전립선암의 온열치료를 위한 초음파변환기 개발에 관한 연구

박문규 · 노시철*** · 박재현*** · 최흥호***†

A study for implementation of ultrasonic transducer in the prostate cancer hyperthermia

Mun Kyu Park, Si Cheol Noh***, Jae Hyun Park***, and Heung Ho Choi***†

Abstract

The ultrasonic hyperthermia for oncology has been developed and studied. The HIFU(high intensity focused ultrasound) is the most recent method to treat the tumor by using ultrasound. In this study, an insertion-type transducer for treating a prostate cancer, which can focus the ultrasonic beam mechanically and electrically, was designed and developed. The developed transducer was composed of three arrays, and each array has 32 elements. For the purpose of the mechanical focusing, both side arrays are slanted to the center array by 15°. With this structure, NFL(near field length) was set up as 30 mm. The PZT-4 and two matching layers were used, and the backing layer was excepted to prevent energy losses. The acoustic field analysis and the heating test were performed to evaluate the performance of developed transducer. The shape of an acoustic field, peak pressure, and acoustic pressure distribution were compared with numerical simulation. The NFL was 32 mm, the beam width was 5 mm, focal area was 40 mm², and peak pressure was 5.5 MPa. With heating by using developed transducer, the temperature increased up to 33 °C at focal zone. As a result of this study, the usefulness of suggested transducer for prostate cancer hyperthermia was confirmed by the acoustic field analysis and the heating test with TMM(tissue mimicking) phantom.

Key Words : ultrasonic hyperthermia, ultrasonic field analysis, prostate cancer

1. 서 론

전립선암은 세계적으로 발병률이 4번째로 높은 대표적인 남성 질환으로서, 식생활의 서구화 및 환경의 변화로 우리나라에서도 급격한 증가율을 보이고 있다. 중앙 암 등록 사업 연례 보고서에 따르면 1995년부터 2002년까지 211 %의 증가율을 기록하여 남성 암 중에서 가장 높은 증가율을 보였다^[1]. 일반적으로 전립선암 치료 방법으로는 외과적 수술 방법, 방사선 치료, 호르몬 치료 방법 등 크게 3가지 방법이 있으며, 암 발병

위치, 연령, 발병기간, 병력, 환자의 상태를 고려하여 그 방법이 결정된다. 최근 온열 치료 기법과 강력 집속 초음파를 이용하여 암 조직을 괴사시키는 방법도 연구 되고 있다^[2].

암의 온열 치료방법은 암 조직 부위를 약 45 °C로 가열하여 암 조직의 대사활동을 파괴시켜 조직을 괴사시키는 방법이다. 암 조직을 가온시키기 위한 방법으로는 방사선을 이용한 사이버나이프, 초음파를 이용한 HIFU, 극초단파를 이용한 온열 치료 등이 있으며, 특히 HIFU는 초음파를 이용하며, 인체에 무해하고 비침습적 특징 때문에 많은 주목을 받고 있다. 초음파 온열 치료 방법에서 초음파 빔의 집속 특징은 온열 치료 효과에 매우 큰 영향을 미치는데, 효과적인 온열 치료를 위해서는 10 W/cm² 이상의 음향 강도가 필요하다. 이러한 이유로 초음파 빔을 효과적으로 집속할 수 있는 초음파 변환기 개발 및 설계에 대한 연구가 활발하게 이루어지고 있다.

바이메드 시스템(주) 프로브 사업부(Probe division, VIEMED SYSTEMS Co., Ltd.)

*인제대학교 의용공학과(Department of Biomedical Engineering, Inje University)

**BK21 바이오장기조직재생사업팀, 인제대학교(BK21 Bio-Organ Tissue Regeneration Project Team, Inje University)

†Corresponding author : hhchoi@inje.ac.kr

(Received : May 28, 2009, Revised : July 29, 2009

Accepted : August 27, 2009)

Fig. 1. The Khaldon Y. Saleh's ultrasonic transducer design for hyperthermia.

