

생체 중 선형 배열 탐촉자의 과도음장 전파 특성 해석

박은주*, 하강열**, 김무준**, 김동현***

* 부경대학교 대학원 음향진동공학과, ** 부경대학교 물리학과, *** (주)프로소닉 연구소

Analysis of Propagation Characteristics of Transient Acoustic Fields in biological Media

Eun-Ju Park*, Kang-Lyeol Ha**, Moo-Joon Kim**, Dong-Hyeon Kim***

* Dept. of Acous. & Vib. Eng. in P.K.N.U., ** Dept. of Phys. in P.K.N.U.,

*** Prosonic Electronics Co. Ltd.

ej8385@freechal.com

Abstract

기존 의료용 초음파 진단장치에 사용되고 있는 선형 배열 탐촉자를 대상으로, 과도음장의 전파특성을 해석하고, 음장 변화에 민감하게 영향을 미치는 구동 펄스의 형태 및 탐촉자의 요소의 크기(element width), 곡률반경(Radius of curvature), 초점길이(focal length) 등 구조적인 변화에 따른 과도음장 전파 특성의 변화 양상을 시뮬레이션을 통해 체계적으로 해석하였다. 나아가, 매질이 간, 근육, 지방 등의 생체 조직인 경우의 음장 변화 특성을 비교 분석하였다.

본 연구에서는 기존 의료용 초음파 진단장치에 사용되고 있는 선형 배열 탐촉자를 대상으로, 매질이 생체인 경우 구동펄스의 형태 및 탐촉자 요소의 크기(element width), 곡률 반경(radius of curvature) 등 구조적인 파라미터와 초점 위치의 변화에 따른 과도음장의 전파 특성을 시뮬레이션을 통해 체계적으로 해석하였다. 특히, 매질이 간, 근육, 지방 등의 생체 조직인 경우의 과도음장 변화 특성을 중점적으로 해석하였다.

II. 선형 배열 탐촉자의 구조 및 동작원리

선형 배열 탐촉자에 의한 과도음장을 계산하기 위해 진동자는 축방향 진동은 하지않고 두께방향의 진동만 하며, 펄스파로 구동된다고 가정하였다.

그림 1은 선형 배열 탐촉자의 형태와 좌표계를 나타낸 것으로 직사각형 개구에서 x축 방향으로 변환자 요소가 배열되어있다. 이때 x축은 azimuth, y축은 elevation, z축은 axial방향이 된다. 요소간의 간격 즉, 요소 중심간의 거리는 grating lobe의 영향을 없애기 위해 $\lambda/2$ 보다 작은 값을 가지도록 하였다. 소자배열과 평행한 축방향으로는 변환기의 각 요소에 인가하는 펄스

I. 서론

초음파 영상 장치의 해상도는 탐촉자의 특성에 의해 크게 좌우된다. 따라서 초음파 영상 장치의 성능 개선을 위해서는 탐촉자의 성능 개선이 필수적이다. 탐촉자의 성능은 방사되는 펄스의 형태와 매질 중에 형성되는 음장의 형태에 의해 평가되는데, 최근 탐촉자 제작시에는 일반적으로 각종 변수에 대한 영향을 고려한 컴퓨터 모의실험을 통해 그 성능을 예측한 후 설계하는 과정을 밟고 있다.

의 시간 지연에 의한 집속을 하고 있으며, 시간 지연의 조정에 의해 초점을 가변시켜 화질을 개선하거나 전 영역에 걸쳐 균일한 영상을 얻고 있다.

