

## 音響放射圧の走査による触覚ディスプレイ

岩本 貴之 篠田 裕之\*<sup>1</sup>

Tactile Display Using Acoustic Radiation Pressure Scanning

Takayuki Iwamoto and Hiroyuki Shinoda\*<sup>1</sup>

**Abstract** – We propose a new tactile display using acoustic radiation pressure. The display produces localized force within a 1 mm diameter focal point and 2 gf total force. The fluctuation of the gain was within 4 dB in the range of 20-1000 Hz. By steering the focal point using a linear phased array, the display creates various precise spatio-temporal patterns of pressure distribution on the skin. We conducted psychophysical experiments on tactile apparent movement and confirmed that tactile apparent movement can be observed even if non-vibratory stimuli are used.

**Keywords** : tactile display, acoustic radiation pressure, ultrasound, apparent movement

## 1. はじめに

人工現実感生成のための皮膚感覚提示手法には、大別すると、対象皮膚表面より応力を加える方法、および触覚に関連する神経系に刺激を与える方法が考えられる。

対象皮膚表面より応力を加える手法は、より多く試みられている手法である。その中でも最もよく知られているのが、皮膚に対して垂直方向に振動するピンを用いたピンアレイ型の触覚ディスプレイ [1] である。多くのピンアレイ型ディスプレイが皮膚表面に対して垂直に刺激ピンを駆動するのに対し、Pasquero ら [2] の STReSS は、バイモルフ型アクチュエータを用いて皮膚を横方向に伸縮し、あたかも、ピンを垂直に押し込んだかのような感触を得ることに成功している。また、ピン型アクチュエータ以外の方法では、牧野ら [3] による吸引圧により圧覚を生成する方法などがある。

また、直接、神経系に働きかける手法には、例えば、下条ら [4] のように、針電極を上腕部に刺入し、特定の機械受容器につながる神経軸索を発火させる手法、梶本ら [5] や Kaczmarek ら [6] のように、電極直下の機械受容器を対象とし、経皮電極を用いて、受容器もしくは受容器につながる神経軸索を発火させる手法などが代表的である。また、Gavrilov ら [7] のように、機械受容器を集束超音波によって刺激し、触覚を得たという報告もある。

上述した手法はそれぞれ利点があり効果をあげているが、その提示可能な触覚は、振動感覚や特定のテク

スチャにとどまり、現実に存在する物体やテクスチャを触った時のような触覚を生成することは、触覚提示技術に携わる者には未だ困難な課題として残されている。人工現実感提示においては、人間の知覚限界からくる制約条件により、デバイス設計の最適化を行うことが重要であると考えられるが、触覚提示に関しては、人間の触覚機構が十分に解明されていないことが触覚提示デバイスの発展を妨げているひとつの理由と考えられる。もしも、実際の物体と皮膚との接触時に起こっている応力の時間空間パターンの中でも、人間にとって知覚可能なパターン、知覚不可能なパターンがどのようなものであるかがわかれば、それに基づいた最適なデバイス設計が可能になるであろう。

そのためには、皮膚表面に加わる応力の時間空間パターンを高精度に再現するデバイスが必要であるが、従来の機械式のディスプレイでこれを実現することは困難であった。空間分解能は、少なくとも 2 点弁別閾 [8] を満たす必要があるため、指先においては 1mm 程度の高密度な配置が要求される。また、時間分解能に関しては、1kHz までの帯域全般において十分な提示性能を持たせることが必要である。また、機械式のアクチュエータの問題点としては、皮膚と触覚提示部との接触状態の変化により提示力が影響を受けることがあげられる。触覚提示部の変位に対して発生する応力分布は接触部分の形状、および皮膚との接触状態によって、影響を受けるため、皮膚表面上での正確な応力分布を再現することが難しい。また、従来の振動ピンによる振動提示は、ピンと皮膚との接触が保たれない場合があるとの指摘があり、現在も議論の対象となっている [9] [10]。

\*1: 東京大学大学院 情報理工学系研究科

\*1: Graduate School of Information Science and Technology, Univ. of Tokyo

我々は、これらの問題を踏まえ、従来の機械式のアクチュエータを利用した応力提示手法に代わり、高精度に皮膚表面の応力分布を再現する手法として、超音波による音響放射圧を利用した触覚提示法 [11] [12] を提案している。本論文では1次元アレイを用いて実験的に放射圧の特性を整理し、触覚ディスプレイとしての適用可能性を吟味する。時間特性、空間解像度と同時に、提示面に垂直な方向についての圧力分布も評価する。

超音波の音響放射圧を利用する触覚提示は、Daleckiら [13] により試みられている。Daleckiらの実験は、水槽底部に固定された固定焦点の超音波振動子から放射される集束超音波を、対象皮膚表面に貼付けた、コルクとネオプレンからなる厚さ 2mm、直径 1.5cm の超音波反射板、もしくは皮膚に直接照射し、照射する超音波強度やパルス幅などを変化させ、触覚の音響放射圧に対する知覚特性を調べたものである。彼らの実験においては、超音波の集束は固定焦点であり、また、提示部には厚さ 2mm の反射板を用いていることからわかるように、音響放射圧は皮膚表面上の応力の空間パターンを制御する目的ではなく、皮膚上の特定領域に力を提示する目的で用いられた。我々の提案する手法では、アレイ状に配置した超音波振動子群から放射される超音波の位相を制御することで、皮膚表面上における超音波の強度分布を制御し、皮膚表面に応力の時間空間パターンを生成する。また、皮膚表面には弾性的で薄い超音波反射膜を配し、皮膚内部への超音波の透過を防ぐとともに、放射圧により生成された応力分布を伝える。

超音波による音響放射圧が触覚提示に有効であるのは、いくつかの理由がある。まず、波長が短い超音波を用いることで十分な空間解像度が得られることが挙げられる。水中または超音波診断用のゲルを媒質とした場合、周波数 3MHz の超音波の波長は約 0.5mm である。よって、空間分解能も同程度になると考えられるが、これは、指先の 2 点弁別閾 [8] よりも十分に小さな値である。また、時間特性に関しても、音響放射圧は機械式のアクチュエータに比べて高い性能が期待できる。音響放射圧の時間波形は、超音波強度の包絡線として与えられる。搬送波となる、超音波の周波数は数 MHz のオーダーであるため、触覚提示に必要な、信号波に相当する高々 1kHz の帯域は十分に伝達可能であると考えられる。さらに、音響放射圧は常に皮膚表面に対して働くため、これらのような接触状態から生じる問題を考慮する必要がない。またこの触覚提示手法は通常の物体との接触では生じにくい皮膚変形パターンを提示することも可能である。そのため、従来の触覚ディスプレイでは実行が困難であったような、