Fig. 2. The Emad S.Ebbini's 1D ultrasonic transducer design for hyperthermia.

Khaldon Y. Saleh는 63개의 압전 소자를 이용하여 전립선암 치료를 위한 1.75차원의 온열 치료용 초음파 프로브를 제안하였는데, 63개의 압전 소자를 3×21 형태로 배열하여 입면 방향으로 빔의 집속이 가능하도록 설계하였다^[3]. Khaldon Y. Saleh가 제안한 디자인은 1차원 변환기에서 제어할 수 없는 입면 방향으로 초점을 형성할 수 있는 점과 PZT-8 재료의 진동자를 사용하여 작은 파워로도 온열 치료에 필요한 큰 음향 강도를 출력할 수 있다는 장점을 지니고 있다. 하지만 입면 방향으로만 집속이 가능하여 초음파 빔의 집속이 제한적이라는 단점을 지니고 있다. Fig. 1은 Khaldon Y. Saleh가 제안한 초음파 변환기의 구조를 보여주고 있다.

Emad S. Ebbini는 진동자의 양 끝단과 초점 지점 사이를 이루는 각이 75° 인 반 실린더 형태의 온열 치료용 초음파 변환기를 제안하였다^[4]. 이러한 디자인은 빔 집속 효율이 높다는 장점을 지니고 있으며, 단일 또는 다중 초점이 가능하다는 장점을 가지고 있다. 하지만, Emad S. Ebbini가 개발한 변환기는 입면 방향의 빔 집

속 또는 조향이 불가능하고, 전자적 집속과 기하학적 집속이 동시에 이루어지므로 집속 지점에 대한 오차가 발생할 수 있다는 단점을 가지고 있다. Fig. 2는 Emad S. Ebbini가 제안한 초음파 변환기의 구조를 보여주고 있다.

이에 본 연구에서는 위의 두 가지 방식의 단점을 보완하여 입면방향과 수평방향으로 집속이 가능하며, 전립선암의 치료에 적합한 새로운 초음파 온열치료용 변환기의 구조를 제시하였으며, 초음파 음장 분석과 조직 유사 팬텀을 이용하여 변환기의 성능을 평가하였다.

2. 변환기 설계 및 제작

2.1. 온열 치료용 초음파 변환기

온열 치료용 초음파 변환기는 주로 단일 진동자를 가진 싱글 변환기가 주를 이루어 왔으나 최근 온열 치료용 초음파 변환기에 대한 연구가 진행됨에 따라 변환기 개발 기술이 향상되어 배열형 온열 치료용 초음파 변환기가 개발되고 있다. 배열형 초음파 변환기는 단일 진동자 변환기와 달리 빔 조향과 집속이 가능하다는 장점을 가지고 있다.

2.2. 배열형 변환기의 빔 포밍

배열형 변환기의 형태를 사용하는 온열 초음파 기법에서는 다수의 압전 소자들을 배열하여 하나의 변환기로 만들고 각각의 압전소자에 인가되는 펄스의 지연 시간을 조정함으로써 초음파 빔의 동적 집속과 조향을 가능하게 한다. 변환기 설계 단계에서 초음파 집속 지점은 압전 소자의 개수, 압전 소자간의 간격 등의 설계 조건에 영향을 미칠 수 있으므로 변환기 설계 과정에서 빔 포밍은 중요하게 고려되어야 한다. Fig. 3은 인가신호의 지연시간을 이용한 집속과 조향을 나타내고 있다.

Fig. 3. The focusing and steering method with array transducer.

