

영상유도 고강도 집속 초음파 치료

I. 서론

의료용 초음파는 인체에 인가되는 초음파 신호의 크기, 길이 그리고 송신 주기와 같은 음파의 특성과 사용 목적에 따라 크게 진단 초음파(diagnostic ultrasound)와 치료 초음파(therapeutic ultrasound)로 구분될 수 있다^[1-2]. 진단 초음파는 사용되는 초음파 신호의 에너지를 제한하여 인체에 미치는 생물학적인 영향을 최소화 하였기 때문에 안전하게 사용될 수 있다^[3]. 이와 다르게 치료 초음파는 진단 초음파에서 사용되는 것보다 큰 에너지를 이용하여 원하는 위치에 열, 충격파 또는 cavitation과 같은 현상을 유도함으로써 치료 효과를 얻는 것을 의미하며 high-intensity focused ultrasound (HIFU)^[4], lithotripsy^[5], sonothrombolysis^[6] 그리고 acoustic hemostasis^[7] 등과 같은 다양한 방법들이 존재한다. 그 중, HIFU는 고강도 에너지의 초음파를 한 곳에 집속시켜 암과 같은 병변 세포를 주변의 정상 조직에 영향을 주지 않으면서 선택적으로 응고 괴사(coagulation necrosis) 시킬 수 있는 비침습적(non-invasive) 치료 방법이다^[8]. 1990년대에 MRI (magnetic resonance imaging)와 융합된 형태로 HIFU 시스템이 개발된 이후로, 자궁근종^[9], 전립선암^[10], 유방암^[11], 췌장암^[12] 등 여러 종류의 종양에 대한 HIFU 치료의 임상 연구가 수행되었다. 그 결과, HIFU의 치료 효과가 증명되었으며 HIFU 치료의 장점 및 부작용에 대한 분석이 이루어 졌다^[13-14]. 뿐만 아니라 치료 정확도 및 안정성 향상과 임상 응용 분야에 따른 최적화를 위한 다양한 연구가 활발하게 이루어지고 있다. 본 논문에서는 HIFU의 원리에 간략히 설명한 후 관련된 융합 및 응용 기술에 대해 소개하고자 한다.



송재희
서강대학교
의료기술연구소

II. HIFU의 원리

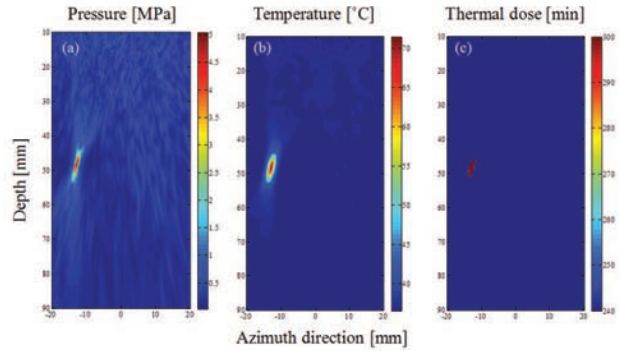
초음파는 매질을 따라 진행하면서 흡수, 감쇄, 산란, 반사 그리고 굴절 등 다양한 물리적인 현상을 일으킨다. 이때, 매질에 가해지는 압력과 흡수된 에너지에 발생하는 공동화 및 열 현상으로 인해 병변 조직을 파괴시킬 수 있다^[15]. 초음파는 종파이기 때문에 매질의 압력을 증가 (compression) 또는 감소 (rarefaction) 시킬 수 있다. 특히, HIFU 초점 영역에는 수 MPa의 압력이 가해지기 때문에 압력이 낮아지는 지점에서 공동화 현상(cavitation)으로 인해 미세 기포(microbubble)가 형성될 수 있다. 형성된 미세 기포는 인가된 초음파 신호에 반응해 진동하면서 기포의 크기가 점차 증가하게 된다. 결국 기포가 터질 때 - interial cavitation - 순간적으로 수백 MPa에 이르는 압력을 가진 충격파 발생하며 수천 °C 까지 온도를 상승시킬 수 있다.

