

日本フルードパワーシステム学会誌

フルードパワー

JOURNAL OF THE JAPAN FLUID POWER SYSTEM SOCIETY

システム

May 2023 Vol. 54 No. 3

特集「医療福祉技術を支えるフルードパワー」



日本フルードパワーシステム学会誌

フルードパワーシステム

目次

特集「医療福祉技術を支えるフルードパワー」

【巻頭言】

「医療福祉技術を支えるフルードパワー」発刊にあたって 齋藤 直樹 102

【解説】

補助人工心臓の設計のための数値流体解析 矢野 哲也 103

空気圧を利用した手術支援システム 只野耕太郎, 川嶋 健嗣 109

空気圧人工筋を用いた身体運動支援システム 宮崎 哲郎 113

油圧を用いた短下肢装具の開発 山本 澄子 117

マイクロ流体システムを用いた細胞融合 鳥取 直友, 山西 陽子 121

空気圧を利用したリハビリテーションデバイス 高岩 昌弘 125

MR流体を用いた繊細ハプティックデバイスの開発と医療ロボットへの挑戦
菊池 武士, 高野 哲仁, 池田 旭花 129

【会議報告】

第23回流体計測シンポジウムにおけるフルードパワー関連技術の研究動向 宮崎 哲郎 133

【トピックス】

学生さんへ、先輩が語る—学生時代に大切にしていたこと、開発職の魅力について—
松内 泰樹 134

【企画行事】

2022年秋季フルードパワーシステム講演会開催報告 竹村研治郎 137

【会告】

2023年春季フルードパワーシステム講演会のお知らせ 139

2023年春季フルードパワーシステム講演会 併設セミナー「フルードパワーとハイブリッド」 139

理事会・委員会報告	140
共催・協賛行事のお知らせ	141
会員移動	142
2023年春季フルードパワーシステム講演会併設企画「製品・技術紹介セッション」	142
一般社団法人日本フルードパワーシステム学会賛助会一覧表	143
次回予告	144

■表紙デザイン：浅賀美希 勝美印刷株

一般社団法人 日本フルードパワーシステム学会

〒105-0011 東京都港区芝公園3-5-22 機械振興会館別館102

TEL：03-3433-8441 FAX：03-3433-8442

E-Mail：info@jfps.jp

JOURNAL OF THE JAPAN FLUID POWER SYSTEM SOCIETY

FLUID POWER SYSTEM

Contents

Special Issue “Fluid Power for Medical and Welfare Technology”

[Preface]

On the Special Issue “Fluid Power for Medical and Welfare Technology”	Naoki SAITO	102
---	-------------	-----

[Review]

Computational Fluid Dynamics Analysis for the Design of Ventricular Assist Device	Tetsuya YANO	103
Surgical Assist Robot Using Pneumatic Drive	Kotaro TADANO, Kenji KAWASHIMA	109
Motion Assistive System Using Pneumatic Artificial Muscles	Tetsuro MIYAZAKI	113
Development of an Ankle-Foot Orthosis with an Oil Damper	Sumiko YAMAMOTO	117
Cell Fusion Using Microfluidic Systems	Naotomo TOTTORI, Yoko YAMANISHI	121
Rehabilitation Device Using Pneumatic Drive	Masahiro TAKAIWA	125
Development of MR Fluid Based Fine Haptic Devices & Challenge for Medical Robots	Takehito KIKUCHI, Tetsumasa TAKANO, Asaka IKEDA	129

[Conference Report]

Research Trends in Fluid Power Technology at the 23rd Fluid Measurement Symposium	Tetsuro MIYAZAKI	133
---	------------------	-----

[Topics]

Senior talk to students —He Valuable Things when I was in College and Attractiveness of Research & Development Job—	Taijyu MATSUUCHI	134
--	------------------	-----

[JFPS Activities]

Report on the 2022 Fall Conference on Fluid Power Systems	Kenjiro TAKEMURA	137
---	------------------	-----

[JFPS News]

139, 140, 141, 142, 143, 144

「医療福祉技術を支えるフルードパワー」 発刊にあたって

著者紹介



さいとう なおき
齋藤 直樹

秋田県立大学

〒015-0055 秋田県由利本荘市土谷字海老の口84-4

E-mail : naoki_saito@akita-pu.ac.jp

1998年 秋田大学大学院鉱山学研究所博士前期課程修了。1999年秋田県立大学助手、同大准教授を経て、2020年同大学教授。空気圧システムや福祉機器に関する研究に従事。日本フルードパワーシステム学会、日本機械学会などの会員。博士(工学)。

医療福祉の分野は人体や体を構成する組織に直接作用するという点で、体組織や運動の面での安全性や柔軟性が強く求められる。一方で、体組織を基準とする微小な力、または体重や筋力と拮抗する程度の大きな力を発揮するなど、さまざまな出力が求められる。これまで多くの医療福祉機器では制御性能で優れた電動アクチュエータが使われてきており、医療福祉分野の進歩に貢献している。このような背景の中で、フルードパワーはそれぞれが出力や柔軟性、可操作性などの点で特徴があり、それらを有効に利用することや、近年の数値流体力学解析分野の発展による血流などをはじめとした体組織の流体成分の挙動解析能力の向上によって、これまでの医療福祉技術をさらに前進させることが期待できる。

そこで本特集では、各種フルードパワーを利用した医療福祉機器やフルードパワー技術の応用について、各分野でご活躍されている技術者や研究者の皆様の取り組まれている事例を紹介する。

はじめに、矢野哲也氏（弘前大学）には、近年急激に進歩した数値流体解析を用いた補助人工心臓の設計に関する事例を紹介いただいた。

つぎに、只野耕太郎氏（東京工業大学）と川嶋健嗣氏（東京大学）からは、これまで実用化もされてきた空気圧を用いた手術支援システムについて解説いただいた。

宮寄哲郎氏（東京大学）からは、医療と福祉の中間分野に位置するリハビリテーション等への活用例として、空気圧人工筋を用いた身体運動支援システムについて解説いただいた。

山本澄子氏（国際医療福祉大学）からは、すでに実用化された歩行支援機器である、短下肢装具について紹介いただいた。この装具は歩行時の関節トルクを実現するために油圧の発揮する高い出力特性を応用している。

鳥取直友氏と山西陽子氏（いずれも九州大学）からは、医療分野の基礎研究領域で近年注目を集める細胞融合技術におけるマイクロ流体技術に関して紹介をいただいた。

高岩昌弘氏（徳島大学）からは、空気圧の柔軟性と身体との親和性という特徴を生かしてこれまで開発されてきたいくつかの空気圧を利用したリハビリテーションデバイスについて紹介いただいた。

菊池武士氏、高野哲仁氏、池田旭花氏（いずれも大分大学）からは、機能性流体であるMR流体を用いたハプティックデバイスと医療ロボットへの挑戦と題して、MR流体の粘性可変特性を利用した医療ロボットへの適用の可能性について解説いただいた。

日本は急速な高齢化社会になりつつあるが、高齢者の増加とともに相対的に少子化も進行しており、社会を構成するための労働力の減少が懸念されている。このような状況の中で社会を支えるためには、健康寿命を伸ばすことが重要であり、医療福祉分野のこれまで以上の進歩が欠かせない。このためにはさまざまな機器の開発とそれを支える基礎研究や特徴を実現するパワーソースの適用により、医療福祉分野の問題を解決していくことが求められる。そのような点でフルードパワー技術はまだ潜在的に能力を秘めていると思っている。本特集号を通して、読者の皆様には医療福祉分野におけるフルードパワー技術の応用の可能性を感じていただければ幸いです。なお、本特集号は窪田友夫氏（カヤバ株式会社）とともに、企画させていただきました。

最後に、ご多忙の折ご寄稿いただきました執筆者の皆様、および本特集号の発刊にあたりご尽力いただきました編集委員各位に、深く感謝するとともに心より厚く御礼申し上げます。

（原稿受付：2023年4月5日）

補助人工心臓の設計のための数値流体解析

著者紹介



矢野 哲也

弘前大学大学院
〒036-8561 青森県弘前市文京町3
E-mail: yano@hirosaki-u.ac.jp

2005年北海道大学大学院工学研究科博士後期課程修了。秋田県立大学助手、助教を経て、2016年弘前大学大学院理工学研究科准教授。主に人工心臓の血液適合性評価に関する研究に従事。日本機械学会、日本人工臓器学会、日本生体医工学会などの会員。博士（工学）。

1. はじめに

人工心臓は心臓の血液拍出機能を代替あるいは補助する装置である。自然心臓と置換するタイプを全置換型人工心臓（TAH：total artificial heart）、自然心臓を残した状態で循環系に接続するタイプを補助人工心臓（VAD：ventricular assist device）という。特に、左心補助タイプをLVAD、右室補助タイプをRVADと呼ぶ。さらに、2つのポンプで左右両心を補助するタイプをBiVADと呼ぶ。また、使用するポンプの型式によって拍動型と連続流型に分類される¹⁾。

人工心臓の開発は、2つの拍動型ポンプを組み合わせた装置で自然心臓を置換するタイプのTAHからスタートした。その当時は、自然心臓の拍出機能を

可能な限り再現する機械を実現することに主眼が置かれていたこと、人工心臓による長期生存には拍動流が不可欠であるとされていたことから、拍動型ポンプが選択されたのは自然な流れであったと考えられる。当初のTAHは期待された臨床成績を上げることができなかった。その理由の一つとしては、当時、十分な血液適合性を有する材料が存在せず、ポンプ内において形成される血栓による問題が生じたことが挙げられる。TAHの開発の困難さが明らかになる中、長期使用可能なVADへと開発の軸足が移されるようになった。TAHでは、高い精度で左右心の流量バランスを取ることが求められるのに対し、VADではその制約から解放される。このような流れで、拍動型ポンプを使用した体外設置型VAD、さらに体内植込型VADの開発が進んだ。また、連続流ポンプを用いた心拍出補助により長期生存が可能であることが示され²⁾、連続流ポンプを使用した体内植込型VAD（CF-VAD: continuous flow VAD）の開発が進められ、2000年代から広く臨床使用されるようになり、現在ではこのタイプが主流となっている。VADの分類を表1に、体内植込型およびカテーテル型VADの設置位置を図1に示す。第1世代の拍動型では、ポンプ最小サイズは1回拍出量によって規定されるため小型化には限界があり、腹腔内に設置されていた。これに対し、CF-VADは小型化が容易であり、胸腔内設置が可能となっている。

表1 VADの分類

	体内植込型				カテーテル型
	第1世代		第2世代	第3世代	
拍動/連続流	拍動	連続流	連続流	連続流	連続流
ポンプタイプ	—	軸流・遠心	主に軸流	主に遠心	軸流
軸シール	—	あり	なし	なし	あり・なし
軸受	—	接触式	接触式	非接触式	接触式
設置位置	腹腔内	—	胸腔内または横隔膜上に作成するポンプポケット内	主に胸腔内	大動脈内
代表的な製品	Novacor HeartMate XVE	—	HeartMate II Jarvik2000	HeartMate 3	Impella

