

# 超音波アレイによる放射圧触覚ディスプレイ

## Radiation Pressure Tactile Display Using 1-D Ultrasound Array

岩本貴之 赤穂大輔 正 篠田裕之 (東京大学)

Takayuki Iwamoto, Daisuke Akaho and Hiroyuki Shinoda  
The University of Tokyo

*Key Words: tactile display, ultrasound, acoustic radiation pressure, linear phased array*

We propose a tactile display that uses acoustic radiation pressure. We fabricated two types of prototype systems; one has a linear-phased-array with 10 pieces of 1 MHz PZT transducers arranged at a 1mm pitch and another with 30 pieces of 3MHz transducers arranged at 0.33mm. We confirmed radiation pressure that was sensible for our fingertips was generated, and examined temporal and spatial controllability of it. We show the results of the feasibility studies.

### 1. はじめに

近年、バーチャルリアリティの分野において、人工的に触覚を提示する様々な手法が提案されている。触覚に関連する神経系を刺激することで触覚を与える手法[1]もあるが、皮膚表面に機械的な変形を加える手法(以下では、機械的触覚提示手法)がより一般的な方法と考えられる。これらの機械的触覚提示手法では、複数のアクチュエータを皮膚表面上に接触させる、いわゆるピンアレイ型のデバイスが代表的であり、近年では Pasquero, Hayward らにより提案されている、1mmピッチでパイモルフ型 piezoアクチュエータを並べた、STReSS[2]などがある。

従来の機械的触覚提示手法には、神経刺激による触覚提示手法に比べ、より自然な感覚を提示できるなどの利点がある一方、特有の問題もある。まず、アクチュエータは人間の振動感覚閾値まで良好な周波数特性を持つ必要がある。また、指先における触覚提示を考えた場合、アクチュエータを 1mm 以下の高密度に、多数配置しなくてはならない。高密度に配置できた場合でも、皮膚の変形は個々のアクチュエータが存在する位置からしか加えることができない。すなわち、皮膚表面に対する変形刺激は皮膚表面上の固定された離散点からしか与えられない。また、皮膚表面とアクチュエータの接触状態の変化により、皮膚に加わる力が変化してしまう。

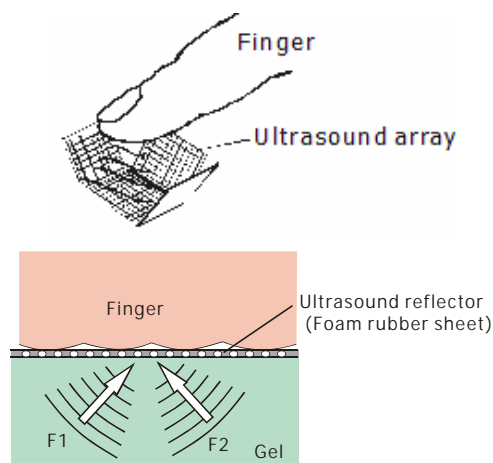


Figure 1. Tactile display using radiation pressure.

我々はこれまでの研究[3]において、音響放射圧を触覚提示手法として利用することで、これらの機械的触覚提示手法が持っている問題を解決できることを提案している。我々が提

案するデバイスを Fig.1 に示す。超音波の放射部分は 2 次元の phased array を 5 面配置する。各面から位相を制御され放射された超音波は超音波伝導性のゲルなどの媒質中を伝播し、対象皮膚表面において放射圧を生成する。皮膚内部への直接的な超音波の透過を防ぐため、ゲル表面には気泡を含んだ柔軟な超音波反射用の膜がある。本研究では、このような触覚ディスプレイの実現をふまえて、超音波放射部分に 1 次元の linear phased array を用いた試作機を製作し、その性能の評価を行った。

