

# Tissue mimicking 초음파 팬텀물질의 개발에 관한 연구

## — Development of Tissue mimicking ultrasound phantom materials —

신흥대학 방사선과 교수 · 경기대학교 화학과 교수 · 식품의약품안전청\* · 연세의료원\*\*\*

마상철 · 공영건\* · 박기정\*\* · 이 석\*\*\*

### — 국문요약 —

초음파 팬텀의 조직등가물질(TMM)을 합성하기 위하여 폴리우레탄을 주체로 C, CCR, TiO<sub>2</sub>, tungsten, silver 분말 등의 반사체를 이용하여 폴리우레탄 TMM을 합성하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

(1) 모든 TMM은 반사체의 경도와 농도가 증가함에 따라 투과도가 균질성이 감소하였으며 (2) C type TMM은 균질성, 투과도, 회색도, 전파속도, 감쇠 등의 음파 특성이 간과 유사한 것으로 나타났고 (3) TiO<sub>2</sub> type TMM은 무에코 영역에 점상의 에코가 산재하는 불균질한 양상을 보였고 (4) tungstem type TMM은 간경화와 유사한 불균질한 에코 양상을 보였고 (5) silver type TMM은 대체로 전립선과 유사한 에코 양상의 균질한 양상으로 나타났다. 본 TMM의 개발은 초음파 Q/A 팬텀은 물론 유방, 갑상선, 직장 등의 초음파 훈련용 팬텀(ultrasound previous phantom)의 제작에 기여할 것으로 기대한다.

## I. 서 론

초음파 팬텀의 조직등가물질(tissue mimicking materials : TMM)은 생체의 음파 특성과 유사한 물질로써, 기본적인 조건은 2.5~10.0MHz로 평가할 수 있는 넓은 주파수 범위를 가지며, 전파속도는 인체 연부조직의 평균속도인 1,540 m/s, 감쇠는 0.5~0.7 dB/cm/MHz를 충족하여야 한다<sup>1~6)</sup>. 가장 이상적인 팬텀 TMM은 생체의 연부조직과 동일한 것이나, 이는 사실상 불가능하고 인체와 유사한 전파속도, 흡수와 산란작용을 일으키는 물질을 이용한다. 그리고 실온에서 이 세 가지 요소가 변하지 않으며, 안전성과 저장성이 용이한 것으로써 제조과정에서 이들 요소의 조정이 가능해야 한다<sup>7~11)</sup>. 본 연구는 전량 수입에 의존하고 있는 초음파 팬텀의 TMM을 합성하고, 아울러 기존의 TMM이 갖는 탈수 문제, 온도의 민감성 그리고 충격에 의한 손상 문제를 개선하고자 하였다. TMM은 C, CCR, TiO<sub>2</sub>, tungsten, graphite, silver를 각각 첨가한 폴리테트라에틸렌 포리우레탄의 주체를 합성하고, 합성한 TMM에

대해 투과도, 균질성, 회색도, 전파속도, 감쇠, 탈수성, 온도 저항성 등을 평가하여 기존의 A사 팬텀의 TMM과 비교·평가하여 유용성을 확인하였다. TMM의 개발은 차후 연부조직과 초음파 특성이 유사한 인체의 실질장기를 제작하는데 기여하여, 각종 Q/A 팬텀은 물론 트레이닝 팬텀(previous phantom)을 제작하는데 공헌 할 것으로 기대된다. 한편 팬텀의 활용은 초음파 진단능의 개선으로 이어져 초음파 영상 진료 서비스가 보다 향상될 것으로 보인다.

## II. 실험장비와 TMM 합성

### 1. 실험 장비 및 재료

#### 1) 초음파 진단장치

- (1) SONOACE 6000C(Medison)
- 3.5MHz convex probe

- 7.5MHz linear probe
- sonographic echo printer(Doshiba)
- (2) SONOACE 9900, C2-5IR(Medison)
- 3.0MHz convex probe
- (3) ALOKA Prosound SSD-5500
- 7.5~13.0MHz image/proq., linear probe

2) 전파속도 측정 : tissue mode

3) 초음파 팬텀

A사 phantom

4) TMM 합성 재료 및 분석 장치

Polyesterpolyol, polyetherpolyol, 2,4- and 2,6- toluenediisocyanate(TDI), methylene diisocyanate(MDI), Diamine oligomer, N,N-dimethylformamide(DMF), ethanol, methanol, methylethylketone(MEK), thylaceyaye (EA)

적외선 스펙트럼(IR) : JASCO사의 IR 810 nspectrophotometer

수소핵자기공명 스펙트럼(<sup>1</sup>H-NMR) : Varian사의 Model Gemine 200(200MHz)

5) TMM 반사체

- (1) active carbon
- (2) CCR
- (3) TiO<sub>2</sub>
- (4) graphite
- (5) tungsten
- (6) silver
- (7) urethane

6) 기타

- (1) sonic gel
- (2) echo printer paper
- (3) acryl PVC

## 2. 팬텀 물질의 합성과 기초실험

1) TMM의 합성과 기초실험

(1) TTM의 합성

① 폴리에스테르계 폴리우레탄 주제의 합성

폴리우레탄 주제의 합성은 한 단계법으로 합성하였다.

4구플라스크에 condenser, stirrer, 온도계를 설치한 후 반응 플라스크에 polyesterpolyol, 연장제, dimethylformamid를 넣고 50℃에서 가열 교반시켰다. 이 반응조에 TDI를 첨가하여 75±5℃에서 계속 가열 교반시켰고 반응이 진행됨에 따라 용액의 점도가 증가하므로 methylethylketone을 첨가하여 점도를 조절하였다. 합성된 주제는 IR과 <sup>1</sup>H-nmr, <sup>13</sup>C-nmr로 확인하였다.

② 폴리에테르계 폴리올 합성

4구플라스크에 column과 condensor를 설치하고 ethyleneglycol 1.5 mol(93.20 g)을 넣고 온도를 100℃까지 올린 후 adipic acid 1 mol(146.20 g)을 서서히 넣어 diol 속에 녹아 들어가게 하였다. 반응기의 온도를 150℃로 가열하여 에스테르화 반응이 일어나도록 하여 column을 통하여 물이 분리되게 하였다. 그리고 온도를 서서히 200℃까지 상승시켜 수분을 제거한 후 산가가 1.08 이하로 되면 고 진공 하에서 수분을 제거하였다. 이 전체 반응은 약 12시간 걸렸으며 전체 분자량을 0.5N KOH용액으로 적정하여 OH기를 측정함으로써 분자량을 결정하였다.

