

한냉물리치료기의 개발

김영호·양길태*·장윤희*·박시복**·류진상***

연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과, 의공학연구소
재활공학연구센터*, 한양대학교병원 재활의학과**, 주식회사 센추리***
(1998년 7월 15일 접수, 1999년 1월 5일 채택)

The Development of a Cryotherapy System

Y.H. Kim, G.T. Yang*, Y.H. Chang*, S.B. Park**, and J.S. Ryu***

Dept. of Medical Engineering, Research Institute of Medical Engineering,
College of Health Science, Yonsei University,
Korea Orthopedics and Rehabilitation Engineering Center*,
Department of Rehabilitation Medicine, Hanyang University Hospital**, Century Co.***
(Received July 15, 1998, Accepted January 5, 1999)

요 약 : 신냉매인 R-404A를 사용하여 저온특성이 우수한 한냉물리치료기를 개발하였다. 임상평가를 통해서 침온도계를 슬관절 강 내 및 둔부근육 내에 삽입하여 직접 근육온도를 측정하였고, 적외선체열촬영기를 이용하여 피부온도를 객관적으로 측정하였다. 슬관절 부위에 대한 5분 동안의 한냉물리치료에 따른 피부 및 관절강 내 온도변화를 측정된 결과, 피부는 $23.3 \pm 4.7^\circ\text{C}$, 관절강 내는 $4.1 \pm 1.0^\circ\text{C}$ 의 온도저하를 보였으며 2~3시간이 경과한 후에도 한냉치료효과가 지속됨을 알 수 있었다. 냉기치료 후 둔부근육에서 측정된 최저온도는 2, 4, 6cm 깊이에서 각각 35.1 ± 0.7 , 36.2 ± 0.4 , $36.9 \pm 0.3^\circ\text{C}$ 였고, 이에 도달하기까지의 시간은 각각 20 ± 3.0 , 25 ± 4.5 , 45 ± 8.5 분이었다. 치료 후 2시간이 경과한 뒤의 온도는 근육의 2, 4, 6cm 깊이에서 각각 36.2 ± 0.5 , 36.6 ± 0.3 , $36.9 \pm 0.3^\circ\text{C}$ 였고, 치료 전에 비해 유의한 온도 차이가 있었다. 또한 5분간 한냉을 가하는 동안 피부 및 근육 내에서 온도의 증가, 즉 반응성 혈관확장은 관찰되지 않았다. 본 연구를 통해서 개발된 한냉물리치료기는 근육의 연축 혹은 강직, 물리적 외상, 화상, 동통의 감소, 관절염 등에 효과적으로 사용되리라 생각된다.

Abstract : A cryotherapy system using cold air was developed. The developed system had superior low-temperature characteristics with various flow rates and nozzle sizes, and used R-404A, as a coolant, which has no destructive effects of Ozone layers. Flow rates and the treatment time can be easily altered during the operation. In addition, an alarm system was designed for the overload, overheat, and over-charge of the machine. For clinical applications, skin temperatures, intra-articular temperatures of the knee joint and intra-muscular temperatures of the gluteal muscles were measured during and after the cryotherapy. After a 5-minute therapy, skin and intra-articular temperatures decreased by 23.3 ± 4.7 and $4.1 \pm 1.0^\circ\text{C}$, respectively. A 5-minute cryotherapy was good enough to maintain low intra-articular temperatures for 2-3 hours. Resting intra-muscular temperatures in 2, 4, and 6cm deep in the gluteal muscle were 36.5 ± 0.2 , 36.9 ± 0.2 , $37.1 \pm 0.2^\circ\text{C}$, respectively ($p < 0.05$). Lowest temperatures in 2, 4, and 6cm depth were 35.1 ± 0.7 , 36.2 ± 0.4 , $36.9 \pm 0.3^\circ\text{C}$, respectively ($p < 0.05$). Temperatures after a 2-hour cold air application on the skin and in the muscle in depth of 2, 4, and 6cm were 32.2 ± 1.1 , 36.2 ± 0.5 , 36.6 ± 0.3 , $36.9 \pm 0.3^\circ\text{C}$, respectively ($p < 0.05$). Temperatures on the skin and in the muscle significantly decreased after 2 hours, compared with before cold air application ($p < 0.05$). The intra-muscular temperature was changed more slowly than the skin temperature, and the deeper the muscle, the lesser temperature changes. The effect of a 5-minute cold air application lasts up to 2 hours, and it seems that the rebound-rise of the temperature due to the reactive vasodilatation does not occur in the gluteal muscle.

