

# An Analysis of Temperature Change and TI MI using Tissue Mimicking Phantom in Ultrasonic Examination

Cheol-Min Jeon<sup>1,2</sup>, Jae-Bok Han<sup>2</sup>, Jong-Gil Kwak<sup>3</sup>, Jong-Nam Song<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>Comprehensive Medical Examination Center, Cmmam Samsung Hospital

<sup>2</sup>Department of Radiology, Dongshin University

<sup>3</sup>Department of Radiological Technology, Gwangju Health University

Received: September 22, 2022. Revised: November 15, 2022. Accepted: November 30, 2022.

## ABSTRACT

Currently, ultrasound examination for diagnostic ultrasound and health examination purposes is widely used, and it is showing an increasing trend due to the application of health insurance. However, the risk of ultrasound has not been clearly identified so far, and in this study, surface and deep temperature changes according to frequency and mode were measured by using a tissue mimicking phantom and TI and MI values were compared. A simulated phantom was manufactured by adding a small amount of kappa-caraginan powder with acoustic characteristics similar to that of the human body and potassium chloride for solidification, and the change of surface and depth temperature was measured using a surface thermometer and a probe thermometer.

As a result, the convex probe using low frequency showed a higher temperature increase than the linear probe using high frequency, so there was a significant difference, and the temperature increase was the highest on the surface, and the depth of 1cm showed a temporary temperature increase, but there was no significant temperature change. There was no change in the deep temperature of 5 cm to 15 cm, and the TI and MI values did not change during the test time.

Since only the surface temperature rose during the 15-minute test and there was no temperature change in the core, so it is not expected to show a temperature change that is harmful to the human body. However, it is thought that prolonged examination of one area may cause temperature rise, so it should be avoided.

Keywords: Kappa-carrageenan, Tissue mimicking phantom, Ultrasonic temperature rise, Ultrasonic hazard

## I. INTRODUCTION

소리를 발생하는 진동체를 음원(Acoustic Source) 이라고 하며 음원에서 발생하는 소리 에너지는 일정한 주파수를 가지고 파동의 형태로 전달된다. 의료용 초음파 기기는 1 ~ 30 MHz의 고주파수 영역을 이용해 진단용 초음파 영상을 만든다. 이는 음향 저항(Acoustic Impedance)의 차이가 있는 조직에서 펄스파(Pulse Wave)를 인체 내로 투과시켜 반사되는 신호를 컴퓨터로 증폭, 변환하여 영상으로 나

타낸다<sup>[1]</sup>.

진단목적의 초음파검사는 인체에 생물학적 영향이 낮다고 알려져 있으나 무분별한 장시간의 검사는 인체에 온도 상승 변화를 일으킬 수 있다고 공시하고 있으며 여러 기관에 가이드라인에 따라 과도한 초음파 노출 자제를 권고하고 있다. 국제 초음파 협회(World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology, WFUMB), 미국 FDA(Food and Drug Administration), 유럽연합의 ECMUS (European Committee for the Medical Ultrasound Safety) 가이드에서는 과

\* Corresponding Author: Jong-Nam Song

E-mail: way2call@naver.com

Tel: +82-61-330-3574

도한 초음파 노출을 방지하기 위한 인식이 증가하고 있으며, 초음파기기의 음향출력에 대한 한계치를 안과용 17 mW/cm<sup>2</sup>, 태아 또는 기타 94 mW/cm<sup>2</sup>, 심장용 430 mW/cm<sup>2</sup>, 말초혈관용 720 mW/cm<sup>2</sup>으로 제시하였다<sup>[2]</sup>. 임신한 쥐를 대상으로 한 장시간 초음파 조사를 실시한 동물연구에서 세포손상에 의해 무뇌증(Anencephaly), 척추 갈림증(Spina Bifida), 뇌탈출증(Encephalocele), 소뇌증(Microcephaly) 등이 유발한다고 보고하고 있다<sup>[3]</sup>.

초음파가 생체조직에 영향을 주는 중요한 기전은 초음파가 조직을 투과하는 과정에서 파동의 진폭이 감소하여 진폭이 줄어드는 것이다. 그 결과로 에너지는 열로 변환되어 흡수되면서 조직의 온도가 상승하는 열 효과(Thermal Effect)와 공동화(Cavitation) 같은 비열 효과로 나뉜다<sup>[4]</sup>. 선행 연구 결과에 의하면 인체조직은 단시간 동안의 온도 변화에 상당히 민감한 반응을 나타냈으며 장시간의 초음파검사는 인체조직에 온도 상승과 인체에 영향을 초래할 수 있고 진단용 초음파가 사람의 생체조직에 사용되는 만큼 연구 논문의 대상도 인체와 비슷한 생물에 실험되어 왔다<sup>[10-14]</sup>.