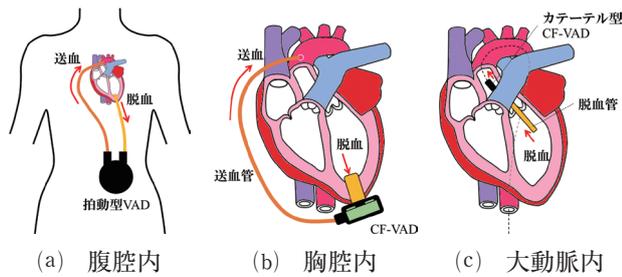


図1 VADの設置位置の例

重症心不全治療における薬物療法に対するVADを用いた治療法の優位性の証明³⁾、拍動型VADに対する連続流型VADの優位性の証明⁴⁾を経てVAD治療は重症心不全の標準治療の一つとなった。さらに、CF-VADの中でも、接触式軸受タイプの第2世代VADに対する非接触式軸受タイプの第3世代VADの優位性が示され⁵⁾、現在に至る。わが国においても心臓移植を前提としないVADの永久使用が認められるまでになっているが、VADは長期使用においていくつかの問題を抱えている。代表的なものは、力学的負荷による赤血球の損傷と崩壊に伴う赤血球の内部流体の漏出現象である溶血、ポンプ内に形成される血栓に起因する塞栓症⁶⁾、血液凝固に関わるタンパク質であるフォン・ヴィレブランド因子(vWF)の低分子量化による凝固能の低下に伴い出血傾向になること⁷⁾などである。これらの問題は血液の流れと関係していることが知られており、血液適合性に配慮したポンプの設計が重要である。ここでは、CF-VADの設計における数値流体解析の利用について解説する。

2. 流体解析

2.1 血液の特性

血液は、液体成分と細胞成分からなる。液体成分を血漿(けっしょう)といい、浸透圧調整、物質輸送、血液凝固などの役割を担う種々のタンパク質が含まれる。細胞成分は主に赤血球で占められ、白血球および血小板がわずかに存在する。全血に占める赤血球の体積割合をヘマトクリット Ht [%]といい、成人男性で40～50%、成人女性で34～45%が基準値とされている。

2.2 血液の非ニュートン性

CF-VAD内部のせん断速度 $\dot{\gamma}$ は一般に大きく、 $\dot{\gamma} = 100\text{s}^{-1}$ 以上では血液の粘度はほぼ一定であると見なせるため、CF-VADのCFD解析は、一般的に、血液を単相のニュートン流体と仮定して実行される。標準的には、密度を約 1.060kg/m^3 、粘度を約 $3.6\text{mPa}\cdot\text{s}$ とすることが多い。しかしながら、低回転数、低流量ではシアース thinning (shear thinning) 特性がポ

ンプ特性に影響を与えるという報告もある。低速運転において低流量域でのポンプ揚程は、シアース thinning 流体の方がニュートン流体よりも低くなると報告されている⁸⁾。

2.3 解析手法

2.3.1 解析の流れ

数値流体解析では、流れの運動方程式と連続の式を離散化し、境界条件のもとで解き、流速および圧力の分布を得る。具体的な手順はつぎのとおりである。はじめに、3次元CADソフトウェアを用いてポンプをモデリングし、ポンプ内の流体が充填される領域を抽出する。つぎに、格子生成ソフトウェアを用いて流体領域に計算格子を生成し、空間離散化する。この計算格子の各境界面に境界条件を定義し、流れ場を解く。解析結果からポンプ特性、溶血量推定などを行う。

2.3.2 モデリング

LVAD用のポンプについては、一般的に流量 5L/min 、差圧 100mmHg を標準動作点として設計される。これらは、おおよそ成人男性の安静時の平均血流量と、左室圧と大動脈圧の差に相当する値である。CFD解析に必要なポンプ内流体領域のモデルを、3次元CADソフトウェアを用いて計算機上に構築する。このとき、ポンプ内流体領域をそのままモデリングする、または、ポンプ(インペラ、ハウジング)をモデリングした後にCADの機能を使用して流体領域を抽出する。ポンプ内流体領域を、インペラを含む回転系とそれ以外の静止系の領域に分離する。ポンプの溶血や抗血栓性は、インペラやハウジングの角部に施すラウンド形状の有無や程度に影響を受けることが実験的に確認されている。これは、角部の形状が溶血や血小板活性化のしきい値を超える高せん断領域の分布に特に影響を及ぼすためである。そのため、CFD解析においてポンプ形状の再現度について検討することは重要である。

2.3.3 計算格子生成

ポンプの流体領域に計算格子を生成する。軸流ポンプのインペラ周りの格子生成例を図2に示す。流体解析ソフトウェアのプリプロセッサを用いることで、複雑形状であっても全自動あるいは半自動で計算格子の生成が可能である。ターボ機械用翼設計ツールとメッシングツールを用いることで、翼の形状パラメータの変更が容易になり、なおかつ品質のよい格子を生成することができる。精度の高い解析結果を得るためには、速度勾配の大きい壁面近傍、特にインペラ翼まわりに格子を密に配置することが重要である。この点においても、翼設計ツールおよびメッシングツールの利用のメリットは大きい。

2.3.4 流れ場の計算

CF-VADのCFD解析では、主に汎用流体解析ソフトウェアを用いて、流体の物性値および境界条件を与えて流れの支配方程式を解く。計算手法としては有限体積法が多く用いられている。一般的なサイズの遠心型CF-VADではインペラ上流の入口管の中の流れは遷移流であるとされ⁹⁾、流れ場を解くときにその取扱いがむずかしい。そのような中、多くの研究グループがレイノルズ平均モデル (RANS) を使用している。RANSにはさまざまな乱流モデルが存在するが、各グループがそれぞれの解析対象に合わせて適切な乱流モデルを選択しているのが現状である。

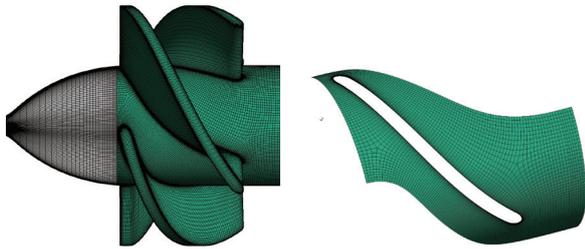


図2 軸流ポンプのインペラ周りの計算格子生成の例

2.3.5 回転領域の取扱い

ポンプの回転部であるインペラは軸受によって運動自由度が制限または制御される。CF-VADで使用される2点支持の接触式軸受では組み立て時の与圧で、流体軸受では軸受部の狭小隙間の流れによって発生する圧力で、磁気軸受では磁気力で軸受剛性が調整される。通常、運転条件によってはインペラにはたらく流体力によって軸ぶれが生じるが、CFD解析ではインペラ軸中心の回転に限定した状況のシミュレーションが行われる。

CF-VADは回転機械であるため、そのCFD解析においては回転領域の取扱いが課題となる。定常解析では、回転領域内の流れを解くために、運動方程式に遠心力とコリオリ力を付加するMultiple Reference Frame法 (MRF法) が用いられる。また、非定常解析では、回転領域の計算格子を移動させるスライディングメッシュ法が用いられる。ターボ機械の解析用に開発されている汎用流体解析コードには、回転系と静止系の計算格子の接合面で相互に補間して計算する機能が実装されている。また、フリーのオープンソースソフトウェアであるOpenFOAMにもこの機能が実装されている。スライディングメッシュ法はMRF法よりも精度が高いが、計算コストが大きいため、現状では、CF-VADのCFD解析の大半でMRF法が用いられている。MRF法による解がスライディングメッシュによる解に近似する

精度は、回転部であるインペラと静止部である案内羽根やディフューザとの間の相互作用の程度によって異なる。コンピュータ性能の向上に伴い、スライディングメッシュ法の使用が増加すると予想される。

2.4 ポストプロセス

2.4.1 ポンプ特性

ポンプ回転数および流量の条件を変化させたCFD解析を行い、それらの解析結果から入口面および出口面の圧力の面積荷重平均 p_{in} , p_{out} を算出し、ポンプ差圧 $\Delta p = p_{out} - p_{in}$ と流量 Q の関係からポンプ特性を得る。得られたポンプ特性と、実機または模型を用いたポンプ性能試験の結果とを比較することにより、CFD解析の妥当性の検証が行われる。

2.4.2 流体力

CFD解析の結果からインペラにはたらく各軸方向の力と各軸まわりの力のモーメントを計算する。またポンプ効率 η は

$$\eta = \frac{\Delta p Q}{T \omega} \quad (1)$$

のように水動力 $\Delta p Q$ と軸動力 $T \omega$ の比で計算される。ここで T はインペラ回転軸の周りの力のモーメント (トルク)、 ω はインペラの回転角速度である。算出された軸動力はモータの選定に、軸方向、半径方向の力はスラスト軸受、ジャーナル軸受の設計に利用される。

3. CF-VADの溶血量推定

3.1 溶血

溶血とは赤血球の損傷に伴い、赤血球内部から血漿へとヘモグロビンが漏出する現象である。溶血により、血管の傷害や炎症などの有害事象が引き起こされることが知られている。これらは、(1)ヘモグロビンおよびその他の赤血球含有物の血球外 (血漿中) への移行、(2)一酸化窒素 (NO) と活性酸素種 (ROS) の間の不均衡、(3)血小板および凝固系の活性化、(4)ヘモグロビンおよびATPを介した免疫系の活性化によって引き起こされると考えられている¹⁰⁾。CF-VAD内では、インペラの高速回転によって高せん断速度の流れとなり、局所において赤血球に負荷されるせん断応力は100 ~ 1,000Paに及ぶ。このせん断応力は生理的な範囲 (静脈において0.1Paから1 Pa, 動脈において1 Paから20Pa) を大きく超え、短時間のばく露でも溶血が生じるとされる。なお、CF-VADのプライミングボリュームを数十mLとすると、流量5 L/minのときに赤血球がポンプを通過するのに要する時間は平均数百msであり、ポンプ内の局所の高せん断領域を通過する時間はさらに短い。溶血が生じるせん断応力のしきい値 (溶血しきい

値)は150Paと報告されている¹¹⁾。また、425Paを超えると溶血量が急激に増加すると報告されている¹²⁾。これらは、赤血球膜に生じた小孔からヘモグロビンが漏出する溶血(非崩壊溶血)と、赤血球膜が破断し血球が崩壊する溶血のそれぞれのしきい値に対応すると考えることができる。溶血が生じる赤血球膜の面積ひずみは、静的な負荷の場合に2~4%¹³⁾であり、短時間負荷の場合には、その値は増加すると報告されている¹⁴⁾。CFD解析により推定されるCF-VAD内のせん断応力分布¹⁵⁾から、CF-VADによる溶血は非崩壊溶血が支配的であると言える。赤血球に負荷されるせん断応力が非崩壊溶血のしきい値未満であっても(100Pa)、それが比較的長い時間(300s)であると、溶血しきい値(崩壊溶血が生じるせん断応力)が低下することが示唆されている¹⁶⁾。すなわち、溶血量は赤血球のせん断履歴によって変化するため、溶血量を推定する場合には血球損傷の蓄積について考慮する必要がある。

