

조직모델에서 냉·온치료기의 열전달 특성 비교 연구*

김유종¹, 신경민², 김은정¹, 김경호¹, 김갑성¹, 이승덕^{1,*}

¹동국대학교 한의과대학 침구의학교실

²한국한의학연구원 의료연구본부 침구경락연구그룹



[Abstract]

A Comparative Study on Heat Transfer Characteristics in Tissue Model with Application of Heating or Cooling Therapeutic Modalities*

Yu Jong Kim¹, Kyung Min Shin², Eun Jung Kim¹, Kyung Ho Kim¹,
 Kap Sung Kim¹ and Seung Deok Lee^{1,*}

¹Department of Acupuncture & Moxibustion Medicine, College of Korean Medicine, Dongguk University

²Acupuncture, Moxibustion & Meridian Research Group, Division of Medical Research, Korea Institute of Oriental Medicine

Objectives : This study aimed to investigate temperature characteristics by heat transfer type of therapeutic modalities.

Methods : We selected heating and cooling modalities that are frequently used in clinical by heat transfer type: conduction, convection, radiation, and conversion. We used ham as tissue model, and applied the modalities for 30 minutes. We measured real-time changed temperature(°C) of the surface, 2, 4, 6, 8, 10, 12, and 14 mm depth.

Results : 1. In conduction—using hot pack, ice pack, and CryoStamp heating—cooling combination therapy unit(40 °C/~15 °C), the surface temperature sharply rose close to equilibrium in first 5 minutes.

2. In convection—using smokeless moxa, temperature slowly rose to the maximum at 25-minute elapsed time. But in another convection—using CRAiS cryotherapy device, result was similar to that of conduction.

3. In radiation—using infrared lamp, result was similar to that of conduction, but not reached equilibrium during applying time.

4. In conversion—using ultrasound device, temperature was the highest at 6 mm depth, and not reached equilibrium during applying time.

Conclusions : We could comprehend temperature characteristics and proper use of modalities by heat transfer type. It would be necessary to consider in vivo physical conditions in further studies.

Key words :

Cryotherapy;
 Heat transfer;
 Temperature;
 Thermotherapy;
 Tissue model

Received : 2013. 08. 14.

Revised : 2013. 08. 27.

Accepted : 2013. 08. 28.

On-line : 2013. 09. 20.

* This study was supported by a grant of the Traditional Korean Medicine R&D Project, Ministry of Health & Welfare, Republic of Korea(B110069)

* Corresponding author : Department of Acupuncture & Moxibustion Medicine, College of Korean Medicine, Dongguk University, 27, Dongguk-ro, Ilsandong-gu, Goyang-si, Gyeonggi-do, 410-773 Republic of Korea

Tel : +82-31-961-9122 E-mail : chuckman@dongguk.edu

© This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

The Acupuncture is the Journal of Korean Acupuncture & Moxibustion Medicine Society. (<http://www.TheAcupuncture.or.kr>)

Copyright © 2013 KAMMS, Korean Acupuncture & Moxibustion Medicine Society. All rights reserved.

I. 서론

온열요법과 냉요법은 온열 및 한랭 자극을 적용하여 질병의 치료 및 건강 증진에 효과를 미치는 치료로, 주로 근·골격계 및 신경계의 통증과 염증, 근육 연축이나 경직으로 인한 운동 장애 등에 많이 쓰이고 있다¹⁾.

임상에서 쓰이는 냉·온치료기들은 열전달 방식에 따라 전도, 대류, 복사 및 전환의 4가지 범주로 분류할 수 있다. 온열 치료기 중 전도를 이용한 것은 hot pack, paraffin bath 등이 있고, 대류를 이용한 것은 hydrotherapy, 공기 부양식 온구기 등이 있으며, 복사를 이용한 것은 적외선, TDP 조사요법 등이 있고, 전환을 이용한 것은 초음파, 극초단파 투열요법 등이 있다. 냉각치료기 중 전도를 이용한 것은 ice pack, ice massage 등이 있으며, 대류를 이용한 것은 vapo-coolant spray 등이 있다^{2,3)}.

냉·온치료기를 적용하였을 때 온도 측정에 관한 기존 연구 형태를 살펴보면, 인체 표면에 냉·온 적용 시 관절 내 온도 변화를 각각 측정된 연구⁴⁾가 있고, hot pack 유형의 온열 치료기를 제품별로 비교한 연구⁵⁾가 있다. 그리고 습열(온습포)요법과 건열(적외선)요법을 비교하여 습열요법 적용 후 피부 온도 및 혈류량이 더 오래 유지되었다는 연구 결과도 있다⁶⁾. 그러나 냉·온 전달 방식에 따른 온도 특성을 비교한 연구는 아직 보고된 바가 없다.

이에 열전달 방식에 따라 냉각 및 온열 자극 치료기들을 분류하고 이들의 자극에 의한 조직모델의 온도 변화를 시간과 깊이에 따라 관찰 및 검토하여 의미 있는 결과를 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 재료 및 방법

1. 냉·온치료기

본 연구에서는 국내·외 물리요법의 시술 빈도에 대한 통계 연구^{7,8)}를 근거로 하여, 임상에서 높은 빈도로 사용되는 온냉 치료기를 대상으로 하였다. 또한 한방 임상에서 사용되는 공기부양식 무연 온구기(air-warming smokeless moxa), 냉풍 분사 방식을 적용한 한랭 물리치료기(cryotherapy device) 등을 포함시켰다.

기존 문헌^{1-3,9)}을 참고하여 이들을 열전달 방식에 따라 분류하였다(Table 1). 즉, 전도 방식의 치료기로 hot pack, ice pack 및 냉온조합자극기, 대류 방식의 치료기로 공기

Table 1. Heating or Cooling Modalities by Heat Transfer Type

Conduction	Hot pack, hydrocollator pack, wool pack, paraffin bath, ice pack, ice massage, heating-cooling combination therapy unit
Convection	Fluidotherapy, hydrotherapy, moistair bath, hotair bath, air-warming smokeless moxa, cold whirlpool, vapo-coolant spray, cryotherapy device using cool air
Radiation	Infrared lamp, TDP lamp
Conversion	Ultrasound, microwave, shortwave diathermy

부양식 온구기 및 한랭 물리치료기, 복사 방식의 치료기로 적외선 램프, 그리고 전환 방식의 치료기로 초음파 온열기를 본 연구에 사용하였다.

1) 전도방식의 치료기

Hot pack 치료기로 고무 재질의 JOSH® hot water bottle (21 × 41 cm, Badarsons, Seoul, Korea)에 57.5±0.6 °C의 물 1 l를 채웠으며(Fig. 1A), ice pack으로는 Daeshin rubber bag(21 × 38 cm, Daeshin, Seoul, Korea)에 얼음과 물을 혼합하여 총 1 l를 채웠다(Fig. 1B). 모두 물주머니의 공기를 빼고 마개를 잠근 뒤 건조한 수건으로 물주머니를 한 겹 둘러싸서 조직모델의 표면에 접촉시켰으며, 접촉 직전 물주머니의 표면 온도는 각각 48.3±0.6 °C 및 4.9±0.3 °C였다.

또 다른 전도 방식의 냉·온치료기로 CryoStamp 의료용 냉온조합자극기(operating range -15~45 °C, SJ trade, Bucheon, Korea)를 사용하였다(Fig. 1C). 본 치료기는 온열 및 냉각 치료기의 성격이 모두 있으므로, hot pack, ice pack 등 각각의 다른 치료기와 비교하기 위해 적용온도를 40 °C와 -15 °C로 다르게 설정하여 probe를 조직모델 표면에 접촉시켰다.