본 연구에서는 카파 카라기난을 이용한 인체 모의 매질 팬텀을 직접 제작하여 실험을 진행했다. 카라기난은 인체 조직과 비슷한 음향 특성을 나타낼 수 있고 비교적 넓은 온도 상승 범위에서도 적용할 수 있다<sup>[5]</sup>. 진단 초음파진단에 사용되는 주요 모드(mode)에는 밝기(Bright Mode: B Mode)이며 필요에 따라 컬러(Color Mode: C Mode), 파워 도플러(Power Doppler: PD Mode), 펄스(Pulse Wave Doppler Mode: PW Mode) 등을 사용한다. 따라서 본 연구에서 인체모의 매질팬텀을 이용한 주파수와 모드 변화에 따른 체표면과 심부의 온도 변화를 확인하고 초음파에 의한 열 발생에 대한 지수(TI)와 미세한 가스 기포인 공동과 관련된 지수(MI)의 상관관계를 알아보려고 한다.

## II. MATERIAL AND METHODS

### 1. 사용 장비 및 대상

초음파 장비는 알피니언 ECUBE 8(Alpinion Medical

System, Korea)의 볼록형(Convex Probe, 3.6 Mhz ~ 4.4 MHz), 선형(Linear Probe, 10 MHz ~ 12 MHz) 탐촉자를 사용하였다. 각 매질의 정확한 무게의 측정과 용해를 위하여 전자저울 KS-618 (Drectec, China)과 중탕 용기, 직사각형의 보관 용기(170 × 130 × 70 mm)를 사용하였다. 심부 온도 측정을 위해 탐침용 온도계 (디지털 조리용 온도계 FT-400, CAS, China)를 사용하였으며 표면 온도 측정을 위해 피부 적외선 체온계(HuBDIC FS-300, Korea)를 사용하였다. 검사 팬텀은 인체와 비슷한 음향특성을 가지고 있고 탐침용 온도계가 삽입 가능한 카파 카라기난을 이용하여 직접 제작한 고형화 형태의 팬텀을 사용하였다.

### 2. 인체모의 매질팬텀 제작

본 연구에서는 인체와 음향 특성이 비슷하고 표면과 심부 온도 측정이 가능한 모의 매질팬텀 제작을 위해 카라기난 분말을 사용하였다. 카라기난 분말은 Irish Moss라고 하는 홍조류인 진두발(Chondrus), 돌가사리(Gigartina), 유케마(Eucheuma) 등의 해초에서 추출한 후 정제하여 얻어진 것으로, 물에 용해해 젤 형태로 만들 수 있다<sup>[6]</sup>. 카라기난은 카파(Kappa), 아이오타(Iota), 람다(Lambda)로 나뉜다. 이 중 카파-카라기난과 아이오타-카라기난은 칼륨과 만나 겔화가 되며 람다-카라기난은 겔이 형성되지 않고 소스처럼 점도만 상승한다<sup>[7,8]</sup>. 카라기난 젤은 투명도가 높고 높은 용융점(90°C)을 갖는 등의 특징이 있다<sup>[9]</sup>. 이런 카라기난은 겔 형태로 고형화할 때 탄력성이 높고 투명하고 보수력이 좋아 초음파에 의한 인체 표면과 심부의 주파수에 따른 온도 상승을 예측하기 위한 인체 모의매질로 사용함에 있어서 적합하였다. 초음파에 의한 온도 상승 가시화용 생체 모의매질 연구 논문에 따르면 카라기난 농도 5% ~ 10%에서 인체와 비슷한 음향특성을 발견하였고<sup>[5]</sup> 농도가 높아질수록 불투명해지기 때문에 탐침용 온도계를 정확한 위치에 반복 설정하기 위해 투명도가 높은 5%의 카라기난 농도를 선택하였다.

카라기난(30 g)과 염화칼슘(2.4 g)을 전자저울에서 정확히 측정 후, 35°C 정도의 미지근한 물(570 ml)에 카파 카라기난 분말을 뭉치지 않게 천천히 교반하여 용해한 후 중탕기를 이용해 80°C까지 약

한 볼로 가열한다. 겔화를 위해 염화칼륨 2.4 g을 잘 섞어준 다음 직사각형 보관용기(170 × 130 × 70 mm)에 30 mm 높이로 부어주고, 상온에서 3 ~ 4시간 서서히 냉각시켜 팬텀(165 × 115 × 30 mm)을 제작하였고 Fig. 1과 같다.

