



# 磁力による高品位な遠隔力覚提示に関する基礎検討

## A Preliminary Study on High-Quality Remote Force Presentation using Magnetic Force

田中 叡<sup>1,2)</sup>, 梶本 裕之<sup>1)</sup>

Satoshi TANAKA, and Hiroyuki KAJIMOTO

1) 電気通信大学 情報理工学研究所 (〒182-8585 東京都調布市調布ヶ丘 1-5-1, {tanaka, kajimoto}@kaji-lab.jp)

2) 日本学術振興会 特別研究員

**概要:** 力覚提示装置の多くは, ロボットアームなどを用いて指などを駆動する接地型と, 力錯覚や筋電気刺激などを利用した非接地型に大別される. しかし前者ではロボットアーム等の干渉, 後者では個人差や制御の難しさといった問題が生じる. そこで本研究では磁力を用いて把持物体を駆動することにより, 把持物体をアームなどで接地することなく安定的な力覚を提示する手法を提案し, その実現性を検討する.

**キーワード:** 力覚, 磁力, 電磁石

### 1. はじめに

人と世界のインタラクションにおいて, 力覚は重要な感覚モダリティの一つである. 力覚は物体の存在や硬さ, 重さといった情報を伝えるほか, 人が物体を精密に操作する際のフィードバック情報としても大きな役割を果たす. これを再現することはバーチャルリアリティや遠隔操縦における重要な課題の一つとなっており, コンピュータからの指令に応じて力覚を提示する装置として様々な方式が提案されている.

力覚提示装置の多くは, 机などに固定される接地型と, ユーザの身体に固定される非接地型 (ウェアラブル型) に分けられる[1][2][3]. 接地型の例としてはユーザの把持するエンドエフェクタをロボットアームによって駆動する PHANTOM[4]や, 指に取り付けたワイヤをモータで巻き取ることによって力を提示する SPIDAR[5]などがあり, 物体とのインタラクションにおいて発生する力を正確に再現することができる. しかし, これらの装置ではアームやワイヤなどで装置とユーザを物理的に接続しているため, アームやワイヤの干渉などによりユーザの動きが制限される問題がある.

他方, 非接地型の装置としては様々な方式が提案されている. 代表的な方式としては手や腕に装着した外骨格機構で指を駆動するもの[6]があり, これは物理的に強い力を提示可能であるが, 機構の煩雑さや, 装置を固定している手首などに余計な力 (反作用) が発生するといった問題がある. 筋電気刺激を用いた方式[7]はシンプルな装置で物理的な力を提示できるが, 筋の構造や非線形性, 個人差などの

ため緻密な制御が困難である. 特殊な振動などを用いて錯覚として力覚を提示する方式[8]は極めて簡便という長所があるが, 物理的な力ではないため不確実性や強度の問題がある.

このように, 接地型と非接地型の力覚提示装置は一長一短という現状がある. そこで本研究では両者の中間的な方式として, ユーザが把持する部分を磁力により遠隔で駆動する力覚提示装置を提案する. 本手法は接地型装置の一種でありながら, 装置と把持部分の間にアームやワイヤなどの物理的な接続がないため, 干渉という問題を解決することができる. さらに錯覚ではなく物理的な力を発生させることができ, 構造もシンプルであるため, 既存の非接地型装置よりも安定的, 定量的な力覚提示が可能となる.

本稿ではまず上記の提案手法を詳説し, さらに本手法による力覚提示の実現可能性を検証するための予備実験について述べる.

### 2. 関連研究

磁力により非接触的に力覚提示を行う研究としては, Berkelman ら[9]の装置や, Korres ら[10]の装置がある. しかしこれらは装置本体と把持部分との距離が数 mm から数 cm にとどまっており, 前節で述べたような力覚提示装置を代替するには不十分である. また McIntosh ら[11]や浅津ら[12]は比較的長距離で磁石を駆動する装置を提案しているが, 提示できる感覚はあくまで振動であり, 連続的な力覚を提示するには至っていない.

一方, 医療機器の分野に目を向けると, 磁場を用いて小

型ロボットを血管内などで運動させる Magnetic Navigation System (MNS)と呼ばれる技術が開発されている[13][14]. MNS では患者の体外に置かれた電磁石で体内の磁石を駆動しており, 比較的長距離での遠隔駆動が実現されている.

