

研究概要集2023 目次 【研究開発部】

実用化実証事業

「次世代医療福祉ロボット」グループ

◆ 総括	101
◆ ビジュアルサーボシステムを用いた軸方向仮想切削力を提示する手持ち型力触覚ドリルシミュレ ータの開発	104
◆ 粘性推定に基づいた貫通検知機能を有する力触覚外科ドリルの開発	107
◆ 業績	111

「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年度より開始している。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う。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、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る共同研究を推進し、開発技術の社会実装へと繋げることを目指す。

1. 2022年度の研究目的

2022年度は、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三年目にあたり、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。特に、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、産業界とも密に連携した実用化研究を実施する。これにより、医療機器メーカー等との協働による開発技術の事業化を推進する。

上記の重点テーマ①については、慶應義塾大学医学部、日本メドトロニック株式会社、モーションリップ株式会社と連携し、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」に提案課題が採択された。2022年度は本事業の支援を受けて、ハプティック骨ドリルの実用化に向けた改良開発と、非臨床試験による有用性実証を実施する。

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・脳神経外科等と連携し、脳腫瘍領域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。非臨床試験において、腫瘍組織と正常組織との判別実験を継続実施し、ハプティック鑷子を通して得られた力触覚データから患部の物理的特性を算出することで、これが腫瘍領域の決定に有用となることを実証する。

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、慢性閉塞性肺疾患（COPD）のための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。

2. 2022年度の研究成果

(1) ハプティック骨ドリルの開発研究

本テーマでは、脊椎脊髄外科手術において、ドリル刃が脊椎を貫通した際に瞬時に貫通を検知し自動停止する機能を有した安全安心な骨ドリルの実用化を目指した研究開発を進めている（図1）。2022年度では、新たにドリル刃の高速回転が可能で、より小型軽量になるように設計した改良機を試作した。市販の骨ドリルに実際に用いられているモータに準じた高速回転モータを実装し、30,000rpmの高速動作時においても十分に貫通検知・自動停止機能が発現可能であることを実証することができた。

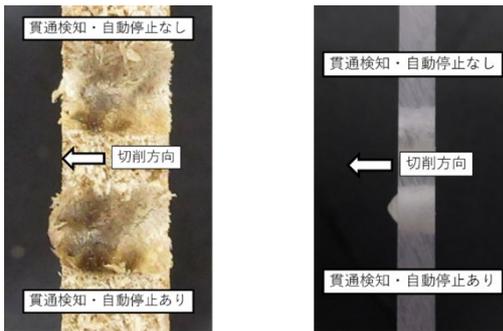
また、アルゴリズム改良研究にも取り組み、切削対象物の機械インピーダンスに応じて、貫通検知に必要な基準値を柔軟に自動調整することを可能とし、貫通の過検出等の課題を解消することができた。これらの性能については、慶應義塾大学医学部整形外科の研究チームと非臨床試験を共同で実施し、術者が貫通を知覚して手動で停止するよりも早く、また正確にドリル刃を停止させることが可能であることを、実際の手術環境下で示した。

さらに、開発した骨ドリルを操作インタフェースとして用いた術前トレーニングを実現するシミュレータ環境の構築研究にも取り組んだ。本シミュレータでは、仮想的な切削対象物からの力触覚のフィードバック機能を有し、またカメラによる位置検出を用いることで三次元的なドリル操作を可能とすることができた。

これらの骨ドリルの開発研究に関して得られた成果



(a) ハプティック骨ドリル改良試作機



(a) 桐を用いた比較実験 (b) 樹脂を用いた比較実験

(b) 貫通検知・自動停止の有用性実証

図1 ハプティック骨ドリルによる試験

は、国際的な学術論文誌 **Scientific Reports** への論文掲載や、書籍出版などの形として結実した。

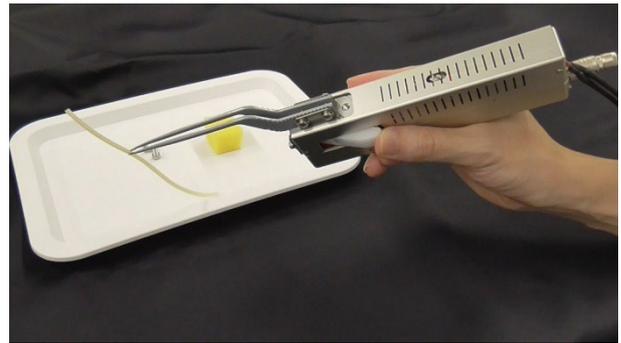
(2) ハプティック鑷子の開発研究

脳神経外科支援用ハプティック鑷子(図2)の開発研究では、慶應義塾大学医学部、東京歯科大学市川総合病院等と連携し、腫瘍組織と正常組織の剛性計測に関する非臨床試験を昨年度に継続して実施し、エビデンスデータの蓄積を行った。統計学系な分析結果から、腫瘍組織と正常組織の剛性推定結果に有意な差があることを確認し、力触覚情報が新たな物理的バイオマーカーになりえることを実証した。これらの研究成果から、リアルハプティクス技術の診断技術への応用性を実証することができた。この実験成果については、国際会議において発表し、高い評価を得た。

(3) 吸入支援デバイスの開発研究

慶應義塾大学医学部及び同附属病院薬剤部の研究者と共同で、IMUを用いた吸入動作モニタリングデバイスの改良開発を行った(図4)。2022年度では、これまでに開発したものは異なるタイプのpMDI型吸入器にも技術展開を行い、操作エラー判別手法の一般性および発展性の検証を行った。

