

「次世代医療福祉ロボット」グループ

グループリーダー 下野 誠通

【基本構想】

本研究グループでは、平成 28 年度～平成 31 年度に実施した有望シーズ展開事業で得られた研究開発成果を基に、実世界での力触覚の伝送・記録・再現を可能とするリアルハプティクスを援用した様々な医療デバイスの実用化研究を推進することを目的として令和 2 年度より開始し、令和 6 年度までの 5 年間実施した。特に、力触覚情報を活用することによって高い安全性や新しい診断機能を獲得した高付加価値な医療デバイス、遠隔触診を実現するネットワークシステム技術、革新的な手術支援ロボットなどの開発を行った。そして、産学公連携拠点としての殿町（川崎市川崎区）の研究室において、開発技術の社会実装へと繋げることを目指し、医療機器メーカーを中心とした産業界との密な連携によって学際的な医工融合研究を推進した。

1. 2024 年度の研究目的

2024 度は、実用化実証事業「次世代医療福祉ロボット」研究グループの研究活動五年目にあたり、これまでの研究開発活動の方針を変更することなく、リアルハプティクスおよびモーションコントロール技術を応用した革新的医療デバイスの実用化研究を主軸とした研究を推進することとした。特に実用化実証事業では、①貫通検知・自動停止機能を有するハプティック骨ドリルの開発、②腫瘍判別機能を有する脳神経外科ハプティック鑷子の開発、③操作エラー判別機能を有する吸入支援デバイスの開発の三つを重点テーマと定めている。産学公連携拠点としての殿町研究室を本拠地とし、医療機器メーカーを中心とした産業界とも密に連携した実用化研究を通じて、開発技術の事業化活動を推進する。

上記の重点テーマ①については、国際医療福祉大学医学部、慶應義塾大学医学部、日本メドトロニック株式会社、モーションリブ株式会社と連携し、貫通検知・自動停止機能を有するハプティック骨ドリルの実用化研究を推進している。2022 年度より支援を受けている日本医療研究開発機構 (AMED) の「医療機器等における先進的研究開発・開発体制強化事業」において、ハプティック骨ドリルの実用モデル機の開発研究を進め、非臨床試験による有用性実証を継続的に実施する。特に 2024 年度は、上記 AMED 事業の最終年度にあたり、市販ドリルへの技術実装や、ボーンスー等への他の手術機器への横展開研究や、手術支援ロボット応用を見据えた桌上ロボットへのドリル搭載実験などを進める。

重点テーマ②では、東京歯科大学市川総合病院、慶應義塾大学医学部・脳神経外科、獨協医科大学等と連携し、脳腫瘍組織の自動判別機能を有するハプティック鑷子デバイスの開発研究を推進している。正常脳組織と種類の異なる脳腫瘍組織の剛性計測に関わる非臨床試験を実施し、ハ

プティック鑷子を通して得られた力触覚データから腫瘍領域さらには腫瘍種類の判別までが可能となることを実証することを目指す。さらに、2024 年度では、摘出したヒト腫瘍の硬さ計測といった臨床研究にも評価研究を進展させることとする。

重点テーマ③では、慶應義塾大学医学部・呼吸器内科、同大学病院薬剤部等と連携し、喘息や慢性閉塞性肺疾患 (COPD) の治療高度化に向けた吸入センシングデバイスの改良研究と、服薬操作エラーの自動判別研究を推進している。臨床試験を継続実施することで、開発技術の有用性を確認すると共に、様々な操作エラーの自動判別が可能となるようにアルゴリズムの改良を進める。特に 2024 年度では、一連の吸入動作をフェーズ毎にクラスタリングするためのアルゴリズム研究にも取り組むことで、高度なエラー検出の実現を目指す。

2. 2024 年度の研究成果

(1) ハプティック骨ドリルの開発研究

AMED「医療機器等における先進的研究開発・開発体制強化事業」の支援を得て、ハプティック骨ドリルの改良開発と貫通検知アルゴリズムのハンディドリルへの

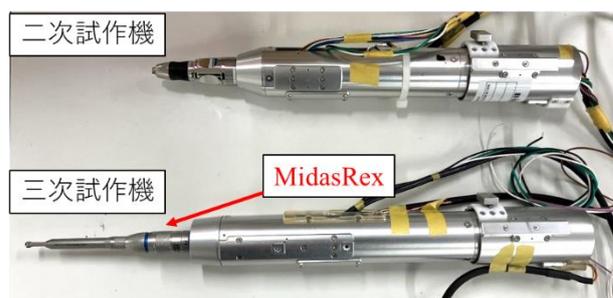


図 1 実用モデル試作機

応用研究を継続実施した。さらに、手術支援ロボットへの応用を目的とした多自由度遠隔操作型ドリルロボットの開発や、ボーンソー等の他の手術機器への技術展開研究を行った。

ハプティック骨ドリルの改良開発においては、力触覚情報を用いた脊椎の貫通検知と自動停止機能を有する安全安心なドリルの実用化に向け、市販ドリルへの技術の組み込みを目的とした第三次試作を行った(図1)。基礎実験の結果、ドリル刃の最大回転速度 75000rpm を達成し、現行市販ドリルにも本プロジェクトで開発した貫通検知・自動停止機能が実装可能であることを実証した。これらの試作機の基本性能評価に対しては、モーションリブ株式会社や日本メドトロニック株式会社と共同で模擬骨等を用いて実施し、脊髄脊椎手術に求められる十分な切削性能と、貫通検知・自動停止機能を併せ持っていることを検証した上で、国際医療福祉大学や慶應義塾大学非臨床試験に臨んだ。特に非臨床試験では、幼若骨や骨粗鬆症模擬骨等での性能の実証も行い、開発技術の有用性を確認することができた。また、研修医や医療関係者以外の脊椎外科医以外でも同等の性能が得られることが確認でき、開発技術が医療の均てん化にも貢献し得ることが示唆された。

さらに、今後の手術支援ロボット応用に向けた技術展開を想定して、ロボットプラットフォームに試作した骨ドリルを搭載し、模擬骨の掘削実験等を実施した(図2)。任意の姿勢において、貫通検知・自動停止機能が有効に作動することが確認でき、開発技術が多自由度ロボットにおいても活用可能であることが実証された。