공동화 현상 외에도, 흡수된 초음파가 열로 전환되어 매질에 온도를 상승시킬 수 있다. 이런 과정은 bio-heat transfer equation에 의해 다음과 같이 표현될 수 있다^[16].

$$\rho_t c_t \frac{\partial T}{\partial t} = k_t \nabla^2 T + W_b c_b (T_a - T) + \alpha \frac{P^2}{\rho c} \quad (1)$$

여기서 ρ_t , c_t 와 k_t 는 매질의 밀도, 비열과 열전도율을 의미하며 W_b , c_b 와 T_a 는 혈액의 perfusion rate, 비열과 온도를 나타낸다. 그리고 T , α , P 와 c 는 각각 매질의 온도, 초음파 흡수 계수, 인가된 압력과 매질내 초음파 전달 속도를 나타낸다. 일반적으로 조직 특성을 나타내는 파라미터들은 조직에 따라 일정 범위의 값을 갖고 있기 때문에 식 (1)에서 볼 수 있듯이, 초음파 흡수 계수가 클수록 그리고 인가된 초음파의 압력이 증가할수록 온도가 빠르게 증가하며, 흡수된 열은 전도 (heat conduction) 현상으로 매질에 퍼지며 조직에 영향을 미친다.

진단 초음파에서 사용되는 것보다 큰 에너지를 이용하는 치료 초음파는 원하는 위치에 열, 충격파 또는 cavitation과 같은 현상을 유도함으로써 치료 효과를 얻는다.



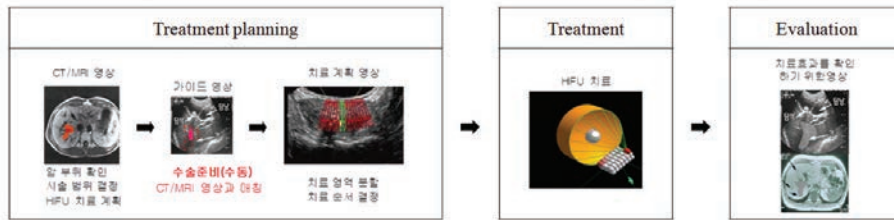
〈그림 1〉 열 효과에 의한 HIFU lesion 형성 과정 simulation: (a) 압력, (b) 온도, (c) thermal dose

가해진 열 에너지에 의해 조직이 파괴되기 위해서는 한계점 이상의 열 에너지를 가하는 것이 필요하다. 이때, 가해진 열 에너지의 총량을 thermal dose라고 하며 CEM(cumulative equivalent inutes)를 이용해 다음과 같이 정량적으로 표현할 수 있으며 CEM ≥ 240일 때, 조직의 괴사가 일어 난다고 알려져 있다^[17].

$$CEM = \sum_{t=1}^{t_{final}} R^{(43 - T_t)} \cdot \Delta t \quad (2)$$

$$R = \begin{cases} 0.25, & T_t < 43^\circ\text{C} \\ 0.5, & T_t \geq 43^\circ\text{C} \end{cases}$$

여기서 T_t 는 Δt 의 시간 동안의 평균 온도를 의미한다. 식(1)과 (2)로부터 열 현상을 이용해 조직을 괴사시키는 과정은 음향 강도(acoustic intensity)와 pulse duration과 같은 초음파 펄스 파라미터에 의해 조절이 가능하다. 또한 압력이 증가할수록 공동 현상이 보다 활발하게 일어나기 때문에 치료 과정이 가속되어 시간이 단축될 수 있다는 것이 알려져 있다. 〈그림 1〉은 lesion 형성 과정을 식 (1)과 (2)를 이용한 computer simulation을 통해 보여주고 있다. 〈그림 1(a)〉는 HIFU에 의해 형성된 압력의 분포를 보여 주고 있다. 이때 가해진 압력이 5초간 지속되면 매질의 온도가 〈그림 1(b)〉와 같이 상승하게 되며 그 결과 〈그림



〈그림 2〉 HIFU 시술 절차

1(c)에서 볼 수 있듯이, HIFU 초점 영역에 lesion이 형성되는 것을 확인할 수 있다.

III. HIFU 시술 절차

HIFU의 시술 절차는 〈그림 2〉에서 볼 수 있듯이, 치료 계획(planning), 치료(treatment) 그리고 치료 효과의 평가(evaluation)의 3 단계로 구분할 수 있다^[18]. 먼저 치료 계획 단계에서는, 치료 대상에 대한 영상을 획득함으로써 병변 조직의 크기와 분포를 확인해야 한다. 그 후, 일반적으로 병변 조직의 크기가 HIFU의 초점 보다 크기 때문에 치료 부위를 작은 영역 (treatment zone)으로 세분하고 각 영역의 치료 순서와 조사량(dosage)을 결정한 후 치료를 시작한다. 이때, 인체 조직은 균일한(homogeneous) 음향 특성을 가지고 있지 않기 때문에, HIFU 변환자(transducer)의 곡률 또는 계산된 시간 지연 값만으로는 HIFU의 초점이 형성되는 위치를 정확하게 예측할 수 없다^[19]. 그리고 HIFU 변환자와 치료 영역 사이에 존재할 수 있는 음향 장애물(acoustic obstacle)이 빔을 왜곡(focus splitting) 시키거나 흡수함으로써 부작용을 일으키는 원인이 될 수 있다^[20-21]. 따라서 정확하고 안전하게 치료를 진행하기 위해서 HIFU의 초점이 형성되는 위치를 확인하는 것이 중요하다.