③ 폴리에테르계 폴리우레탄 주제의 합성

폴리에테르계 폴리우레탄 주제의 합성은 두 단계법으로 합성하였다. 4구플라스크에 condensor, stirrer 온도계를 설치한 후 반응 플라스크에 polyetherpolyol, TMP와 TPP(안정제)를 넣고 가열 교반하였다. 이 때 TMP가 완전히 녹으면 50℃ 이하로 급속 냉각시킨 후 P-MDZ을 넣고 75~85℃에서 4시간 가열 교반시켰고 반응 후 70℃로 감온하여 EA를 첨가하고 가열기를 정지시킨 후 1시간 동안 교반 혼합시켰으며 주제인 prepolymer를 완성하였다.

④ 폴리우레탄 경화제의 합성

폴리우레탄 경화제의 합성은 한 단계법으로 합성하였다. 4구플라스크를 건조기에서 충분히 건조(80℃)시킨 후 condensor, stirrer, 온도계를 설치한 후 polyether polyol(H6000)과 앞서 합성한 주제, DOP700(희석제), TM-535(TOYO사 열경화촉매)와 교반시킨 후 반사체(C, CCR, TiO<sub>2</sub>, graphite, tungsten, silver)를 넣고 교반시킨 후 진공 탈모 한 후 상온~85℃에서 방치하였다. 이때 방치 온도에 따라 경화시간이 다양해지며 H6000의 polyether polyol과 주제 양에 따라서 경화시간이 달라지고, 폴리우레탄의 경도는 변하므로 다양한 정도의 폴리우레탄을 합성하였다.

(2) TMM의 기초 실험

① 에코 균질성

TMM의 에코 양상은 균등한 휘도와 대조도를 가지며

제인과 시간게인보상(TGC) 조절이 가능해야 하고, 생체 간 조직과 유사한 점상의 에코를 유지하여야 한다<sup>12~16</sup>. 따라서 점상의 균일한 반사 에코를 얻기 위해 C, CCR, TiO<sub>2</sub>, tungsten, graphite, silver powder의 첨가량을 조절하여 고분자물질을 합성하고, 합성한 TMM을 20 cm 원통형의 PVC 통에 넣고 고체화한 후 3.5 MHz와 7.5 MHz 프로브를 이용하여 에코의 균질성을 평가하였다. 영상은 에코 프린터(echo printer)에 출력하여 A사 multipurpose 팬텀과 상호 비교 평가하였으며, 주사 시 균일한 휘도를 유지하기 위해 SONOACE 6000C의 출력 100, 게인 80, 시간게인보상과 초점영역을 고정하고 실온에서 측정하였다. C의 농도는 5 g, 15 g, 30 g, 60 g의 4종, CCR은 30 g, 60 g, 90 g의 3종, TiO<sub>2</sub>는 5 g, 15 g, 30 g, 60 g의 4종으로 구분하여 동일한 경도를 유지하여 합성

하였다. 실험 결과 C type과 CCR type은 농도가 높아질수록 투과도가 점차 감소하였으나, 에코 양상(echo texture)은 균질한(homogeneous) 분포를 보인 반면, TiO<sub>2</sub> type는 4종 모두 전체적으로 무에코 양상에 군데군데 고음영이 관찰되는 불균질한 에코 양상(heterogeneous echo texture)을 보였다. 한편 흑연 분말(graphite powder), 은 분말(silver powder), 텅스텐 분말(tungsten powder)을 이용한 실험에서는 흑연 분말 5 g과 15 g TMM 모두 C-type과 유사한 균일한 간 정도의 에코 양상을 보였고, 은 분말 5 g과 15 g TMM은 갑상선 또는 전립선(prostate gland) 에코와 유사한 매우 부드럽고 균질한 에코 양상을 보였으며, 텅스텐 분말 TMM은 중심부와 주변부의 에코가 매우 불균질하게 나타났다.

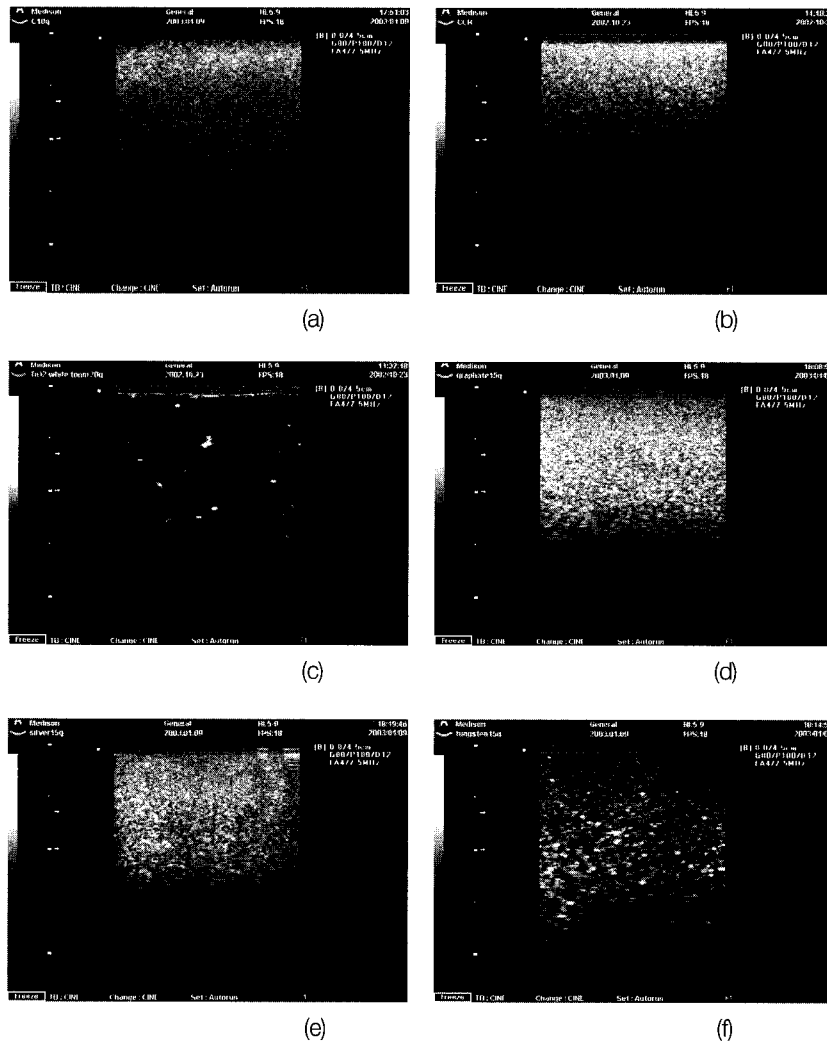


그림 3-1. TMM의 균질성 영상 (a: C type, b: CCR type, c: TiO<sub>2</sub> type, d: 흑연 TMM, e: 은 TMM, f: 텅스텐 TMM (7.5MHz))

② 농도 변화에 따른 투과도

어떤 매질의 투과도는 주파수와 매질의 성분에 밀접한 관계가 있고, 그 외에 매질의 농도와 경도에 관계한다. C type 4종(5 g, 15 g, 30 g, 60 g), CCR type 3종(30 g, 60 g, 90 g), TiO<sub>2</sub> type 4종(5 g, 15 g, 30 g, 60 g) 등 모두 11 종에 각각 농도 변화를 주어 합성한 고분자 물질을 균질성 실험과 동일하게, 20 cm 원통형 PVC 통에 각각 넣고 동일 환경 하에서 3.5 MHz와 7.5 MHz 프로브를 이용하여 주사하였다. 초음파 진단장치의 파라미터는 출력 100, 시간게인보상과 초점영역은 고정하고, 게인은 각각 80과

100으로 하여 2회에 걸쳐 주사하였으며, 실시간으로 관찰하여 최대 투과심도가 가장 깊게 나타날 때 영상을 정지하고 출력하여 그 깊이를 측정하였다. 각각의 TMM의 최대투과심도에 대한 측정치는 표 3-1과 같다.