2022年度においては、pMDI用モニタリングデバイスに搭載する2つのIMUを活用することで、薬剤噴霧と吸気動作のタイミングのずれなどが観測可能であり、これ



(a) ハプティック鑷子試作機

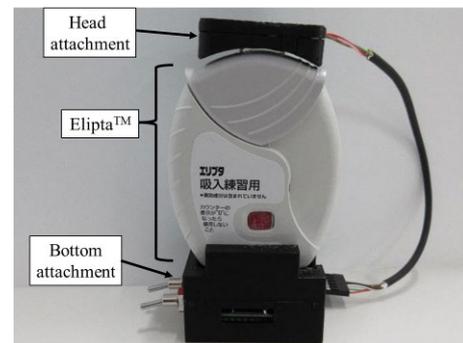


(b) ペンホール型試験機

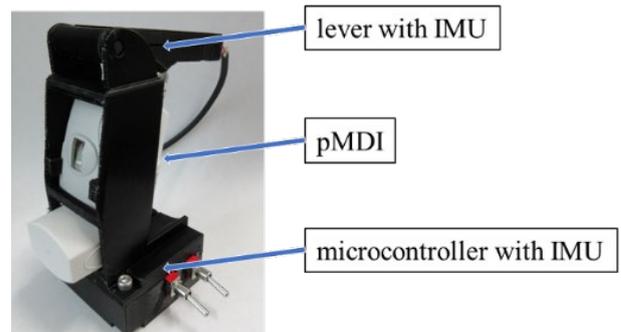
図2 脳神経外科支援デバイス

が、機器操作におけるエラー判別に有効となることが確認された。

また、機器操作におけるクリティカルエラーの自動判別アルゴリズム研究においては、自動判定結果が薬剤師による評価と同等の精度が得られることを示すと共に、それぞれのエラー判別に主要となる物理量の選択法を開発することができた。



(a) エリプタ用モニタリングデバイス



(b) pMDI用モニタリングデバイス

図3 吸入動作モニタリングデバイス

これらの研究成果については、国際的な論文誌での論文掲載や、国内外学会での発表という形で結実した。

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いる。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ような評価機器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の構築、充実化ができてきており、特に2022年度には、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・開発体制強靱化事業」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加速することができた。今後も外部資金を活用しながら、医療デバイス応用技術の社会実装に向けた実用化研究を重点的に進めていく予定である。

ビジュアルサーボシステムを用いた軸方向仮想切削力を提示する手持ち型力触覚ドリルシミュレータの開発

「次世代医療福祉ロボット」グループ
松永 卓也

1. はじめに

整形外科手術では手持ち型の医療用ドリルを用いた骨の切削がおこなわれている。特に脊椎手術は脊髄周辺の骨を切削するため、医師には熟練技術が要求され、術中の負担も大きい。より安全な脊椎手術を実現するためには、医師の技術を向上させるトレーニング、および医師に対する術中の支援が必要である。

整形外科分野における手術支援では、様々なロボット技術の応用が進められている。人工股関節設置術等のために開発された ROBODOC[1]は自律型ロボットアームの技術を応用しており、CT画像を用いた手術計画に基づいて自動的に骨を切削する。しかしながら、自律型ロボットによる治療は人間が介在しないため、脊髄等の器官が近接する部位では導入が容易ではない。また、ナビゲーション・ガイダンスシステムについても研究開発が進められているが[2]、治療は最終的には医師によって実施されるため、依然として医師には技術が要求される。

手術トレーニングにおけるロボット技術の応用では、操作者に視覚および力触覚情報を提示可能な仮想現実を用いたシミュレータの研究開発がおこなわれている[3][4]。仮想物体の切削を表す手法の一つとしてボクセル表現に基づいたシミュレーションが用いられており、計算で得られた切削力は汎用力触覚インターフェースを介して操作者に提示される。

(1) 手持ち型力触覚ドリル

本研究では、手持ち型力触覚ドリルとビジュアルサーボシステムを組み合わせ、3次元仮想空間における切削シミュレーションの画像とドリルビット軸方向に働く切削力を提示可能な手持ち型力触覚ドリルシミュレータを開発する[5]。手持ち型装置は従来の手術器具に近い操作方法で使用されることが想定され、かつ自律型ロボットや遠隔操作型ロボット等の大規模な手術支援システムと比較して小型化が期待できる。装置内部のモータやセンサは操作者に対する支援に有用である。さらに、力触覚情報を活用することで、より高度な支援が可能となる。

二自由度医療用ドリル(図1)は手術支援およびトレーニングのために開発された手持ち型力触覚ドリルであり[6]、医療用ドリルビットを高速回転させる回転型モータとドリルビットおよびハンドルを

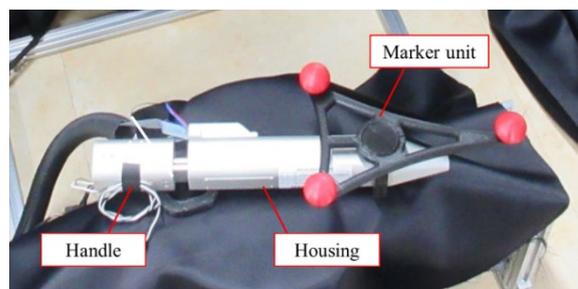


図1 画像認識用マーカーを取り付けた二自由度医療用ドリル

ドリル軸方向に駆動する直動型モータを内蔵する。機構的または制御的に可動部を設定することで、装置が操作者に提供する機能の切り替えが可能である。本研究で使用するシミュレータ機能では、操作者は片手で装置の筐体を固定し、他方の手でハンドルを操作する。直動型モータの駆動力はハンドルを介して操作者に伝達される。

(2) ビジュアルサーボシステム

3次元空間において移動する手持ち型力触覚ドリルを用いた視覚および力触覚情報提示をおこなうために、動作制御システム、画像処理システム、環境シミュレーションシステムで構成されるビジュアルサーボシステムを使用する。

(2)-1 動作制御システム

動作制御システムでは、力触覚ドリルに内蔵されている回転型モータの速度制御と直動型モータの力制御をおこなう。回転型モータは停止と一定速度の回転の切り替えが可能である。直動型モータに与える力参照値 F^{ref} は以下の式で得られる。

$$F^{ref} = K_f(F^{cmd} - \hat{F}^{rfob})$$

ただし、 K_f 、 F^{cmd} 、 \hat{F}^{rfob} はそれぞれカゲイン、力指令値、力推定値を表す。力触覚ドリルは力センサレスであるため、直動型モータの位置測定値から算出される力推定値 \hat{F}^{rfob} を制御に使用する。力指令値 F^{cmd} は環境シミュレーションシステムで決定する仮想切削力である。

