

변환기 직경에 따른 저강도 집속 초음파 조사 시뮬레이션 연구

유지훈*¹, 한문**¹, 이은희**², 서현*²

A Simulation Study of Low-Intensity Focused Ultrasound Simulation According to Diameter of Transducer

Ji-Hun Yu*¹, Mun Han**¹, Eun-Hee Lee**², and Hyeon Seo*²

본 연구는 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구이며(RS-2023-00280241), 또한 보건복지부 및 과학기술정보통신부의 재원으로 치매극복연구개발사업(Korea Dementia Research Center, KDRC)지원에 의하여 이루어진 것임 (HU21C0081)

요약

저강도 집속 초음파 기술은 뇌의 특정 부위에 자극을 주어 신경을 조절하는 신경조절술로, 전기/자기 자극술 대비 높은 공간 해상도를 제공한다. 이 기술은 주로 단소자 변환기를 사용하며 변환기의 규격과 자극 조건에 따라 결과가 달라질 수 있다. 하지만 대다수 상용화 제품에서 고정된 규격에 대한 결과가 보고되고 있어 변환기의 규격이 뇌 자극에 미치는 영향을 분석하였다. 본 연구에서 변환기 직경을 30mm와 50mm, 주파수를 350kHz에서 1000kHz까지 증가시키며 실험을 진행했다. 그 결과 일반적으로 직경이 커질수록 최대 압력과 초점 거리는 증가하고 집속 부피는 감소하였다. 그러나 직경이 30mm고 주파수가 750kHz인 경우 앞선 경향과 반대되는 결과가 관찰된다. 이에 따라 다양한 변환기의 최적 조합을 연구하여 개인 맞춤형 변환기를 제안하고자 한다.

Abstract

Low-intensity focused ultrasound technology is a neuromodulation that regulates nerves by stimulating the brain, and provides a higher spatial resolution than electric/magnetic stimulation. This technology mainly uses single-element transducer, and the results may vary. However, in most commercial product, as the results of fixed standards have been reported, the effect of the transducer's standard was analyzed. In this study, the simulation was conducted by increasing the transducer diameter to 30mm, 50mm and the frequency from 350kHz to 1000kHz. As a result, as the diameter increased, the maximum pressure and focal length increased and the FWHM volume decreased. However, when the diameter is 30mm and the frequency is 750kHz, the opposite result of the previous trend is observed. Accordingly, we aim to propose a personalized transducer by studying the various optimal combination of transducers.

Keywords

focused ultrasound, LIFUS, transducer specifications, radius of curvature, acoustic simulation

* 경상국립대학교 IT공과대학 컴퓨터공학과(*² 교신저자) · Received: Apr. 18, 2024, Revised: May 17, 2024, Accepted: May 20, 2024
- ORCID¹: <https://orcid.org/0009-0005-3718-0396> · Corresponding Author: Hyeon Seo
- ORCID²: <https://orcid.org/0000-0001-8488-3733> Dept. of Computer Science, Gyeongsang National University, Jinju, 52828, Korea
** 대구경북첨단의료산업진흥재단
- ORCID¹: <https://orcid.org/0000-0003-2837-2212> Tel.: +82-55-772-1385, Email: hseo0612@gnu.ac.kr
- ORCID²: <https://orcid.org/0000-0003-2297-8280>

I. 서 론

뇌 신경조절(Neuromodulation) 기법은 외부 자극을 통해 뇌의 특정 부위에 자극을 가하여 신경세포의 활성화 정도를 조절하는 기술로 주로 전기나 자기를 통해 자극을 전달하며 방법에 따라 침습적 방법과 비침습적 방법으로 나뉜다[1].

침습적 방법의 예로 DBS(Deep Brain Stimulation)가 있고, 비침습적 방법은 전기장을 통해 자극을 주는 tDCS(transcranial Direct Current Stimulation)와 자기장을 통해 자극을 주는 TMS(Transcranial Magnetic Stimulation)가 있다. DBS보다 tDCS와 TMS는 비침습적이기 때문에 두개골 절개가 필요 없어 정신의학 분야에서 주목받고 있다[1]. 이러한 장점에도 불구하고 tDCS와 TMS는 넓은 뇌 영역을 자극하기 때문에 낮은 공간 해상도를 가지며 국소적인 부위의 자극이 어렵다[2].