触覚知覚に関する実験を行うことができる。

この、触覚知覚に関する興味深い現象のひとつとして、仮現運動 [14] をとりあげる。仮現運動は、視覚の分野では詳細に研究され、その発生条件などの知見が数多くある。有限枚数の静止画により動画の提示が可能であるのは、視覚の仮現運動現象の利用による。視覚との類似性を考えると、触覚の提示においても、このような現象の利用により、2次元の連続的な時間空間パターンをもつ触覚刺激を、有限数の空間パターンの継時的な提示により表現することができる可能性がある。そして、そのことは触覚ディスプレイの設計指針に大きく影響を与えられよう。

我々の提案する、音響放射圧を利用する触覚ディスプレイは、機械式アクチュエータを利用するディスプレイに比べ、応力の制御に優れ、また、触覚刺激の様々な時間空間パターンを容易に生成することが可能である。我々は、この特長を活かし、音響放射圧による触覚ディスプレイで非振動刺激による仮現運動の実験を行った。

本稿では、まず、提案する音響放射圧による触覚提示原理について述べる。次に 3 章および 4 章において、この提示原理に基づいて試作されたシステムの詳細、および試作システムの時間特性、空間分解能などの評価について述べる。最後に、この試作システムを用いて行われた触覚知覚特性に関する心理物理実験の結果、および考察を述べる。

## 2. 音響放射圧による触覚提示原理

音響放射圧とは、超音波に見られる非線形現象の一つである。超音波の伝播が物体により遮られるとき、物体表面に圧力が働く。この際に働く圧力の大きさ  $P$ [Pa] は、(1) 式で表される。[16]

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

ここで、 $\alpha$  は物体表面における超音波の反射特性により決まる定数で、完全吸収の時に  $\alpha = 1$ 、完全反射の時に  $\alpha = 2$  であり、一般には  $1 \leq \alpha \leq 2$  の値をとる。また、 $E$ [J/m<sup>3</sup>][Pa] は物体表面での超音波のエネルギー密度、 $p$ [Pa] は音圧、 $\rho$ [kg/m<sup>3</sup>] は媒質の密度、 $c$ [m/s] は媒質における音速である。(1) 式より、音響放射圧は物体表面での超音波のエネルギー密度に比例するため、超音波のエネルギー密度の空間分布を制御することで物体表面での力の分布を制御することが可能である。

超音波を伝播する媒質は、触覚提示という目的上、皮膚変形に対して追従することが求められる。ゆえに空気、水、超音波伝導性のゲルなどが望ましい。また、超音波のエネルギー密度  $E$ [J/m<sup>3</sup>] は出力密度  $W$ [J/s·m<sup>2</sup>]

と音速  $c$  [m/s] を用いて (2) 式のように表される。

$$E = W/c \quad (2)$$

(2) 式より、出力密度が同じならば、音速の小さな媒質ほどエネルギー密度は大きくなる。この観点からは、音速が水や超音波診断用ゲルに比べ約 1/5 である、空気を媒質として選ぶことが良いように思われる。しかしながら、指先の触覚提示に必要な解像度を満たすためには、空気中においては、波長が 1mm 程度となる、数百 kHz のオーダーの周波数の超音波を用いる必要がある。そのような高周波の超音波は気体中での減衰が非常に大きい。また、トランスデューサーと気体との音響インピーダンスの差が大きいため、空気を媒質とした場合トランスデューサーからの放出効率が悪くなる。そのため、試作システムでは媒質に水を用いた。本システムでは、媒質にゲルを用いることも可能であるが、水を用いた場合の方が時間特性がよいことを確認しているため、本稿で以下にとりあげる実験においては、水を媒質として用いた。

超音波の空間強度分布は、超音波診断装置などで広く用いられているアレイ状に配置された振動子群を用いて制御することが可能である [17]。提示する触覚刺激の空間強度分布を生成するためには、様々な方法が考えられるが、我々のディスプレイにおいては、1 点の放射圧焦点を、人間の知覚可能な周波数以上で高速に走査することで、強度分布を形成する。本稿で紹介する試作システムにおいては、フレームレートを 10kHz、つまり 1 フレーム 100 $\mu$ s とし、1 フレーム内に皮膚上の複数の点に対して、放射圧を提示する。その際に各点における提示力の強度はその点における焦点の滞在時間、すなわち力積として与えられる。例えば、ある 1 フレーム内での提示点数を 3 点とし、各点での強度比を 1 : 4 : 5 にしたい場合、各点での放射圧の提示時間が、それぞれ、10 $\mu$ s、40 $\mu$ s、50 $\mu$ s となるように制御される。

### 3. 試作システム

#### 3.1 試作システムの構成

試作システムは、超音波振動子アレイ、駆動回路、PC、水槽からなる。図 1 に試作システムの概要を示す。水槽は超音波の媒質用であり、本稿で述べる実験では媒質として水が用いられた。放射圧の焦点距離は、焦点を含む平面がちょうど水面上になるようにとられた。

触覚を提示する際には、被験者は超音波反射膜上から触るか、もしくは、超音波反射用の指キャップを装着した。触覚提示実験を行う際には、被験者の指は固定具によって固定され、その位置は XYZ ステージによって調整された。