치료 단계에서는, 치료 영역 주위에 존재할 수 있는 중요한 혈관 및 조직에 손상을 입히지 않기 위하여 계획된 영역에 실제로 HIFU 빔이 조사되는 것을 지속적으로 확인하는 것이 필요하다^[22]. 그리고 안전하고 효율적으로 치료가 진행될 수 있도록 치료의 진행 정도에 관한 정보를 임상 의에게 제공해야만 한다. 또한 환자의

호흡 때문에 발생하는 움직임은 치료 영역을 움직이게 할 수 있기 때문에 효과적으로 치료가 진행될 수 있도록 불필요한 움직임을 찾아내고 보상해주는 것 역시 필요하다.

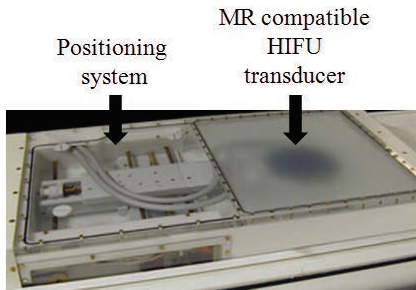
마지막으로 시술의 결과를 예측하고 치료 효과를 평가하기 위해서는 조직이 괴사된 정도와 괴사된 조직의 크기와 분포에 대한 정보가 필요하다^[23]. 이와 같이 안전하고 정확한 치료를 위해서는 HIFU 시술 절차의 각 단계에서 필요한 정보를 제공하는 것을 치료 가이드 (treatment guidance)라고 하며, 치료의 효율성 및 효과성을 향상시키고 환자의 안전을 보장하기 위하여 반드시 필요하다. 현재까지 개발된 상용 HIFU 시스템은 치료 가이드에 사용되는 영상 장치의 종류에 따라 크게 MR 영상 가이드 HIFU와 초음파 영상 가이드 HIFU로 구분될 수 있다.

IV. MR 영상 가이드 HIFU

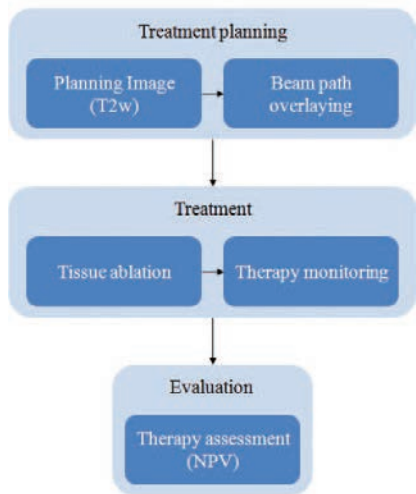
〈그림 3〉은 상용화된 MR 영상 가이드 HIFU 시스템 중 일례를 보여준다^[24]. 〈그림 3〉에서 볼 수 있듯이, HIFU 시스템은 영상 가이드를 위한 MRI와 patient



〈그림 3〉 상용 MR 영상 가이드 HIFU 시스템



〈그림 4〉 MR 영상 가이드 HIFU 시스템의 변환자 및 위치 제어 시스템

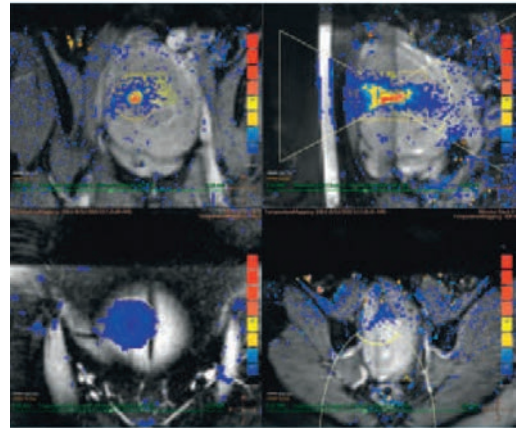


〈그림 5〉 MR 영상 가이드 HIFU의 시술 절차

bed 그리고 시스템을 제어하기 위한 console unit 등으로 구성된다. 치료 초음파를 송신하기 위한 MR compatible 변환자는 〈그림 4〉와 같이 patient bed 내부에 변환자의 위치를 조절할 수 있는 mechanical positioning 장치와 결합된 형태로 내장되어 있다^[25].