そこで本研究は MNS に近い構成を採用し, 大電力の電源を用いて強い磁場を発生させることで, 比較的長距離で連続的な力覚提示を行う.

### 3. 提案手法

#### 3.1 力覚提示装置の構成

提案する装置は机などに接地される電磁石 (固定コイル) と, ユーザが手で把持する電磁石 (把持コイル) から構成される. 固定コイルは Maxwell コイル[15]と呼ばれる, 同一形状の空芯コイル 2 個を同じ軸上に半径の $\sqrt{3}$ 倍の距離で並べ, それぞれ逆方向に電流を流す構成になっている. この構成はコイルの対に挟まれた空間中に, 中心軸に沿って直線的に強度の変化する磁場 (一様な磁場勾配) を作り出すことができる. それに対して, 把持コイルは通常の鉄心付きソレノイドコイルである.

#### 3.2 モデルと制御方法

提案する装置のモデルを図 1 に示す. このモデルでは, 固定コイルによって生じる磁場は完全に一様な勾配を持つと仮定する. すなわち, 固定コイルの中心軸方向の単位ベクトルを $\mathbf{d}_B$ , 磁場の強さの勾配ベクトルを $\mathbf{g}_B$  [T/m]としたとき, 固定コイル対の中央を原点とした位置 $\mathbf{x}$ における磁場は

$$\mathbf{B}(\mathbf{x}) = (\mathbf{g}_B \cdot \mathbf{x})\mathbf{d}_B \quad (1)$$

と表される. また把持コイルは磁気モーメント $\mathbf{m}$  [Am<sup>2</sup>]の磁気双極子としてモデル化する. そのとき, 把持コイルに働く磁力は

$$\mathbf{F} = \nabla(\mathbf{m} \cdot \mathbf{B}(\mathbf{x})) = (\mathbf{m} \cdot \mathbf{d}_B)\mathbf{g}_B \quad (2)$$

となる. この力は把持コイルの位置に依存せず, 磁場勾配と同じ方向に働く. さらに Maxwell コイルでは磁場勾配の方向は中心軸と一致するため, 力の向きは固定コイルの中心軸方向となる.

提示する力の制御は, コイルに流す電流を調整することで行われる. 固定コイルの作る磁場勾配 $\mathbf{g}_B$ と把持コイルの磁気モーメント $\mathbf{m}$ の大きさはそれぞれのコイルに流す電流に比例するため, 一方もしくは両方の電流を調整することで力の制御が可能となる.

このモデルは 1 対の固定コイルと 1 個の把持コイルを用いて単一方向に力を生起させるものであった. しかし, 3 対の固定コイルを横・縦・奥行方向に配置し, 電流を調整して磁場勾配を合成することで, 3 次元的に任意の方向に力を生起させることができる. また(2)式からわかるように, 力の大きさは固定コイルに対する把持コイルの姿勢によって変化してしまうが, 把持コイルを 3 個に増やして, 磁場勾配と同じ向きの磁気モーメントを合成することで, 姿勢に関わらず一定の力を提示することが可能となる.