집속 초음파(FUS, Focused Ultrasound)를 이용한 신경조절술은 tDCS와 TMS 대비 높은 공간 해상도를 가진다는 장점이 있다[3]. 고강도 집속 초음파의 경우 한 곳에 집중시켜 발생하는 열을 이용한 절제술에 주로 사용되며, 저강도 집속 초음파(LIFUS, Low-Intensity FUS)의 경우 혈뇌관장벽을 개통하는 약물전달과 신경조절에 사용된다[4]. LIFUS는 뇌 피질을 자극하는 신경조절 기술로 임상 연구에서 활발히 진행되고 있고 안전성 또한 입증됐다[5].

LIFUS를 활용할 때 중요한 점은 원하는 부위에 원하는 양의 초음파 에너지를 전달하는 것이다. 하지만 두개골 모양과 두께는 나이, 성별 등에 따라 다르고 불균일하기 때문에[2] 초음파의 반사, 굴절 및 감쇠의 현상으로 인해 이상적인 결과를 얻기 어렵다. 이러한 이유로 원하는 부분이 아닌 다른 뇌 조직에 에너지가 전달되는 현상이 발생할 수 있으므로 신경조절술 치료에 앞서 개인마다 최적화된 초음파 조건과 변환기 규격의 예측이 필요하다.

LIFUS 유도 신경조절술에서 사용의 편의성과 비용 효율이 높은 단소자 변환기가 주로 사용되며[6] 대부분 상용화된 단일 제품[7]-[9]을 사용하고 있으므로, 고정된 변환기 규격에서 자극의 조건을 변화하며 예측하는 시뮬레이션 연구가 주로 진행되었다. 그 예로 주파수에 따른 두개골 내 유도 음압 분포

패턴에 관한 연구가 있으며 주파수가 너무 크거나 작으면 초음파 에너지가 집중되는 영역이 제대로 생성되지 않는다는 결과를 관찰했다[10]. 또한, 계산 시간을 단축하기 위해 두개골 하부를 제거한 모델과 그렇지 않은 모델을 비교하는 시뮬레이션을 진행한 결과, 두개골 하부에서 반사된 초음파의 영향을 확인하고 시뮬레이션에서 전체 두개골 구조를 반영하는 것이 중요함을 보고하였다[11]. 두개골의 음향 매개변수인 밀도, 속도, 감쇠 계수 중 속도가 최대 압력에 가장 큰 영향을 주며[2] 두개골이 두꺼울수록 최대 압력이 감소한다는 연구 결과가 있다[12].

최근 M. Chen et al.[10]은 변환기 직경을 바뀌가며 직경이 커질수록 더 한정된 영역에 초음파가 집중되는 결과를 얻었다. 즉 초음파 주파수, 두개골 모델링 방법, 변환기의 위치와 각도 같은 변화가 결과에 영향을 주는 요인이 된다는 점을 확인했다. 하지만 M. Chen et al. 연구에서는 두개골 하부가 없는 모델에 대해서 시뮬레이션을 진행했지만, 두개골 하부의 유무가 결과에 영향을 준다는 선행 연구[11]를 고려할 때 완전한 두개골 모델에 대해서도 추가적인 분석이 필요함을 시사한다. 따라서 본 연구는 완전한 두개골 모델에서 변환기를 두개골에 수직으로 배치해 전단파가 발생하지 않는다는 가정[10]하에 초음파 주파수와 변환기 직경을 바뀌가며 뇌에 전달되는 음압 분포를 관찰했다.

본 논문의 구성은 다음과 같이 구성된다. 2장에서 3차원 음압 모델링 방법을 소개하고 3장에서 본 연구에서 진행한 결과와 분석을 기술하고 4장에서 결론과 향후 연구 계획에 관해서 언급한다.

II. 연구 방법

LIFUS 시뮬레이션을 위해 3차원 음향 모델을 활용한 음압 계산이 필요하다. 본 연구팀은 Visual Human Project[13]에서 제공하는 CT와 MRI 데이터를 사용하였고, MRI 영상은 자극 목표 영역인 운동 영역을 분별하기 위해 활용되었다. CT 영상은 3차원 음압 모델을 만들기 위해 활용하였으며, 이때 여성의 CT 이미지를 사용하였고, Seg3D[14]를 이용해 두개골 영역을 분할하였다.