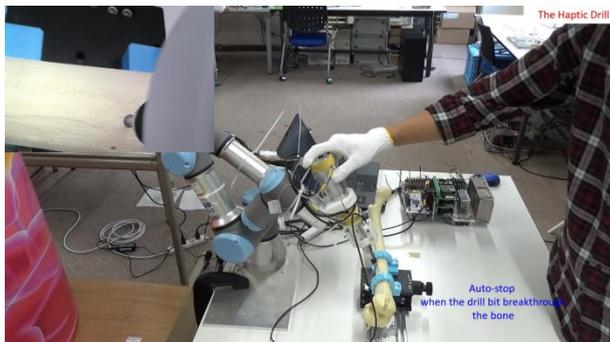


図2 多自由度ロボットでのドリル検証実験

(2) ハプティック鑷子の開発研究

腫瘍判別機能を有する脳神経外科ハプティック鑷子の開発においては、これまでの非臨床試験を通して得られた知見を基に、プローブ型試作機を用いた摘出ヒト腫瘍検体の硬さ測定に臨んだ(図3)。独協医科大学での試験によって、ヒト腫瘍検体でも正常脳組織との剛性に違いが生じるデータが取得でき、臨床応用に向けたフィージビリティを確認することができた。今後は比較対象を精査した上で、エビデンスデータの蓄積を進め、実用化モデルの開発研究へと繋げていく予定である。



図3 プローブ型測定器での硬さ評価

(3) 吸入支援デバイスの開発研究

本研究においては、吸入動作における吸入デバイスの姿勢角度を正確に推定するためのアルゴリズム改良研究と、吸入動作のクラスタリングによる自動化正誤判定アルゴリズムの開発研究とを主に実施した。

吸入デバイスの姿勢角度の推定精度の向上においては、特にヨー角に焦点を当て、pMDI型デバイスのレバー部分と本体にそれぞれ取り付けられた2つのIMUセンサー間の相対角度を用いて誤差を補正するアルゴリズムを開発した(図4)。



(a) デバイス (b) 振り動作 (c) 噴霧&吸入

図4 吸入動作測定デバイス(pMDI)

吸入動作の自動化正誤判定アルゴリズムの開発研究においては、IMUにより測定した吸入動作波形に対して、k-means法を用いて吸入手順毎に波形を自動で切り分けるクラスタリングアルゴリズムの開発を行った。波形の切り分けにより、蓋開け角度や吸気時のデバイスの傾け角度だけでなく、息吐き、息止め時間の識別が可能となるなど評価の高度化が期待される。エリプタに搭載したIMU(図5)により測定した波形を図6に示す。色付き箇所が蓋開け及び吸気時の角度の変位を示しており、その間の角度が変位しない箇所が息止め、息吐きの動作を示している。この波形に対しk-meansによりクラスタリングした結果を図7に示す。結果より動作手順毎に切り分けが可能であることが確認された。本アルゴリズムを用いて薬剤師による正誤判定との比較を行ったところ、蓋開け角度、吸入角度、息止め時間などに関するエラー判別に非常に有効であることが確認された。

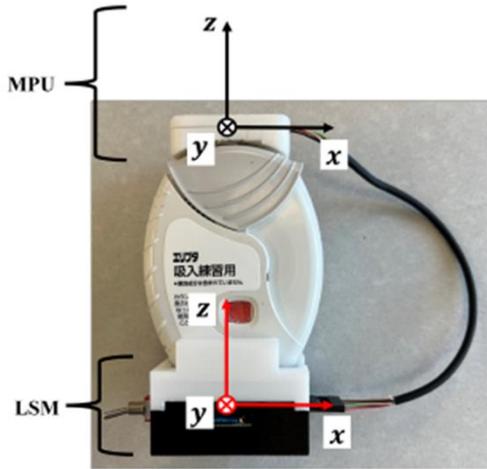


図5 吸入動作測定デバイス(エリプタ)

される動作評価への応用においても、リアルハプティクスを中心としたロボット制御技術が有用であることを示してきた。

医療機器メーカーを中心とした産業界との連携体制も構築でき、特に2022年度からは、日本医療研究開発機構（AMED）の「医療機器等における先進的研究開発・開発体制強化事業」において、分担研究機関として参画する骨ドリル開発の提案課題が採択され、産学公連携による実用化研究を推進してきた。

本プロジェクトは2024年度末を持って終了するが、今後も医療機器メーカーとの連携を通して、開発技術の社会実装に向けた実用化研究を継続的に進めていく予定である。

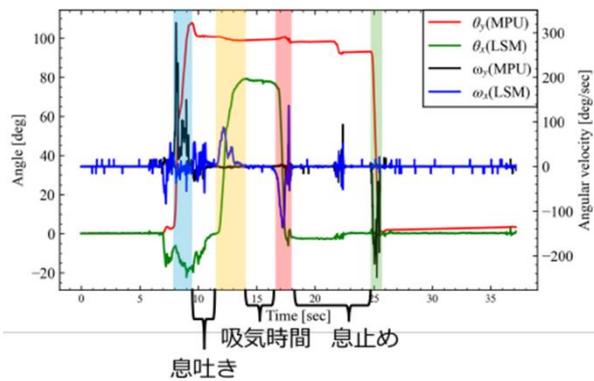


図6 正常動作の測定波形

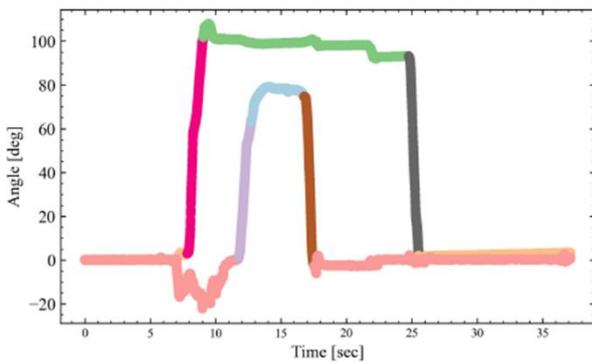


図7 クラスタリング結果

3. 今後の展望

本研究グループでは、これまでの研究シーズ育成事業および有望シーズ展開事業で得られた研究成果を発展させる形で、リアルハプティクスを援用した様々な医療デバイスの社会実装研究を実施してきた。これまでの実用化実証事業における研究成果から、骨ドリルに代表される治療機器への応用だけでなく、脳神経外科用鑷子デバイスのような診断機器、吸入支援デバイスの開発に代表

