

유방 초음파 팬텀의 제작과 특성에 관한 연구

— The study on Development and characteristic
of ultrasound biopsy training phantom of breast —

신흥대학 방사선과 교수 · 경기대학교 화학과 교수* · (주) 삼성포리머**

마상철 · 공영건* · 안영만**

— 국문요약 —

한국 여성의 유방암 발생은 전체 암 발생의 16.1%로 가장 많으며, 1995년 12.5%에서 2001년 16.1%로 증가하였고, 발생 연령군이 낮아지고 있다. 한국중앙 암 등록사업 연례 보고서, 2001(ICD-O₂분류)에 따르면 유방암 등록분율은 7.1%, 사망분율은 2.1%(사망원인 통계연보, 2001(ICD 10분류))로 나타나 조기 발견의 중요성을 알 수 있다. 따라서 유방 초음파 팬텀을 이용해 주사와 생검 훈련을 하여 정밀한 유방 초음파검사를 시행한다는 측면에서, 생검용 유방 초음파 팬텀을 제작하여 다음과 같은 결론을 얻었다. (1) PU를 주재료로 하고 C와 TiO₂ 첨가제의 농도와 경도를 조정하여 인체 유방과 유사한 에코 양상을 나타내는 TMM을 합성하였으며, (2) 합성한 C와 TiO₂ TMM은 첨가량의 농도 변화에 따라 휘도와 대조도의 변화를 보였으며, (3) C형 TMM의 경도 증가에 따라 투과심도가 감소하는 것으로 나타났으며, (4) TiO₂형 TMM은 C형 TMM에 비해 낮은 휘도와 높은 투과도를 보였으며, (5) TiO₂형 TMM과 C형 TMM의 전파속도와 감쇠는 연부조직의 그것과 유사하게 나타났다. 따라서 생검용 유방초음파 팬텀은 TiO₂ 4.10 %w/v TMM으로, 표적물질은 C 2.09 %w/v로 제작하여 에코 양상을 평가하였다. 본 팬텀의 개발은 유방 초음파검사의 주사 능력 향상은 물론 표재성장기의 TM 팬텀을 개발하는데 기여할 것이다.

I. 서 론

유방암이 전체 암 발생에서 차지하는 비율은 미국 37.3%, 일본 19.6%, 한국 16.1%이다. 한국의 경우 유방암은 1995년 12.5%에서 2001년 16.1%로 증가하여, 현재 여성 암 중에서 가장 많이 발생하며, 최근 20~30대의 발생이 증가하고 있어 조기발견과 조기 치료가 중요한 방법으로 인식되고 있다. 유방암 검사 방법은 X선 mammography와 mammo sonography가 있다. X선 mammography는 X선 피폭이 많아 연속검사와 젊은 여성에게 이용 할 수 없어, 대부분 초음파검사를 시행한다. 초음파검사는 주사 기술과 경험이 필요하며, 특히 조직검사(biopsy)는 많은 숙련이 요구된다. 이러한 측면에서 생검용 유방초음파를 제작하여 활용하면 유방 초음파검사 및

생검의 숙련도를 높일 수 있을 것이다. 유방 TM팬텀(tissue mimicking phantom)은 인체 연부조직과 유사한 초음파의 물리적인 성질을 구비하여야 한다. 본 실험에서는 polymer urethane(PU)을 주재료로 active carbon(c)과 TiO₂ 첨가제를 사용하여 농도와 경도를 변화시켜, 생체의 유방과 유사한 탄력성, 에코 특성을 나타내는 유방 초음파 팬텀을 제작하고자 하였으며, 생검을 위한 표적물질은 유방 TMM과 휘도 차를 나타내어 초음파 주사 시 쉽게 관찰할 있도록 하였다. 또한 각각의 TMM에 대하여 에코 균질성, 투과심도, 전파속도, 감쇠 등을 인체의 연부조직과 비교·평가하였다. 생검용 유방초음파 팬텀은 유방 초음파검사의 주사능 향상과 생검의 훈련으로, 실제 유방암 진단에 많은 도움이 될 것이다.

