



圧力増幅構造を用いた空中超音波による振動触覚提示

関口葵葉, 荒川岳斗, 森崎汰雄, 神垣貴晶, 牧野泰才, 篠田裕之

東京大学 新領域創成科学研究科 (〒 277-8561 千葉県柏市柏の葉 5-1-5, sekiguchi@hapis.k.u-tokyo.ac.jp)

概要: 空中超音波を用いた触覚提示技術はユーザの動作を拘束しないため, VR 体験の没入感向上が期待されるが, 提示力が弱いこと課題点として挙げられる. 本稿では, 円錐台型の構造を用いることで知覚強度増大が可能であるパッシブ触覚デバイスを提案した. 被験者実験にて提案したデバイスを用いた場合と皮膚に直接集束超音波を照射した場合とで触覚刺激の知覚閾値を比較し, その有効性を検証した.

キーワード: 空中超音波, パッシブ触覚デバイス

1. はじめに

人間の五感のひとつである触覚を提示する技術は, VR 体験の没入感を向上させるにあたり不可欠である. 一方で, 触覚刺激は皮膚に直接刺激を与えるため装着負担が問題となることが多く, この負担を改善出来ればユーザにとってより自然な VR 体験が可能になる. 例えばこれまでに, 身体の動きに伴って柔軟に変形するソフトアクチュエータ [1] やフィルム型デバイス [2] が提案されている.

その他の有効な提示手法のひとつとして, 集束超音波による非接触な触覚提示が注目されている. この提示手法は, 複数の超音波トランスデューサをアレイ状に配列した空中超音波触覚ディスプレイ (Airborne Ultrasound Tactile Display: AUTD) から出力された超音波を集束させた焦点での音響放射圧によって, 皮膚の露出部に触覚を提示できる [3, 4]. ただし, このデバイスで提示できる物理的な力は, 高々 16 mN 程度である [5].

本研究では, 超音波焦点による提示力を高めることのできるパッシブな構造を用いた手法を提案する. 提案手法は, 小さい円錐台型構造に超音波を照射して皮膚に印加される圧力を増幅する. この構造を用いたデバイスは, 簡易な構造であり, 小型・軽量な形態にできるため, ユーザの負担を抑えることができる. また, バッテリーを必要としない手法であるため, ディスポーザブルなデバイスが構築できる. すでにこのようなパッシブな構造に超音波を照射して提示力を高める手法は提案されている [6, 7] が, 提案手法とは駆動原理が異なる.

本稿では, 提案手法の一形態として, 指輪型のデバイスを製作した. この指輪型デバイスを被験者実験によって評価し, 知覚強度を増大させる手法としての有効性を検証した.

2. 提案手法

提案手法は, 図 2 に示すような構造に超音波を照射することで, 提示力を高める. 超音波の照射される面を S_1 [m²] とし, この面に一定の圧力 P_1 [Pa] が加えられるとする. 圧力増幅構造が皮膚に接触する面の面積を S_2 [m²] とすると, 皮膚に印加される圧力 P_2 [Pa] は以下のように表される.

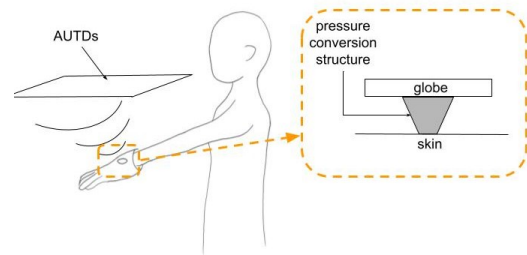


図 1: 本研究のコンセプト図

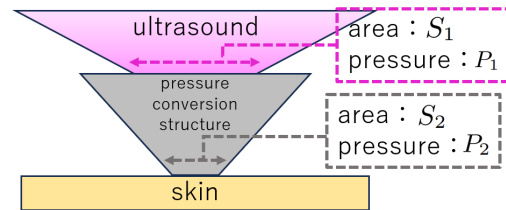


図 2: 圧力増幅構造

$$P_2 = \frac{S_1}{S_2} P_1 \quad (1)$$

例えば, 底面 S_2 が S_1 の 10 分の 1 のサイズのとき, 皮膚に提示される圧力 P_2 は P_1 の 10 倍となる. この構造に照射する超音波のパターンが無変調 (静圧) の場合, 圧力のみが提示される. 変調した超音波を照射すると, 振動覚も提示できる.

本稿では, 提案手法を実現する一つの形態として, 図 3 の指輪型デバイスを作製した. 超音波が照射される面は, 焦点が収まるように 20 mm とした. ゴム膜は, 超音波によって押し込まれた圧力増幅構造を元の位置に戻す役割を果たす.

3. 実験

本稿では, 試作した指輪型デバイスの評価を物理的な測定と被験者実験により評価した.