遠隔操作型ハプティックドリルシステムの開発と 力触覚情報を活用した切削支援

次世代医療福祉ロボットグループ
松永 卓也

1. はじめに

脊椎手術における医療用ドリルを用いた骨の切削は高度なスキルが要求される。ドリル先端の刃は高速で回転し、接触した骨を切削する。骨周辺の組織が刃に触れた場合には損傷の危険性がある。特に脊椎の損傷は患者の運動機能や知覚機能に深刻な障害を与える可能性がある。したがって、従来の脊椎手術では術者がドリルの操作に熟達することで術中の事故を防ぐことが必要である。

高度なスキルを持つ術者の育成には時間を要するため、術者に対する工学的支援が研究されている。工学的支援の一つである貫通検知では、切削中の骨と周囲の空間、または骨以外の物体との境界にドリルの刃が到達したことを検知する。貫通検知と同時に刃を自動で停止させることで、骨周辺の組織の損傷を防ぐことができる。これまでに、ドリルが内蔵する回転モータの電流と速度から切削抵抗を推定し、サポートベクターマシンで貫通を検知する手法が提案されている[1]。また、刃の回転に加えて軸方向の直動自由度を有するドリルについて、力触覚情報を用いた貫通検知機能が開発されている[2]。

(1) 遠隔操作型力触覚ドリルシステム

本研究では、視覚、力触覚情報を拡張することで貫通を回避し、切削作業の安全性を向上させる遠隔操作型力触覚ドリルシステムを開発する[3]。本研究で使用するドリルシステムは、エンドエフェクタの脊椎手術用ドリルによる骨切削を想定したリーダー・フォロワー式の遠隔操作型ロボットである[4]。作業空間側ロボットと操作者側ロボットが並進自由度の力触覚情報を双方向に伝達し、操作者に対して切削作業で発生する反力をフィードバックする。さらに、ロボット間で伝達される力触覚情報を貫通の回避に活用する。

(1)-1 作業空間側ロボット

本研究で使用するドリルシステムにおいて作業空間側に配置される4自由度ドリルロボットは、回転モータで駆動する刃をエンドエフェクタとして備えた並進3自由度を有するパラレルリンクロボットである(図1)。各アクチュエータが先端の並進自由度と対応し、デカルト座標系においてモータ空間での制御が可能である。また、

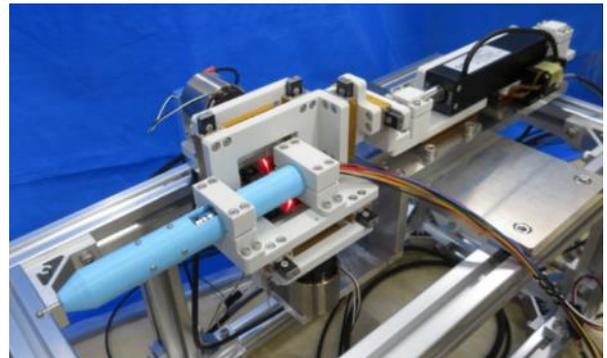


図1 4自由度ドリルロボット[5]

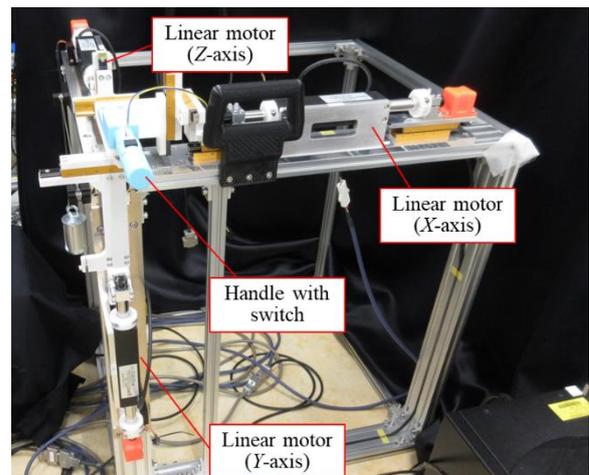


図2 ハプティックインターフェース

バックドライバビリティに優れたアクチュエータで駆動しており、力センサレスで力触覚情報が得られる。

(1)-2 操作者側ロボット

操作者側に配置されるハプティックインターフェースは、作業空間側のドリルロボットと同様に並進3自由度を有するパラレルリンクロボットである(図2)。エンドエフェクタとして取り付けられたハンドルのスイッチはドリルのON/OFFに用いられる。したがって、操作者はハプティックインターフェースを介して刃を回転させ、かつ3次元空間内で刃の位置を移動させることが可能である。

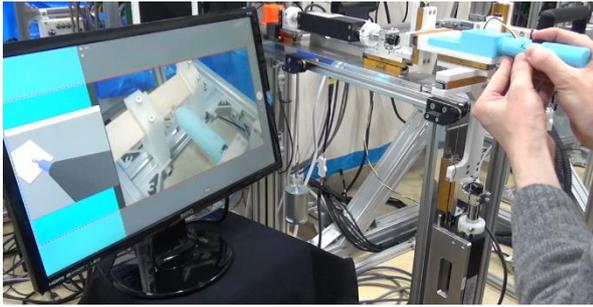


図 3 実験機器

(2) 力触覚情報を用いた貫通回避

本研究でドリルシステムに実装する貫通回避機能は、最初に力触覚情報を用いて切削対象物を認識し、次に視覚・力触覚情報を拡張して対象物の貫通を妨げることで操作者を支援する。

(2)-1 切削対象物の認識

4自由度ドリルロボットのエンドエフェクタが切削対象物の表面を切削する際、並進3自由度の動作で得られる反力推定値は接触判定に利用可能である。反力が発生した位置情報を接触点として記録して収集することで、対象物表面の位置および回転角度の情報が得られる。医療用画像機器が3次元画像を取得可能であることを考慮し、事前に対象物の3D形状データが得られるという前提を置くと、収集した接触点から得られた情報に基づいて仮想空間内の切削シミュレータに仮想の切削対象物を配置することができる。