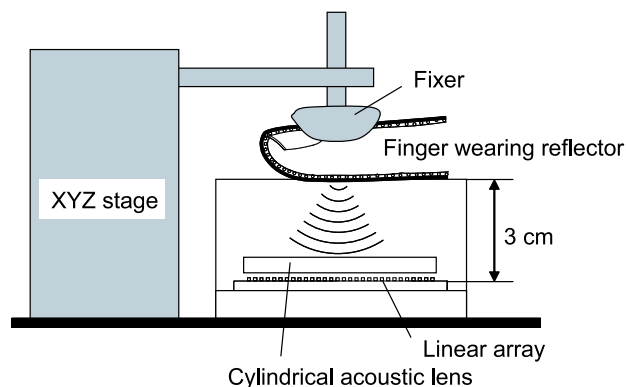


図 1 1次元リニアアレイによる試作システム  
Fig.1 Schematic Drawing of the 1-D Prototype System

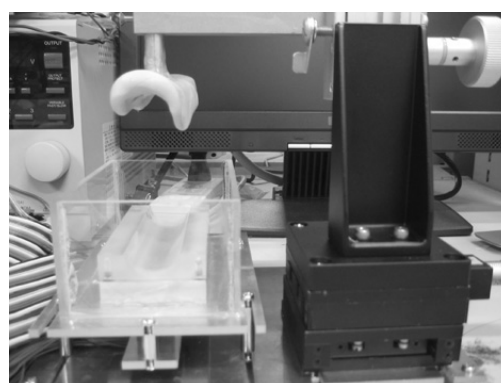


図 2 実際の試作システム  
Fig.2 A Photograph of the system

#### 3.2 超音波振動子アレイ

一般に、PZT 素子の電機機械エネルギー変換効率は 50%程度であり、投入電力の半分以上は熱に変換される。PZT 素子の分極は 400 $^{\circ}$ C 近傍のキュリー点において消失し、圧電体としての機能を失う。そのため、用いた超音波振動子アレイ（日本電波工業製）は、放熱を考慮し、PZT 素子の背面を金属ブロックに固定した構造になっている。PZT 素子表面には一層の音響整合層があり、防水フィルムに覆われている。素子数は 120 チャンネルあるが、実験では 60 チャンネルが用いられた。一つの素子の長さは 20mm、幅は 0.445mm であり、素子の配列のピッチは、0.5mm であった。用いた PZT 素子の共振周波数は 3MHz であった。

試作機には 1 次元のリニアアレイを用いたため、PZT 素子の配列に沿った方向の集束は電子的に行ったが、PZT 素子の長手方向の集束には 1 次元の半円筒形状の音響レンズを用いた。レンズはアクリル製で焦点距離は 30mm であった。

#### 3.3 駆動回路

駆動回路のブロック図を図 5 に示す。駆動回路は、信号生成部分と増幅回路からなる。PC では各振動子の

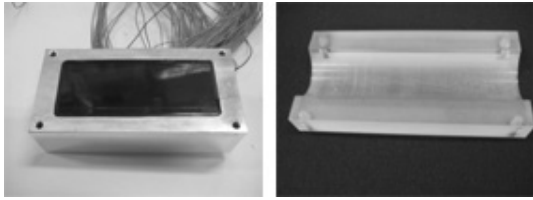


図3 1次元リニアアレイと音響レンズ  
Fig.3 Photograph of the Linear Array and the Acoustic Lens

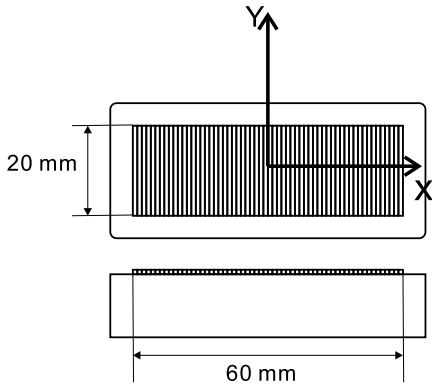


図4 1次元リニアアレイ  
Fig.4 1D Linear Array(Schematic Drawing)

駆動位相差を計算し，駆動回路上の CPLD(Complex Programmable Logic Device) に転送する．駆動位相差は4bit に量子化されており，CPLD に実装された60チャンネルの4bit カウンタにより，各振動子を駆動するための遅延信号を生成する．各カウンタは，48MHz のクロックで同期して駆動されており，その最上位ビットの値を各 PZT 素子の駆動用の信号とすることで，3MHz の矩形波を生成する．信号は MOSFET を用いた増幅回路により，最大 40V にまで増幅される．

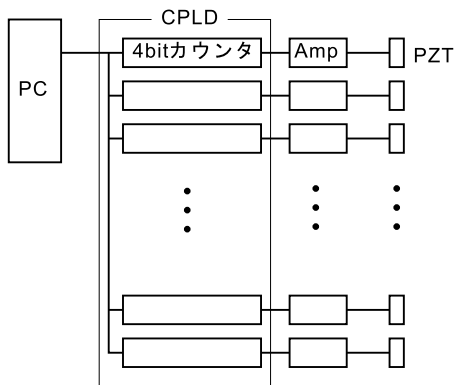


図5 駆動回路のブロック図  
Fig.5 Block diagram of the driving circuit

### 3.4 超音波反射膜

皮膚に直接，超音波が透過するのを防ぐため，超音波を反射する薄く柔軟な弾性膜を製作し，触覚提示時にこれを用いた．反射膜は指キャップ形状で指に装着

して使用するものと，フィルム状のものを用いた．

指キャップ形状の反射膜の断面図を図6に示す．ラバー製の指キャップと指との間には柔軟な直径  $30\mu\text{m}$  の繊維があり，その空隙と媒質との音響インピーダンスの差により超音波を反射する．指キャップの厚さをレーザー変位計 (KEYENCE LC2400) によって測定したところ， $200\mu\text{m}$  であった．

フィルム状の反射膜の構造を図7に示す．フィルムは上部と底部をポリウレタンのフィルムで覆われ，内部には，気泡を含んだシリコンゴムの層がある．全体の厚さは  $180\mu\text{m}$  であった．フィルムはステンレス製の枠に取り付けられ，触覚提示の際には，フィルム面が放射圧焦点を含む面に一致するように固定された．

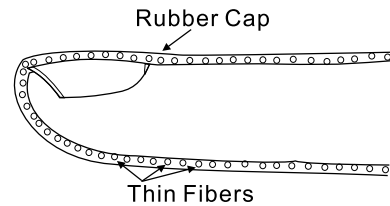


図6 指キャップ型反射膜の断面  
Fig.6 Cross Section Drawing of the Finger Cap

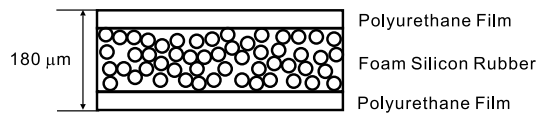


図7 フィルム状反射膜の構造  
Fig.7 Cross Section Drawing of the Ultrasound Reflective Film

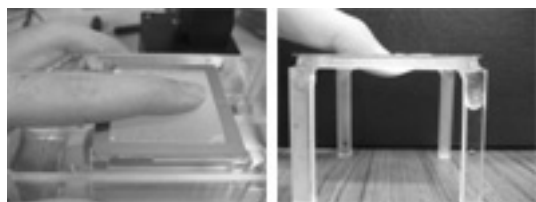


図8 フィルム状反射膜  
Fig.8 Photograph of the Ultrasound Reflective Film

## 4. 試作システムの定量的評価

試作システムを定量的に評価するため，放射圧の時間特性，および空間分解能を調べた．計測に際しては焦点はアレイ中央，高さ  $30\text{mm}$  の位置に固定した．放射圧の測定には図9に示す構造の圧力センサを用いた．センサ出力の校正は，音波の波長よりも十分に小さい閉空間内での圧力変動に対するセンサ出力と標準マイクの出力和を比較することによって行った．センサは XYZ ステージにとりつけられ，センサの開口部分が