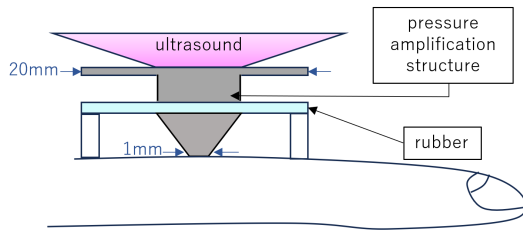


図 3: 指輪型デバイスの概要図

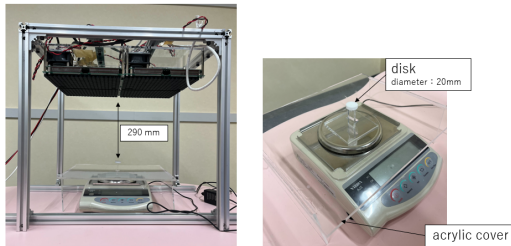


図 4: 放射圧測定の様子

3.1 音響放射圧測定

本稿の実験で使用する AUTD4 台のセットアップが提示する音響放射圧を測定した [8]. 図 4 に測定のセットアップを示す. AUTD4 台から 290 mm 下に配置した円形の亚克力板に無変調の焦点 (静圧) を形成し, その時の力の大きさを電子天秤で計測した. 円形の亚克力板は焦点が収まるサイズである直径 20 mm とした. サイドロープの大きさを併せて測定しないよう, 電子計測器は亚克力板で覆った. 超音波の音圧振幅を 0 から 1 (最大出力) まで 0.05 刻みで変化させ, 焦点における音響放射圧の値をそれぞれ測定した結果を図 5 に示す. G を AUTD の規格化された出力値とすると, 音響放射圧の 3 次元のフィッティング式は

$$F(G) = -8.98G^3 + 26.26G^2 + 1.57G - 0.083 \quad (2)$$

となった.

セットアップによって提示できる力は前述の実験から最大 18.9 mN であり, 静圧では触覚を知覚しづらいが, 振幅変調による刺激 (AM 刺激) [9] や焦点位置を微笑に変位させて提示する刺激 (LM 刺激) [10] は静圧刺激と比較して知覚強度を上げることができる. 本稿では, まず有毛部より一般的に感度が高いとされている無毛部 (指腹) で, 静圧を用いて圧力増幅構造の有効性を検証した. その後, 振幅変調をかけた超音波の音響放射圧を用いて有毛部 (指の背) における指輪型デバイスの有効性を検証した. 実験の様子は図 6 に示す.

3.2 静圧刺激による圧力変換構造の有効性評価

3.2.1 実験手順

指腹 (無毛部) における指輪型デバイス装着時と非装着時との知覚閾値を測定した. この実験には 3 人の被験者が実験に参加した. 静圧を照射し, 装着時は圧力増幅構造の正方形の傘部分の中央に, 非装着時は皮膚上に直接焦点を形成した. 実験方法は階段法を採用し, 出力 0 からスタート

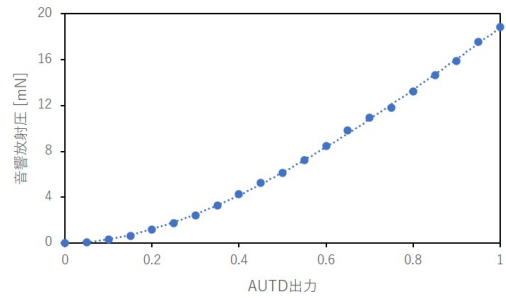


図 5: 放射圧測定結果

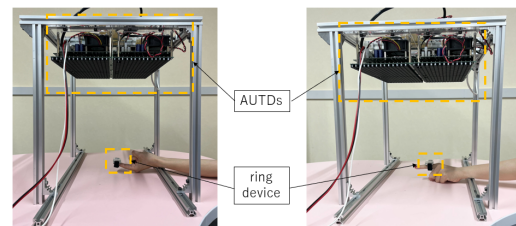


図 6: 指腹 (左図) と指の背 (右図) をターゲットとした知覚実験の様子

して「知覚できない」を選択した場合出力値を 1 段階上げ, 「知覚できる」を選択した場合出力値を 1 段階下げた. 「知覚できる」と「知覚できない」の切り替わりが 6 回起こった時点で試行を終了した. 上げ幅/下げ幅の 1 段階は, 超音波の音圧振幅の最大値を 1 としたときの 0.02 と定義した.