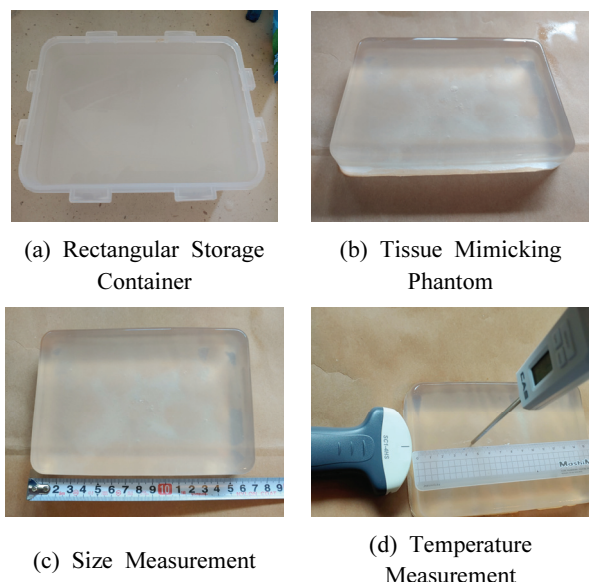


Fig. 1. Tissue Mimicking Phantom.

### 3. 온도 측정 방법

제작된 인체 모의 매질 팬텀에 주파수별 깊이에 따른 온도 측정을 위해 일 병원의 임상적 검사 깊이 설정을 확인한 결과 갑상선 및 경동맥 3.5 cm ~ 4 cm, 유방 초음파 4 cm, 복부 초음파 15 ~ 16 cm였다. 초음파 장비의 주파수별로는 Convex Probe(주파수: 3.6 MHz ~ 4.4 MHz), Linear Probe(10 MHz ~ 12 MHz)를 사용하고 그중 최저 주파수 3.6 MHz와 최고 주파수 12 MHz를 비교 분석하였다. 측정시간은 검사 평균 시간을 고려해 1분에서 최대 15분까지 측정하였다. 가장 기본적으로 사용하는 B Mode의 경우 5분, 10분, 15분을 설정하였고 Doppler Mode의 경우 짧은 검사 시간을 고려해 1분, 3분, 5분을 설정하였다. 주파수와 모드별에 따른 깊이는 표면, 1 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm 설정하고 표면 온도 측정을 위해 적외선 온도계를 이용하였으며 심부 온도 측정은 정확한 위치를 위해 15 cm 자를 이용해 팬텀 위에 올려놓은 후 탐침용 온도계 팁을

탐촉자와 수직을 이루도록 하여 온도 측정을 하였다. 정확한 온도 측정을 하기 위해 독립된 초음파실에서 온도의 영향을 줄 수 있는 에어컨, 선풍기, 조명등의 사용을 배제하였다. 최초 실험 전 대기 온도에 의한 영향을 방지하기 위해 24시간 동안 팬텀을 상온에 노출했으며 실험 전 최초 온도를 10회 측정하여 평균값을 구하였다.

### 4. 열지수(TI) 및 기계적 지수(MI) 측정 방법

온도 측정과 조건은 동일하게 설정하였다. 최저 주파수 3.6 MHz와 최고 주파수 12 MHz의 모드별, 시간변화(1분 ~ 15분)에 따른 영상에서 보이는 TI 값과 MI 값의 변화를 관찰하였다. PACS 시스템은 테크하임(VIEW REX 3.0)을 사용하였다

### 5. 통계 분석 방법

자료 분석은 SPSS Window Version 21 (SPSS INC, Chicago, IL, USA)을 이용하였고 연속형 변수는 평균값± 표준편차로, 범주형 변수는 빈도 및 백분율(%)로 기술하였다. 정규성 검정은 잔차에 대해 검정하였고, 정규성이 확인된 표본들은 등분산성을 만족하는지 확인 후 모수적 방법의 통계 방법을 이용하였다. 정규성이 확인되지 않은 표본의 경우 비모수적 방법의 통계 방법을 이용하였다. 대상 비교는 T-검정을 시행하였고, 시간의 변화에 따른 검정의 경우 Wilcoxon Signed Ranks Test를 시행하였다.

## III. RESULT

### 1. B Mode를 이용한 Convex와 Linear Probe의 깊이에 따른 온도 변화 측정 결과

B Mode를 이용한 검사 전 시작 단계에서는 Convex Probe와 Linear Probe 모두 각 깊이별로 유사한 온도 차이를 나타내 통계적으로 유의하지 않았다.

검사시간 5분경과 단계에서도 Convex Probe의 표면 온도는 25.9±1.1°C, 1 cm 깊이 22.18±1.3°C, 5 cm 깊이 21.56±1.4°C, 10 cm 깊이 21.26±1.5°C, 15 cm 깊이 21.16±1.6°C로 Linear Probe의 표면 온도 25.04±1.1°C, 1 cm 깊이 22.18±1.3°C, 5 cm 깊이 21.52±1.4°C, 10 cm 깊이 21.47±1.4°C, 15 cm 깊이

21.23±1.4°C와 큰 차이를 나타내지 않았다.

검사시간 10분, 15분경과 단계에서는 1 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm 모두 유의미한 온도 차이를 나타내지 않았으나 표면 온도에서는 10분경과 부터 Convex Probe가 27±1.1°C로 Linear Probe의 25±1.1°C보다 온도가 높았으며 이는 통계적으로 유의했고 Table 1과 같다(p<0.05).

