

의료 영상진단용 초음파 어레이 센서의 최적설계 및 특성해석

Optimal Design and Analysis of a Medical Imaging Ultrasonic Array Sensor

김 회 용*, 노 용 래*
(Hoeyong Kim*, Yongrae Roh*)

*경북대학교 기계공학과
(접수일자: 2008년 5월 8일; 채택일자: 2008년 6월 25일)

초음파 어레이 센서의 성능은 구성 물성과 많은 구조 변수들에 의해 결정 된다. 본 연구에서는 유한 요소해석을 통하여 구조적인 변화에 따른 초음파 어레이 센서의 성능변화를 해석 하였다. 해석 결과를 기초로 하여 초음파 어레이 센서가 주파수 대역폭, 중심 주파수 그리고 -20 dB pulse length와 같은 요구 사항을 모두 만족시키며 최대의 감도를 가지도록 구조를 최적화하였다. 최적화 방법으로는 초음파 어레이 센서의 성능을 목적 함수로 하는 SQP-PD 방법을 사용하였다. 최적화된 초음파 어레이 센서는 의료 영상 진단에 적용되기 위한 모든 요구 조건을 만족하였으며, 본 설계 기술은 유사한 형태의 다른 배열형 초음파 센서에 응용 가능 하다.

핵심용어: 초음파, 어레이 센서, 최적화, FEM

투고분야: 초음파 및 탄성파 분야 (4,4)

The performance of an ultrasonic array sensor is determined by the properties of constituent materials and the effects of many structural parameters. In this study, with the finite element method, variation of the performances of an ultrasonic array sensor was analyzed in relation to its structural variables. Based on the analysis result, the structure of the ultrasonic array sensor was optimized to provide the highest sensitivity while satisfying such requirements as fractional bandwidth, center frequency and -20 dB pulse length. The optimization was carried out with the SQP-PD method for a target function composed of the ultrasonic array sensor performance. The optimized ultrasonic array sensor satisfied all the required specifications to be applicable to medical imaging diagnosis. The design technology in this paper can be utilized for other ultrasonic array sensors of a similar structure.

Keywords: Ultrasonic, Array sensor, Optimization, FEM

ASK subject classification: Ultrasonic and Elastic Waves (4,4)

I. 서론

1차원 배열 초음파 어레이 센서는 다수의 독립소자들을 치밀하게 배열하여 적절한 시간간격을 두고 전자적 스위칭을 함으로써 초음파 영상을 획득하며, 근래의 초음파 영상 진단 장비의 주된 센서로 사용되고 있다. 그 구조는 일반적으로 압전 (piezoelectric) 소자를 중심으로 정합층 (matching layers)과 후면층 (backing material), 그리고 각 압전소자를 분리시키는 커프 (kerf)로 구성된다. 이러

한 어레이 센서는 크게 선형 어레이 센서, 위상 변조 어레이 센서, 그리고 convex형 어레이 센서로 구분되는데, 선형 어레이 센서는 배열크기가 진단 영역에 큰 영향을 끼치며, 주로 혈관 같은 곳의 진단에 사용 되고 있다. 위상 변조 어레이 센서는 시간 지연에 의한 구동으로 초음파 빔을 회전시키는 방법을 사용하여 인체와 접촉되는 부분의 면적이 작는데 반하여 부채꼴 형태의 넓은 인체 내부 화상을 얻을 수 있다는 장점이 있다 [1]. 그러나 화상의 가장자리에서 초음파 빔의 퍼짐 현상으로 인하여 횡방향 분해능이 일정하지 않다는 단점을 가지며, 복잡한 시스템을 요구한다 [2]. convex 어레이 센서는 초음파 방사면에 곡률을 가지고 있기 때문에 넓은 진단 영역을

확보 할 수 있다. 따라서 복부 진단용으로 장기나 태아 등의 진단에 널리 사용되고 있다 [3].

어레이 센서에서 각각의 독립소자는 한 구조체로 묶여 있는 것과 같이 작동한다. 이로 인해 구동되는 소자와 인접한 소자들 간에는 음향간섭이 존재하며, 이 음향 간섭은 구조에 따라서 전체 초음파 센서의 특성에 큰 영향을 준다 [4-5]. 특히 이러한 음향간섭은 초음파의 방사패턴을 변화시키며, 감도와 음향 잡음을 증가시키는 등의 영향을 미치는 것으로 알려져 있다. 따라서 이러한 영향을 미치는 발생구조를 해석하고 해결방안을 모색하기 위한 이론적 해석에 이어 광학 간섭계등을 이용한 실험적인 접근이 있었다 [6]. 하지만 단일 소자형 센서와 달리 배열 초음파 어레이 센서에서의 탄성파의 전파경로는 각 독립 소자가 분리되어 있는 형태에 따라 매우 복잡하게 변화함으로써 위와 같은 접근 방법에는 한계가 있었으며, 해석을 위한 명료한 수학적 모델을 도출하기도 어려웠다. 따라서 본 연구에서는 초음파 어레이 센서의 주요 성능변수로 감도, 중심 주파수 (f_c), FBW (fractional bandwidth) 및 -20 dB pulse length를 설정하였고, 정해진 주파수와 재료에 대하여 최대 감도를 구현 할 수 있는 초음파 어레이 센서의 최적구조를 결정하고자 하였다.