2) 대류방식의 치료기

공기부양식 무연 온구기(황토온구기 7호, 한일의료기, Goyang, Korea)는 높이 65 mm, 상부 입구 지름 40 mm, 하부 입구 지름 85 mm의 목재 외형 내부에 높이 45 mm, 지름 40 mm의 원통형 세라믹 용기가 장착된 온구기이다. 온구기의 열원으로 사용되는 쑥탄(동방(숯)쑥탄(Charcoal Moxa Cone™), 동방침구제작소, Korea)은 목탄을 주원료로 한 높이 20 mm, 지름 25 mm의 원추형 제품으로, 이 제품을 불에 달구어 세라믹 용기에 넣은 후 대상 부위에 온구기를 적



Fig. 1. Heating and cooling modalities

Modalities using conduction : A, hot water bottle used as hot pack; B, rubber bag used as ice pack; C, CryoStamp heating-cooling combination therapy unit.
 Modalities using convection : D, air-warming smokeless moxa; E, CRAIS cryotherapy device.
 Modality using radiation : F, infrared lamp.
 Modality using conversion : G, ultrasound device.

용하면 데워진 공기에 의해 조직이 가온된다(Fig. 1D).

냉각요법(cryotherapy)에 쓰이는 CRAIS 한랭 물리치료기(AM-L08G1, operating range -15~-20 °C, Century Corporation, Bucheon, Korea)의 경우, 호스 말단에 있는 지름 1.5 cm의 구멍을 통해 냉각된 공기가 분사된다. 풍량(분사 강도)은 총 6단계 중 5단계로 설정하였으며, 10 cm 거리로부터 수직으로 조직모델 표면을 향해 냉풍을 분사하였다(Fig. 1E).

3) 복사방식의 치료기

적외선 스탠드(IR-770 InfraRed Therapy, International Technology Corporation, Daejeon, Korea)에 250 W 적외선전구(BR125 InfraRed Lamp, Philips, the Netherlands)를 장착하여, 30 cm 거리로부터 조직모델 표면을 향해 치료기의 기본값으로 설정된 50 % intensity의 적외선을 수직으로 조사하였다(Fig. 1F).

4) 전환방식의 치료기

Sonopuls 590 초음파 온열치료기(Enraf-Nonius, Delft,

the Netherlands)에 transducer(model 1434.803, effective radiation area 5 cm², Enraf-Nonius, Delft, the Netherlands)를 연결하여 사용하였다. 실온의 conducting medium (ProGel-II, Hospital Service, Kyoto, Japan)을 조직모델의 표면에 고루 바른 뒤 transducer를 접촉시켜 연속파 형태로 적용하였으며, 선행 연구¹⁰⁾에서의 방법을 참고하여 frequency 1 MHz, intensity 1.5 W/cm²를 유지하였다(Fig. 1G).

2. 조직모델

1) 재료

본 연구에 사용할 조직모델의 재료로, 선행 연구¹¹⁾에 따라 시판되는 햄 중 계육·돈육 혼합제품인 CJ 뉴스모크햄(씨제이씨푸드(주), Seongnam, Korea)을 선택하였다. 이 제품은 豚肉 43.56 %, 鷄肉 27.22 %, 卵白 5.44 %로 구성되어 있다.

2) 제작

재료를 냉장 상태에서 꺼내어 상온에 12시간 이상 방치함으로써 재료의 표면과 심부 온도를 실온과 동일하게 맞추었다. 이어서 특별히 제작한 punch를 사용하여 재료를 지름 40 mm, 높이 50 mm의 원주 모양으로 성형하였다(Fig. 2A, B).

3) 고정기구

조직모델에 온도 측정기구인 thermocouple을 고정하기 위한 고정 기구(sample holder)는 acryl 재질로서, 내경 40 mm, 외경 50 mm, 높이 50 mm 크기로 제작하였다(Fig. 2C). Thermocouple을 삽입하기 위하여 sample holder의 한 쪽 측면에는 4, 8, 12 및 16 mm의 깊이에, 반대쪽 측면에는 6, 10 및 14 mm의 깊이에 지름 2 mm의 구멍을 내었다. 이 경우 가장 윗부분의 구멍으로 thermocouple을 삽입했더라도 4 mm 깊이부터 온도 측정이 가능하므로, sample holder보다 2 mm 낮은 높이로 조직모델을 제작하여 표면부터 2 mm 깊이별로 온도를 측정할 수 있게 하였다.

3. 측정 및 데이터 처리

1) 측정기구

냉·온치료기의 적용에 따른 조직모델의 온도 변화 측

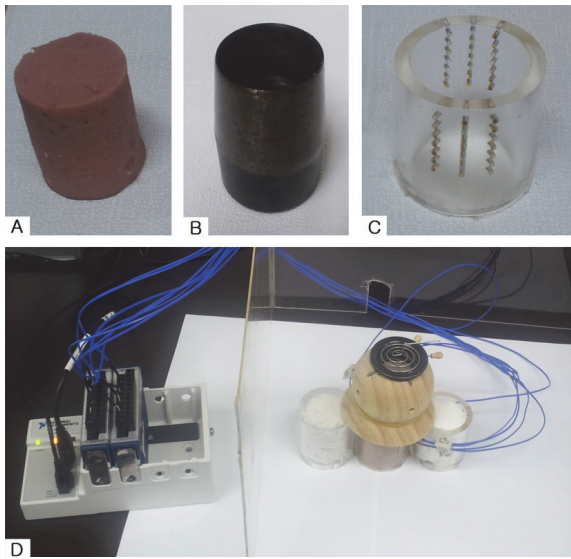


Fig. 2. Experiment apparatus

- A : a cut of tissue model.
- B : a punch that is used in cutting tissue model.
- C : an empty sample holder.
- D : complete experiment apparatus with air-warming smokeless moxa applied.

A tissue model is set in sample holder with eight thermocouples inserted, while the thermocouples are connected to the data-acquiring device that transfers measured data to the computer.

정을 위하여 직경 1 mm의 K type thermocouple(National Instruments, USA) 8개를 사용하였다.

조직모델의 표면(0 mm 깊이) 온도 측정을 위하여 thermocouple을 holder의 측면에서 사선 형태로 상방 삽입하여 thermocouple의 끝이 중심축 표면에 위치하도록 하였다. 그리고 심부의 온도 측정을 위하여 2, 4, 6, 8, 10, 12 및 14 mm 깊이에 위치한 sample holder의 구멍에 thermocouple을 각각 1개씩 수평으로 삽입하여 그 끝을 조직모델의 중심축에 위치시켰다.

2) 데이터 획득 장치

Thermocouple에서 전달되는 아날로그 신호를 데이터 처리 프로그램으로 전송하는 역할을 맡은 장치로, NI 9211 (channels 4, range ± 80 mV, operating range $-40 \sim 70$ $^{\circ}\text{C}$, 24 bit resolution, 50/60 Hz noise rejection)(National Instruments, USA) module 2개를 NI cDAQ-9174 Compact DAQ chassis(National Instruments, USA)에 삽입하여 구성하였으며 USB 2.0으로 컴퓨터와 연결하였다(Fig. 2D).

3) 데이터 처리 프로그램

데이터 획득 장치에서 보낸 전기신호를 디지털 숫자 데

이터로 변환시켜 저장하는 컴퓨터 프로그램으로, labView(National Instruments, Austin, TX, USA)를 사용하였다.

4) 측정방법

모든 냉·온치료기의 적용 시간은 선행 연구^{12,13)}에 근거하여 30분으로 동일하게 설정하였으며, 이후에도 30분간 조직모델 온도의 회복 양상을 관찰하여 실험당 총 60분의 시간이 소요되었다. 실험 시간 동안 0~14 mm 깊이의 온도를 동시에 1초 간격으로 thermocouple을 통해 실시간 연속 측정하였으며, 각 실험은 6회씩 반복하였다. 실험 중에는 실험 공간의 온도와 습도를 일정하게 유지하고, 조직모델의 사방을 acryl 틀로 막아 공기의 움직임을 최소화하였다.