II. 장비 및 실험방법

1. 장비 및 재료

초음파 진단장치는 SCNOACE 6000C와 9900, C2-51R(Medison, Korea), 프로브는 3.5 MHz convex probe와 7.5 MHz linear probe를 사용하였고, TMM의 전파속도 측정은 SCNOACE 9900, C2-51R의 tissue mode를 이용하였다. TMM의 합성 재료는 Polyesterpolyol, polyetherpolyol, 2, 4- and 2, 6-toluenediisocyanate(TDI), methylene diisocyanate(MDI), Diamine oligomer 등을 사용하였으며, 용매로는 N,N-dimethylformamide(DMF), methylethylketone(MEK), ethanol, methanol, ethylacetate(EA) 등을 사용하였다. TMM의 첨가제는 active carbon과 TiO₂ powder를 사용하였고, 그 외에 sonic gel, echo printer 및 paper(doshiba, Japan), TMM을 수용할 수 있는 용기로 acryl 등도 사용하였다.

2. 실험방법

1) 의료용 TMM의 합성

폴리에테르계 폴리올 합성은 플라스크에 thylene glycol 1.5 mol(93.20 g)을 넣고 온도를 100°C까지 올린 후 adipic acid 1 mol(146.20 g)을 넣어 diol 속에 녹아 들어가게 하였으며, 에스테르화 반응이 일어나도록 반응기의 온도를 150°C로 가열하여 물을 분리하였다. 그리고 온도를 서서히 200°C까지 상승시켜 수분을 제거한 후 산가가 1.08 이하로 되면 고진공 하에서 수분을 제거하였다. 폴리에스테르계 폴리우레탄 주제의 합성은 반응 플라스크에 polyesterpolyol, 연장제, dimethylformamide를 넣고 50°C에서 가열·교반시켰다. 이 반응조에는 TDI를 첨가하여 75±5°C에서 계속 가열 교반시켰고 반응이 진행됨에 따라 용액의 점도가 증가하므로 methylethylketone을 첨가하여 점도를 조절하였다. 폴리에테르계 폴리우레탄 주제의 합성은 4구플라스크에 condensor, stirrer 온도계를 설치한 후 반응 플라스크에 polyetherpolyol, Trimerhylol propane(TMP) 및 Triphenyl phosphate(TPP)를 차례로 넣고 가열·교반하였다. 이 때 TMP가 완전히 녹으면 50°C 이하로 급속 냉각시킨 후 P-MDZ을 넣고 75~85°C에서 4시간 가열 교반시켰고, 반응 후 70°C로 감온하여 Ethylacetate(EA)를 첨가하고 가열기를 정지시킨 후 1시간 동안 교반 혼합시켰으며 주재인 prepolymer를 완성하였다. polyurethane(PU) 경화제의 합성은 polyether polyol

(H6000)과 앞서 합성한 주제, DOP700(희석제), TM-535(TOYO사 열경화촉매)와 교반시킨 후 C와 TiO₂ 첨가제를 넣고 교반시킨 후 진공 탈모하여 상온~70°C에서 방치하였다. 이 때 방치 온도에 따라 경화시간이 다양해지며 H6000의 polyether polyol과 주제 양에 따라서 경화시간이 달라지고, PU의 경도는 변하므로 다양한 경도의 TMM을 합성하였다.

2) TMM의 특성 실험

(1) 투과심도 측정

투과심도는 원래의 초음파 강도가 반으로 감쇠되는 거리이다. 그러므로 투과심도는 다음의 식으로 나타낸다.