Key words : Cryotherapy, Intra-muscular Temperature, Intra-articular Temperature, Skin Temperature

※본 논문은 1996, 1997년 보건복지부의 보건의료기술연구개발사업(HMP-96-E-5-1014)의 연구비 지원으로 이루어졌음.

통신저자 : 김영호, (220-710) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234 연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과,

Tel. (0371)760-2492, Fax. (0371)760-2197

E-mail : yhkim@dragon.yonsei.ac.kr

CRYOTHERAPY SYSTEM

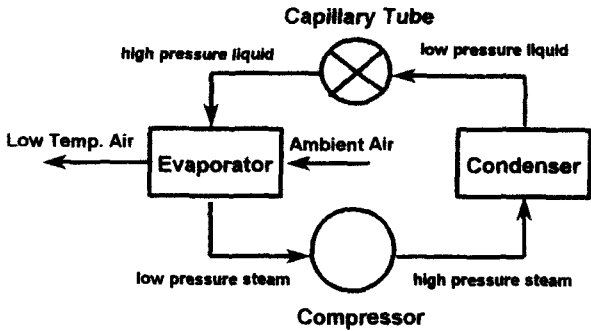


그림 1. 한냉물리치료기의 냉각 개략도
Fig. 1. Schematics of the cooling in the cryotherapy system

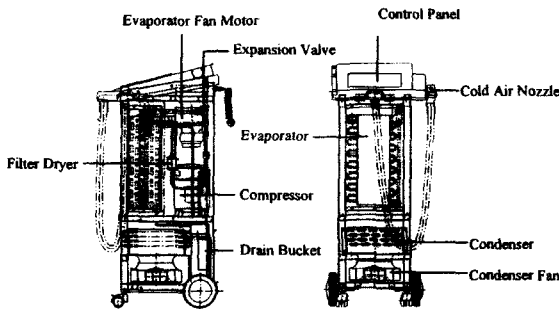


그림 2. 한냉물리치료기의 주요 구성품
Fig. 2. Main components in the cryotherapy system

서 론

동통은 의학이 해결해야 할 가장 기본적인 과제이나 아직까지 그 기전이 확실하게 밝혀지지 않은 상태이다. 한냉치료는 흔히 얼음이나 냉습포 등을 이용하여 치료적 목적으로 국소를 냉각시키는 것을 말한다. 이는 오래 전부터 경험에 의해 사용되어 왔으며, 그 생리적 연구는 주로 1960년대부터 이루어졌다. 한냉치료는 표재열(superficial heat) 치료의 일종이지만 일반적으로 같은 강도의 표재열치료에 비해서 생리적 효과가 더 오래 지속되며 근육의 연축 혹은 강직, 물리적 외상, 화상, 동통의 감소, 관절염 등에 다양하게 사용되어지고 있다. 한냉치료는 혈류를 감소시키고, 신체 대사 활동을 감소시키며 근육의 긴장도를 감소시켜 진통효과를 나타낸다[1-6]. 또한 경련성을 억제시키고 [6,7], 위장관의 운동성을 증가시키고[4], 신경전도속도(nerve conduction speed)를 느리게 한다[5,8].