3.2 CF-VADの溶血試験

CF-VADの血液適合性試験の一つに溶血試験がある。標準的な方法はASTM国際ショナルによって定められている¹⁷⁾。循環回路に試験対象のCF-VADを接続し、抗凝固剤を添加した動物血を回路に充填する。所定の流量、差圧の条件(成人LVADであれば5L/min, 100mmHg)でCF-VADを運転し、一定時間ごとに循環回路から採取した血液を遠心分離し、血漿中に含まれるヘモグロビン濃度(血漿遊離ヘモグロビン濃度 C_{fHb})を吸光度法により測定する。血漿遊離ヘモグロビン濃度の変化量 ΔC_{fHb} [g/L]を式(2)に代入して溶血指数NIHを算出する。

$$\begin{aligned} NIH[\text{g}/100\text{L}] &= \Delta C_{fHb} \cdot V_{\text{circ}} \cdot \frac{100 - Ht}{100} \cdot \frac{100}{QT_{\text{circ}}} \\ &= \Delta fHb \cdot \frac{100}{QT_{\text{circ}}} \end{aligned} \quad (2)$$

ここで、 V_{circ} は循環回路内の血液量 [L]、 Ht は血液のヘマトクリット [%]、 Q は循環流量 [L/min]、 T_{circ} は循環時間 [min]、 ΔfHb は血漿遊離ヘモグロビンの増加量 [g]である。血漿遊離ヘモグロビン量の増加率が一定であるという仮定の下では、NIHは、試験対象のCF-VADを用いて血液を100L循環させたときの血漿遊離ヘモグロビンの増加量を表すことになる。

3.3 溶血量の実験式

短時間の単純せん断流れによって生じる溶血の量とせん断応力、ばく露時間の関係は式(3)のような形で近似できることが示されている。

$$\frac{\Delta fHb}{Hb} = A \tau^\alpha \Delta t_{\text{ex}}^\beta \quad (3)$$

ここで、左辺は全血のヘモグロビン量 Hb に対する血漿遊離ヘモグロビンの増加量 ΔfHb の割合で表される溶血率、 τ はせん断応力、 Δt_{ex} はばく露時間、 A は係数、 α および β は指数である。複数のグループがそれぞれのせん断負荷実験の結果をこの関数でフィッティングして得られた A 、 α 、 β の値を示している。Giersiepenらは、Wurzingerらのヒト血を用いた実験($\tau < 255\text{Pa}$; $\Delta t_{\text{ex}} < 0.7\text{s}$)の結果から $A = 3.62 \times 10^{-7}$ 、 $\alpha = 2.416$ 、 $\beta = 0.785$ と報告している¹⁸⁾。また、Zhangらはヒツジ血を用いた実験($50\text{Pa} < \tau < 320\text{Pa}$; $0.039\text{s} < \Delta t_{\text{ex}} < 1.48\text{s}$)の結果から $A = 1.228 \times 10^{-7}$ 、 $\alpha = 1.9918$ 、 $\beta = 0.6606$ と報告している¹⁹⁾。式(3)の実験式を基にした溶血推定の数理モデルは、CFD解析の結果から得られる物理量を使用して簡便に溶血率推定値を算出できることから、多くのグループによって採用されている。ただし、Giersiepenの報告による A 、 α 、 β の値を用いた溶血率の推定値は実測による値に比べて過大であるとの報告もある^{20,21)}。

3.4 溶血量推定法

3.4.1 せん断応力

溶血量とせん断応力およびばく露時間の関係をまとめた実験式を溶血量推定の数理モデルとして使用するために、流れ場の応力テンソル τ_{ij} をスカラー値 τ に変換する。Bludszweitによって、固体材料のミーゼスの降伏条件から導かれるアプローチが示された²²⁾。

$$\begin{aligned} \tau &= \sqrt{\frac{1}{6} \sum (\tau_{ii} - \tau_{jj})^2 + \sum \tau_{ij}^2} \\ &(i=x, y, z; j=x, y, z; i \neq j) \end{aligned} \quad (4)$$

これは、3次元応力と1次元せん断流実験における応力とを関連づけるのに有効である。このアプローチでは、せん断によるひずみが血球の損傷を引き起こすと考え、体積変化によるひずみは非圧縮性流れではゼロであるため無視する。通常、 τ_{ij} は粘性応力のみを考慮し、レイノルズ応力は含めない。

せん断応力に基づく溶血推定法は数多く提案されているが、それらはオイラーの手法によるものとラグランジュ的手法によるものに大別される。詳細については、いくつかのレビュー等でまとめられているので^{9,23,24)}、ここでは著者らが提案したラグランジュ的手法に分類される溶血量推定法²⁵⁾について紹介する。

3.4.2 ラグランジュ的手法による溶血量推定法

CFD解析の結果から、赤血球のポンプ内通過経路

を求め、その経路に沿ったせん断応力の履歴に基づく赤血球の損傷の蓄積を考慮した損傷率 D_n を計算する（添字 n は赤血球の番号を表し、 $n=1,2,3,\dots$ ）。まず、時間間隔 $\Delta t_k (=t_k-t_{k-1})$ の間の赤血球の溶血率を $d_{n,k}$ とし、式(3)のモデルを用いて

$$d_{n,k} = A \tau_{n,k-1}^a \Delta t_{n,k}^\beta \quad (5)$$

として計算する（添字 k はせん断履歴の時刻の番号を表し、 $k=1,2,3,\dots$ ）。つぎに、時刻 t_{k-1} から t_k までの間の損傷率 D_n の増加 $\Delta D_{n,k}$ を、時刻 t_{k-1} の時点における損傷率 $D_{n,k-1}$ を用いて

$$\Delta D_{n,k} = (1 - D_{n,k-1}) d_{n,k} \quad (6)$$

とし、時刻 t_k における損傷率を

$$\Delta D_{n,k} = D_{n,k-1} + \Delta D_{n,k} \quad (7)$$

として計算する。ポンプ入口における赤血球の初期損傷率を $D_{n,0}=0$ とし、ポンプ出口に到達した時点における損傷率 D_n を求める。十分多数の赤血球について損傷率 D を算出し、平均を取ることでポンプによる赤血球損傷率 IH を推定する。さらに、

$$IH = \frac{\Delta f Hb}{Hb} \quad (8)$$

より、式(2)の NIH の定義に基づき、つぎのように IH から溶血指数 NIH に換算できる。

$$\begin{aligned} NIH &= \Delta f Hb \cdot \frac{100}{QT_{\text{circ}}} \\ &= IH \cdot Hb \cdot \frac{100}{QT_{\text{pump}}} \quad (9) \\ &= IH \cdot C_{\text{Hb}} V_{\text{circ}} \cdot \frac{100}{QT_{\text{pump}}} \end{aligned}$$

ここで、循環時間 T_{circ} を、CFD解析の結果に基づく IH の評価に対応する時間、すなわち平均ポンプ通過時間 T_{pump} とする。全血のヘモグロビン量 Hb は、全血ヘモグロビン濃度 C_{Hb} の実測値あるいは文献値を用いて $Hb = C_{\text{Hb}} V_{\text{circ}}$ として NIH を算出する。

この溶血量推定法を用いて予測される NIH は、実測値よりも大きくなるが、基準となるベースモデルと改良モデルの間の溶血性能の比較は十分可能であることを確認している²⁵⁾。本推定法が溶血量を過大評価する傾向にあるのは、推定に用いている実験式由来の数値モデル（式(3)）がそもそも溶血量を過大に評価しているためであると考えられている^{20,21)}。現状では、CF-VADの改良設計を行うにあたり、ベースモデルの試験機を用意してポンプ特性を実測評価し、CFD解析の結果と比較して解析の妥当性を確認することが必須である。そのうえで、改良モデルの溶血量推定値はベースモデルの値との相対値で評価するのが現実的である。

4. ま と め

本稿では、CF-VADの設計におけるCFD解析の利用法について解説した。CFD解析はCF-VAD開発において重要なツールとなっており、CFD解析の結果から見積もられるポンプ特性、インペラに作用する流体力、溶血特性に基づき、形状の最適化が行われている。そのCF-VADの性能を最大限に発揮させるために、今後は、脱血法をはじめとするCF-VAD植込み法の最適化にもCFD解析の利用が進む可能性がある。個々の症例に対して最適な医療を提供するためにCFD解析が貢献することが期待される。

参考文献

- 1) Ono, M., et al.: JCS/JSCVS/JATS/JSVS 2021 Guideline on Implantable Left Ventricular Assist Device for Patients With Advanced Heart Failure, *Circ J*, Vol. 86, No. 6 p. 1024-1058 (2022)
- 2) Golding, L.R., et al.: Chronic Nonpulsatile Blood Flow in an Alive, Awake Animal 34-day survival, *Trans Am Soc Artif Intern Organs*, Vol. 26, p. 251-255 (1980)
- 3) Rose, E.A., et al.: Long-Term Use of a Left Ventricular Assist Device for End-Stage Heart Failure, *New England J Med*, Vol. 345, No. 20, p. 1435-1443 (2001)
- 4) Slaughter, M.S., et al.: Advanced Heart Failure Treated with Continuous-Flow Left Ventricular Assist Device, *NEJM*, Vol. 361, No. 23, p. 2241-2251 (2009)
- 5) Mehra, M.R., et al.: Two-Year Outcomes with a Magnetically Levitated Cardiac Pump in Heart Failure, *NEJM*, Vol. 378, No. 15, p. 1386-1395 (2018)
- 6) Akin, S., et al.: Haemolysis as a First Sign of Thromboembolic Event and Acute Pump Thrombosis in Patients with the Continuous-Flow Left Ventricular Assist Device HeartMate II, *Neth Heart J*, Vol. 24, No. 2, p. 134-142 (2016)
- 7) Eckman, P.M. and John, R., Bleeding and Thrombosis in Patients with Continuous-Flow Ventricular Assist Devices, *Circulation*, Vol. 125, No. 24, p. 3038-3047 (2012)
- 8) Zhang, G., et al.: Effects of Non-Newtonian Fluid on Centrifugal Blood Pump Performance, *Int Commun Heat Mass*, Vol. 35, No. 5, p. 613-617 (2008)
- 9) Fraser, K.H., et al.: The Use of Computational Fluid Dynamics in the Development of Ventricular Assist Devices, *Med Eng Phys*, Vol. 33, No. 3, p. 263-280 (2011)
- 10) Rapido, F., The Potential Adverse Effects of Haemolysis, *Blood Transfus*, Vol. 15, No. 3, p. 218-221 (2017)
- 11) Leverett, L.B., et al.: Red Blood Cell Damage by Shear Stress, *Biophys J*, Vol. 12, No. 3, p. 257-273 (1972)
- 12) Paul, R., et al.: Shear Stress Related Blood Damage in Laminar Couette Flow, *Artif Organs*, Vol. 27, No. 6, p. 517-529 (2003)
- 13) Evans, E.A., et al.: Elastic Area Compressibility Modulus of Red Cell Membrane, *Biophys J*, Vol. 16, No. 6, p. 585-595 (1976)