### 2. 基本原理

超音波の伝播が物体によりさえぎられるとき、物体表面には音響放射圧が超音波の進行方向に垂直な方向に生成される。密度  $\rho$ 、音速  $c$  の媒質中を伝播する音圧  $p$  の超音波によって生成される音響放射圧  $P$  は以下の式(1)で表される。ここで、 $\alpha$  は物体の超音波反射特性に依存する係数で、完全反射の場合  $\alpha = 2$ 、完全吸収の場合  $\alpha = 1$  である。

$$P = \alpha E = \alpha \frac{p^2}{\rho c^2} \quad (1)$$

式(1)における  $E$  は、物体表面での超音波のエネルギー密度であり、理論的には音響放射圧は超音波のエネルギー密度に比例することがわかる。皮膚表面に与える圧力を制御する場合、皮膚表面での超音波のエネルギー密度を制御すればよい。超音波の空間強度分布を制御する方法としては、超音波診断装置などに広く用いられている phased array がよく知られている。

また、物体表面における超音波のエネルギー密度  $E$  は音源の単位面積あたりの出力(出力密度)を  $E_{out}$  とすると、次式で表される。[4]

$$E = E_{out} / c \quad (2)$$

(2)式より、同じ出力密度に対して、音速  $c$  が小さいほどエネルギー密度は高くなる。例えば、空中での音速は 340 m/s であり、水中(音速 1530 m/s)と比べた場合、4 倍以上のエネルギー密度が得られる。しかし、今回、超音波の音源として用いていた PZT と媒質とのインピーダンス整合も考慮にいた場合、水もしくは水と同等の音響インピーダンスを持つ超音波伝導性ゲルを用いた方がより大きなエネルギー密度が得られるため、水またはゲルを媒質として用いた。

超音波の音響放射圧を触覚ディスプレイへ応用することを考えた場合、理論的には多くの利点が考えられる。まず、空間分解能の高さが挙げられる。超音波を集束させた場合、

その焦点の径の大きさは波長のオーダーになると考えられる。例えば、5MHzの超音波の水中での波長は0.3mmであるから、焦点の径は1mm以下になることが予測される。すなわち、1mm以下の空間分解能で局所的に圧力を生成することが可能である。また、その圧力の空間分布も phased array により制御可能であるため、通常のピンアレイ方式とは異なり、刺激点が離散的になることがない。

また、時間特性においても良好な性能が期待される。用いる超音波の周波数は数 MHz であるため、仮に PZT の振動が安定するまでに 100 周期の振動が必要だとしても、人間の 1KHz 程度の振動感覚閾値と比べて、十分な立ち上がり特性を持つことが予想される。

さらに、皮膚表面と接触する部分はゲルなどの柔軟な物体なため、ピンアレイなどを用いた場合と異なり、皮膚との接触状態が変化した場合にも、不要な力が皮膚表面に生じない。

### 3. 実験装置

現在まで行われてきた、触覚と音響放射圧の関連を調べた研究[3][5]においては、超音波の音源は単一の振動子であり、集束は音響レンズ、もしくは凹面振動子を利用することで行われた。音響放射圧を触覚ディスプレイへ応用するにあたり、我々は phased array を用い、その空間圧力分布を制御することを提案している。今回、超音波振動子アレイを音源部分に備えた試作システムを製作し、その評価を行った。

#### 3-1 システムの構成

Fig.2 に試作システムの写真を示す。試作システムは、駆動回路、超音波振動子アレイ、水槽からなる。超音波振動子アレイは水槽の底に位置している。今回の実験では、放射圧の測定と評価が目的であるため、測定時の簡便さから媒質として水を用いた。

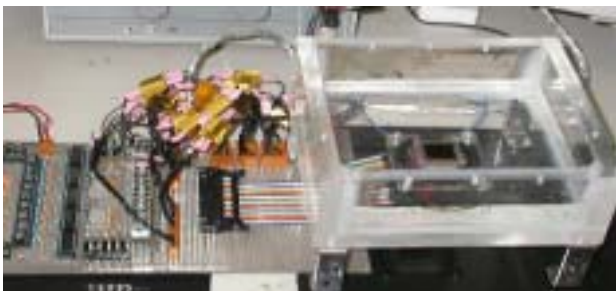


Figure.2 Experimental setup; a water bath with the linear array on the bottom and the driving circuit

#### 3-2 超音波振動子アレイ

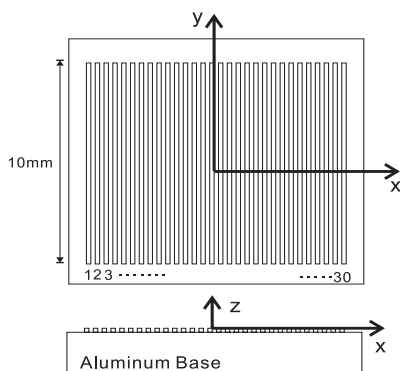


Figure.3 Ultrasound transducer array component (Nihon Dempa Kogyo Co.,Ltd.) 3MHz, 30ch.