한냉치료에 있어서 저온의 질소, ethelene chloride 또는 chlorofluoromethanes 등의 액화가스를 사용하는 방법은 제한된 부

위에만 사용되고 있다. 그러나 -100°C 정도의 극저온치료는 실지 임상에 많은 제약이 따르므로, -30°C 가량의 저온한냉치료기가 개발되어 사용되고 있다[9]. 최근에 개발된 한냉물리치료기들은 대부분 암모니아 또는 기타 냉매를 일회 주입하고 공기를 냉각시키는 방법을 사용하고 있다. 한냉치료기는 급속 냉각기류를 형성할 수 있는 열교환시스템으로, 예열시간을 최소화시켜야 한다. 또한 냉기를 환부에 직접 분사할 경우 얼음알갱이가 나오지 않도록 냉기의 제습율을 80% 이상 유지하여야 한다.

본 연구의 목적은 저온공기를 이용한 한냉물리치료기를 개발하고, 한냉치료에 따른 피부, 관절강 및 근육 내의 온도변화를 지속적으로 관찰하여 그 치료효과를 예측하는 데 있다.

한냉치료기의 개발

그림 1은 한냉물리치료기의 공기냉각방식을 설명하는 개략도이다. 냉동기 안의 증발기(evaporator)속에 있는 액체냉매로 인해 열을 흡수하게 되고 냉매가 액체로부터 증기(기체)로 변할 때 냉동이 일어난다. 증기열을 흡수하여 기화된 뒤 냉동공간 밖에 위치한 응축기(condenser)로 운반된다. 여기서 냉매가 압축되면 높은 압력과 높은 온도때문에 열이 외부로 방출되면서 냉각된다. 한냉치료기는 이 원리를 이용하여 공기를 필요한 극저온 또는 저온상태를 만들어 환자의 환부에 차가운 공기를 뿜어내어 치료하는 기기이다. 본 연구에서는 저온특성이 우수하고 경제성 및 환경문제를 고려하여 오존층 파괴지수가 전혀 없는 안전한 신냉매인 R-404A를 사용하였다.

그림 2는 한냉물리치료기의 구성으로 크게 직류전동기와 압축기, 응축기, 증발기, 조작패널 등으로 구성된다. 제품의 경량화를 위하여 외부 케이싱 및 내부 후레임은 알루미늄으로 되어 있으며, 압축기 및 기타 장치들에 대한 안전장치와 온도제어 시스템은 내부에 마이크로컴퓨터를 내장하여 제어하도록 하였다. 외관과 상부 커버는 플라스틱 사출물로 제작하여 토출헤드걸이 및 고정, 교환노즐의 보관, 이동손잡이 등을 수용하도록 하였다. 사용의 편리성을 도모하기 위하여 토출헤드 고정기능을 부가했으며, 환부에 따라 여러 크기의 노즐을 사용할 수 있도록 하였다.

조작패널에는 인지성 향상을 위한 그림문자(pictogram) 및 문자 혼용 적용, 조작순서에 따른 조작버튼의 배열, 이동의 용이성을 도모하기 위하여 대형 이동바퀴와 이동손잡이 등을 적용하였다. 또한 과부하, 과열, 과충전 현상 발생시 경고음 발생 등의 각종 안전장치를 부과하고 공기토출온도 표시등을 설치하였다.

표 1은 개발된 시제품의 압축기, 응축기, 증발기 등에 관한 설계사양 및 시험성적표이다. 그림 3은 개발된 한냉물리치료시스템의 제어에 관한 개략도로, 한냉물리치료기의 전원을 투입하면 제어기가 초기화되며 3초 후에 예열상태로 들어간다. 이 때 증발기팬은 꺼지고 압축기와 응축기팬이 작동하게 된다. 약 4분 정도의 예열시간을 지난 후 증발기 온도가 -15°C 미만이 되며 운전자가 운전 초기값을 설정할 수 있게 설계되었다. 치료기의