(2)-2 画像処理システム

3次元空間における力触覚ドリルの位置・姿勢は、ステレオカメラの情報に基づいて画像処理システムにより

抽出される。位置・姿勢情報抽出は図2に示す5種類の座標系（基準 Σ^r 、画像 Σ^i 、マーカー Σ^m 、デバイス Σ^d 、エンドエフェクタ Σ^e ）を用いておこなわれる。画像座標系はステレオカメラの画像および深度情報から得られる3次元位置情報を使用した座標系である。マーカー、デバイス、エンドエフェクタ座標系はいずれも力触覚インターフェースに配置されており、それぞれの原点の位置がマーカーの重心、直動型モータの初期位置 X_{Inro} におけるドリルビット先端位置、直動型モータの現在位置 X_{Inr} におけるドリルビット先端位置である。また、デバイス座標系の原点の位置はドリル管体の位置に相当する。

画像処理システムでは、最初に画像座標系におけるマーカー座標系の原点の位置および基本ベクトルが得られる。基準座標系においてカメラの位置が既知である場合、これらの情報は基準座標系の情報に変換可能である。さらに、力触覚ドリルの寸法を用いることでデバイス座標系、直動型モータの現在位置を用いることでエンドエフェクタ座標系の原点の位置が得られる。また、マーカー座標系の基本ベクトルで構成される回転行列とロール ϕ^r 、ピッチ θ^r 、ヨー角 ψ^r の回転行列の積を比較することで、3次元空間における力触覚ドリルの姿勢が求められる。

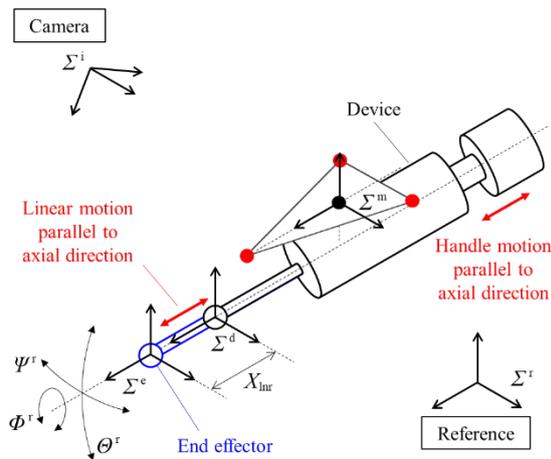


図2 力触覚ドリルの制御における座標系の定義

(2)-3 環境シミュレーションシステム

動作制御システムが得た直動型モータの位置応答値と画像処理システムが得た力触覚ドリルの位置・姿勢情報は、環境シミュレーションシステムにおける仮想空間の視覚的な表現と仮想切削力の計算に用いられる。環境シミュレーションシステムが生成する仮想空間では、仮想の力触覚ドリルがボクセルで構成された仮想物体を切削する。仮想力触覚ドリルの位置・姿勢およびエンドエフェクタの位置は実空間の力触覚ドリルの情報に基づいて決定される。

環境シミュレーションシステムでは、最初に仮想空間座標系における切削対象物の各ボクセルとドリルビット先端の球体の接触状況を判定する。ドリルビット先端が

ボクセル中心に達した場合には、ボクセルは切削済みと判定されて視覚的および力触覚的表現から除外される。ボクセルが未切削であり、かつドリルビット先端がボクセルに接触している場合には、仮想物体の領域の重なりに応じて増加する反力を計算する。図1の力触覚ドリルはドリルビット軸方向の力のみを生成可能であるため、本研究のシミュレータは操作者に対して切削力のドリルビット軸方向の成分を提示する。したがって、各ボクセルが生じる反力のドリルビット軸方向成分の総和を切削力とする。環境シミュレーションシステムで計算した切削力は、動作制御システムにおいて直動型モータの力指令値となる。また、ボクセルの切削状態を反映した仮想空間の画像は視覚情報として2次元ディスプレイで操作者に提示される。

2. 実験と結果

力触覚ドリルとビジュアルサーボシステムを用いたドリルシミュレータで仮想物体に対する切削作業を実施し、本研究で開発したシミュレータの評価をおこなった。

(1) 実験方法

ドリルシミュレータ（図3）を使用して小さな板状の仮想物体（幅・奥行き15mm、高さ4mm）に対する切削作業を実施した。ステレオカメラとしてIntel corporationのRealSense D435を使用した。2次元ディスプレイに表示する画像の描写にはOpenGLを用いた。切削作業の間は力触覚ドリル管体の位置および姿勢が一定となるように操作者の片手で固定し、他方の手でハンドルを操作してドリルビットを軸方向に移動させた。対象の仮想物体を貫通後、ドリルビットを後退させて作業終了とした。環境シミュレーションシステムおよび動作制御システムでは表1に示すパラメータを使用した。

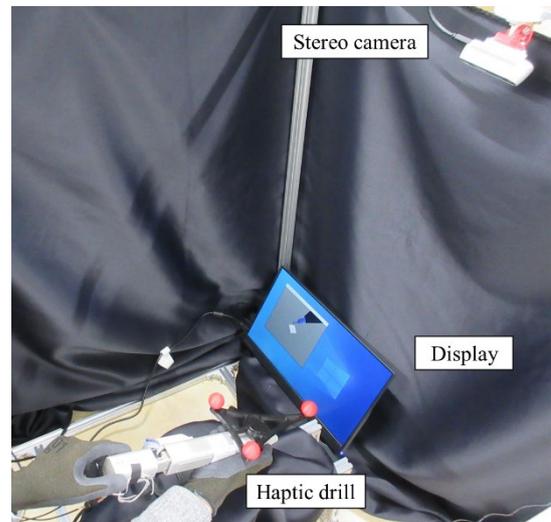


図3 実験機器

表 1 実験に使用したパラメータ

Parameters	Values
Number of voxel elements (width)	120
Number of voxel elements (height)	32
Number of voxel elements (depth)	120
Edge length of a voxel	0.125 mm
Radius of spherical tool tip	2.0 mm
Angular velocity of drill bit	18.0 kRPM
Velocity gain for rotary motor	200.0 s ⁻¹
Force gain for linear motor	1.0
Sampling time of control	0.5 ms