媒質中の測定点に一致するようにマイクロメーターで移動した。

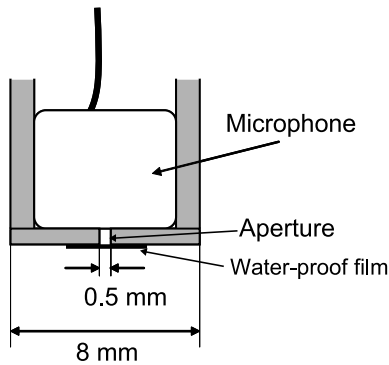


図9 放射圧測定用センサの構造  
Fig.9 Cross section drawing of the pressure sensor

#### 4.1 時間特性

焦点における放射圧を測定することで放射圧の時間特性を調べた。まず、放射する超音波強度を 40Hz, および 80Hz の矩形波で変調した場合に、焦点で観察された放射圧の時間波形を図 10 に示す。得られた放射圧の波形には、2 つの特徴がある。一つ目は、立ち上がりの鋭さである。なお、立ち上がり時のオーバーシュートはセンサ自身の共振によるものである。また、もう一つの特徴として、立ち上がり後の緩やかな圧力変化が挙げられる。この緩やかな変化の時定数は、矩形波の周波数によらず一定である。

これらの特徴は以下のように考えることができる。まず、超音波が放射され、音場が形成されると同時に、それに対応する音響放射圧が発生する。これが立ち上がり時の現象に対応する。音場の空間強度分布は均一ではないため、音響放射圧により、空間に圧力勾配が生じる。その圧力勾配によって媒質の運動が起こり、それがその後の緩やかな圧力変化として観察されると考えられる。

音響放射圧は理論的には良好な時間特性が期待できるが、実際の放射圧の測定により、媒質の影響を受けて特性が変化することがわかった。目的とする 1kHz までの帯域におけるディスプレイの実際の提示性能を示すため、周波数特性のグラフを図 11 に示す。横軸は周波数 [Hz] であり、縦軸は 20Hz での放射圧強度を基準とした各周波数でのゲイン [dB] である。周波数特性のグラフは完全には平坦ではないものの、1kHz においても減衰は 4dB 程度であることがわかる。このことから、試作システムでは、1kHz までの帯域を十分に提示可能であると考えられる。

最後に、試作システムによって生成された、放射圧の正弦波波形を図 12 に示す。グラフに示した正弦波の周波数は 100Hz である。第 2 章でも述べたように、

我々のシステムでは強度変化は放射圧焦点の滞在時間により制御する。すなわち、空間中のある 1 点における強度変化に関しては通常の PWM による制御と等価である。一般に、人間の振動知覚限界は、受容器の感度および皮膚自体の機械的フィルタとしての働きにより、高々 1kHz 程度と考えられる。実際に、1kHz-2kHz の振動体に低周波の振幅変調をし、皮膚に振動を与えた場合、変調成分のみが知覚されたという報告もある [18]。図 12 に示した正弦波は、10kHz のパルス列を用いた PWM により生成した放射圧を測定し、遮断周波数 5kHz のローパスフィルタにより濾波した後の波形である。

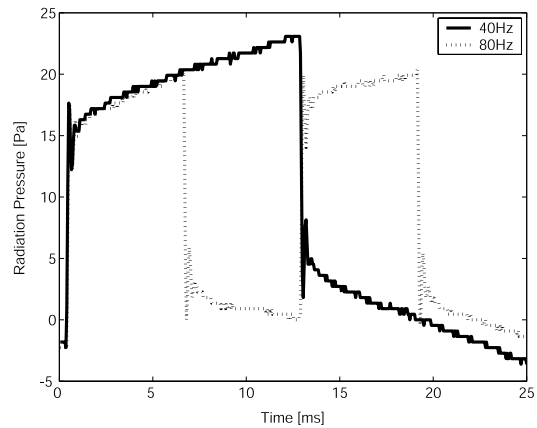


図10 40Hz, および 80Hz の矩形波  
Fig.10 Observed Radiation Pressure: 40, 80 Hz Rectangular Wave

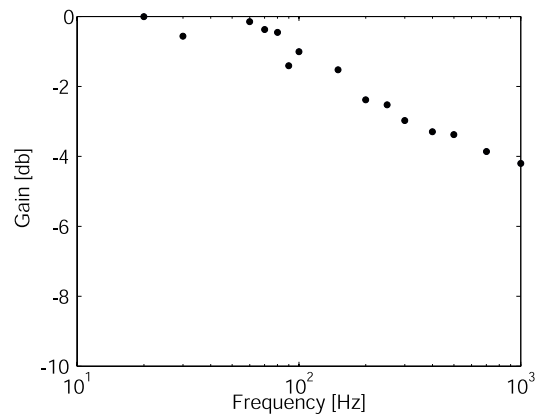


図11 ゲイン周波数特性  
Fig.11 Gain Frequency Characteristics

#### 4.2 空間分解能

空間分解能を調べるため、焦点付近での放射圧の強度分布を測定した。図 13, および図 14 に測定結果を示す。図 13 の x 軸, y 軸は焦点を含む平面上での座標を表し, z 軸は正規化した放射圧強度を表す。また, 図 14 は, 図 13 の等強度線プロットであり, 各線は, それぞれ, 焦点における強度の 25%, 50%, 75% を表