표 1. 개발된 한냉물리치료기의 성능시험표

Table 1. The performance table of the developed cryotherapy system

계측항목		단위	기준치	측정치 (풍량제어 1단)	
측정시간(운전시작 후)		min:sec	-	3:00	6:00
시험실 온도/습도		℃/%	25/55	24.8/55	24.8/55
대기압		mbar	1.013	-	-
전 기	전압(단상)	V	220	220	220
	주파수	Hz	60	60	60
	운전전류	A	3.8	3.41	3.41
	전입력	kW	1.64	0.61	0.61
압 축 기	토출가스 압력	kg/cm ^g	18.54	-	-
	흡입가스 압력	kg/cm ^g	1.05	-	-
	토출가스 온도	℃	65	88.0	90.4
	흡입가스 온도	℃	-15	-19.9	-13.3
	챔바온도	℃	-	63.9	64.7
용 축 기	용축압력	kg/cm ^l	18.54	-	-
	용축압력포화온도	℃	42	-	-
	냉매 출구온도	℃	37	34.3	35.2
	과냉각도	℃	5	-	-
	공기 입구온도	℃	25	26.7	29.8
	공기 출구온도	℃	32.5	33.3	34.1
증 발 기	냉매 입구온도	℃	-30	-30.1	-29.6
	냉매 출구온도	℃	-20	-28.1	-22.0
	증발압력	kg/cm ^l	1.05	-	-
	증발압력포화온도	℃	-30	-	-
	과열도	℃	8	-	-
	입구 공기 온도	℃	25	25.1	26.3
	출구 공기 온도	℃	-15	-17.1	-14.3
토출공기온도 (LCD 패널)		-	-25	-25	-23
액냉매 흐름상태		-	C/B	C	C
냉매 수분함유 상태		-	D/W	D	D
냉각열량		kcal/h			
에너지 효율		-			
Note					
1. 냉매흐름상태(sight flow indicator)란은 clear=C, bubble=B로 기록함.					
2. 수분함유상태(moiture indicator)란은 wet=W, dry=D로 기록함.					

풍속은 1단에서 6단까지 조절할 수 있으나 1단의 풍속과 3분의 치료시간을 초기값으로 설정하였다. 운전 중에도 풍속 및 치료 시간을 자유롭게 조절할 수 있도록 설계하였다. 운전 중에 증발기에서 출력되는 저온공기의 온도가 제어판에 표시된다. 제상시에는 증발기가 작동하게 되고 일반적으로 제상시간은 약 8분 가량 소요된다. 제상이 종료되면 자동으로 다시 초기화 상태로 들어가고 운전준비 상태로 들어간다. 치료동안 생성된 물은 뒷부분에 있는 물받이 통에 저장되고 물이 차게 되면 물넘침 신호가 전면 제어판에 나타난다.

임상적용

개발된 한냉치료기를 이용하여 피부와 슬관절장 및 둔부근육 내에서의 온도변화특성을 분석하였다.

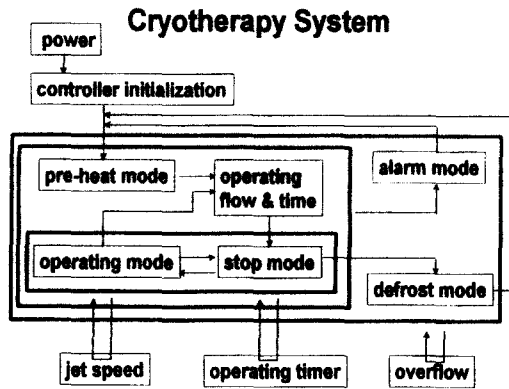


그림 3. 한냉물리치료 시스템의 제어에 관한 개략도
Fig. 3. Control mechanism of the cyotherapy system

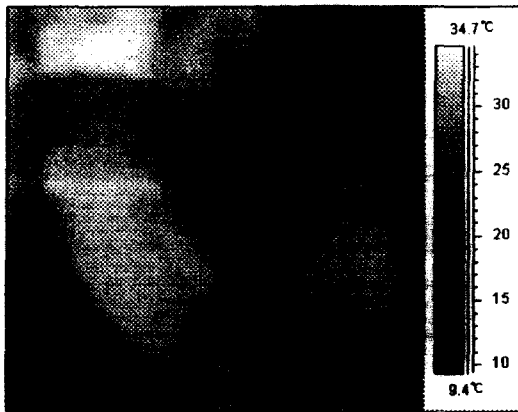


그림 4. 적외선체열촬영기를 이용한 피부온도 측정
Fig. 4. Skin temperature measurement using infrared thermography