MRI는 3차원 상에서 다수의 임의의 단면을 동시에 제공할 수 있을 뿐만 아니라, 암과 같은 병변 조직에 대한 대조도(contrast)가 뛰어나기 때문에 치료 영역을 설정하는 과정이 편리하다. 또한 MRI는 proton resonance frequency shift (PRFS) 현상을 이용하여 온도의 변화를 측정할 수 있기 때문에 PRFS 영상을 기반으로 여러 가지 유용한

현재 HIFU 시술은 치료계획, 치료 그리고 치료 효과에 대한 정량적인 평가는 연조직에 대한 높은 대조도 및 온도 변화에 대한 정보를 제공할 수 있는 MR 영상장치를 통해 이루어지고 있다.



〈그림 6〉 PRFS를 이용한 MR 가이드 HIFU의 온도 변화 감시 영상

영상을 제공할 수 있다^[26]. 〈그림 5〉는 이와 같은 특성을 이용한 MR 영상 가이드 HIFU의 시술 과정을 나타내고 있다.

치료 준비 단계에서 HIFU 초점의 위치와 빔 경로 상에 문제가 없는지를 확인하기 위해 작은 온도 변화를 가해준 후 PRFS 영상으로 통해 확인함으로써 원하는 위치에 초점이 형성되는 것을 미리 확인할 수 있다. 뿐만 아니라 HIFU 빔 경로를 모델링 함으로써 HIFU 빔을 왜곡시킬 수 있는 요인들에 대한 영향을 미리 평가하며 최적의 빔 경로를 결정한다^[27]. 즉, 빔 경로 전방에서는 초음파가 통과하기 어려운 gas와 뼈 그리고 초음파를 굴절 또는 왜곡시킬 수 있는 수술 흉터, 금속 클립 또는 이식된 장치에 의한 영향이 최소화되는 경로가 선택이 된다. 특히 뼈는 soft tissue에 비해 초음파 흡수 계수가 매우 높고 주위에 신경이 분포하기 때문에 부작용과 통증을 유발할 가능성이 높다. 따라서 빔 경로 전·후방에 뼈가 존재하지 않도록 하거나 그 영향이 최소화될 수 있도록 적어도 초점에 대해서 일정한 거리를 확보가 되어야 한다.

위와 같은 단계를 거쳐 초점의 위치가 확인되고 최적의 빔 경로가 선택되면 치료가 시작될 수 있다. 치료 단계에서는 원활한 치료의 진행과 부작용을 최소화하기

위해 치료 영역을 포함한 관심 부위에 대한 온도 변화의 감시가 매우 중요하다. MRI는 <그림 6>에서 볼 수 있듯이, 다양한 위치의 관심 부위에 대한 PRFS 영상들을 획득함으로써 화상을 입을 수 있는 피부 표면과 중요한 혈관, 신경 및 뼈와 같은 조직이 분포하는 평면에 대해 온도 감시함으로써 치료의 안전성을 보장할 수 있다^[24]. 또한 측정된 온도 변화를 이용해 thermal dose, 즉 CEM을 계산함으로써 치료의 진행 정도를 파악할 수 있으며 전체 시술 과정을 효율적으로 관리할 수 있다.

마지막으로, 치료 결과에 대한 평가를 위해 MR 가이드 HIFU에서는 치료 부위에 대한 Gadolinium 조영제를 주입한 후, T1-강조 영상을 획득한다. 치료된 조직에는 혈액을 공급하는 혈관이 HIFU에 의해 파괴되기 때문에 조영제에 대한 uptake가 일어나지 않아 영상에서 대조도의 증강이 나타나지 않게 된다. 따라서 증강 영상에서 보이는 non-perfused volume(NPV)을 시술 전 획득한 영상과 비교함으로써 전체 시술에 대한 결과를 평가할 수 있다^[30].