실험 시행 기간 동안 실험실의 평균 실내 온도는 24.1 ± 0.4 $^{\circ}\text{C}$, 평균 습도는 55.7 ± 1.5 %였다.

5) 통계처리

치료기 적용 시간 동안 측정값 중 5분 간격의 데이터를 대상으로 평균 온도 변화량을 $\text{mean} \pm \text{SD}$ (standard deviation)로 표시하여, 열전달 방식에 따라 표로 정리하였다. 그리고 경과 시간을 x축, 평균 온도 변화량을 y축으로 한 그래프를 그려, 조직모델의 깊이별로 각 치료기에 따른 온도 변화 양상을 비교하였다.

조직모델의 각 깊이에 따른 온도 변화량 간의 유의성 검증을 위해 one-way analysis of variance(ANOVA)를 시행하고 Bonferroni test로 사후 검정하였다. 모든 통계처리는 STATA/SE (Stata/SE 9.2 for Windows, StataCorp LP, College Station, TX, USA)를 사용하였으며, $p < 0.05$ 인 경우 통계적으로 유의한 것으로 간주하였다.

III. 결 과

1. 열전달방식에 따른 온도 변화량

1) 전도방식의 치료기

전도 방식의 온열 치료기인 hot pack과 CryoStamp 의 료용 냉온조합자극기(40 $^{\circ}\text{C}$) 적용 시, 모두 초기 5분 이내에 조직모델의 표면 온도가 가장 크게 상승하다가 5분 이후 상승 폭이 줄어들어 평형 상태에 근접하였다.

또 냉각 치료기인 ice pack과 CryoStamp 의 료용 냉온

Table 2. Changed Temperature in Heating and Cooling Modalities using Conduction(°C)

Therapeutic modalities	Elapsed time(min)	0 mm (surface)	2 mm depth	4 mm depth	6 mm depth	8 mm depth	10 mm depth	12 mm depth	14 mm depth	p		
Hot pack	5	8.65±2.44	5.57±1.10	3.10±0.58	3.06±0.51	1.64±0.32	0.99±0.16	0.24±0.20	0.14±0.20	0.0000*		
	10	10.57±2.43	7.85±1.53	5.51±0.91	5.40±0.88	3.82±0.65	2.85±0.39	1.55±0.34	1.28±0.38	0.0000*		
	15	11.82±2.36	9.32±1.75	7.22±1.17	7.08±1.12	5.55±0.90	4.47±0.61	2.98±0.51	2.58±0.55	0.0000*		
	20	12.55±2.34	10.31±1.87	8.41±1.37	8.25±1.33	6.81±1.10	5.72±0.81	4.19±0.68	3.75±0.72	0.0000*		
	25	12.94±2.33	10.92±1.97	9.19±1.50	9.02±1.46	7.67±1.24	6.65±0.95	5.13±0.82	4.67±0.84	0.0000*		
	30	13.08±2.35	11.27±2.04	9.66±1.63	9.51±1.58	8.27±1.35	7.29±1.08	5.83±0.92	5.39±0.95	0.0000*		
	Cryo stamp (40 °C)	5	21.69±0.79	17.32±0.89	6.52±0.68	4.76±0.40	4.40±0.34	2.95±0.37	2.16±0.31	0.56±0.30	0.0000*	
		10	22.39±0.58	19.16±0.84	9.90±0.78	8.22±0.55	7.77±0.46	6.14±0.65	5.05±0.47	2.37±0.59	0.0000*	
		15	22.78±0.69	19.86±0.72	11.54±0.78	9.97±0.63	9.50±0.53	7.93±0.76	6.80±0.50	3.86±0.75	0.0000*	
		20	22.80±0.61	20.19±0.75	12.48±0.80	11.03±0.68	10.57±0.54	9.08±0.79	7.95±0.53	4.97±0.83	0.0000*	
		25	22.88±0.55	20.44±0.68	13.08±0.78	11.72±0.66	11.28±0.57	9.84±0.81	8.74±0.54	5.78±0.87	0.0000*	
		30	22.76±0.52	20.52±0.65	13.51±0.78	12.22±0.69	11.77±0.58	10.41±0.80	9.32±0.54	6.39±0.89	0.0000*	
		Cryo stamp (-15 °C)	5	-5.96±1.73	-5.04±1.73	-3.37±1.17	-2.92±1.01	-1.80±0.48	-1.29±0.37	-0.63±0.12	-0.48±0.05	0.0000*
			10	-7.80±1.88	-6.93±2.01	-5.30±1.47	-4.87±1.37	-3.61±0.77	-3.01±0.67	-1.91±0.32	-1.59±0.24	0.0000*
			15	-9.17±1.90	-8.28±2.13	-6.75±1.58	-6.37±1.55	-5.11±0.93	-4.50±0.87	-3.22±0.51	-2.82±0.43	0.0000*
20			-10.12±1.89	-9.30±2.22	-7.87±1.61	-7.52±1.64	-6.31±1.04	-5.71±1.01	-4.37±0.65	-3.94±0.54	0.0000*	
25			-10.84±1.85	-10.11±2.23	-8.73±1.62	-8.40±1.68	-7.25±1.10	-6.70±1.10	-5.35±0.76	-4.89±0.67	0.0000*	
30			-11.45±1.92	-10.76±2.31	-9.45±1.72	-9.18±1.77	-8.05±1.17	-7.51±1.18	-6.17±0.86	-5.71±0.77	0.0000*	
Ice pack			5	-16.66±1.25	-12.20±1.71	-3.87±0.66	-2.90±0.75	-2.29±0.45	-1.57±0.32	-1.02±0.42	-0.19±0.06	0.0000*
			10	-19.60±1.19	-16.06±1.41	-7.84±0.94	-6.67±1.06	-5.82±0.66	-4.70±0.54	-3.65±0.74	-1.65±0.21	0.0000*
			15	-20.32±1.07	-17.37±1.15	-9.96±1.00	-8.81±1.08	-7.98±0.73	-6.82±0.62	-5.63±0.83	-3.19±0.31	0.0000*
	20		-20.73±0.66	-18.01±0.99	-11.22±1.01	-10.13±1.11	-9.33±0.75	-8.22±0.68	-7.02±0.86	-4.45±0.40	0.0000*	
	25		-20.86±0.65	-18.38±0.89	-12.07±1.02	-11.04±1.09	-10.29±0.79	-9.21±0.70	-8.04±0.89	-5.45±0.41	0.0000*	
	30		-20.33±1.05	-18.61±0.81	-12.67±1.07	-11.71±1.13	-10.97±0.85	-9.97±0.79	-8.81±0.97	-6.24±0.43	0.0000*	

Values are shown as mean±SD.

* : statistically significant by ANOVA($p < 0.05$).