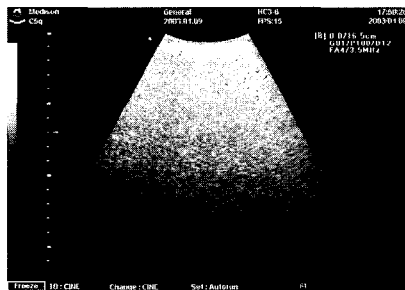
C type TMM은 C5 g에서 최대투과심도가 18 cm, C60 g에서 7cm으로 나타나 반사체의 첨가량 증가에 따라 투과도의 차이가 현저하게 나타났으며, CCR type은 C type에 비해 전반적으로 투과도가 낮았으나 첨가량 증가에 따른 투과도 차이가 미미한 것으로 나타났고, TiO<sub>2</sub> type은 모두 20 cm 이상의 투과심도를 보여 반사체 첨가량에 의한 반사파 작용이 거의 없는 것으로 나타났다. A사 TMM의 최대 투과심도는 15 cm이다.

표 3-1. TMM의 최대투과심도

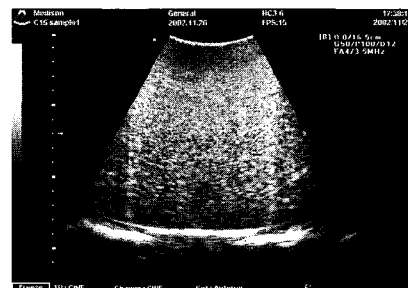
TMM type	max. penetration(cm)
C5 g	18
C15 g	15
C30 g	11
C60 g	7
CCR30 g	8
CCR60 g	7
CCR90 g	6
TiO <sub>2</sub> 5 g	20
TiO <sub>2</sub> 15 g	20
TiO <sub>2</sub> 30 g	20
TiO <sub>2</sub> 60 g	20
A Co. phantom 1	12
phantom 2	15

표 3-2. C type의 경도와 투과도의 관계

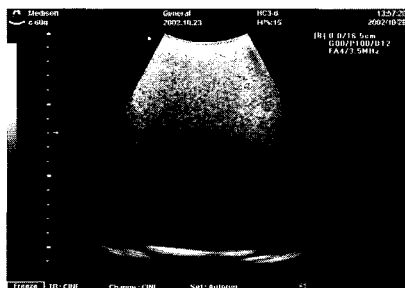
TMM type	freq.(MHz)	penetration	homogeneous
C15 g #1	3.5	15	good
	7.5	4.5	
C15 g #2	3.5	14	good
	7.5	3.5	
C15 g #3	3.5	13	very good
	7.5	3.5	
C15 g #4	3.5	12	good
	7.5	3.2	
C15 g #5	3.5	10	good
	7.5	3.0	



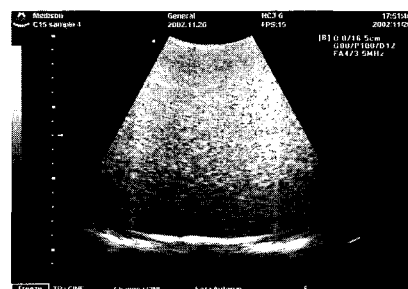
(a)



(a)



(b)



(b)

그림 3-2. TMM 농도에 따른 투과심도 영상 ((a: C5 g TMM, b: C60 g TMM, 3.5MHz))

그림 3-3. C15 g TMM의 경도 변화에 따른 투과도 차이(a: #1, b: #5, 3.5MHz)

③ 경도 변화에 따른 투과도

생체의 초음파 검사에서 프로브에 의한 압박은 프로브와 주사면의 밀착을 돕고 매질의 두께를 감소시켜 영상의 질을 높인다. 그러나 팬텀의 경우 TMM의 경도가 낮으면 투과도가 증가하나 프로브의 압박에 의해 표적물질의 배열이 변화 할 우려가 있고, 높으면 투과도가 감소하고 프로브와 팬텀 표면의 밀착성이 좋지 않아 공기 음영이 생긴다. 따라서 양호한 팬텀물질의 경도는 투과도와 주사시 탄력성을 유지할 수 있는 경도를 가져야 한다. 따라서 동일한 C15 g TMM에 5단계로 경도를 변화한 TMM을 합성하여 경도 변화에 따른 투과도와 에코 균질성을 실험하였다. 프로브는 3.5MHz와 7.5MHz로 주사하였으며 그 결과는 표 3-2와 같다.

경도가 낮은 #1은 3.5MHz와 7.5MHz에서 최대 투과심도가 각각 15 cm과 4.5 cm, 경도가 높은 #5는 각각 10 cm와 3.0 cm로 나타나 동일 매질에서 경도가 높을수록 투과도가 점차 낮게 나타났으며, 균질성은 5개 샘플 모두 양호한 에코 양상을 보여 경도 변화에 의한 균질성의 변화에 특이한 차이가 없는 것으로 나타났다. 다만 #4에서 가장 균질한 양상을 보인 것은 고분자 합성과정에서 RPM의 차이에 의한 미세한 변화로 인식된다.

④ 회색도(gray scale)

B 모드 초음파 영상의 회색도는 보통 32 또는 64단계

를 나타내며 회색도가 증가할수록 대조도 형성 능력이 높아지므로 진단능이 향상된다. TMM의 회색도는 검은 부분과 흰 부분을 모두 포함할 수 있는 회색도를 만족할 수 있어야 하며, 특히 전체적으로 생체의 간과 유사한 회색도를 유지하고, 이것이 개인과 시간개인보상으로 적절히 조절할 수 있어야 한다. 따라서 고분자 우레탄 C type TMM, CCT type TMM, TiO<sub>2</sub> type TMM, tungsten type TMM, graphite type TMM, silver TMM 등을 반사체의 량을 가감하여 여러 종류를 합성한 후, 3.5MHz와 7.5MHz로 32 회색도를 관찰하였다. 그 결과 모든 종류의 반사체에서, 반사체 량이 증가하면 음파의 감쇠로 인해 회색도가 감소하였으며, C TMM, CCR TMM, graphite TMM, silver TMM은 유사한 32 회색도를 보였고, tungsten TMM과 TiO<sub>2</sub> TMM은 10 정도의 회색도를 보였다. 특히 C5 g, 10 g TMM은 가장 넓은 영역의 회색도를 보였다.