V. 초음파 영상 가이드 HIFU

MR 영상 가이드 HIFU는 고가의 장비인 MRI를 긴 시간 동안 사용하기 때문에 시술 비용이 매우 비싸다는 문제가 있다. 그 결과, 저렴한 비용으로 실시간 영상을 제공할 수 있는 초음파 영상을 사용한 HIFU 시스템이 개발되었다. 특히, 초음파 영상 장치는 MRI와 비교하여 크기가 작기 때문에 임상 응용 분야에 따라 시스템을 최적화함으로써 <그림 7>과 같이 portable 형태의 HIFU 시스템의 제작이 가능하다^[28].

비록 초음파 영상은 MR 영상과 비교하여 조직 대조도가 낮지만, 인체 조직의 갖는 음향과 물리적 특성들을 활용함으로써 가이드에 필요한 정보를 획득하는 것이 가능하다. 이때 치료와 가이드 영상 획득을 위한 초음파 신호의 요건이 각각 다르기 때문에 일반적으로 초

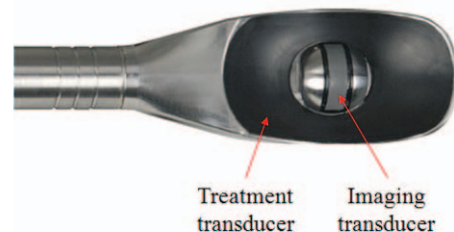
음파 영상 가이드 HIFU 시스템에서는 <그림 8>에서 볼 수 있듯이, 각각의 목적에 최적화된 변환자를 결합하여 사용한다^[29].

HIFU 초점의 위치를 확인하기 위한 방법으로 acoustic backscattering^[31]과 HIFU 간섭(interference)^[32] 그리고 빔 경로를 영상화^[33] 방법들이 제안되었다. 그 중, 빔 경로 영상화 방법은 MR 가이드 HIFU에서 모델링 된 빔 경로를 사용하는 것과 유사한 방법으로써 HIFU 변환자에서 송신된 초음파에 의해 형성된 음장(acoustic field)에서 역산란(backscattering)된 초음파 신호를 감지하여 영상으로 표현하는 것이다. 역산란된 초음파 신호의 진폭의 크기는 각 위치에 가해진 압력에 비례하기 때문에 빔 경로 영상을 통해 초점의 위치를 확인할 수 있다. <그림 9>는 초음파 기반의 빔 경로 영상과 그때 생성된 HIFU lesion의 초음파 영상을 보여 주고 있으며 두 그림을 비교함으로써 예측된 초점의 위치에서만 HIFU lesion이 형성된 다는 것을 볼 수 있다.

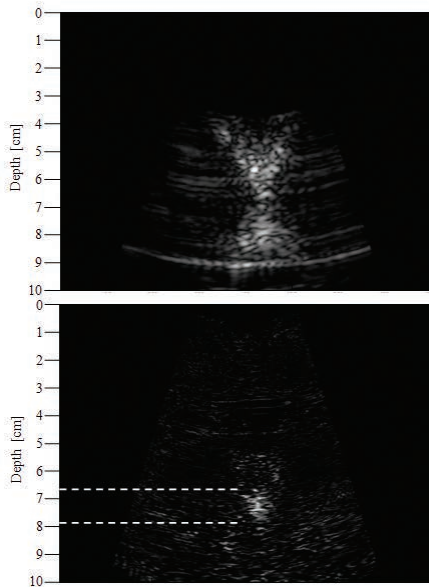
최근 연구되고 있는 초음파 영상 유도는 HIFU 빔 경로 및 병변 영역에 대한 실시간 영상을 제공할 수 있을 것으로 기대된다.



(그림 7) 상용 초음파 영상 가이드 HIFU 시스템

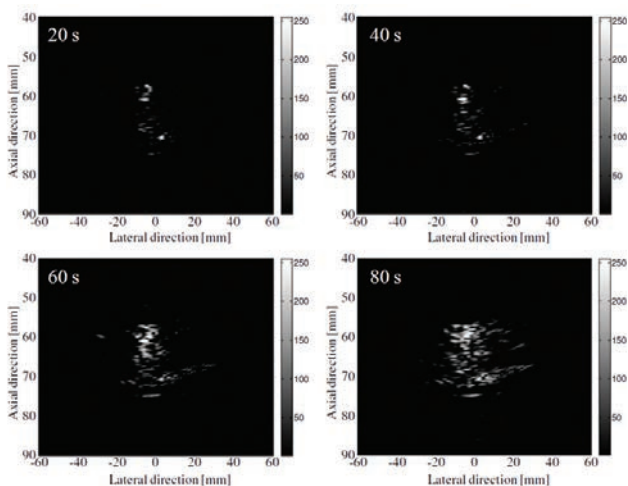


(그림 8) 치료 및 영상 변환자로 구성된 초음파 영상 가이드 HIFU의 변환자 모듈



〈그림 9〉 초음파 영상을 이용한 HIFU 빔 경로 영상(상)과 HIFU lesion의 초음파 영상(하)