Table 3. Changed Temperature in Heating and Cooling Modalities using Convection(°C)

Therapeutic modalities	Elapsed time(min)	0 mm (surface)	2 mm depth	4 mm depth	6 mm depth	8 mm depth	10 mm depth	12 mm depth	14 mm depth	p
Heating	5	3.47±1.52	2.77±1.08	1.65±0.96	1.08±0.47	0.63±0.37	0.26±0.22	0.02±0.18	-0.08±0.19	0.0000*
	10	10.23±4.00	8.72±3.75	5.34±2.16	4.11±1.73	2.79±1.27	1.66±0.80	0.78±0.55	0.35±0.42	0.0000*
	15	17.04±3.76	15.06±3.91	10.56±2.59	8.79±2.55	6.48±2.04	4.51±1.60	2.63±1.19	1.63±0.81	0.0000*
	20	20.08±3.01	18.40±2.79	14.12±1.99	12.36±2.07	9.86±1.79	7.53±1.71	4.97±1.44	3.59±0.99	0.0000*
	25	20.20±2.37	18.99±2.03	15.39±1.77	13.92±1.65	11.69±1.56	9.48±1.56	6.85±1.39	5.33±0.96	0.0000*
	30	17.77±1.54	17.18±1.35	14.75±1.37	13.74±1.11	12.04±1.26	10.23±1.26	7.90±1.17	6.49±0.85	0.0000*
Cooling	5	-14.87±1.13	-13.06±1.28	-10.63±1.06	-6.09±0.89	-4.95±0.68	-4.03±0.47	-2.24±0.34	-1.97±0.28	0.0000*
	10	-17.13±0.93	-15.97±0.99	-14.53±0.91	-11.09±0.96	-10.06±0.87	-9.22±0.66	-7.04±0.68	-6.59±0.55	0.0000*
	15	-17.96±0.75	-17.17±0.81	-16.24±0.81	-13.81±0.80	-12.99±0.79	-12.34±0.63	-10.46±0.70	-10.06±0.61	0.0000*
	20	-18.43±0.78	-17.86±0.73	-17.20±0.81	-15.37±0.69	-14.68±0.67	-14.19±0.57	-12.63±0.58	-12.30±0.56	0.0000*
	25	-18.68±0.71	-18.21±0.71	-17.77±0.76	-16.30±0.59	-15.73±0.57	-15.35±0.53	-14.06±0.45	-13.76±0.50	0.0000*
	30	-18.79±0.54	-18.42±0.59	-18.06±0.71	-16.89±0.50	-16.40±0.47	-16.08±0.49	-15.03±0.34	-14.76±0.48	0.0000*

Values are shown as mean±SD.
* : statistically significant by ANOVA($p < 0.05$).

Table 4. Changed Temperature in Heating Modality using Radiation(°C)

Therapeutic modalities	Elapsed time(min)	0 mm (surface)		2 mm		4 mm		6 mm		8 mm		10 mm		12 mm		14 mm		ρ	
		depth	depth	depth	depth	depth	depth	depth	depth	depth	depth	depth	depth	depth	depth	depth			
Heating Infrared lamp	5	7.66±1.17	7.35±1.29	5.06±1.45	4.19±0.74	2.79±0.51	1.80±0.37	0.64±0.31	-0.08±0.20	0.0000*									
	10	10.79±1.91	10.58±2.00	8.32±2.09	7.37±1.33	5.76±1.00	4.40±0.77	2.64±0.72	1.42±0.56	0.0000*									
	15	13.07±2.42	12.99±2.49	10.85±2.57	9.91±1.77	8.29±1.41	6.80±1.12	4.83±1.09	3.38±0.90	0.0000*									
	20	14.86±2.70	15.02±2.85	12.95±2.95	12.04±2.18	10.44±1.76	8.91±1.45	6.87±1.43	5.33±1.24	0.0000*									
	25	16.47±2.96	16.63±3.08	14.70±3.20	13.80±2.46	12.25±2.07	10.73±1.73	8.70±1.73	7.12±1.54	0.0000*									
	30	17.79±3.01	18.08±3.26	16.21±3.40	15.29±2.65	13.81±2.27	12.29±1.93	10.28±1.95	8.71±1.75	0.0000*									

Values are shown as mean±SD.

* : statistically significant by ANOVA(ρ 0.05).

Table 5. Changed Temperature in Heating Modality using Conversion(°C)

Therapeutic modalities	Elapsed time(min)	0 mm (surface)		2 mm		4 mm		6 mm		8 mm		10 mm		12 mm		14 mm		ρ
		depth	depth	depth	depth	depth	depth	depth	depth	depth	depth	depth	depth	depth	depth			
Heating Ultrasound device	5	14.19±2.40	16.36±3.07	16.29±3.21	16.54±3.06	16.03±3.54	14.10±2.88	13.18±3.64	11.67±2.67	0.0759								
	10	20.16±2.67	22.95±4.73	23.27±3.95	25.20±4.50	24.02±4.40	22.46±3.86	21.15±4.23	19.51±3.55	0.2615								
	15	25.13±4.72	27.75±5.33	28.87±4.21	31.40±5.25	30.17±5.30	28.70±4.50	27.30±4.76	25.80±4.28	0.3556								
	20	30.10±6.60	32.19±6.26	33.86±4.74	35.90±5.26	34.69±5.25	33.19±4.49	31.73±4.62	30.28±4.26	0.4994								
	25	33.44±6.45	35.70±5.90	38.04±4.37	40.13±4.69	38.70±4.75	37.05±4.43	35.65±4.12	34.04±4.19	0.2665								
	30	36.85±6.65	39.07±5.69	41.69±3.63	44.09±4.20	42.15±4.24	40.68±4.55	39.30±4.10	37.56±4.25	0.1705								

Values are shown as mean±SD.

There was no statistically significant difference by ANOVA(ρ 0.05).

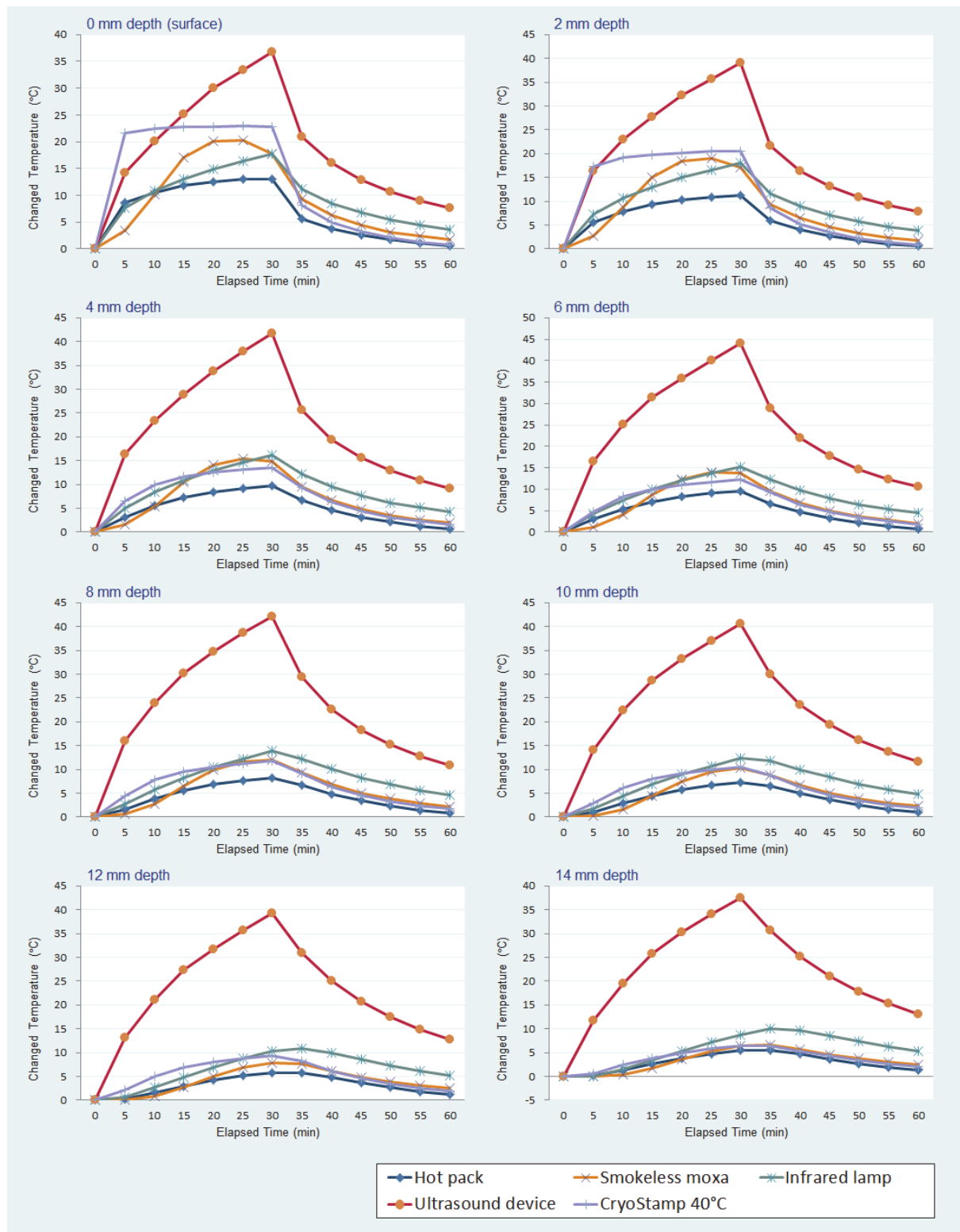


Fig. 3. Changed temperature by heating methods in various depths of tissue model
 We applied heating modalities to tissue model for 30 minutes. After that, we removed the modalities and observed temperature recovery for 30 minutes.