본 논문에서는 선형 어레이 센서를 대상으로 우선 유한 요소 해석을 통하여 설계변수들이 주요 성능 변수인 중심 주파수, FBW 및 -20 dB pulse length에 미치는 영향을 파악 하였다. 또한 최적화 계산 시간 단축을 위해 반응 표면 계획법에 따른 유한요소 해석을 수행하였으며, 이 결과들의 다중회귀분석을 통하여 변수들의 상호효과까지 고려한 중심 주파수, FBW 및 -20 dB pulse length를 설계변수들의 함수로 도출하였다. 나아가 이들에 의한 함수식들을 이용해 최대 감도를 구현 할 수 있는 의료용 초음파 어레이 센서의 최적구조를 결정하고자 하였다.

II. 유한요소 해석법에 의한 초음파 어레이 센서의 모델링

일반적으로 초음파 어레이 센서를 설계하고 해석하는 방법으로 등가회로 해석법이 오래 전부터 유용하게 사용되고 있다 [7]. 등가회로 해석은 비교적 간단하고 빠른 해석이 가능하다는 장점이 있으나, 초음파 어레이 센서가 가지는 기하학적 구조와 배열에 의해 변화되는 방사 패턴 및 소자 간 상호간섭과 같은 특성은 해석이 불가능하다. 이에 반해 유한요소해석은 등가회로 해석법으로는 해석

이 불가능한 소자 간 간섭현상이나 방사 패턴 그리고 기하학적 집속 현상 등을 설계에 반영 할 수 있다. 또한 압전 소자의 탄성계수, 유전율, 압전 상수의 전체 텐서값을 대입 할 수 있으며, 압전소자 외의 어레이 센서를 구성하는 물질의 재료 상수도 정확하게 대입 할 수 있기 때문에 결과의 신뢰성이 높다고 알려져 있다. 따라서 본 연구에서는 보다 정확한 설계와 일반적인 등가회로 설계법의 한계를 보완 할 수 있도록 상용 유한 요소 해석 프로그램인 PZFlex를 이용하여 초음파 어레이 센서를 설계 및 해석 하였다.

초음파 어레이 센서의 압전 소자와 인체사이에는 음향 임피던스의 차이가 대단히 크며, 이것은 초음파가 인체 내부로의 초음파 투과를 어렵게 하는 원인이 되어 많은 음향 에너지가 그 경계면에서 반사되게 된다. 이러한 단점을 보완하기 위해 음향 정합층을 압전 소자와 인체사이에 두어 둘 사이의 임피던스 차이를 점차적으로 감소시켜, 약한 에너지의 반사음도 감지 할 수 있도록 하여 감도를 높이는 역할을 하게 한다. 또한 단층의 정합층을 사용할 경우에 비하여 다층의 정합층을 사용할 때 임피던스의 차이가 적어 방사된 초음파가 인체로 더욱 용이하게 전파되는 것으로 알려져 있다. 정합층을 한 층으로 구성하면 음향 임피던스의 불충분한 정합으로 목표로 하는 성능을 구현하는데 어려움이 있고, 두 층 이상의 정합층으로 구성하면 성능은 향상 시킬 수 있으나 제작공정이 복잡해지고 재현성이 떨어진다. 따라서 정합층의 개수로는 두 개층을 사용하는 것이 가장 일반적이다. 그러므로 본 연구에서는 선형 연구 결과를 바탕으로 목표 성능을 구현 할 수 있는 정합층을 두 층으로 구성하였다. 또한 초음파 영상 진단장치에서 제공하는 인체의 단면 영상을 개선하기 위하여 음향 렌즈를 사용하였으며, 구동소자는 압전 세라믹으로 PZT를 사용하였다 [8]. Pitch의 변화는 kerf의 변화 없이 압전 소자의 크기만 변화를 주었다.

이상의 설계 사양을 바탕으로 유한 요소법을 이용하여 전체 초음파 어레이 센서를 모델링하고 해석하였으며, 어레이 센서 기본 구조의 치수와 불성은 각각 표 1과 표 2에

표 1. 초음파 어레이 센서 기본 구조의 치수
Table 1. Basic geometry of the ultrasonic array sensor.

Thickness of the 1st matching layer	79 μm
Thickness of the 2nd matching layer	86 μm
Thickness of PZT	188 μm
Thickness of the Backing	1,000 μm
Pitch	400 μm
Kerf width	36.5 μm
Thickness of the Lens	762 μm

표 2. 초음파 어레이 센서에 사용된 각 부분들의 물성
Table 2. Material properties of each part of the ultrasonic array sensor.

