

生体軟組織の弾性特性評価を目指した  
線状集束トランスジューサによる超音波加振に関する研究

澤田 丈考

指導教員: 金井 浩, 研究指導教員: 長谷川英之

A Study on Acoustic Actuation Using Line-Focus Transducers for  
Evaluation of Elasticity of Biological Soft Tissue

Tomotaka SAWADA

Supervisor: Hiroshi KANAI, Research Advisor: Hideyuki HASEGAWA

Acoustic radiation forces induced by ultrasound can be used to apply external forces to an object, and the viscoelastic property of the object would be evaluated by measuring the resultant regional displacement of the object using different ultrasound for measurement. To generate measurable displacement or strain by acoustic actuation, a method to effectively apply acoustic radiation forces needs to be devised. One of the candidates to improve the efficiency is to use line-focus transducers. However, there are undesired fluctuations in an emitted sound field due to a finite aperture size with uniform apodization when a single-element line-focus transducer (SELFT) is used to emit plane waves, which are focused only in their elevational directions. To suppress such undesired fluctuations, a pair of line-focus array transducers (LFAT) was constructed to realize spatially smoother radiation forces by applying an appropriate apodization. As a result, three dominant undesired peaks in the sound field emitted from a SELFT were suppressed using the LFAT with an examined appropriate apodization, and the displacement distribution induced in a phantom became spatially smooth.

1. はじめに

近年, わずかに異なる 2 つの周波数の超音波を重ね合わせることで生じる, それらの差の周波数で変動する音響放射圧を生体組織に加え, その応答を解析することで非侵襲に組織機械的特性を計測する試みが Fatemi と Greenleaf から報告されている<sup>1)</sup>. また, Nightingale らは軟組織に放射力を短時間 (1 ms 未満) 適用し, 生じた組織変位の過渡応答を計測することで, 粘弾性特性の評価を行っている<sup>2)</sup>. 連続波における音響強度の安全基準である  $1 \text{ W/cm}^2$  は, 音響放射圧では  $6.67 \text{ Pa}$  に対応し非常に小さい. したがって音響的加振により十分計測可能なひずみを発生させるためには, 音響放射圧の加え方に工夫をする必要がある. 本研究では, 線状に超音波ビームが集束する 2 つのトランスジューサを同位相で励起し, より効率的に組織内部に加振を行うための手法についての検討を行った.

2. 超音波加振効率化の原理

本手法では, 周波数  $f$  と  $f + \Delta f$  の連続波正弦波を重ね合わせることで, 周期的に変動する音響放射圧を発生させ, それを 2 つの異なる方向から同時に印加して対象物に加振を行う.  $\Delta f$  で変動する音響

放射圧  $P_R(t)$  は次式で与えられる.

$$P_R(t) \simeq \frac{p_0^2}{\rho c^2} \left(1 - 10^{-\frac{\alpha \Delta d}{10}}\right) (1 + \cos 2\pi \Delta f t) \quad (1)$$

ここで,  $p_0$ ,  $\rho$ ,  $c$ ,  $\alpha$  および  $\Delta d$  はそれぞれ送信波の音圧振幅, 対象領域の密度, 音速, 減衰係数および厚みを表す.

図 1 に点および線状集束トランスジューサにより発生するひずみの模式図を示す. 2 つの点集束ビームにより  $y$  方向に圧縮した場合, ひずみは深さ方向だけでなく水平 ( $x$ ) 方向にも発生する. 一方, 線状集束ビームにより圧縮した場合, 水平 ( $x$ ) 方向には一様に力が働いているためひずみが発生しない. したがって, 加わる音響放射圧の大きさが同じ場合, 線状集束トランスジューサの方が水平 ( $x$ ) 方向にひずまない分だけ深さ ( $z$ ) 方向により大きなひずみを発生させることができる.

点および線状集束ビームにより ( $y$ ) 方向に圧縮した場合, 深さ ( $z$ ) 方向に発生するひずみ  $\varepsilon_{pz}$ ,  $\varepsilon_{lz}$  はそれぞれ次式で与えられる.

$$\varepsilon_{pz} = \frac{\sigma_y}{E} \nu \quad (2)$$

$$\varepsilon_{lz} = \frac{\sigma_y}{E} \nu \cdot (1 + \nu) \quad (3)$$

ここで、 $\sigma_y$ 、 $E$  および  $\nu$  はそれぞれ、 $y$  方向にかかる応力、対象物のヤング率、ポアソン比である．線状集束ビームにより発生するひずみ  $\varepsilon_{lz}$  は点集束ビームにより発生するひずみ  $\varepsilon_{pz}$  の  $1 + \nu$  倍となる．したがって、対象物が生体組織などの非圧縮性の物質 ( $\nu = 0.5$ ) の場合、線状に力を加えた方が深さ方向のひずみは  $1 + \nu = 1.5$  倍大きくなることが分かる．