- 14) Li, F., et al., Yield Strength of Human Erythrocyte Membranes to Impulsive Stretching, *Biophys J*, Vol. 105, No. 4, p. 872-879 (2013)
- 15) Fraser, K.H., et al., A Quantitative Comparison of Mechanical Blood Damage Parameters in Rotary Ventricular Assist Devices: Shear Stress, Exposure Time and Hemolysis Index, *J Biomech Eng*, Vol. 134, No. 8, 081002 (2012)
- 16) Baskurt, O.K. and H.J. Meiselman, Red Blood Cell Mechanical Stability Test, *Clin Hemorheol Microcirc*, Vol. 55, No. 1, p. 55-62 (2013)
- 17) ASTM F756, Standard Practice for Assessment of Hemolytic Properties of Materials (2009) Annual Book of ASTM Standards. Committee F04 Medical and Surgical Materials and Devices, Subcommittee F04.16 Biocompatibility Test Methods
- 18) Giersiepen, M., et al., Estimation of Shear Stress-Related Blood Damage in Heart Valve Prostheses—In Vitro Comparison of 25 aortic valves, *Int J Artif Organs*, Vol. 13, No. 5, p. 300-306 (1990)
- 19) Zhang, T., et al., Study of Flow-Induced Hemolysis Using Novel Couette-Type Blood-Shearing Devices, *Artif Organs*, Vol. 35, No. 12, p. 1180-1186 (2011)
- 20) Schima, H., et al., Mechanical Blood Traumatization by Tubing and Throttles in In Vitro Pump Tests: Experimental Results and Implications for Hemolysis Theory, *Artif Organs*, Vol. 17, No. 3, p. 164-170 (1993)
- 21) Taskin, M.E., et al., Evaluation of Eulerian and Lagrangian Models for Hemolysis Estimation, *ASAIO J*, Vol. 58, No. 4, p. 363-372 (2012)
- 22) Bludszuweit, C., Model for a General Mechanical Blood Damage Prediction, *Artif Organs*, Vol. 19, No. 7, p. 583-589 (1995)
- 23) Nishida, M., Computational Fluid Dynamic Analysis of Rotary Blood Pumps, Nagare, *Journal of Japan Society of Fluid Mechanics*, Vol. 36, No. 4, p. 249-256 (2017)
- 24) Faghieh, M.M. and Sharp, M.K., Modeling and Prediction of Flow-Induced Hemolysis: A Review, *Biomech Model Mechan*, Vol. 18, No. 4, p. 845-881 (2019)
- 25) Yano, T., et al., An Estimation Method of Hemolysis within an Axial Flow Blood Pump by Computational Fluid Dynamics Analysis, *Artif Organs*, Vol. 27, No. 10, p. 920-925 (2003)

(原稿受付：2023年2月24日)

解説

空気圧を利用した手術支援システム

著者紹介



ただのこうたろう
只野 耕太郎

東京工業大学・リバーフィールド(株)
〒107-0052 港区赤坂 8-1-22 4F
E-mail: k-tadano.rfc@riverfieldinc.com

2007年東京工業大学大学院総合理工学研究科博士後期課程修了。同年東京工業大学精密工学研究所研究員、2008年同助教、2013年同准教授。2016年組織改編により東京工業大学科学技術創成研究院未来産業技術研究所准教授となり、現在に至る。2014年大学発ベンチャーリバーフィールド(株)共同創業者、現在同社社長、手術支援ロボット等の研究に従事。日本フルードパワーシステム学会、日本ロボット学会、IEEEなどの会員、博士(工学)。



かわしまけんじ
川嶋 健嗣

東京大学大学院情報理工学系研究科
〒113-8656 文京区本郷 7-3-1
E-mail: kenji_kawashima@ipc.i.u-tokyo.ac.jp

1997年東京工業大学大学院博士後期課程修了。同年東京都立高専助手。2000年東京工業大学助教授、2013年東京医科歯科大学教授、2020年東京大学教授となり、現在に至る。2014年リバーフィールド(株)創業者代表。現在同社エグゼクティブアドバイザー。流体計測制御、医用システム等の研究に従事。日本フルードパワーシステム学会、日本コンピュータ外科学会、IEEEなどの会員、博士(工学)。

1. はじめに

低侵襲な外科手術を支援するロボットが実用化されて20年以上が経過した。昨今、複数のメーカーの手術支援ロボットが薬事承認されている¹⁾。国内でロボット手術は、2012年の前立腺がん摘出術での保険適用を皮切りに、さまざまながんの治療に適用が拡大されている。各種がんの治療に手術支援ロボットは必要不可欠な医療機器となっている。特に前立腺がんの摘出術では、8割程度がロボットで実施されている。一方で、低侵襲外科手術全体に占めるロボット手術の割合はまだ3割以下と言われている。2022年12月上旬に開催された日本内視鏡外科学会の大会において、「ロボット戦国時代」のセッションが開催され、多くのロボットの展示が行われた。今後さらなる普及が予想されている。

手術支援ロボットの中でもっとも普及しているもの

のは、米国製のda Vinciに代表されるマスタ・フォロワー型である。課題として高額であること、操作を視覚に頼っていることなどが挙げられる。力覚提示の有効性が指摘されており、さまざまな研究が行われている²⁾。センサを搭載した研究が多いが、滅菌洗浄、電気メスとの併用など運用面を考慮すると実用化は容易ではない。

著者らは空気圧シリンダが直接駆動可能であり、バックドライブを有している利点を活用した、力覚提示機能を有する手術支援ロボットの研究開発を行っている³⁾。2003年から東京工業大学と東京医科歯科大学の共同研究として実施しているものである。両大学の統合が最近話題となったが、当時から連合を組んで両大学間でさまざまな医工連携が行われてきた。2014年には両大学発のベンチャーを設立し、空気圧サーボ制御を用いた低侵襲な外科手術を支援するロボットシステムの開発を行っている。本報では、2022年7月に実用化した内視鏡操作支援ロボットと薬事承認申請中のマスタ・フォロワー型のロボットを紹介する。

2. 内視鏡操作支援ロボット

低侵襲な外科手術は、小さな孔をいくつか開け、そこから内視鏡や鉗子などを挿入して行う手技である。盲腸、胆のう摘出やヘルニアなど比較的短時間なものから、胃がん、大腸がんや肺がんなどの手術まで幅広く実施されている。開腹手術より傷口が小さいことから患者の負担が少ない手技であり、その手術件数は年々増加している。同手術において、内視鏡は助手の医師(スコピスト)が手で保持し、執刀医の口頭指示の下で操作する。執刀医の他に第一助手とスコピストの最低3名の医師が必要となる。特に地方の病院では外科医師不足であり、また4Kなどの高精細な内視鏡ではスコピストの疲労による手振れの影響が顕著となる。

内視鏡をロボットが保持すれば、それらの課題解決に貢献できる。内視鏡操作支援ロボットは1990年代から開発され、実用化されたものがある⁴⁾。しかし、内視鏡手術の急拡大によって、今後さらに

ニーズが高まること、また空気圧駆動の柔らかさによって従来の電動駆動にはない安全性の特徴を出せると考えた。

そこで、手術支援ロボットの開発過程において、2010年から内視鏡操作支援ロボットを研究開発した。手術ロボットの一部を切り出したシステムであるが、製品化のためには、各種安全試験やリスクマネジメントの観点から新たに設計開発が必要となった。またISO13485に準拠した膨大なペーパーワークが発生した。大学での原理試作と医療機器としての製品化に大きなギャップがあることを痛感した。2015年に最初の製品を実用化した。導入病院からは柔らかく滑らかな動作が実現可能であり、医師不足解消へ寄与などに対する評価をいただいている⁵⁾。

一方でいくつかの課題も明らかとなった。内視鏡の挿入孔を不動点とするため、一般の手術支援ロボットで広く用いられている遠隔回転中心機構を採用したことから⁶⁾、挿入孔の上部の空間をロボットが占有してしまう。これは婦人科などでの手技において鉗子との干渉が発生する。また、ピッチ軸方向により大きな可動範囲が望まれる手技がある。さらに、スタンドアロン型としエアコンプレッサーを内蔵したことや転倒防止対応などによって、システム全体が大型となってしまった。

上記の課題解決をめざして、人の腕のように内視鏡を把持する新バージョンを開発し、2022年7月に上市した(図1)。根元にヨーとピッチの2軸、肘部分に1軸、手首は受動の2関節とアーム先端に回転を配置した。能動関節4軸、受動関節2軸のロボットアームである。根元のヨー軸の回転は、可動範囲と高剛性の実現のために電動駆動であるが、ピッチ軸の回転と肘部分には空気圧シリンダの直動を回転に変えるリンク機構を採用している。先端には内視鏡を回転する空気圧ロータリアクチュエータが実装されている。可動範囲の大幅な拡大を実現した。小型化のために空気圧アクチュエータの制御には小型のピエゾ型バルブを用い、エアコンプレッサーは外付けとした。重量は12kg程度であり、手



図1 空気圧駆動を用いた内視鏡操作支援ロボット

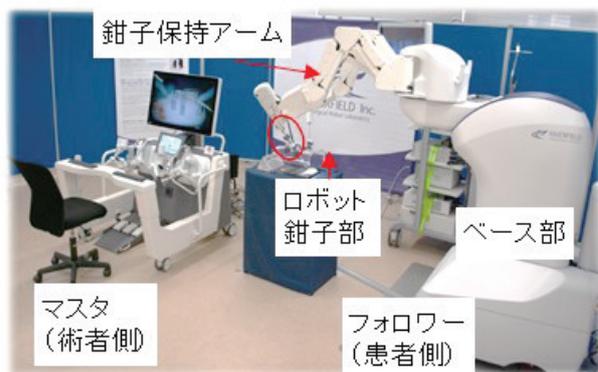


図2 マスタ・フォロワー型手術ロボット

術台のレールにクランプして運用可能とした。複数の病院で臨床使用されており(2023年1月末時点で60症例以上)、特に胆のう摘出術やヘルニアの手術での有効性を確認している。

3. マスタ・フォロワー型手術ロボット

3.1 ロボットの概要

低侵襲な外科手術では執刀医は鉗子を操作して手術を進める。鉗子は先端のグリッパのみで手首関節がない。体内で任意の位置と姿勢を実現するには自由度が不足している。また、腹壁が回転中心となることから、動作が拘束される。非常に難易度の高い手技である。それに対しロボット手術は、術者の手が体内にあるような直感的な操作感であり、習熟の度合いも早く、患者だけでなく術者にとっても非常に有効なシステムである。ただ、すでに複数のロボットが実用化されている中で、開発する意味があるのかとたびたびいわれてきた。しかし、空気圧駆動による力覚提示機能、小型、軽量化によって体内の浅い部分、特に呼吸分野で有効なロボットは、前立腺など深い部分の術式に強みを持つ他社のロボットと共存できると考えている。

開発した手術支援ロボットは、図2に示すように、術者が操作するマスタ側マニピュレータと患者側のフォロワーロボットで構成される。マスタ側は右手と左手用のマニピュレータで構成され、並進と姿勢の6自由度とグリッパを有する。力覚を反力として提示するため、各軸の駆動には電動モータが用いられている。術者は内視鏡の画像を投影した画像を3Dモニターで見ながら手術を行う。ハンド下部には中指で操作可能なクラッチ機能があり、クラッチ操作によってマスタ側はフォロワー側と切り離され、術者は操作しやすい位置姿勢に変更できる。よって絶対位置の追従性を要求されるシステムではない。また、足元にはフットペダルがあり、これを押している状態では中央の内視鏡を保持しているロボット

アームのみ操作可能となり視野が変更できる。術者は頻りに視野を変えながら手術を進める。

患者側ロボットはベース部、多関節保持アーム部とロボット鉗子部に大別される。手術ロボットは体内で任意の位置と姿勢に到達するために、把持以外に最低6自由度の関節が必要である。