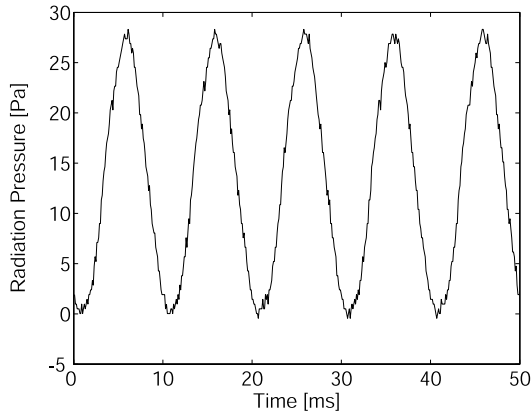


図 12 正弦波状の放射圧変化  
Fig.12 Observed Radiation Pressure: Sinusoidal Wave

す。焦点径を焦点中心における強度の-6dB となる境界で見積もると、その径は 1mm であることがわかる。

実際に触感提示を行う際には、皮膚表面が曲面となるため、必ずしも焦点面と皮膚表面が一致するわけではない。そのことが空間分解能に与える影響を、焦点深度を測定することにより調べた。図 15 は、焦点面からの距離と放射圧強度の関係を示すグラフである。横軸が焦点面からの距離を表している。z 軸は、焦点面からデバイスに向かう方向が正となるようにとられている。すなわち、 $z = 3\text{mm}$  の場合、測定点とデバイスとの距離は 27mm である。 $z = 0$  の場合は、測定点は焦点に一致する。縦軸は、焦点における放射圧強度を 0dB とした、各測定点での放射圧強度を表している。グラフより、 $-1 \leq z \leq 3$  においては、その強度は -2dB から 2dB の範囲に収まっていることがわかる。 $z=1, 2, 3\text{mm}$  における値は、それぞれ、1.17, 0.87, -1.42 dB であった。また、図 16 および図 17 に  $z = 3$  における放射圧強度の分布を示す。これらのグラフから  $z = 3\text{mm}$  においても焦点径は 1mm と見積もられる。

仮に、指断面が直径 16mm の円筒形状であるとすると、指腹部頂点から深さ 2mm となる位置では、指の横幅は 11.6mm となる。この範囲内においては、指の横断面に沿った軸上で提示を行った場合、放射圧強度の誤差は最大 14%以内で提示を行うことができる。また、出力される放射圧の総和は一定であるため、深さ方向について放射圧強度があまり変化しないことは焦点径も変化していないということを意味している。より厳密に強度の制御を行いたい場合には、あらかじめ提示面を、平面ではなく、ヒト指腹部として平均的な曲率を持った面として仮定し、各提示点における強度を補正することで、この誤差をより小さくすることも可能であると考えられる。指の縦軸に沿った提示の場合は、先端部以外では、指の曲率が及ぼす影響はほ

とんどないと考えられる。

また、参考として、周波数 1MHz の場合の測定結果を図 18、および図 19 に示す。振動子アレイは、長さ 10mm、幅 0.95mm、共振周波数 1MHz の PZT 素子を 10 枚、1mm ピッチで配置したものを用いた。3MHz の振動子を用いた場合と比較すると、その焦点径は、3 倍程度になっていることがわかる。

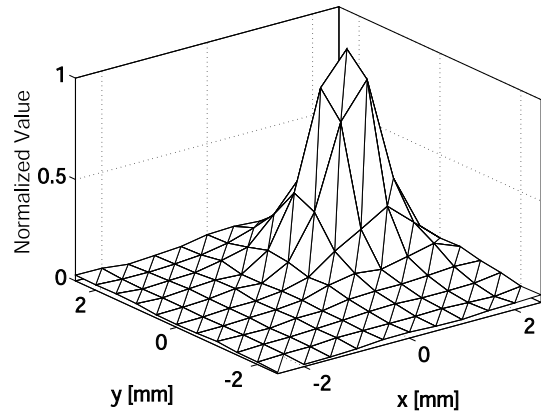


図 13 試作システムの放射圧強度分布: 3次元プロット  
Fig.13 Spatial Distribution of the Radiation Pressure: 3MHz, 3D plot

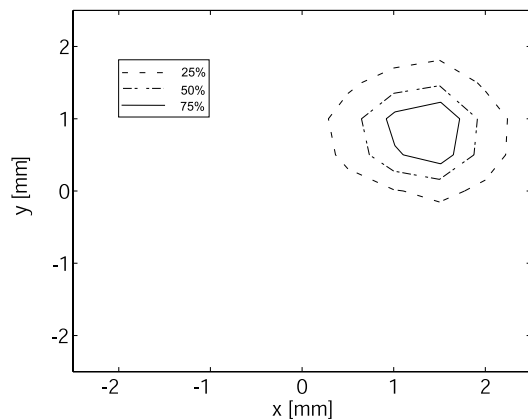


図 14 試作システムの放射圧強度分布: 等強度線  
Fig.14 Spatial Distribution of the Radiation Pressure: 3MHz, Contour plot

### 5. 振動覚提示実験

第 2 章で述べたように、提案する触覚ディスプレイは、空間強度分布を放射圧焦点の走査により生成する。この手法は人間が高周波の振動を知覚不可能であることを前提としている。そのため、ディスプレイにより提示可能な放射圧の時間空間パターンは、振動知覚閾値により制約を受ける。一般には、1kHz 程度が振動の知覚限界である [8] と考えられている。放射圧による振動知覚を調べ、今後のディスプレイの設計パラメータを得るために、振動知覚閾を心理物理実験により調

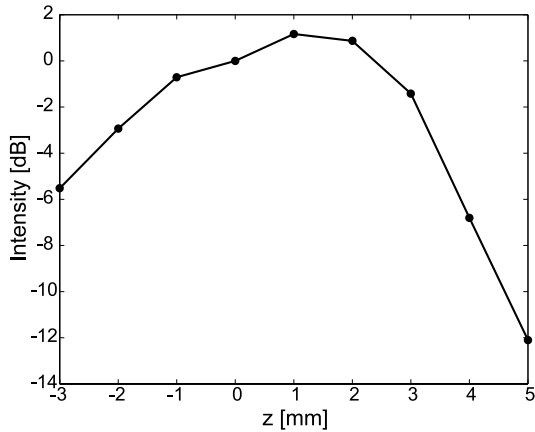


図 15 焦点面からの距離と放射圧強度  
Fig. 15 Intensity of the Radiation Pressure and the Distance from the Focal Plane

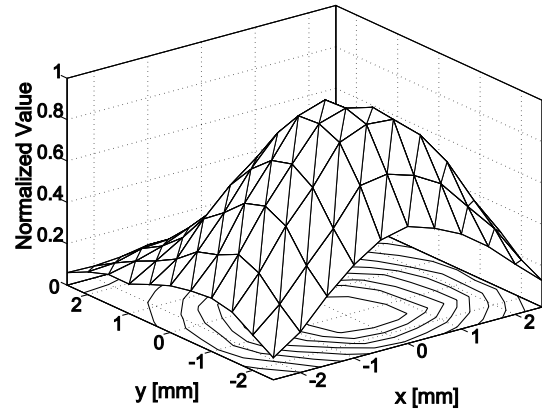


図 18 1MHz 振動子アレイの放射圧強度分布：3次元プロット  
Fig. 18 Spatial Distribution of the Radiation Pressure: 1MHz, 3D plot