치료 과정을 확인하기 위한 방법으로 가장 간단한 방법은 시간에 따른 echogenicity의 변화를 관찰하는 것이다^[34]. HIFU가 인가되는 동안 발생하는 echogenicity의 변화는 열 변성된 조직의 음향 impedance 변화 또는 온도 상승과 cavitation에 의해 생성된 미세 기포 때문이다. 미세 기포는 soft tissue에 비해 음향 impedance의 차이가 크기 때문에 〈그림 10〉에서 볼 수 있듯이 영상에서 밝게 나타나며 치료가



〈그림 10〉 HIFU 치료 진행에 따른 echogenicity의 변화

진행되면서 점점 증가하기 때문에 치료의 진행 정도를 예측하기 위해 사용될 수 있다. 뿐만 아니라, echogenicity 변화를 정량적으로 평가할 경우 lesion 생성의 유무를 판단할 수도 있다^[35].

치료 과정을 확인하기 위한 다른 방법으로는 MRI에서 PRFS 영상처럼 초음파의 전파 속도 변화를 측정하여 온도 변화를 추정하는 방법이 있다^[36]. 초음파의 속도는 약 55℃까지 온도가 증가함에 따라 선형적으로 증가하는 특성이 있기 때문에 음속도 증가에 따른 echo shift를 speckle tracking technique을 이용해 측정함으로써 온도 변화를 알 수 있다. 하지만, 온도가 그 이상 증가할 경우, 초음파 속도가 감소하는 물리적 특성의 한계 때문에 치료 과정을 평가하는 방법으로써는 사용이 제한적이다.

HIFU 치료의 주 치료 대상인 연조직(soft tissue)은 온도가 증가하면서 연조직을 구성하는 구조가 해체되기 때문에 조직의 shear modulus가 감소할 뿐만 아니라, 만약 충분한 thermal dose가 가해지면 비가역적 특성 변화가 일어나며 shear modulus가 크게 증가한다는 특성이 밝혀 졌다^[37]. 이런 특성을 이용함으로써 온도 변화를 추정하지 않고 횡탄성 영상(shear wave elastography)을 이용해 HIFU 치료 중 연조직의 탄성도 변화를 측정함으로써 치료 과정을 확인할 수 있는 가능성이 확인되었다^[38].

VI. 결론

본 논문에서는 비침습적 치료 방법인 HIFU의 원리와 시술 절차 및 치료 가이드에 대해 소개를 하였다. 특히, 진단 영상기기인 MRI와 초음파 영상이 HIFU와 융합되어 가이드에 필요한 다양한 기능을 제공함으로써 HIFU 치료가 보다 안전하고 정확하게 시술될 수 있다는 것을 알 수 있었다. MR 가이드 HIFU는 온도 변화를 이용한 가이드 영상을 기반으로 시술 절차가 최적화가 이루어져 있지만, 비용이 비싸다는 문제를 내재하고 있다. 이를 위해 다양한 초음파 영상 기반의 가이드 방법들이 제안되었으며, 만약 HIFU 시스템에 최적화되

어 사용된다면 보다 저렴한 비용으로 안전한 시술이 가능할 것이다.