(2)-2 視覚・力触覚情報の拡張

ドリルロボットが得た力触覚情報に基づいて切削対象物の情報が得られた後、ドリルシステムは実物体の切削と同時に仮想空間で実施される切削シミュレーションに基づいて視覚、力触覚情報の拡張をおこなう。力触覚情報を伝達するバイラテラル制御はスケーリングによる力触覚の増幅と、仮想反力による力触覚の付加が可能である。仮想刃の位置に応じて力触覚の増幅率を増大させ、かつ仮想反力を発生させることで貫通を引き起こす切削を妨げることが可能である。さらに、切削シミュレーションを画像で可視化することで、操作者は力触覚伝達における切削領域やパラメータの変化を確認しながら作業を進めることが可能である。

2. 実験と結果

(1) 方法

本研究で開発した貫通回避機能をドリルシステムに実装し、模擬骨を切削する実験をおこなった(図3)。視覚情報としてカメラで取得した作業空間の画像および切削シミュレーションをおこなう仮想空間の画像を並べてディスプレイに表示した。操作者はディスプレイで視覚情報を得ながらハプティックインターフェースを操作して模擬骨の切削を実施した。ドリルロボットには直径4mm

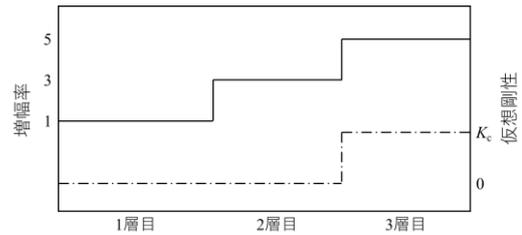


図 4 力触覚の増幅率と仮想剛性

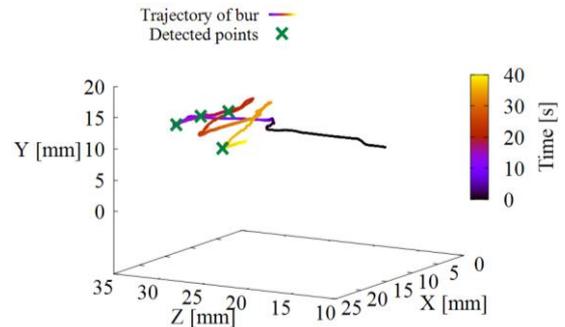


図 5 対象物の認識における先端位置

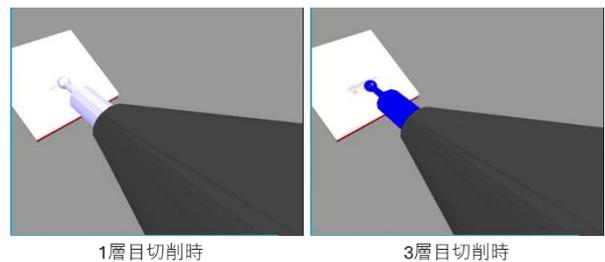


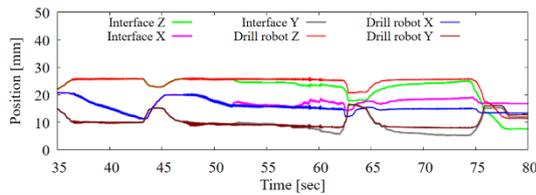
図 6 切削位置に応じた提示画像の変化

の球状の先端部を持つ医療用刃を取り付けた。模擬骨には厚さ3mmの板を使用し、ドリルの中心軸から30度傾けて配置した。模擬骨の3D形状データは3層で構成される直方体の仮想物体とした。1層目は切削作業において周辺組織を損傷する危険性が小さい領域、2層目は貫通までの距離が小さく切削に注意を要する領域として、仮想刃で除去可能なボクセルで表現した。3層目は貫通の危険性があり切削を避ける領域に設定し、単一の直方体で描写した。シミュレーション画像内では切削領域に応じて異なる色でドリル先端を描写した。さらに、力触覚伝達についても切削領域に応じて力触覚増幅率と仮想剛性を変化させた(図4)。

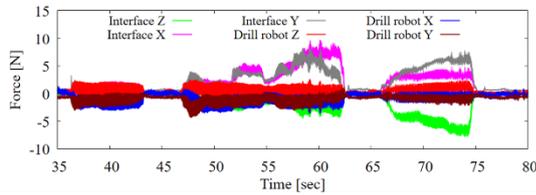
(2) 結果

対象物の認識における先端位置の軌跡と収集した接触点の結果を図5に示す。実験では対象物表面の切削により4つの接触点を記録した。3つの接触点を選択して法線と重心を求めることで、切削シミュレーション内で使用する仮想物体の位置と回転角度を得た。

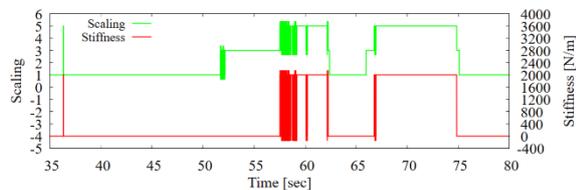
視覚、力触覚情報拡張下の切削における仮想空間画像を図6に示す。対象物認識で得られた情報に基づいて仮想空間の画像内に仮想物体が表示された。切削領域に応



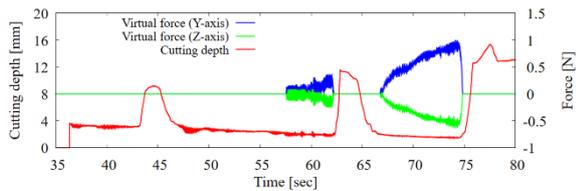
(a) 位置応答



(b) 力応答



(c) 増幅率と仮想剛性



(d) 切削深さと仮想反力

図 7 視覚、力触覚情報拡張子下における力触覚情報、力触覚伝達のパラメータ、切削深さ

じてドリル先端の描写が変化することで、制御器のパラメータの変化が可視化された。

視覚、力触覚情報拡張下の切削における力触覚情報、力触覚伝達のパラメータ、切削深さを図 7 に示す。約 50 秒経過時までは 1 層目を切削しており、ドリルロボットが得た力触覚情報はハプティックインターフェースで再現された。その後、仮想刃が 2 層目に達すると増幅率が増加し、力触覚情報が増幅されて操作者に伝達された。そして、約 57 秒経過時から刃が 3 層目に達すると増幅率がさらに増加し、かつ仮想反力が付加されて大きな反力が提示された。