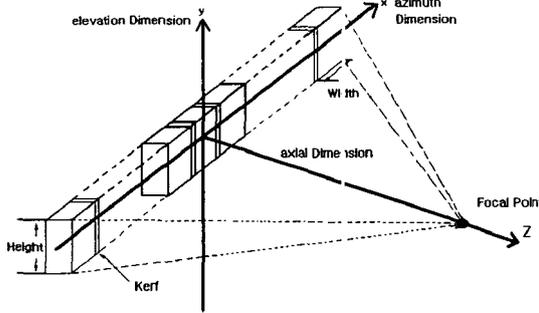


그림 1. 선형배열 탐촉자의 형태와 좌표계

선형 배열 변환기는 전체 요소 중 일부만을 사용하여 순차적으로 스캐닝하며 스캐닝 요소의 수는 초음파 영상 진단시스템의 채널 수에 의해 결정된다. 현재 사용되고 있는 일반적인 선형 배열 탐촉자는 전체 요소수가 64개 또는 128개이며, 방사되는 초음파 빔은 약 32개의 요소에 의해 만들어지고, 순차적으로 1~32번, 2~33번, 3~34번...순으로 구동시켜 한 프레임의 화면을 얻는다.

한편, azimuth방향으로 곡률을 갖는 선형배열 탐촉자를 Curved Linear Array 탐촉자라고 하는데, 축방향의 집속 특성을 증가시키게 된다.

III. 과도음장 해석이론

음원이 존재하는 경우의 파동방정식은 다음과 같다.

$$\nabla^2 \varphi(\vec{r}, t) - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \varphi(\vec{r}, t)}{\partial t^2} = x_M(\vec{r}, t) \quad (1)$$

단, $x_M(\vec{r}, t)$ 은 입력신호이다. 음원을 $\vec{r} = \vec{r}_s$ 에 존재하는 점음원의 집합으로 두고, $t = t_s$ 에서 음원에서 방사된 음에 대한 $\vec{r} = \vec{r}$ 인 지점에서 $t = t$ 인 시각의 속도 포텐셜은 식(2)과 같으며 Green's function은 식(3)과 같이 정의한다.[1]

$$\varphi(\vec{r}, t) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} x_M(\vec{r}_s, t_s) g(\vec{r}, t; \vec{r}_s, t_s) dt_s d\vec{r}_s \quad (2)$$

$$g(\vec{r}, t; \vec{r}_s, t_s) = \frac{1}{2\pi|\vec{r} - \vec{r}_s|} \delta\left[t - \left(t_s + \frac{|\vec{r} - \vec{r}_s|}{c}\right)\right] \quad (3)$$

여기서, \vec{r}_s 와 \vec{r} 은 각각 source와 field points를 나타내는 위치벡터이다. 그리고 c 는 매질에서 음속이다. 한편, 방사면 S 를 가진 음원에 대해,

방사면에 수직인 입자 속도를 $v_n(t)$ 라고 두면, 속도포텐셜 $\varphi(\vec{r}, t)$ 에 대한 Rayleigh적분은 다음과 같이 주어진다.

$$\varphi(\vec{r}, t) = \int_S \frac{v_n(t - |\vec{r} - \vec{r}_s|/c)}{2\pi|\vec{r} - \vec{r}_s|} dS \quad (4)$$

만약, 음원에 있는 모든 점이 동일한 진폭과 위상을 가진다면(음원은 일정한 피스톤 진동체) 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\varphi(\vec{r}, t) = v_n(t) * h(\vec{r}, t) \quad (5)$$

여기서 *은 시간 convolution이다. $h(\vec{r}, t)$ 는 임펄스 응답으로

$$h(\vec{r}, t) = \int_S \frac{\delta(t - |\vec{r} - \vec{r}_s|/c)}{2\pi|\vec{r} - \vec{r}_s|} \quad (6)$$

주어진다.[2]

임의의 r 지점에서 음압은 아래 관계로부터 얻을 수 있다.

$$\begin{aligned} p(\vec{r}, t) &= \rho v_n(t) * \frac{\partial h(\vec{r}, t)}{\partial t} \\ &= v_n(t) * h_p(\vec{r}, t) \end{aligned} \quad (7)$$

단, $h_p(\vec{r}, t) = \rho \frac{\partial h(\vec{r}, t)}{\partial t}$ 이다.

여기서 ρ 는 매질의 밀도이다.