(2) 実験結果

ドリル管体の位置であるデバイス座標系の原点とドリルビット先端の位置であるエンドエフェクタ座標系の原点の軌跡をそれぞれ図 4、図 5 に示す。約 10 秒から約 20 秒経過時に実施された切削作業において、ドリル管体の位置は一定であった。一方、ドリルビット先端の位置は切削作業において直線的に移動した。直動型モータの位置および力応答を示す図 6 では、切削作業において位置応答値が徐々に増加し、約 15 秒経過時の貫通において急激に増加した。また、力応答においても切削作業中の反力の発生と貫通時の反力の急激な減少が確認できる。

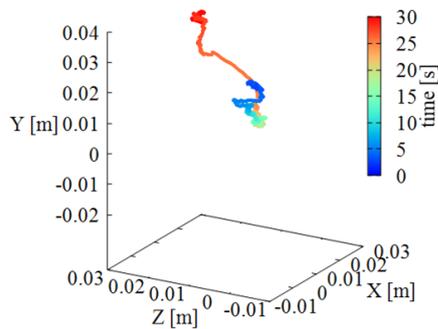


図 4 仮想力触覚ドリル管体（デバイス座標系の原点）の軌跡

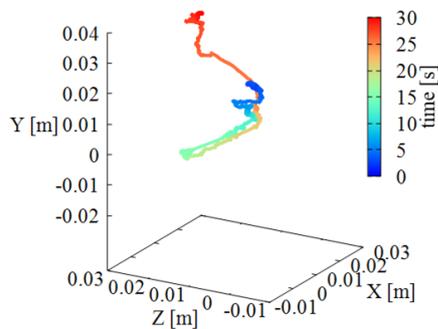


図 5 仮想ドリルビット先端（エンドエフェクタ座標系の原点）の軌跡

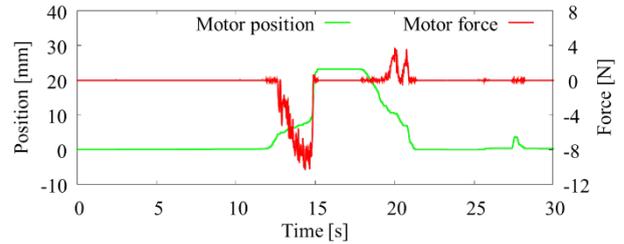


図 6 直動型モータの位置および力応答

3. 考察及び今後の展望

実験においてボクセルで構成された仮想物体の形状の変化が視覚情報として 2 次元ディスプレイで操作者に提示された。そして、切削力の軸方向成分や貫通における反力の変化が力触覚ドリルのハンドルを介して操作者の手に伝達された。したがって、本研究のドリルシミュレータの実現可能性と手持ち型力触覚ドリルの応用性が確認された。

本研究では、力触覚ドリルの位置・姿勢情報抽出のための画像処理技術や仮想空間の画像の描写技術については単純なものを用いた。シミュレータの性能向上のためには、より高精度な画像処理技術の実装や 3 次元画像の提示等を検討する必要がある。力触覚情報については、実際の骨切削で得られる力触覚情報からパラメータを抽出することで、より現実感が高い切削力の提示が期待できる。さらに、切削力のドリルビット軸方向以外の成分を提示する手法についても開発が必要である。

謝辞

本研究は、AMED の課題番号 JP22he2202014 の支援を受けた。

【参考文献】

1. W. L. Bargar, A. Bauer, and M. Börner, Clinical Orthopaedics and Related Research, 354, 82-91(1998)
2. W. Sukovich, S. Brink-Danan, and M. Hardenbrook, The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2(2), 114-122(2006)
3. M. Arbabtafti, M. Moghaddam, A. Nahvi, M. Mahvash, B. Richardson, and B. Shirinzadeh, IEEE Transactions on Haptics, 4(1), 39-50(2011)
4. D. Morris, C. Sewell, F. Barbagli, K. Salisbury, N. H. Blevins, and S. Girod, IEEE Computer Graphics and Applications, 26(6), 48-57(2006)
5. T. Matsunaga, S. Takano, T. Shimono, K. Ohnishi, M. Yagi, M. Nakamura, Proceedings of the 32nd IEEE International Symposium on Industrial Electronics, (2023)
6. T. Matsunaga, T. Shimono, K. Ohnishi, S. Takano, H. Kobayashi, M. Yagi, M. Nakamura, Proceedings of 2021 IEEE International Conference on Mechatronics, 1-6(2021)

粘性推定に基づいた貫通検知機能を有する

力触覚外科ドリルの開発

「次世代医療福祉ロボット」グループ
高野 俊也

1. はじめに

整形外科手術の内、特に脊髄周辺の切削を行う脊椎手術では、脊髄を損傷しないよう慎重な操作が求められる。しかしながら、脊椎の貫通は術者の手先の感覚のみで判断を行う必要があるため、熟練した操作技術と経験が求められる。脊髄の損傷は重大な合併症を引き起こすため、術者への負担が大きい[1][2]。

そこで近年では脊椎の貫通を装置側が検知し、自動で停止することで脊髄の損傷を防ぐ外科ドリルの研究が進められている。主に回転モータのトルクの変動や、力センサにより測定したドリルの押し込み力の変動から貫通を検知する手法が提案されている[3]-[6]。しかしながらこれらの手法は予め脊椎の硬さに応じたパラメータの調整が必要であることから、患者ごとに異なる脊椎の硬さに対し柔軟に対応することが出来ない。

(1) 力触覚外科ドリル

本研究では粘性推定を用いて異なる硬さの骨に対して貫通を検知、自動停止可能な力触覚外科ドリルを開発する。切削中の力、切削速度情報から骨の粘性を算出し、貫通検知に用いるパラメータの閾値を粘性に応じて変動させることで、硬さに依らず貫通を検知することが可能となる。

図1、2に力触覚外科ドリルの外観と構造図を示す。ドリルはマスタ部とスレーブ部で構成される。スレーブ側は直動モータとドリル刃を回転させる回転モータを有し、マスタ側は直動モータと回転モータのオンオフを行うスイッチを有する。術者はマスタ側を操作し脊椎の切削を行う。

