



シリンジ操作を実現する 8 自由度ワイヤ駆動型力覚提示装置の提案

Proposal of a 8DOF Wire Driven Haptic Device for Syringe Operation

赤羽克仁

Katsuhito AKAHANE

東京工業大学 科学技術創成研究院 未来産業技術研究所
(〒226-8503 神奈川県横浜市緑区長津田町 4259, kakahane@hi.pi.titech.ac.jp)

概要: 本研究では, シリンジ操作を実現する 8 自由度ワイヤ駆動型力覚提示装置の提案を行う. シリンジ全体の並進と回転の 6 自由度の力覚提示のみならず, 外筒と内筒の関係を並進と回転の 2 自由度として合計 8 自由度の穿刺操作を実現することを目的とする. 提案手法を検証する為に, 可動域における位置・姿勢の計測および提示力について計算機シミュレーションを行った.

キーワード: ハプティックデバイス, ヒューマンインタフェース, バーチャルリアリティ

1. はじめに

近年, 計算機処理能力の飛躍的な発展により, 比較的容易に 3 次元 VR 空間を構築できるようになってきた. 3 次元空間での操作を行うためのヒューマンインタフェースとして, 力のフィードバック機能を有する力覚提示装置の開発がされている[1][2][3][4][5]. VR 技術は様々な分野で応用されているが, 本研究ではシリンジ (注射器) 操作に着目する. シリンジは, 外筒と内筒 (プランジヤ) からなる. 正しい穿刺方法を身につけなければ, 重大な医療事故が発生する可能性がある. しかしながら, 訓練のために実際のシリンジや穿刺対象を用意するのは困難である. そこで, VR 空間で, シリンジ操作が可能となれば, 訓練やシミュレーション, 遠隔操作など様々な応用が期待できる[6][7][8]. 本論文では, シリンジ操作を実現する 8 自由度ワイヤ駆動型力覚提示装置の提案を行う. シリンジ全体の位置・姿勢の 6 自由度の力覚提示のみならず, 外筒と内筒の関係を並進と回転の 2 自由度として力覚提示することを目的とする. ワイヤ (糸) は押すことができないので, n 自由度の力覚提示装置を構築する為には $n+1$ 以上の糸でエンドエフェクタを駆動する必要がある. 本研究では 10 本の糸により, 8 自由度の力覚提示を実現する. 計算機シミュレーションにより, 可操作性楕円体に基づく評価値 $1/k$ の検討および最大・最小提示力の評価を行った.

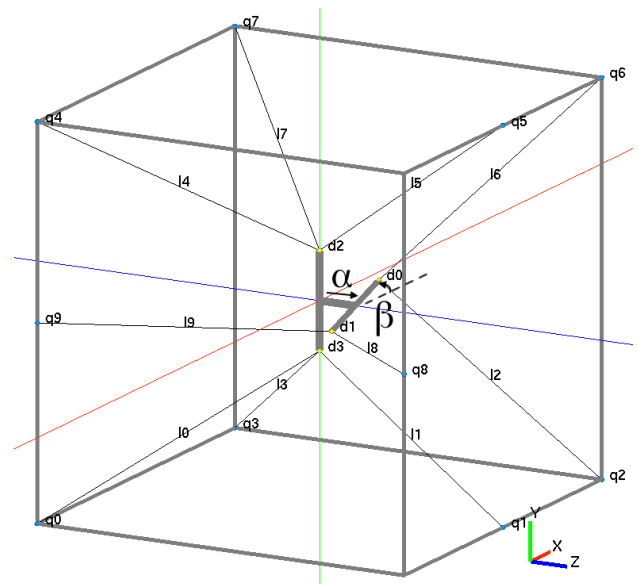


図 1: 8 自由度ワイヤ駆動型力覚提示装置の外観

2. 位置・姿勢計算

位置・姿勢計算は, 糸の長さベクトル l からエンドエフェクタの並進・回転・および追加された自由度を表すベクトル r を取得する処理のことである. 今, 糸の総本数を m 本とし, 糸の長ベクトル l を

$$l = (l_1 \quad \dots \quad l_m)^T$$

とする. 力覚提示装置の次元数を n とし, エンドエフェクタ r を

$$\mathbf{r} = (r_1 \quad \dots \quad r_n)^T \quad (1)$$

とする. 本研究では $m = 10$, $n = 8$ の場合を考える.