$$\text{투과심도(cm)} = 3 / \text{감쇠계수(dB/cm)}$$

$$\text{연부조직의 투과심도(cm)} = 3 / \text{주파수(MHz)}$$

일반적인 초음파 진단장치에서 연부조직의 최대투과심도는 3.5 MHz에서 16 cm, 5.0 MHz에서 6.0 cm 정도이다. 그러므로 초음파검사 시 환자의 연령과 부위에 따라 주파수를 선정해야하며, TM팬텀의 경우, 용도에 따라 충분한 투과심도를 나타내야 한다. 매질의 투과도는 경도와 밀도에 관계하므로 본 실험은 C 0.70 %w/v, C 2.09 %w/v, C 4.10 %w/v과 TiO₂ 0.70 %w/v, TiO₂ 2.09 %w/v, TiO₂ 4.10 %w/v로 농도 변화를 주어 TMM을 제조하였다. 제조한 TMM은 각각 20cm 원통형 플라스틱 통에 넣고 SONOACE 6000C의 3.5 MHz와 7.5 MHz 프로브로 주사하여, 영상의 휘도가 확인되지 않는 부분의 최대 깊이까지 측정하였다. 초음파 진단장치의 파라미터는 출력 100, 게인 80, 시간게인보상(TGC), dynamic range(DR), 초점영역(focal zone)은 고정하고, 실시간으로 여러 번 주사하여 가장 잘 나타난 영상을 정지하여 측정하였다. 한편 경도 변화에 따른 투과심도를 측정하기 위해 C 2.09 %w/v TMM의 경도를 5단계(#1~#5)로 변화한 TMM을 제조하였는데, #2는 생체의 지방과 유사한 경도로 제조하였으며, #1에서 #5 단계로 조금씩 경도를 증가시켰다. 프로브는 SONOACE 6000C, 3.5 MHz로 주사하였으며 파라미터는 농도 변화 실험과 동일하게 하였다.

(2) 균질성 측정

정상 간의 영상은 표면이 매끈하고 전체적으로 균질한 에코 양상을 보이며, 간경화는 군데군데 불균질한 에코를 보인다. 그러므로 초음파 영상의 균질성은 질병을 판별하는 중요한 요소이다. 본 실험은 TMM의 균질한 반사 에코를 얻기 위해 C와 TiO₂의 첨가량을 조절하여 TMM을

제조하고, 이것을 20 cm 원통형의 플라스틱 통에 넣고 겔화한 후 SONOACE 6000C, 7.5 MHz 프로브로 실시간 주사하였다. 영상이 가장 균질하게 보일 때 정지상을 에코 프린터에 출력하였으며, 영상의 파라미터는 출력 100, 게인 80으로 조정하고, TGC, DR, focal zone을 고정하였다.

(3) 전파속도 측정

전파속도는 초음파가 매질을 통과하는 속도를 의미하며, 이는 매질의 밀도와 경도에 좌우된다. 일반적으로 매질의 밀도가 낮고 경도가 높을수록 전파속도가 빠르다. 생체에서의 초음파 전파속도는 각 장기마다 차이가 있으므로, 초음파 진단장치의 제조 시 연부조직의 평균 초음파 전파속도는 1,540 m/s로 규정한다. 그러므로 TM 팬텀의 전파속도도 1,540 m/s로 하여야 한다. 그러나 장비의 노후화나 결함으로 전파속도의 오차가 생기고, 이로 인해 불선예한 영상(blur image)이 나타난다. 최근에는 이것을 개선하기 위해 조직의 특성에 맞는 전파속도를 적용함으로써 영상의 질을 개선하는 tissue mode를 적용한다. 즉 solid는 1,580 m/s, normal은 1,540 m/s, adipose는 1,460 m/s, cyst는 1,500 m/s로 측정하여 전파속도로 인한 불선예도를 줄인다. 그래서 본 연구는 이 기능을 이용해, 영상의 선예도를 육안으로 관찰함으로써 매질의 전파속도를 측정하였다. 즉, SONOACE 9900, C2-51R의 tissue mode를 작동하여, C 형과 TiO₂ 형 TMM을 3.5 MHz 프로브로 여러 번 실시간 주사하면서 첨가제의 음영이 가장 균질하고 선예할 때 정지상을 출력하고 각 영상을 비교·평가하였다.

(4) 감쇠 측정

초음파가 매질을 진행하면서 흡수, 산란, 반사, 굴절, 회절 등의 현상에 의해 진폭과 강도의 감소현상이 일어나는 것을 감쇠(attenuation)라고 한다. 주파수가 높으면 파장이 짧으므로 체내 흡수가 많아지고, 매질에서의 진행 거리가 길면 그 만큼 감쇠가 증가할 것이다. 그러므로 감쇠는 다음 식으로 표시한다.