超音波振動子アレイ（日本電波工業株式会社製）は2種類のものを用意した。ひとつは共振周波数 3MHz の長さ 10mm の PZT 素子を 30 枚、0.33mm ピッチで並べた。(Fig.3) もうひとつは、共振周波数 1MHz の長さ 10mm の PZT 素子を 10 枚、1mm ピッチで並べた。各振動子はパッキング材をとりつけ、放熱用のアルミブロック上に並べられている。放射側には音響整合層がつけられている。x 方向の集束は振動子の位相制御により行い、y 方向の集束は 1 次元の音響レンズを用いた。

### 4. 放射圧の測定

試作システムを定量的に評価するため、試作システムにより生成される放射圧を測定し、その空間分解能、周波数特性、出力限界を測定した。

#### 4-1 測定装置

放射圧を測定するにあたり、Fig.4 のような圧力センサを用いた。圧力センサ表面は厚さ 2mm のアルミで覆われ、中心に直径 0.5mm の円形の開口がある。開口部には厚さ 30 μm の柔軟な防水フィルムがつけられている。この圧力センサは標準マイクを用いて校正された。

また、このセンサは XYZ ステージにつながるアームに固定され、マイクロメータを用いて、その位置座標を 0.02mm の精度で変化させることができる。

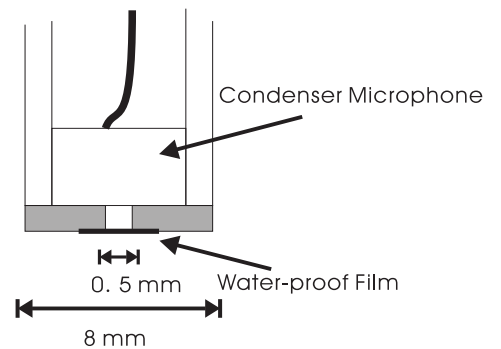
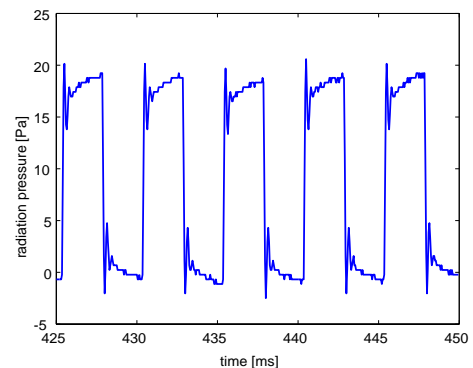


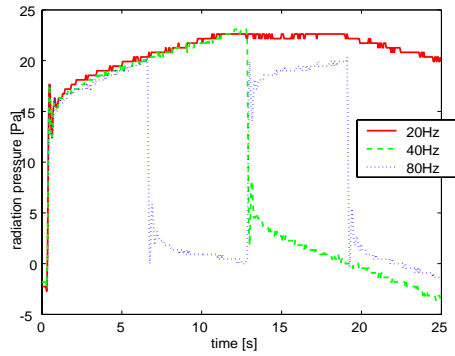
Figure.4 Cross section drawing of the point-aperture pressure sensor.

#### 4-2 放射圧による圧力波形

Fig.5a は測定された、200Hz の矩形波によって変調された放射圧の波形を表している。共振周波数 1MHz の超音波振動子アレイを用い、焦点は振動子原点から  $x=0$ 、 $y=0$ 、 $z=20$ mm の位置に固定した。音響レンズは用いていない。矩形波の立ち上がり、立ち下り部分に見られる共振はセンサ自身の特性のためである。グラフを見ると、1ms よりも遥かに早い時間で立ち上がり、立ち下がりが起きていることがわかる。



(a)