多くの手術ロボットは鉗子部において手首に相当する2自由度、保持アーム部で4自由度の構成となっている。また、保持アーム部は体表の挿入孔を中心とした回転運動が必要となる。一般に、挿入点が機構的に回転中心となる遠隔回転機構が採用される。しかし上述したように、この機構では挿入孔の上空をロボットが占有してしまう。また、手術前に挿入孔と遠隔回転を一致させる必要がある。そこで、図2の手術支援ロボットでは、鉗子保持アームに6自由度を有する多関節型を採用し、ロボット鉗子の挿入時に挿入点を教示するシステムとした。これによって、位置合わせの手間を軽減した。

3.2 保持アーム

ロボット鉗子を体外で保持する6自由度ロボットアームを図3に示す。空気圧アクチュエータは減速機を用いることなく直接駆動できることから、軽量でかつ出力からの情報が入力にはね返ってくるバックドライバビリティを有する。しかし、空気の圧縮性のため、空気圧サーボ制御でゲインを高めても高剛性の実現では電動駆動に劣る。一方、電動アクチュエータは一般に減速機を用いてトルクを増大するため高剛性化に適しているが、減速機によってバックドライバビリティは損なわれてしまう。

そこで、図3に示した保持アームでは両者の駆動方法の利点を活かしたハイブリッド駆動とした。剛性が求められる、人間の肩に相当する二つの関節(図3の q_1 , q_2)、肘に相当する関節(q_3)および鉗子シャフト回転の各関節駆動(q_6)には、電動モータを採用した。一方、挿入孔への過度な力の発生を防ぐために柔らかさが求められる手首に相当する二つの関節(q_4 と q_5)は、空気圧ベーンモータによる駆動を用いた。

手術ロボットの運用では、助手の医師が針などの挿入、圧排や止血などの補助の作業を行う。そこで、助手の作業スペースを確保するために、肘関節が肩関節より高い位置となるよう設計した空気圧駆動の手首部分の制御には、位置制御ではなく、圧力情報から柔らかさを有する力制御を実装した⁷⁾。これによって、呼吸などによって挿入点がずれた場合にも皮膚に過度な力が作用しない。アーム長は、体内での可動範囲が十分確保できるように設計した。

開発した手術支援ロボットのフォロワー側は本ロ

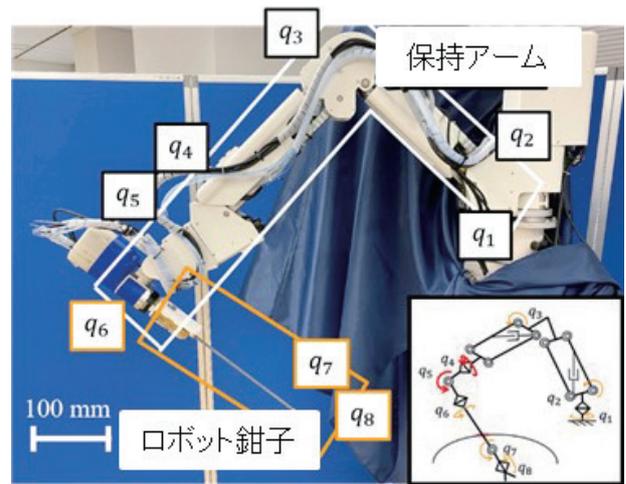


図3 ロボット鉗子を保持するロボットアーム

ットアーム3本で構成されている。左右にはロボット鉗子を、中央には内視鏡が搭載される。内視鏡は市販のものが搭載できる仕様とし、オープンプラットフォーム化を実現した。市販の手術支援ロボットでは、一般的にさらにもう1本、ロボット鉗子を把持するアームが搭載されている。前立腺がんの手術では膀胱を把持して手術場を確保するために用いられている。しかし、開発したロボットでは助手の医師との協働や肺がんでは3本で十分なことなどを考慮して最小の構成とした。

3.3 ロボット鉗子

ロボット鉗子の先端は、二つの関節とグリッパが配置されており、それぞれ空気圧シリンダでワイヤをけん引することによって駆動する。図4に示すようにロボット鉗子に外力が作用した場合、空気圧シリンダの圧力と変位に変化が生じる。よって、以下の関係より把持力を推定することができる。制御工学で言うところの外乱オブザーバである。

$$\text{外力 (把持力 = 空気圧シリンダの駆動力} \\ \text{ - 鉗子の動力学)}$$

空気圧シリンダの駆動力は差圧から容易に求まる。鉗子の動力学はワイヤでの摩擦の影響などを事前に測定してモデル化しておく。空気圧シリンダは低摩擦を実現するために独自開発したものをを用いている。空気圧シリンダはスプール型の空気圧サーボ弁で制御する。この推定方法は摩擦力より小さい力が作用した場合には、空気圧シリンダに外力が伝わらず推定することができない。しかし、0.1N以上の力であれば、推定可能であることを確認している。通常、手術における把持力は1N以上である。

ロボット鉗子は先端部と駆動部が着脱できる構造となっている。滅菌洗浄が必要な体内に挿入されるロボット鉗子の先端部に電氣的なセンサが搭載され

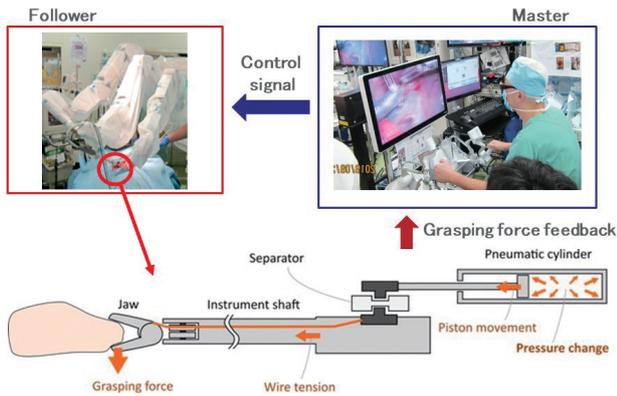


図4 空気圧シリンダを用いたロボット鉗子

ておらず、電気メスとの併用が可能である。

図5に動物実験風景を示す。ロボット手術に豊富な経験を有する呼吸器外科の医師による肺がんを想定した肺の上葉切除を実施中の風景である。術者側は3Dの内視鏡画像を見ながら、マスタデバイスを操作する。ロボット鉗子での把持力は電動モータによって反力として操作者に提示されるとともに、サブモニターでもメータで視覚的にも表示される。動物実験における把持力提示の有効性を病理評価でも確認している。

手術支援ロボットは薬事クラス3の高度管理医療機器であり、多重の安全機能を実装している。手術支援ロボットなどの医療機器では、ISO14971に準拠したリスクマネジメント活動が必要である。さまざまなトラブルを想定した各実験を実施し、安全性が担保されていることを実証、評価している。たとえば停電時の対応や何か不具合が生じた場合にロボットをすぐに離脱して、通常の下侵襲外科手術や開腹手術に移行できるなどである。医療機器を開発する場合には、構想設計段階からリスクへの対応を十分検討して進める必要がある。途中でリスク上の問題が生じると、はじめからやり直したいなことになりかねない。さまざまな試験の結果を添付して昨年初夏に薬事申請を行った。審査課程においても追加の資料や説明を求められる。これらの道のりを経て、呼吸器外科、消化器外科、泌尿器科と婦人科の4診療科での薬事申請中であるが、これらの作業は著者らだけでできるものでなく、多くの方のご尽力の賜物である。上市後も品質の改善に日々取り組んでいくことが重要である。

4. おわりに

本稿では空気圧駆動を用いた低侵襲な外科手術を支援するシステムを紹介した。内視鏡操作支援ロボットは、これまれの経験を踏まえ課題を解決したシステムではあるが、広く利用いただけるか現状は



図5 動物による肺の上葉切除術

未知数である。命を預かる外科医の評価は当然ではあるが大変にシビアである。

マスタ・フォロワー型手術ロボットは薬事承認が得られ次第、呼吸器外科および消化器外科での臨床を開始予定である。空気圧駆動の利点を活かした把持力提示機能の有効性の実証を進めていく。また、国のプロジェクトに参画し、同ロボットを用いた遠隔手術の実証実験にも取り組んでいる。将来的な手術支援ロボットの知能化のため、力覚情報は機械学習の入力としても活用していく予定である。

参考文献

- 1) Cepolina F., Razzoli R.R. : An introductory review of robotically assisted surgical, *Int. J. of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 18, e2409 (2022) systems
- 2) Longmore S.K. et al. : Laparoscopic Robotic Surgery : Current Perspective and Future Directions, *robotics*, 9, 42 (2020)
- 3) 只野耕太郎, 川嶋健嗣 : 空気圧サーボを用いた多自由度鉗子システムのバイラテラル制御, *日本コンピュータ外科学会論文誌*, Vol. 7, No. 1, pp. 25-31 (2005)
- 4) Yasunaga T. et al., Remote-controlled laparoscope manipulator system, *NaviotTM*, for endoscopic surgery, *International Congress Series*, 1256, pp. 678-683 (2003)
- 5) Yoshida D. et al, Surgical experience of using the endoscope manipulator robot EMARO in totally extraperitoneal inguinal hernia repair : A case report, *Asian J Endosc Surg.* 13, pp. 448-452 (2020)
- 6) Kuo C-H. et al. : Kinematic design considerations for minimally invasive surgical robots : an overview, *Int. J. of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 8, pp. 127-145 (2012)
- 7) Aizawa K. et al. : Surgical Robotic Arm with Pneumatic Semi-active Joints for Load Reduction on Toll-insertion Port, *Sensors and Materials*, 32, 3, pp. 1015-1026 (2020)

(原稿受付 : 2023年2月21日)

解説

空気圧人工筋を用いた身体運動支援システム

著者紹介

みやざき てつろう
宮崎 哲郎

東京大学大学院

〒113-8656 東京都文京区本郷7-3-1

E-mail: Tetsuro_Miyazaki@ipc.i.u-tokyo.ac.jp

2014年東京工業大学大学院博士課程修了。横浜国立大学助教、東京医科歯科大学助教を経て、2022年より東京大学大学院情報理工学系研究科講師。空気圧を用いた人間機械協調型ロボットシステムの研究開発に従事。本学会、IEEEなどの会員。博士（工学）。

1. はじめに

私が所属する研究室（東京大学大学院情報理工学系研究科システム医工学研究室、代表：川嶋健嗣教授）では、空気圧を中心とした流体駆動システムの計測制御技術を基盤とし、外科手術や動作支援など健康長寿社会に有用な医用システム、人間機械協調型ロボットシステムなどの研究開発を行っている。このたび上記テーマのうち、空気圧人工筋を用いた身体運動支援システムに関する執筆依頼をいただいた。貴重な機会をいただいたことに感謝申し上げるとともに、本稿にてこれまでの研究成果をいくつかご紹介させていただく。

2. 空気圧人工筋を用いた身体運動支援システム

2.1 歩容アシストスーツ

人の身体に装着して運動を支援するパワーアシストスーツは、これまでに多くのタイプが提案されている。パワーアシストスーツは大別して能動駆動式と受動駆動式に分類される。前者ではスーツが能動的に装着者の運動に追従し動作するために、運動を計測する手段が必要であり、一般に角度センサや筋電位センサなどの電気式センサがよく用いられる。多くの数と種類のセンサを用いるほど、高精度な動作計測が可能となり、複雑な身体運動に追従した駆動が可能である。ただし、使用する電気式センサが多くなるほどスーツ装着に伴う労力や時間は増大し、ユーザビリティが低下するという課題もある。一方、