	Lens	1st matching layer	2nd matching layer	Backing	Kerf filler	Ceramic
Density [kg/m ³]	1,075	2,966	1,159	2,606	1545	7,800
longitudinal wave velocity [m/s]	1,506	2,360	2589	1,228	1437	4,500
shear wave velocity [m/s]	753	1180	1295	614	718	PZT-5A
longitudinal wave attenuation [dB/mm]	1.59	1.0	0.9	12.3	6.8	
shear wave attenuation [dB/mm]	6.36	4.0	3.7	49.2	27.2	

나타내었다. 1차 정합층과 2차 정합층은 poly urethane 과 glass powder를 혼합하여 사용했으며, 두께는 파의 투과 반사를 고려하여 파장 (λ)의 1/4로 설정하였고, 후면층은 후면으로 방사되는 파를 흡수하는 것이 목적이므로 두께를 1,000 μm 로 설정하고 후면층의 끝단에는 무반사 경계조건을 주어 전방으로 영향을 주지 않도록 하였다. 상용 어레이는 배열방향의 길이가 통상 50 mm를 넘어야 하고 aspect ratio가 0.5 ~ 0.6 일 때 좋은 성능을 보이기 때문에 subelement를 3개로 하였으며, kerf의 폭과 pitch를 각각 36.5 μm 와 400 μm 로 설정하였다 [9]. Lens의 역할은 빔 (beam)의 집속과 내부의 어레이 소자를 보호하는 것이므로 이를 고려하여 물과 비슷한 음향물성을 가지는 물질을 760 μm 의 두께로 하여 기본모델을 구성하였다. 그림 1에 기본 구조를 나타내었으며, 대칭조건을 부여하여 전체 어레이 센서의 1/2만 모델링 하였다. 구동 소자는 모델 중심의 소자 하나만을 구동하였으며, 구동 신호로는 임펄스를 사용하였다. 이와 같이 해석한 결과 중, 파가 전파하는 형태에 대한 스냅샷 (snap-shot)을 그림 2에 나타내었다.

다음으로 그림 2와 같은 해석 결과를 바탕으로 의료용 초음파 어레이 센서의 중요한 성능 요소인 감도, 중심 주파수, FBW 및 -20 dB pulse length에 많은 영향을 미칠 것으로 판단되는 4개의 설계변수를 설정하여 표 3에 나타내었다. 1차 정합층과 2차 정합층의 두께는 $\lambda/4$ 의 $\pm 15\%$ 이내에서 가장 좋은 성능을 보인다는 선행연구 결과와 PZFlex를 통해 해석한 경향성 분석 결과를 바탕으로 두께의 변화 범위를 설정하였고 [9], kerf의 폭과 pitch는 aspect ratio를 고려하여 표 3과 같이 변화 범위를 설정하였다.

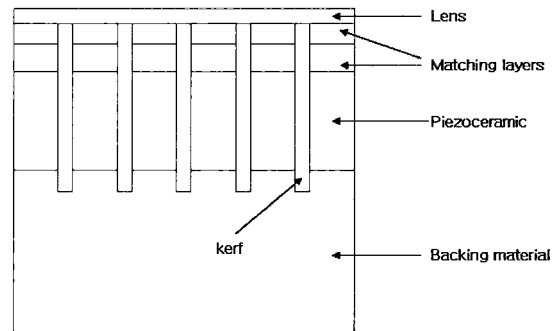


그림 1. 선형 초음파 어레이 센서의 기본 구조
Fig. 1. Basic structure of a linear ultrasonic array sensor.

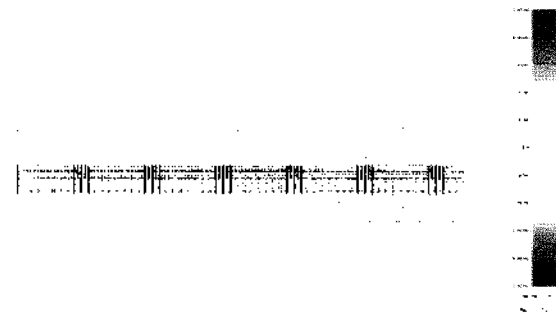


그림 2. 단일 구동소자에 의한 초음파의 송신
Fig. 2. Ultrasonic wave transmission by a single element in the array.

표 3. 초음파 어레이 센서의 형상 변수들과 각 변수들의 변화 범위
Table 3. Structural variables of the ultrasonic array sensor, and their variation ranges.

Structural variable	Variation range (μm)
Thickness of the 1st matching layer (x_1)	63 ~ 95
Thickness of the 2nd matching layer (x_2)	60 ~ 112
Kerf width (x_3)	34.5 ~ 38.5
Pitch (x_4)	394 ~ 406

III. 의료용 영상진단용 초음파 어레이 센서 목표 성능

본 연구에서 설계 목표로 삼은 선형 어레이 센서의 목표 사양은 표 4와 같으며, 이는 기존의 상용 어레이 센서의 사양을 고려하여 설정한 것이다. 초음파 어레이 센서의 임펄스 응답 특성은 크게 시간 영역과 주파수 영역으로 나누어 분석을 한다. 시간 영역에서는 감도와 -20 dB pulse length 등을, 주파수 영역에서는 중심 주파수와 FBW 등을 주로 평가한다. 시간 영역에서 감도는 인가 신호의 크기와 수신된 신호 크기의 비를 dB로 나타낸 것으로 식(1)과 같다.

$$\text{sensitivity[dB]} = -20 \text{ Log } \frac{V_{pp}}{V_0} \quad (1)$$

(여기서, V_0 : 인가 신호의 최대 전압,

V_{pp} : 수신된 신호의 최대전압)

-20 dB pulse length는 수신된 신호의 진폭이 최대값의 1/10인 지점에 해당하는 폭을 나타내는 시간으로 정의하여 평가한다.