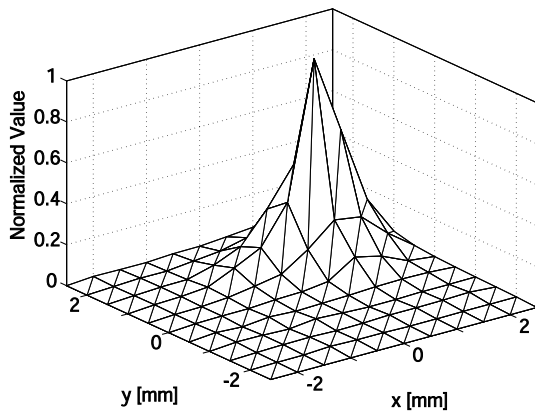


図 16 z = 3mm における放射圧強度分布：3次元プロット  
Fig. 16 Spatial Distribution of the Radiation Pressure: z = 3, 3D plot

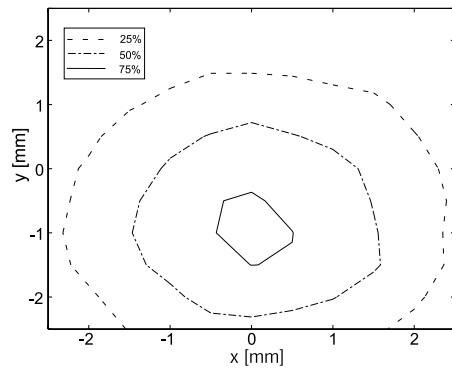


図 19 1MHz 振動子アレイの放射圧強度分布：等強度線  
Fig. 19 Spatial Distribution of the Radiation Pressure: 1MHz, Contour plot

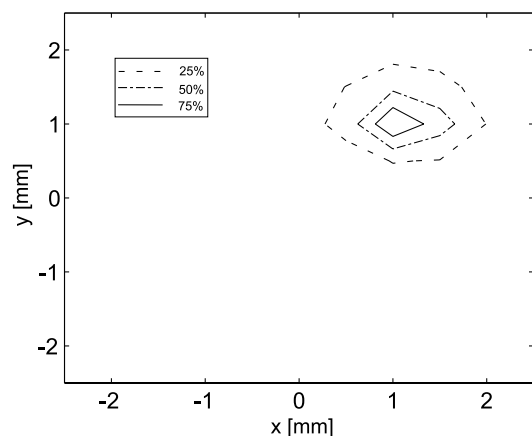


図 17 z = 3mm における放射圧強度分布：等強度線プロット  
Fig. 17 Spatial Distribution of the Radiation Pressure: z = 3, Contour plot

べた。

実験は、以下の手順で行われた。被験者は右示指を

ディスプレイ面である超音波反射膜上に置き、固定した。その状態で、被験者の指の中央部の1点に対し放射圧により振動を加えた。振動振幅は、振幅最大値におけるディスプレイの放射面全体からの放射圧の総出力が2gfとなるようにした。振動の周波数は、400, 600, 800, 1000, 1200Hzから選ばれた。刺激提示時間は500msであった。被験者は、与えられた刺激に対し、振動感覚があれば“yes”，振動を感じなければ“no”で答えた。刺激は1回の試行で1回だけ与えられ、回答は強制選択であった。25回の試行で1セッションとした。

本実験を行う前の予備的な実験において、ほぼ全ての被験者は、400Hzにおいて「強い振動感覚」、1200Hzにおいて「振動がなく、点が押し込まれた感覚」と答え、600-800Hzの刺激に対しては、それらの感覚が混ざり合った感覚であると報告をした。また、1200Hzにおける刺激は、時折、弱く知覚しづらいとの報告もあった。そこで、本実験における各セッションの開始時には、被験者に刺激が与えられていることを確認す

るため、典型的な刺激として 400Hz および 1200Hz の振動刺激を各 1 回、500ms 間ずつ参照刺激として与えた。

各試行においてどの周波数を提示するかはランダムに選ばれたが、1 セッション中での各周波数の振動提示はそれぞれ 5 試行と決められた。1 日 2 セッション、合計 4 セッションを 2 日間にわたって行った。被験者は 6 名であった。

表 1 に結果を示す。表は、各周波数の振動に対して「振動あり」と答えた割合をパーセンテージで示している。結果を見ると、概観して、正答率 50% 閾値となる周波数が 600-1000Hz の間にあり、1000Hz においては、ほとんどの被験者において振動を知覚していないことがわかる。

表 1 各周波数において振動を知覚した割合 [%]  
Table 1 Results of Vibration Detection [%]

	400Hz	600Hz	800Hz	1000Hz	1200Hz
Subject A	100	100	55	5	5
Subject B	100	100	55	25	5
Subject C	100	100	25	5	0
Subject D	100	65	5	0	0
Subject E	100	100	70	0	0
Subject F	100	90	10	20	20

## 6. 触仮現運動

我々の提案する触覚ディスプレイは、様々な時間空間パターンを持つ触覚刺激を容易に生成可能である。また、従来の機械式の触覚ディスプレイにあったような接触状態による提示力変化の問題などもない。その特長を活用し、従来は困難であったと思われる、非振動刺激による触仮現運動に関する実験を行った。

我々は、提案する音響放射圧走査型触覚ディスプレイを用いて、非振動刺激による触仮現運動の実験を行った。以下では、実験および結果の詳細を述べる。

### 6.1 実験設定

提示刺激には、以下のような刺激が用いられた。まず、刺激の開始点 A において 100ms 間かけて、線形に放射圧を増加させた。次に、開始点 A における提示力を線形に減少させつつ、一方で、中間点 M における提示力を線形に増加させた。このとき、開始点 A と中間点 M における提示力の合計は一定に保たれた。また、提示力の加重中心の移動速度は一定に保たれた。開始点 A での提示力が 0 になり、中間点 M で提示力が最大になった後、同様にして、中間点 M における提示力を減少させつつ、終点 B における提示力を増加させた。終点 B における提示力が最大になった後、終点 B において、100ms 間かけて線形に放射圧を強度 0 になるまで減少させた。図 21 各点での提示力の時間

