

초음파 적용시 전파매질에 따른 표면열과 심부열의 변화

상락원 물리치료실
이 영 희
대구대학교 재활과학대학 물리치료학과
김 진 상

The Change of Superficial and Deep Heats in Ultrasound Application by Coupling Media

Lee, Young Hi, M.S.

Department of Physical Therapy, Sang Rak Won

Kim, Jin Sang, D.V.M., Ph.D.

Department of Physical Therapy, College of Rehabilitation Science, Taegu University

< Abstract >

The purpose of this study was carried out in five rabbits of 3kg to investigate the change of superficial and deep heats in ultrasound application by coupling media. Temperature measured with thermister needle at skin, subcutaneous, muscle in before coupling media application, after coupling media application, 2minutes, 5minutes, 7minutes, 10minutes. Coupling media was used gel, glycerin, distilled water. The data was analyzed using spss/pc+ and t-test

The results were as follow :

1. With skin, gel was significant temperature change in 2minutes($p < .05$). glycerin was significant temperature change in 2minutes($p < .05$), 5minutes($p < .05$), 7minutes($p < .01$), 10minutes($p < .01$). distilled water was significant temperature change in post coupling media($p < .05$), 2minutes($p < .01$), 5minutes($p < .05$), 7minutes($p < .01$), 10minutes($p < .01$).

With subcutaneous, gel was no temperature change. glycerin was significant temperature change in 2minutes($p < .05$), 5minutes($p < .05$), 10minutes($p < .01$). distilled water was no temperature change.

With muscle, gel was no temperature change. glycerin was significant temperature change in 2minutes($p < .05$), 5minutes($p < .05$), 7minutes($p < .05$), 10minutes($p < .05$). distilled water was significant temperature change in 10minutes($p < .05$).

2. Superficial heats of skin and subcutaneous was higher temperature change than Deep heats of muscle.

3. Gel, glycerin, distilled Water required minimum treatment 10minutes for thermal effect.

4. Gel was low temperature change superficial and deep heats, and glycerin was high temperature change superficial and deep heats.

This results show that gel is high transmissiveness in the coupling media and glycerin is low transmissiveness in the coupling media.

I. 서론

초음파가 생체에 미치는 영향은 통증감소, 아급성과 만성 염증감소, 근 경축, 관절의 콜라겐 조직 신장의 열효과(Byl 등, 1993; Kramer, 1984; Oakley, 1978)와 조직회복, 부종감소, 통증부위의 발동점(trigger point) 치료의 비온열효과(Dyson과 Pond, 1970; Patrick, 1978)로 나누어지며 음향흐름(acoustic streaming), 공동생성(cavitation formation), 마이크로 맛사지의 비온열효과(Dyson & Suckling, 1978) 외에는 온열효과이며 비온열효과는 온열효과에 포함되기도 한다.

초음파 치료시 조직 온도 증가를 위한 치료기법에서의 신중함이 강조되면서 매개 변수들에 대한 세심한 주의가 요구되며(Draper, 1995) Lehmann(1966)은 조직 온도상승 분포에서 연부조직의 온도는 매질유형과 매질온도에 따라 변한다고 하였다. 그의 주파수, 강도, 치료시간, 치료받을 부위의 크기, 조직의 흡수계수, 조직표면에서 반사된 초음파 량, 조직비열, 조직의 열 전도성, 변환기 크기, 적용방법 등에 의해 조직 온도상승이 변하게 된다(Draper 등, 1995; Lehmann, 1958; Mcdiarmid, 1987).

초음파는 각 조직에서의 흡수계수에 따른 선택적 조직 온도상승과 급속의 좋은 열 전도체라는 점을 이용하여 심부열로 가장 많이 사용되고 있으며 공기 중에서 전달력이 약하므로 충분한 전달력을 위하여 매질을 필요로 한다(Lehmann, 1958; Lehmann, 1966; Kahn, 1987).

매질은 초음파 속도와 파장 변화를 일으키며 변환기 헤드와 조직 사이에서 공기층을 제거하여 접촉법에서 유효제로 작용하며 초음파 에너지를 효과적으로 전달한다(Balmaseda 등, 1986; Warren 등, 1976). 또한 다양한 매질들의 감쇠는 음향 성질과 유사하며 초음파의 치료범위는 41~44℃에서만 온도변화를 일으킨다(Lehmann, 1959; Docker 등, 1982).

매질의 효능이 감소하는 원인은 첫째, 매질에서의 흡수 들쭉, 매질과 변환기 헤드 사이의 임피던스 셋째, 매질과 신체 조직 사이의 임피던스이며(Balmaseda, 1986), 비수액성의 매질은 수액성 매질보다 온도 증가가 크며 액체 매질들 사이에 초음파 에너지 조사시 온도 변화의 중요한 차이로 열 용량이 설명된다고 하였다(Griffin, 1980).

Reid와 Cummings(1973)가 처음으로 매질을 통한 초음파 전달력 비교 연구에서 거리를 3mm로 고정된 상태에서 젤 72.6%, 물 59.38%, 미네랄 오일 19.06%, 글리세린 67.75%를 얻었다. Lehmann(1966)은 매질 온도에 따른 연부조직 온도분포에서 미네랄 오일이 21℃ 이하의 매질 온도로 사용되었을 때 가장 높은 온도는 골부근이었으며 24℃ 이상에서 가장 높은 온도는 표면조직이었기 때문에 미네랄 오일을 매질로 사용할 경우 21℃ 이하로 사용해야 한다고 한 반면 물의 경우 매질 온도에 관계없이 골부근에서 가장 높은 온도를 보였기 때문에 매질 온도와는 무관하다고 했다. Warren 등(1976)은 매질을 얇은 막으로 하여 증류수, 젤, 미네랄 오일, 글리세린을 통한 전달력에서 매질보다는 다양한 압력에서 원인 차이를 발견했으며 Griffin(1980)은 증류수, 글리세린, 미네랄 오일을 매질로 사용하여 0.5, 1, 2, 3, 4, 5cm의 거리에서 초음파 에너지의 전달력은 모든 거리와 강도에 관계없이 증류수가 가장 좋았다고 하였다. 또한 Balmaseda 등(1986)은 증류수와 미네랄 오일의 전달력이 같다고 했으며 민경옥(1987)은 맨소래담 로손, 올리브 오일, 미네랄 오일, 젤, 파라핀, 맨소래담 로손 50%와 올리브 오일 50% 혼합액, 맨소래담 로손 50%와 미네랄 오일 50% 혼합액, 맨소래담 로손 50%와 파라핀 50% 혼합액, 맨소래담 로손 50%와 증류수 50% 혼합액, 맨소래담 로손 30%와 증류수 70% 혼합액을 사용한 연구에서 맨소래담 로손 30%와 증류수 70% 혼합액을 매질로 사용하였을 때 온도상승 폭이 가장 높았다고 하였으며 이것이 맨소래담 로손의 약리작용에 의한 온도상승인지 또 다른 원인에 의한 것인지 확인 할 수 없다고 하였다.