1. 한냉치료에 의한 슬관절 내 온도변화

한냉치료에 의한 슬관절 내 온도변화를 측정하기 위하여 슬관절에 국소적으로 종창이나 열이 없는 건강한 성인 14명(남자 11명, 여자 5명, 나이 36.9±13.3세)을 피검자로 선정하였다. 대상자를 양와위 상태에서 슬관절을 굴곡시킨 자세로 한쪽 슬관절을 택하여 20G 주사침과 주사기로 슬개인대 내측에서 자입하여 슬관절 내상방으로 약 3cm 정도 깊이로 넣고 생리식염수를 주입하여 관절강 내부를 확인하였다. 주사침을 삽입한 채로 주사기를 빼고 주사바늘을 통해 k-열전대 온도계를 관절강 내로 삽입하여 측정하였다. 피부온도측정은 적외선체열촬영기(Agema, 스웨덴)를 사용하였다(그림 4). 개발된 한냉물리치료기를 이용하여, 슬관절 부위에서 1단의 기류속도로 5분 동안 슬관절 전면부를 약 10cm 상방에서 원을 그리며 통증을 느끼지 않을 정도로 한냉을 가하였다. 슬관절강 내와 피부온도의 측정은 한냉을 가하는 동안은 30초 간격으로, 치료가 끝난 후는 5분 간격으로 각각 2시간 동안 측정하였다.

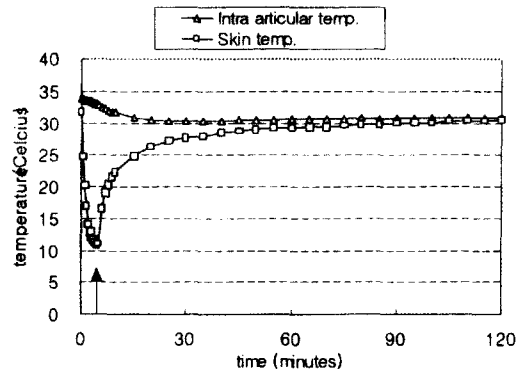


그림 5. 5분의 한냉치료에 따른 피부 및 관절강 내 온도변화
주: x-축의 화살표는 한냉치료를 마친 순간을 의미함
Fig. 5. Skin and intra-articular temperature changes of the knee joint by 5-minute cryotherapy
Note: The arrow on the x-ordinate represents the removal of cold-air

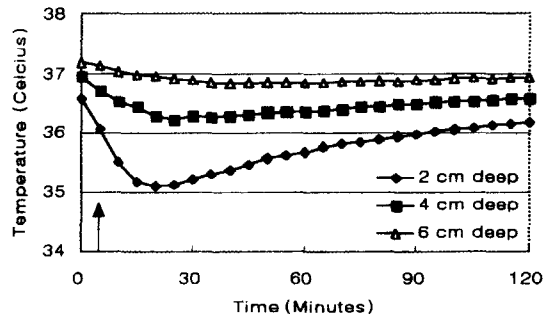


그림 6. 5분의 한냉치료에 따른 둔부 근육의 깊이에 따른 온도변화
주: x-축의 화살표는 한냉치료를 마친 순간을 의미함.
Fig. 6. Intra-muscular temperature changes in the gluteal muscles in different depths
Note: The arrow on the x-ordinate represents the removal of cold-air

한냉치료 전 슬관절 주위의 피부온도는 32.1±0.6°C이었다. 한냉치료 동안 피부온도는 최저 8.8±4.1°C로 떨어졌으며 치료 중지 후 2시간 동안 지속적으로 상승하여 30.3±1.0°C까지 상승하였다. (그림 5) 한냉치료 전 슬관절강 내의 온도는 33.8±1.2°C이었다. 한냉을 5분 가한 시점에서 슬관절 내의 온도변화는 1.1±1.1°C 하강이 되었으며, 치료 직후의 온도는 29.8±1.6°C로 치료 전 온도에 비하여 4.1±1.0°C 하강하였다. 치료 후 2시간이 경과했을 때 측정된 온도는 31.0±2.0°C로 한냉을 가하기 전에 비해 유의하게 낮은 상태로 유지되었다(p<0.01).