$$\text{감쇠(dB)} = \text{주파수(MHz)} \times \text{통과거리(cm)}$$

$$\text{연부조직에서의 감쇠} = \text{주파수(MHz)} \times \text{통과거리(cm)}$$

TMM의 감쇠는 생체 연부조직의 평균 감쇠와 유사하여야 한다. 그래서 C 0.70 %w/v, C 2.09 %w/v, C 4.10 %w/v과 TiO₂ 0.70 %w/v, TiO₂ 2.09 %w/v, TiO₂ 4.10 %w/v TMM에 대하여 3.5 MHz와 7.5 MHz 프로브로 각각 최대 투과심도를 측정하여 감쇠(dB) = 주파수(MHz) × 통과거리

(cm)의 식으로 감쇠 정도를 계산하였다. 이 때 TMM의 최대투과심도가 모니터에 나타날 수 있는 최대 깊이 범위를 벗어나지 않도록 게인을 60으로 조정하였으며, TGC와 DR를 조절하여 휘도가 균등하게 하였다.

III. 고찰

유방 초음파 TM팬텀의 첨가제 농도 변화에 따른 투과심도 평가 결과, C 0.70 %w/v TMM은 최대투과심도가 18 cm, C 4.10 %w/v TMM은 7 cm로 나타나 첨가제 농도가 증가할수록 투과도가 감소하는 것으로 나타났다. TiO₂형 TMM은 첨가제의 농도변화에 관계없이 모두 20 cm 이상의 투과심도를 보여 첨가제에 의한 반사파 작용이 C형 TMM에 비해 거의 없는 것으로 나타났다. 첨가제 농도 변화에 의한 최대투과심도는 표 1에 제시하였다.

첨가제를 C 2.09 %w/v로 고정하고 경도를 변화하여 투과심도를 측정한 결과, 비교적 경도가 낮은 C 2.09 %w/v, #1 TMM은 3.5 MHz와 7.5 MHz에서 최대투과심도가 각각 15 cm과 4.5 cm, 유방조직과 유사한 경도를 가진 C 2.09 %w/v, #2 TMM은 최대투과심도가 각각 14 cm, 3.5 cm, 경도가 높은 C 2.09 %w/v, #5 TMM은 최대투과심도가 각각 10 cm와 3.0 cm로 나타나, 동일 매질에서 경도가 높을수록 투과도가 점차 낮아지는 것으로 나타났다. C형

표 1. C, TiO₂ TMM과 최대투과심도의 관계

TMM(%w/v)	max. penetration(cm)
C 0.70	18
C 2.09	15
C 4.10	11
TiO ₂ 0.70	20
TiO ₂ 2.09	20
TiO ₂ 4.10	20

표 2. C형 TMM의 경도와 투과도의 관계

TMM type	Max. penetration(cm)	
	3.5 MHz	7.5 MHz
C 2.09% w/v, #1	15	5.0
C 2.09% w/v, #2	14	3.8
C 2.09% w/v, #3	13	3.5
C 2.09% w/v, #4	12	3.2
C 2.09% w/v, #5	10	3.0

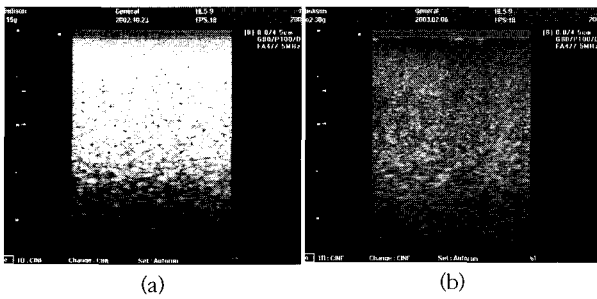


그림 1. C와 TiO₂ TMM의 균질성 평가 영상
(a: C 2.09 %w/v, b: TiO₂ 4.10 %w/v)