MATLAB(MathWorks, Natick, UNITED STATES)과 초음파 시뮬레이션 공개 소스인 k-Wave MATLAB toolbox[15]를 이용해서 시뮬레이션을 진행했다.

두개골 내에 존재하는 연조직 사이의 초음파 반사가 무시할 정도로 작고 두개골에 의한 영향에 집중하기 위해 두개골을 제외한 영역은 균일한 물성으로 물과 같다고 가정하였다[16]. 두개골의 경우 두개골 내에 존재하는 미세한 구멍에 의한 영향을 고려하기 위해 밀도, 속도 그리고 감쇠 계수를 정의할 때 다공성이라는 개념을 사용했다. 다공성은 CT 사진에서 얻은 HU(Hounsfield Unit) 값을 통해서 다음과 같이 계산한다.

$$\psi = 1 - \frac{H}{1000} \quad (1)$$

$$c_{skull} = c_{water}\psi + c_{bone}(1 - \psi) \quad (2)$$

$$\rho_{skull} = \rho_{water}\psi + \rho_{bone}(1 - \psi) \quad (3)$$

$$\alpha_{skull} = \alpha_{min\ skull} + (\alpha_{max\ skull} - \alpha_{min\ skull})\psi^{0.5} \quad (4)$$

c 는 음파의 속도, ρ 는 밀도이고 α 는 음파의 감쇠이며 표 1과 같다[17]. 결과적으로 두개골은 다공성에 의해 위치에 따라 속도, 밀도 그리고 감쇠 계수가 달라지도록 비균질 물질로 모델링하고 그 이

외의 부분은 속도와 밀도가 일정한 물로 모델링하였다(그림 1).

본 연구팀은 단소자 변환기를 그림 2과 같이 배치한 후 초음파를 한 곳에 집중시킬 수 있도록 굴곡진 형태로 모델링했다. 이때 초점 거리는 50mm로 고정하고 변환기 직경을 30mm, 50mm로 설정하였다. 중심 주파수의 경우 4가지 350kHz, 500, 750kHz 그리고 1000kHz 주파수를 고려하였다. 계산의 효율성을 위해 350kHz, 500kHz 주파수에서 $479 \times 441 \times 430$ 개의 $0.42\text{mm} \times 0.42\text{mm} \times 0.42\text{mm}$ voxel 즉, $0.2012\text{m} \times 0.1852\text{m} \times 0.1806\text{m}$ 의 공간을 구현하고, 750kHz, 1000kHz에서는 $838 \times 741 \times 838$ 개의 $0.25\text{mm} \times 0.25\text{mm} \times 0.25\text{mm}$ voxel 즉, $0.2095\text{m} \times 0.1853\text{m} \times 0.2095\text{m}$ 의 공간을 구현하였다.

III. 연구 결과 및 분석

본 연구는 두개골 하부가 신경조절술에 영향을 준다는 J. K. Mueller et al.[11]의 연구 결과와 두개골 하부가 없는 모델에서 변환기 직경에 따른 변화를 관찰한 M. Chen et al.[10]의 연구를 기반으로 완전한 두개골 모델에서 변환기 직경에 따른 결과를 관찰하는 것을 목표로 진행했다.

표 1. 물과 두개골의 음향 특성

Table 1. Acoustic properties of water and skull

speed of sound [ms^{-1}]	Density [kgm^{-3}]	Attenuation [$NpMHz^{-1}m^{-1}$]
$c_{water} = 1482$	$\rho_{water} = 1000$	$\alpha_{water} = 3.48 \times 10^{-4}$
$c_{bone} = 3100$	$\rho_{bone} = 2200$	$\alpha_{min\ skull} = 21.5$ $\alpha_{max\ skull} = 208.9$