糸の長さ l_i に関して

$$l_i = \|\mathbf{q}_i - \mathbf{p}_i\| \quad (2)$$

が成り立つ. \mathbf{q}_i はモータ側の糸出口の位置, \mathbf{p}_i はエンドエフェクタ側の糸取り付け点の位置である. 一方, エンドエフェクタ \mathbf{r} の位置を \mathbf{x} とし, 姿勢を回転行列 \mathbf{R} で表現するとエンドエフェクタ上の糸取り付け点 \mathbf{p}_i は

$$\mathbf{p}_i = \mathbf{x} + \mathbf{R}\mathbf{d}_j(\boldsymbol{\theta}) \quad (3)$$

と記述できる. ここで, $\mathbf{d}_j(\boldsymbol{\theta})$ は, エンドエフェクタに固定された座標系から見た糸取り付け点であることに注意されたい. 提案するエンドエフェクタは 2 自由度の自由度 $\boldsymbol{\theta} = (\alpha \quad \beta)^T$ を有しているため, エンドエフェクタ上の糸取り付け点を $\mathbf{d}_j(\boldsymbol{\theta})$ と表記する. 以上から, 糸の長さ l_i と並進の 3 自由度, 回転の 3 自由度, とエンドエフェクタ内の 2 自由度の計 8 自由度の関係が記述できる. 糸の長さベクトル \mathbf{l} とエンドエフェクタ \mathbf{r} の関係は糸の張り方によって定まり, 一般に非線形となる.

$$\mathbf{l} = \mathbf{f}_i(\mathbf{r}) \quad (4)$$

複雑な非線形方程式を解く代わりにヤコビ行列を用いた線形近似による逐次計算法でエンドエフェクタ \mathbf{r} を求める方法が知られている.

$$\Delta \mathbf{l} = \mathbf{J}(\mathbf{r})\Delta \mathbf{r} \quad (5)$$

この方程式を解くことで糸の長さベクトルの変化量 $\Delta \mathbf{l}$ からエンドエフェクタの変化量 $\Delta \mathbf{r}$ を求めることができ, 逐次的に \mathbf{r} を更新することでエンドエフェクタの位置・姿勢を求めることができる.

3. 力覚提示の計算

力覚提示の計算とは, デカルト座標系における提示力を各糸の張力に分配する処理のことである. 提示したいカベクトルを \mathbf{f} とし, 糸による張力を張力ベクトル $\boldsymbol{\tau}$ とすると

$$\mathbf{f} = \mathbf{W}\boldsymbol{\tau} \quad (6)$$

$$\boldsymbol{\tau} = (\tau_1 \quad \dots \quad \tau_m)^T$$

$$\mathbf{f} = (f_1 \quad \dots \quad f_n)^T$$

が成り立つ. また, 仮想仕事の原理より, ヤコビ行列 \mathbf{J} を用いて

$$\mathbf{W} = -\mathbf{J}(\mathbf{r})^T \quad (7)$$

が成り立つ. 与えられた提示したいカベクトルを各糸の張力に分配するために, 精度と安定性を考慮した二次計画法による提示力分配計算が提案されている. これは, 精度と安定性のトレードオフを表す変数 λ_s を用いて, 二次項を正定対称行列にしている. また, 制約条件は各糸の最低張力と最大張力によるボックス条件となる.

$$U = \|\mathbf{W}\boldsymbol{\tau} - \mathbf{f}\|^2 + \lambda_s \|\boldsymbol{\tau}\|^2 \rightarrow \min \quad (8)$$

$$\tau_{\min_i} \leq \tau_i \leq \tau_{\max_i}$$

この最適化問題を解くことで与えられた提示力を実現

する最適な糸張力が求められることができる.

4. エンドエフェクタの設計

本研究では, シリンジ操作を実現するエンドエフェクタの提案を行う. 以下で詳しく特徴を述べる. また, モータ側の糸出口については直方体の頂点と辺の midpoint に対し図 1 の配置とした.