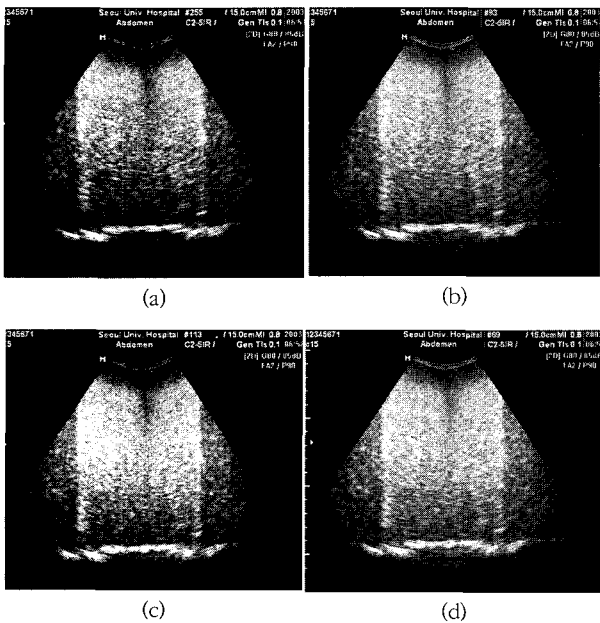


그림 2. C형 TMM의 전파속도 측정 영상(solid(a), normal(b), adipose(c), cyst(d))

TMM의 경도 변화에 의한 최대투과심도는 표 2에 제시하였다.

균질성 실험은 C와 TiO₂ 첨가제의 량을 변화하여 7.5 MHz 프로브로 평가한 결과, C형 TMM은 농도의 변화에 관계 없이 거의 유사한 균질성(homogeneity)을 보였으나, 첨가량이 증가하면 휘도(brightness)가 감소하는 것으로 나타났다. TiO₂ 0.70 %w/v TMM과 TiO₂ 2.09 %w/v TMM은 전체적으로 무에코 양상에 군데군데 고음영이 관찰되었고, 4.10 %w/v TiO₂ TMM은 균질한 에코 양상을 보였으나, C 4.10 %w/v TMM에 비해 전체적으로 휘도가 낮게 나타났다. 그림 1은 C와 TiO₂ TMM의 균질성을 비교한 영상이다.

한편, tissue mode를 이용한 C와 TiO₂ TMM의 전파속도 측정은 첨가제의 량과 경도에 관계없이 모든 종류의

표 3. C형 TMM의 농도와 주파수별 감쇠계수 관계

TMM(%w/v)	Max. penetration depth(cm)		attenuation(dB/cm)
	3.5 MHz	7.5 MHz	
C 0.70	12.0	4.0	0.50
C 2.09	10.0	4.0	0.66
C 4.10	8.0	2.0	0.66

TMM에서 동일한 전파속도를 보였다. Solid와 normal 측정은 첨가제 주위가 선예하고 짧은 리니어 에코 양상(short linear echo pattern)을 보였고, adipose에서 가장 선예한 점상의 에코(dot echo pattern)를 보였으며, cyst 측정시 normal과 adipose 중간 정도의 선예도를 나타냈다. 그러므로 C와 TiO₂형 TMM은 1,460~1580 m/s 범위의 전파속도를 갖는 것으로 보인다. 실제 기존의 ATS 팬텀의 전파속도의 측정에서도 개발한 TMM의 전파속도와 동일하게 나타나 전파속도에 대한 유용성을 보였다.

감쇠 특성을 측정하기 위해 C 0.70 %w/v, C 2.09 %w/v, C 4.10 %w/v와 TiO₂ 0.70 %w/v, TiO₂ 2.09 %w/v, TiO₂ 4.10 %w/v TMM에 대하여 3.5 MHz와 7.5 MHz 프로브로 각각 최대투과심도를 측정한 결과 TiO₂형 TMM은 최대투과심도가 20 cm 이상으로 측정 한도치를 넘어 감쇠계수를 계산할 수 없었으며, C형 TMM은 감쇠(dB) = 주파수(MHz) × 통과거리(cm)의 식에 의해 감쇠계수를 계산한 결과, C 0.70 %w/v의 감쇠계수는 0.50 dB/cm, C 2.09 %w/v와 C 4.10 %w/v는 0.66 dB/cm로 나타나 전체적으로 0.5~0.66 dB/cm의 감쇠계수를 보였다. 감쇠의 정도는 첨가제의 종류와 량에 따라 차이가 있는 것으로 나타났다. TMM은 반사체 량의 증감에 따라 감쇠 특성이 변화하여야 팬텀으로써의 기능은 물론, 표적물질의 대조도를 형성할 수 있으므로 C형과 TiO₂형 TMM이 유방 TM팬텀으로서의 유용성을 확인할 수 있었다. 결과적으로 C형 TMM의 감쇠는 0.50~0.66 dB/cm/MHz의 범위로, 연부조직의 평균 감쇠 계수인 0.5~0.7 dB/cm/MHz의 범위 내에 있는 것으로 나타나, 첨가제 량에 의해 감쇠 정도의 조절이 가능한 것으로 평가된다. C형 TMM의 감쇠계수는 표 3에 제시하였다.