3.2.2 静圧刺激実験の結果

測定結果を図 7 に示す. 被験者全員が, 指輪型デバイスをつけると知覚閾値は低くなるという結果になった. また, 3 人の知覚閾値の平均値を式 (3) を基に音響放射圧の値に換算すると, 非装着時は 2.62 mN, 装着時は 1.75 mN となり, 装着時は非装着時と比較して 3 分の 2 程度の力で知覚することができた. 続いて, 指輪型デバイス装着時と非装着時の知覚閾値の測定結果について t 検定を実施した. t 検定によって算出された p 値が有意水準より低いときに差分に有意性があり, 本稿では有意水準を 0.05 とした. t 検定を実施した結果, p 値は 0.042 (< 0.05) であり両者には有意差がある. このことから, 指腹へ静圧刺激を与えた場合の圧力増幅構造の有効性を実証することができた.

3.3 振動刺激による有毛部での知覚閾値測定

3.3.1 実験手順

無毛部と比較して一般的に感度が低いとされる有毛部に振幅変調をかけた超音波を用いた振動刺激を与え, 指輪型デバイスの有効性を検証するため知覚閾値を測定した. 測定は指腹での実験と同様の階段法によって実施し, この実験には 11 人の被験者が参加した. 左手の人差し指の有毛部の第 2 関節下をターゲットとし, 指腹での実験と同様に装着時は圧力増幅構造の正方形の傘部分の中央に, 非装着時は皮膚上に直接焦点を形成した. 皮膚に存在する受容器であるメルケル触盤の感度が最も良い 20 Hz とパチニ小体の

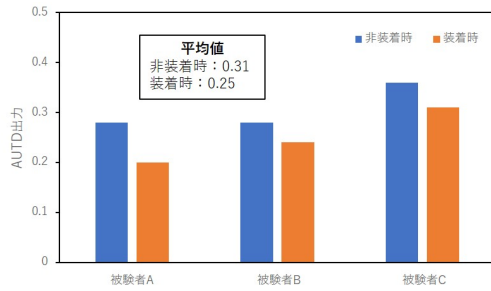


図 7: 静圧刺激実験の結果

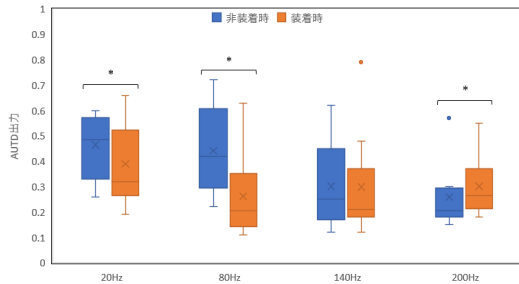


図 8: 振動刺激実験の結果

感度が最も良い 200 Hz, さらに 20 Hz から 200 Hz の周波数範囲内で 60Hz ごとに 2 つの周波数 (80 Hz, 140 Hz) を選択した。

3.3.2 振動刺激実験の結果

階段法を実施した際、超音波出力が最大値に到達しても知覚できなかった被験者が指輪型デバイス装着時の 20 Hz, 80 Hz で 1 名ずつ, 200 Hz で 2 名, 非装着時の 200 Hz で 2 名であった。知覚できない原因として、指の位置が焦点形成位置からずれてしまったことが考えられる。対応のある 2 群のデータに対して t 検定を行うため、今回の実験結果においてある周波数の装着時と非装着時のどちらか一方でも知覚できなかった被験者のデータは、装着時と非装着時の両データとも除外した。

図 8 に 11 人の被験者の知覚閾値測定の結果を示し、周波数ごとに実施した t 検定の結果 (p 値の大きさ) を表 1 に示す。この結果から、20 Hz, 80 Hz, 200 Hz において提案デバイス装着時と非装着時の知覚閾値には有意差がある。

4. 考察

指輪型デバイスを装着せず有毛部へ直接焦点形成したとき、20 Hz・80 Hz よりも 140 Hz・200 Hz の知覚閾値の平均値が小さい。これは皮膚の受容器の周波数特性が影響していると考えられる。無毛部においては数 Hz 数十 Hz まで

はメルケル触盤の影響が大きく、数十 Hz 数百 Hz はパチニ小体の影響が大きいが、有毛部においてはパチニ小体が存在しないとする文献もあり、パチニ小体の影響は無毛部と比較して小さいと考えられる。一方でパチニ小体は受容野が広く、指の背に与えた刺激を有毛部のパチニ小体が知覚した可能性がある。加えて、ほかの受容器と比較してパチニ小体は検出閾値が低く知覚しやすい。そのため、パチニ小体の感度が良い高周波数のほうが知覚しやすかったと考えられる。