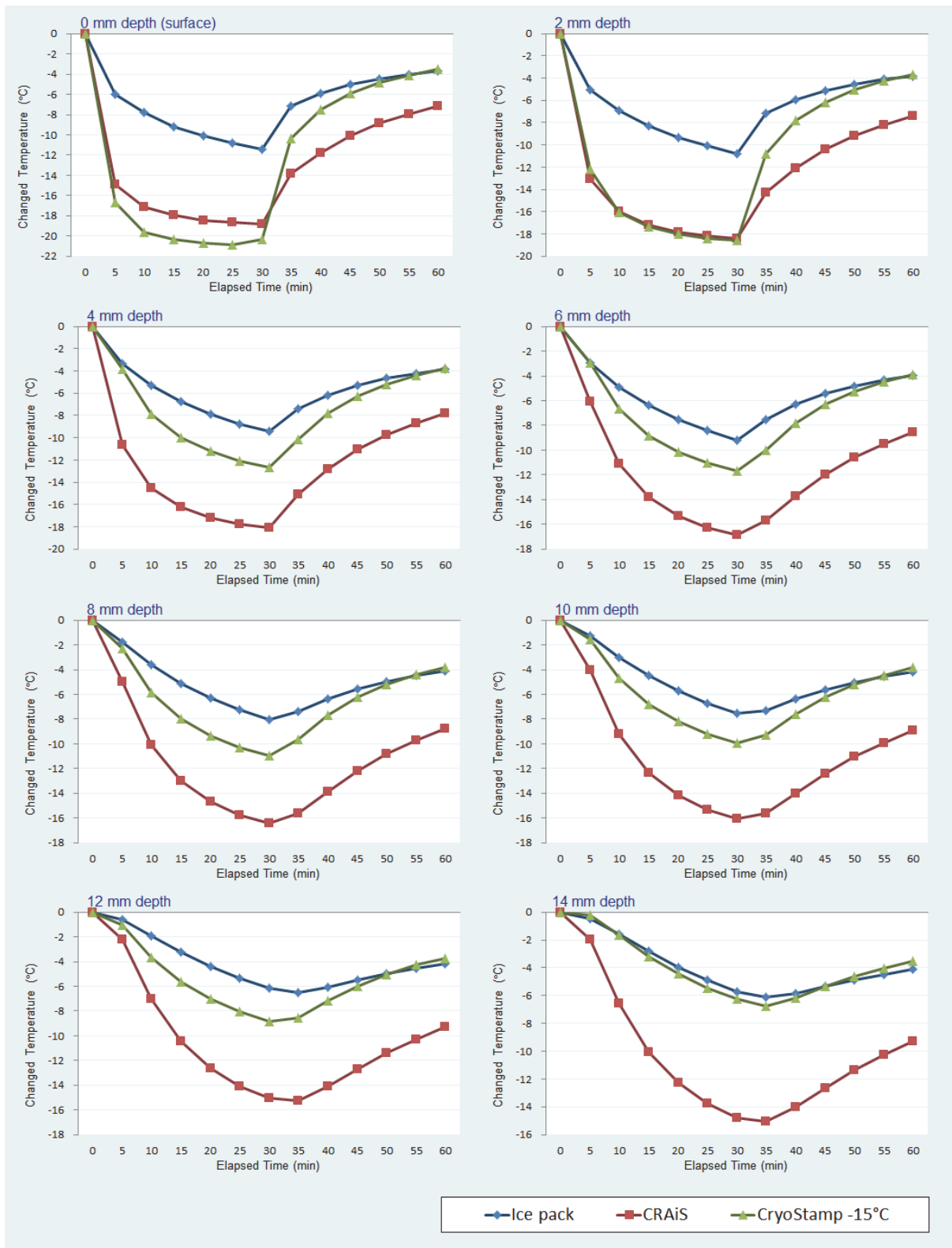


Fig. 4. Changed temperature by cooling methods in various depths of tissue model
 We applied cooling modalities to tissue model for 30 minutes, After that, we removed the modalities and observed temperature recovery for 30 minutes.

조합자극기(-15 ℃)를 적용했을 때, 모두 초기 5분 이내에 표면 온도가 가장 크게 하강하다가 5분 이후 하강 폭이 줄어들어 평형에 가까워졌다(Table 2).

특히 CryoStamp 의료용 냉온조합자극기의 경우 40 ℃ 및 -15 ℃로 설정하였을 때 모두 처음 5분 동안 표면과 2 mm 깊이의 온도가 다른 깊이에 비해 급격히 상승 또는 하강하여 최고·최저 온도에 근접하였다.

2) 대류방식의 치료기

대류 방식의 온열 치료기인 공기부양식 무연 온구기를 적용했을 때, 처음 5분 동안에는 다른 치료기에 비해 표면 온도 변화가 뚜렷하지 않았으며, 5~15분 사이에 온도가 크게 상승하여 20분 경과 시점에서 최고 온도에 근접하였다. 이후 25분 경과 시점에 최고 온도 변화량을 기록한 뒤 점차 온도가 하강하였으며, 2, 4 및 6 mm 깊이의 온도도 비슷한 양상을 보였다.

반면 냉각 치료기인 CRAiS 한랭물리치료기를 적용한 결과, 전도 방식의 냉각 치료기의 경우와 같이 처음 5분 이내에 표면 온도가 가장 크게 하강하고, 이후 온도 하강 폭이 줄어들어 평형 상태에 근접하였다(Table 3).

3) 복사방식의 치료기

적외선 스탠드의 경우, 표면 온도는 처음 5분 이내에 가장 크게 상승하였으나, 그 이후로도 평형 상태에 이르지 않고 지속적으로 온도가 상승하여 전도 방식의 온열 치료기와 구별되었다. 또 표면과 2 mm 깊이 간의 평균 온도 변화량 차이는 크지 않았으며, 20분, 25분 및 30분 경과 시점과 같이 2 mm 깊이의 온도가 표면 온도를 소폭 앞서는 경우도 있었다(Table 4).

4) 전환 방식의 치료기

초음파 온열치료기의 경우, 조직모델의 온도가 처음 5분 이내에 가장 크게 상승하나 그 이후로도 평형에 이르지 않고 지속적으로 상승한다는 점에서 복사 방식의 치료기와 양상이 비슷하였다. 그러나 다른 냉·온치료기 적용 시 조직모델의 표면에서 평균 온도 변화량이 가장 크고 심부로 갈수록 감소했던 것과 달리, 초음파 온열기에서는 30분 경과 시점에서 6 mm 깊이의 평균 온도 변화량이 가장 컸으며, 표·심부에 관계없이 6 mm 깊이에서 멀어질수록 온도 변화량이 감소하였다. 평균 온도 변화량의 절대적인 값도 모든 깊이에서 다른 온열 치료기에 비해 크게 나타났다(Table 5).