変化を模式図で示す。提示力は最大値において、ディスプレイの放射面全体からの放射圧の総出力が 2gf となるようにした。

D は、開始点 A から終点 B までの距離を表す。本実験では  $D=20\text{mm}$  とした。 $T_m$  は焦点が開始点 A から終点 B まで移動するのにかかった時間である。この時間  $T_m$  には、開始点 A および終点 B において 100ms 間かけて放射圧を増減させる過程は含まれていない。以下では実験手順について述べる。被験者は右示指を触覚ディスプレイの提示面、超音波反射膜上に置き、固定した。ただし、以下で述べる被験者 4 名のうち、被験者 D は右示指における触覚の主観的感覚が著しく低かったため、左示指を用いて行った。固定具は XYZ ステージによって移動可能で、指の指紋中央部が開始点 A となる場所で固定した。

各試行において被験者には  $T_m$  が 25, 50, 100, 200ms の 4 種類のいずれかの刺激のうち、1 種類が与えられた。各試行で、刺激は 1 秒間のインターバルをはさんで 2 回与えられた。刺激提示開始の合図は音により知らせた。被験者は、各試行ごとに「連続的になでられた感覚」が生じた場合”yes”、それ以外の感覚が生じた場合に”no”を答えた。刺激によっては、完全に連続性を感じることは無く、例えば、刺激点の移動は感じるが移動中に強弱のあるものや、両端の 2 点で特に刺激の強さを感じる、といった報告もあったが、これらのような感覚は「連続的になでられた感覚」ではなく、それ以外の感覚とした。回答は強制選択で行われた。1 セッションを 20 試行とし、4 セッション行った。4 種類の刺激は、4 セッション通しての合計がそれぞれ 20 回になるようにしたが、提示する順番はランダムであった。被験者は 6 名とした。

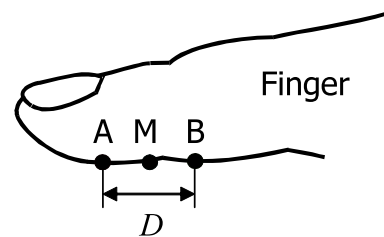


図 20 刺激の提示点  
Fig. 20 Stimulating Points

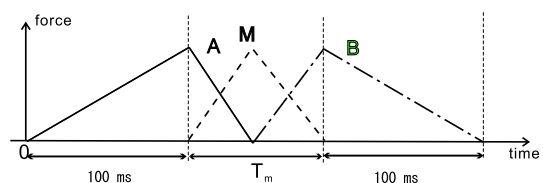


図 21 各点における提示力変化の模式図  
Fig. 21 Time Dependent Force at each point





図 22 実験中の写真  
Fig. 22 Experimental Setup

## 6.2 結果

図 23 に実験結果を示す．被験者は A, B, C, D, E, F の 6 名である．この被験者群は、振動覚提示実験の被験者群とは異なる．グラフの縦軸は「連続的になでられた感覚が生じた」と回答した率 [%] を表す．横軸は移動時間  $T_m$  である．グラフを見ると被験者 A, B は  $T_m=100, 200\text{ms}$  において、いずれも 75%以上の割合で「連続的になでられた感覚が生じた」と回答している．被験者 C も  $T_m=200\text{ms}$  においては、75%の刺激に対して「連続的になでられた感覚が生じた」と回答した．被験者 A, B, C はいずれも  $T_m=25\text{ms}$  においては、連続的な感覚ではなく、「1 点だけを押された（叩かれた）」という報告をしている．一方で、被験者 D は、 $T_m=25, 50, 100\text{ms}$  においては 70%以上の割合で「連続的になでられた感覚が生じた」と回答したが、 $T_m=200\text{ms}$  においては、その回答率は下がった．被験者 D は、 $T_m=200\text{ms}$  の刺激は強度が弱かったと報告している．被験者 F はいずれの条件においても「連続的」と回答した割合は低かった．これらのことから、3 点の継時的な押し込みによって、連続的な移動感覚が生じることは確認されたと考えられる．一方で、その詳しい発生条件や発生メカニズムに関しては、今後さらなる実験が必要と考えられる．

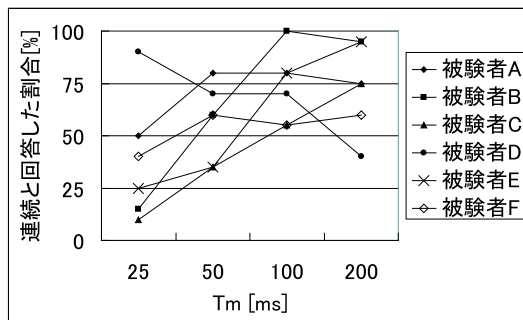


図 23 非振動仮現運動実験結果  
Fig. 23 Results for non-vibratory apparent movement

## 7. 考察

試作システムの提示性能のうち、空間分解能に関しては、指先の 2 点弁別閾以上の性能が達成された．また、より高い周波数の超音波を用いることで、分解能があがることも実際に確認できた．超音波振動子として PZT 素子を用いた場合、現状の技術においても、10MHz 付近までの帯域のリニアアレイが入手可能である．今回の実験結果をもとに、10MHz の超音波を用いた場合の空間分解能は、およそ 0.3mm であり、これは指先の微細構造と同等の分解能となる．

また、時間特性に関して、測定より得られた興味深い事実のひとつは、結果として現れる圧力には音響放射圧だけでなく、媒質の影響も含まれるということである．そのために、理想的な時間特性ではなく、周波数依存性が見られたが、水のように粘性の少ない媒質であれば、この影響は少なく、触覚提示に必要な 1kHz までの提示には問題がないと考えられる．

現在のシステムにおける提示力は、最大で 2gf である．用いた PZT 素子の出力は印加電圧 40V 以上で飽和をすることが確認されている [11]．そのため、システムの提示力を増大させるためには、PZT 素子を増やし、超音波の出力面積を増やす必要がある．

また、このディスプレイを用いて非振動刺激による仮現運動の実験を行った．従来、非振動刺激においては、仮現運動は安定的には発現をしないと考えられてきた．Hulin [15] らの実験においては、最適条件においても 63.7%しか発現しなかったと結論付けている．しかしながら、この値は、刺激の時間間隔を固定したうえで、全ての被験者および刺激点間距離に関して平均をとったものであり、実際に彼らのデータを詳細に見ると、被験者や刺激点間距離によっては 90%以上仮現運動が観察されている場合もある．一方で、Hulin らの実験においては、仮現運動の発現に最適な刺激の時間間隔や刺激点間距離は被験者によってばらつきが見られ、また、被験者によっては、最大でも 40%しか仮現運動を知覚できていなかった．振動刺激を用いた場合、仮現運動の発現の最適条件は、各刺激の提示時間 (Duration) と各刺激開始の時間間隔 (ISOI: Interstimulus Onset Interval) との関係で決まることが知られている．振動刺激と比較した場合、非振動刺激における仮現運動が不安定ということは、被験者によって最適条件が大きく異なるという意味合いと捉えることができる．