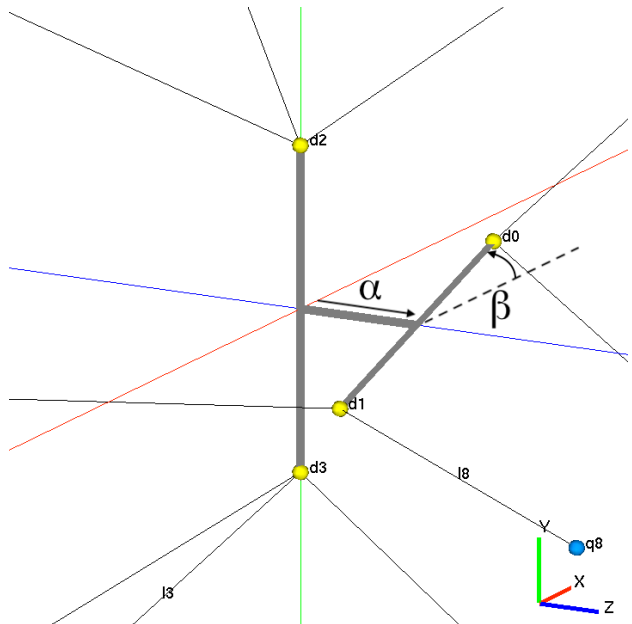


図 2: 提案するエンドエフェクタ

エンドエフェクタに固定された座標系からみたエンドエフェクタ側の糸取り付け点の座標を $\mathbf{d}_j(\boldsymbol{\theta})$ とする. 長さ $(2b)$ が一定で y 軸方向に平行の線分 $\mathbf{d}_2(\boldsymbol{\theta})\mathbf{d}_3(\boldsymbol{\theta})$ があり, その線分の midpoint は原点に一致している. また長さ $(2a)$ が一定で xy 平面に平行な線分 $\mathbf{d}_0(\boldsymbol{\theta})\mathbf{d}_1(\boldsymbol{\theta})$ があり, その線分の midpoint は z 軸上にあり直動するシリンジ型のエンドエフェクタを考える. 線分 $\mathbf{d}_0(\boldsymbol{\theta})\mathbf{d}_1(\boldsymbol{\theta})$ と線分 $\mathbf{d}_2(\boldsymbol{\theta})\mathbf{d}_3(\boldsymbol{\theta})$ の距離を α , 線分 $\mathbf{d}_0(\boldsymbol{\theta})\mathbf{d}_1(\boldsymbol{\theta})$ と x 軸のなす角を β とすると, 各糸の取り付け点 $\mathbf{d}_j(\boldsymbol{\theta})$ の座標は

$$\mathbf{d}_0(\boldsymbol{\theta}) = (a \cos \beta \quad a \sin \beta \quad \alpha)^T \quad (9)$$

$$\mathbf{d}_1(\boldsymbol{\theta}) = (-a \cos \beta \quad -a \sin \beta \quad \alpha)^T \quad (10)$$

$$\mathbf{d}_2(\boldsymbol{\theta}) = (0 \quad b \quad 0)^T \quad (11)$$

$$\mathbf{d}_3(\boldsymbol{\theta}) = (0 \quad -b \quad 0)^T \quad (12)$$

となる (図 2).

エンドエフェクタに接続される糸はそれぞれ図 1 のような配置となり, モータ側の糸出口を通り, モータ軸のプーリーにより糸が巻き取られる. モータ側の糸出口座標とエンドエフェクタを構成するためのパラメータにより, 力覚提示装置の幾何学的特性が決定する. このエンドエフェクタの特徴は, シリンジの外筒を線分 $\mathbf{d}_2(\boldsymbol{\theta})\mathbf{d}_3(\boldsymbol{\theta})$ で表し, 内筒を線分 $\mathbf{d}_0(\boldsymbol{\theta})\mathbf{d}_1(\boldsymbol{\theta})$ で表しており, シリンジの外筒と内筒の関係を並進と回転の 2 自由度で表現している点である.