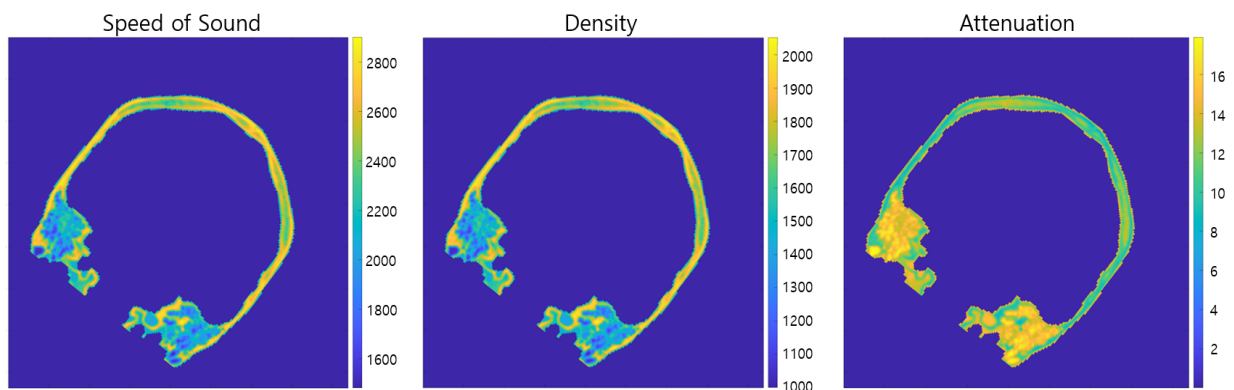


그림 1. 두개골에서 초음파의 속도, 밀도, 감쇠 계수

Fig. 1. Sound of speed, density, attenuation of ultrasound at skull

M. Chen et al.[10]의 연구에서 주파수를 각각 150kHz, 350kHz, 500kHz, 750kHz, 1000kHz 그리고 1500kHz로 바꿔가면서 실험을 진행했지만, 본 연구팀은 진폭을 1MPa로 고정한 뒤 150kHz일 때 초점 거리가 짧아서 두개골을 통과하지 못하고 1500kHz일 때 집속 영역이 잘 생성되지 않는 현상이 발생하여 연구 대상에서 제외하였다.

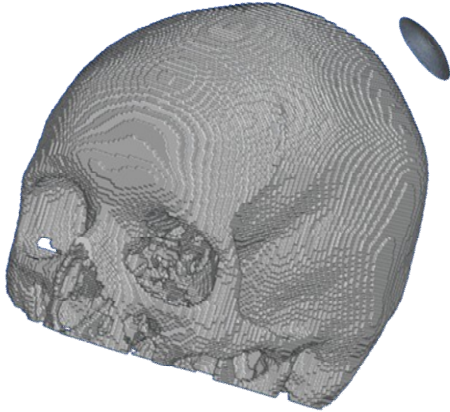


그림 2. 두개골 모델링 사진
Fig. 2. Skull modeling image

이후 실험 결과로 주파수와 변환기 직경에 따른 자유수에서 그리고 두개골 통과 이후 최대 압력비, FWHM(Full-width at half-maximum) 부피, 초점 거리, 빔 패턴을 분석하고 표 2에 정리했다.

그림 3은 물과 두개골에서 최대 압력과 압력비(두개골에서 최대 압력 / 물에서 최대 압력 × 100)가 나타나 있다. 물에서 최대 압력은 주파수가 증가함에 따라 선형적으로 증가하고 변환기 직경이 커지면 더 많은 에너지가 집속되는 것을 알 수 있다. 이런 경향은 두개골에서도 비슷하나 1000kHz에서 750kHz보다 최대 압력이 다소 감소하는 비이상

적인 현상이 관찰되며 원인은 두개골에 있다. 두개골에서 물과 음향 임피던스 차이로 인해 초음파 반사, 산란이 일어나며 이 현상은 주파수가 증가함에 따라 더 강하게 나타난다. 따라서 초음파가 두개골을 지날 때 물에서와 마찬가지로 주파수가 증가함에 따라 전반적으로 최대 압력도 증가하다가, 일정 수준 이상의 주파수부터는 반사와 산란 현상이 강하게 나타나서 집속 영역이 제대로 생성되지 않아 최대 압력이 낮아지기 시작한다. 이는 변환기 직경이 커져도 똑같은 현상이 나타나므로 변환기 직경보다는 적절한 초음파 주파수를 선택하는 것이 중요하다. 압력비를 살펴보면 물에서 최대 압력 증가 비율보다 두개골에서 최대 압력의 증가 비율이 낮다. 따라서 주파수가 350kHz에서 1000kHz까지 증가할 때 압력비는 변환기 직경이 30mm인 경우 50.43%에서 19.00%, 50mm인 경우는 45.13%에서 11.07%까지 감소한다.