따라서 본 연구에서는 젤, 글리세린, 증류수의 세가지 매질을 사용하여 조직에서의 온도변화와 전달력의 관계를 관찰하는 것도 흥미로운 일일 것이다.

본 연구의 목적은 초음파 적용시 전파 매질에 따른 표면열과 심부열의 변화를 관찰하고 치료시 매질에 따른 적정 적용 시간을 규명하며 매질의 종류와 표면열과 심부열 변화의 관계를 규명하는데 있다.

II. 연구방법

1. 실험대상

실험 대상은 실험용 토끼 5마리를 암수 구별 없이 사

용하였으며 체중은 3kg 이었다.

2. 실험장소 및 기간

1999년 8월 12일~8월 15일까지 4일간 예비실험을 거친 후, 1999년 8월 21일 서울대학교 수의학과 대학 실험동물학교실 부검실에서 실험동물학교실의 대학원생 1명과 학부생 1명이 본 실험에 참여하여 온도측정과 시간을 기록하였다. 실험에 들어가기전 실험에 보조적으로 참여하는 학생들에게 실험목적울 충분히 설명하였다.

3. 실험도구

초음파 기계는 SAE IK MEDICAL사의 Super Sonic(S-13)으로 주파수는 1MHz이고 치료면적은 7.065 cm²였다. 사용된 온도계는 TES Electrical Electronic사의 TES-1303의 Digital Thermometer를 사용하여 피부온도는 미국 오메가사의 Wire Sensor로 피하지방과 근육 온도는 국산 원 계기사의 PS-1.6으로 온도측정을 하였다.

실험에 사용된 매질은 젤, 증류수, 글리세린이었고 각각의 온도는 24℃, 22.8℃, 23℃였다. 마취제로 lumpun과 ketamine을 사용하였다.

4. 실험방법

3kg의 실험용 토끼 5마리를 lumpun 1.9mg/kg과 ketamine 4.6mg/kg으로 근육 주사하여 마취 시킨후 대퇴부 털을 모두 제거하였다. 토끼 대퇴부를 0.3cm 절개한 상태에서 대퇴부 표면에 온도계를 부착하고 다음은 피하지방 마지막으로 피부에서부터 3cm아래 근육 부위에 온도계를 각각 삽입하였다. 온도 측정은 피부, 피하지방, 피부에서부터 3cm아래 근육의 세 부위에서 젤, 글리세린, 증류수의 매질을 사용하여 매질 바르기 전, 매질 바른 후, 2분, 5분, 7분, 10분의 온도를 측정하였다. 그리고 이 연구에서는 피부와 피하지방을 표면이라 정의하고 피부에서부터 3cm 들어가는 근육을 심부라고 정의한다. 실험 동물에게 하나의 매질을 사용한후 정상 온도를 되찾기 위해 30분간의 휴식을 취한후 다시 다른 매질을 사용하여 실험하였다. 부검실의 온도는 22℃로 일정하

게 유지하였다.

초음파 적용은 주파수 1MHz 강도 1.5W/cm²의 연속파로 원을 그리는 이동법으로 10분간 적용하였다.

5. 자료처리

자료는 SPSS/PC+를 활용하여 처리했으며 실험전과 시간별 차이를 알아 보기 위해 t-test 검증을 실시 하였다.

Ⅲ. 연구결과

1. 매질에 따른 피부에서의 온도변화

피부에서 젤을 매질로 사용한 경우 매질 바르기 전 32.2℃에서 매질 바른 후 31.5℃로 온도저하를 보이며 적용 10분에서 온도상승이 관찰되었고 통계적으로 2분(p<.05)에서 유의한 온도변화가 관찰되었다.

글리세린을 매질로 사용한 경우 매질 바르기 전 30.4℃에서 매질 바른 후 29.8℃로 온도저하를 보이며 적용 10분에서 온도상승이 관찰되었고 통계적으로 2분(p<.05), 5분(p<.05), 7분(p<.01), 10분(p<.01)에서 유의한 온도변화가 관찰되었다.

증류수를 매질로 사용한 경우 매질 바르기 전 31.2℃에서 매질 바른 후 27.8℃로 온도저하를 보이며 적용10분에서 온도상승이 관찰되었고 통계적으로 매질 바른 후(p<.05), 2분(p<.01), 5분(p<.05), 7분(p<.01), 10분(p<.01)에서 유의한 온도변화가 관찰되었다.

본 연구에서 세가지 매질을 피부에 적용했을때 적용 2분에서 온도저하를 보인 것은 조직 내 혈류 변화와 차가운 변환기 헤드와 매질이 피부표면에서 조직열을 감소시킨 것으로 생각되어진다. 또한 세가지 매질 모두 적용10분에서 온도상승이 관찰되었는데 이것은 표면열을 위해서는 최소한의 치료시간은 10분이 필요하리라 생각되어진다.

매질별 온도분포에 있어 피부에서 가장 많은 온도변화를 보인 것은 글리세린으로 관찰되었고 가장 적은 온도변화를 보인 것은 젤로 관찰되었다(Table 1, Fig 1).