동일하게 검사 15분경과 때도 Convex Probe가 27.69±1.1°C로 Linear Probe의 26.27±1.1°C보다 온도가 높았으며 이는 통계적으로 유의했고 Table 1과 같다(p<0.05).

## 2. Color Doppler Mode를 이용한 Convex와 linear Probe의 깊이에 따른 온도 변화 측정 결과

Color Doppler Mode를 이용한 검사 전 시작 단계에서는 Convex Probe와 Linear Probe 모두 각 깊이 별로 유사한 온도 차이를 나타내 통계적으로 유의하지 않았다.

검사시간 1분경과 단계에서도 Convex Probe의 표면 온도는 24.48±1°C, 1 cm 깊이 21.27±1.1°C, 5 cm 깊이 20.86±1.2°C, 10 cm 깊이 20.77±1.1°C, 15 cm 깊이 20.67±1.1°C로 Linear Probe의 표면 온도 23.57±1°C, 1 cm 깊이 20.99±1.2°C, 5 cm 깊이 20.48±1°C, 10 cm 깊이 20.3±1°C, 15 cm 깊이 20.23±1°C와 큰 차이를 나타내지 않았다.

검사시간 3분, 5분경과 단계에서는 1 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm 모두 유의미한 온도 차이를 나타내지 않았으나 표면 온도에서는 3분 경과부터 Convex Probe가 25±28±1°C로 Linear Probe의 24.18±1°C보다 온도가 높았으며 이는 통계적으로 유의했고 Table 2와 같다(p<0.05).

동일하게 검사 5분경과 부터 Convex Probe가 25.54±1°C로 Linear Probe의 24.68±1°C보다 온도가 높았으며 이는 통계적으로 유의했고 Table 2와 같다(p<0.05).

## 3. Power Doppler Mode를 이용한 Convex와 linear Probe의 깊이에 따른 온도 변화 측정 결과

Power Doppler Mode를 이용한 검사 전 시작 단계에서는 Convex Probe와 Linear Probe 모두 각 깊

이별로 유사한 온도 차이를 나타내 통계적으로 유의하지 않았다.

검사시간 1분, 3분경과 단계에서도 Convex Probe와 Linear Probe 모두 약간의 온도 차이를 나타냈으나 통계적으로 유의하지 않았다.

검사시간 5분경과 단계에서는 1 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm 모두 유의미한 온도 차이를 나타내지 않았으나 표면 온도에서는 Convex Probe가 24.79±0.8°C로 Linear Probe의 24.12±0.7°C보다 온도가 높았으며 이는 통계적으로 유의했고 Table 3과 같다(p<0.05).

## 4. Pulse Doppler Mode를 이용한 Convex와 linear Probe의 깊이에 따른 온도 변화 측정 결과

Pulse Doppler Mode를 이용한 검사 전 시작 단계에서는 Convex Probe와 Linear Probe 모두 각 깊이 별로 유사한 온도 차이를 나타내 통계적으로 유의하지 않았다.

검사시간 1분, 3분경과 단계에서는 1 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm 모두 유의미한 온도 차이를 나타내지 않았으나 표면 온도에서는 1분 경과부터 Convex Probe가 23.83±0.8±1°C로 Linear Probe의 22.88±0.8°C보다 온도가 높았으며 이는 통계적으로 유의했고 Table 4와 같다(p<0.05).

동일하게 검사 3분경과 때도 Convex Probe가 24.36±0.7°C로 Linear Probe의 23.22±0.8°C보다 온도가 높았으며 이는 통계적으로 유의했고 Table 4와 같다(p<0.05).

검사시간 5분경과 단계에서는 Convex Probe와 Linear Probe 모두 약간의 온도 차이를 나타냈으나 통계적으로 유의하지 않았다.

## 5. 각각의 Doppler 모드별 Convex와 Linear Probe의 MI와 TI 온도 변화 측정 결과

B Mode에서의 Convex Probe의 MI는 1.37로 Linear Probe의 MI 1.16보다 0.21 더 높았으며 통계적으로 유의했다(p<0.05).

TI의 경우 Linear Probe가 0.5로 Convex Probe 0.2보다 0.3 높았으며 통계적으로 유의했고 Table 5와

같다( $p<0.05$ ).

Color Doppler Mode에서의 Convex의 MI는 1.18로 Linear의 MI 1.16보다 0.02 더 높았으며 통계적으로 유의했다( $p<0.05$ ).

TI의 경우 Linear Probe가 0.8로 Convex Probe 0.1보다 0.7 높았으며 통계적으로 유의했고 Table 5와 같다( $p<0.05$ ).

Power Doppler Mode에서의 Convex Probe의 MI는 1.21로 Linear Probe의 MI 1.02보다 0.19 더 높았으며 통계적으로 유의했다( $p<0.05$ ).