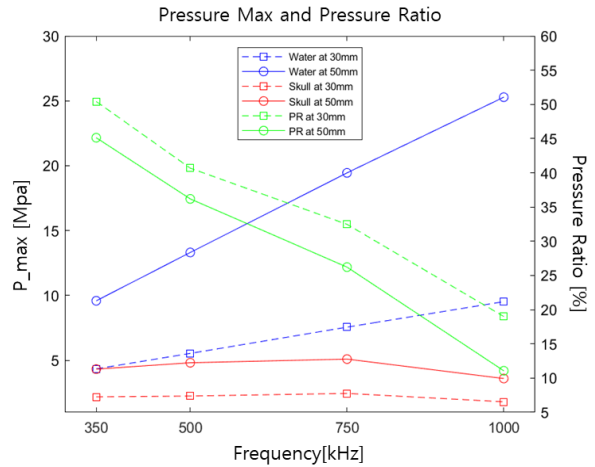


그림 3. 주파수와 변환기 직경에 따른 최대 압력 변화
Fig. 3. Change of maximum pressure according to frequency and transducer diameter

표 2. 두개골에서 실험 결과 (변환기 직경 : 30mm, 50mm)
Table 2. Simulation result at skull (transducer diameter : 30mm, 50mm)

Frequency [kHz]	Maximum pressure ratio[%]		FWHM volume [mm ³]		Focal length [mm]	
	30mm	50mm	30mm	50mm	30mm	50mm
350	50.43	45.13	2045.1	922.69	30.27	42.85
500	40.68	36.19	1221.8	345.10	33.62	46.21
750	32.47	26.22	445.19	116.34	38.03	45.51
1000	19.00	11.07	234.28	61.891	40.78	46.26

그림 4는 물과 두개골에서 생성되는 변환기의 초점 거리를 보여준다. 주파수가 증가함에 따라 변환기 직경이 30mm인 경우 초점 거리는 30.27mm에서 40.78mm, 50mm인 경우 42.85mm에서 46.25mm까지 증가하며 변환기 직경이 클수록 더 긴 초점 거리가 생성된다. 변환기 직경이 50mm일 때 초점 거리도 최대 압력과 마찬가지로 750kHz에서 증가하지 않고 잠깐 감소했다가 다시 증가하는 현상이 나타난다. 즉, 변환기 직경이 30mm일 때는 주파수가 증가함에 따라 최대 압력과 동일하게 초점 거리가 증가하지만, 변환기 직경이 50mm일 때는 주파수가 750kHz일 때 초점 거리가 감소하는 비이상적인 현상이 관찰된다.

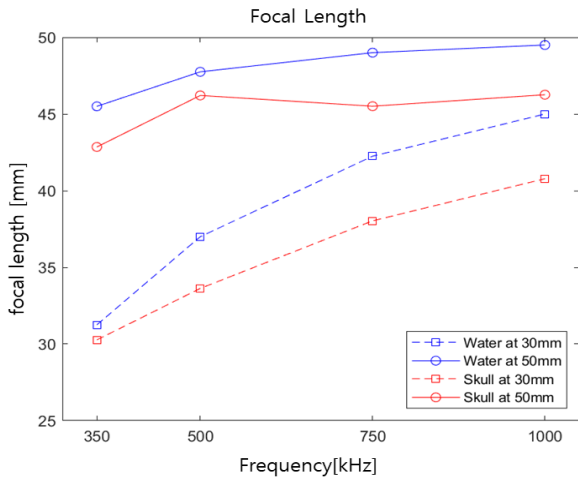


그림 4. 주파수와 변환기 직경에 따른 초점 거리 변화
Fig. 4. Change of focal length according to frequency and transducer diameter

그림 5는 LIFUS의 집속 영역인 FWHM을 보여주며 주파수와 변환기 직경이 증가하면 FWHM 부피가 감소하는 경향을 보인다. 또한, 일반적으로 물보다 두개골 통과 이후 더 큰 영역을 가지며, 주파수가 증가하면 물과 두개골에서 FWHM 부피 차이가 줄어드는 것을 확인할 수 있다. 그러나 본 실험의 경우 변환기 직경이 30mm, 주파수가 750kHz일 때 물과 두개골에서 FWHM 부피가 거의 일치했다가 1000kHz에서 다시 그 차이가 벌어지는 비이상적인 현상을 관찰했다. 초점 거리와 FWHM 부피 결과를 통해서 변환기 직경이 초점 거리와 FWHM 부피에

영향을 준다는 것을 관찰했다.