3. 考察及び今後の展望

(1) 考察

切削深さは仮想ドリル刃の中心から仮想物体 2 層目と 3 層目の境界までの距離であり、実験における最小値は約 2mm となった。ドリル刃の半径が 2mm であることから、ドリル刃が仮想物体の 2 層目と 3 層目の境界近辺から大きく侵入しなかったことが確認できる。一方、刃が 3 層目に達して力触覚情報の増幅と付加がおこなわれた

際には大きな反力が発生しており、力触覚情報を拡張することで 3 層目における切削が抑制された。

実験結果において発生した増幅率のチャタリングは単一の閾値で切削領域を判定したことが原因として挙げられる。切削深さが減少する方向と増加する方向で異なる閾値を用いることでチャタリングを回避することが可能であると考えられる。

(2) 今後の展望

本研究では条件の単純化のために平らな表面を持つ物体を切削対象物としたが、手術で切削する骨は曲面を持つ。したがって、力触覚情報を用いた切削対象物の認識では、より複雑な形状を持つ物体に対応する必要がある。また、回転する刃をプローブとして対象物認識をおこなったが、刃が対象物を削ることで実際の物体と認識された物体の情報に差が生じる可能性がある。したがって、切削力の解析による精度向上について検討する必要がある。

【参考文献】

1. T. Osa, C. F. Abawi, N. Sugita, H. Chikuda, S. Sugita, H. Ito, T. Moro, Y. Takatori, S. Tanaka, and M. Mitsuishi, *in Proc. 2014 IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, Hong Kong, China, 290–296(2014)
2. K. Yamanouchi, S. Takano, Y. Mima, T. Matsunaga, K. Ohnishi, M. Matsumoto, M. Nakamura, T. Shimono, and M. Yagi, *Sci. Rep.*, 13, 1–11(2023)
3. T. Matsunaga, S. Takano, T. Shimono, K. Ohnishi, M. Yagi, and M. Nakamura, *in Proc. 2025 IEEE Int. Conf. Mechatron.*, Wollongong, Australia, (2025)
4. T. Matsunaga, S. Takano, T. Shimono, K. Ohnishi, M. Yagi, and M. Nakamura, *in Proc. 18th IEEE Int. Workshop Adv. Motion Control*, Kawasaki, Japan, 217–222(2024)
5. KISTEC, “プロジェクト研究概要集 2024”, KISTEC, “https://www.kistec.jp/kistec-manage/wp-content/uploads/propj_2024_all.pdf”

複数 IMU を用いることによる pMDI の

吸入動作測定精度の向上

次世代医療福祉ロボットグループ

高野 俊也

1. はじめに

気管支喘息及び慢性閉塞肺疾患 (COPD: chronic obstructive pulmonary disease) の治療には主に吸入器を用いた吸入薬治療が行われている。薬剤を効果的に吸入するには吸入器を正しい手順で使用することが重要であるが、約 70% の患者が正しく使用できていないという報告がある [1,2]。その理由として、患者が正しい使用方法を理解していないことや時間経過により正しい使用方法を忘れてしまうことが挙げられる。そのため、治療効果が低減し、治療の長期化や治療費の増加を招いている。

現状、有効的な対策としては医師や薬剤師による定期的な対面指導のみである。そのため、指導を行う医師や薬剤師の負担増大が問題となっている。また、患者が自宅で正しく使用できているかについては医師や薬剤師は情報を得ることが出来ず、適切な指導を行えないという問題がある。そのため、先行研究では吸入器の 1 種であるエリプタに慣性計測装置 (IMU: Inertial measurement unit) を搭載し、吸入手技をモニタリングする手法が提案されている [3,4]。

本研究では別の吸入器であるフルティフォーム (pMDI: 加圧噴霧式定量吸入器) に本手法を展開し、吸入動作が測定可能か検証を行う。

1.1 IMU を搭載した吸入動作モニタリングデバイス

本研究ではフルティフォームに IMU を搭載した吸入動作モニタリングデバイスを用いて検証を行う。図 1 にフルティフォームに IMU を搭載した図を示す。IMU は 3D プリンタにより作成したアタッチメント内に搭載し、上部と下部にそれぞれ固定している。MPU、LSM は使用した IMU の型式 (MPU9250, LSM9DS1) である。各 IMU は 3 軸の加速度、角速度の測定が可能である。またこれらの測定値から角度情報も推定可能である。本手法では吸入動作の観測に角度情報を用いる。

表 1 にフルティフォームの使用手順を示す。手順 2 のデバイスを上下に振る動作及び、手順 5 の薬剤を吸入する動作を行った際のデバイスの姿勢を図 2 に示す。この時、図 2(a) の振り動作ではデバイスが上下に激しく振動する。また図 2(b) の吸入時はレバーを押し込むことで薬剤が噴霧され、使用者は噴霧された薬剤を吸入する。この時、薬剤噴霧のため上部のレバーが押し込まれ、吸入のためデバイス本体が傾く。この動作は各 IMU の X 軸方向に回転する

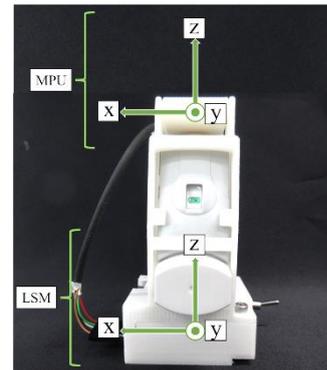
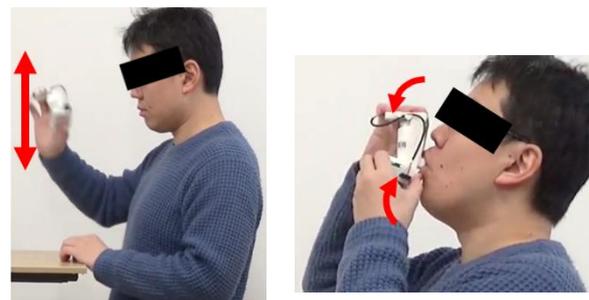