⑤ 전파속도 측정

초음파 전파속도는 각 장기마다 약간의 차이가 있으므로, 생체 연부조직의 평균 초음파 전파속도는 1,540 m/s로 규정하고 초음파 진단장치를 제작한다<sup>17~20)</sup>. 그러나 장비의 노후화나 결함으로 전파속도의 오차가 생기고, 이로 인해 매질이 원래의 위치와 상이한 거리에 표시됨으로써 경계가 불선예한 영상(blur image)이 관찰된다. 최근

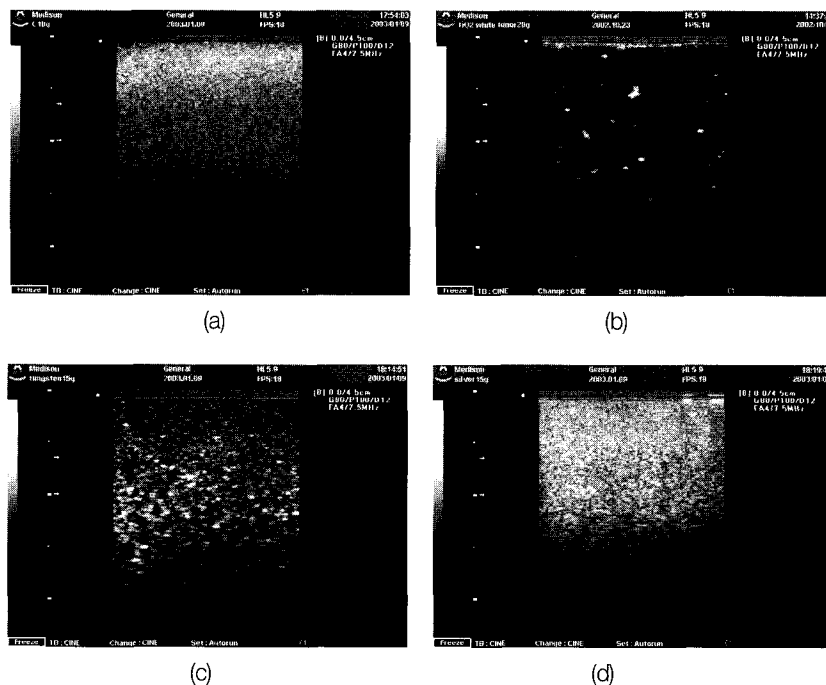


그림 3-4. 회색도 영상(a: C30 g TMM, b: TiO<sub>2</sub>30 g TMM, c: tungsten30 g TMM, d: silver30 g TMM)

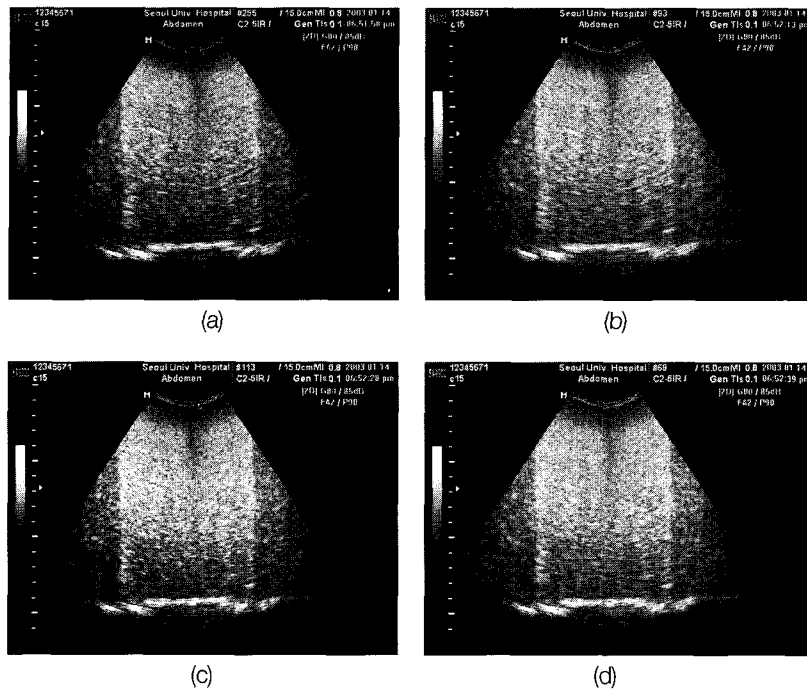


그림 3-5. 전파속도 차에 의한 영상 (a: C5 g TMM의 solid, b: normal, c: adipose, d: cyst)

에는 조직의 특성 맞는 전파속도를 적용하여 영상의 질을 개선하는 “tissue mode”가 이용되는데, 각 조직의 전파속도 차를 감안하여 solid-1,580 m/s, normal-1,540 m/s, adipose-1,460 m/s, cyst-1,500 m/s의 네 가지로 분류하고 있다. 따라서 이 기능을 이용해, 영상의 선예도를 관찰함으로써 매질의 전파속도를 간접적으로 측정하고자 하였다. 합성한 C type TMM(5 g, 15 g, 30 g, 60 g), CCR TMM(30 g, 60 g, 90 g), TiO<sub>2</sub> TMM(5 g, 15 g, 30 g, 60 g), 텅스텐 TMM, 흑연 TMM, 은 TMM에 대하여 SONOACE9900, 3.0MHz 곱자형 프로브로 각각 전파속도를 측정한 결과, 모든 TMM에서 solid 측정시 normal 측정과 유사하게 반사체 주위가 불선예한 짧은 선상 에코 양상(short linear echo pattern)을 보였으며, adipose에서 선예한 점상의 에코(dot echo pattern)를 보였고, cyst 측정시 normal과 adipose 중간 정도의 선예도를 나타냈다.

⑥ 감쇠 특성

초음파는 매질을 통과하면서 에너지가 점차 소실되는 감쇠 과정을 거치는데, 이는 음파의 흡수, 산란, 반사 등의 현상에 기인한다<sup>18)</sup>. 감쇠계수는 음파가 매질을 통과하는 단위 길이당 감약으로써 dB/cm로 표시하며, 감쇠(dB) = 감쇠계수(dB/cm) × 통과거리(cm)이다. 감쇠계수는 주파수에 비례한다. 연부조직에서의 감쇠계수(dB/cm)는 주

파수(MHz)와 같으므로 감쇠(dB) = 주파수(MHz) × 통과거리(cm)이다<sup>18~20)</sup>. 따라서 팬텀물질의 감쇠를 측정하기 위해, 정도가 동일한 C type TMM, CCR type TMM에 대해 3.5 MHz와 7.5 MHz 주파수로 각각 통과거리를 측정하여 감쇠 정도를 계산하였으며, 그 결과는 표 3-3과 같다.