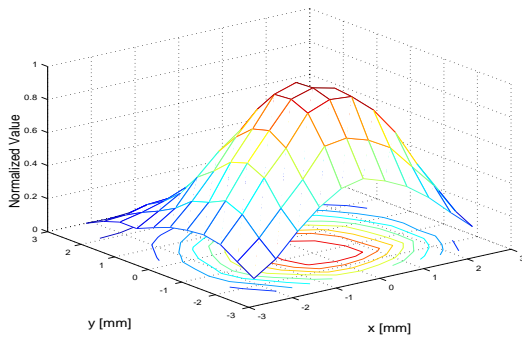
(b)

Figure.5 Observed pressure waveforms. Radiation pressure by 200 Hz burst wave (a), and radiation pressure by 20, 40 and 80 Hz burst waves (b)

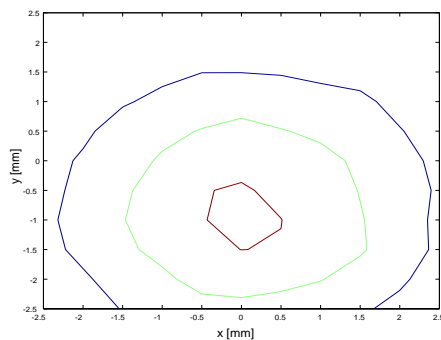
波形は完全な矩形波ではなく、矩形波の頂点部分で若干のドリフトが観察される。これは、媒質に生じた流れによるものと考えられる。このドリフトの時定数は、パースト波の周波数によらず一定である。(Fig.5b)

#### 4-3 空間分解能

Fig.6a は共振周波数 1MHz、10ch の振動子アレイを用いた場合の生成された放射圧の空間強度分布のグラフである。焦点は振動子原点から  $x = 0$ 、 $y = 0$ 、 $z = 30\text{mm}$  に固定した。測定は、焦点を含み振動子面に平行な平面上  $5\text{mm} \times 5\text{mm}$  の領域で行った。測定点は  $0.5\text{mm}$  間隔にとった。z 軸は測定された放射圧の強度を表し、最も強度の強い点での値で正規化を行った。また、Fig.6a を等高線プロットにしたものが、Fig.6b である。焦点径の定義を強度が最大値の半分となる境界とすると、このとき、焦点径は  $3\text{mm}$  であった。

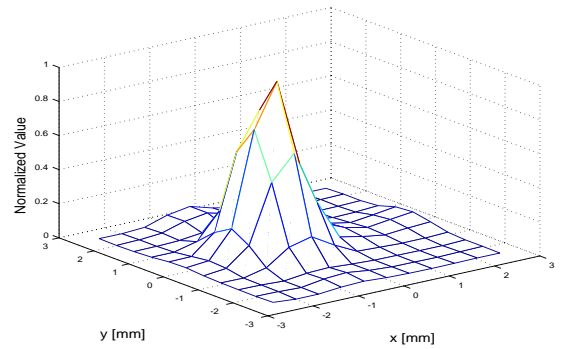


(a)

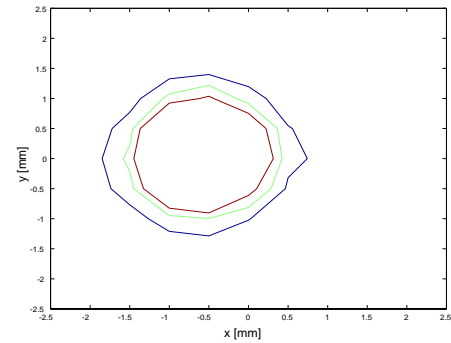


(b)

Figure.6 Spatial distribution of radiation pressure for 1MHz, 10ch transducer component: (a) 3-D plot (b) contour plot; brown, green, blue lines are for 75%, 50%, 25% of the maximum intensity, respectively.



(a)



(b)

Figure.7 Spatial distribution of radiation pressure for 3MHz, 30ch transducer component: (a) 3-D plot (b) contour plot; brown, green, blue lines are for 75%, 50%, 25% of the maximum intensity, respectively.