2. 한냉치료에 의한 둔부 근육 내 온도변화

실험을 시작하기 전 2시간 동안 흡연이나 음식물 섭취를 금지한 상태에서 복와위로 눕히고 둔부를 노출시킨 뒤 30분간 안정

시켰다. 먼저 노출된 둔부의 피부는 10% 포비돈과 7% 알코올 용액을 묻힌 솜으로 소독한 후, 2% lidicaine으로 침온도계의 삽입부위를 국소 마취하였다. 침온도계는 장골릉의 5cm 하방에서 둔부의 외상방 부위를 각각 내측으로부터 2, 4, 6cm 깊이로 측면의 피부와 나란히 20G 척수바늘을 꽂은 후 내침을 빼고 침온도계를 삽입하였다. 실험실 내의 온도는 24~26℃를 유지하였고, 개발된 한냉치료기를 이용하여 2단의 기류로 피부에서 10cm 상방에서 5분간 가하였다. 피부온도는 적외선체열촬영기(Agema, 스웨덴)를 사용하여 측정하였으며, 근육 내 온도는 k-열전대를 사용하여 침의 끝에서만 온도측정이 가능한 온도계의 탐침을 디지털온도계에 연결하여 측정하였다.

피검자를 안정시킨 상태에서, 냉기가 가해지는 최초 5분간은 30초 간격으로 온도를 측정하였고, 이후 2시간 동안은 5분 간격으로 피부 및 근육 내 온도를 측정하였으며, 얻어진 검사결과와의 통계적 분석은 ANOVA를 이용하였다.

냉기치료 전 피부온도는 32.6±1.2℃였고, 5분간의 냉기치료 후 피부온도는 12.9±3.3℃, 2시간 후의 온도는 32.2±1.1℃였으며, 치료 전에 비해 유의한 온도차이가 있었다(p<0.05).

피부온도는 냉기를 가한 5분 동안 급격히 감소되었다가 냉기를 제거한 후, 20분 동안 급격히 증가되었으며, 이후 지속적으로 완만하게 온도가 증가되었으나 치료 후 2시간까지도 치료 전보다 낮게 유지되었다(그림 6).

근육 내 2cm 깊이에서의 온도는 36.5±0.2℃, 4cm 깊이에서는 36.9±0.2℃, 6cm 깊이에서는 37.1±0.2℃였고, 각 깊이에 따라 유의한 온도차이가 있었다(p<0.05).

냉기치료 후 둔부근육 내의 최저온도는 2, 4, 6cm 깊이에서 각각 35.1±0.7, 36.2±0.4, 36.9±0.3℃였으며, 이에 도달하기까지의 시간은 각각 20±3.0, 25±4.5, 45±8.5분이었다(그림 6). 치료 후 2시간이 경과한 뒤, 2, 4, 6cm 깊이의 둔부근육온도는 각각 36.2±0.5, 36.6±0.3, 36.9±0.3℃였고, 치료 전에 비해 유의한 온도차이가 있었다(p<0.05)(그림 6).

고 찰

한냉치료는 표재열 치료의 일종이지만 일반적으로 같은 강도의 표재열 치료에 비해서는 생리적 효과가 더 오래 지속되는 것으로 알려져 있으며[3,8] 이는 한냉치료시 혈관수축된 지방층이 절연역할을 하기 때문에, 표피로부터 근육이 다시 덥혀지는 것이 지연되고, 내측으로부터 재가온되기도 어렵기 때문이다[10-12]. 한냉치료시 혈관수축된 지방층이 절연역할을 하기 때문에 표피로부터 근육의 온도가 다시 상승하는 데 시간이 걸리고 혈관수축 때문에 내부에서부터 재가온되기도 어렵다. 한냉치료시 유발되는 혈관수축은 혈류를 감소시키기 때문에 냉각된 조직이 정상온도로 회복되는 시간은 가온 및 충혈된 조직에 비해 더 오래 걸린다.