TMM의 통과거리는 3.5 MHz와 7.5 MHz 프로브로 주사하여, 감약에 의한 영상의 휘도가 현저하게 감소하는

표 3-3. C와 CCR TMM의 감쇠

TMM	주파수(MHz)	통과거리(m)	감쇠(dB)
C5 g	3.5	12.0	0.50
	7.5	4.0	
C10 g	3.5	11.0	0.57
	7.5	4.0	
C15 g	3.5	10.0	0.66
	7.5	4.0	
C30 g	3.5	8.0	0.66
	7.5	2.0	
C60 g	3.5	7.0	0.72
	7.5	1.5	
CCR30 g	3.5	8.0	0.50
	7.5	2.0	
CCR60 g	3.5	8.0	0.50
	7.5	2.0	

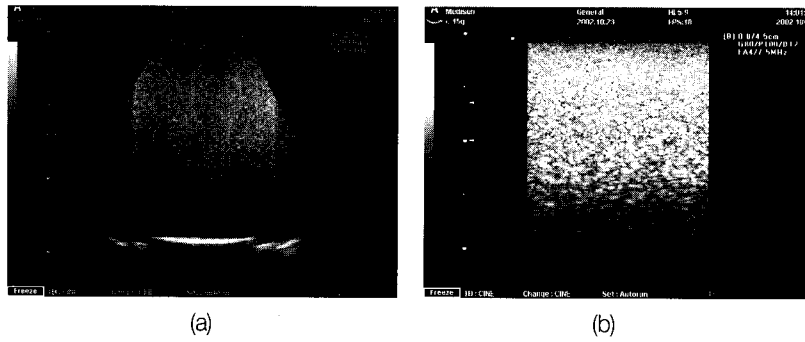


그림 3-6. TMM의 감쇠 (C10g TMM 3.5MHz, 7.5MHz)

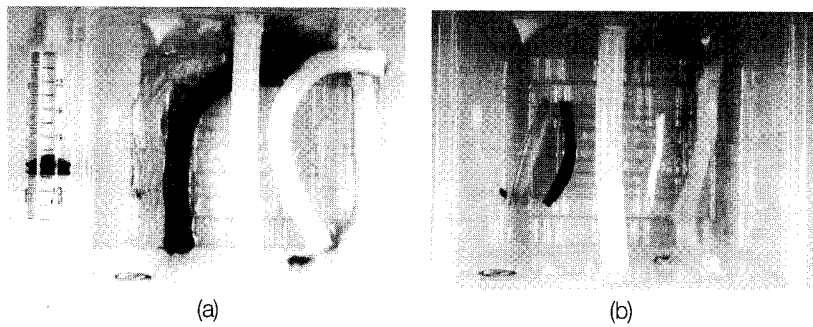


그림 3-7. 탈수에 의한 변화 (a: 탈수 전, b: 탈수 후)

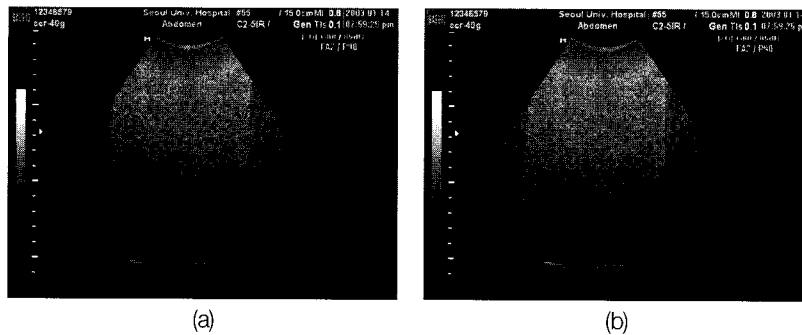


그림 3-8. CCR type TMM의 온도 변화 영상 (a: 상온, b: 0°C)

부분까지를, 표면에서부터 계측하였으며, 각각의 주파수를 감쇠(dB) = 주파수(MHz) × 통과거리(cm)의 식에 의해 계산하였다. 그 결과 C type TMM의 경우 반사체가 증가할수록 감쇠가 증가하는 것으로 나타나 전체적으로 0.5~0.72 dB의 감쇠를 보였으며, CCR type은 30g와 60g에서 모두 0.5 dB의 감쇠를 나타냈다.

⑦ 탈수에 의한 영향

TMM의 탈수는 팬텀의 성능과 수명에 밀접하게 관여한다. 특히 hydrogel 형태의 TMM은 수분의 손실로 표적물질의 변화를 초래하고 팬텀의 수명이 2~3년에 불과하

다. 따라서 A사 TMM과 양성, 충실성 실린더의 절편, 그리고 합성한 C type과 CRR type의 절편을 실온에 24시간 방치하여 수분의 손실을 육안으로 관찰하고, 다시 수분을 보충하여 24시간 후에 관찰하는 방법으로 10회에 걸쳐 실험하였다. 그 결과 A사 팬텀물질과 표적물질은 심하게 탈수되었으며 합성한 TMM은 원형을 그대로 유지하는 것으로 나타났다.

⑧ 온도에 의한 변화

일반적으로 연부조직의 온도가 변하면 전파속도의 변화가 일어나고, 고온에서는 TMM 및 표적물질의 형태를

변화시킨다. 인체 연부조직에서의 전파속도는 1℃에 0.1% 이하의 변화를 가지나<sup>19,20)</sup>, 체표면과 심부의 온도차가 1℃ 이하이므로 생체의 초음파검사에서의 전파속도에 의한 영상의 변화를 감지할 수 없지만, 실내 온도의 급격한 변화는 TMM 본래의 성질을 변화시킬 수 있다. 따라서 C type TMM과 CCR type TMM을 각각 100℃ 이상의 끓는 물에 15분 방치하여 측정하고 다시, 0℃에 24시간 방치하여 전파속도와 감쇠를 측정한 결과 온도에 의한 전파속도와 감쇠에 대한 변화는 감지할 수 없었다.