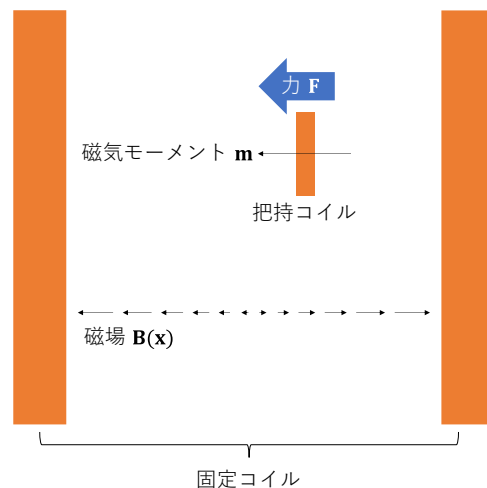


図 1 提案する装置のモデル

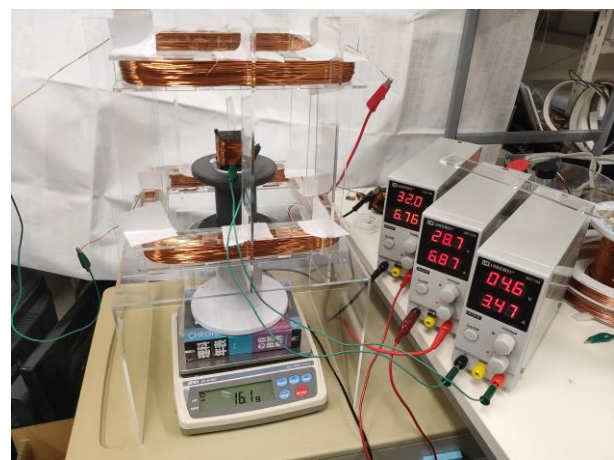


図 2 実験の様子

### 4. 予備実験

提案手法による遠隔力覚提示の実現可能性を検討するため, 把持コイルの姿勢を固定した状態で 1 方向に出力可能な力を計測する実験を行った.

#### 4.1 実験セットアップ

実験系の様子を図 2 に示す. 予備実験では 1 対の固定コイルを縦方向に配置し, その中に把持コイルを置くことで, 上下方向の力を発生させる構成とした. 固定コイルは通常の Maxwell コイルにおける円形コイルの代わりに正方形コイルを用いたもの[14]となっており, 直径 1mm のポリエステル銅線を約 230 回巻いた 1 辺約 20cm の正方形空芯コイルを, 約 17cm ( $\approx \sqrt{3} \cdot 10$  cm) 間隔で対向させている. また把持コイルは普通鋼製の鉄心 (1 辺 30mm の立方体) を樹脂カバーで覆い, 直径 0.5mm のポリエステル銅線を約 100 回巻いたものである.

発生した力は電子天秤 (EK-6100i, エー・アンド・デイ) を用いて計測した. その際, 磁場による電子天秤への影響を避けるため, 非磁性体のスペーサを用いてコイル部を電子天秤から離す構成とした.

## 4.2 実験方法

表 1 予備実験において発生した力

条件	発生した力 [mN]
把持コイル (固定コイルのみ通電)	17
把持コイル (両方のコイルに通電)	158
ネオジム磁石	701

実験では固定コイルを構成する 2 個のコイルを直列接続し、6.87A の電流を流した。電源には直流安定化電源 2 台を直列接続したものをを用いた。また把持コイルには 3.47A の電流を流した。

力の計測は通電していない状態を 0N として（すなわち把持コイルの重量は含めず）、固定コイルのみに通電した状態（力が発生しないと予想される）および固定コイルと把持コイルの両方に通電した状態（本手法の想定する駆動状態）で行った。さらに参考として、把持コイルに代えてネオジム磁石（直径 20mm、長さ 20mm の円柱型）を用いた際に発生した力も計測した。

## 4.3 結果

各条件において発生した力を表 1 に示す。

また、コイルに印加された電圧は固定コイルが 57.7V から 60.7V、把持コイルが 4.6V であった。このことから、固定コイルでは 396W から 417W、把持コイルでは 16W の電力が消費されたことがわかる。

## 4.4 考察

本手法において想定する駆動方式（固定・把持コイル双方に通電）では、16.1g に相当する 158mN の力が生じることが確認された。この力は既存の接地型力覚提示装置（例えば PHANTOM）と比較すると非常に小さい。しかし、非対称振動による力錯覚を利用した非接地型装置 Traxion の実験において知覚された力 0.292N[8]には近いオーダーである。

さらに把持コイルに代えてネオジム磁石を使用することで、把持コイルに対して 4 倍以上の力を生起可能であることが判明した。

また興味深いことに、把持コイルに通電せず固定コイルのみに通電した場合も予想に反してわずかな力（17mN）が発生した。その理由としては、鉄心が着磁して微弱な永久磁石となっていた可能性や、磁場勾配が厳密には一様でなかったため鉄心に磁力が働いた可能性が考えられる。

## 5. まとめ

本稿では、力覚提示における接地型と非接地型という 2 方式の問題点を解決するため、両者の中間的な方式として、磁力による遠隔駆動を用いた力覚提示装置を提案し、装置のモデル化と制御について述べた。予備実験では提示可能な力を計測した。結果として生起した力は小さかったものの、錯覚を用いた力覚提示装置とは近いオーダーの力を物理的に生起させることが可能であった。