이 식은 임의의 관측점에서의 음압은 각 점음원에서 방사되는 과도형 구면파 합에 의해 주어지며, 구면파의 진폭이 구동하는 펄스의 진폭에 따라 과도적으로 변화함을 나타낸다.

본 연구에서는 생체 내에서 평균 음속 $c=1540[m/s]$ 에 대해 focal point부근에서의 과도음장을 중점적으로 해석한 후, 조직별의 음속에 대한 음장을 산출하였다.

IV. 기존 변환기의 음장 특성

먼저, 현재 시판중인 A사의 Linear Array와 Curved Linear Array에 대한 과도음장을 계산하였다. 표1은 선형배열 탐촉자의 파라메타이다.

표 1. 선형배열 탐촉자의 파라메타

	Linear Array	Curved Linear Array
Center Frequency	7.5MHz,	3.5MHz
Element Width	0.3mm,	0.5mm,
Number of Element	128	128
Radius of Curvature	-	65mm
Lens Focus	25mm	80mm
Elevational Aperture	6mm	16mm

그림 2는 시뮬레이션에 사용한 7.5MHz 구동 펄스신호이다. cosine envelope를 갖은 3주기의 RF펄스로서 입력되는 전기적 펄스신호라고 가정하였다.

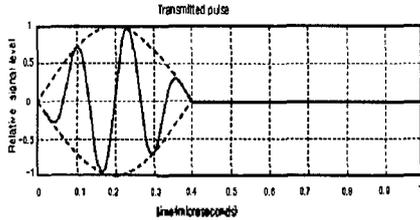


그림 2. 7.5MHz 구동 펄스 신호

송신 음장의 초점 위치가 $z=80\text{mm}$ 에 오도록 조정하였다. 따라서, 시뮬레이션 결과는 초점영역인 xz 영역 ($x : -10\sim 10\text{mm}$, $z : 78\sim 82\text{mm}$)을 비교하였다. 그림 3과 그림 4는 생체 내에서 평균 음속 $c=1540[\text{m/s}]$ 인 경우에 대해서 기존 선형배열 탐촉자에 대한 시뮬레이션 결과이다.

V. 파라메타 변화에 따른 음장 해석

표 1에 나타낸 선형배열 변환기 파라메타를 기준값으로 하여 각 파라메타들을 변화시켜 비교하였다.

1) 구동펄스의 파형 변화

중심주파수는 Linear Array의 경우 7.5MHz, Curved Linear Array의 경우 3.5MHz를 이용한다. 기본 구동펄스 신호의 주기수가 3인 것과 비교하기 위해 구동펄스 신호의 주기수를 1, 5로 변화시켜 시뮬레이션 하였다. 그림 5는 구동펄스 주기 변화에 따른 음장변화를 -6, -12, -18dB의 Beamwidth 등고선으로 나타내고 있다. 모두 주기수가 1인 경우보다 5일때 z 방향의 집속도가 더 향상됨을 알 수 있었다.

2) 요소의 크기(element width)

요소수는 32개로 동일하게 하고, 선형 배열 변환기의 요소 크기를 0.1/0.3/0.5mm로 변화시켜 시뮬레이션 하였다.

그림 6의 (a), (b)는 Linear Array의 경우, 그림 6의 (c), (d)는 Curved Linear Array의 경우 요소 크기가 0.1mm인 경우보다 0.5mm일 때, 축방향의 집속도가 더 첨예해짐을 알 수 있었다.

3) 곡률 반경(radius of curvature)

초점 위치는 80mm로 고정하고 Curved Linear Array 곡률 반경(ROC)을 30, 40, 65, 80mm로 변화시키면서 시뮬레이션하여 곡률 반경 변화에 따른 음장 변화를 확인하였다. 그림 7의 (a), (b)는 ROC가 65mm인 경우, 그림 7의 (c), (d)는 ROC가 80mm인 경우를 계산한 결과이다. ROC가 65mm인 경우 축방향 집속도가 더 첨예함을 알 수 있었다.