한편, 주파수 영역에서의 평가를 위해서는 먼저 수신파를 FFT (Fast Fourier Transform)하여 주파수 스펙트럼에서 -3 dB 자점의 f_{low} 와 f_{high} 를 확인하고 식(2), (3)과

표 4. 초음파 어레이 센서의 목표 사양

Table 4. Specification of the ultrasonic array sensor.

performance	specification
sensitivity	≥ -33 dB
center frequency	7.5 ± 0.15 MHz
FBW	≥ 50 %
-20 dB pulse length	$\leq 0.35 \mu\text{s}$
number of element	128

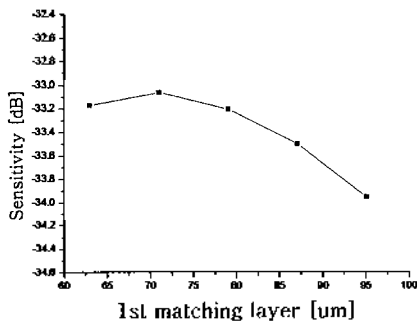
같이 중심 주파수와 FBW를 결정한다.

$$f_c \text{ [Hz]} = \frac{f_{high} + f_{low}}{2} \quad (2)$$

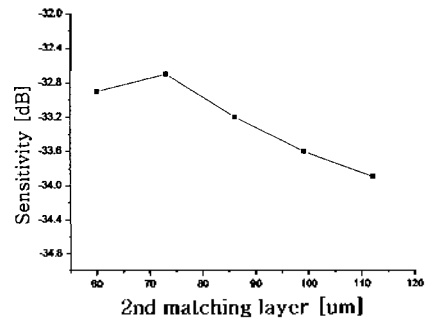
$$\text{FBW [\%]} = \frac{f_{high} - f_{low}}{f_c} \times 100 \quad (3)$$

IV. 감도에 미치는 구조 변수의 영향 해석

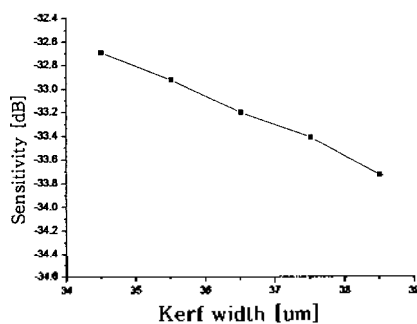
각 설계변수들이 감도에 미치는 영향을 분석하기 위하여 다른 변수들은 기본 값으로 고정을 시키고 한 개의 변수만을 변화시켰다. 먼저 1차 정합층의 두께 변화에 대해서 분석을 시행하였으며, 표 3에 나타냈듯이 두께를 63 μm 에서 95 μm 까지 8 μm 씩 증가시키면서 해석을 수행하여 그 결과를 그림 3-(a)에 나타내었다. 감도는 $\lambda/4$ 에



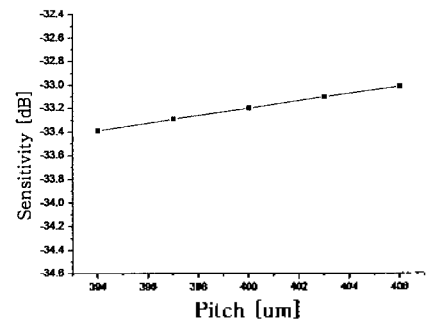
(a) 1st matching layer thickness vs. sensitivity



(b) 2nd matching layer thickness vs. sensitivity



(c) kerf width vs. sensitivity



(d) pitch vs. sensitivity

그림 3. 설계변수들의 변화에 따른 감도의 변화

Fig. 3. Variation of sensitivity in relation to design variable change.

해당되는 지점보다 조금 작은 값에서 가장 좋은 경향을 보이다가 두께가 두꺼워 질수록 감소하는 경향을 보였다. 이는 중심 주파수가 7.5 MHz보다 큰 7.8 MHz로 변화 됐기 때문에 최적의 정합두께가 얇아진 것으로 판단된다.

다음으로 그림 3-(b)에 나타난 것처럼 2차 정합층의 두께를 60 μm 에서 112 μm 까지 13 μm 씩 증가시키면서 감도의 영향을 알아보았다. 그 결과를 보면 2차 정합층의 두께가 증가할수록 감도는 감소하는 경향을 보인다. 이는 앞에서 본 1차 정합층의 두께가 기본모델보다 작을 때 가장 좋은 결과를 보이므로 기본 모델의 1차 정합층의 두께가 어긋나 있고, 중심 주파수가 7.5 MHz보다 증가하였기 때문에 $\lambda/4$ 보다 작은 지점인 73 μm 에서 최적의 정합을 보이며 두께가 두꺼워 질수록 감도가 감소하는 것으로 판단된다.