TI의 경우 Linear가 0.6으로 Convex 0.4보다 0.2 높았으며 통계적으로 유의했고 Table 5와 같다( $p<0.05$ ).

Pulse Doppler Mode에서의 Convex Probe의 MI는 1.37로 Linear Probe의 MI 0.64보다 0.73 더 높았으며 통계적으로 유의했다( $p<0.05$ ).

TI의 경우 Linear Probe가 1.2로 Convex 0.2보다 1 높았으며 통계적으로 유의했고 Table 5와 같다( $p<0.05$ ).

Table 1. Temperature change T-test Result of Convex and Linear Probe using B Mode

	B Mode								p
	Pre start		5 min		10 min		15 min		
	Convex	Linear	Convex	Linear	Convex	Linear	Convex	Linear	
Surface (°C)	21.82±1.4	21.84±1.2	25.9±1.1	25.04±1.1	27±1.1*	25±1.1*	27.69±1.1#	26.27±1.1#	<0.05
1 cm (°C)	21.55±1.6	21.59±1.2	22.18±1.3	22.18±1.3	22.96±1.4	22.94±1.2	23.26±1.9	23.37±1.2	>0.05
5 cm (°C)	21.61±1.5	21.53±1.3	21.56±1.4	21.52±1.4	21.51±1.4	21.51±1.3	21.51±1.3	21.48±1.3	>0.05
10 cm (°C)	21.32±1.6	21.47±1.4	21.26±1.5	21.47±1.4	21.19±1.5	21.43±1.4	21.17±1.4	21.39±1.3	>0.05
15 cm (°C)	21.24±1.7	21.36±1.5	21.16±1.6	21.23±1.4	21.05±1.5	21.2±1.4	21±1.4	21.07±1.4	>0.05

Table 2. Temperature change T-test Result of Convex and Linear Probe using Color Doppler Mode

	Color Doppler Mode								p
	Pre start		1 min		3 min		5 min		
	Convex	Linear	Convex	Linear	Convex	Linear	Convex	Linear	
Surface (°C)	21.24±1.2	20.85±1.3	24.48±1	23.57±1	25.28±1*	24.18±1*	25.54±1	24.68±1	<0.05
1 cm (°C)	20.96±1.1	20.59±1.2	21.27±1.1	20.99±1.2	21.8±1.2	21.39±1.2	22.06±1.2	21.6±1.2	>0.05
5 cm (°C)	20.85±1.2	20.49±1.2	20.86±1.2	20.48±1	20.84±1.1	20.46±1	20.83±1.1	20.47±1	>0.05
10 cm (°C)	20.78±1.2	20.35±1.2	20.77±1.1	20.3±1	20.73±1	20.26±1	20.7±1	20.2±1	>0.05
15 cm (°C)	20.7±1.2	20.3±1.2	20.67±1.1	20.23±1	20.54±1	20.13±1	20.52±1	20.1±0.9	>0.05

Table 3. Temperature change T-test Result of Convex and Linear Probe using Power Doppler Mode.

	Power Doppler Mode								p
	Pre start		1 min		3 min		5 min		
	Convex	Linear	Convex	Linear	Convex	Linear	Convex	Linear	
Surface (°C)	20.69±1	20.5±1	23.29±1.1	23.17±0.7	24.21±0.9	23.67±0.7	24.79±0.8*	24.12±0.7*	<0.05
1 cm (°C)	20.53±1	20.23±0.9	20.73±1	20.37±0.9	21±0.9	20.68±0.9	21.36±0.9	20.87±0.9	>0.05
5 cm (°C)	20.35±0.8	20.12±0.8	20.39±0.8	20.14±0.8	20.38±0.8	20.15±0.7	20.37±0.8	20.13±0.7	>0.05
10 cm (°C)	20.26±0.8	20.05±0.7	20.26±0.8	20.03±0.6	20.24±0.7	20±0.6	20.18±0.8	19.96±0.6	>0.05
15 cm (°C)	20.15±0.6	19.92±0.5	20.13±0.6	19.89±0.6	20.07±0.6	19.86±0.5	19.99±0.6	19.81±0.5	>0.05

Table 4. Temperature change T-test Result of Convex and Linear Probe using Pulse Doppler Mode

	Pulse Doppler Mode								p
	Pre start		1 min		3 min		5 min		
	Convex	Linear	Convex	Linear	Convex	Linear	Convex	Linear	
Surface (°C)	20.41±0.7	20.58±0.8	23.83±0.8*	22.88±0.8*	24.36±0.7#	23.22±0.8#	24.42±1.6	23.5±0.8	<0.05
1 cm (°C)	20.22±0.7	20.37±0.7	20.34±0.7	20.46±0.7	20.67±0.7	20.57±0.7	21.17±0.7	20.83±0.7	>0.05
5 cm (°C)	20.08±0.6	20.19±0.7	20.11±0.6	20.18±0.6	20.13±0.6	20.21±0.6	20.12±0.6	20.21±0.6	>0.05
10 cm (°C)	20±0.5	20.1±0.6	20.01±0.5	20.14±0.6	19.99±0.5	20.13±0.6	19.95±0.5	20.12±0.6	>0.05
15 cm (°C)	19.89±0.5	19.94±0.6	19.88±0.5	19.92±0.6	19.82±0.4	19.9±0.5	19.79±0.4	19.87±0.4	>0.05