5. 可操作性楕円体に基づく評価

$\|\dot{\mathbf{l}}\| \leq 1$ をみたす糸長の速度を用いて実現し得るエンドエフェクタの速度の集合を可操作性楕円体という。本研究では可操作性楕円体は 8 次元ユークリッド空間の楕円体となる。楕円体の主軸半径の長い方向は大きな速度を出しやすい方向であり、短い方向は小さな速度しか出せない方向である。この楕円体が球に近づけば、等方性が高く、まんべんなくエンドエフェクタを動かすことが可能となる。本研究では、可操作性楕円体に基づく指標のうち、ヤコビ行列 \mathbf{J} の条件数 k の逆数 $1/k$ を用いた。これは、楕円体の最小半径と最大半径の比であり、常に 1 より小さい。これが、1 に近いほど球に近い形をしており、等方性を表す指標と言える。

評価を行うため、本研究で用いた装置の幾何学的パラメータを示す。モータ側の糸の出口を固定するフレームには、一辺 0.2m の立方体を用い、図 1 の配置とした。また、エンドエフェクタ上のパラメータは可動域を考慮し、線分 $\mathbf{d}_0(\theta)\mathbf{d}_1(\theta)$ と、線分 $\mathbf{d}_2(\theta)\mathbf{d}_3(\theta)$ の長さがモータ側の糸出口の立方体の辺の長さの 1/4 になるように設定した。すなわち、 $a = b = 0.05\text{m}$ とした。また、 α の初期値 α_0 として a の 1/2 となる $\alpha_0 = 0.025\text{m}$ とした。図 3 に、提案手法のエンドエフェクタにおいて、各軸方向にエンドエフェクタを移動した時の指標 $1/k$ の値を示す。この時、移動に関係ない軸方向においては、エンドエフェクタの位置・姿勢は固定した状態とした。上から、X 軸方向並進、Y 軸方向並進、Z 軸方向並進、X 軸方向回転、Y 軸方向回転、Z 軸方向回転、第 7 軸方向（内筒の位置）、第 8 軸方向（内筒の回転）を表す。並進方向と第 7 軸方向の単位はメートル、第 8 軸方向と、回転方向の単位は度数である。操作域の中央付近の値に対し各軸方向の移動において評価値の変動がそれほど大きくなく、等方性の変化が穏やかであることがわかる。評価値はおおよそ 0.2 近辺であり ± 0.1 程度の変動がある。また、操作域における特異姿勢もみられない。

6. 提示力に関する評価

一般的に、 $\|\boldsymbol{\tau}\| \leq 1$ を満足するような $\boldsymbol{\tau}$ を用いて実現できる操作力 \mathbf{f} のすべての集合を操作力楕円体という。しかしながら、本研究で対象とする糸を用いた装置において糸は負の張力を発生することができない。糸が弛んでしまうため力を伝えることができないからである。そのため、各糸 i の張力 τ_i は最低張力 τ_{\min_i} と最大張力 τ_{\max_i} により制約を受ける。

$$\tau_{\min_i} \leq \tau_i \leq \tau_{\max_i} \quad (i = 0 \dots m - 1)$$

この条件を満足するような $\boldsymbol{\tau}$ を用いて実現できる \mathbf{f} のすべての集合は楕円体になるとは限らない。そこで、すべての糸についての最低張力と最大張力の組み合わせからできる (2^m 通りの) 張力ベクトル $\boldsymbol{\tau}$ を用いて実現できる提示力 \mathbf{f} の集合を考え、提示力の最大値・最小値の評価を行なった。エンドエフェクタを各軸方向に移動した際の最大値と最小値の推移を式(7)から数値計算により求め

た。また、張力の範囲はすべての糸で同じ値とし、また実際に使用するアクチュエータの性能も考慮した上で最小値 τ_{\min} は 0.08N、最大値 τ_{\max} は 7N とした。