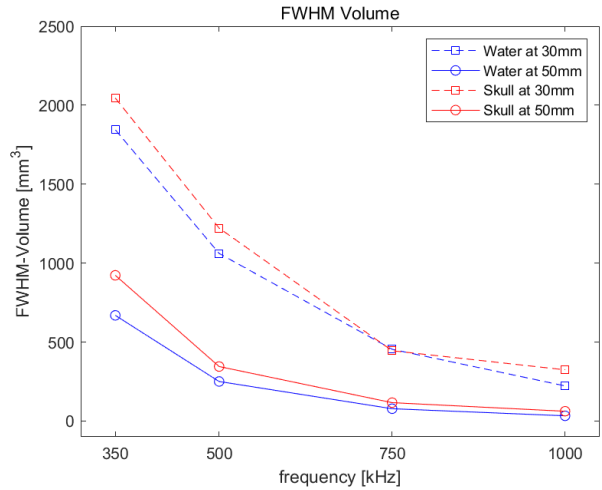


그림 5. 주파수와 변환기 직경에 따른 FWHM 부피 변화
Fig. 5. Change of FWHM volume according to frequency and transducer diameter

마지막으로 변환기 직경이 30mm, 50mm일 때 주파수마다 빔 패턴을 시각화한 결과가 그림 6에 나타나 있다. 전반적으로 주파수가 증가하거나 변환기 직경이 커질수록 더 집중된 영역에 초음파 에너지가 전달되는 현상을 확인할 수 있다. 그 증거로 이와 가장 반대되는 경우인 주파수가 350kHz고 변환기 직경이 30mm일 때 에너지가 집중되는 영역이 뚜렷하게 생성되지 않는다.

IV. 결 론

본 실험에서는 변환기 직경에 따라 최대 압력, FWHM 부피에 대해서 Chen et al.의 연구 결과[10]와 동일한 경향이 완전한 두개골 모델에서도 나타나며, 추가로 초점 거리에도 영향을 줄 수 있다는 사실을 확인했다. 또한, 두개골 하부를 고려함으로써 두개골을 통과한 파형이 하부에서 반사돼 두개골 안에 가둬지는 차이점을 관찰했다. 이후 주파수에 따라 변환기 직경이 변할 때도 그 결과가 비일관적인 경향을 보인다는 것을 발견했다. 따라서 더 많은 사람의 두개골 CT를 대상으로 본 연구에서 사용한 30mm, 50mm 변환기 직경 이외에 다양한 규격에 관해서 추가적인 연구를 수행할 계획이다.