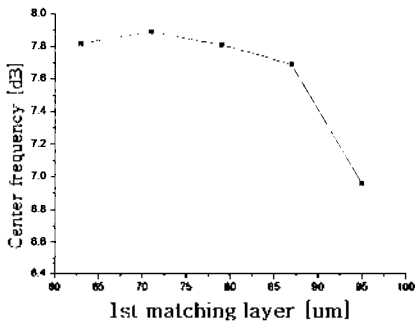
kerf 폭의 변화 범위를 34.5 μm 에서 38.5 μm 까지 1 μm 간격으로 변화 시킨 경우에 대한 감도의 경향성을 그림 3-(c)에 나타내었다. 이는 kerf의 폭이 넓어지면서 구동소자의 방사 면적이 줄어들어 감도가 감소하는 것으로 판단된다. 반편 pitch의 크기를 394 μm 에서 406 μm 까지 3 μm 간격으로 변화시키면 진동자의 면적이 증가하고, 따라서 그림 3-(d)의 결과에서처럼 감도가 증가하는 것으로 판단된다.

V. 중심 주파수에 미치는 구조 변수의 영향 해석

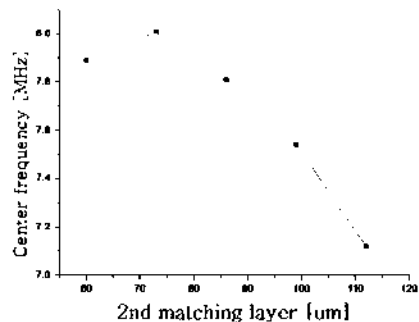
각 설계변수들이 중심 주파수에 미치는 영향을 분석하기 위해 설계변수들을 변화시키면서 경향성을 해석하였다. 1차 정합층과 2차 정합층의 두께를 표 3에 나타난 것처럼 각각 8 μm 와 13 μm 씩 증가 시키면서 해석을 하였다. 그림 4-(a)와 4-(b)가 보여 주듯이 1차 정합층과 2차 정합층의 두께가 증가하면서 중심 주파수가 감소하는 경향을 보였다. 이는 정합층 두께가 증가함에 따라 전체적인 트랜스듀서의 두께가 증가하여 중심 주파수가 감소한 것으로 판단된다.

다음으로 kerf의 폭을 변화시키면서 중심 주파수의 변화를 해석해본 결과, kerf의 폭이 증가할수록 중심 주파수는 감소하는 경향을 보였다. 이는 kerf의 폭이 증가하면 PZT의 폭이 줄어들어 aspect ratio가 변화하고 전체적인 강성이 감소를 하게 되어 중심 주파수가 감소하는 것으로 판단되며, 결과를 그림 4-(c)에 나타내었다.

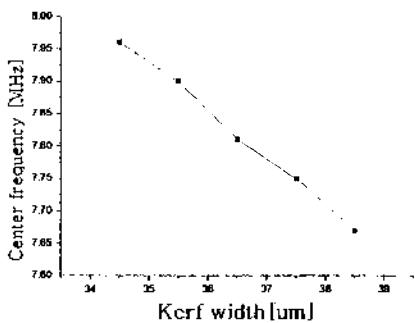
그림 4-(d)의 해석 결과를 보면 중심주파수가 증가하는데, 이는 pitch의 크기가 증가 하면 PZT의 폭이 증가하게 되어 트랜스듀서의 전체적인 강성은 증가한다. 따라서 pitch가 증가할수록 중심 주파수가 증가하는 것으로 판단된다.



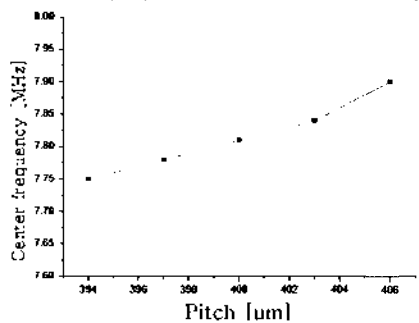
(a) 1st matching layer thickness vs. center frequency



(b) 2nd matching layer thickness vs. center frequency



(c) kerf width vs. center frequency



(d) pitch vs. center frequency

그림 4. 설계변수들의 변화에 따른 중심 주파수의 변화

Fig. 4. Variation of center frequency in relation to design variable change.

VI. -20 dB pulse length에 미치는 구조변수의 영향

센서에서 각 설계변수들이 -20 dB pulse length에 미치는 영향을 알아보기 위해 설계변수들을 변화시키면서 경향성 해석을 수행하였다. 먼저 1차 정합층과 2차 정합층의 두께를 증가시키면서 경향을 보았다. 그 결과 1차 정합층과 2차 정합층은 각각 71 μm 와 73 μm 에서 -20 dB pulse length가 가장 작은 값을 나타내었다. 이는 감도에서 설명한 것과 같이 정합이 가장 잘 이뤄졌기 때문이다. 결과를 그림 5-(a)와 5-(b)에 나타내었다.

Kerf의 폭과 pitch의 크기에 따른 -20 dB pulse length를 알아보았는데, kerf의 폭과 pitch의 크기를 변화시키면 구동자의 aspect ratio가 변화하게 된다. kerf의 폭이 증가하면 aspect ratio가 감소하여 -20 dB pulse length가 증가를 하고, pitch는 aspect ratio가 증가하여 -20 dB pulse length가 감소하는 것으로 판단되며, 결과를 각각 그림 5-(c)와 5-(d)에 나타내었다.