Table 1. Skin temperature from application coupling media(℃)

Unit:min

Time Media	Pre	Post	2	5	7	10
Gel	32.2	31.5	26.6	29.1	30.0	33.8
	3.69	4.16	1.78*	2.33	2.65	2.2
Glycerin	30.4	29.8	24.2	25.1	26.1	34.8
	1.04	0.71	3.48*	3.60*	2.28**	1.53**
Distilled Water	31.2	27.8	25.6	26.1	26.9	33.5
	1.52	1.86*	2.09**	2.73*	2.23**	1.02**

Pre: before media application

Post: after media application

First of each site: mean

Second line of each site: standard deviation

*: p<.05

** : p<.01

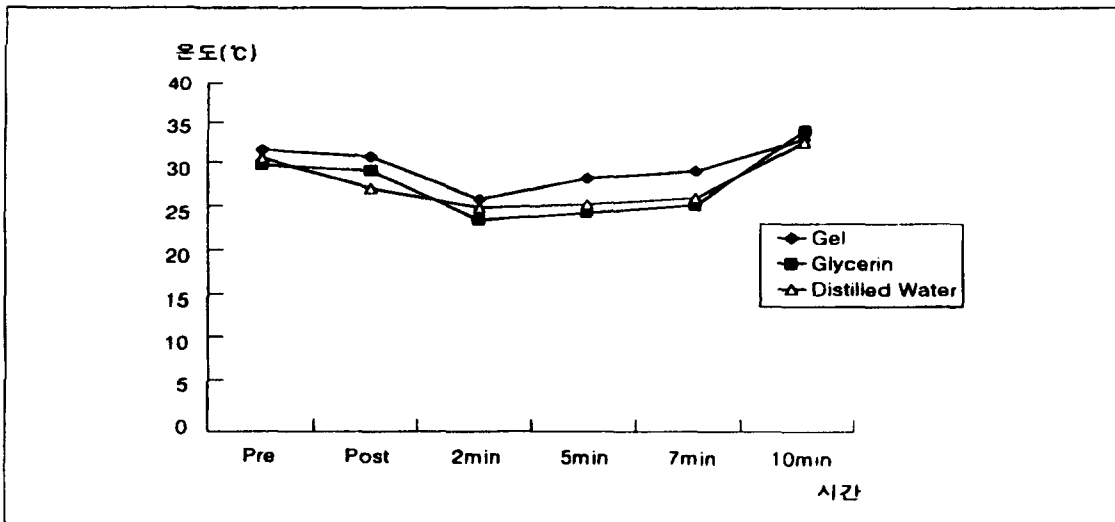


Fig 1. Skin temperature from application coupling media(℃)

2. 매질에 따른 피하지방에서의 온도변화

피하지방의 경우, 겔을 매질로 사용한 경우 매질 바르기 전 36.8℃에서 매질 바른 후 33.0℃로 온도저하를 보이며 적용10분까지 매질 바르기 전 온도와 차이가 없는 것으로 관찰되었다.

글리세린을 매질로 사용한 경우 매질 바르기 전 31.3℃에서 적용2분에서 온도상승이 관찰되었으며 다시 적용10분에서 온도상승이 관찰되었고 통계적으로 2분(p<.05), 5분(p<.05), 10분(p<.01)에서 유의한 온도변

화가 관찰되었다.

중류수를 매질로 사용한 경우 매질 바르기 전 33.6℃에서 적용 7분에서부터 온도상승이 관찰되었으며 통계적으로 유의한 온도변화가 관찰되지 않았다.

세가지 매질이 적용 10분 동안 비슷한 온도분포의 기울기를 보인 것은 피하지방 조직의 낮은 열 전도성과 낮은 비열이라 생각되어진다.

매질별 온도분포에 있어 피하지방에서 가장 많은 온도변화를 보인 것은 글리세린으로 관찰되었고 가장 적은 온도변화를 보인 것은 겔로 관찰되었다(Table 2, Fig 2).

Table 2. Subcutaneous temperature from application coupling media (°C)

Time Media	Pre	Post	2	5	7	10
Gel	36.8	33.0	34.1	32.0	34.0	36.5
	1.38	7.19	3.70	7.53	3.44	1.78
Glycerin	31.3	31.5	33.4	33.3	33.0	36.4
	1.05	1.17	1.86*	2.11*	2.83	1.67**
Distilled Water	33.6	33.8	34.3	33.1	35.7	36.1
	2.97	3.47	1.88	5.17	1.53	1.37

Pre: before media application
 Post: after media application
 First of each site: mean

Second line of each site: standard deviation
 * : p<.05
 ** : p<.01

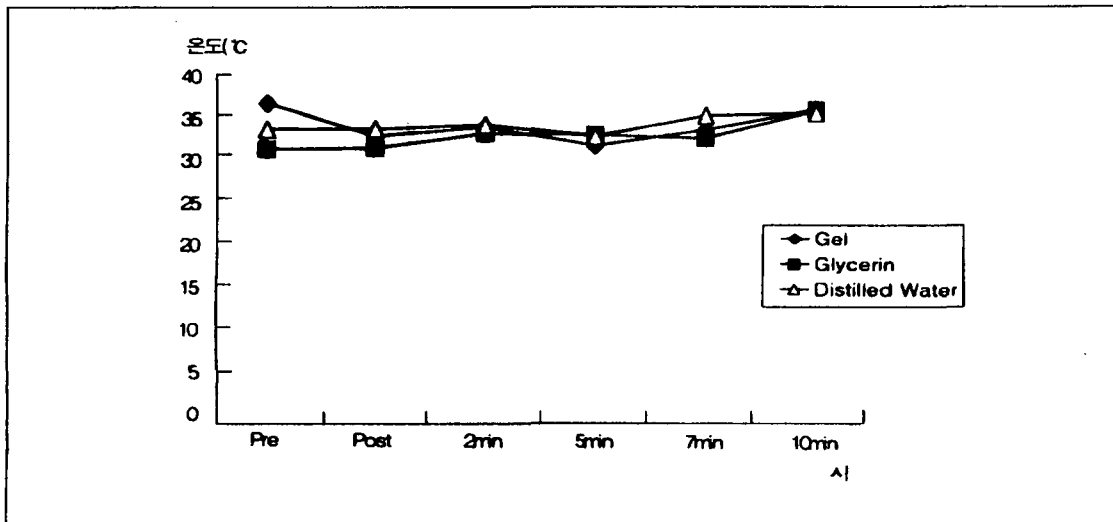


Fig 2. Subcutaneous temperature from application coupling media(°C)

3. 매질에 따른 근육에서의 온도변화

피부에서부터 3cm 심부 근육에서 젤을 매질로 사용한 경우 매질 바르기 전 38.7°C에서 적용10분까지 매질 바르기 전 온도와 차이가 없는 것으로 관찰되었다.