また、Fig.7 は共振周波数 3MHz、30ch の振動子アレイを用いた場合の空間強度分布のグラフである。周波数を 3 倍にしたことで波長は  $1/3$  となり、より焦点径が小さくなった。このときの焦点径は  $1\text{mm}$  であった。

#### 4-4 焦点の移動

phased array を用いることで、焦点を空間中の任意の点に生成することが可能である。Fig.8 は、焦点の座標を  $y$ 、 $z$  については  $y = 0$ 、 $z = 30\text{mm}$  に固定し、 $x$  方向において変化させたときの、放射圧の分布の測定結果を示している。測定は  $y = 0$ 、 $z = 30\text{mm}$  において行った。超音波振動子アレイは 3MHz のものを用いた。焦点の  $x$  座標  $x_f$  は理論上、それぞれ、 $x_f = 1.5$ 、 $3.0$ 、 $4.5$ 、 $6.0$ 、 $7.5\text{mm}$  になるように各振動子の位相を制御した。グラフを見ると振動子アレイが存在する範囲内 ( $x < 5\text{mm}$ ) に焦点を生成した場合は焦点径は小さいが、振動子アレイが存在する範囲外 ( $x > 5\text{mm}$ ) に焦点がある場合は設定した座標よりもやや内側に焦点が形成され、ピークも若干低くなっている。

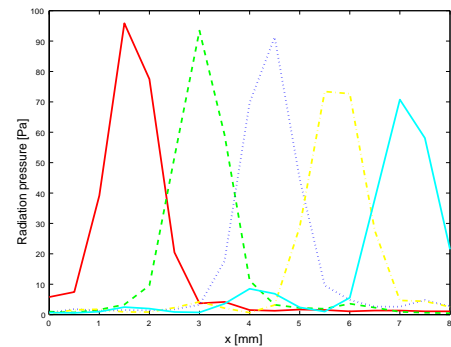


Figure.8 Spatial pressure distributions for swung beams: red  $x_f = 1.5\text{mm}$ , green  $x_f = 3.0\text{mm}$ , blue  $x_f = 4.5\text{mm}$ , yellow  $x_f = 6.0\text{mm}$ , cyan  $x_f = 7.5\text{mm}$

#### 4-5 周波数特性

4-2 で見たように、放射圧による圧力波形は非常に優れた立ち上がりの特性を持つ。一方で、主に媒質の影響と考えられるが、圧力に若干のドリフトが起きる。放射圧による圧力波形の時間特性を定量化するため、その周波数特性を測定した。

Fig.9 が 1MHz 振動子を用いた際の放射圧の周波数特性である。Fig.9a はゲインに関するグラフで、横軸は周波数、縦軸は 20Hz のときの値を基準としたデシベル値である。20Hz から 1kHz にわたってゲインの変化は 5db に収まっていることがわかる。Fig.9b は位相特性であるが、位相遅れはほぼ 0 で一定であることがわかる。

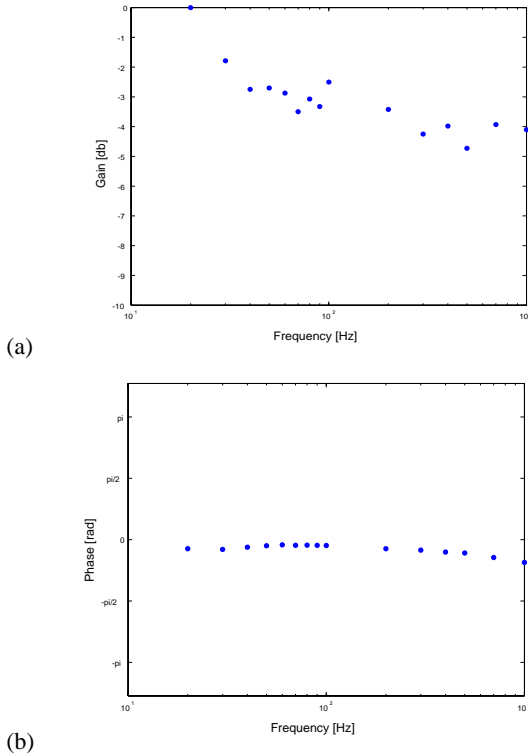


Figure.9 Frequency characteristics of radiation pressure for 1MHz transducer array component. (a) gain (b) phase