Table 5. MI, TI T-test Results according to Probe Type

	B Mode		Color Doppler Mode		Power Doppler Mode		Pulse Doppler Mode		p
	Convex	Linear	Convex	Linear	Convex	Linear	Convex	Linear	
MI	1.37	1.16	1.18	1.16	1.21	1.02	1.37	0.64	<0.05
TI	0.2	0.5	0.1	0.8	0.4	0.6	0.2	1.2	

#### IV. DISCUSSION

초음파검사서 현재까지 진단목적으로 검사를 시행한 경우에 인체 피해는 보고된 사례가 없지만, 동식물 실험 논문들의 결과를 살펴보면 초음파를 장시간 주사하게 되었을 때 상당한 열을 조직 안에서 발생시킬 수 있어 일부 동식물 실험의 경우엔 기형 및 성장 장애가 생기는 것을 발견한 선행 연구가 있다<sup>[10]</sup>. Campbell과 Elford는 2세에서 8세 사이의 72명의 어린이를 대상으로 초음파에 노출된 그룹과 초음파에 노출되지 않은 그룹을 비교한 결과 초음파에 노출된 그룹에서는 언어를 배우는 것이 2배 느리다는 연구결과를 발표했다<sup>[11]</sup>. 인간에서도 고열이 동물에서와 같은 질환을 유발한다는 보고가 있다<sup>[12]</sup>. Ghaham 등은 고열에 노출된 시기에 따라 발생하는 기형의 차이를 정리하였는데 수정 후 3 ~ 4주에는 뇌탈출증(Encephalocele), 무뇌증(Anencephaly)이, 4 ~ 7주에는 소안구증(Micro-phthalia), 안면갈림증(Facialmcleft)이, 18 ~ 26주에는 소뇌증(Microcephaly)이 호발 한다고 하였다<sup>[13]</sup>. 이러한 초음파의 생물학적 효과를 파악하기 위해 김지원 외<sup>[14]</sup>는 진단용 초음파 검사시간에 따른 허벅지의 온도 변화를 조사하여 태아 초음파 검사 시 영향이 없는 시간을 알아보았다. 가임기 여성 30명의 허벅

지 온도 변화를 측정된 결과 40분 이내에는 온도가 떨어졌고 50분에는 1°C 올라가는 것을 확인했으며 40분 내에 초음파검사를 시행하는 것이 안전하다고 추론하였다. 최관용 외<sup>[15]</sup>는 진단용 초음파 Probe 및 Mode 변화에 따른 초음파 주사빈도가 콩나물 발아 과정에 미치는 영향을 제시하였다. 콩나물의 길이 변화를 측정된 결과 매일 초음파를 주사한 군과 주사하지 않는 군의 길이 차이를 비교했을 때 초음파를 조사한 군이 성장이 둔화되는 것으로 보고하였다. 은수진 외<sup>[16]</sup> 실험에서 물 온도 변화를 관찰한 결과 30분 동안 0.5°C의 온도상승이 있었고 각 모드 별 MI와 TI값을 비교해 본 결과 MI값의 경우 Color flow Mode, 3D/4D Mode, B Mode순으로 크게 나왔고 TI값의 경우 B Mode, 3D/4D Mode, Color flow Mode 순으로 크게 나왔다. 하지만 실제로 임상환경에서 인체에 투사되는 초음파로 인한 심부의 온도 변화 연구가 이루어지지는 못했다.

본 연구에서는 진단 초음파 검사 시간에 따른 표면과 심부에 미치는 영향을 간접적으로 알아보기 위해 인체와 음향 특성이 비슷한 모의 매질팬텀을 제작하였고 검사 시간에 따라 온도가 상승하고 주파수에 따라 깊이별 온도가 다를 것이라는 가정하에 주파수와 모드별에 따른 표면과 심부 온도 측정 변화를 측정하였다. 또한 영상에서 보이는 TI, MI