글리세린을 매질로 사용한 경우 매질 바르기 전 36.9°C에서 적용10분에서 온도상승이 관찰되었으며 통계적으로 2분, 5분, 7분, 10분에서 유의한(p<.05) 온도변화가 관찰되었다.

중류수를 매질로 사용한 경우 매질 바르기 전 37.1°C에서 적용10분에서 온도상승이 관찰되었으며 통계적으

로 10분(p<.05)에서 유의한 온도변화가 관찰되었다.

새가지 매질이 적용10분에서 매질 바르기 전과 비교해 온도변화 차이가 크지 않은 것은 근육에서의 높은 열전도성 때문이라 생각되어진다. 또한 심부열을 위한 치료시간은 최소한 10분 이상 길게 지속되어야 하는 것으로 관찰되었다.

매질별 온도분포에 있어 피부에서부터 3cm 심부 근육에서 가장 많은 온도변화를 보인 것은 글리세린으로 관찰되었고 가장 적은 온도변화를 보인 것은 젤로 관찰되었다(Table 3, Fig 3).

Table 3. Muscle temperature from application coupling media (°C)

Unit:min

Media \ Time	Pre	Post	2	5	7	10
Gel	38.7	38.4	37.6	35.8	35.8	38.5
	0.46	0.88	1.38	4.31	4.07	0.85
Glycerin	36.9	37.1	35.4	34.2	34.9	37.6
	0.41	0.36	1.01*	2.07*	1.51*	0.46*
Distilled Water	37.1	37.2	34.8	34.4	36.9	37.8
	0.61	0.66	3.11	5.35	0.78	0.59*

Pre: before media application

Post: after media application

First of each site: mean

Second line of each site: standard deviation

*: p<.05

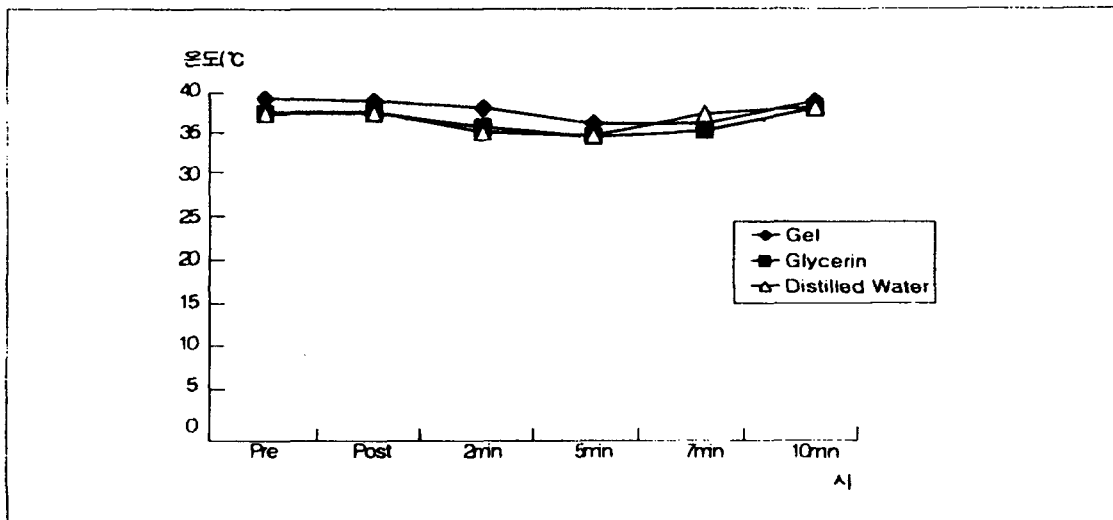


Fig 3. Muscle temperature from application coupling media(°C)

IV. 고 찰

초음파 치료의 가장 초기 적용 중의 하나는 1947년 바이올린 연주자의 경련 경감을 위해 시도하면서 초음파는 1955년 이후 치료에 광범위하게 사용되고 있다. 초음파는 다른 심부부열 치료기에 비해 조각이 간편하고 에너지의 효과적인 전달, 적용량의 결정, 다양한 빔의 넓이와 금속의 좋은 열 전도체, 각 조직에서의 흡수계수에 따른 선택적 조직 온도상승이라는 점을 이용하여 심부열로 가장 많이 사용되고 있다(Schwan, 1952; Soren, 1965; Lehmann, 1958; Hill, 1982).

초음파가 조직에 미치는 영향으로 온열효과와 비온열효과로 나누며 온열효과로 말초동맥의 혈류량 증가, 조직대사 변화, 생체막 투과성 증가, 동통역치 증가, 연부 조직의 신축성 증가 등으로 경련성 근육, 건, 유착, 반흔 조직에 이용되며 비온열효과로 공동생성(cavitation formation), 혈소판 응집촉진, 정맥류 개방치료 촉진 등으로 부비강염과 측두하악 관절에 이용된다(Coakley, 1978; Kahn, 1985).