VII. 대역폭에 미치는 구조 변수의 영향 해석

각각의 설계변수들이 대역폭에 미치는 영향을 분석하

기 위하여 표 3에 나타난 것처럼 각각의 변수들을 변화시키면서 해석을 하였다. 먼저 1차 정합층과 2차 정합층 두께를 변화시키면서 FBW를 확인 하여 그 결과를 그림 6-(a)와 6-(b)에 나타내었다. 두께가 증가함에 따라 1차 정합층은 FBW의 값을 증가시켰고, 2차 정합층은 감소시키는 경향을 나타내었다. 1차 정합층은 실질 대역폭의 감소량에 비해 중심 주파수의 감소량이 커서 대역폭과 중심 주파수의 비인 FBW는 증가하는 것으로 판단된다. 주파수 스펙트럼 상에서 2차 정합층은 두께가 증가 할수록 대칭적인 종모양이 아니라 찌그러진 모양이 형성이 되어 대역폭이 감소하는 경향을 보였다. 따라서 대역폭과 중심주파수의 비인 FBW는 감소하는 경향을 보인 것으로 판단된다.

다음으로 kerf의 폭을 변화시키면서 FBW의 경향성을 해석하였다. 그림 6-(c)가 보여주듯이 kerf의 폭이 증가함에 따라 FBW의 크기는 약간 증가하였으나 변화폭은 미미하였다. 변화의 범위가 작은 것이 미미한 변화의 원인일 수 있으나 다른 성능의 변화에 비하면 kerf폭은 FBW에 큰 영향을 주지 않는 것으로 판단된다. 반면 pitch는 증가시킬수록 FBW가 증가하는 경향을 보였다. 이는 pitch가 증가할수록 aspect ratio가 증가하여 가장 좋은 비율인 0.5~0.6 사이의 값을 가지게 되어서 FBW가 증가하는 것으로 판단된다.

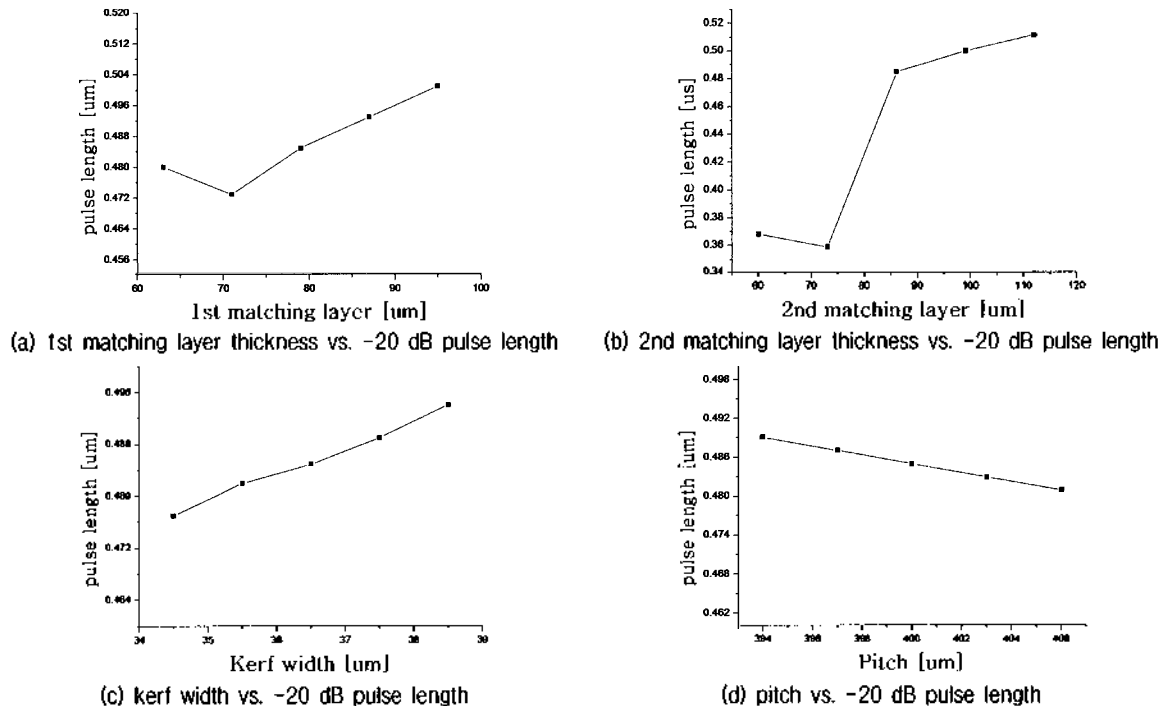


그림 5. 설계변수들의 변화에 따른 -20 dB pulse length의 변화
 Fig. 5. Variation of -20 dB pulse length in relation to design variable change.