4) 매질에 따른 음장 변화

표 2는 근육, 지방, 간의 음속이다.[3] 매질이 근육, 지방, 간인 경우 선형배열 탐촉자의 과도 음장을 시뮬레이션하였다. 그림 8은 Curved Linear Array를 이용하여 계산한 결과이다. 근육과 간은 초점부근에서 유사한 음장을 형성하고, 지방은 음속차이에 의해 다른 음장 형태를 형성한다.

표 2. 매질에 따른 음속

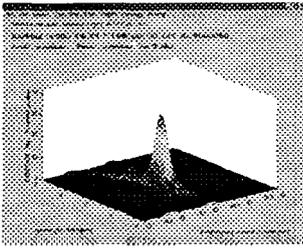
	근육	지방	간
음속[m/s]	1568	1476	1570

VI. 결론

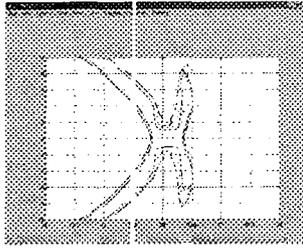
매질이 생체인 경우 선형 배열 탐촉자의 구동 펄스와 구조적인 파라메타인 형태 및 탐촉자 요소의 크기, 곡률 반경 등의 변화에 따른 과도음장의 전파 특성을 시뮬레이션하였다. 구동펄스 신호의 주기수가 증가할 때, 요소 크기가 커질 때, Curved Linear Array의 곡률 반경이 변화할 때 side lobe가 변화하고, 축방향 집속이 뚜렷해짐을 알 수 있었다. 그리고, 생체 매질 변화에 따른 과도음장 전파 특성을 시뮬레이션으로 확인하였다

참고 문헌

- [1] Lawrence J. Ziomek, 「Fundamentals of Acoustic Field Theory and Space-Time Signal processing」, CRC press., pp126-150
- [2] J. A. Jensen and N. B. Sevensen, "Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped apodized, and excited ultrasound transducers", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., vol.39, no. 2, pp. 262-267, Mar. 1992.
- [3] 實吉純一, 菊池喜充, 能本乙彦, 「超音波技術便覽」 新訂版(7ed.), 日刊工業新聞社, pp.1371

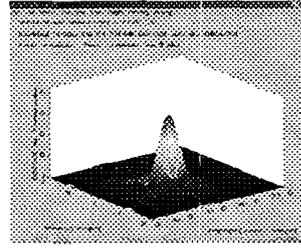


(a) 초점부근에서의 음장

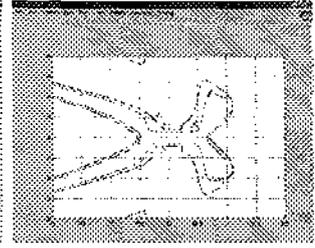


(b) 음장 단면도

그림 3. Linear Array

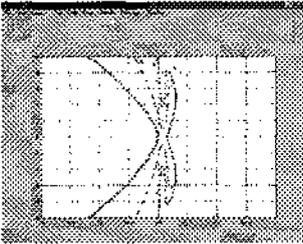


(a) 초점부근에서의 음장

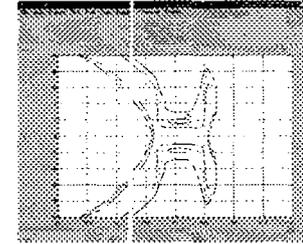


(b) 음장 단면도

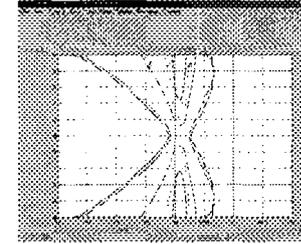
그림 4. Curved Linear Array



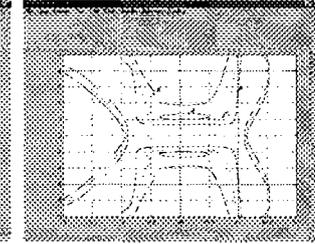
(a) Linear (osc=1)