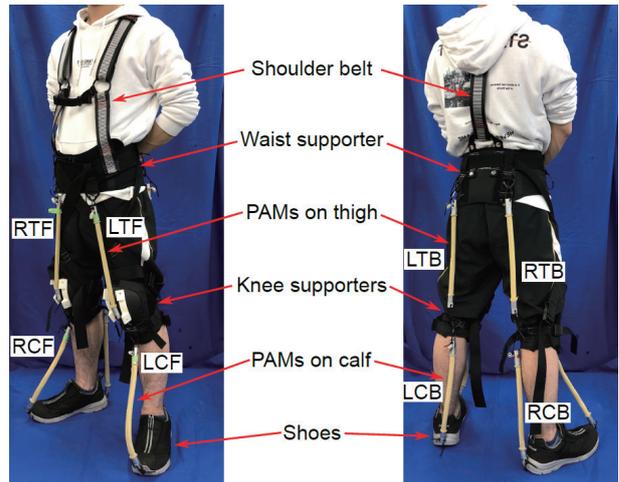
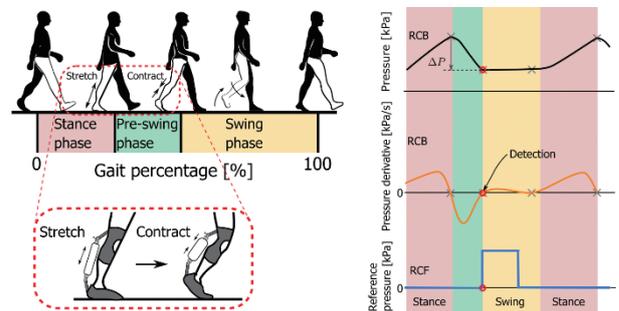
図1 空気圧人工筋で駆動する歩容アシストスーツ⁴⁾

図2 圧力変化を用いたアシストタイミング検知

センサの装着が不要な受動駆動式パワーアシストスーツも存在し、この機構は比較的安価かつ装着が容易で手軽に使用できる利点がある。ただし、動作検知を行わないため支援対象外の動作には使用できない。

これらの課題に対し、われわれのグループでは、動作検知機能を有しつつユーザビリティの高いスーツを実現することを目標とし、空気圧人工筋で駆動する歩容アシストスーツを開発している¹⁾⁻⁴⁾。現在実験で使用しているスーツを図1に示す。提案するスーツの特徴は、運動者に電気式センサを装着しないことが挙げられる。使用者は自身の身体に肩ベルト、腰部ベルト、膝サポータ、靴を装着し、これらに人工筋を固定するだけでスーツの使用を開始でき

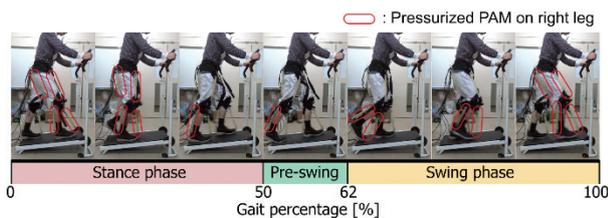


図3 トレッドミル上での歩行実験の様子²⁾

る。図1のスーツでは、左右の脚の大腿部と下腿部の正面と背面に合計8つの人工筋を装着する。このスーツでは人の動作検知に人工筋の内圧情報を利用する。内圧の計測には圧力センサを使用するが、提案するスーツは装着部と空気圧配管で接続された制御部で構成されており、圧力センサは装着部から離れた制御部内部にある。この構成により装着部から電気式センサを分離でき、装着が容易になるとともにスーツの耐環境性が向上し、水中使用も可能である¹⁾。

圧力変化を用いたアシストタイミング検知について図2を用いて説明する。歩行は左右対称な周期運動であり、左右脚の運動は位相が半周期ずれた軌道となる。図2では白色で表す右脚の運動と右下腿部正面(RCF)と背面(RCB)の人工筋の圧力波形に注目する。両脚下腿部背面の人工筋を検知用人工筋とし、これらに100から200kPa程度の初期圧力を印加し2ポートバルブで流路を閉止して密閉容器とする。この人工筋内部の圧力変化を計測し、歩行位相検知に利用する。歩行一周期は立脚期(Stance phase)、前遊脚期(Pre-swing phase)、遊脚期(Swing phase)に分けられる。このうち、立脚期から遊脚期への遷移過程である前遊脚期では、下腿部背面の検知用人工筋が足首の背屈により引き延ばされ、その後つま先が地面を蹴ることで瞬間的に収縮する。この特徴的な動作により、検知用人工筋の内圧は前遊脚期で大きく変化する。図2右の上段と中段は検知用人工筋の圧力と圧力微分値の軌道である。まず、圧力微分値の符号が切り替わるタイミングを×印でマークし、直近の×印と一つ前の×印の時点の圧力を比較する。比較の結果、しきい値 ΔP [kPa]以上圧力が減少する場合、直近の×印を前遊脚期最終段階(○印)として検知する。しきい値 ΔP を適切に設定することで一周期に一度、地面を蹴るタイミングを検知でき、これを毎周期検知することで歩行一周期の時間計算と歩行周期中のフェーズ推定が可能となる。Perryらの歩行分析⁵⁾を参考に、推定した歩行フェーズの脚部運動を支援するように部位ごとに適切なタイミングで人工筋を駆動する。図2右下は右下腿部正面の人工筋の駆動タイミングを表した例である。

提案した歩容アシストスーツとその駆動方法の有効性検証のために、被験者を募集して実験計測を行った。本実験は人を対象とする研究であるため、実験ごとに所属機関の承認を受け実施した。歩行実験の様子を図3に示す。角丸の枠は各写真の瞬間で加圧状態の人工筋を表す。下腿部背面は検知用のためつねに加圧状態である。下腿部正面の人工筋は遊脚期につま先を持ち上げる力を支援する。大腿部正面と背面の人工筋駆動タイミングはほぼ連動し同時であり、足が着地する直前に加圧することで着地の衝撃を吸収するための大腿部の力みを支援する。アシスト時とスーツ非装着時で脚部筋電位を比較した結果、アシスト時に大腿部と下腿部の筋電位が有意に減少し、アシストの効果を確認した。

上記の歩行アシストのアルゴリズム完成後、これをアレンジし、歩行の負荷を増大させるバージョン³⁾や、走行をアシストする方法⁴⁾なども開発した。これらの詳しい情報は本稿引用文献のオープンアクセス誌に記載されているので、もしご興味があればぜひご覧いただきたい。

2.2 空気圧リザーバコンピューティング

図2のアシストタイミング検知は、下腿部背面の人工筋を左右一つずつ用い、これらの圧力情報をしきい値処理し所望のタイミングを決定した。ただし、この方法はシンプルなため実装が容易という利点がある一方で、歩行一周期のうち一点でのみ位相が確定し、その他の時間の位相は不明という課題があった。このため図2の方法は運動者が通常の歩行をする限りでは適切なアシストが行えるが、テンポや歩容などが特殊な歩行への適用はむずかしい。こうした場合に適用するためには、歩容周期全区間でリアルタイムに歩容状態を推定可能とする方法が必要である。

上記課題を解決するために、圧力情報から歩容状態を推定する、空気圧リザーバコンピューティングを提案した⁶⁾⁻⁸⁾。リザーバとはニューロン同士をランダムに結合したニューラルネットワークであり、入力からリザーバによって過去の入力を反映した多様な信号が生成され、出力はリザーバが生成した信号の線形和で与えられる。学習ではネットワークの重みは固定とし、この線形和の重みのみを計算するため、小さな計算コストで複雑な入出力関係をモデル化できる。さらに、学習を必要としないリザーバ部を何らかの複雑な非線形応答を示す物理系(物理リザーバ)に置き換えた手法が物理リザーバコンピューティングである。われわれが提案する空気圧リザーバコンピューティングでは、歩容アシストスーツに含まれる人工筋と空気圧配管を互いに結合

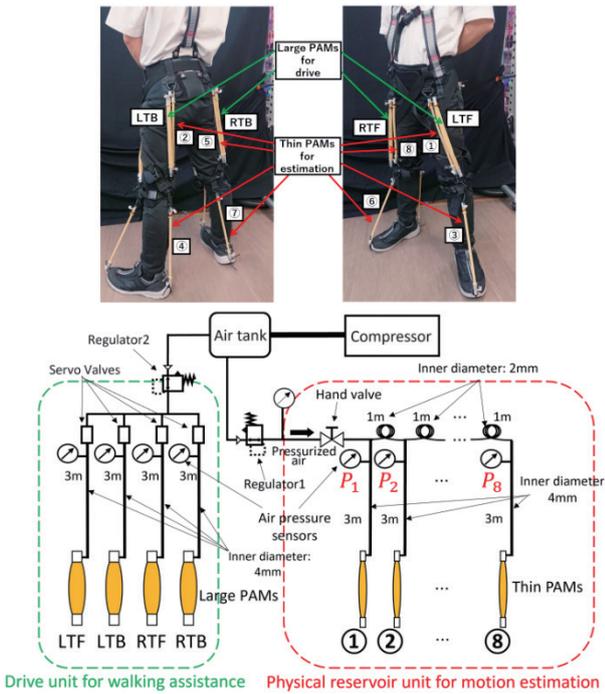


図4 空気圧リザーバーを有する歩容アシストスーツの構成⁸⁾

し、一つの大きな空気圧管路系として、これを物理リザーバーとして利用する。スーツの空気室に圧縮空気を充填した状態で装着者が歩くことで、空気室の内圧変化と空気の流れが発生し、過去の状態を反映する圧力応答が得られる。この圧力値の線形和を出力とし、その重みを最小二乗法などで調整することで、システムの動作推定や制御を行うことを試みた。

これまでに、腰関節の角度推定⁶⁾、腰と膝の多関節角度推定⁷⁾、腰角度推定値を用いたスーツ駆動実験⁸⁾などを行った。このうち、駆動実験で用いたスーツの構成を図4に示す。運動支援に使用する駆動用大径人工筋は左右の大腿部正面と背面に合計4つ装着する。これに加え、空気圧リザーバーを構成する小径人工筋を8本、大腿部と下腿部正面と背面に装着する。リザーバーの人工筋を小径としたのは、状態推定のためにつねに加圧状態にする必要があり、その収縮力を小さくし歩容を妨げないようにするためである。図4の構成のスーツを用いて、時速1から4 km/hでのトレッドミル歩行時の大腿部角度軌道を学習用データとして用い、重みを調整した。学習後、歩行中の腰関節角度のリアルタイム推定が可能となった。この角度推定値を用いてスーツを駆動したところ、大腿部人工筋の正面と背面の加圧状態が所望のタイミングで切り替わったことを実験で確認した。