이러한 결과에 의해 유방초음파 TM팬텀은 균질성, 투과도, 전파속도, 감쇠 등의 특성이 생체 연부조직과 유사한 TiO₂ 4.10 %w/v로 제조하고, 충실성 조직의 표적물질은 휘도 차를 나타내기 위해 C 2.09 %w/v로 제조하였으며, 제조한 액상 TMM은 유방의 플라스틱 모형을 제작하여 충전하고 겔화하여 생검용 유방초음파 팬텀을 완성하였다.

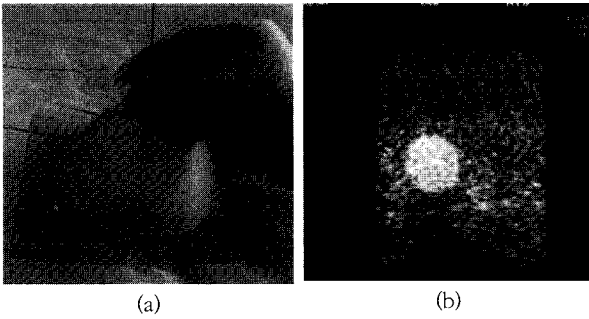


그림 3. 생검용 유방초음파 팬텀과 초음파 영상
(a; 팬텀, b: 영상)

인체 유방은 지방, 근육, 선조직, 연결조직 등에 의해 섬세한 구조를 하고 있으나, 실제 TMM을 합성하여 이러한 조직들 간의 휘도를 나타내는 것은 어려움이 있었다. 그러나 유방 초음파검사의 주사와 생검의 훈련 능력을 향상시킨다는 측면에서, 생체 유방과 유사한 TMM의 휘도와 탄력성, 그리고 초음파의 물리적 특성에 유의하여 제작하였다. 그리고 제조과정에서 첨가제의 농도와 경도 변화에 따라 휘도가 다양한 TMM을 나타낼 수 있어서 향후 보다 섬세한 휘도와 대조도를 나타낼 수 있는 TM 팬텀을 제작할 수 있을 것이다.

IV. 결 론

한국 여성의 암 발생 중 유방암은 16.1%로 가장 많고, 연령군이 젊어지고 있어 초음파검사로 조기 발견하여 치료계획을 세우는 것은 매우 중요한 일이다. 따라서 효율적으로 유방 초음파검사와 생검을 훈련할 수 있는 생검용 유방초음파 TM팬텀을 제작하여 다음과 같은 결론을 얻었다. 1) C형 TMM은 첨가제의 농도가 증가할수록 투과심도가 감소하였으나 C 2.09 %w/v에서 15 cm 이상의 최대투과심도를 보이고, 연부조직과 유사한 휘도와 균질성을 보였으며, 2) TiO₂형 TMM은 C형 TMM에 비해 낮은 휘도와, 20 cm 이상의 최대투과심도를 나타냈고, TiO₂ 4.10 %w/v에서 균질한 에코 양상을 보였으며, 3) C형과 TiO₂ TMM의 전파속도는 모두 1,460~1580 m/s 범위로 연부조직의 1,540 m/s와 유사하게 나타났으며, 4) C형의 감쇠계수는 0.50~0.66 dB/cm로 연부조직의 0.50~0.7 dB/cm 이내에서 만족하는 것으로 나타났다. 그래서 유방 TM팬텀은 휘도, 균질성, 전파속도, 투과도가 생체의 연부조직과 유사한 TiO₂ 4.10 %w/v TMM을, 표적물질은 TiO₂ TMM에 비해 감쇠가 높은 C 2.09 %w/v TMM을 이용하

여 생검용 유방 초음파 팬텀을 제작하였다. 제작한 팬텀은 유방 초음파검사에 효과적인 훈련을 위해 사용될 뿐 아니라, 개발한 TMM의 합성은 새로운 표재성장기의 팬텀 제작과 보다 섬세한 training 팬텀을 제작하는데 기여할 것으로 기대한다.