図 1 吸入動作モニタリングデバイス及びセンサ軸方向

表 1 フルティフォームの使用手順

1	フルティフォームのカウンタ残数を確認
2	上下に数回振り、薬剤を攪拌させる
3	ゆっくりと息を吐き切る
4	吸入口を咥える
5	息を吸いながらレバーを押し込み薬剤を吸入する
6	吸入口から口を離し、3秒以上息を止める
7	ゆっくりと息を吐く



(a)手順 2 蓋開け

(b)手順 5 吸入

図 2 各使用手順におけるデバイスの姿勢

ため、X 軸回転角度から各動作が観測可能である。特に噴霧のタイミングと吸入のタイミングが同時でない適切に肺に薬剤が吸入されないため、タイミングのズレの観測が重要である。このことから吸入時の噴霧のタイミングと吸入のタイミングを本デバイスにより観測を行う。

1. 2 角度推定アルゴリズム

一般的に IMU を用いた角度の推定には拡張型カルマンフィルタ (EKF : Extended Kalman Filter) が用いられる。しかしながら EKF は非定常特性を有する動作に対して追従性が悪化するという問題がある。ここでの非定常特性は振り動作の早い動きと吸入時の遅い動きが混在した一連の吸入動作のことを指す。そのため、本研究では適応型カルマンフィルタ (AKF: Adaptive Kalman Filter) を用いて非定常特性を有する動作への追従性の向上を行う [5,6]。以下に AKF を用いた角度推定の計算手法を示す。なお推定にはクォータニオンを用いて計算を行った。

まず、 k 番目のサンプルにおける IMU の姿勢角 \mathbf{X}_k を (1) で定義する。

$$\mathbf{X}_k = [q_1 \ q_2 \ q_3 \ q_4]^T_k \quad (1)$$

これより、事前推定値 $\hat{\mathbf{X}}_k$ 、事前誤差共分散 $\hat{\mathbf{P}}_k$ は (2)-(5) で表される。

$$\hat{\mathbf{X}}_k = \mathbf{F}_k \mathbf{X}_{k-1} \quad (2)$$

$$\hat{\mathbf{P}}_k = \mathbf{F}_k \mathbf{P}_{k-1} \mathbf{F}_k^T + \mathbf{G}_k \mathbf{Q} \mathbf{G}_k^T \quad (3)$$

$$\mathbf{F}_k = \mathbf{I}^{4 \times 4} + \frac{1}{2} \Delta t \begin{bmatrix} 0 & \omega_z & -\omega_y & \omega_x \\ -\omega_z & 0 & \omega_x & \omega_y \\ \omega_y & -\omega_x & 0 & \omega_z \\ -\omega_x & -\omega_y & -\omega_z & 0 \end{bmatrix}_k \quad (4)$$

$$\mathbf{G}_k = \frac{1}{2} \Delta t \begin{bmatrix} q_4 & -q_3 & q_2 \\ q_3 & q_4 & -q_1 \\ -q_2 & q_1 & q_4 \\ -q_1 & -q_2 & -q_3 \end{bmatrix}_k \quad (5)$$

\mathbf{Q} 、 ω 、 Δt 、 \mathbf{I} はそれぞれ、角速度センサのシステムノイズの共分散、角速度測定値、サンプリング時間、単位行列を表す。次に観測方程式及びカルマンゲインは (6)-(10) で表される。

$$\mathbf{Y}_k = \mathbf{Z}_k - h(\hat{\mathbf{X}}_k) \quad (6)$$

$$\mathbf{K}_k = \hat{\mathbf{P}}_k \mathbf{H}_k^T (\mathbf{H}_k \hat{\mathbf{P}}_k \mathbf{H}_k^T + \mathbf{R}_k)^{-1} \quad (7)$$

$$\mathbf{Z}_k = [a_x \ a_y \ a_z]^T \quad (8)$$

$$h(\hat{\mathbf{X}}_k) = g \begin{bmatrix} 2(q_1 q_3 - q_2 q_4) \\ 2(q_2 q_3 + q_1 q_4) \\ -q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 + q_4^2 \end{bmatrix}_k \quad (9)$$

$$\mathbf{H}_k = \frac{\partial}{\partial \mathbf{X}_k} h \quad (10)$$

a 、 g 、 \mathbf{R}_k はそれぞれ、加速度測定値、重力加速度、観測ノイズ共分散を表す。そして、事後推定値 \mathbf{X}_k 、事後誤差共分散 \mathbf{P}_k は (11)、(12) により計算される。

$$\mathbf{X}_k = \hat{\mathbf{X}}_k + \mathbf{K}_k \mathbf{Y}_k \quad (11)$$

$$\mathbf{P}_k = (\mathbf{I} - \mathbf{K}_k \mathbf{H}_k) \hat{\mathbf{P}}_k \quad (12)$$

得られた姿勢クォータニオン \mathbf{X}_k より回転行列 \mathbf{A}_k 、姿勢角 $[\phi \ \theta \ \psi]^T_k$ を (13)(14) より計算することで、IMU の回転角度が得られる。

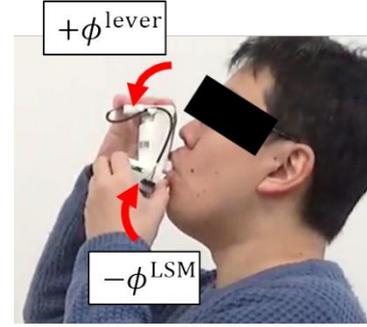


図3 吸入時回転方向

$$\mathbf{A}_k = \begin{bmatrix} q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 + q_4^2 & 2(q_1 q_2 + q_3 q_4) & 2(q_1 q_3 - q_2 q_4) \\ 2(q_1 q_2 - q_3 q_4) & -q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 + q_4^2 & 2(q_2 q_3 + q_1 q_4) \\ 2(q_1 q_3 + q_2 q_4) & 2(q_2 q_3 - q_1 q_4) & -q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 + q_4^2 \end{bmatrix}_k \quad (13)$$

$$\begin{bmatrix} \phi \\ \theta \\ \psi \end{bmatrix}_k = \begin{bmatrix} \arctan\left(\frac{2(q_2 q_3 + q_1 q_4)}{-q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 + q_4^2}\right) \\ \arcsin(2(q_2 q_4 - q_1 q_3)) \\ \arctan\left(\frac{2(q_1 q_2 + q_3 q_4)}{q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 + q_4^2}\right) \end{bmatrix}_k \quad (14)$$