참 고 문 헌

- [1] C. M. Rumack, S. R. Wilson, J. W. Charboneau and D. Levine, *Diagnostic ultrasound*, Mosby, Philadelphia, PA, 2005.
- [2] K. G. Baker, V. J. Robertson and F. A. Duck, "A review of therapeutic ultrasound: biophysical effects," *Phys. Ther.*, Vol. 81, No. 7, pp. 1351-1358, 2001.
- [3] J. B. Fowlkes and C. K. Holland, "Mechanical bioeffects from diagnostic ultrasound: AIUM consensus statements," *J. Ultrasound Med.*, Vol. 19, No. 2, pp. 69-72, 2000.
- [4] N. Sanghvi and R. Hawes, "High-intensity focused ultrasound," *Experim. Invest. Endoscopy*, Vol. 4, No. 2, pp. 383-395, 1994.
- [5] D. Jocham, C. Chaussy and E. Schmiedt, "Extracorporeal shock wave lithotripsy," *Urol. Int.*, Vol. 41, No. 5, pp. 357-368, 1986.
- [6] A. V. Alexandrov, C. A. Molina, J. C. Grotta, Z. Garami, S. R. Ford, J. Alvarez-Sabin, J. Montaner, M. Saqqur, A. M. Demchuk, L. A. Moye, M. D. Hill and A. W. Wojner, "Ultrasound-enhanced systemic thrombolysis for acute ischemic stroke," *New. Engl. J. Med.*, Vol. 351, pp. 2170-2178, 2004.
- [7] E. C. Driscoll, L. Crum, W. K. Law and S. DeMarta, *Methods and device for providing acoustic hemostasis*, US Patent 6083159, 2000.
- [8] G. ter Haar, "High intensity ultrasound," *Semin. Laparosc. Surg.*, Vol. 8, pp. 77-89, 2001.
- [9] E. A. Steward, J. Rabinovici, C. M. Tempany et. al., "Clinical outcomes of focused ultrasound surgery for the treatment of uterine fibroids," *Fertil. Steril.*, Vol. 85, No. 1, pp. 22-29, 2006.
- [10] S. Madersbacher, M. Pedevilla, L. Vingers, M. Susani and M. Marberger, "Effect of high-intensity focused ultrasound on human prostate cancer in vivo," *Cancer Res.*, Vol. 55, pp. 3346-3351, 1995.
- [11] H. Furusawa, K. Namba, H. Nakahara, C. Tanaka, Y. Yasuda, E. Hirabara, M. Imahariyama and K. Komaki, "The evolving non-surgical ablation of breast cancer: MR guided focused ultrasound (MRgFUS)," *Breast Cancer*, Vol. 14, pp. 55-58, 2007.
- [12] L. L. Xiong, J. H. Hwang, X. B. Huang, S. S. Yao, C. J. He, X. H. ge, H. Y. Ge and X. F. Wang, "Early clinical experience using high intensity focused ultrasound for palliation of inoperable pancreatic cancer," *JOP J. Pancreas*, Vol. 10, No. 2, pp. 123-129, 2009.
- [13] W. A. N'Djin, D. Melodelima, H. Parmentier, S. Chesnais, M. Rivoire and J. Y. Chapelon, "Utility of a tumor-mimic model for the evaluation of the accuracy of HIFU treatments. Results of in vitro experiments in the liver," *Ultrasound Med. Biol.*, Vol. 34, No. 12, pp. 1934-1943, 2008.
- [14] C. Chaussy and S. Thuroff, "Results and side effects of high-intensity focused ultrasound in localized prostate cancer," *J. Endourol.*, Vol. 15, pp. 437-448, 2001.
- [15] M. R. Bailey, V. A. Khokhlova, O. A. Sapozhnikov, S. G. Kargl and L. A. Crum, "Physical mechanisms of the therapeutic effect of ultrasound (a review)," *Acoust. Phys.*, Vol. 49, pp. 369-388, 2003.
- [16] H. H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm," *J. Appl. Physiol.*, Vol. 1, pp. 93-122, 1948.
- [17] C. Damianou and K. Hynynen, "The effect of various physical parameters on the size and shape of necrosed tissue volume during ultrasound surgery," *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 95, pp. 1641-1649, 1994.
- [18] R. Seip, R. F. Carlson, W. Chen, N. T. Sanghvi, M.