깊이에 따른 온도 변화량을 서로 비교했을 때, 다른 온도 전달 방식의 냉·온치료기는 모두 인접한 깊이끼리 유의한

차이가 나타났으나($p < 0.05$), 초음파 온열치료기에서는 어느 시점에서도 유의한 차이가 나타나지 않았다($p > 0.05$).

2. 깊이별 온도 변화 양상 비교

1) 온열치료기

조직모델의 깊이별로 온열 치료기 적용에 따른 온도 변화 그래프를 비교하였을 때, 표면(0 mm 깊이)에서 온도 변화 양상의 차이가 가장 뚜렷하였다. 전도, 복사 및 전환 방식의 온열 치료기에서는 표면에서 시간 경과에 따라 온도의 상승폭이 감소하는 포물선 양상의 그래프가 나타났으나, 대류 방식의 공기부양식 무연 온구기는 S자와 유사한 양상을 보여 다른 치료기와 구별되었다.

또 복사 방식의 적외선 스탠드와 전환 방식의 초음파 온열치료기의 경우, 5분 이후에도 모든 깊이에서 전도 방식의 냉온조합자극기(40 ℃)와 hot pack에 비해 지속적인 온도 상승이 나타났으며, 30분 적용 이후 온도도 비교적 높은 상태로 유지되었다(Fig. 3).

2) 냉각치료기

냉각 치료기 적용 시에도, 조직모델의 표면에서 온도 변화 양상의 차이가 가장 뚜렷하였다. 표면에서는 전도 방식의 ice pack, CryoStamp 의료용 냉온조합자극기(-15 ℃), 그리고 대류 방식의 CRAiS 한랭물리치료기 등 모든 냉각 치료기에서 포물선과 유사한 그래프가 나타났다.

30분의 적용 시간 동안 표면에서는 CryoStamp 의료용 냉온조합자극기의 온도가 가장 크게 하강하였으나, 2 mm 이하의 깊이에서는 CRAiS 한랭물리치료기의 온도 변화가 가장 컸다. CRAiS 한랭물리치료기는 다른 치료기에 비해 30분 적용 이후 온도도 비교적 낮은 상태로 계속 유지되었다(Fig. 4).

IV. 고 찰

물리치료(physical therapy)란 인체에 물리작기계적 기전을 응용하여 질병을 치료하는 방법으로, 한방 의료서비스에서도 한의학적 치료와 병행함으로써 환자 만족도를 높이고 있다¹⁴⁾. 그 중 온도를 높이거나 낮추어 인체에 의도한 효과를 미치는 치료법을 각각 온열요법, 냉요법이라고 한다. 온열요법은 혈관 확장과 혈류 증가로 인한 순환 촉진,

세포 대사 촉진, 신경전도의 증가, 근 경련 감소, 결합조직의 신장도 증가, 전신적 이완 및 통증 경감 등의 효과가 있으며^{15,16)}, 냉요법은 즉각적 피부 혈관 수축과 이후의 반사적 혈관 확장, 근 피로도 및 신경전도 속도의 감소, 관절 내 온도 감소 등을 기대할 수 있다¹⁷⁾.

한의학에서는 經絡, 經穴, 經筋에 대한 자극을 통해 전신적인 장부 생리의 균형을 조절하고 기능을 향상시키기 위하여 경피적외선조사요법, 경피경근온열요법, 경피경근한랭요법 등의 이름으로 냉·온치료를 도입하여 응용하고 있다. 온열요법은 溫經散寒 扶正祛邪하는 溫經絡 요법으로, 냉요법은 寒熱 陰陽의 균형을 맞추어 급성 통증이나 염증을 교정하는 요법으로 이해할 수 있다¹⁸⁾.

온열요법과 냉요법은 열에너지의 흐름을 통한 온도 변화로써 적용 부위에 치료 효과를 유도한다. 이러한 온도 전달에는 크게 전도, 대류, 복사 및 전환의 형태가 있는데, 전도(conduction)는 고온의 분자와 인접한 저온의 분자가 서로 충돌하면서, 대류(convection)는 유체 입자의 움직임에 의해, 그리고 복사(radiation)는 매질 없이 고온의 물체가 방출한 광선을 저온의 물체가 바로 흡수함으로써 열에너지 전달이 이루어지는 방식이라 요약할 수 있다¹⁹⁾. 전환(conversion)은 기본적으로 복사의 일종이지만 에너지가 전파의 형태로 존재하다가 매질을 통과하면서 열에너지로 변환한다는 특징이 있어 일반적인 복사와 구분하여 생각할 수 있다. 이 형태는 인체 심부의 골, 관절, 근육 조직에 열을 가하는 심부열 치료기에 응용되므로, 의학 서적에서도 복사 방식과 구분하여 기술하는 경우가 많다^{20,21)}.

한방 온열요법 중 하나인 灸法은 자극의 정도에 따라 치료 효과가 좌우되므로 그 연소 및 온도 특성에 대한 연구가 直接灸뿐만 아니라 隔蒜灸, 隔薑灸²²⁾, 隔附子灸²³⁾ 및 隔餅灸²⁴⁾ 등의 다양한 灸法에 대해 일찍부터 이루어진 상태이나, 灸法의 온도 전달 방식은 기본적으로 전도에 국한되어 있다.

이에 본 연구에서는 현재 한방의료에서 활용되는 냉온치료기의 온도 특성을 온도 전달 방식별로 조사하여 향후 임상에서 적절한 치료 방법을 선택하여 활용할 수 있도록 하고자 하였다.

CryoStamp 의료용 냉온조합자극기는 최근에 개발된 의료기로, probe의 온도를 임의로 조절할 수 있어 냉온교대 치료 등에서 범용성이 크다고 생각되어 본 연구에 선정하였다. 그리고 CRAiS 한랭물리치료기는 선행 연구²⁵⁾에서 무릎의 표면 온도와 관절 내 온도를 비교하는 데 쓰인 바 있어 선정하였다. 전환열을 이용하는 심부열 치료기 중 초음파 온열기는 극초단파 투열요법과 달리 금기 사항에 금속 기구 착용 여부를 규정하지 않고 있으며²⁶⁾, 선행 연구²⁷⁻²⁹⁾

에서도 초음파 적용 시 온도를 thermocouple로 측정한 사례가 있어 본 연구에 선정하였다.

선행 연구에서는 생체를 모사하는 조직모델로 고히 폼, 용액 폼³⁰⁾, 그리고 젤라틴, 한천 등의 젤리 폼^{30,31)} 등을 사용하였다. 그러나 본 연구에서는 피부와 그 밑의 조직이 주로 지방과 근육들로 이루어져 있다는 점에 착안하고, 매 실험마다 동일한 성상을 구현하기 쉬우며 색상이 피부와 유사하며 온도 측정기의 삽입이 용이한 폼¹¹⁾을 조직모델로 사용하였다.

전도 방식의 온열 치료기인 hot pack의 경우 조직모델에 직접 접촉시킴으로 표면부터 영향을 받아 온도가 상승한다. 그러나 시간이 지날수록 온도 상승폭이 점차 감소하여 평형에 근접하는 포물선 형태의 온도 변화가 나타났다. 이는 hot pack에서 나올 수 있는 열량이 한정되어 있는데다가 외부에서 hot pack으로 열량이 계속 공급되지 않기 때문인 것으로 보인다. 전도 방식의 냉각 치료기인 ice pack도 hot pack과 마찬가지로 포물선 형태의 온도 변화 양상이 나타나는 것을 확인할 수 있었다.