배열형 변환기가 N 개의 압전소자로 구성되어 있을 때 변환기의 중심에서부터 N 개의 압전소자 중 $n+1$ 번째 압전소자에서 변환기 중심까지의 거리 D 와, $n+1$ 번째 압전소자에서 초점까지의 거리 l 은 식(1)과 식(2)에 의하여 구할 수 있다. 여기서 f 는 변환기 중심에서 초점까지 거리이며, α 는 초음파 빔의 조향각, d 는 각 압전소자의 중심에서 이웃하는 압전소자의 중심까지의 거리이다.

$$D = \frac{2n-N+1}{2} \times d \quad (1)$$

$$l = \sqrt{f^2 + D^2 - 2fD \cdot \sin\alpha} \quad (2)$$

초음파의 집속을 위한 각 압전소자의 시간지연 T 는 식(3)에 의해서 계산될 수 있다. 여기서 c 는 음속, t_0 는 지연시간이 음수가 되지 않기 위한 최소의 양의 상수이다.

$$T(n) = \frac{f - \sqrt{f^2 + D^2 - 2fD \cdot \sin\alpha}}{c} + t_0 \quad (3)$$

압전 진동자는 초음파를 발생하고 수신하는 능동소자로서 변환기의 감도와 축방향 해상도와 밀접한 관련이 있다. 온열 치료용 초음파 변환기에는 높은 음향 강도를 출력하기에 적합하고 전기기계결합계수가 큰 PZT-4 계열을 이용한다. PZT-4는 영상용 진동자 재료인 PZT-5에 비하여 전기기계결합계수가 크기 때문에 변환되는 효율이 높아 높은 강도의 음향 출력을 낼 수 있다.

2.3. 변환기 설계 및 제작

본 연구에서 제안된 온열 치료용 변환기는 배열형 진동자 3개를 이용하여 전립선에 집속이 용이하도록 설계하였다. 전립선의 일반적인 크기(40 mm×30 mm×30 mm)와 직장 벽의 두께를 고려하여 초음파 포커링 영역은 30 mm로 설정하였으며, 기계적 집속을 위하여 양측 진동자는 15° 경사지도록 하였다. Fig. 4는 본 연구에서 제안된 변환기의 설계도이다.

진동자는 밀도가 7,600 Kg/m³, 음향 임피던스가 약 30 Mrayl인 PZT-4를 사용하였다. 구동 주파수는 1.75 MHz로 설정하였다. 정합층은 2개의 서로 다른 음향 임피던스를 갖는 물질로 구성하였다. 각 정합층의 임피던스는 식(4)의 Desilets 식을 이용하여 계산하였으며, 1차 정합층의 임피던스는 10.80 Mrayl, 2차 정합층의 임피던스의 크기는 3.23 Mrayl로 계산되었다.

$$Z_{m1} = Z_t^{1/7} \times Z_s^{6/7}, Z_{m2} = Z_t^{4/7} \times Z_s^{3/7} \text{ or} \quad (5)$$

$$Z_{m1} = Z_t^{1/4} \times Z_s^{3/4}, Z_{m2} = Z_t^{3/4} \times Z_s^{1/4}$$

Fig. 4. The suggested transducer assembly design.

Z_{m1} : 1st matching layer impedance

Z_{m2} : 2nd matching layer impedance

Z_s : tissue acoustic impedance

Z_t : PZT-layer acoustic impedance

정합층은 에폭시 수지와 Al₂O₃로 구성된 복합 재료와 폴리우레탄 수지를 이용하였다. 초음파의 효과적인 전달과 가온 특성을 높이기 위해서 흡음층을 제거하여 음향 에너지 손실률을 감소시켰다. Table 1은 개발된

Table 1. The characteristics of matching layers

	1st	2nd
Thickness(mm)	3.00	3.02
Weight(g)	13.67	3.50
Density(g/cm ³)	4.60	1.19
Velocity(m/s)	2350	2715
Impedance(Mrayl)	10.80	3.23
Attenuation(mm ⁻¹)	-1.26	-3.47

Fig. 5. The fabricated transducer assembly.

변환기의 정합층 특성을 보여주고 있으며, Fig. 5는 개발된 변환기의 외형을 보여주고 있다.