(b) Linear(osc=5)

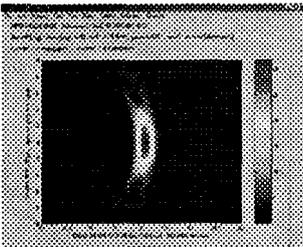


(c) Curved Linear (osc=1)

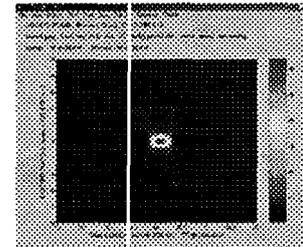


(d) Curved Linear (osc=5)

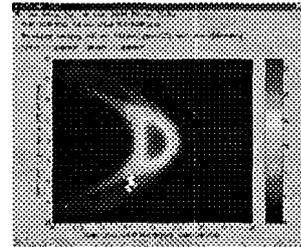
그림 5. 구동펄스 주기수 변화에 따른 음장 변화



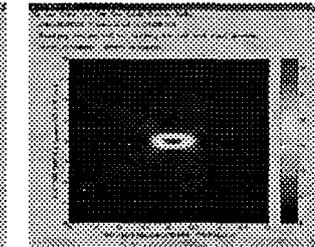
(a) Linear
(element width=0.1mm)



(b) Linear
(element width=0.5mm)

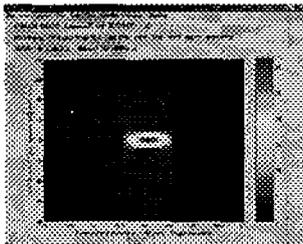


(c) Curved Linear
(element width=0.1mm)

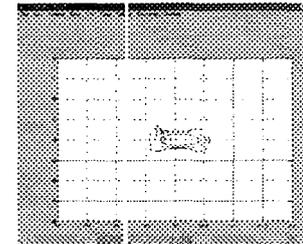


(d) Curved Linear
(element width=0.5mm)

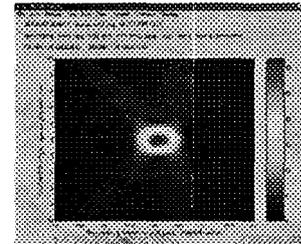
그림 6. 요소크기 변화에 따른 음장 변화



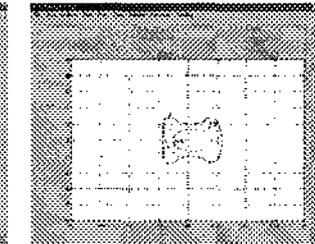
(a) ROC=65mm



(b) ROC=65mm

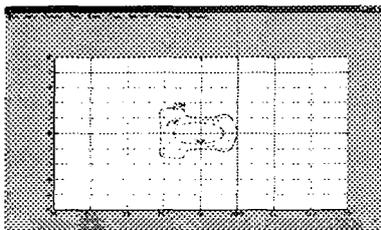


(c) ROC=80mm

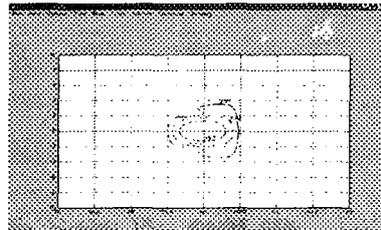


(d) ROC=80mm

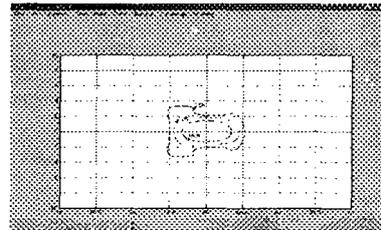
그림 7. 곡률반경 변화에 따른 음장 변화



(a) 근육



(b) 지방



(c) 간

그림 8. 매질에 따른 음장 단면도