### III. 고 찰

#### 1. TMM 합성의 고찰

현재 폴리우레탄(PU)은 연질(flexible), 경질(rigid), 폼(foam)을 만드는데 가장 많이 사용되고 있다. 여러 종류의 diol과 diisocyanate를 사용하면 diol과 diisocyanate의 성질에 따라 물성 및 기계적 성질이 다른 폴리우레탄을 얻을 수 있다. 즉, 분자의 구조와 우레탄에 다른 작용기를 도입하여 폴리우레탄의 성질을 변화시킬 수 있다. 무해성 용매사용이 가능한 폴리우레탄 접착제는 극히 일부 알려져 있으며 현재 연구가 활발히 진행되고 있다. 이러한 무해성 분산 접착제는 필름 또는 시트(sheet)같은 물질에 적용된다. 물이나 용매는 접착필름으로부터 증발되고 필름은 laminating조건, 온도, 압력 등 결합 생성 조건 하에서 다른 sheet 같은 물질과 접착된다. Isocyanate 접착제는 -NCO group의 reactivity를 이용하나 분산특성, 광민감도, 짧은 pot life를 가진 것을 만들기 어려우며, 불안정한 결점들이 알려져 있다. 이소시아네이트 고분자 분산물질(isocyanate polymer dispersion material)은 기질물질에 사용 전에 미리 반응온도를 올리면 urea

를 형성하여 isocyanate가 된다. 이런 분산계의 isocyanation 반응을 안정화시키는데 tertiaryamine 같은 amine 화합물이 사용되지만 trimerization 반응에서는 촉매로도 작용된다. 따라서 폴리우레탄계의 TMM의 합성은 합성재료와 반응에 따라 밀도와 경도를 변화시킨 다양한 성질의 것이 제작할 수 있으며, 생체 연부조직과 음파 특성이 보다 유사한 TMM의 합성이 가능할 것으로 보인다. 그러나 합성과정에서 미세한 기포의 제거 시간이 오래 걸리고 여러 개의 샘플에 잔존하는 것으로 나타나, 이것의 효율적인 제거 방법이 요구된다.

#### 2. 기초실험의 고찰

##### 1) 균질성(homogeneity)과 투과도(penetration)

팬텀 물질의 에코 균질성은 투과도와 더불어 초음파 영상에서 가장 기본적이고 중요한 사항으로, C type TMM과 CCR type TMM은 간과 유사한 균질한 에코 양상을 보였으나, 반사체 량과 경도의 증가에 따라 투과도가 감소하였으며, 음파가 급격히 감소한 부분에서의 균질성은 불량한 것으로 나타나, TMM의 균질성은 반사체의 분포와 밀접한 관계가 있지만 반사체의 양과 매질의 정도에 많이 관여하는 것으로 나타났다. 따라서 표 3-1에서 C5 g와 C15 g의 투과도가 각각 18 cm과 15 cm으로 나타났고 표 3-2에서 C15 g의 5개종의 정도 변화에 따른 3.5 MHz의 투과도에서 1 cm 씩 투과도가 낮아지는 것으로 볼 때, 균질성, 투과도, 경도를 종합해 보면 C 10 g, #4의 TMM이 팬텀 내부 물질로 유용한 것으로 보인다. 또한 은 TMM은 갑상선(thyroid gland) 또는 전립선(prostate gland)과 유사한 균일한 에코 양상을 보여, 이러한 장기들의 TMM 팬텀 제작에 유용하게 사용될 것으로 보인다. A사 팬텀과 개발 팬텀에 대한 균질성과 투과

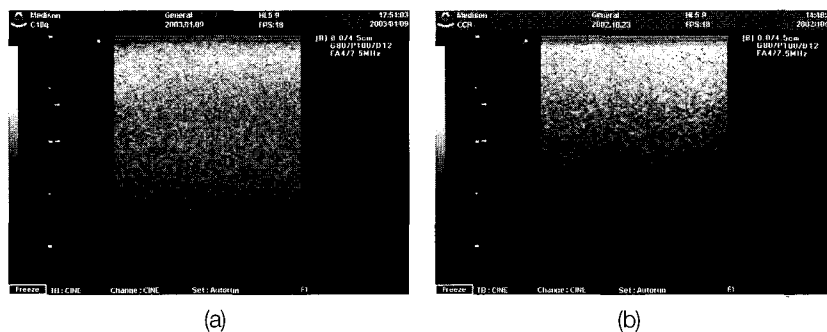


그림 3-1. 균질성과 투과도 영상 (a: A사 팬텀, b: 개발 TMM)



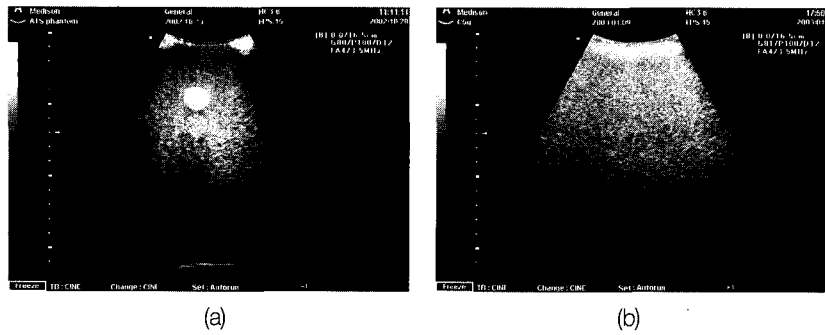


그림 3-2. 회색도 영상 (a: A사 팬텀, b: 개발 TMM)

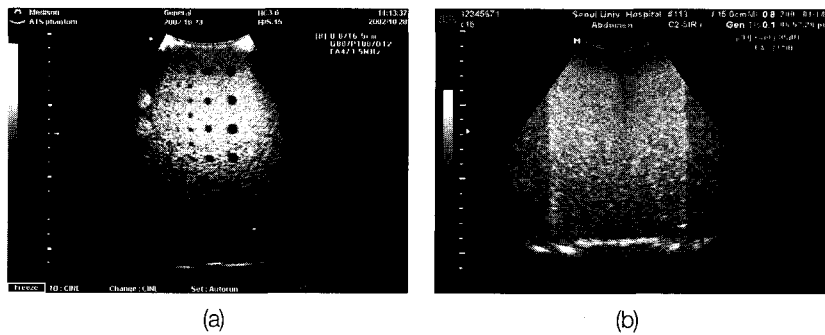


그림 3-3. adipose 전파속도 비교 영상 (a: A사팬텀, b: 개발TMM)

도를 비교한 결과 두 팬텀 모두 간싯질과 유사한 균질한 에코 양상을 보였고, 투과도는 3.5 MHz에서 15 cm 이상, 7.5 MHz에서 5 cm 이상의 깊이까지 영상을 나타내 팬텀으로서의 유용성을 보였다.