CryoStamp 의료용 냉온조합자극기도 전도 방식의 치료기로 온도 변화 양상은 hot pack 및 ice pack과 유사했다. 그러나 probe와 조직모델을 직접 접촉시켰으므로 표면과 2 mm 깊이의 온도 변화폭이 훨씬 급격하였으며, 설정된 온도에 맞추어 에너지가 계속 공급되므로 온도의 평형 상태도 비교적 오래 유지되었다. 단 4 mm 깊이 이하에서 온도 변화는 전반적으로 hot pack 및 ice pack과 유사하였다.

이로 보았을 때 전도 방식의 냉·온치료기는 조직 淺部의 온도를 신속히 변화시키면서 일정 시간 일정한 온도를 유지시키는 데 유용할 것으로 사료된다. 다만 42~45 °C에서 30~60분간 온열 자극을 유지할 때 조직의 비가역적인 세포 손상이 일어나며 50 °C 이상에서는 수 분 이내로 손상되는데³²⁾, 체온으로부터의 온도 변화량으로 환산할 경우 14 °C 이상 상승 시 조직 손상이 일어나는 셈이 된다. 이에 따라 냉온조합자극기의 경우 표면의 화상 방지를 위하여 적절한 온도와 자극 시간을 설정하여 사용하여야 할 것으로 생각된다.

대류 방식의 공기부양식 무연 온구기는 다른 온열 치료기와 달리 표면과 심부 모두 S자 모양의 온도 변화 그래프가 나타나는데, 이는 열원인 썩탄이 타면서 온도가 올라감에 따라 조직모델 표면의 온도 상승폭도 커지는 것으로 해석할 수 있다. 25분 이후로는 표면부터 온도가 낮아지는데, 썩탄이 모두 타면 hot pack이 식을 때와 마찬가지로 더 이상 열원에서 열량이 공급되지 않기 때문이다. 따라서 적용 초반에 부드럽게 열을 가하면서 차차 적용 부위 표면의 온도를 상승시키는 데 이용할 수 있을 것이다. 그러나 적용시

간 동안 0, 2 및 4 mm 깊이의 온도 변화량이 14 °C를 초과하였기 때문에 실제 사용 시 통증 및 화상의 가능성이 있으므로, 완충재를 사용하거나 수시로 온구기 적용 부위를 바꾸어야 할 것이다.

CRAiS 한랭물리치료기도 대류 방식의 치료기이나, 표면과 천淺部의 온도가 적용 초기에 급격하게 하강하여 전도 방식의 냉각 치료기와 유사한 온도 변화를 나타냈다. 또 전도 방식의 ice pack보다도 큰 폭으로 즉각적 온도 변화가 유발되었고 적용 종료 후의 온도 회복도 상대적으로 느린 것을 확인할 수 있었는데, 이는 강제 대류로서 공기를 조직 모델에 직접 대고 지속적으로 분사하였기 때문으로 생각된다.

복사 방식의 적외선 스탠드를 적용했을 때에는 표면과 2 mm 깊이의 온도 변화량이 크게 차이나지 않았다는 특징이 있는데, 이는 복사열이 조직모델의 2 mm 깊이까지 즉각적인 침투가 가능할 때문으로 생각된다. 따라서 적외선 조사 요법은 전도 방식과 마찬가지로 적용 초기에 신속하게 조직 천부의 온도를 올려주기 위한 수단으로 이용할 수 있을 것으로 보인다. 또 다른 특징으로, 적용 시간 동안의 온도 변화 그래프가 포물선과 유사하면서도 비교적 직선에 가깝게 나왔다. 이는 온도가 평형 상태에 이르지 않고 비교적 꾸준히 상승한 때문인데, hot pack이나 공기부양식 무연 온구기와 달리 외부에서 일정한 열에너지를 지속적으로 공급해 준다는 점에서 기인한 것으로 보인다. 그래서 실제 임상에서 장시간 사용할 경우 화상의 위험이 높으며, 본 실험 결과에서도 30분 경과 전에 표면에서 6 mm 깊이까지의 평균 온도 변화량이 14 °C를 초과하였다. 그리고 본 연구에서는 30분 이후에도 60분까지 모든 시점과 깊이에서 적외선 스탠드의 온도 변화량이 hot pack, 공기부양식 무연 온구기 및 CryoStamp 의료용 냉온조합자극기에 비해 높아, 온도가 비교적 오랫동안 유지되었다는 것을 확인할 수 있었다. 이는 모든 깊이에 열이 고르게 전달되었다는 의미로 해석할 수 있으나 그만큼 화상의 위험도 심부에까지 미칠 수 있으므로 주의해야 할 것으로 생각된다.

전환 방식의 초음파 온열치료기에서는 6 mm 깊이에서 온도가 가장 크게 상승하였다. 이는 심부열 치료기의 특징이 반영된 것으로, 표재열을 적용하는 다른 치료기에서 조직 모델 표면의 온도 변화량이 가장 크고 심부로 내려갈수록 감소한 것과 구별된다. 즉 초음파는 심부 조직에 열 자극을 주는 데 적합한 치료 방법이 될 수 있으나, 자극 부위가 probe의 넓이에 한정되어 있어 한 번에 광범위한 자극을 주기 어렵다는 단점이 있어서 실제 사용 시 수시로 probe를 움직여 주어야 한다. 그리고 깊이에 따른 온도 변화량을 서로 비교했을 때에는 어느 시간대에서도 인접한 깊이끼리

유의한 차이가 나타나지 않았다. 이는 probe의 미세한 움직임에도 온도 변화 양상이 쉽게 달라져 각 실험 데이터의 편차가 컸던 탓으로 생각된다. 그럼에도 불구하고 전반적인 열전달 특성은 적용 시간 동안 온도가 평형에 이르지 않고 꾸준히 상승하였다는 점에서 복사 방식의 적외선 스탠드와 유사하였다. 그리고 다른 온열 치료기보다 훨씬 큰 폭의 온도 변화를 유발하였기 때문에 5~10분 이상 오랜 시간 연속하여 사용하지 않는 것이 좋다¹⁵⁾.

본 연구의 한계로, 각각의 치료기를 적용할 때 조직 모델에 전달되는 열에너지의 양이 서로 동일하지 않아서 온도 변화량을 단순 비교하여 효과를 평가하기가 어려웠다는 점이 있다. 그리고 생체가 아닌 조직모델을 대상으로 실험하였다는 점에서도 한계가 있었는데, 향후 생체를 대상으로 연구 시에는 체온, 혈류 등의 변수를 추가적으로 감안해야 할 것이다. 또한 표피와 진피의 열 전도도(conductivity)가 차이가 난다는 점도 고려해야 할 것이다.

그러나 본 연구는 치료기를 실제 임상에 적용하는 방식을 재현하여 표면 및 심부 온도 변화를 검토함으로써, 열전달 특성을 파악함과 동시에 상황에 맞는 열전달 방식의 냉·온치료기를 사용할 수 있는 단서를 탐구하였다는 데 의의가 있다. 향후 연구에서는 열전달 방식 외에도 치료기 적용 부위에 대한 압박이나 마찰 등의 물리적 변수를 함께 고려하여 그 강도에 따라 효과를 비교한다면 의미 있는 결과를 도출할 수 있을 것이다.

V. 결 론

임상에서 쓰이는 냉·온치료기를 전도, 대류, 복사 및 전환 방식별로 조직모델에 적용하여 온도 변화를 측정 및 비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 전도 방식의 hot pack, ice pack 및 냉온조합자극기 (40 °C/-15 °C)의 경우, 적용 5분 이내에 조직모델의 표면 온도가 급격히 상승 또는 하강하여 최고·최저 온도에 근접했으며, 이후 평형에 가까운 상태를 유지하였다.
2. 대류 방식의 공기부양식 온구기에서는 표면 온도가 서서히 상승하여 25분 경과한 시점에 최고치를 기록하였으나, 한랭물리치료기의 경우 전도 방식의 냉각 치료기와 비슷한 온도 변화가 나타났다.
3. 복사 방식의 적외선 램프에서는 전도 방식의 온열 치료기와 유사한 온도 변화를 나타냈으나, 적용 시간

동안 평형을 이루지 않고 계속 온도가 상승하였다.