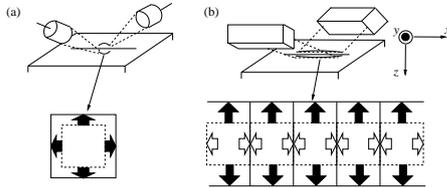


図 1: (a) 点集束トランスジューサと、(b) 線状集束トランスジューサにより発生するひずみ．

### 3. アレイ型線状集束トランスジューサを用いた音場の改良

図 2(a), (b) にそれぞれ点集束トランスジューサおよび単一振動子型線状集束トランスジューサを用いて音響放射圧を印加した水と油の境界面の変位の空間分布を示す．点集束トランスジューサを用いた場合、発生した変位は焦点 (水平 ( $x$ ) 方向の中心部) において最も大きいことが分かる．一方、線状集束トランスジューサを用いた場合は水平 ( $x$ ) 方向に均一に広い領域にわたって対象物が加振されることが期待される．しかし、図 2(b) に示すように変位振幅は均一にならず矢印で示した 3ヶ所が大きくなっていることが分かる．

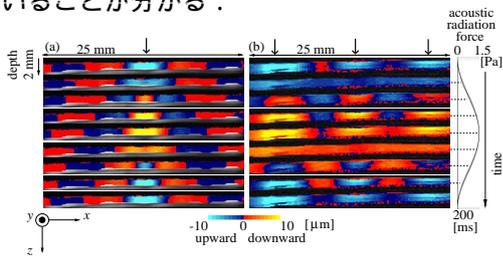


図 2: (a) 点集束トランスジューサおよび (b) 単一振動子型線状集束トランスジューサにより水と油の境界面に発生した変位の空間分布．

そこで、本研究では、超音波線状集束ビームの音場を改良するために新しくアレイ型線状集束トランスジューサを導入した．このトランスジューサは 34 素子で構成され、それぞれの素子の印加電圧を制御することが可能である．このトランスジューサに印加電圧の重み付けを行い、焦点における  $x$  方向の音圧分布測定を行った．図 3 に点集束トランスジューサ、単一振動子型線状集束トランスジューサおよび素子分配を 3 ch:28 ch:3 ch で行った場合のアレイ型線状集束トランスジューサ (印加電圧比  $w_1:w_2:w_3=0.3:1:0.3$ ) の音圧分布の計測結果を示す．単一振動子型線状集束トランスジューサの音場に比べてアレイ型線状集束

束トランスジューサに重み付けを行った音場分布は滑らかになっていることが分かる．

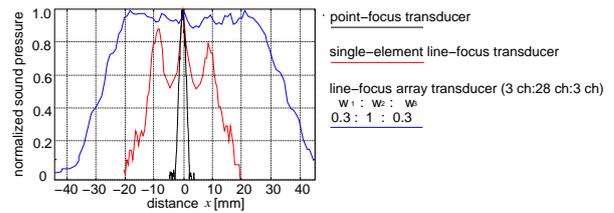


図 3: 点集束トランスジューサ、単一振動子型線状集束トランスジューサおよびアレイ型線状集束トランスジューサによる音圧分布．

### 4. ファントムを用いた超音波加振実験

筋肉を模擬した対象物として、直方体のウレタンゲルを用いた．また、加振用には単一振動子型トランスジューサおよび印加電圧に重み付けをしたアレイ型線状集束トランスジューサを用いて行った．図 4(a) の変位分布から分かるように、単一振動子型線状集束トランスジューサを用いた場合、図 4(a) の黒枠で示されている部分の変位振幅が他の領域に比べて大きい．一方、図 4(b) のようにアレイ型線状集束トランスジューサを用いた場合は、変位が  $x$  方向に均一に発生していることが分かる．

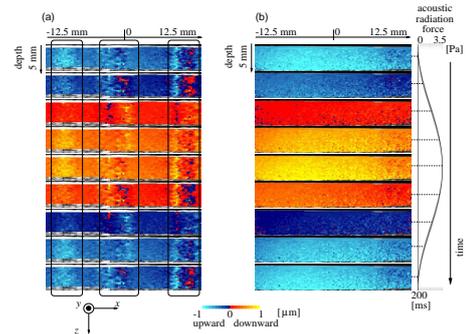


図 4: (a) 単一振動子型線状集束トランスジューサおよび (b) アレイ型線状集束トランスジューサを用いた超音波加振により発生したファントムの変位分布．

### 5. 結論

本論文では、生体軟組織の弾性特性評価を目指して、線状集束トランスジューサを用いた超音波加振に関する検討を行った．本手法のように音圧分布を制御することにより、筋肉の弾性特性を評価するための超音波線状加振が実現できる可能性を示した．文献

[1]M. Fatemi, L. E. Wold, A. Alizod and J. F. Greenleaf: IEEE Trans. Med. Imaging **21**(2002)1.  
 [2]K. Nightingale, M. S. Soo, R. Nightingale and G. Trahey: Ultrasound Med. Biol. **28** (2002) 227.  
 [3]Y. Odagiri, H. Hasegawa and H. Kanai: Jpn. J. Appl. Phys. **47** (2008) 4193.  
 [4]T. Sawada, H. Hasegawa and H. Kanai: Jpn. J. Appl. Phys. (submitted)