なお、レバーの回転角度は 2 つの IMU の相対角度で表されるため、(15) によりレバーの回転角度が得られる。

$$\mathbf{A}^{\text{lever}} = (\mathbf{A}^{\text{LSM}})^{-1} \mathbf{A}^{\text{MPU}} \quad (15)$$

1. 3 観測ノイズ \mathbf{R}_k の更新

(7) において、 \mathbf{R}_k を加速度センサのシステムノイズの共分散とすると、このシステムは EKF として動作する。AKF ではこの観測ノイズを実際の動作に応じて変動させることで追従性を向上させる。まず過去 N サンプル分の \mathbf{Y}_k の平均値 $\bar{\mathbf{Y}}_k$ を (16) により計算する。

$$\bar{\mathbf{Y}}_k = \frac{1}{N} \sum_{j=k-N+1}^k \mathbf{Y}_j \quad (16)$$

$\bar{\mathbf{Y}}_k$ を用いて観測ノイズ \mathbf{R}_k を (17) により更新する。

$$\mathbf{R}_k = \frac{1}{N-1} \sum_{j=k-N+1}^k \left\{ (\mathbf{Y}_j - \bar{\mathbf{Y}}_k) (\mathbf{Y}_j - \bar{\mathbf{Y}}_k)^T - \frac{N-1}{N} \mathbf{H}_j \hat{\mathbf{P}}_j \mathbf{H}_j^T \right\} \quad (17)$$

更新した \mathbf{R}_k を (7) に適用することで、毎サンプルごとに観測ベクトルの重みが変化し、非定常特性を有する動作への追従性が向上する。

2. 実験と結果

2. 1 実験方法

AKF による追従性の向上の検証のため、角速度のみで角度を計算した場合と、EKF を用いて計算した場合との比較を行った。測定する動作はフルティフォームの一連の吸入動作を対象とした。図 3 に示すように吸入動作及び噴霧動作 (レバー押し込み動作) はどちらも X 軸方向に回転動作が生じるため ϕ^{lever} 、 ϕ^{LSM} の推移を観測した。

2. 2 実験結果

図4にフルティフォーム使用時の各角度推移を示す。緑線は角速度のみで角度を計算した結果、青線はEKFを用いて計算した結果、橙線はAKFを用いて計算した結果を示す。また、黄色部は吸入器の振り動作を行った箇所、緑部の範囲は薬剤吸入動作を行った箇所、灰色部の範囲はレバーの押し込みを行った箇所を示している。

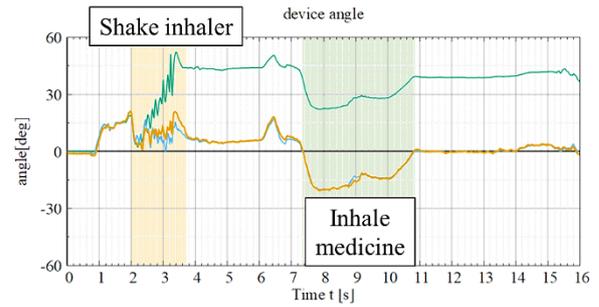
まず ϕ^{LSM} の推移において、振り動作後に緑線が大きく増加している。これは早い振り動作によって角速度の測定値に大きな誤差が生じたためである。対してEKF、AKFは振り動作後も角度が安定して推移している。これは角度の計算に加速度値も複合して計算しているため、角速度値の誤差を補正しているためである。一方で、振り動作中のEKFの ϕ^{lever} においては大きく振動が生じている。振り動作中は2つのIMUが一体で動くため、実際は相対角度であるレバー角度には変化が生じない。しかし振り動作により加速度値にも誤差が生じたため、EKFに誤差が生じたと考えられる。対して、AKFは振り動作中において角度の変動が著しく小さい結果となった。これはAKFが振り動作の早い動きに合わせて観測ノイズを適切に更新し、誤差の影響を抑制したためである。

またレバー押し込み時においてはEKFでスパイク上の波形が生じた(図4(b)赤枠拡大図参照)。患者はレバーが停止するまで押し込む動作を行うため、角度推移としては矩形波上の波形が生じる。しかし、レバー停止時には加速度値に大きな値が生じるため、EKFでスパイク上の波形が生じたと考えられる。対してAKFはレバーの押し込み時においてスパイク上の波形が生じず、矩形波状に推移した。よって結果より、AKFを適用することで吸入動作において角度推定値の追従性が向上されたことが実証された。また波形よりレバーの押し込みタイミング(ϕ^{lever} が矩形波上に推移し始める地点)と吸入のタイミング(ϕ^{LSM} が減少し始める地点)を比較することで、薬剤噴霧と吸入が同時に行われたかどうかを観測可能である。よって、本デバイスによりpMDI型の吸入器において吸入動作の観測が可能であることが確認された。

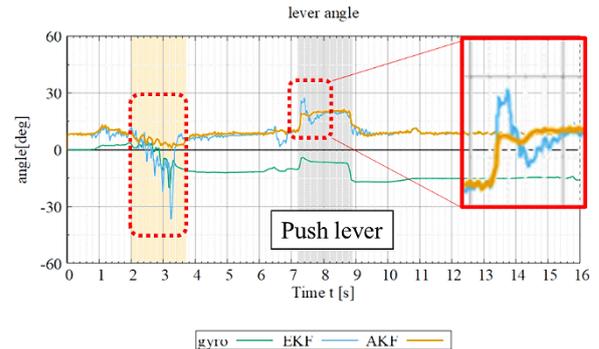
3. 考察及び今後の展望

本研究ではpMDI型の吸入器にIMUを搭載し吸入動作の観測が可能なモニタリングデバイスを提案した。pMDIの吸入動作では早い振り動作と遅い吸入動作が混在した非正常特性の動作を有するため、角度の推定にあたりAKFを適用し、角度推定値の追従性を向上させた。実際の測定結果において角速度値から計算した結果と、EKFを用いて計算した結果との比較を行ったところ、AKFが一番実際の動作に準じた推移を示した。また得られた結果からpMDIの各種動作が観測可能であることが確認された。

今後は臨床試験により実際の患者の吸入動作を測定し、誤った動作が検出可能か検証していく予定である。



(a) 吸入時角度(ϕ^{LSM})