図3に各動作の模式図を示す。図3(a)は骨の切削時の動作を表す。切削時においては、マスタとスレーブはバイラテラル制御により同期して動作を行う。そのため、術者がマスタ側を前方に動かすことでスレーブ側のドリル刃が連動して前進し骨の切削を行うことが可能となる。図3(b)はドリルが貫通を検知した際の動作を表す。貫通を検知した際にはマスタ、スレーブ間のバイラテラル制御による同期を停止し、スレーブ側のみ位置制御に切り替える。位置制御ではドリルの刃を引き込む方向に動作を行うことで脊髄の損傷を防ぐ。またドリルの回転も自動で停止される。



図1 力触覚外科ドリル

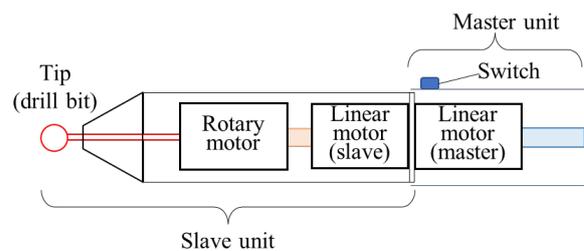
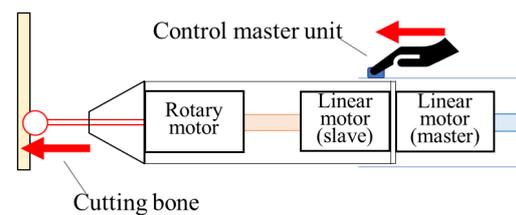
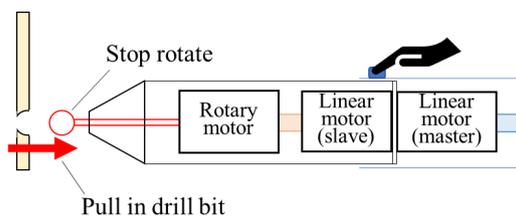


図2 力触覚外科ドリル模式図



(a)



(b)

図3 各動作模式図 (a)切削時 (b)貫通検知時

(1)-1 力触覚情報の伝達による切削動作

脊椎の切削においては2つの直動モータにバイラテラル制御により制御を行う。バイラテラル制御は2つのモータ間で作用反作用の法則を成立させることで、力触覚

の伝達を実現する[7]。これにより術者はスレーブ側のドリル刃に加わる振動や切削抵抗をマスタ側で感知することが出来る。そのため術者は従来と同様の操作感で切削を行うことが可能となる。

(1)-2 貫通検知手法

先行研究において、スレーブ側直動モータの位置と力の変位を観測することで貫通を検知可能であることが提案されている[8]。切削時には直動モータに骨からの反力が加わるが、貫通時にはその反力が減少する。加えて反力の減少に伴い、刃先の位置が急激に前進する。すなわち、貫通時には直動モータの位置と力の変位量が大きく生じることを示している。よって、式(1)、(2)が同時に満たされた際に装置側で貫通と認識することで骨の貫通を検知することが可能となる。

$$\dot{x}_{\text{slave}} > \dot{x}_{\text{threshold}} \quad (1)$$

$$\dot{F}_{\text{slave}} < \dot{F}_{\text{threshold}} \quad (2)$$

\dot{x}_{slave} , \dot{F}_{slave} は直動モータの位置、力の変位量を表す。 $\dot{x}_{\text{threshold}}$, $\dot{F}_{\text{threshold}}$ は閾値を表す。各変位量は式(3)、(4)により求められる。

$$\dot{x}_{\text{slave}} = x_{\text{slave}} \cdot (s \cdot g_{\text{pene}}) / (s + g_{\text{pene}}) \quad (3)$$

$$\dot{F}_{\text{slave}} = \hat{F}_{\text{slave}} \cdot (s \cdot g_{\text{pene}}) / (s + g_{\text{pene}}) \quad (4)$$

g_{pene} はカットオフ周波数を表し、 x_{slave} , \hat{F}_{slave} はスレーブ側直動モータの位置と反力推定値を表す。直動モータの位置情報はエンコーダより取得する。また、反力推定値は反力推定オブザーバ(RFOB)を用いて推定される[7]。

先行研究においては各閾値を骨の硬さに応じて予め固定値として設定されていた。仮に柔らかい骨の場合、少ない力で切削が可能のため、 \hat{F}_{slave} は小さい値となる。そのため、貫通時の \dot{x}_{slave} , \dot{F}_{slave} の値が小さくなることから、貫通を検知するためには閾値を低い値に設定する必要がある。また、術者の力加減によっても変動するという問題がある。

実際の脊椎の硬さは患者により異なるため、逐一パラメータの調整を行うことは適切ではない。そこで、粘性推定を用いてパラメータの自動調整を行うことを提案する。粘性の推定には直動モータの速度と反力推定値を用いて式(5)、(6)により計算を行う。

$$D_{\text{pene}} = \hat{F}_{s,\text{LPF}} / \dot{x}_{s,\text{pene}} \quad (5)$$

$$\hat{F}_{s,\text{LPF}} = \hat{F}_{\text{slave}} \cdot g_{\text{pene}} / (s + g_{\text{pene}}) \quad (6)$$

$\hat{F}_{s,\text{LPF}}$ は反力推定値にカットオフ周波数 g_{pene} のローパスフィルタ(LPF)を適用した値である。実際の粘性はドリルの刃と骨との接触面積を考慮する必要があるが、切削時の接触面積は一定でないため、ここでは反力と速度のみを用いて推定を行う。粘性推定値 D_{pene} を用いて各閾値を式(7)、(8)で定義する。