2.3 運動教示システム

当研究室では歩容アシストスーツ関連の研究を多く実施しているが、他にもさまざまなタイプの空気圧

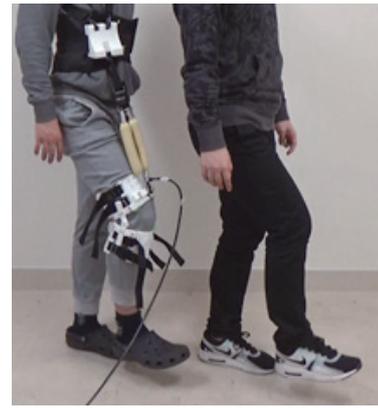


図5 リーダー・フォロワー型の下肢運動支援システム⁹⁾

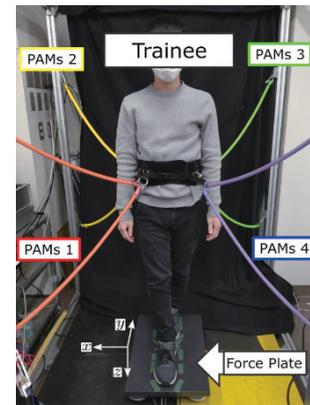


図6 腰部へ外力を与えるバランストレーニングシステム¹²⁾

駆動式の身体運動支援システムを研究開発している。

たとえば、運動者に視覚刺激と力覚刺激を同時に提示し、効率的な運動教示を行うリーダー・フォロワー型の下肢運動支援システムを提案した⁹⁾¹⁰⁾。図5に股関節の運動を教示するシステムを示す。図5左はアシスト装置を装着した学習者、右は手本の運動を行う教師である。アシスト装置は腰サポータと膝サポータとその間をつなぐ2本の空気圧ゴム人工筋で構成される。股関節を曲げる際に、空気圧ゴム人工筋を加圧して収縮させることで腿上げ動作を補助する。このシステムでは、教師の股関節動作をモーションキャプチャシステムで測定し、また脚部筋電位を筋電計で測定する。教師の脚部筋電位を事前に学習したリカレントニューラルネットワークへ入力し、教師の0.3s未来の姿勢を予測する。この予測した教師の姿勢情報と人工筋のモデルを用いて、運動の遅れを補償する目標圧力を算出し、人工筋を駆動する。下肢運動支援システムの性能検証のために教師の腿上げ往復動作を学習者へ教示する実験を実施した結果、運動の予測がある場合に教師の運動に対する学習者の運動の遅れが減少した。

2.4 全身運動トレーニング装置

最後に、人工筋を用いた全身運動トレーニング装

置を紹介する¹¹⁾¹²⁾。図6は腰部へ外力を与えるバランストレーニングシステムである¹²⁾。この装置は長い人工筋8本の両端を運動者の腰部サポータと周囲の剛体フレームに固定し、運動者へ柔軟で安全な負荷を与える。腰部へ3次元空間上の任意の方向へ予測困難な負荷を与えることが可能であり、これにより運動者の筋力系と神経系を総合的に強化する。実験では図6のようなタンデム立位（足を前後一直線に並べる立位）を取る運動者へ前後左右ランダムな順番で負荷を与え、フォースプレートで床反力中心の軌道を計測し、重心バランスを評価した。完全にランダムな順番で負荷を与えたグループと、トレーニングの初期に計測結果から苦手な負荷方向を判定してその方向へ重点的に負荷を与えたグループの結果を比較した。実験の結果から、負荷の与え方によって選択的にバランス指標を改善できることを確認した。

3. おわりに

本稿では、当研究室で開発した身体運動支援システムについて解説させていただいた。健康ブームを背景に幅広い年齢層のトレーニング需要が高まっている今、空気圧アクチュエータを用いたトレーニング装置はクリーンかつ柔軟安全という明確なメリットがあり、社会課題解決に向けて貢献できる可能性を感じている。当研究室以外にも、本学会に参加するさまざまな研究室から魅力的な運動支援システムが多く提案されており、今後ますますこの分野が盛り上がっていくことを願う。

参考文献

1) Miyazaki, T. et al. : Underwater Walking Using Soft Sensorless Gait Assistive Suit, in Proc. IEEE/SICE Int. Symp. Syst. Integr. (SII), p. 237-242 (2019)

2) Miyazaki, T. et al. : A Motion Control of Soft Gait Assistive Suit by Gait Phase Detection Using Pressure Information, Appl. Sci., Vol. 9, No. 14, p. 2869 (2019)

3) Miyazaki, T. et al. : Leg Load Increase Training Using Soft Gait-assistive Suit and Its Experimental Validation, Sensors Mater., Vol. 32, No. 3, p. 1051-1064 (2020)

4) Miyazaki, T. et al. : Running Motion Assistance Using a Soft Gait-assistive Suit and Its Experimental Validation, IEEE Access, Vol. 9, p. 94700-94713 (2021)

5) Perry, J. et al. : Gait analysis : Normal and pathological function, SLACK INC. (2010)

6) Kawase, T. et al. : Pneumatic Reservoir Computing for Sensing Soft Body : Computational Ability of Air in Tube and Its Application to Posture Estimation of Soft Exoskeleton, Sensors Mater., Vol. 33, No. 8, p. 2803-2824 (2021)

7) Hayashi, H. et al. : Multi-Joint Motion Estimation of a Soft Gait Assistive Suit Using Pneumatic Reservoir Computing, in Proc. IEEE/SICE Int. Symp. Syst. Integr. (SII), p. 578-584 (2022)

8) Hayashi, H. et al. : Online Assistance Control of a Pneumatic Gait Assistive Suit Using Physical Reservoir Computing Exploiting Air Dynamics, in Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Autom. (ICRA), p. 3245-3251 (2022)

9) Tagami, T. et al. : Development of Master-slave Type Lower Limb Motion Teaching System, in Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. Intel. Robot. Sys. (IROS), p. 2762-2767 (2018)

10) Kawase, T. et al. : Effect of Electromyography Signals on Single Joint Motion Forecasting, Sensors and Materials, p. 967-980 (2020)

11) Ito, S. et al. : Development of a Whole Body Training Device by Multi-directional Force Input Using Pneumatic Artificial Muscles, in Proc. The JFPS International Symposium on Fluid Power HAKODATE 2020, p. GS3-03 (2021)

12) Miyazaki, T. et al. : Adapting Balance Training by Changing the Direction of the Tensile Load on the Lumbar Region, Journal of Robotics and Mechatronics, Vol. 34, No. 6, p. 1361-1370 (2020)

(原稿受付 : 2023年2月13日)

解説

油圧を用いた短下肢装具の開発

著者紹介



やまもと すみこ
山本澄子

国際医療福祉大学大学院
〒107-8402 東京都港区赤坂4-1-26
E-mail: sumiko-y@iuhw.ac.jp

慶應義塾大学大学院工学研究科修了。東京都補装具研究所研究員。東北大学医学部助教授などを経て2000年より現大学院教授。高齢者、障がい者の動作分析、義肢装具の開発に従事。バイオメカニズム学会、日本義肢装具学会、国際義肢装具連盟などの会員。工学博士。

1. はじめに

近年、科学技術を利用した歩行補助具の開発が盛んにおこなわれている。筆者はバイオメカニクス（生体力学）が専門であり、モーションキャプチャを使用した歩行計測によって1990年代より脳卒中患者の歩行分析を行ってきた。歩行補助具の一つである短下肢装具の開発を目的として歩行分析の結果から必要な機能を明らかにし、必要な機能をもつ機械部品として油圧ダンパーを使うこととなった。結果として、これまで義肢装具の業界であまり使われてこなかった油圧ダンパーが歩行補助に役立つことが明らかになり、開発した短下肢装具はグッドデザイン賞（2006年）、レッドドットアワード（2006年）、文部科学大臣表彰（2011年）を受賞した。本稿ではこれまでの経験を活かして、短下肢装具に求められる機能、装具開発の経緯、油圧ダンパーを使用することの利点と今後の展望について述べたいと思う。下肢装具は足関節だけでなく膝の補助も行う長下肢装具と足関節だけの補助を行う短下肢装具に分けられるが、ここでは短下肢装具（以下、装具）のみを対象として述べる。

2. 人はどのように歩いているか

歩行は床を蹴って前に進む動きであり、床を蹴る力が歩行能力に大きく関係するといわれている。高齢者や障害のある方が速く歩けないのは床を蹴る力の不足であり、この力を補助することで歩行能力が

改善するという考えに基づいて多くの歩行補助具が開発されている。平地歩行において、ふくらはぎの筋による床を蹴る力と股関節まわりの足を振り出す筋の働きが重要であるが、これら以外にも歩行中の足のつき方や正しい姿勢を保つための身体機能が必要である。ここでは装具で補助ができる足関節まわりの筋活動を中心に歩行中の筋活動について述べる。

歩行中の筋活動の前にまず筋の活動様式について説明する。図1のように手に錘をもった状態を考えてみよう。このとき働いているのは肘を曲げる筋である上腕二頭筋であり、図1aのように錘を保持しているときは筋の長さが一定であり、この状態を等尺性収縮とよぶ。図1では、関節の動きの方向を白の矢印で示す。図1bは錘をもちあげながら肘を屈曲していく場合で、このとき上腕二頭筋は短縮しながら力を発揮している。これを短縮性収縮（求心性収縮）とよぶ。図1cでは錘に加わる重力によって伸ばされる肘の動きにブレーキをかけながら徐々に肘を伸ばしていく状態で、上腕二頭筋は伸長されながら力を発揮している。これを伸長性収縮（遠心性収縮）とよぶ。求心性収縮の補助はモーターなど外部のエネルギーが必要であるが、遠心性収縮は油圧ダンパー、ばねなどの受動要素で補助することができる。

つぎに歩行中の足関節まわりの筋活動と関節の動きを考えてみる。足関節の動きはつま先を下げる方向を底屈（ていくつ）、つま先を上げる方向を背屈（はいくつ）とよび、つま先を下げる働きをするふくらはぎの筋（底屈筋）とつま先を上げる脛（すね）の筋（背屈筋）がある。底屈筋は大きな筋力が必要なため発達しているが、背屈筋は底屈筋と比較

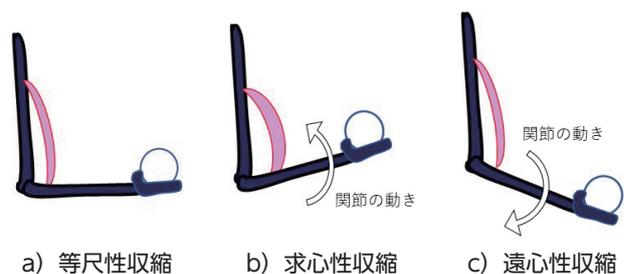


図1 筋の活動様式



図2 歩行中の筋活動

して小さい筋である。歩行は足が床についている立脚期と足が床から離れている遊脚期に分けられ、大きな筋活動が必要なのは立脚期である。図2は足が床に接地する立脚期の開始から、つぎの接地までの歩行1周期を左から右に示している。立脚期は床に対する足部の動きから3つに機能的分類がなされ、これらはロッカー機能とよばれている¹⁾。ロッカー(rocker)は日本語では‘揺りてこ’と訳されているが、足部を中心とした下肢の前方への回転を示す。立脚期最初のロッカーは踵(かかと)を中心回転する踵ロッカー、2番目は足関節を中心とした足関節ロッカー、最後が前足部を中心とした前足部ロッカーである。図2にそれぞれのロッカーにおける足関節まわりの筋活動の方向を黒の矢印、関節の動きを白の矢印で示す。2つの矢印の方向から筋活動を考えると、踵ロッカーは背屈筋の遠心性収縮、足関節ロッカーは底屈筋の遠心性収縮、前足部ロッカーは底屈筋の求心性収縮である²⁾。歩行中の足に加わる外力は床から足底に加わる床反力である。踵ロッカーでは踵が接地してからつま先が接地するまでのわずかな時間に床反力に対抗して背屈筋が遠心性に収縮し、接地の衝撃をやわらげながら下腿の前方回転を生み出す。足関節ロッカーは足底全体が床に付いた状態で床反力によって足関節が背屈していくのを底屈筋が制動する。前足部ロッカーでは底屈筋の