초음파 치료의 온열효과를 위해 사용되는 강도는 $0.5W/cm^2 \sim 2.0W/cm^2$ 의 범위와 $5.0cm^2 \sim 10.0cm^2$ 의 변환기 헤드 크기가 사용된다. 또한 치료시 넓은 부위는 적용량

이 회박해져서 열 효과가 감소하므로 변환기 유효 방사 면적 크기의 두 배로 제한되며 강도와 침투 깊이 사이에는 상관관계가 없다고 하였다(Kann, 1987; Draper, 1995; Balmaseda, 1986). 매질은 변환기 헤드와 조직 사이의 공기층을 제거하여 초음파 에너지를 효과적으로 전달한다. 또한 피부와 변환기 헤드 사이에 얇은 층의 매질이 사용되면 변환기 헤드와 피부 사이의 거리가 매질의 파장보다 작아져 매질에서 초음파 에너지 흡수는 감소한다.

초음파 적용에서 펄스파보다 연속파에서 더 높은 열 효과를 내고 초음파의 연속적용은 신경섬유의 민감성을 증가시켜 전도 기능을 저하시킨다(Young, 1996). 또한 1.27W/cm² 강도 또는 1.5W/cm² 강도에서 5분 치료는 진동감각의 지각 역치가 미세하게 증가되며(Alyea 등, 1956) 1.5W/cm² 강도의 적용 원위부에서는 진통제 효과를 내고(Lehmann 등, 1958) 5분 치료는 온열효과를 낼 수 없다(Keidal, 1955). 같은 강도 적용시 접촉법이 침수법 보다 열 상승에 효과적(Robertson, 1996)인 반면 같은 주파수 적용시 접촉법과 침수법은 같은 효과를 낼 수 있으며(Robertson, 1995) Forrest와 Rosen(1989)은 살아있는 돼지 신전전에 접촉법과 침수법을 적용한 온도변화에서 8.7℃와 0~0.9℃의 증가를 각각 보였다. 심부열을 위한 강도로 >1.5W/cm²를 사용하며 표면열을 위해서는 <1.0W/cm²의 적용량을 사용한다고 하였다(Prentice, 1990). 또한 초음파의 낮은 용량은 신경성 압박의 신경전도 회복치료, 조직회복, 부종감소, 발통점 치료에 효과적이며 높은 용량은 전도불력, 과열을 일으킨다. 초음파 빔의 주파수 침투 깊이에서 1㎞의 연속파는 2.5~5cm의 심부열로 사용되는 반면, 3㎞는 <2.5cm의 심부조직 가열에 사용된다고 하였다(Gann, 1991).

이와 같이 초음파는 여러 가지 요인에 의해 조직에서의 온열효과가 변화하며 조직 온도상승을 위한 매개 변수들의 세심한 주의가 필요하며 그 중 연부조직의 온도는 매질유형에 따라 변화한다.

본 연구에서 젤, 글리세린, 증류수의 세가지 매질을 사용하여 피부, 피하지방, 피부에서부터 3cm 심부 근육의 세 부위에서 온도를 측정된 결과 조직 온도변화와 매질 전달력에 유의한 차이가 있는 것으로 관찰되었다.

피부의 경우 세가지 매질 모두 적용10분에서 온도상승이 관찰되었고 적용2분에서 세가지 매질 모두 온도저하가 관찰되었으며 이것은 조직내 혈류변화와 차가운 변

환기 헤드와 매질이 피부표면에서 조직열을 감소시킨 것으로 생각되어진다.

피하지방의 경우 젤은 적용10분까지 매질 바르기 전과 비슷한 온도변화로 관찰되었고 글리세린은 적용2분에서 온도상승을 보이다가 다시 적용10분에서 온도상승이 관찰되었으며 증류수는 적용7분에서부터 온도상승이 관찰되었다. 세가지 매질이 적용10분 동안 비슷한 온도분포의 기울기를 보인 것은 매질에서의 효과보다 피하지방 조직의 낮은 열 전도성과 낮은 비열 때문이라 생각되어진다.

피부에서부터 3cm 심부 근육의 경우 젤은 적용10분까지 매질 바르기 전과 비슷한 온도변화로 관찰되었고 글리세린과 증류수의 매질은 적용10분에서 온도상승이 관찰되었다. 세가지 매질이 적용10분에서 매질 바르기 전과 비교해 온도변화 차이가 크게 나지 않은 것은 근육에서의 높은 열 전도성 때문이라 생각되어진다.

본 연구에서 매질별 온도분포에 있어 피부에서 가장 많은 온도변화는 글리세린으로 관찰되었고 가장 적은 온도변화는 젤로 관찰되었다. 피하지방에서 가장 많은 온도변화는 글리세린으로 관찰되었고 가장 적은 온도변화는 젤로 관찰되었다. 피부에서부터 3cm 심부 근육에서 가장 많은 온도변화는 글리세린으로 관찰되었고 가장 적은 온도변화는 젤로 관찰되었다. 본 연구의 결과 매질에 따른 전달력에 있어 가장 높은 전달력을 보인 것은 젤로 관찰되었으며 가장 낮은 전달력을 보인 것은 글리세린으로 관찰되었다. 그러나 Warren 등(1976)은 매질을 얇은 막으로 하여 증류수, 미네랄 오일, 젤, 글리세린을 통한 전달력에서 매질보다는 다양한 압력에서 원인차이를 발견했고 Griffin(1980)은 증류수, 글리세린, 미네랄 오일 매질로 사용했을 때 모든 거리와 강도에 관계없이 증류수가 가장 좋았다고 하여 본 연구결과와는 상이하였다. 이것은 적용방법에 있어서 본 연구에서는 접촉법으로 사용하였지만 선행연구에서는 침수법으로 사용한 차이라고 생각되어진다. Valma(1996)는 치료적 적용을 위해 사용되는 초음파 적용방법에서 침수법은 접촉법보다 조직열이 낮기 때문에 침수법에서 피부와 도포구까지 거리가 증가함으로써 최대 온도상승에 감소를 보이며 초음파 적용시 물에 침수된 조직은 초음파를 조직에 직접 적용했을 때보다 에너지의 2배의 손실을 가져 온다고 하였다.

본 연구에서 젤, 글리세린, 증류수의 세가지 매질을 사용하여 피부, 피하지방의 표면과 피부에서부터 3cm 심

부 근육에 온도를 측정할 결과 표면열과 심부열에 유의한 온도변화가 관찰되었다.