3. 성능평가 및 고찰

3.1. 음장 분포 평가를 통한 성능평가

본 연구에서 개발된 온열 치료용 변환기의 성능은 음압 분포 측정 실험과 조직 유사 팬텀 가열 실험을 통하여 평가되었다. 음압 분포 측정 실험은 측정된 음압 분포와 시뮬레이션 결과를 비교하여, 개발된 초음파 변환기의 빔이 정확한 지점에 집속이 되는지 확인하였으며, 집속 지점의 면적, 빔의 형태 등을 이용하여 초음파 빔을 평가하였다. 조직 유사 팬텀 가열 평가는 개발된 변환기를 이용하여 팬텀을 가열하고 내부의 온도 변화를 관찰하여 제안된 변환기의 유효성을 평가하였다.

초음파 음장 시뮬레이션은 FIELD II 프로그램을 이용하였으며, 압전 소자의 개수, 중심 주파수, 진동자의 폭, 길이, 커프(kerf), 집속 지점을 입력 파라미터로 설정하였다. Table 2는 성능평가를 위한 시뮬레이션 조건을 보여주고 있다.

본 연구에서 제안한 변환기 어셈블리는 세 개의 변

Table 2. The input parameters for simulation.

Parameter	value
Number of element	32
Kerf(mm)	0.07
Width(mm)	1
Height(mm)	6
Focal Point(mm)	30
Center Frequency(MHz)	1.75
Fractional Bandwidth(%)	70

Fig. 6. The result of acoustic field simulation.

환기가 기계적으로 집속되는 형태이므로, 하나의 진동자에서 방사된 초음파의 음압 분포 행렬을 계산하고 양 측면의 변환기 음장을 중첩시켜 최종 음장 분포를 예측하였다. 시뮬레이션에 설정된 매질 내부는 균일하고 음향 경계면이 없는 것으로 설정하였으므로, 양측면에 $\pm 15^\circ$ 기울인 진동자로부터 방사되는 음장은 계산된 수직방향의 음장 분포 행렬을 $\pm 15^\circ$ 회전시켜 계산할 수 있었다. 계산된 3개의 음압 분포 행렬을 중첩하여 최종 초음파 음장 분포를 시뮬레이션하였다. 시뮬레이션의 축방향 범위는 집속점까지로 설정하였다. Fig. 6은 시뮬레이션 결과를 보여주고 있다. 설계 시 집속점까지의 거리를 30 mm로 설정하였는데, 시뮬레이션 결과 32 mm에서 초점이 형성된 것을 확인할 수 있었다. 초점영역은 축방향으로 약 4.00 mm(28.5 mm~32.5 mm), 축방향으로 약 5.0 mm(-2.5 mm~2.5 mm)에 형성되는 것을 확인할 수 있었다.

음압 분포 측정 실험은 KS-C-IEC61102 규격에 명시되어 있는 위치 제어 시스템과 하이드로폰을 이용하여 수행하였으며^[5], 축방향 20 mm, 축방향 40 mm를 1 mm 이동하면서 각 지점의 음압을 측정하였다. 초음파 변환기를 구동시키기 위하여 합수발생기와 파워 증폭기(AMPLIFIER RESEARCH 社의 Model 250A250, electric impedance: 50 Ω)를 사용하였다. 350 mV의 구동펄스를 이용하여 약 70 W의 전력을 여기 신호로 사용하였다. 개발된 변환기의 전자적 임피던스는 약 0.73 Ω 으로 파워증폭기와 임피던스 부정합이 발생했지만 파형의 포화가 일어나지 않는 범위 내에서 변환기를 구동시켰다. 음압 분포 측정 시스템은 ONDA사(社)

Fig. 7. The block diagram of acoustic field scanning system.

Fig. 8. The measured acoustic field image of developed transducer.