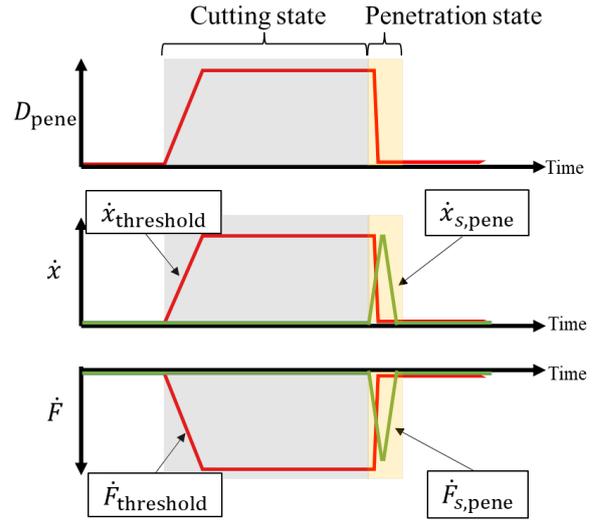


図4 粘性推定値、位置変位量、力変位量の推移模式図

$$\dot{x}_{\text{threshold}} = \alpha \cdot D_{\text{pene}} \quad (7)$$

$$\dot{F}_{\text{threshold}} = \beta \cdot D_{\text{pene}} \quad (8)$$

α, β は各閾値を算出する比例定数であり、装置の慣性、摩擦等によって決定される。

図4に粘性推定値と各閾値の推移模式図を示す。切削中は骨の硬さに応じた反力が生じ、切削速度は遅くなる。そのため、式(5)より粘性推定値 D_{pene} が大きく算出され、各閾値も増加する。その後ドリルが骨を貫通した際には、反力が減少し、刃先が急激に前進する。すなわち D_{pene} が減少するため、各閾値も減少する。対して直動モータの位置と力の変位量は増加するため、貫通時に各信号が交差する。すなわち式(1)、(2)を満たすため、貫通を検知することが可能となる。仮に柔らかい骨を切削した場合においても、少ない力、又は早く切削を行うことが可能なため、粘性推定値が小さく算出される。そのため各閾値が低く設定されることから、貫通時の小さい位置と力の変位量においても貫通が検知可能となる。よって粘性推定を用いることで閾値を自動調整し、異なる硬さの骨において貫通を検知することが可能となる。

2. 実験と結果

粘性推定を用いて貫通を検知可能であることを模擬骨を用いた実験と豚の脊椎を用いた実験において検証を行う。

(1) 模擬骨を用いた貫通検知実験

表1に使用した模擬骨の骨密度を示す。模擬骨は硬質発泡ポリウレタンで構成されており、皮質骨と海綿骨の2層構造となっている。各模擬骨の名前は pound per cubic foot (PCF)の数値を表しており、大きい数値程硬い骨であることを示している。「40-20」の模擬骨は平均的な人の骨の硬さを模しており、「30-15」及び「20-10」は骨粗鬆症の骨の硬さを模している。各模擬骨は皮質骨が3mm、海綿骨が5mmの厚さで構成されている。

表 1 各模擬骨密度

Bone model	Density [kg/m ³]	
	Cortical bone	Cancellous bone
40-20 (human bone)	560.8±56.2	320.4±31.8
30-15 (osteoporosis bone)	480.5±48.0	240.0±24.0
20-10 (osteoporosis bone)	320.4±31.8	160.0±16.0

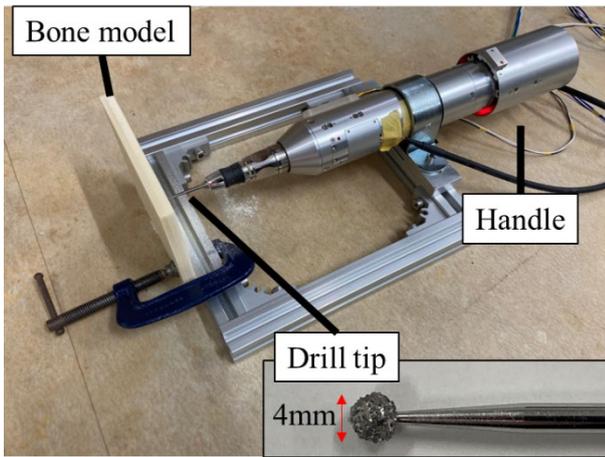


図 5 模擬骨を用いた貫通検知実験環境

表 2 制御パラメータ

Parameter	Variable	Value
Sampling time [s]	Δt	0.4×10^{-3}
Position gain [s ⁻¹]	K_P	6400
Velocity gain (linear motor) [s ⁻²]	K_V	160
Velocity gain (rotary motor) [s ⁻²]	K_{Vr}	200
Force gain	K_F	1
Rotation speed [rpm]	$\dot{x}_{r,cmd}$	30000
Cutoff frequency of DOB and RFOB [Hz]	g_{dis}	150
Cutoff frequency of pseudo differential [Hz]	g_{diff}	300
Cutoff frequency of pseudo differential for estimate penetration signals [Hz]	g_{pene}	30
Proportional constant for estimated $\dot{x}_{threshold}$	α	1.5×10^{-5}
Proportional constant for estimated $\dot{F}_{threshold}$	β	-1.5×10^{-3}

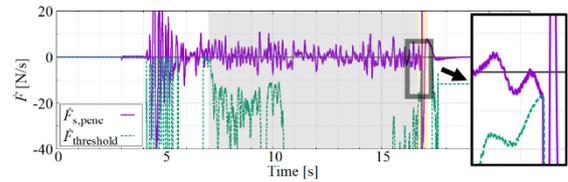
(1)-1 実験方法

図 5 に実験環境を示す。実験ではアルミフレームにドリル及び模擬骨を固定している。ドリルの刃には 4mm 径のダイヤモンドバー(Medtronic 10BA40DC)を用いた。操作者はマスタ側を操作し、切削を行った。各模擬骨を三回ずつ切削し、正常に貫通を検知した回数の測定を行った。

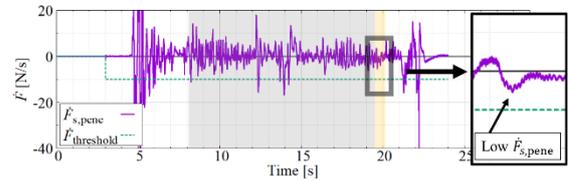
また、比較のため先行研究の手法を用いて同様の実験を行った。すなわち各閾値を $\dot{F}_{threshold} = -10.0$, $\dot{x}_{threshold} = 2.0$ と固定し、各模擬骨において貫通を検知可能か検証を行った。この値は「40-20」の模擬骨を基に設定した。各制御パラメータを表 2 に示す。ここで α, β