값의 변화도 관찰하였다. 일반적으로 사용하는 B Mode와 함께 Doppler Mode의 유의미한 온도 변화 차이를 고찰하고 임상에서 진단 및 검진목적의 초음파 평균 검사시간이 안전한 노출시간인지 확인하고자 하였다. 카라기난으로 제작된 인체모의 매질팬텀은 실온변화로 인한 온도 변화로 실험기간 동안 같은 온도를 유지하기 힘들어 실험실 내에 온도계를 비치해 같은 실온을 유지하기 위해 노력했고 결과값의 편차를 줄이기 위해 10회 반복 실험을 하였기 때문에 실내 온도 변화로 인한 데이터에는 영향을 주지 않았다. 팬텀의 온도 측정은 단일 종류의 온도계로 측정하여 데이터 값이 타 온도계와 다를 수 있지만 통상 모든 장비가 작은 오차는 존재하고 같은 온도계로 반복 측정 비교하였기 때문에 연구 진행에는 어려움이 없었다. 인체의 체표면의 온도 변화나 동물실험 관련한 연구 결과는 많았으나 심부 온도 변화를 측정하는 선행논문이 드물어서 실험 결과를 비교하기가 어려웠으나 본 연구에서는 표면 및 심부 온도 변화를 직접 관찰할 수 있었고 평균치를 알아보기 위해 10회 측정하여 편차를 줄일 수가 있었기 때문에 실험 진행에 큰 무리가 없었다.

인체모의 매질팬텀의 깊이는 일 병원에서의 임상적 검사 깊이 설정인 갑상선 및 경동맥 3.5 cm ~ 4 cm, 유방 초음파 4 cm, 복부 초음파 15 ~ 16 cm 설정과 동일한 설정을 위해 15 cm 깊이까지 측정을 하였다. 선행연구와 차이점은 표면 온도뿐 아니라 심부의 온도까지 측정이 가능하도록 제작 및 설정하였기 때문에 본 연구가 다른 연구에 있어서 기준 설정에 도움이 될 수 있으리라 사료된다.

## V. CONCLUSION

본 연구에서는 인체모의 매질팬텀을 이용해 주파수, 모드별에 따른 표면과 심부 온도 변화를 시간별로 측정하였고 TI, MI값도 비교하였다. 그 결과로 저주파수를 사용하는 Convex Probe가 고주파를 사용하는 Linear Probe보다 높은 온도 상승을 보여 유의미한 차이를 보였고 표면에서 온도 상승이 가장 높았으며 1 cm의 낮은 깊이는 일시적 온도 상승은 나타내지만 유의미한 온도 변화는 없었다.

5 cm ~ 15 cm의 심부온도 변화는 각 Probe별로 없었으며 검사 시간 동안 TI, MI값도 변화가 없었다. 이는 15분 실험동안 표면온도만 상승하였고 심부에는 온도 변화가 없었기 때문에 인체에 유해할 만큼의 온도 변화를 나타내지 않을 것으로 생각되며 표면 온도 상승은 피부온도 상승을 유발할 수 있지만 임상에서는 온도가 낮은 초음파 젤을 사용하고 동적 검사를 하므로 피부온도 상승을 감쇄할 수 있으리라 판단된다.

진단 및 검진 초음파의 통상적인 15분 정도의 검사는 적용 가능한 시간이라 생각되며 이론적인 잠재적 위험 요소로 인해 진단 목적의 초음파 검사를 기피하거나 제한할 필요는 없으며 초음파 검사의 장점이 유해성보다 클 것으로 판단되지만 탐촉자가 고정된 상태의 장시간 검사는 온도 상승을 일으킬 수 있으므로 지양해야 할 것으로 사료된다.

## Reference

- [1] F. M. Abu-Zidan, A. F. Hefny, P. C, "Clinical ultrasound physics", *Journal of Emergencies, Trauma and Shock*, Vol. 4, No. 4, pp. 501-503, 2011. <http://dx.doi.org/10.4103/0974-2700.86646>
- [2] C. R. Merrit, F. W. Kremkau, J. C. Hobbins, "Diagnostic ultrasound: bioeffects and safety", *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology*, Vol. 2, No. 5, pp. 366-374, 1992. <https://doi.org/10.1046/j.1469-0705.1992.02050366.x>
- [3] E. J. Ang, V. Gluncic, A. Duque, M. E. Schafer, P. Rakic, "Prenatal exposure to ultrasound waves impacts neuronal migration in mice", *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, Vol. 103, No. 34, pp. 12903-12910, 2006. <http://dx.doi.org/10.1073/pnas.0605294103>
- [4] H. S. Sim, *Ultrasonography Anatomy & Scan Technique*, 3rd edition. Hanmi Medical Publishing Co., pp. 85-87, 2016.
- [5] J. H. Jung, J. S. Kim, K. L. Ha, M. J. Kim, Y. Cao, "Tissue Mimicking Phantom for Visualization of Temperature Elevation Caused by Ultrasound", *The Journal of the Acoustical Society of Korea*, Vol. 33, No. 5, pp. 291-299, 2014. <http://dx.doi.org/10.7776/ASK.2014.33.5.291>