에서 개발된 시스템을 사용하였으며, 전파매질은 공동 현상을 배제하기 위하여 가스가 제거된 증류수를 사용하였다. 매질의 온도는 23.5℃로 유지하였다. 하이드로폰과 변환기 사이의 정렬은 일정 범위 내에서 파형의 첨두치를 이용하여 정렬하였다. 음압의 측정에는 0.25~10 MHz의 주파수 대역 갖는 바늘 형태의 하이드로폰을 이용하였다(HNR-500, ONDA Co. Ltd., 감도 분해능 : 250 nV/Pa). 초음파 음장 측정 실험에서 관심 영역은 축방향 20 mm(22 mm~42 mm), 측방향 40 mm(-20 mm~20 mm)로 설정하였으며, 분해능은 1 mm로 설정하였다. GPIB 통신을 이용하여 측정된 데이터를 PC로 전송하였다. Matlab 7.0a를 이용하여 각 측정점에서 획득된 데이터로부터 첨두치를 검출, 보간 처리하여 영상화하였다. 측정 시스템의 구동은 LabView 프로그램을 이용하여 제어하였다. Fig. 7은 음장 측정을 위한 실험 장치의 개략도를 보여주고 있다.

Fig. 8은 개발된 변환기의 음장 측정 결과의 2차원

영상을 보여주고 있다. 결과 영상은 Matlab 7.2a를 이용하여 측정된 음원 데이터를 보간 후 표현하였다. 음장 측정 결과 최대 음압은 32.00 mm 지점에 형성되었다. 최대 음압에서의 전압은 36 mV로 측정되었으며, 환산결과 약 5.5 MPa로 산출되었다. 음압 분포의 형태는 중앙 진동자에서 방사되는 음압 분포와 좌, 우로 15° 기울인 진동자에서 방사되는 음압 분포가 함께 관찰되었다. -3 dB의 음압 분포는 축방향 길이 8.00 mm(28.0 mm~36.0 mm), 측방향 빔 폭 4.00 mm(-2 mm~2 mm)으로 형성됨이 확인되어 시뮬레이션 결과와 유사하였다. 시뮬레이션 결과와 비교하였을 때, 집속영역 및 전체 음장에서 대칭 형태를 갖지 못함이 관찰되었다. 이는 압전 진동자 제작 과정 중 다이싱 과정 또는 정렬 과정에서 발생한 오차로 각 소자간의 피치(pitch)차 또는 양측 변환기의 입사각 차이에 의한 것으로 판단되었다. 이러한 오차는 제작공정에서 보정을 통하여 개선되어질 수 있을 것으로 판단되었다. 또한, 시뮬레이션을 통하여 관찰된 음압분포와 집속지점이 측정 결과와 유사하므로, 본 연구에서의 목적인 기계적 집속과 전자적 집속을 병행한 변환기의 유효성 평가에서는 큰 영향이 없는 것으로 사료되었다.

3.2. TMM 팬텀을 이용한 가온 성능 평가

온열 치료를 위한 가온 성능 평가는 인체의 연부조직과 유사한 조직 유사 팬텀과 9개의 서미스터가 사용된 온도 분포 측정 시스템을 이용하여 팬텀 내부의 온도 분포를 측정하였다. 변환기의 가온 성능 평가는 온도 분포 형태, 최고 온도, 최고 온도 지점을 이용하여 수행하였다. 조직 유사 온도 팬텀은 KS-C-IEC60601-2-37에서 명시되어 있는 연부 조직 유사 물질을 이용하였으며^[6], 초음파 속도는 1,465 m/s, 음향 임피던스는 1.44 Mrayl, 감쇠계수는 -0.4 dB/cmMHz으로 제작되었다. Table 3은 제작된 팬텀의 재료 및 질량비를 보여주고 있다. 팬텀 내부의 온도 측정을 위한 서미스터는

Table 3. The component of fabricated TMM phantom

Material	(%)
Glycerol	11.21
Water	82.95
Benzalkoniumchloride	0.47
Silicon carbide[SiC(-400 mesh)]	0.53
Oxidization aluminium[Al ₂ O ₃ (0.3 um)]	0.88
Oxidization aluminuim[Al ₂ O ₃ (3)]	0.94
Agar	3.02

Fig. 9. The temperature measuring system.