VIII. 초음파 어레이 센서 구조의 최적화

본 연구에서는 최적화 계산 시간 단축하고 설계 변수들 간의 상호 효과를 고려하기 위하여 반응표면 계획법에 의해 2×2^n 요인계획 ($n =$ 설계변수 수) 법을 행하여 49개의 기초 자료를 확보하였다. 이 자료를 바탕으로 상용 프로그램인 SAS 9.1⁹³을 이용하여 변수들 간의 비선형적인 함수 관계를 찾을 수 있는 통계적기법인 2차 다중 회귀분석을 수행하였으며, 설계 변수들의 상호효과까지 고려하여 성능의 함수화를 하였다 [10-13]. 회귀분석 시 설계변수들의 상대적인 영향 정도를 해석하기 위하여 설계 변수들을 표준화하여 표 5에 나타내었다.

본 연구에서 사용한 회귀모형 (y)은 식(4)와 같으며, 구하여야 하는 회귀계수는 20개이다.

$$y = a_1x_1^2 + \dots + a_4x_4^2 + b_1x_1 + \dots + b_4x_4 + c_1x_1x_2 + \dots + c_6x_3x_4 + d_1x_1x_2x_3 + \dots + d_4x_2x_3x_4 + e_1x_1x_2x_3x_4 + e_2 \quad (4)$$

여기서, $a_1 \sim a_4$, $b_1 \sim b_4$ 는 각 설계변수들의 영향에 의한 회귀계수, $c_1 \sim c_6$, $d_1 \sim d_4$, e_1 , e_2 는 설계변수들의 상호 효과에 의한 회귀계수 이고, $x_1 \sim x_4$ 는 각각 4개의 설계변수이다. 이상의 방법으로 감도, 중심 주파수, 대역폭 및 -20 dB pulse length에 대한 회귀식을 구하였으며, 각각의 결정계수는 0.9769, 0.9830, 0.9587 및 0.9345를 나타내었다.

본 연구의 목적은 주어진 조건에서 감도를 최대화하는 것이므로 목적 함수는 식(5)와 같이 표현하였고, 제한 조건은 식(6)과 같이 나타내었다. 목적함수를 최적화하기 위해서 본 연구에서는 SQP-PD (Sequential Quadratic Programming Method of Phenichny and Danilin)법을 이용하였으며 [14-16], 최적화 결과를 표 6에 나타내었으며 기본 모델 값과 비교하였다. 그 결과 최적화 모델의

표 5. 초음파 어레이 센서 설계변수들의 표준화 값
Table 5. Normalized factors of the design variables for the ultrasonic array sensor.

Normalization factor	x_1 (μm)	x_2 (μm)	x_3 (μm)	x_4 (μm)
-1	63	68	34.5	394
-0.5	71	77	35.5	397
0	79	86	36.5	400
0.5	87	95	37.5	403
1	95	104	38.5	406

결과값이 기본 모델의 결과보다 향상되었음을 알 수 있다

$$\text{Minimize} \dots \frac{1}{\text{sensitivity}} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} \text{Subject to} \\ 7.35 \text{ MHz} \leq f_c \leq 7.65 \text{ MHz} \\ \text{FBW} \geq 50\% \\ -20 \text{ dB pulse length} \leq 0.350 \mu\text{s} \end{aligned} \quad (6)$$

표 6의 결과를 보면 설계변수들이 제한 조건을 만족하면서 최대 감도를 가지기 위한 최대값과 최소값 사이에 최적값이 존재하였고, 이는 개별 설계변수들의 영향뿐만 아니라 설계변수들의 상호효과에 의하여 도출된 결과로 판단된다. 그림 7은 표 6에서 나타낸 최적값을 적용한 초음파 어레이 센서의 유한 요소 모델에 대한 해석 결과이다.

표 6에 나타낸 최적구조를 가지는 센서의 성능을 확인한 결과, 표 4에 나타낸 목표 사양을 모두 만족하였다. 따라서 이상의 과정을 통해 주어진 조건을 만족하면서 최대 감도를 가지는 초음파 어레이 센서를 설계하였으며, 이러한 설계법은 사용 목적에 따라 특정 성능을 향상시킬 수 있는 초음파 어레이 센서의 설계를 가능하게 할 것으로 기대된다.

IX. 결론

본 연구에서는 의료용 영상진단용 초음파 어레이 센서를 설계하는데 있어서 각 설계변수들이 성능에 미치는 개별 영향 및 이들의 상호작용에 의한 영향을 분석 하였다. 나아가 그 결과를 현재 의료 진단용으로 가장 많이

표 6. 기본 모델과 최적화 모델의 결과
Table 6. Analysis result of the basic and optimized models.