我々の実験においては、6 名中 5 名の被験者が、75%以上、連続な移動感覚を報告した．一方で、最適条件が大きく異なる被験者がおり、また、最も仮現運動が生じにくい被験者においては、連続的な移動感覚の

発現は60%であった。Hulinらの実験は上腕に対して行い、また、その仮現運動の判定条件には、「刺激点の移動は感じるが移動中に強弱のあるもの」と「両端の2点で特に刺激の強さを感じるもの」も仮現運動とみなしていた。そのため、一概には比較はできないものの、我々の結果は同様の傾向を示したと考えられる。

仮現運動の実験において、提示した3点の互いの間隔は10mmであり、これは、十分に疎な刺激点配置によってもその間を補間し連続的に感じられるような触覚刺激が生成可能であることを示している。この事実は、今後、時間空間パターンをもった触覚刺激提示を考える際に有用な事実となると思われる。非振動の仮現運動は被験者間の最適条件のばらつきが問題であるが、その解明が進むことにより、この現象の触感提示への応用も開けると考える。

今後のデバイスの発展としては、本研究で提案したものと同様の提示原理を用い、皮膚の2次元平面上に触覚刺激パターンを提示可能であるようなディスプレイの製作を行う予定である。また、それを用いて、2次元の時間空間パターンを有する触覚刺激に対して、人間の触知覚特性に関連する実験を行うことも予定している。

#### 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

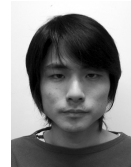
- [1] Y. Ikei, K. Wakamatsu and S. Fukuda : Vibratory tactile display of image-based textures, IEEE Computer Graphics and Applications, Vol.17, No.6, pp. 53-61(1997)
- [2] J. Pasquero and V. Hayward : STReSS: A Practical Tactile Display System with One Millimeter, Proc. of Eurohaptics 2003(2003)
- [3] Y. Makino, N. Asamura and H. Shinoda : A Whole Palm Tactile Display Using Suction Pressure, Proc. 2004 IEEE Int. Conf. on Robotics & Automation, pp. 1524-1529(2004)
- [4] M. Shimojo, T. Suzuki, A. Namiki, T. Saito, M. Kunimoto, R. Makino, H. Ogawa, M. Ishikawa and K. Mabuchi : Development of a system for experiencing tactile sensation from a robot hand by electrically stimulating sensory nerve fiber, Proc. 2003 IEEE Int. Conf. on Robotics & Automation, pp. 1264-1270(2003)
- [5] 梶本, 川上, 前田, 館 : 皮膚感覚神経を選択的に刺激する電気触覚ディスプレイ, 電子情報通信学会論文誌, Vol.j84-D-II, No.1, pp. 120-128,(2001)
- [6] K. A. Kaczmarek and S. J. Haase : Pattern Identification and Perceived Stimulus Quality as a Function of Stimulation Waveform on a Fingertip-Scanned Electrotactile Display, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 11, No. 1(2003)
- [7] L. R. Gavrilo, E. M. Tsurulnikov and I. AB.

- I. Davies : Application of Focused Ultrasound for The Stimulation of Neural Structures, Ultrasound in Medicine & Biology, Vol.22, No2, pp. 179-192(1996)
- [8] 大山正, 今井省吾, 和気典二 : 新編 感覚・知覚 心理学ハンドブック, 誠信書房
- [9] J. C. Cohen, J. C. Makous and S. J. Bolanowski : Under which conditions do the skin and probe decouple during sinusoidal vibrations?, Experimental Brain Research, Vol.129, pp.211-217(1999)
- [10] J. Z. Wu, R. G. Dong, A. W. Schopper and W. P. Smutz : Analysis of Skin Deformation Profiles During Sinusoidal Vibration of Fingertip, Annals of Biomedical Engineering, Vol. 31, pp. 867-878(2003)
- [11] Takayuki Iwamoto and Hiroyuki Shinoda : High Resolution Tactile Display using Acoustic Radiation Pressure, Proc. of SICE Annual Conference 2004(2004)
- [12] Takayuki Iwamoto and Hiroyuki Shinoda : Ultrasound Tactile Display for Stress Field Reproduction -Examination of Non-vibratory Apparent Movement-, Proc. of World Haptics Conference 2005, pp. 220-228(2005)
- [13] D. Dalecki, S. Z. Child, C. H. Raeman and E. Carlstensen : Tactile Perception of Ultrasound, Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 97 (5), Pt.1, pp. 3165-3170(1995)
- [14] J. H. Kirman : Tactile apparent movement: The effects of interstimulus onset interval and stimulus duration, Perception & Psychophysics, vol. 15, No.1, pp. 1-6(1974)
- [15] W. S. Hulin : An Experimental Study of Apparent Tactual Movement, Journal of Experimental Psychology, vol. 10, pp. 293-320(1927)
- [16] 実吉純一, 菊池喜充, 能本乙彦 : 超音波技術便覧 改訂新版, 日刊工業新聞社岩波書店 427~435(1997)
- [17] 日本電子機械工業会 編 : 改訂医用超音波機器ハンドブック, コロナ社
- [18] P. J. J. Lamore, H. Muijser and C. J. Keemink : Envelope detection of amplitude-modulated high frequency sinusoidal signals by skin mechanoreceptors, Journal of the Acoustical Society of America, Vol. 79 (4), pp. 1082-1085(1986)

(2005年10月3日受付)

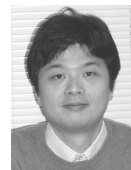
#### [著者紹介]

岩本 貴之 (学生会員)



2003年東京大学大学院情報理工学系研究科修士課程修了。同年東京大学大学院情報理工学系研究科博士課程進学、日本学術振興会特別研究員(DC1)、現在に至る。触感提示に関する研究に従事。

篠田 裕之 (正会員)



1988年東京大学工学部物理工学科卒業。90年同大学院計数工学修士、90年より同大学助手、95年博士(工学)。同年より東京農工大学講師、97年より同助教授、99年UC Berkeley 客員研究員、2001年より東京大学情報理工学系研究科助教授。触覚を中心としたセンサシステムとデバイス、触覚ディスプレイ、光・音響計測などの研究と教育に従事。