Fig. 10. The schematic of phantom's inner view.

Fig. 11. The temperature profile of each thermistor.

LNTA103FF(Lattron Co. Ltd., Korea)를 사용하였으며, 팬텀 표면의 20 mm 깊이에 10 mm 간격으로 9개를 위치하였다. Fig. 9와 Fig. 10은 제작된 온도 분포 측정용 시스템과 온도 측정용 TMM 팬텀 내부의 개략도를 보여주고 있다.

Fig. 11은 각 온도 센서에서 측정된 온도의 변화를

Fig. 12. Results of the TMM phantom experiment.

보여주고 있으며, Fig. 12는 30분 간격으로 측정된 팬텀 내부의 온도 분포를 보여주고 있다. 온도 분포는 초점영역에서 20 mm×20 mm 영역에 대하여 영상화하였으며, 센서로부터 측정된 데이터는 Matlab 7.2a를 이용하여 선형 보간 후 표시하였다. 온도 분포 측정 실험은 120분간 수행하였으며, 1분마다 측정된 온도 변화를 그래프로 나타내었다.

팬텀의 초기온도는 24 °C이었으며, 초음파 조사 결과 최고 33 °C까지 상승함이 관찰되었다. 시간에 따른 온도 변화는 비선형적으로 완만하게 상승하는 특성을 나타내었다.

4. 결 론

본 연구에서는 전립선암을 효과적으로 치료할 수 있는 빔 집속의 한 방법으로, Khaldon Y. Saleh의 연구와 Emad S. Ebbini의 연구에서 각각 제시한 방법의 단점들을 보완할 수 있는 새로운 구조의 초음파 변환기를 제안하였다. 본 연구에서 제안된 변환기는 작은 파워로도 온열 효과를 얻을 수 있는 PZT-4 계열 진동자를 사용하였으며, 기계적 집속을 통하여 초음파 가열의 효율성 및 안전성을 확보하였다. 입면방향 및 축방향에 대한 조향 및 집속이 가능하도록 구현하였으며, $\pm 15^\circ$ 의 경사각을 이용한 기계적 집속 방법을 통하여 축방향 집속도 가능하도록 변환기를 구현하였다. 제작된 변환기의 초음파 음장 분석과 TMM 팬텀을 이용한 가열 평가를 통하여 본 연구에서 제안된 변환기 구조가 전

립선암 온열 치료에 유용함을 확인하였다.

제안된 변환기의 음장 측정 실험 결과 초음파 빔이 집속 지점에서 효과적으로 집속됨을 확인하였으며, -3 dB 이상의 면적은 전립선암을 효과적으로 치료할 수 있을 것으로 판단되었다. 빔 폭은 전립선의 크기에 비하여 크게 형성되었는데, 이는 기계적 집속을 위하여 설정한 경사각의 이론값과 실제 제작 공정의 오차 등으로 인하여 발생한 빔의 확장 현상 때문이라고 판단되며, 이는 설계 구조에서 경사각을 미세 조정함으로써 교정할 수 있을 것으로 생각된다. 조직 유사 팬텀을 이용한 가열 성능 평가 결과 초점 영역인 변환기 표면으로부터 30 mm 지점에서 온도가 집속되어 33°C 까지 상승됨이 확인되었다. 따라서 온도 상승 조건을 최적화하면, 본 연구에서 제안한 변환기를 이용한 전립선암 치료가 가능함을 확인할 수 있었다. 차후 구동 시스템의 개선과 빔 조향에 따른 초음파 가열 특성 평가를 통하여 효율적인 초음파 종양치료 기술 개발이 가능 할 것이며, 저 전력 초음파 종양 치료가 가능하여 초음파 치료의 안전성 확보에 기여할 수 있을 것으로 사료된다.