4. 전환 방식의 초음파 온열기에서는 6 mm 깊이에서 온도 변화가 가장 컸으며, 적용 시간 동안 평형을 이루지 않고 계속 온도가 상승하였다.

VI. References

1. Tepperman PS, Devlin M. The therapeutic use of local heat and cold. *Can Fam Physician*. 1986 ; 32 : 1110-4.
2. Nadler SF, Weingand K, Kruse RJ. The physiologic basis and clinical applications of cryotherapy and thermotherapy for the pain practitioner. *Pain Physician*. 2004 ; 7(3) : 395-9.
3. Oh Chung-hee. *Rehabilitation Medicine*. 3rd edition, Seoul : Daehakseorim, 2011 : 79-89.
4. Oosterveld FG, Rasker JJ. Effects of local heat and cold treatment on surface and articular temperature of arthritic knees. *Arthritis Rheum*. 1994 ; 37(11) : 1578-82.
5. Trowbridge CA, Draper DO, Feland JB, Jutte LS, Eggett DL. Paraspinal musculature and skin temperature changes: comparing the Thermacare HeatWrap, the Johnson & Johnson Back Plaster, and the ABC Warme-Pflaster. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2004 ; 34(9) : 549-58.
6. Hong Yong-jae, Kim Cheul, Park Moon-soo, Kim Young-jun. Changes of pre-auricular cutaneous blood flow and skin temperature after dry heat therapy and moist heat therapy. *Journal of Korean Academy of Oral Medicine*. 2006 ; 31(1) : 47-57. Korean.
7. Shin Misook, Shin Byungcheul, Lee Myeongjong et al. The utilization of physical therapies in the Korean medicine clinics: A survey for National Health Insurance planning. *J Oriental Rehab Med*. 2009 ; 19(3) : 101-9.
8. Lindsay D, Dearness J, Richardson C, Chapman A, Cuskelly G. A survey of electromodality usage in private physiotherapy practices. *Australian Physiotherapy*. 1990 ; 36(4) : 249-56.
9. Allen RJ. Physical agents used in the management of chronic pain by physical therapists. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2006 ; 17(2) : 315-45.
10. Draper DO, Harris ST, Schulthies S, Durrant E, Knight KL, Ricard M. Hot-Pack and 1-MHz Ultrasound Treatments Have an Additive Effect on Muscle Temperature Increase. *J Athl Train*. 1998 ; 33(1) : 21-4.
11. Shin Kyung-min. A comparative study on thermal characteristics between laser and indirect moxibustion in tissue models [dissertation]. Seoul : Dongguk Univ. 2012. .
12. Kim Keun-jo, Lee Cu-ri. A Study about change in the temperature by each region and time after hot & cold application. *The journal of Korean academy of physical therapist*. 1995 ; 2(3) : 577-86.
13. Akgun K, Korpinar MA, Kalkan MT, Akarirmak U, Tuzun S, Tuzun F. Temperature changes in superficial and deep tissue layers with respect to time of cold gel pack application in dogs. *Yonsei Med J*. 2004 ; 45(4) : 711-8.
14. Lim Se-young, Yoo Sang-min, Bae Kyeong-yeon, Lee Yong-hyun, Jung Jae-joong. Research on the Effect and Satisfaction between Independenced and Parallelism Treatment of Acupuncture and Physical of Lumbago Patients. *The Journal of Korean Acupuncture & Moxibustion Society*. 2005 ; 22(6) : 75-84.
15. Park Kyu-hyun, Kim Jae-yoon, Park Rae-Joon. Biophysical Principles of Superficial Heating and Deep Heating Agents. *The journal of Korean Society of Physical Therapy*. 2002 ; 14(1) : 197-203.
16. Jang Jun-Hyuk, Kim Kyung-ho, Kim Jang-hyun. Effect of the Ceragem Master Heat Bed for Posterior Neck Pain and Low Back Pain. *The journal of Korean oriental pediatrics*. 2000 ; 14(2) : 133-40.
17. Cho Kang-hee. Physical Therapy and Pharmacological Treatment of Lumbar Disc Herniations. *Journal of the Korean Medical Association*. 2004 ; 47(9) : 827-43.
18. The Korean Academy of Oriental Rehabilitation Medicine. *Oriental Rehabilitation Medicine*. 2nd edition, Seoul : Koonja Press. 2007 : 317-8.

19. Lienhard JH, Lienhard JH. A Heat Transfer Textbook. 3rd ed. Cambridge, MA, USA : Phlogiston Press. 2008 : 10-34.
20. Kamen G. Foundations of Exercise Science. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins. 2001 : 139.
21. Knight KL, Draper DO. Therapeutic Modalities: The Art and Science. 2nd edition. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins. 2012 : 185.
22. Kim Yoon-hong, Lee Seung-ho, Yeo Su-jung, Choe Il-hwan, Kim Young-kon, Lim Sabina. The Study on Temperature Measurement for the Standardization of Moxibustion. The Journal of Korean Acupuncture & Moxibustion Society. 2008 ; 25(2) : 129-38.
23. Wang Kai-hsia, Kim Eun-jung, Cho Hyun-seok, Kim Kap-sung, Lee Seung-deok, Kim Kyung-ho. A Comparative Study on Buffer Characteristic of Indirect Moxibustion. The Journal of Korean Acupuncture & Moxibustion Medicine Society. 2012 ; 29(5) : 75-85.
24. Lee Geon-hui, Lee Geon-mok, Guk Uo-suk. Experimental Study on the Characteristics of Combustion in Indirect Moxibustion with Cake Insulation. The Journal of Korean Acupuncture & Moxibustion Society. 2004 ; 21(6) : 233-48.
25. Kim YH, Baek SS, Choi KS, Lee SG, Park SB. The effect of cold air application on intra-articular and skin temperatures in the knee. Yonsei Med J. 2002 ; 43(5) : 621-6.
26. The Korean Academy of Oriental Rehabilitation Medicine. Oriental Rehabilitation Medicine. 2nd edition. Seoul : Koonja Press. 2007 : 333.
27. Hayes BT, Merrick MA, Sandrey MA, Cordova ML. Three-MHz Ultrasound Heats Deeper Into the Tissues Than Originally Theorized. J Athl Train. 2004 ; 39(3) : 230-4.
28. Aubry JF, Pernot M, Marquet F, Tanter M, Fink M. Transcostal high-intensity-focused ultrasound: ex vivo adaptive focusing feasibility study. Phys Med Biol. 2008 ; 53(11) : 2937-51.
29. Merrick MA, Mihalyov MR, Roethemeier JL, Cordova ML, Ingersoll CD. A Comparison of Intramuscular Temperatures During Ultrasound Treatments With Coupling Gel or Gel Pads. J Orthop Sports Phys Ther. 2002 ; 32(5) : 216-20.
30. Kim Oh-young, Seo Ki-taek, Choi Chang-young et al. Development of Jelly-type Simulating Human Tissue for Research on Hyperthermia by High Frequency Magnetic Field. Applied Chemistry. 2006 ; 10(2) : 393-6.
31. Cho Ji-yong, Kim Jung-kyung. Visualization of Temperature Distribution Deep Inside the Agar Gel Tissue Phantom Heated Using Moxibustion and 1064 nm Infrared Laser. Journal of the Korean Society of Visualization. 2010 ; 8(4) : 54-9.
32. Habash RW, Bansal R, Krewski D, Alhafid HT. Thermal therapy, part 1: an introduction to thermal therapy. Crit Rev Biomed Eng. 2006 ; 34(6) : 459-89.