글리세린과 증류수를 매질로 사용하여 10분간 적용하였을 때 피하지방에 가장 높은 온도변화가 관찰되었고 다음은 피부, 마지막으로 피부에서부터 3cm 심부 근육으로 관찰되었다. 피하지방에서 가장 높은 온도변화를 보인 것은 피하지방 조직의 낮은 열 전도성과 낮은 비열이라 생각되어진다. 또한 피부에서는 열이 적용될 때 비열 전도, 밀도, 열용량이 수배로 증가한다(Lipkin & Hardy, 1954). 피부에서부터 3cm 심부 근육은 근육층이면서 골 부근인데 다른 부위보다 온도변화가 낮게 나온 것이 관찰되었다. 본 연구결과로부터 초음파의 골(bone) 앞에서의 반사가 일어나지 않았다는 것이 관찰되었다. 피부에서부터 3cm 심부 근육에서 세 가지 매질은 적용10분까지 매질 바르기 전과 비교해 온도변화 차이가 크게 나지 않았으므로 심부열을 위해서는 더 많은 치료시간이 필요하다고 생각되어진다. David 등(1959)은 매질을 통한 조직에서 에너지 양은 흡수되고 열로 전환되어서 선택적 가열이 골(bone)과 신경에서 가장 현저하게 나타난다고 하였다.

Lehmann과 Johnson(1958)은 골 앞에서 갑자기 온도가 저하하는 것은 골 조직은 연부조직보다 초음파 에너지의 8배의 감쇠를 보이며 골 표면에서 반사 때문에 골에서 흡수되는 에너지는 적다고 하였다. 또한 도포구 표면과 매질이 차가울수록 조직의 더 깊은 내부 부위로 온도상승이 일어난다고 하였다. Lehmann 등(1967)은 골 표층 부위의 선택적 온도상승을 위해 골의 뜨거워진 표층부에서 차가운 연부조직으로의 열 전도를 위해 치료를 충분히 길게 지속해야 한다고 하였다. 본 연구에서 젤을 매질로 사용했을 때 피하지방과 피부에서부터 3cm 심부 근육에 온도변화가 매질 바르기 전과 비교해 차이가 크지 않은 것은 젤의 낮은 임피던스 때문이라고 생각되어진다. Lehmann(1967)은 표면온도는 심부온도보다 낮고 조직에 열이 가해질 때 변화되는 온도분포는 혈류 변화에 의한 것으로 이들 변화의 효과는 초음파에서 골 내부와 골 주위에서 가장 크게 일어나며 극초단파에서는 피부와 피하지방에서 가장 크게 일어난다고 하였다. 또한 Parley(1961)는 초음파 적용후 피하조직에서 조직 온도상승을 얻기 위해 초음파 헤드를 따뜻한 물에 예열한 후 사용할 수 있다고 하였다.

본 연구에서 젤, 글리세린, 증류수의 세 가지 매질을 피부, 피하지방, 피부에서부터 3cm 심부 근육부위에서

온열효과를 얻기 위한 적정 치료시간이 관찰되었다. 글리세린과 증류수의 매질에서는 적용10분에서 세 부위 모두 온도상승이 관찰되어졌고 젤을 매질로 사용했을 때는 피부의 경우만 적용10분에서 온도상승이 관찰되었고 피하지방과 피부에서부터 3cm 심부 근육부위는 적용10분에서 매질 바르기 전과 비슷한 온도변화가 관찰되었다. 본 연구결과로부터 조직의 온열효과를 얻기 위해서는 최소한 10분의 치료가 필요하리라 생각되어진다.

Currier(1978)는 초음파의 온열효과는 15분 이상 지속되고 이 지속되는 열 효과는 자율 신경계에 영향을 주며 Lehmann(1968)은 조직에 적당한 가열을 제공하기 위해서는 허용한도 5-10분의 치료시간이 필요하다고 하였다.

본 연구에서 매질의 종류와 표면열과 심부열 변화 관계에 유의한 온도변화가 관찰되었다. 전달은 임피던스에 반비례한다. 또한 전달되는 에너지 양이 많으면 임피던스가 낮고 매질에서 온도변화가 적으며 전달되는 에너지 양이 적으면 임피던스는 높고 매질에서 온도변화가 크다.

본 연구에서 젤을 매질로 사용했을 때 표면열과 심부열에 가장 적은 온도변화가 관찰되었고 글리세린을 매질로 사용했을 때 표면열과 심부열에 가장 많은 온도변화가 관찰되었다. 이 결과로부터 전달력이 가장 높은 매질은 젤로 관찰되었고 전달력이 가장 낮은 매질은 글리세린으로 관찰되었다.

Balmaseda(1986)는 젤을 매질로 사용하여 거리를 증가시켰을 때 최대와 최소 값 사이에 차이를 보이지 않은 것은 변환기 헤드와 매질 사이의 많은 임피던스와 적은 감쇠때문이라 하였다. Reid와 Cummings(1973)는 거리를 3mm로 고정시킨 상태에서 젤, 물, 미네랄 오일, 글리세린의 전달력 측정에서 젤의 전달력이 가장 높았다고 하였다. Griffin(1980)은 비수액성의 매질은 수액성 매질보다 온도증가가 크며 액체 매질들 사이에 초음파 에너지 조사시 온도변화의 중요한 차이로 열 용량이 설명된다고 하였으며 또한 글리세린은 높은 임피던스와 높은 열 용량으로 높은 온도상승을 보여 준다고 하였다.

본 연구결과에서 표면열의 효과를 얻기 위해서는 매질로서 글리세린의 적용이 더 유용하며 심부열의 효과를 얻기 위해서는 매질로서 젤의 적용이 더 유용하다는 것이 관찰되었다. 또한 초음파 치료기는 심부열의 목적으로 치료에서 많이 사용되고 있지만 본 연구에서는 심부보다 표면에서 많은 온도변화가 관찰되었다. 본 연구결

과로부터 심부열의 온도효과가 주 목적이려면 치료시간은 최소한 10분 이상 길게 지속해야 하는 것으로 관찰되었다.