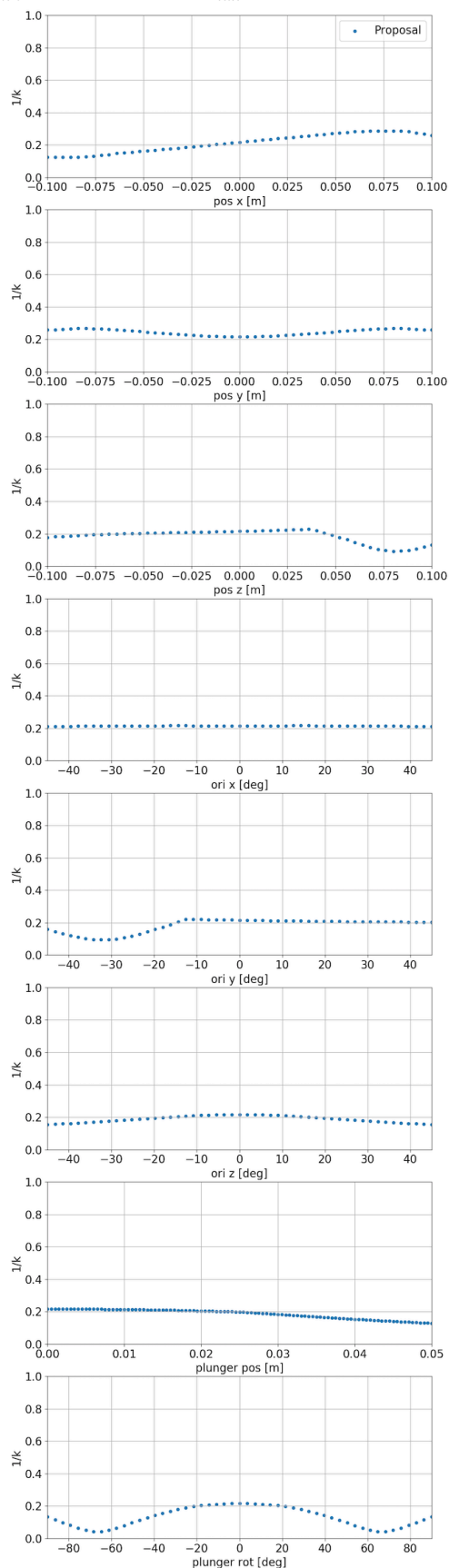


図 3：可操作性楕円体に基づく評価

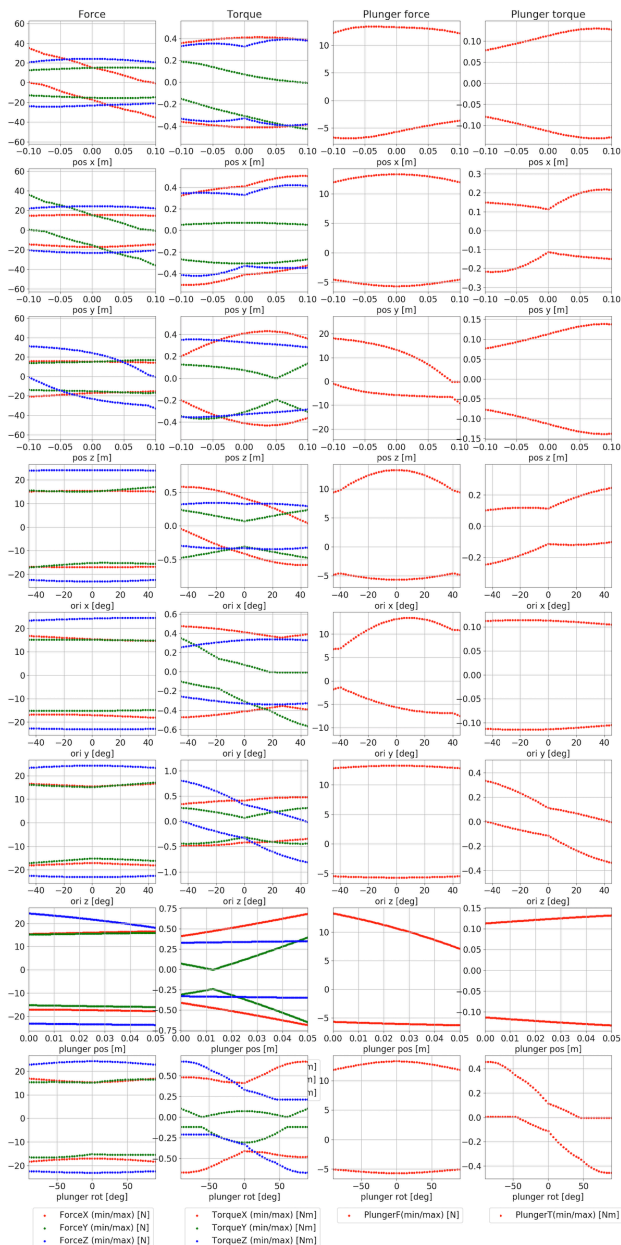


図 4: 最大・最小提示力による評価

図 4 に結果を示す。横軸は各軸方向でのエンドエフェクタの位置を表しており、上から並進の X 軸・Y 軸・Z 軸 (単位は m)、回転の X 軸・Y 軸・Z 軸 (単位は度数法)、第 7 軸 (単位は m)、第 8 軸 (単位は度数法) の方向を表している。この時、移動に関係ない軸方向においては、エンドエフェクタの位置・姿勢は原点に固定した状態とした。また、縦軸は左から並進力 N、回転力 Nm、内筒の並進力 N、回転力 Nm をそれぞれ表している。最大値 (上側) と最小値 (下側) に囲まれた領域が提示可能な提示力域を示している。また、その領域が正負を含んでいれば正負両方向に提示力が発生できることを示している。そして、その領域が大きければそれだけ大きな提示力が提示可能であることを示している。

7. まとめと今後の課題

本論文では、シリンジ操作を実現する 8 自由度ワイヤ駆動型力覚提示装置の提案を行った。シリンジの外筒と内筒の関係を並進と回転の 2 自由度を可能にする合計 8 自由度の力覚提示を可能にするエンドエフェクタの提案を行った。本研究では 10 本のワイヤにより、8 自由度の力覚提示を実現するエンドエフェクタを設計した。提案手法を検証する為に、可動域における位置・姿勢の計測および提示力について計算機シミュレーションを行った。特に可操作楕円体に基づく評価値および提示力の最大・最小値の分布において検討を行い、提案手法の実現可能性と有効性を示した。今後の課題として、実機の試作を行い、シリンジ操作環境の構築を行う予定である。

謝辞 本研究は科研費 JP20K11916, JP17H00754 の助成を受けたものです。東京工業大学名誉教授佐藤誠先生に感謝する。

参考文献

- [1] 佐藤誠, 平田幸広, 河原田弘:"空間インタフェース装置 SPIDAR の提案", 電子情報通信学会論文誌 Vol.J74-D-2,o.7,p.887-894 (1991)
- [2] 金 時学, 長谷川 晶一, 小池 康晴, 佐藤 誠:"7 自由度力覚ディスプレイ SPIDAR-G の提案", 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 7 巻, 3 号, p.403-412 (2002)