表 3 模擬骨を用いた貫通検知実験結果

Bone model	Trial	Number of detecting penetration	
		Proposed method	Previous method
40-20	3	3 (100%)	3 (100%)
30-15	3	3 (100%)	1 (33%)
20-10	3	3 (100%)	1 (33%)



(a)



(b)

図 6 模擬骨「20-10」切削時の反力変位量と閾値の推移結果 (a)提案手法 (b)従来手法

は実験的に設定した値を用いた。

(1)-2 実験結果

表 3 に実験結果を示す。提案手法の粘性推定を用いた貫通検知においてはすべての模擬骨において正常に貫通を検知出来ている。対して、従来手法の固定の閾値を用いた貫通検知においては骨密度の低い模擬骨において貫通を検知出来なかった。これは閾値を「40-20」の模擬骨を基に設定したため、より骨密度の低い模擬骨では貫通時の反力の変位量が小さく、式(2)を満たすことが出来なかったためである。

図 6 に模擬骨「20-10」を切削した際の反力の変位と閾値の推移を示す。図 6(a)の提案手法においては、貫通時に閾値が減少し波形が交差していることから、正常に貫通を検知出来ている。対して図 6(b)の従来手法においては、貫通時の \dot{F}_{pene} が小さく、閾値を超過していないことがわかる。すなわち、式(2)を満たすことが出来ず、貫通を検知することが出来なかったことを示している。よって、粘性推定を用いた貫通検知は異なる硬さの骨における貫通検知に有効であることが示された。

(2) 豚の脊椎を用いた動物実験

動物実験では豚の脊椎を用いて検証を行った。なおこの動物実験は慶應義塾大学医学部の倫理委員会の承認を得て行っており、倫理委員会の定める規則に従って飼育された動物を使用している。(承認番号:18047)

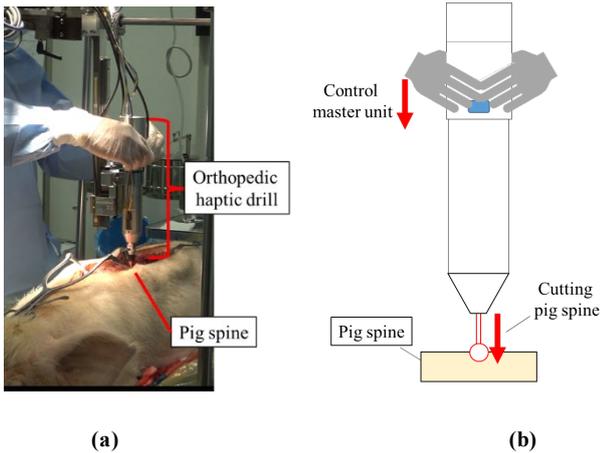


図 7 動物実験時の環境及び模式図 (a) 実験環境 (b) 模式図

表 4 各術者における豚の脊椎切削時の実験結果

Surgeon	Trial	Number of detecting penetration
A	3	3 (100%)
B	3	3 (100%)
C	3	3 (100%)

(2)-1 実験方法

図 7 に実験環境と模式図を示す。ドリルは豚の脊椎の真上に配置されるようアルミフレームを用いて固定されている。術者はドリルのマスタ部を操作し、豚の脊椎を垂直に切削を行う。本実験では 3 名の整形外科医により行われ、術者毎の力加減に依らず貫通が検知可能か検証を行った。貫通検知の成否については、切削後に切削孔を目視で確認し、貫通している、かつ脊髄の損傷が無かった場合に正常に貫通を検知したと判定した。各制御パラメータ及びドリル刃は模擬骨での実験と同等である。

(2)-2 実験結果

表 4 に実験結果を示す。結果よりすべての術者において正常に貫通を検知出来ていることが確認された。すなわち、提案手法により、術者に依らず貫通を検知可能であることが示された。

3. 結論及び今後の課題

本研究では粘性推定を用いて、脊椎の貫通を検知し自動で停止する力触覚外科ドリルを提案した。切削時の反力と切削速度から骨の粘性を推定し、推定値に応じて閾値を自動で調整することで、骨の硬さに依らず貫通が検知可能となる。これにより、従来手法で行っていた、手動でのパラメータ調整が不要となり、患者ごとに異なる脊椎の硬さに対し有効であることが示された。

なお本研究で制作したドリルは実際の外科ドリルと比較し、著しく大きいため、小型化が必須である。これは使用するモータ及び構造の最適化を行い改善していく予定である。また、動物実験ではドリルを固定して切削を行っていたが、実際の手術ではドリルを手で把持して切

削を行っている。その場合、手の振動やドリルの姿勢による影響を受けるため、ドリルを手で把持して切削を行った場合の貫通検知アルゴリズムの構築が必要である。

謝辞

本研究は AMED 課題番号 JP22hc2202014 の支援を受け実施された。

【参考文献】

- 1.P. Guerin, A. Benchikh., E. Fegoun, I. Obeid, O. Gille, L. Lelong, S. Luc, A. Bourghli, J. C. Cursolle, V. Pointillart, and J. Vital, *Injury*, 43(4), 397-401(2012)
- 2.Y. R. Rampersaud, E. R. P. Moro, M. A. Neary, K. White, S. J. Lewis, E. M. Massicotte, and M. G. Fehlings, *Spine*, 31(13), 1503-1510(2006)
- 3.T. Osa, C. F. Abawi, N. Sugita, H. Chikuda, S. Sugita, T. Tanaka, H. Oshima, T. Moro, S. Tanaka, and M. Mitsuishi, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 20(6), 3018-3027(2015)
- 4.W. Lee, C. Shih, and S. Lee, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 9(1), 20-29(2004)
- 5.W. Lee, and C. Shih, *Mechatronics*, 16(2), 73-84(2006)
- 6.M. H. Aziz, M. A. Ayub, and R. Jaafar, *Procedia Engineering*, 41,352-359(2012)
- 7.T. Murakami, F. Yu, and K. Ohnishi, *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 40(2), 259-265(1993)
- 8.K. Yamanouchi, S. Takano, Y. Mima, T. Matsunaga, K. Ohnishi, M. Matsumoto, M. Nakamura, T. Shimono, and M. Yagi, *Scientific Reports*, 13(1),(2023)