본 연구는 초음파 적용시 전파 매질에 따른 조직 온도 변화의 관계를 실험한 결과 매질에 따른 표면열과 심부열의 변화와 매질에 따른 적정 적용시간, 매질의 종류와 표면열과 심부열 변화의 관계에 유의한 차이가 있는 것으로 관찰되었다. 그러나 이번 실험에서 실험대상이 생체 실험이 여의치 않아 연부조직 구성비율이 인체와는 다른 토끼를 대상으로 하였기 때문에 근육층의 깊이 침투에서의 차이를 관찰 할수 없었으므로 앞으로 피부, 지방, 근육, 골의 구성이 인체와 유사한 돼지의 실험대상이 필요하리라 생각되어진다.

V. 결 론

본 연구는 젤, 글리세린, 증류수의 세가지 매질 사용으로 초음파 적용을 실시했을 때 매질에 따른 표면열과 심부열의 변화를 관찰하고 매질에 따른 적정 적용시간을 규명하며 매질 종류와 표면열과 심부열과의 변화 관계를 관찰하기 위해 실시되었다. 실험기간은 1999년 8월 21일 서울대학교 수의학과 대학 실험동물학교실 부검실에서 3kg의 실험용 토끼 5마리를 암수 구별없이 사용하여 lumphun 1.9mg/kg과 ketamine 4.6mg/kg으로 근육 주사하여 마취시킨후 대퇴부 털을 모두 제거하였다. 온도측정은 피부, 피하지방, 피부에서부터 3cm 심부 근육 부위에 온도계를 각각 삽입하여 매질 바르기 전, 매질 바른 후, 2분, 5분, 7분, 10분에서 실시하였다. 특히 이 연구에서는 피부와 피하지방을 표면이라 정의하고 피부에서부터 3cm 근육을 심부라고 정의한다.

연구의 결과는 다음과 같다.

첫째, 젤, 글리세린, 증류수의 세 가지 매질을 사용했을 때 피부의 경우 젤은 통계적으로 2분에서 유의한 온도 변화가 관찰되었으며 글리세린은 통계적으로 2분, 5분, 7분, 10분에서 유의한 온도 변화가 관찰되었고 증류수는 통계적으로 매질 바른 후, 2분, 5분, 7분, 10분에서 유의한 온도 변화가 관찰되었다. 피하지방의 경우 젤은 통계적으로 유의한 온도 변화가 관찰되지 않았으며 글리세린은 통계적으로 2분, 5분, 10분에서 유의한 온도 변화가 관찰되었고 증류수는 통계적으로 유의한 온도 변화가 관찰되지 않았다. 근육의 경우 젤은 통계적으로 유

의한 온도 변화가 관찰되지 않았으며 글리세린은 통계적으로 2분, 5분, 7분, 10분에서 유의한 온도 변화가 관찰되었고 증류수는 통계적으로 10분에서 유의한 온도 변화가 관찰되었다.

둘째, 피부와 피하지방의 표면열이 피부에서부터 3cm 심부 근육의 심부열 변화 보다 많은 온도 변화로 관찰되었다.

셋째, 젤, 글리세린, 증류수의 세 가지 매질 모두 조직에서 온도효과를 얻기 위해서는 최소한 10분의 치료 시간이 필요하다는 것이 관찰되었다.

넷째, 젤, 글리세린, 증류수의 세 가지 매질에서 젤을 매질로 사용했을 때 표면열과 심부열에 가장 적은 온도 변화가 관찰되었고 글리세린을 매질로 사용했을 때 표면열과 심부열에 가장 많은 온도 변화가 관찰되었다. 이 결과로부터 전달력이 가장 높은 매질은 젤로 관찰되었고 전달력이 가장 낮은 매질은 글리세린으로 관찰되었다.

< 참고 문헌 >

- 민경옥 : 초음파 적용시 사용매질의 종류에 따른 조직 온도 상승율에 관한 조사연구, 대한물리치료사협회지, 8(2), 33-39, 1987.
- Abramson DI, Burnett C, Bell Y et al. : Changes in blood flow, oxygen uptake and tissue temperature produced by therapeutic physical agent I. effect of ultrasound, Am J Phys Med, 39, 51-62, 1959.
- Alyea WS, Rose DL, Shires, EB : Effect of ultrasound on threshold of vibration perception in a peripheral nerve, Arch Phys Med, 37, 265, 1956.
- Baker RJ, Bell GW : The effect of therapeutic modalities on blood flow in the human calf, J Orthop Sports Phys Ther, 13(1), 23-27, 1991.
- Balmaseda MT, Fatehi MT, Koozekanani SH et al. : Ultrasound therapy : a comparative study of different coupling media, Arch Phys Med Rehabil, 67, 147-150, 1986.
- Byl NN, Mckenzie A, Wong T, West J et al. : Incisional wound healing : a controlled study of low and high dose ultrasound, J Orthop sports

