proceedings 13th Annual Meeting of the North American Spine Society, 1998; pp. 31-32
 13. Saal V.A., M.D. and Saal J.S. M.D., "Intradiscal Electrothermal treatment (IDET) for chronic discogenic Low Back Pain: A Prospective outcome study with Minimum one year follow-up" 14th Annual Meeting of the North American Spine Society, 1999; pp. 21-23
 14. Kleinstueck, F. Diederich, C. Nau, W. Puttlitz, C. Smith, J. Lotz, J "Acute Biomechanical and histological effects of IDET on human Lumbar discs" 47th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, February, 2001; pp 25-28
 15. Jeffrey Saal, M.D "Can Thermal Therapy Relieve Discogenic Pain?" The Back Letter 14 (01):1,9,10,1999. <http://id.medscape.com/LWW/BL/1999/v14.n01/bl1401.01.html>