- [6] FAO Agar and Carrageenan Manual,  
<http://www.fao.org/>
- [7] <http://www.esfood.kr/>
- [8] T. Joanne, "Carrageenan", Report by the Cornucopia Institute, 2016.
- [9] GENU Carrageenan book, cpkelco, <http://cpkelco.com/>
- [10] C. C. Church, M. W. Miller, "Quantification of risk from fetal exposure to diagnostic ultrasound", *Progress Biophysics & Molecular Biology*, Vol. 93, No. 1, pp. 331-353, 2007.  
<https://doi.org/10.1016/j.pbiomolbio.2006.07.015>
- [11] J. D. Campbell, R. W. Elford, R. F. Brant, "Case-control study of prenatal ultrasonography exposure in children with delayed speech", *Canadian Medical Association Journal*, Vol. 149, No. 10, pp. 1435-1440, 1993.
- [12] A. Milunsky, M. Ulcickas, K. J. Rothman, W. Willett, S. S. Jick, H. Jick, "Maternal heat exposure and neural tube defects", *The Journal of the American Medical Association*, Vol. 268, No. 7, pp. 882-885, 1992.  
<http://dx.doi.org/10.1001/jama.268.7.882>
- [13] J. M. Graham, M. J. Edwards, "Teratogen update: gestational effects of maternal hyperthermia due to febrile illnesses and resultant patterns of defects in humans", *Teratology*, Vol. 58, No. 5, pp. 209-221, 1998.  
[http://dx.doi.org/10.1002/\(SICI\)1096-9926\(199811\)58:5%3C209::AID-TERA8%3E3.0.CO;2-Q](http://dx.doi.org/10.1002/(SICI)1096-9926(199811)58:5%3C209::AID-TERA8%3E3.0.CO;2-Q)
- [14] J. W. Kim, H. S. Lim, "A Study On Temperature Changes In Thigh According To Diagnostic Ultrasonography Scan Time", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 6, No. 3. pp. 201-206, 2012. <https://doi.org/10.7742/jksr.2012.6.3.201>
- [15] K. Y. Choi, H. S. Lim, "Effect of the Bean Sprouts Growth by Scanning Frequency of Diagnostic Ultrasound Probe Type and Mode Change", *Journal of Biomedical Engineering Research*, Vol. 36, No. 5, pp. 150-154, 2015.  
<http://dx.doi.org/10.9718/JBER.2015.36.5.150>
- [16] S. J. Eun, "Temperature changes in water according to 4-Dimensional ultrasonography and Comparison of MI and TI in each Mode", Catholic University of Daegu, Master of radiology, 2016.



# 초음파검사서 인체모의 매질팬텀을 이용한 온도 변화와 TI MI 분석

전철민<sup>1,2</sup>, 한재복<sup>2</sup>, 광종길<sup>3</sup>, 송종남<sup>2,\*</sup>

<sup>1</sup>씨엠맘 삼성병원 검진센터

<sup>2</sup>동신대학교 방사선학과

<sup>3</sup>광주보건대학교 방사선학과

## 요약

현재 진단 초음파 및 건강검진 목적의 초음파 검사는 널리 이용되고 있고 건강보험 적용으로 더욱 증가 추세를 보이고 있다. 하지만 초음파검사의 위해성은 현재까지 명확히 밝혀진 바가 없어 초음파 검사 시 인체 조직의 온도가 상승하는 열효과를 알아보고자 본 연구에서는 인체 모의 매질 팬텀을 이용해 주파수, 모드별에 따른 표면과 심부 온도 변화를 시간별로 측정하였고 TI, MI 값도 비교하였다. 인체와 유사한 음향 특성 있는 카파 카라기난 분말과 고형화를 위해 염화칼륨을 소량 첨가하여 모의 팬텀 제작하였고 표면 온도계와 탐침용 온도계를 사용하여 표면과 심부 온도 변화를 측정하였다.

그 결과 저주파수를 사용하는 Convex Probe가 고주파를 사용하는 Linear Probe보다 높은 온도 상승을 보여 유의미한 차이를 보였고 표면에서 온도 상승이 가장 높았으며 1 cm의 낮은 깊이는 일시적 온도상승은 나타내지만 유의미한 온도변화는 없었다. 5 cm ~ 15 cm의 심부온도 변화는 없었으며 검사 시간동안 TI, MI값은 변화가 없었다.

이는 15분 실험동안 표면온도만 상승하였고 심부에는 온도변화가 없었기 때문에 인체에 유해할 만큼의 온도 변화를 나타내지 않을 것으로 사료되며 통상적인 진단초음파의 15분의 검사시간은 임상에서의 사용에는 무리가 없을 것으로 생각되지만 특정 부위의 장시간 검사는 온도 상승을 일으킬 수 있으므로 지양해야 될 것으로 사료된다.

중심단어: 카파-카라기난, 생체 모의매질, 초음파 온도상승, 초음파 유해성

## 연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	전철민	동신대학교 방사선학과	대학원생(석사과정)
(공동저자)	한재복	동신대학교 방사선학과	교수
	광종길	광주보건대학교 방사선학과	교수
(교신저자)	송종남	동신대학교 방사선학과	교수