- phys Ther, 18(5), 619-628, 1993.
- Coakley WT : Biophysical effect of ultrasound at therapeutic intensities, *Physiotherapy*, 64, 166-169, 1978.
- Currier DP, Greathouse D, Swift T : Sensory nerve conduction : effect of ultrasound, *Arch Phys Med Rehabil*, 59, 181-185, 1978.
- Docker MF, Foulkes DJ, Patrick MK : Ultrasound couplants for physiotherapy, *Physiotherapy*, 68(4), 124-125, 1982.
- Draper DO, Castel JC, Castel D : Rate of temperature increase in human muscle during 1MHz and 3MHz continuous ultrasound, *J Orthop sports Phys Ther*, 22(4), 142-150, 1995.
- Dyson M, Pond JB : The effect of pulsed ultrasound on tissue regeneration, *Physiother*, 64, 105-108, 1976.
- Dyson M, Suckling J : Stimulation of tissue repair by ultrasound : a survey of the mechanism involved, *Physiother*, 64, 105-108, 1978.
- Forrest G, Rosen K : Ultrasound : effect of treatments given under water, *Arch Phys Med Rehabil*, 70, 28-29, 1989.
- Fry WT : Action of ultrasound on nerve tissue, *J Acoust Soc America*, 25, 1, 1953.
- Gann N : Ultrasound : current concepts, *Clin Manag*, 11(4), 64-69, 1991.
- Gersten JW : Thermal and nonthermal changes in isometric tension, contractil protein and injury potential produced in frog muscle by ultrasonic energy, *Arch Phys Med*, 34, 675, 1953.
- Griffin JE : Transmissiveness of ultrasound through tap water, glycerin, and mineral oil, *Phys Ther*, 60, 1010-1016, 1980.
- Hill OR : Ultrasound biophysics : a perspective. *British Journal of cancer*, 82, 45, supplement V, 46-51, 1982.
- Hong CZ, Liu HH, Yu J : Ultrasound thermotherapy effect on the recovery of nerve conduction in experimental compression neuropathy, *Arch Phys Med Rehabil*, 69, 410-414, 1988.
- Kahn J : Clinical electrotherapy (4th ed.) Syosset, NY, 1985.
- Kahn J : Principles and Practice of electrotherapy New York, Churchill Livingstone, 1987.
- Keidal WD : Ergebnisse elektrophysiologischer untersuchungen mit ultraschall und vibrationsschall, *Ultraschall in Med. und Grenzgebieten*, 8, 48, 1955.
- Kramer JF : Ultrasound : evaluation of its mechanical and thermal effects, *Arch Phys Med Rehabil*, 65, 223-227, 1984.
- Lehmann JF, Brunner GD, Martinis AJ et al. : Ultrasonic effects as demonstrated in live pigs with surgical metallic implants, *Arch Phys Med Rehabil*, 40, 483-488, 1959.
- Lehmann JF, Brunner GD, Mcmillan JA : Influence of surgical metal implants on the temperature distribution in thigh specimens exposed to ultrasound, *Arch Phys Med Rehabil*, 39, 692-695, 1958.
- Lehmann JF, Brunner GD, Mcmillan JA et al. : Modification of heating patterns produced by microwave at the frequencies of 2456 and 90mc by physiologic factors in the human, *Arch Phys Med*, 39, 560, 1964.
- Lehmann JF, Brunner GD, Stow RW : Pain threshold measurements after therapeutic application of ultrasound, microwave and infrared, *Arch Phys Med*, 39, 560, 1958.
- Lehmann JF, Delateur BJ, Silverman DR : Selective heating effects of ultrasound in human beings, *Arch Phys Med Rehabil*, 47, 331-339, 1966.
- Lehmann JF, Delateur BJ, Stonebridge JB et al. : Therapeutic temperature distribution produced by ultrasound as modified by dosage and volume of tissue exposed, *Arch Phys Med Rehabil*, 48, 662-666, 1967.
- Lehmann JF, Delateur BJ, Warren CG : Heating produced by ultrasound in bone and soft tissue, *Arch Phys Med Rehabil*, 44, 397-401, 1967.

- Lehmann JF, Herrick JF : Biologic reactions to cavitation, a consideration for ultrasonic therapy, *Arch Phys Med*, 34, 86, 1953.
- Lehmann JF, Johnson EW : Some factors influencing temperature distribution in thighs exposed to ultrasound, *Arch Phys Med Rehabil*, 39, 347-356, 1958.
- Lehmann JF, Lane KE, Bell JW et al. : Influence of surgical metal implants on the distribution of the intensity in the ultrasonic field, *Arch Phys Med Rehabil*, 39, 756-760, 1958.
- Lehmann JF, Mcmillan JA, Brunner GD et al. : Comparative study of the efficiency of short-wave, microwave and ultrasonic diathermy in heating the hip joint, *Arch Phys Med Rehabil*, 40, 510-512, 1959.
- Lipkin M, Hardy JD : Measurement of some thermal properties of human tissue, *Physiol*, 7, 212-217, 1954.
- Lota MJ, Darling RC : Changes in permeability of red blood cell membrane in a homogeneous ultrasonic field, *Arch Phys Med*, 36, 282, 1955.
- Madsen PW, Gersten JW : The effect of ultrasound on conduction velocity of peripheral nerve, *Arch Phys Med Rehabil*, 42, 645-649, 1961.
- McDiarmid T, Burns PN : Clinical application of therapeutic ultrasound, *Physiotherapy*, 73, 155-162, 1987.
- Michlovitz SL : *Thermal agents in rehabilitation* F.A. Davis Company, 1990.
- Oakley EM : Application of continuous beam ultrasound at therapeutic levels, *Physiother*, 64(6), 169-172, 1978.
- Patrick P : Application of therapeutic pulsed ultrasound, *Physiother*, 64(4), 103-104, 1978.
- Prentice WE : *Therapeutic modalities in sports medicine*. St. Louis : Times Mirror/Mosby, 137, 1990.
- Reid DC, Cummings GE : Factors in selecting dosage of ultrasound with particular reference to use of various coupling agents, *Physiotherapy Can*, 25, 5-9, 1973.
- Robertson VJ, Ward AR : Subaqueous ultrasound : 45^W and 1^W machines compared, *Arch Phys Med Rehabil*, 76, 569-575, 1995.
- Robertson VJ, Ward AR : Limited interchangeability of methods of applying 1^W ultrasound, *Arch Phys Med Rehabil*, 77, 379-384, 1996.
- Schwan HP, Carstensen EL : Advantage and limitation of ultrasonics in medicine, *J A M A*, 149(2), 121-125, 1952.
- Soren A : Evaluation of ultrasound treatment in musculoskeletal disorders, *Physiother*, 51, 214-217, 1965.
- Warren CG, Koblanski JN, Sigelmann RA : Ultrasound coupling media : their relative transmissivity, *Arch Phys Med Rehabil*, 57, 218-222, 1976.
- Williams AR : Production and transmission of ultrasound, *Physiotherapy*, 73, 113-116, 1987.
- Yong S : Ultrasound therapy, in: Kitchen S, Bazin S, editors. *Clayton's electrotherapy*, 10th ed. London: WB Saunders, 243-267, 1996.
- Young RR, Henneman E : Reversible block of nerve conduction by ultrasound, *Arch Neuro*, 4, 83-89, 1961.