- A. Penna, K. A. Dines, R. Pfile, T. A. Gardner and M. Koch, "Automated HIFU treatment planning and execution based on 3-D modeling of the prostate, urethra, and rectal wall," Proc. of IEEE Ultrason. Symp., Vol. 3, pp. 1781-1784, 2004.
- [19] M. O'Donnell and S. Flax, "Phase aberration measurements in medical ultrasound: human studies," Ultrason., Imag., Vol. 10, pp. 1-11, 1988.
- [20] D. R. Daum, N. B. Smith, R. King and K. Hynynen, "In vivo demonstration of noninvasive thermal surgery of the liver and kidney using an ultrasonic phased array," Ultrasound Med. Biol., Vol. 25, No. 7, pp. 1087-1098, 1999.
- [21] V. Khokhlova, S. Bobkova and L. Gavrilov, "Focus splitting associated with propagation of focused ultrasound through the rib cage," Acoust. Phys., Vol. 56, No. 5, pp. 665-674, 2010.
- [22] S. Vaezy, X. Shi, R. W. Martin, E. Chi, P. I. Nelson, M. R. Bailey and L. A. Crum, "Real-time visualization of high-intensity focused ultrasound treatment using ultrasound imaging," Ultrasound Med. Biol., Vol. 27, No. 1, pp. 33-42, 2001.
- [23] S. Yan, J. Yuan and C. Hou, "Ultrasound image enhancement for HIFU lesion detection and measurement," Proc. of Electronic Measurement and Instruments, pp. 193-196, 2009.
- [24] M. Kohler, J. Enholm, C. Mougnot and T. Andreae, 2011. Sonalleve MR-HIFU: Philips MR-guided high intensity focused ultrasound. White paper, Koninklijke Philips Electronics N.V.
- [25] K. Hynynen, "MRI-guided focused ultrasound treatments," Ultrasonics, Vol. 50, pp. 221-229, 2010.
- [26] Y. Ishihara, A. Calderon, H. Watanabe, K. Okamoto, Y. Suzuki, K. Kuroda and Y. Suzuki, "A precise and fast temperature mapping using water proton chemical shift," Magn. Reson. Med., Vol. 34, pp. 814-823, 1995.
- [27] G. K. Hesley, K. R. Gorny and D. A. Woodrum, "MR-guided focused ultrasound for the treatment of uterine fibroids," Cardiovasc. Intervent. Radiol., 2012.
- [28] Theraclion, "Echopulse product data," available: <http://www.theraclion.com/echopulse/product-data/>. [Accessed January 15, 2014].
- [29] Edap-tms, "Ablatherm® HIFU features, treatment procedure and safety features," available: <http://www.edap-tms.com/products-services/ablatherm-hifu/ablatherm-hifu-device.html>. [Accessed January 15, 2014].
- [30] M. J. Voogt, et al., "Volumetric feedback ablation of uterine fibroids using magnetic resonance-guided high intensity focused ultrasound therapy," Eur. Radiol., Vol. 22, pp. 411-417, 2012.
- [31] X. Zheng and S. Vaezy, "An acoustic backscatter-based method for localization of lesions induced by high-intensity focused ultrasound," Ultrasound Med. Biol., Vol. 36, pp. 610-622, 2010.
- [32] C. C. Wu, C. N. Chen, M. C. Ho, W. S. Chen and P. H. Lee, "Using the acoustic interference pattern to locate the focus of a high-intensity focused ultrasound (HIFU) transducer," Ultrasound Med. Biol., Vol. 34, No. 1, pp. 137-146, 2008.
- [33] Jae Hee Song, 2012. Real-time targeting and monitoring methods for high-intensity focused ultrasound. PhD Thesis, Graduate School of Sogang University, Seoul, Korea.
- [34] J. H. Song, Y. Yoo, T.-K. Song and J. H. Chang, "Real-time monitoring of HIFU treatment using pulse inversion," Phys. Med. Biol., Vol. 58, pp. 5333-5350, 2013.
- [35] J. Seo, B. C. Tran, T. L. Hall, J. B. Fowlkes, G. D. Abrams, M. O'Donnell and C. A. Cain, "Evaluation of ultrasound tissue damage based on changes in image echogenicity in canine kidney," IEEE Trans.

Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, Vol. 52, No. 7, pp. 1111-1120, 2005.

- [36] R. Seip and E. Ebbini, "Non-invasive estimation of tissue temperature response to heating fields using diagnostic ultrasound," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 42, No. 8, pp. 828-839, 1995.
- [37] E. Sapin-de Brosse, J.-L. Gennisson, M. Pernot, M. Fink and M. Tanter, "Temperature dependence of the shear modulus of soft tissues assessed by ultrasound," Phys. Med. Biol., Vol. 55, pp. 1701-1718, 2010.
- [38] B. Arnal, M. Pernot and M. Tanter, "Monitoring of thermal therapy based on shear modulus change: II. Shear wave imaging of thermal lesions," Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, Vol. 58, pp. 1603-1611, 2011.



송재희

2004년 2월 서강대학교 컴퓨터공학과 (학사)
 2006년 8월 서강대학교 대학원 전자공학과 (석사)
 2012년 2월 서강대학교 대학원 바이오융합기술
 협동과정 (박사)
 2012년 3월~현재 서강미래기술원 의료기술 연구소

〈관심 분야〉
 Image-guided therapy, Shear wave
 elastography, Point-of-care