#### 4-6 出力限界

以上の空間分布、および周波数特性の測定に加え、投入電力に対する放射圧出力の測定も行った。振動子面全体から放射される超音波をターゲットに当て、その際の重量の変化を精密電子天秤で計測した。超音波振動子アレイは 3MHz、30ch のものを用いた。

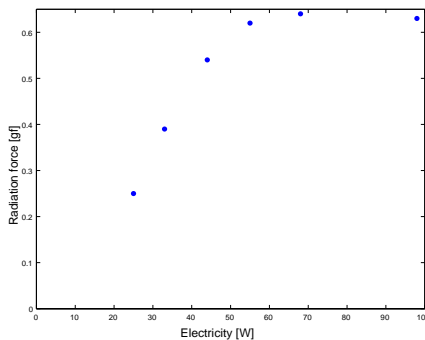


Figure.10 Input electricity vs. total radiation force

結果を Fig.10 に示す。横軸が投入電力[W]、縦軸が総出力 [g 重]である。最大で 0.64g 重の出力が得られている。グラフより、投入電力に対して出力に飽和が起きていることがわかる。この飽和の詳細な原因は現在調査中である。

#### 5. まとめと考察

4 章の実験において、我々は試作システムの定量的な性能を確認した。まず、時間的特性に関して、放射圧は急峻な立ち上がりを示した。周波数特性で評価した場合、20Hz-1kHz におけるゲインの変化は 5db に収まっており、振動感覚生成に必要な周波数帯域をカバーしていることがわかった。

空間分解能については、1MHz の超音波で 3mm、3MHz の超音波で 1mm の焦点径になることがわかった。人間の指先での 2 点弁別閾は、1-3mm と言われており[6]、その観点からは 3MHz の超音波でも十分な空間分解能を有していると考えられる。一方で、焦点径は超音波の周波数に反比例すると考えられたため、10MHz の超音波を用いた場合には、分解能は 0.3mm 程度となり、これは指紋の間隔に相当することから、皮膚構造と触覚特性との関係[7]などを研究する際に有用な触覚刺激提示デバイスになると考えられる。

総出力は、最大で 0.64g 重が得られた。実際に、超音波反射用の柔軟膜をつけた指先表面に放射圧を与えたところ、250Hz 付近の高周波の振動感覚に関しては十分な感覚を得られたものの、40Hz 付近の低周波の振動感覚や圧覚に関しては、感覚が弱いという報告を得た。単純に投入電力を増やしても飽和現象が起こることがわかったので、これ以上の出力を得るためには、振動子面積を増やす手段が考えられる。

#### 6. おわりに

本研究では、超音波の音響放射圧を利用する触覚ディスプレイを提案し、その試作システムによる評価を行った。その結果、試作システムは時間・空間分解能において良好な特性を有し、この音響放射圧を利用する触覚ディスプレイに十分な可能性があることを示した。今後の課題としては振動子アレイの面積拡張による総出力の増大、振動子アレイの 2 次元化などがある。

謝辞 本研究の一部は文部省科研費補助金(特別研究員奨励費 15-11561)によっている。

#### 参考文献

- [1] H. Kajimoto, N. Kawakami, T. Maeda and S. Tachi: "Tactile Feeling Display using Functional Electrical Stimulation," Proc. 1999 ICAT, 1999.
- [2] J. Pasquero and V. Hayward: "STReSS: A Practical Tactile Display System with One Millimeter," Proc. of Eurohaptics 2003, 2003.
- [3] T.Iwamoto, T.maeda, H.Shinoda, "Focused Ultrasound for Tactile Feeling Display" in The Eleventh International Conference on Artificial reality and Telexistence (ICAT'2001), 2001.
- [4] "超音波技術便覧 改訂新版", 日刊工業新聞社, 1966
- [5] D.Dalecki, S.Z.Child, C.H.Raeman and E.Carlstensen: Tactile perception of ultrasound, *Journal of the Acoustical Society of America*, pp3165-3170, 1995.
- [6] "感覚生理学", Robert F. Schmidt, 金芳堂, 1989
- [7] "触覚における皮膚構造の役割", 佐藤 尚, 梶本 裕之, 館障, ロボティクス・メカトロニクス講演会'03 講演集 (CDROM) page 1P1-3F-C1, May, 2003.