한냉팩을 근육층에 10분간 적용했을 때, 피하지방층의 깊이가

1cm 이하인 곳에서는 상당한 근육온도의 감소가 있으며, 2cm 이상에서는 근육온도의 변화가 거의 없었다[10-12]. 본 연구에서 한냉치료 전후에 2, 4, 6cm 깊이의 둔부근육온도를 측정할 결과 깊은 곳에 위치하는 근육의 온도변화가 작으며 회복시간이 길게 걸렸다. 그러나 6cm 깊이의 둔부근육에서도 5분 동안의 한냉치료 후에도 근육 내의 온도가 치료 전에 비해서 낮음에 미루어 단 몇분의 한냉치료에 의해서 근육온도의 감소가 3시간 이상 지속된다고 할 수 있다. 한냉치료시 영향을 미치는 요인은 한냉의 온도, 적용시간, 한냉을 가한 부위 등의 다양한 변수가 존재하고 이를 수반하는 종합적인 연구가 앞으로 필요할 것으로 생각된다.

Lehmann 등[10-12]은 조직이 일정온도 이하로 떨어질 때, 조직의 손상을 방지하기 위해 온도의 상승이 일어난다고 보고하였고, 이를 반응성 혈관확장(reactive vasodilatation)이라고 하였으나, Taber 등[13]은 혈량측정법(plethysmography)을 이용한 결과 혈류증가를 관찰할 수 없었고, 반응성 혈관확장은 일어나지 않는다고 보고하였다. 반응성 혈관확장은 피부에 한냉을 가하면 교감신경과 관련된 반사에 의해 즉각적인 혈관수축과 더불어 직접적인 평활근의 수축을 초래한다. 초기의 혈관수축은 평활근의 Norepinephrine에 대한 α-수용체의 친화력 증가에 의한다고 생각되고, 반응성 혈관확장은 좀 더 조직이 냉각되어 Norepinephrine의 방출이 방해될 때 일어난다. 혈관확장은 다시 조직이 더워지게 되면 Norepinephrine이 방출되고, 이와 같은 과정이 계속 반복된다. 이것은 조직의 한냉으로부터의 손상을 방지하기 위하여 신체의 말초 부위에서 일어난다고 하였다[14]. 본 연구를 통하여 저자들은 직접적인 혈류량을 측정하지는 못했으나, 5분간 한냉을 가하는 동안 피부 및 근육 내에서 온도의 초기증가현상, 즉 반응성 혈관확장을 관찰하지 못했다. 즉 국부적인 한냉치료로 인하여 표피, 관절강 및 근육 내의 초기 온도 증가는 발생하지 않음을 알 수 있었다.

결 론

본 연구를 통해서 R-404A를 사용하여 저온특성이 우수한 한냉물리치료기를 개발하였다. 개발된 장비를 사용해서 5분 동안 저온공기를 국부에 분사하여 한냉치료에 따른 둔부근육과 슬관절강 내의 온도변화를 피부의 온도변화와 함께 측정하였다.

슬관절 부위에 대한 5분 동안의 한냉물리치료에 따른 표피 및 관절강 내 온도변화를 측정할 결과 표피는 23.3±4.7℃, 관절강 내는 4.1±1.0℃의 온도저하를 보였으며 2~3시간이 경과한 후에도 한냉치료효과가 지속됨을 알 수 있었다. 냉기치료 후 근육에서 측정된 최저온도는 2, 4, 6cm 깊이에서는 각각 35.1±0.7, 36.2±0.4, 36.9±0.3℃였고, 이에 도달하기까지의 시간은 각각 20±3.0, 25±4.5, 45±8.5분이었다. 치료 후 2시간이 경과한 뒤의 온도는 근육의 2, 4, 6cm 깊이에서 각각 36.2±0.5, 36.6±0.3, 36.9±0.3℃였고, 치료 전에 비해 유의한 온도 차이가 있었

다.