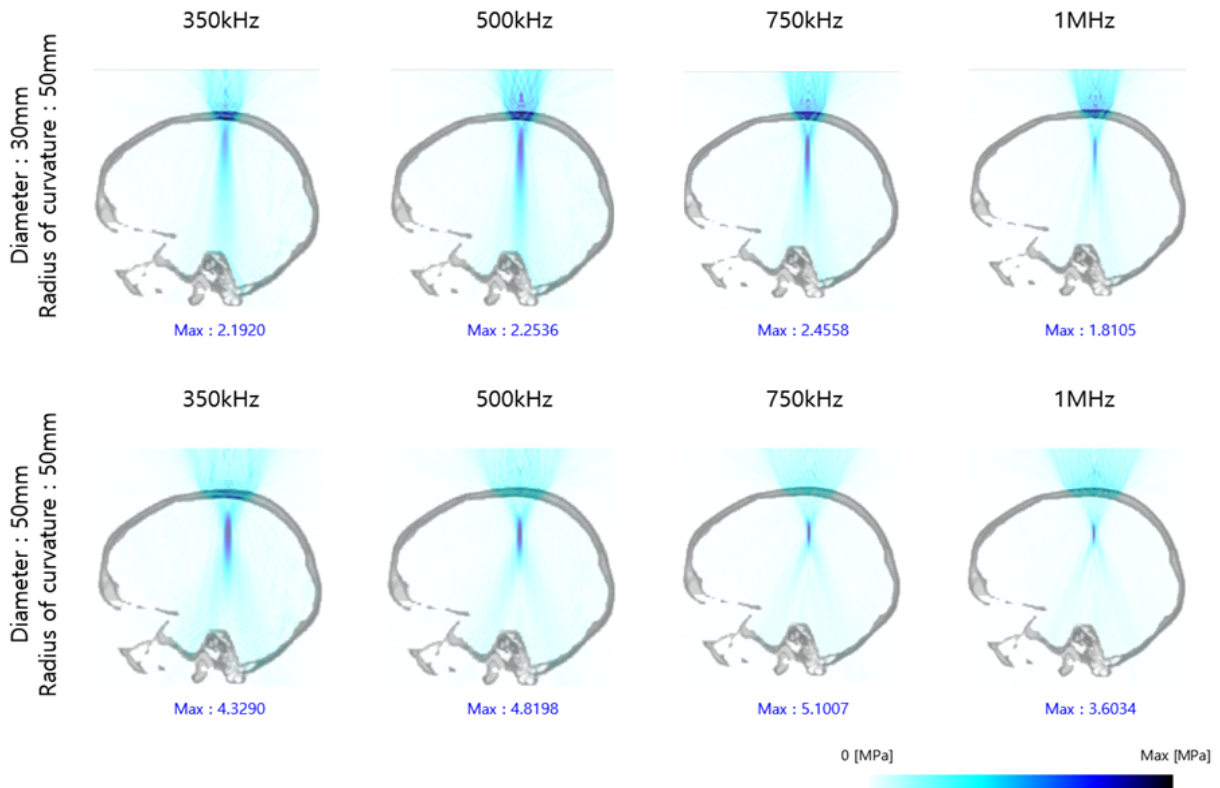


그림 6. 변환기 직경에 따른 빔 패턴 결과

Fig. 6. Result of beam patterns according to diameter of transducer

References

- [1] H. Seo and E.-H. Lee, "Comparison of analysis results according to heterogeneous or homogeneous model for CT-based focused ultrasound simulation", *Journal of Biomedical Engineering Research*, Vol. 43, No. 6, pp. 369-374, Dec. 2022. <https://doi.org/10.9718/JBER.2022.43.6.369>.
- [2] Y. Huang, P. Wen, B. Song, and Y. Li, "Numerical investigation of the energy distribution of low-intensity transcranial focused ultrasound neuromodulation for hippocampus", *Ultrasonics*, Vol. 124, pp. 106724, Aug. 2022. <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2022.106724>.
- [3] W. Legon, L. Ai, P. Bansal, and J. K. Mueller, "Neuromodulation with single-element transcranial focused ultrasound in human thalamus", *Human brain mapping*, Vol. 39, No. 5, pp. 1995-2006, May. 2018. <https://doi.org/10.1002/hbm.23981>.
- [4] H. Seo, W. H. Choi, and E. H. Lee, "A study of cavitation simulation by focused ultrasound stimulation", *Journal of KIIT*, Vol. 20, No. 12, pp. 141-148, Dec. 2022. <https://doi.org/10.14801/jkiit.2022.20.12.141>.
- [5] W. Legon, et al., "Transcranial focused ultrasound modulates the activity of primary somatosensory cortex in humans", *Nature neuroscience*, Vol. 17, No. 2, pp. 322-329, Jan. 2014. <https://doi.org/10.1038/nn.3620>.
- [6] T. Y. Park, et al., "Differential evolution method to find optimal location of a single-element transducer for transcranial focused ultrasound therapy", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Vol. 219, pp. 106777, Jun. 2022. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2022.106777>.
- [7] F. A. Duck, "Medical and non-medical protection standards for ultrasound and infrasound", *Progress in biophysics and molecular biology*, Vol. 93, No. 1-3, pp. 176-191, Jan. 2007. <https://doi.org/10.1016/j.pbiomolbio.2006.07.008>.