감사의 글

본 연구는 2단계 BK21 사업과 2008년도 인제대학교 학술연구조성사업의 지원에 의하여 수행되었음.

참고 문헌

- [1] 보건복지부, 2002년 한국 중앙 암 등록 사업 연례 보고서.
- [2] M. R. Bailey, V. A. Khokhlova, and O. A. Sapozhnikov, "Physical mechanisms of the therapeutic effect of ultrasound(A Review)", *Acoustic Physics*, vol. 49, pp. 437-464, 2003.
- [3] K. Y. Saleh and N. B. Smith, "A 63 element 1.75 dimension ultrasound phased array for the treatment

of benign prostatic hyperloasia", *BioMed Central*, vol. 4, pp. 39-53, 2005.

- [4] E. S. Ebbini and C. A. Cain, "Experimental evaluation of a prototype cylindrical section ultrasound hyperthermia phased-array applicator", *IEEE Transaction on ultrasonics, Ferroelectric, and Frequency control*, vol. 38, no. 5, pp. 510-520, 1991.
- [5] 한국기술표준원, KS-C-61102 ; $0.5\text{ MHz}\sim 15\text{ MHz}$ 주파수 영역에서 수중 청음기를 사용한 초음파 음장 측정 및 특성화, 2004.
- [6] 한국기술표준원, KS-C-60601-2-37 ; 초음파 진단 및 감시 기기의 안전에 관한 개별 요구 사항, 2005.
- [7] C. W. Connor and K. Hynynen, "Bio-acoustic thermal lensing and nonlinear propagation in focused ultrasound surgery using large focal spots: a parametric study", *Phys Med Biol*, vol. 47, no. 11, pp. 1911-1928, 2002.
- [8] K. Mahoney, T. Kjield, and N. McDannold, "Comparison of modelled and observed in vivo temperature elevations induced by focused ultrasound: implications for treatment planning", *Phys Med Biol*, vol. 46, pp. 1785-1798, 2001.
- [9] M. D. Hurwitz, I. Kaplan, and G. K. Svensson, "Feasibility and patient tolerance of a novel transrectal ultrasound hyperthermia system for treatment of prostate cancer", *Int J Hyperthermia*, vol. 17, pp. 31-37, 2001.
- [10] E. B. Hutchinson and K. Hynynen, "Intracavitray ultrasound phased arrays for noninvasive prostate surgery", *IEEE Transaction on ultrasonics, Ferroelectric, and Frequency control*, vol. 43, no. 6, pp. 1032-1042, 1996.
- [11] S. Sokka and K. Hynynen, "The feasibility of MRI guided whole prostate ablation with a linear aperiodic intracavitray ultrasound phased array", *Phys Med Biol*, vol. 45, pp. 3373-3383, 2000.

박 문 규

- 2007년 인제대학교 의용공학과(공학사)
- 2009년 인제대학교 대학원 의용공학과 (공학석사)
- 2009년~현재 바이메드 시스템(주) 프로브 사업부 연구원
- 주관심분야: 고강도 집속 초음파, 치료 초음파 변환기

노 시 철

- 2002년 인제대학교 의용공학과(공학사)
- 2004년 인제대학교 대학원 의용공학과 (공학석사)
- 2006년 3월~현재 인제대학교 대학원 의용공학과(박사과정)
- 주관심분야: 초음파 치료, 고강도 집속 초음파, 초음파 종양 치료

박재현

- 2008년 인제대학교 의용공학과(공학사)
- 2008년~현재 인제대학교 대학원 의용공학과(석사과정)
- 주관심분야: 진단 초음파, 초음파 시뮬레이션, 초음파 cavitation 제어

최흥호

- 1984년 인하대학교 전자공학과(공학사)
- 1986년 인하대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 1991년 인하대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
- 1991년~현재 인제대학교 의용공학과 교수
- 주관심분야: 진단초음파, 조직 특성화, 치료 초음파, 초음파 중앙 치료