業績

【原著論文】

(投稿掲載)

1. 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, (2022)
2. K. Yamanouchi, S. Takano, Y. Mima, T. Matsunaga, K. Ohnishi M. Matsumoto, M. Nakamura, T. Shimono and M. Yagi
“Validation of a Surgical Drill with a Haptic Interface in Spine Surgery,”
Scientific Reports, Vol. 13, No. 598, (2023)
3. K. Ohnishi and Y. Saito,
“Quantification of Force/Tactile Sensation,”
IEEJ Journal of Industry Applications, Vol. 12, No. 2, pp. 125-130, (2023)
4. N.D. Khuong and T. Shimono
“Modeling, Analysis, and Experimental Validation of Magnetic Geared Linear Motor,”
IEEJ Journal of Industry Applications (2023)
Accepted for Publication

【総説】

1. 下野誠通, 松永卓也, 大西公平
“リアルハプティクスを応用した遠隔診断システム”
循環器内科, 92(4), 447-450 (2022)

【書籍】

1. S. Takano, T. Shimono, K. Masaki, K. Fukunaga, H. Kabata, M. Nishie, T. Ezaki, H. Nakada, J. Hakamata and A. Hasegawa
“Keio Researchers Develop Device to Help Patients Use Inhalers Correctly,”
The Penmark (慶應義塾大学発行), 27, 2-3 (2022)
(ニュースレター)
2. 下野誠通, 八木満, 高野俊也, 松永卓也, 山之内健人
ハプティクスとその応用
ー力触覚の伝送・記録・再現・表示ー
(株式会社シーエムシー出版発行)
第IV編 ハプティクスの応用
第2章 脊椎手術用力触覚ドリル, 270-277 (2022)

【口頭発表】

(国外)

1. N.D. Khuong and T. Shimono
“Modeling and Analysis of a Magnetic Geared Linear Motor,”
International Power Electronics Conference 2022 (IPEC2022), 2022年5月16日, 姫路
2. 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,”
2022 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM 2022), 2022年7月12日, 札幌
3. Y. Miyoshi, T. Shimono, T. Matsunaga, G. Kokubun, T. Mizoguchi, K. Ohnishi, T. Yukinari and M. Ui,
“Development of Operation Support System Based on Integration of Haptic and Image Information for Ultrasound Probe Manipulation,”
2022 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM 2022), 2022年7月13日, 札幌
4. T. Shimono,
“Real Haptics and Its Applications to Medical System”
Dresden International Summer School on Haptics and Cognitive Robotics (HAPCOR)
2022年9月5日, Dresden, Germany
5. T. Shimono,
“Damage Analysis of Surgical Drill Bar Based on Force Sensing Technology,”
New Methods of Damage and Failure Analyses of Structural Parts
2022年9月12日, Ostrava, Czech Republic
6. T. Ezaki, K. Kishima, Eriel S. Pareira, S. Shibao, T. Matsunaga, Y. Kitamura, K. Takahara, O. Sampetean, K. Ohnishi, M. Toda, T. Shimono and H. Sasaki,
“Development of Microsurgical Forceps Equipped with Haptics Technology for in Situ Differentiation of Tumor Tissue from Normal Brain during Microsurgery by Tissue Stiffness,” Society for Neuro-Oncology, 27th Annual Meeting & Education Day, 2022年11月18日, Florida, USA

- 7.A. Hasegawa, T. Shimono, S. Takano, K. Masaki, K. Fukunaga, H. Kabata, J. Miyata, H. Nakada, R. Hayashi and J. Hakamada,
 “Principal Component Analysis of Inhalation Waveform (Ellipta™),” The 9th IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization (SAMCON2023), 2023年3月26日,
 南京・中国／オンライン
8. K. Yamanouchi, S. Takano, Y. Mima, T. Matsunaga, K. Ohnishi M. Matsumoto, M. Nakamura, T. Shimono and M. Yagi,
 “Development and Validation of a Surgical Drill with a Haptic Interface in Spine Surgery,” 30th International Meeting on Advanced Spine Techniques (IMAST), 2023年3月22-24日, Dublin, Ireland

(国内)

9. 下野誠通, 高野俊也, 松永卓也, 大西公平, 八木満, 中村雅也
 「リアルハプティクスの脊椎脊髄手術への応用と展望」
 第51回日本脊椎脊髄病学会学術集会, 2022年4月22日, 横浜
10. 西江美幸, 正木克宜, 中田英夫, 林玲奈, 袴田潤, 松山笑子, 栗原桃子, 砂田啓英也, 秋山勇人, 入江美聡, 田野崎貴絵, 加畑宏樹, 長谷川敦司, 高野俊也, 下野誠通, 青森達, 福永興彦
 「慣性計測センサ取得データの Dynamic programming マッチングを用いた吸入動作正誤判定」
 第62回日本呼吸器学会学術講演会, 2022年4月22日, 京都
11. 奥村光瑛, 大沼慎, 高野俊也, 下野誠通, 景山達斗, 福田淳二
 「毛髪再生医療のための毛包原基移植デバイスの開発」
 電気学会 産業計測制御研究会, 2022年5月31日, オンライン
12. 下野誠通
 「力触覚を有する安全安心な整形外科ドリルとシミュレーターの開発」
 医療分野研究成果展開事業 産学連携医療イノベーション創出プログラム (ACT-M/MS) 第4回成果発表会, 2022年11月2日, 東京／オンライン
13. 下野誠通
 「医療を革新するリアルハプティクス」
 リアルハプティクス技術協議会 第12回フォーラム
 2022年12月9日, 川崎
14. 高野俊也
 「喘息患者さんの服薬動作を「見える化」する判定システム」
 JST ものづくり技術 ～首都圏テクノナレッジ・フリーウェイ～ 新技術説明会
 2023年1月17日, オンライン
15. 下野誠通
 「操作エラー自動診断機能を有する薬剤吸入支援デバイスの開発」
 日本薬剤学会経肺経鼻投与製剤フォーカスグループ研究会, 2023年2月17日, 神戸

【特許】

国内特許出願 1件