### 3. 회색도(gray scale)

회색도는 진단장치에 따라 보통 32~64 단계로 구성되어 있으며, 고 회색도 장치가 개발되고 있다. B-모드 초음파 진단은 결국 회색도와 균질성에 의해 결정되므로 회색도의 민감도는 매우 중요하다. C type TMM, CCR type TMM, TiO<sub>2</sub> type TMM, tungsten type TMM, graphite type TMM, silver type TMM 등의 회색도 실험 결과, C5 g, 10 g TMM이 가장 양호한 회색도를 갖는 것으로 보아, 매질의 종류와 반사체 량에 의해 회색도가 결정되는 것으로 나타났으며, 결국 반사체는 회색도를 결정하는 중요한 요소이지만, 반사체 증가는 감쇠의 증가를 가져와, 지나친 반사체 량의 첨가는 회색도를 저하시키는 것으로 관찰되었다. 또한 C5 g TMM과 A사 팬텀 TMM의 회색도를 관찰한 결과, C5 g TMM이 2단계 정도 낮은 회색도로 관찰되었으나 개인 조절로 보상되었다.

### 4. 전파속도 평가

tissue mode를 이용한 TMM의 전파속도 측정에서 반사체의 종류, 반사체의 량, 경도에 관계없이 모든 종류의 TMM이 adipose에서 가장 선예한 영상으로 나타났고, cyst는 중등도, normal과 solid는 cyst에 비해 약간 불선예한 반사체 특성을 보였다. 따라서 C type, CCR type, TiO<sub>2</sub> type, 텅스텐 TMM, 흑연 TMM, 은 TMM의 경우 1,460~1,500 m/s 범위의 전파속도를 갖는 것으로 나타났다. 그러나 약간의 차이는 있으나 전체적으로 우레탄 내의 반사체의 식별이 가능한 것으로 나타나 개발 TMM의 전파속도는 1,460~1,580 m/s 범위를 충족하는 것으로 보인다. 또한 A사 팬텀과 개발 팬텀의 전파속도를 tissue mode를 이용해 비교 관찰한 결과, 모두 adipose에서 반사체가 점상의 선예한 형태로 관찰되었다.

### 5. 감쇠

C type의 감쇠는 5 g, 10 g, 15 g, 30 g에서 각각 0.50, 0.57, 0.66, 0.66 dB/cm/MHz로 나타나 반사체의 량에 비례하여 감쇠가 증가하는 것을 볼 수 있었으며, CCR

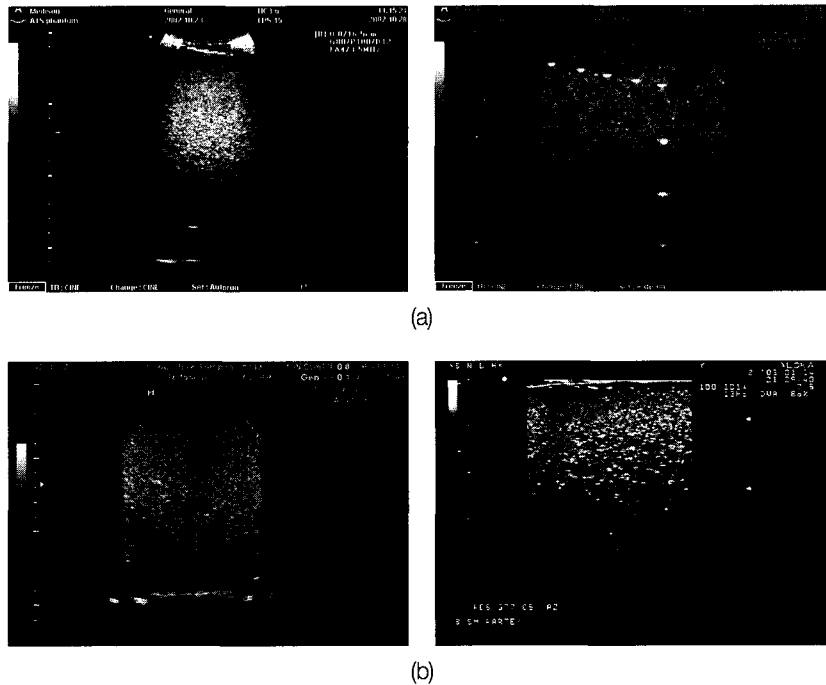


그림 3-4. 감쇠 영상 (a: A사 팬텀, b: 개발 TMM (3.5MHz, 7.5MHz 순))

type의 감쇠는 30 g, 60 g에서 모두 0.5 dB/cm/MHz로 나타나 반사체의 량에 의한 감쇠의 변화가 없는 것으로 나타나, 감쇠의 정도는 반사체의 종류와 량에 따라 차이가 있는 것으로 보인다. 그러나 TMM은 반사체 량의 증감에 따라 감쇠 특성이 변화하여야 팬텀으로써의 기능은 물론, 기능적 해상력을 평가할 수 있으므로 C type TMM이 팬텀 물질로서의 유용성이 인정된다. 또한 C5 g~30 g TMM의 감쇠는 0.50~0.66 dB/cm/MHz의 범위로, 연부 조직의 평균 감쇠 계수인 0.5~0.7 dB/cm/MHz의 범위에 충족하는 것으로 나타났으며, 반사체 량에 의해 감쇠 정도의 조절이 가능하였다. 또한 A사 팬텀과 C type TMM의 영상을 비교 평가한 결과, 유사한 감쇠 결과를 확인할 수 있었다.

### 6. 탈수와 온도

탈수는 팬텀물질을 건조시켜, 형태의 변화는 물론 전파속도 및 감쇠 특성을 변화시키고 TMM으로써의 기능을 상실하게 한다. 또한 TMM이 온도에 영향을 받으면 음파 특성에 영향을 미쳐 측정 오차가 발생한다. 실험에 사용한 모든 종류의 우레탄 TMM은 탈수와 온도에 전혀 영향을 받지 않는 것으로 나타났으며, 특히 10회의 연속적인 탈수 실험에서 원래의 형태와 음파 특성을 그대로 유지하였다.

## IV. 결 론

초음파 팬텀의 구성은 TMM과 표적물질이다. TMM은 팬텀물질의 가장 중요한 구성물질로 생체의 연부조직과 유사한 전파속도와 감쇠 특성을 가지며 균질성, 투과도, 회색도 등이 간과 같은 에코 양상을 보여야 한다. TMM은 hydrogel type과 urethane type이 있어 각각의 장·단점이 있으나, 중요한 것은 음파 특성이 연부조직과 유사하고 탈수, 온도 등의 환경에 영향을 받지 않고 반영구적으로 사용할 수 있어야 한다. 따라서 urethane을 기본으로 C, CCR, TiO<sub>2</sub>, tungsten, graphite, silver 등의 반사체를 사용해 polymer urethane TMM을 합성하였으며, 각각의 TMM에 대해 초음파 팬텀이 구비하여야 할 투과도, 균질성, 회색도, 전파속도, 감쇠, 물리적 특성을 실험하여, 다음과 같은 결론을 얻었다.

실험에 이용한 모든 TMM은 반사체 량의 증가에 따라 감쇠가 증가하였고, 이는 최대 투과심도를 감소시켰으며, 반사체의 종류에 따라 감쇠 정도에 차이를 보였다. 그리고 경도가 증가함에 따라 감쇠가 증가하였으며, 이로 인해 균질성이 저하되었다. 탈수와 온도에 의한 변화에서는 형태상 특이한 변화를 관찰할 수 없었으며, 전파속도와 감쇠 특성이 변하지 않았다.