指輪型デバイス装着時と非装着時を比較する。20 Hz と 80 Hz のとき、指輪型デバイス装着時のほうが知覚閾値が低くなる。各受容器は皮膚変位によって触覚を知覚し、皮膚の変位は提示圧力の大きさに影響される。圧力変換構造によって提示圧力が増大されることにより、非装着時よりも小さい超音波出力で皮膚の変位が受容器の知覚閾値に達したと考えられる。また、装着時と非装着時の知覚閾値の差は 80 Hz のほうが大きい。これは、圧力増幅構造の効力に加えて、ゴム膜の共振が影響した可能性がある。照射された超音波の周波数がゴム膜の共振周波数近辺だった場合、ゴム膜と圧力増幅構造の変位は大きくなる。それに伴い皮膚の変位も大きくなり、知覚閾値が下がったと考えられる。

200 Hz のとき、非装着時のほうが知覚閾値が低くなる。高周波帯で知覚閾値が低くなるパチニ小体は空間加算特性を持ち、振動する領域が大きいほど知覚強度も大きくなる。200 Hz においてはパチニ小体の影響が非常に強いため、より振動領域が大きい非装着時の知覚閾値が低くなったと考えられる。

140 Hz のときは、圧力増幅構造による提示圧力の増大と、パチニ小体の空間加算特性の影響が拮抗しているため、装着時と非装着時の間に有意差がなかったと考えられる。

5. 結論

本稿では、超音波の音響放射圧を小さい面積に集中させて皮膚への提示圧力を大きくし、知覚閾値を増大させるデバイスを作製した。

「知覚強度を増大させる」という提案手法の目的は、20 Hz と 80 Hz においては達成できた。一方で、140 Hz においては効果が見られず、200 Hz においては提案手法を用いないほうが知覚しやすかった。

圧力変換構造が特定の周波数で共振し、知覚実験の結果に影響した可能性があるため、今後は周波数を動かしたときの構造の変位を物理実験によって測定を行う。

6. 謝辞

本研究の一部は科研費 JP20K19841 および JST ACT-X JPMJAX21KJ の研究支援を受けている。

表 1: 各周波数における p 値

周波数	20 Hz	80 Hz	140 Hz	200 Hz
p 値	0.042	0.0001	0.960	0.027

参考文献

- [1] S. Mun, S. Yun, S. Nam, S. K. Park, S. Park, B. J. Park, J. M. Lim, K. Kyung, "Electro-Active Polymer Based Soft Tactile Interface for Wearable Devices," in *IEEE Transactions on Haptics*, vol. 11, no. 1, pp. 15-21, 2018.
- [2] T. Takeshita, T. Yamashita, T. Tsubakimoto, H. Nishio, H. Okuno, T. Ohzawa, T. Kobayashi, "Development of Flexible Haptic Device Based on Ultra-Thin PZT/Silicon Vibrator Array", 2021 IEEE 34th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), pp. 127-130, 2021,
- [3] T. Iwamoto, M. Tatezono, and H. Shinoda, "Non-contact method for producing tactile sensation using airborne ultrasound," in *International Conference on Human Haptic Sensing and Touch Enabled Computer Applications*, pp.504-513, 2008.
- [4] S. Suzuki, S. Inoue, M.Fujiwara, Y.Makino, H.Shinoda, "AUTD3: Scalable Airborne Ultrasound Tactile Display", in *IEEE Transactions on Haptics*, vol. 14, no. 4, pp. 740-749, 2021.
- [5] T. Hoshi, M. Takahashi, T. Iwamoto, and H. Shinoda, "Non-contact Tactile Display Based on Radiation Pressure of Airborne Ultrasound", in *IEEE Transactions on Haptics*, vol.3, no.3, pp.155-165, 2010.
- [6] 神垣貴晶, 篠田裕之, "空中超音波を用いた衣服の振動励起による振動覚提示", 第21回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会論文集, pp.630-631, 2020.
- [7] T. Morisaki, M. Fujiwara, Y.Makino, H. Shinoda, "Ultrasound-Driven Passive Haptic Actuator Based on Amplifying Radiation Force Using Simple Lever Mechanism", *SIGGRAPH ASIA 2022 Emerging Technologies*, no.11, pp. 1-2, 2022.
- [8] T. Morisaki, M. Fujiwara, Y. Makino and H. Shinoda, "Non-Vibratory Pressure Sensation Produced by Ultrasound Focus Moving Laterally and Repetitively With Fine Spatial Step Width," in *IEEE Transactions on Haptics*, vol. 15, no. 2, pp. 441-450, 2022.
- [9] K. Hasegawa and H. Shinoda, "Aerial vibrotactile display based on multiunit ultrasound phased array", in *IEEE transaction on haptics*, vol. 11, no.3, pp. 367-377, 2018.
- [10] R. Takahashi, K. Hasegawa, and H. Shinoda, "Lateral modulation of midair ultrasound focus for intensified vibrotactile stimuli", in *International Conference on Human Haptic Sensing and Touch Enabled Computer Applications*, pp. 276-288, 2018.