- [8] J. Blackmore, S. Shrivastava, J. Sallet, C. R. Butler, and R. O. Cleveland, "Ultrasound neuromodulation: a review of results, mechanisms and safety", *Ultrasound in medicine & biology*, Vol. 45, No. 7, pp. 1509-1536, Jul. 2019. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2018.12.015>.
- [9] A. Fomenko, C. Neudorfer, R. F. Dallapiazza, S. K. Kalia, and A. M. Lozano, "Low-intensity ultrasound neuromodulation: an overview of mechanisms and emerging human applications", *Brain stimulation*, Vol. 11, No. 6, pp. 1209-1217, Dec. 2018. <https://doi.org/10.1016/j.brs.2018.08.013>.
- [10] M. Chen, et al., "Numerical and experimental evaluation of low-intensity transcranial focused ultrasound wave propagation using human skulls for brain neuromodulation", *Medical Physics*, Vol. 50, No. 1, pp. 38-49, Jan. 2023. <https://doi.org/10.1002/mp.16090>.
- [11] J. K. Mueller, et al., "Numerical evaluation of the skull for human neuromodulation with transcranial focused ultrasound", *Journal of neural engineering*, Vol. 14, No. 6, Nov. 2017. <http://doi.org/10.1088/1741-2552/aa843e>.
- [12] J. Guo, X. Song, X. Chen, M. Xu, and D. Ming, "Mathematical model of ultrasound attenuation with skull thickness for transcranial-focused ultrasound", *Frontiers in Neuroscience*, Vol. 15, Feb. 2022. <https://doi.org/10.3389/fnins.2021.778616>.
- [13] V. M. Spitzer and D. G. Whitlock, "The visible human dataset: the anatomical platform for human simulation", *The Anatomical Record: An Official Publication of the American Association of Anatomists*, Vol. 253, No. 2, pp. 49-57, Apr. 1998. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-0185\(199804\)253:2<49::AID-AR8>3.0.CO;2-9](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-0185(199804)253:2<49::AID-AR8>3.0.CO;2-9).
- [14] <https://www.sci.utah.edu/cibc-software/seg3d.html> [accessed: Apr. 16, 2024]
- [15] B. T. Cox, S. Kara, S. R. Arridge, and P. C. Beard, "K-space propagation models for acoustically heterogeneous media: application to biomedical photoacoustics", *The Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 121, No. 6, pp. 3453-3464, Jun. 2007. <https://doi.org/10.1121/1.2717409>.
- [16] J. K. Mueller¹, L. Ai, P. Bansal, and W. Legon, "Computational exploration of wave propagation and heating from transcranial focused ultrasound for neuromodulation", *Journal of neural engineering*, Vol. 13, No. 5, Jul. 2016. <http://doi.org/10.1088/1741-2560/13/5/056002>.
- [17] F. Marquet, et al., "Non-invasive transcranial ultrasound therapy based on a 3D CT scan: protocol validation and in vitro results", *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 54, No. 9, pp. 2597-2613, Apr. 2009. <http://doi.org/10.1088/0031-9155/54/9/001>.

저자소개

유 지 훈 (Ji-Hun Yu)



2019년 3월 ~ 현재 :
경상국립대학교 IT공과대학
컴퓨터공학과(주전공),
IT공과대학 전자공학부
전자공학전공(복수전공)
관심분야 : 머신러닝, 생명정보학,
모델링

한 문 (Mun Han)



2011년 2월 : 연세대학교
의용전자공학(공학사)
2013년 2월 : 경북대학교
의용생체공학(공학석사)
2016년 8월 : 경북대학교
의용생체공학(공학박사수료)
2016년 9월 ~ 현재 :
대구경북첨단의료산업진흥재단 선임연구원
관심분야 : 집속 초음파, 신경자극, 약물전달, 뇌질환
치료 기술

이 은 희 (Eun-Hee Lee)



2005년 2월 : 전남대학교
유전공학과(공학사)
2007년 2월 : 전남대학교
생명과학기술학부(이학석사)
2010년 8월 : 전남대학교
생명과학기술학부(이학박사)
2017년 10월 ~ 현재 :

대구경북첨단의료산업진흥재단 책임연구원
관심분야 : 집속 초음파, 신경자극, 약물전달, 뇌질환
치료 기술

서 현 (Hyeon Seo)



2010년 8월 : 전북대학교
수학과(이학사)
2013년 2월 : 광주과학기술원
정보기전공학부(공학석사)
2017년 2월 : 광주과학기술원
전기전자컴퓨터공학부(공학박사)
2017년 3월 : 광주과학기술원

전기전자컴퓨터공학부 박사 후 연구원
2019년 5월 : 대구경북첨단의료산업진흥재단 연구원
2022년 3월 ~ 현재 : 경상국립대학교 컴퓨터과학부
조교수
관심분야 : 신경 조절, 시뮬레이션, 모델링, 계산과학