- 1) C type TMM은 균질성, 투과도, 회색도, 전파속도,

감쇠 특성에서 다른 type에 비해 양호하게 나타났으며, 특히 C5 g, C10 g TMM에서 가장 양호한 결과를 보였고, 2) CCR type TMM과 graphite TMM은 C type TMM과 전파속도, 감쇠 특성은 유사한 결과를 보였으나 균질성과 투과도에서 기능이 약간 저하되는 것으로 관찰되었다. silver type TMM은 균질성이 우수하고 감쇠선 또는 전립선과 유사한 에코 양상을 보여, 대상장기의 training 팬텀의 제작에 대한 유효성을 보였다. 3) TiO<sub>2</sub>와 tungsten은 주재와 잘 결합하지 않아 매우 불균질한 에코 양상을 보였으며, 특히 TiO<sub>2</sub>는 무에코 영역에 군데군데 점상의 반사체가 관찰되어 초음파 TMM으로서의 유용성이 없는 것으로 나타났다. 또한 TMM의 합성과정이 재료의 첨가량에 민감하게 변화하고, 진공 탈모가 완전하지 않아 TMM 내부에 미세 기포가 잔존하는 것은 개선해야 할 점으로 지적되며, 동일 경도에서 기존 제품에 비해 회색도가 저하되는 문제를 개선한다면 초음파 Q/A 팬텀 및 previous(training) 팬텀으로서의 활용이 가능할 것으로 보인다. 초음파 C type TMM의 구체적인 활용방안 및 기대효과는 다음과 같다.

1. 기술적 측면  
팬텀을 이용한 초음파 영상의 질 개선 효과  
TMM의 팬텀의 교육적인 활용  
음파특성과 일치하는 인공조직의 개발
2. 경제·산업적 측면  
TMM의 수입대체 효과
3. 활용방안  
대학 및 의료기관에 교육 또는 실습기자재 활용  
연부조직과 음파특성이 일치하는 인공조직 장치의 개발  
Q/A 팬텀 및 각종 트레이닝 팬텀의 제작

## 참 고 문 헌

1. Brooke R et al, Sonography of the abdomen, Raven press 1995.
2. Chivers R C, Hill C R, Ultrasound in medicine and biology, vol,2 pp. 25., 1975.
3. Copeland LK et al. Integration of transabdominal technique into an ongoing program, Am J. Obstet. Gyneocol, 161, pp.1289-1290. 1989.
4. Duck A F Physical Properties of Tissue - A comprehensive reference book, United State Edition, Academic Press Inc., San Diego, California. 1990.
5. Foster F S, Hunt J W, Transmission of ultrasound beams through human tissue focusing and attenuation studies, Ultrasound in Med & Biol, Vol. 5, pp.257-268. 1979.
6. Frederic L, et al, Theoretical framework for spectrum analysis in ultrasonic tissue characterisation, J Acoust. Soc. Am 73(4), pp.1366-1372. 1983.
7. Gerard J. principles of Anatomy and physiology, sixth ed., Harper Collins, 1990.
8. Gibson K I, Gibson R N, A home-made phantom for learning ultrasound guided invasive techniques, Australasian Radiology, Vol. 9, No. 4, pp.356-7. 1995.
9. Lin T, Ophir J and Potter G, Frequency-dependent ultrasonic Breast phantom for assessing Ultrasonic Imaging System Performance and for Training Ultrasonographers: Part 1, Journal of Clinical Ultrasound, Vol. 10, pp.67-75. 1982.
10. Madsen E L, Zagzebski J A et al, Ultrasonically tissue mimicking liver including the frequency dependence of backscatter, American Association of Medical Physics, Vol. 9, p.5. 1982.
11. Madsen E L, Zagzebski J A, Banjavie R A and Jutila R E. Tissue mimicking materials for Ultrasound Phantoms, American Association of Medical Physics, Vol. 5, No. 5. 1978.
12. Madsen E L, Zagzebski J A, Ghilardo-Netto T, An Anthropomorphic torso section phantom for ultrasound imaging, American Association of Medical Physics, Vol. 7, No. 1.
13. McDicken, W.N Diagnostic Ultrasonic Principle and use of instruments, 3th edition, Church Livingstone, New York, N. Y. pp.323-27. 1991.
14. Nassiri DK and Hill CR. The use of angular scattering measurements to estimate structural

- parameters of human and animal tissues, J. Acoust. Soc. Am 79, pp.2048-2054, 1986.
15. Nicholas D. Evaluation of backscattering coefficients for excised human tissues : Results, interpretation and associated measurements. *Ultrasound med. Biol.* 8, pp.17-22, 1979.
16. Zagzebski J A, Madsen E L, Frank G R, A teaching phantom for sonographers, *Journal of Clinical Ultrasound*, Vol. 19, pp.27-38, 1991.
17. Stewart C. Bushong, *Diagnostic ultrasound physics, biology, and instrumentation*, Mosby, pp.147-151, 1991.
18. Michael R. Williamson, M.D, *Essentials of ultrasound*, W.B. Saunders company, pp.225-28, 1996.
19. Hedrick, Hykes, Starchman, *Ultrasound physics and instrumentation*, 3th edition, pp.285-306, 1995, Mosby.
20. James A. Zagzebski, *Essentials of ultrasound physics*, pp.148-153, 1996, Mosby.

---

• Abstract

---

## Development of Tissue mimicking ultrasound phantom materials

Sang Chull Ma · Young Kun Kong<sup>\*</sup> · Ki Jung Park<sup>\*\*</sup> · Suk Lee<sup>\*\*\*</sup>

*Dept. of Radiotechnology, Shin Heung College, Kyungki-do, Korea*

*Kyonggi University<sup>\*</sup> · Korea Food and Drug Administration<sup>\*\*</sup> · Yonsei Medical Center<sup>\*\*\*</sup>*

We carried out studies on develop of the ultrasound tissue mimicking materials(TMM) by synthesis of polymer urethane(C, CCR, TiO<sub>2</sub>, tungsten, graphite, silver type). The major finding were as follows; (1) C type TMM was shown good homogeneity, penetration, gray scale like as liver tissue and propagated speed 1,540 m/s, attenuation 0.5~0.7 dB/cm/MHz. (2) TiO<sub>2</sub> type TMM was shown heterogeneous dot echo pattern. (3) Silver type TMM was appear good homogeneous echo pattern like as echo texture of thyroid gland. Therefor, C type TMM will be useful for ultrasound Q/A phantom materials and previous phantom materials.

---

**key wards** : tissue mimicking materials(TMM), ultrasound Q/A phantom, previous phantom.