본 연구를 통해서 한냉치료에 따른 피부온도를 통해서 관절강 및 근육 내의 온도를 예측할 수 있으며, 국부적인 한냉치료로 인하여 표피, 관절강 및 근육 내의 초기 온도증가는 발생하지 않음을 알 수 있었다. 개발된 한냉물리치료기는 계속된 보완 및 평가를 통하여 근육의 연축 혹은 강직, 물리적 외상, 화상, 동통의 감소, 관절염 등에 효과적으로 사용되리라 생각된다.

참 고 문 헌

1. F. Basagoitia, O.R. Bolanos, D.R. Morse, and M.L. Furst, "The effect of hot and cold external application on experimentally induced inflammatory edema in guinea pigs: A pilot study". *Ann. Dent.*, Vol. 44, No. 1, pp.16-20, 1985.
2. R.B. Belitsky, S.J. Odam, and C. Hubley-Kozey, "Evaluation of the effectiveness of wet ice, dry ice, and cryogenic packs in reducing skin temperature", *Physical Therapy*, 1987, Vol. 67, No. 7, pp.1080-1084, 1987.
3. R.S. Jr. Clarke, R.F. Hellon, and A.R. Lind, "The duration of sustained contractions of the human forearm at different muscle temperatures", *J. Physiol.*, Vol. 143, pp. 454-473, 1958.
4. J.D. Bisgard, and D. Nye, "The influence of hot and cold application upon gastric and intestinal motor activity", *Surg. Gynecol. Obstet.*, Vol. 71, pp.172-180, 1940.
5. D.I. Abramson, L.S.W. Chu, S. Jr. Tuck, S.W. Lee, G. Richardson, and M. Levin, "Effect of tissue temperature and blood flow on motor nerve conduction velocity", *JAMA*, Vol. 198, pp.1082-1088. 1966.
6. J.M. Bert, J.G. Stark, K. Maschka, and C. Chock, "The effect of cold therapy on morbidity subsequent to arthroscopic lateral retinacular release", *Orthopaedic Review*, Vol. 20, pp.755-758, 1991.
7. O. Miglietta, "Action of cold on spasticity", *Am. J. Phys. Med.*, Vol. 52, pp.198-205, 1973.
8. R.L. Basur, E. Shephard, and G.L. Mouzas, "A cooling on H- and T-reflexes in normal subjects. Effects of therapeutic forms of heat and ice on the pain threshold of the normal shoulder", *Arch. Phys.*, Vol. 13, pp.101-104, 1974.
9. J.G. Travell and D.G. Simons, "Myofacial pain and dysfunction: The trigger point manual", Williams & Wilkins, 1983.
10. J.F. Lehmann, and B.J. De Lateur, *Cryotherapy*. In Lehmann, J.F.(Ed.): *Therapeutic Heat and Cold*, 4th ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1989.
11. J.F. Lehmann, and B.J. De Lateur, *Therapeutic Heat*. In Lehmann, J.F.(Ed.): *Therapeutic Heat and Cold*, 4th ed., Baltimore, Williams & Wilkins, 1989.
12. B. Lindsey, "Cold and heat application in musculoskeletal injury", *J. Emerg. Nurs.*, pp. 54-57, 1961.
13. C. Taber, K. Contryman, J. Fahrenbruch, K. LaCount, and M.W. Cornwall, "Measurement of reactive vasodilatation during cold gel pack application to nontraumatized ankles", *Dept. of Phys. Therapy, Northern Arizona University, Flagstaff*, Vol. 72, No. 6, pp.469, 1992.
14. J.T. Shepherd, N.J. Rusch, and P.M. Vanhoutte, "Effect of cold on the blood vessel wall", *Gen. Pharmacol.*, Vol. 14, pp.61-64, 1983.