참 고 문 헌

1. Francis S. Weill, Ultrasonography of Digestive diseases, Mosby, 1982.
2. Arthur C. Fleischer, Real-time sonography, ACC, 1984.
3. George Kossoff, Morimichi Fukuda, Ultrasonic Differential Diagnosis of Tumors, Igaku Shoin, 1984.
4. Krenkau, Doppler ultrasound principles and instruments, W. B. Saunders company, 1990.
5. Hedrick, Hykes, Starchman, Ultrasound physics and instrumentation, Mosby, 1993.
6. Michael R. Williamson, Essentials of Ultrasound, W. B Saunders company, pp. 2-3, 225-226, 1996.
7. Stewart C. Bushong, Diagnostic Ultrasound physics, Biology and instrumentation, Mosby, 1991.
8. James A, Zagzebski, Essentials of Ultrasound physics, Mosby, 1996.
9. W. N. McDicken, Diagnostic Ultrasonic principles and use of instruments, Churchill Livingstone, 1991.
10. Barry C. Simon, Eric R. Snoey, Ultrasound in Emergency and Ambulatory Medicine, Mosby, 1997.
11. Barry B Goldberg, Daniel A Herton, Colin R Deane, An Atlas of Ultrasound color flow imaging, Mosby, 1997.
12. Frederick W. Kremkau, Diagnostic Ultrasound principles and instruments, 4th edition, W. B Saunders company, 1993.
13. Diane M. Kawamura, Abdominal and superficial structures, 2nd edition, Lippincott, 1997.
14. Marvin C. Ziskin, Peter A. Lewin, Ultrasound Exosimetry, CRC press, 1993.
15. Sandra L. Hogen-Ansert, Diagnostic Ultrasono-

- graphy, 4th edition, Mosby, 1995.
16. Betty Bates Tempkin, Ultrasound scanning Principle and Protocols, 2nd edition, W. B. Saunders company, 1993.
 17. K. Kirk Shung, Gray A. Thieme, Ultrasonic Scattering in biological Tissue, CRC press, 1993.
 18. Luigi Solbiati, Giorgio Rizzatto, Ultrasound of Superficial Structures, Churchill Livingstone, 1995.
 19. Heller & Jehle, Ultrasound in Emergency Medicine, W. B. Saunders company, 1995.
 20. Sandra L. Hagen-Ansert, Textbook of Diagnostic Ultrasonography, 7th edition, Mosby, 2001.
 21. Carol M. Rumack, Stephanie R. Wilson, J. William Charboneau, Diagnostic Ultrasound, 2nd edition, Mosby, 1998.
 22. Fang Dong, Ernest L. Medsen, Micheel C. MacDonald and James A. Zagzebski, Nonlinearity parameter for Tissue-mimicking materials, Ultrasound in medicine and biology, vol. 25, no. 4, pp. 831, 1999.
 23. E. L. Medsen, G. R. Frank, and F. Dong, Liquid or solid ultrasonically Tissue-mimicking materials with very low scatter, Ultrasound in medicine and biology, vol. 24, no. 4, pp. 535, 1998.

• Abstract

The study on Development and characteristic of ultrasound biopsy training phantom of breast

Sang Chull Ma · Young Kun Kong* · Young Man Ahn**

Dept. of Radiotechnology, Shin Heung College · Dept. of chemistry, Kyunggi University · Samsung Polymer Co.***

We carried out studies on development and characteristic of ultrasound breast training biopsy phantom. The major findings were as follows; (1) C type TMM was shown good homogeneity, brightness and attenuation as like human soft tissue. (2) TiO₂ 4.10 %w/v TMM was shown good homogeneous echo texture and propagated speed as like the human tissue. (3) TiO₂ type TMM was appeared lower brightness and higher penetration rate than C type TMM. Therefore, Breast TM phantom and target material TMM will be useful TiO₂ 4.10 %w/v TMM and C 2.09 %w/v TMM.

Key words : biopsy, tissue mimicking materials(TMM), breast training phantom, target materials.