今後の展望としては、第 3.2 項で述べた方法により 3 軸、任意姿勢での力覚提示を行う装置を製作することや、発生可能な力を大きくするために装置を改良することを予定している。また本稿では議論していない、力制御の正確さや応答性、不要なトルクの発生といった点についても検討が求められる。

**謝辞** 本研究は JSPS 科研費 JP21J22873 の助成を受けたものです。

## 参考文献

- [1] 梶本裕之, “触覚・力覚ディスプレイ”, 知能と情報, vol. 19, no. 4, pp. 326–332, 2007.
- [2] D. Prattichizzo, F. Chinello, C. Pacchierotti, and M. Malvezzi, “Towards Wearability in Fingertip Haptics: A 3-DoF Wearable Device for Cutaneous Force Feedback,” *IEEE Trans. Haptics*, vol. 6, no. 4, pp. 506–516, 2013.
- [3] C. Pacchierotti, S. Sinclair, M. Solazzi, A. Frisoli, V. Hayward, and D. Prattichizzo, “Wearable Haptic Systems for the Fingertip and the Hand: Taxonomy, Review, and Perspectives,” *IEEE Trans. Haptics*, vol. 10, no. 4, pp. 580–600, 2017.
- [4] T. H. Massie and J. K. Salisbury, “The PHANTOM Haptic Interface: A Device for Probing Virtual Objects,” in *Proc. ASME Dynamic Systems and Control Division*, 1994, vol. 55, no. 1, pp. 295–301.
- [5] M. Sato, “Development of string-based force display: SPIDAR,” in *Proc. The Eighth International Conference on Virtual Systems and Multi Media VSMM*, 2002, pp. 1034–1039.
- [6] X. Gu, Y. Zhang, W. Sun, Y. Bian, D. Zhou, and P. O. Kristensson, “Dexmo: An Inexpensive and Lightweight Mechanical Exoskeleton for Motion Capture and Force Feedback in VR,” in *Proceedings of the 2016 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, 2016, pp. 1991–1995.
- [7] P. Lopes, S. You, L.-P. Cheng, S. Marwecki, and P. Baudisch, “Providing Haptics to Walls & Heavy Objects in Virtual Reality by Means of Electrical Muscle Stimulation,” in *Proceedings of the 2017 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, 2017, vol. 2017-May, pp. 1471–1482.
- [8] J. Rekimoto, “Traxion: A Tactile Interaction Device with Virtual Force Sensation,” in *Proceedings of the 26th annual ACM symposium on User interface software and technology*, 2013, pp. 427–432.
- [9] P. J. Berkelman, Z. J. Butler, and R. L. Hollis, “Design of a hemispherical magnetic levitation haptic interface device,” in *American Society of Mechanical Engineers, Dynamic Systems and Control Division (Publication) DSC*, 1996, vol. 58, pp. 483–488.

- [10] G. Korres, W. Park, and M. Eid, “Contactless Kinesthetic Feedback to Support Handwriting Using Magnetic Force,” *IEEE Trans. Haptics*, pp. 1–1, 2021.
- [11] J. McIntosh, P. Strohmeier, J. Knibbe, S. Boring, and K. Hornbæk, “Magnetips: Combining Fingertip Tracking and Haptic Feedback for Around-Device Interaction,” in *Proceedings of the 2019 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, 2019, pp. 1–12.
- [12] 浅津秀行, 田中叡, 梶本裕之, “簡便なウェアラブル触覚提示のための磁石の遠距離駆動の検討”, ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集, 2020, pp. 2A2-N06.
- [13] S. M. Jeon, G. H. Jang, H. C. Choi, S. H. Park, and J. O. Park, “Utilization of Magnetic Gradients in a Magnetic Navigation System for the Translational Motion of a Micro-Robot in Human Blood Vessels,” *IEEE Trans. Magn.*, vol. 47, no. 10, pp. 2403–2406, 2011.
- [14] Y. H. Ha, B. H. Han, and S. Y. Lee, “Magnetic propulsion of a magnetic device using three square-Helmholtz coils and a square-Maxwell coil,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 48, no. 2, pp. 139–145, 2010.
- [15] S. S. Hidalgo-Tobon, “Theory of gradient coil design methods for magnetic resonance imaging,” *Concepts Magn. Reson. Part A*, vol. 36A, no. 4, pp. 223–242, 2010.