- [3] 赤羽克仁:"自然な把持操作を実現する 7 自由度ワイヤ駆動型力覚提示装置の開発", 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 25 巻, 4 号, p.356-365 (2020)
- [4] P. Lambert and J. Herder:"A novel parallel haptic device with 7 degrees of freedom," 2015 IEEE WHC, Evanston, IL, p.183-188 (2015)
- [5] S. Perreault, A. Talasz, A. L. Trejos, C. D. W. Ward, R. V. Patel and B. Kiaii:"A 7-DOF haptics-enabled teleoperated robotic system: Kinematic modeling and experimental verification," 2010 3rd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics, Tokyo, p.906-911 (2010)
- [6] Dongjin Huang, Pengbin Tang, Xianglong Wang, Tao Ruan Wan, Wen Tang:"New haptic syringe device for virtual angiography training," Computers & Graphics, Volume 80, P.97-103 (2019)
- [7] B. Gonenc and H. Gurocak:"Haptic interface with hybrid actuator for virtual needle insertion and tissue cutting," 2012 IEEE Haptics Symposium, Vancouver, BC, p.451-455 (2012)
- [8] Pepley DF, Yovanoff MA, Mirkin KA, Miller SR, Han DC, Moore JZ:"Integrating Cadaver Needle Forces Into a Haptic Robotic Simulator." ASME. J. Med. Devices. (2017)