Structural variables and performance	Basic model	Optimized model
x_1 (μm)	79	63.16
x_2 (μm)	86	68.19
x_3 (μm)	36.5	34.50
x_4 (μm)	400	405.94
Sensitivity (dB)	-33.20	-31.94
Center frequency (MHz)	7.81	7.64
FBW (%)	41.8	59.4
-20 dB pulse length (μs)	0.485	0.316

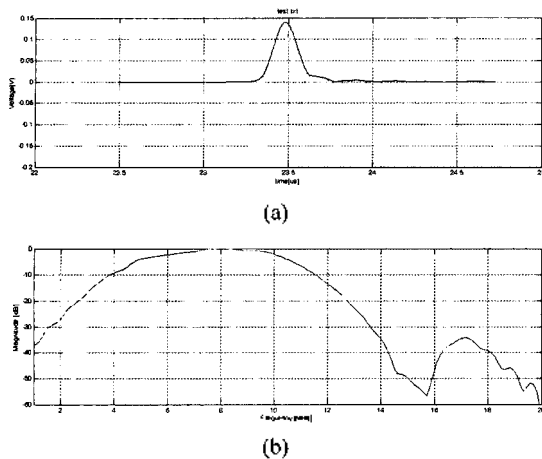


그림 7. 해석결과. (a)시간영역 특성. (b)주파수 영역 특성.
 Fig. 7. Result of analysis.
 (a) time domain response,
 (b) frequency domain response.

사용되고 있는 초음파 선형 어레이 센서에 적용하여 최대 감도를 나타내는 최적구조를 설계하고자 하였다.

주요 설계변수로는 1차 정합층 두께, 2차 정합층 두께, kerf 폭 및 pitch의 4가지를 선정하였고, 통계기법인 반응표면 계획법에 의한 유한요소 해석과 다중 회귀분석을 수행하여 어레이 센서의 성능을 설계변수들의 함수로 도출하였다. 그리고 제한 최적화 방법인 SQP-PD법을 이용하여 최대 감도를 가지며, 주어진 중심 주파수, -20 dB pulse length 및 FBW를 구현하도록 의료용 영상진단용 초음파 어레이 센서 설계변수들의 최적값을 구하였다.

구해진 설계변수들의 최적값을 이용하여 초음파 어레이 센서의 성능을 확인한 결과 처음 목표로 했던 사양을 모두 만족하며 최대 감도를 구현하는 것으로 나타났다. 본 연구의 결과는 사용 목적에 따라 특정 성능을 향상시킬 수 있는 초음파 어레이 센서의 구조를 설계 하는데 효율적으로 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

감사의 글

본 연구는 산업자원부의 지원으로 수행되었으며, 이에 감사드립니다 (10024200-2007-13).

참고 문헌

1. K. R. Erikson, F. J. Fry and J. P. Jones, "Ultrasound in medicine—a review," *IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics* 21, 144–170, 1974.
2. S. C. Woo and Y. Shi, "Optimum beam steering of linear phased arrays," *Wave Motion* 29, 245–265, 1999.
3. J. Ylitalo, "Synthetic aperture ultrasound imaging using convex array," *IEEE Ultras. Sym. Proc.*, 1337–1340, 1995.
4. S. W. Smith, O. T. von Ramm, M. E. Haran and R. L. Thurstone, "Angular response of piezoelectric elements in linear phased array ultrasound scanners," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.* 26, 185–191, 1979.
5. N. Felix, D. Certon, E. Lacaze, M. Lethiecq and F. Patai, "Experimental investigation of cross-coupling and its influence on the elementary radiation pattern in 1D ultrasound arrays," *IEEE ultras. Sym. Proc.*, 1053–1056, 1999.
6. J. Larson, "Non-ideal radiations in phased array transducers," *IEEE Ultras. Symp. Proc.*, 673–684, 1984.
7. J. A. Jensen and N. B. Svendsen, "Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.* 39, 262–267, 1992.
8. D. J. Powell, G. L. Wojcik and B. K. Mukherjee, "Incremental 'Model-build-test' Validation Exercise for a 1-D Biomedical Ultrasonic Imaging Array," *IEEE ultras. Sym. Proc.*, 1669–1674, 1997.
9. R. E. McKeighen, "Design Guidelines for Medical Ultrasonic Arrays," *SPIE* 3341, 2–18, 1998.
10. R. O. Kuehl, *Design of experiments: Statistical principles of research design and analysis*, (Duxbury Press, Pacific Grove, 2000).
11. R. J. Freund and W. J. Wilson, *Regression analysis: Statistical modeling of a response variable*, (Academic Press, San Diego, 1996).
12. K. J. Kang and Y. R. Roh, "Optimization of structural variables of a flextensional transducer by the statistical multiple regression analysis method," *J. Acoust. Soc. Am.* 114(3), 1454–1461, 2003.
13. 강국진, 노용래, "Class IV Flextensional 트랜스듀서의 주파수 특성 변화에 관한 연구," *한국음향학회지* 18(7), 67–73, Nov. 1999.
14. A. D. Belegudu and T. R. Chandrupalla, *Optimization concept and application in engineering*, (Prentice Hall, New Jersey, Chap.5, 1999).
15. D. A. Pierre, *Optimization theory with applications*, (Dover Publications, New York, 1986).
16. R. E. Miller, *Optimization: foundations and applications*, (John Wiley & Sons, New York, 2000).

저자 약력

• 김 회 용 (Hoeyong Kim)

2005년 2월: 영남대학교 기계공학과(공학사)
 2007년 2월: 경북대학교 기계공학과 (공학석사)
 2007년 3월~ 현재: 경북대학교 기계공학과 박사과정

• 노 용 래 (Yongrae Roh)

한국음향학회지 제26권 제2호 참조