(b) レバー押し込み角度(ϕ^{lever})

図4 実験結果

【参考文献】

1. V. G. Press, V. M. Arora, L. M. Shah, S. L. Lewis, K. Ivy, J. Charbeneau, S. Badlani, E. Naurekas, A. Mazurek, J. A. Krishnan, "Misuse of respiratory inhalers in hospitalized patients with asthma or COPD," *Journal of General Internal Medicine*, Vol. 26, pp. 635–642, 2011.
2. S. Schantz, N. Katjavuori, O. Antikainen, A. Juppo, "Evaluation of dry powder inhalers with a focus on ease of use and user preference in inhaler-naïve individuals," *International Journal of Pharmaceutics*, Vol. 509, Issues 1–2, pp. 50–58, Jul. 2016.
3. T.Ezaki, K.Masaki, M.Nishie, H.Nakada, J.Hakamata, S.Takano, K.Sunata, Y.Akiyama, M.Irie, S.Okuzumi, T.Tanosaki, H.Kabata, T.Shimono, S.Tsuda, T.Aomori, and K.Fukunaga, "Accelerometer-equipped external attachments to detect critical errors while using inhalation devices", *American Thoracic Society 2021 International Conference, ATS2021*, May. 2021.
4. S. Takano, T. Shimono, K. Masaki, K. Fukunaga, H. Kabata, M. Nishie, T. Ezaki, H. Nakada, J. Hakamata, and A. Hasegawa, "An Inhalation Device with Inertial Measurement Unit for Monitoring Inhaler Technique," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 27, No. 4, pp. 2204-2211, Aug. 2022.
5. K. Myers and B. Tapley, "Adaptive sequential estimation with unknown noise statistics," *IEEE Transactions on Automatic Control*, Vol. 21, No. 4, pp. 520-523, Aug. 1976.

6. A. Makni, H. Fourati and A. Y. Kibangou, "Adaptive Kalman filter for MEMS-IMU based attitude estimation under external acceleration and parsimonious use of gyroscopes," *2014 European Control Conference (ECC)*, Strasbourg, France, pp. 1379-1384, 2014.

業績

【原著論文】

(投稿掲載)

1. T. Ezaki, K. Kishima, S. Shibao, T. Matsunaga, Eriel Sandika Pareira, Y. Kitamura, Y. Nakayama, N. Tsuda, K. Takahara, T. Iwama, Oltea Sampetean, M. Toda, K. Ohnishi, T. Shimono and H. Sasaki, “Development of microsurgical forceps equipped with haptic technology for in situ differentiation of brain tumors during microsurgery”, *Scientific Reports* 14, Article number 21430 (2024), [IF2023=3.8]
 2. Y. Hatta, T. Shimono, S. Tanaka, H. Asai and Y. Fujimoto, “Mathematical Modeling, Finite Element Analysis, and Experimental Verification of Cross-Coupled 2-DOF Tubular SPMSM”, *IEEJ Journal of Industry Applications*, Vol. 14, No.3, [IF2023=1.0]
 3. N. Tojo and T. Shimono, “Prototyping Applications for Post-Stroke Rehabilitation with Kinesthetic Haptic Technology”, *IEEE Access*, Vol. 12, pp.186730-186739, (2024), [IF2023=3.4]
 4. K. Okumura, S. Takano, T. Shimono, T. Kageyama, J. Tanaka and T. Araki, “Accuracy Evaluation of Solid Material Transplantation Using Cell Transplantation Device and Comparison with Manual Operation”, The 11th IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization (SAMCON2025), 2025年3月21日, Shimane, Japan
 5. A. Takimoto, S. Takano and T. Shimono, “Parallel Implementation of Disturbance Observers for Drilling Vibration Suppression”, The 11th IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization (SAMCON2025), 2025年3月21日, Shimane, Japan
 6. T. Fujiwara and T. Shimono, “Remote Control System with Real Time Delay Estimation Using CDOB”, The 11th IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization (SAMCON2025), 2025年3月23日, Shimane, Japan
 7. M. Fujii, T. Shimono, S. Takano, K. Masaki, H. Nakada, J. Hakamata, H. Kabata, J. Miyata, K. Fukunaga, “Assessment of Inhaler Operation by k-means Clustering”, The 11th IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization (SAMCON2025), 2025年3月22日, Shimane, Japan
 8. M. Kase, N. Khuong, T. Shimono, “Fundamental Experiment for Control of 6-DOF Cylindrical Motor”, The 11th IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization (SAMCON2025), 2025年3月21日, Shimane, Japan
- Monitoring Inhaler Technique”,
The 11th IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization (SAMCON2025),
2025年3月21日, Shimane, Japan
- “Teleoperated Orthopedic Drill System Presenting Haptic Information Extended by Bur Tip Position”,
The 2025 IEEE International Conference on Mechatronics (ICM2025), 2025年2月28日 - 3月2日,
The University of Wollongong, Wollongong, NSW, Australia
- “Real Haptic Data Based Cutting Force Reproduction for Orthopedic Oscillating Saw Simulator”,
The 11th IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization (SAMCON2025),
2025年3月21日 - 23日, Shimane, Japan
- “Adaptive Kalman Filtering Based Angle Estimation for

9. K. Kodama, T. Shimono, H. Obara, T. Yokoyama,
“High-Precision Force Control by Noise Reduction Using Multi-Level
Inverters under High-Gain Current Control”
The 11th IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation,
Motion Control, and Optimization (SAMCON2025),
2025 年 3 月 22 日, Shimane, Japan

(国内)

1. 山田敦久, 下野誠通, 八木満, 中村雅也, 大西公平
「整形外科手術支援ロボットの誘導に向けた脊髄画像
検出器の開発」
電気学会産業応用部門大会, 2024 年 8 月 29 日, 水戸

【記者発表・取材・受賞】
(受賞)

1. 松永卓也
The 10th IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation,
Motion Control, and Optimization (SAMCON2024),
2023 年部門優秀論文発表賞 (国際ワークショップ) を
受賞
口頭発表 “Cutting State Estimation Based on Haptic
Information Acquired by One DOF Teleoperated Oscillating
Saw for Orthopedic Surgery”, 2024 年 3 月 2 日-4 日,
京都府