求心性収縮によって床を蹴って体を前進させる。遊脚期にはつま先が床に擦ることを防ぐために背屈筋がわずかに活動してつま先を持ち上げ、これをクリアランスの確保とよぶ。

図3はモーションキャプチャで計測した通常歩行における足関節まわりの筋活動を示す関節モーメントのグラフである。関節モーメントは筋が関節を動かす力のモーメントであり、筋活動の大小を表している。グラフの横軸は踵接地を開始とした歩行1周期時間、縦軸の関節モーメントはプラスが底屈筋、マイナスが背屈筋の活動を示す。グラフより、踵ロッカーと前足部ロッカーは短時間で行われ、足関節ロッカーは時間が長い。さらに底屈筋の活動が背屈筋に比べて圧倒的に大きいことがわかる。

3. 脳卒中患者の歩行と必要な補助

脳卒中は脳梗塞や脳出血といった脳内の血管の疾患であり、寝たきりの最大要因である。下肢や上肢、言語などに後遺症が残ることが多く、リハビリテーション医療のもっとも多い対象となっている³⁾。中でも歩行障害は患者のQOLに大きく影響するため、リハビリテーション治療による歩行能力の向上は非常に重要とされている。脳卒中患者の筋活動の特徴は単に筋力が低下するだけでなく、痙性(けいせい)といわれる不随意的筋収縮や、関節まわりで相反する機能をもつ拮抗筋(きっこうきん)の同時収縮がある。歩行中もこれらの問題によって適切な筋活動がみられず、上記のロッカー機能が損なわれている。脳卒中患者の歩行を分析した多くの研究では、問題点として遊脚期のクリアランス低下によるつまずきと底屈筋の筋力低下による蹴りだしの不足と不安定があげられている。

これらを改善するために、古くから装具が使用されてきた。従来の装具は主として足関節まわりの動きを止めることで歩行中の安全性を高めることを目的に開発、使用され、装具による歩行の改善が認め

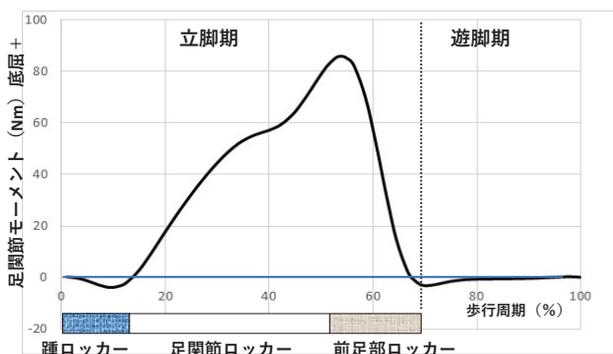
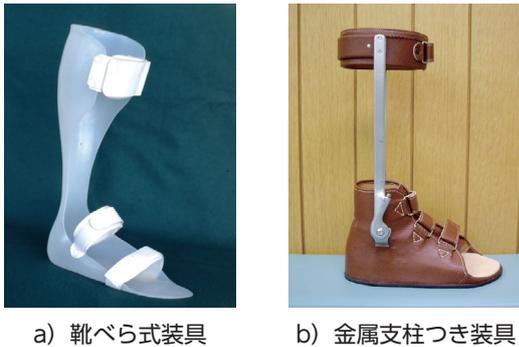


図3 歩行1周期中の足関節モーメント



a) 靴べら式装具 b) 金属支柱つき装具

図4 一般的に使用されている短下肢装具

られている。図4に最も一般的に使用されている装具を示す。図4aは靴べら式装具とよばれるプラスチック一体型の装具であり、図4bは金属支柱と足継手を使用した装具である。どちらの装具も足関節の底屈方向の動きを止めることで遊脚期のクリアランスを確保するとともに、立脚期の足関節の動きを制限して安定性向上に役立っている。歩行中の装具は足関節の動きにしたがって変形して元に戻ろうとする力を発生するが、この力は歩行中の筋活動の補助として働き、個々の患者に合わせて補助力の大きさを調節する必要があるといわれてきた。靴べら式装具ではプラスチック材料の厚さや足首部分の形状によって補助力の大きさを調節することができ、金属支柱付き装具では足継手部分の部品の調整で足関節が動く範囲を調節することができるが、いずれも調節についての基準は定められていない。

筆者は1990年代に脳卒中患者に対して装具を処方している医師から「視力検査によってメガネのレンズの度数を決めるように、歩行分析を使って個々の患者さんに適した装具の固さを調べる方法を見つけてくれないか」との依頼を受けた。そこで歩行中に装具が発生する補助力を計測して補助力の大きさが歩行に及ぼす影響を調べるために、義肢装具士の協力を得て図5に示す計測用装具を製作した。ばねを組み込んだ計測用装具は装具足継手の背屈・底屈の動きに対して力を発生し、これが筋の遠心性収縮の補助として働く。計測用装具ではばね定数の異なるばねを交換することによって、底屈筋と背屈筋に対する補助力を調節することができる。この計測用装具を使用し、計測した100名以上の脳卒中患者の歩行を計測して、補助力の違いによる歩きやすさの変化を調べた。計測用装具の改良や計測方法の検討を重ねながら数年にわたる計測を行い、歩行計測の結果だけでなく協力をいただいた脳卒中患者の感想を統合して歩行補助に必要な装具の機能を明らかにすることができた。すなわち、脳卒中患者の歩行補助で重要なのは立脚期最初の踵ロッカーにおける背屈



ばねの交換によって補助力を調整する

図5 計測用装具

筋の遠心性収縮の補助であり、適切な大きさの補助を行うことで歩行が大幅に改善することが明らかになった⁴⁾。さらに、これまで必要といわれてきた大きな力を出す底屈筋の補助は必要ないと考えた。底屈筋の補助の必要性については議論の余地があるが、少なくとも補助を必要としない脳卒中患者が多数存在すると考えている。

4. 装具の開発

歩行時の装具の変形に対する制動力が補助力として身体に作用する。装具開発の観点から上記の機能をまとめると、装具の足継手が底屈方向に動いた時には制動力を発生して制動力の大きさの調節が必要であり、背屈方向には自由に動く構造である(図6a)。必要とされる制動力のモーメントは小さいが、足関節の回転中心の近くに部品が配置されてモーメントアームが非常に小さいため、大きな力が必要である。この機能を実現するため、最初は義肢装具業界で多く使われているばねを利用した装具を開発した。開発した装具によって脳卒中患者の歩行が改善することが明らかになったが、部品が大きく重くだけでなく制動力の調節のためにばねの交換が必要であり、実用には適さないと考えた。そこで、つぎに小型軽量で大きな力を発生できる部品として、義肢装具メーカーのエンジニアから提案されたのが油圧ダンパーであった。

油圧ダンパーを組み込んだ足継手の使用によって小型軽量で大きな制動力を発生し、制動力の調節可能な装具を開発することができた(図6b)⁵⁾。図7は代表例の脳卒中患者の油圧装具の有無による足関節モーメントの比較であり、装具を使用した歩行は2週間の歩行練習後の結果である。装具なしの歩行では関節モーメントが小さいが、油圧装具による補助によって歩行周期全体の筋活動が増加していることがわかる。特に装具で補助をしていない立脚期後半の底屈筋による蹴りだしの力の増加がみられることは重要である。これらの結果から、装具に必要なのは大きな筋力の補助ではなく、立脚初期の背屈筋



本研究はNEDOの助成金によって行われました

図6 装具に必要な機能と油圧ダンパーを使用した装具

の補助によって下肢の前方回転のきっかけを作り適切な筋活動を引き出すことであるといえるであろう。

5. 油圧ダンパーの利点と今後の課題

これまで述べたように筆者らが装具の開発に油圧ダンパーを使用することになった最初の目的は単に小型軽量で大きな力を出せる部品を探すことであった。しかし、実際に油圧ダンパーを使用するとこれ以外にも多くの利点があることがわかった。1つは踵接地からつま先接地という非常に短い時間に大きな制動力を発生できることである。ばねのような弾性材料では力がない状態から瞬時に大きな力を出すためには大きなばねを使用するか、ある程度のストロークが必要であり、装具に組み込む部品としては限界がある。また、油圧ダンパーの制動力は速度に依存するため、速く歩くと大きな制動力、ゆっくりでは小さな制動力となることで、歩行補助として適切な補助ができる。さらに、オリフィスの径の調節によって簡単に制動力の調整が可能であるため、個別性の高い脳卒中患者に対して簡便に補助力の大きさを調節することが可能となった。これらの利点を生かして、油圧装具は発売以来、毎年3,000件以上販売され、特に歩行の改善に力を入れている病院などでは処方数が多い。筆者は装具のエビデンスを蓄積するために油圧装具と他の装具の脳卒中患者の歩行に対する影響を比較した論文を執筆するとともに

に⁶⁾、主に理学療法士を対象として歩行のバイオメカニクスに関するセミナーや講演による普及活動を行っている。

高齢者の増加や加齢に伴う疾患の増加によって、歩行に限らず人の動きを補助する道具の需要は今後、さらに増加すると考えられる。本稿で述べたように、必要とされる機能は必ずしも大きなパワーの補助ではなく、滑らかな歩行に必要な小さな補助で大きな変化を得ることができる。個人的には人の動きの補助は複雑な制御ではなくシンプルな構造のものが望ましいと考えるが、実際のデータに基づいて真に必要な補助は何かを考えることによって、今後、油圧システムを利用した有用な機器が開発されることを期待している。

文献

- 1) Perry J and Burnfield JM: Gait Analysis -Normal and Pathological Function 2nd edition, SLACK, 2010
- 2) 山本澄子 他：基礎バイオメカニクス 第2版, 医歯薬出版, 2015
- 3) 内閣府ホームページ：令和4年度版高齢者白書 第2節 高齢者の暮らしの動向 2健康・福祉：https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2022/gaiyou/pdf/1s2s.pdf
- 4) Yamamoto S., et al.: Quantification of the Effect of the Mechanical Property of Ankle-foot Orthoses on Hemiplegic Gait, Gait & Posture, Vol. 1, No. 1, 27-34, 1993
- 5) Yamamoto S. et al.: Development of an ankle-foot orthosis with an oil Prosthetics and Orthotics International, 29(3), 209-219, 2005
- 6) Yamamoto S., et al., Ankle-foot orthosis with an oil damper versus nonarticulated ankle-foot orthosis in the gait of patients with subacute stroke : a randomized control trial, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. http://doi.org/10.1186/s12984-022-01027-1, 2022

(原稿受付：2023年2月7日)

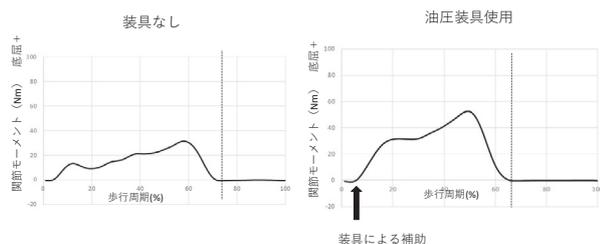


図7 脳卒中患者の足関節モーメント

解説

マイクロ流体システムを用いた細胞融合

著者紹介

とつ とり なお とも
鳥取直友九州大学大学院工学研究院機械工学部門
〒819-0395 福岡県福岡市西区元岡744
E-mail : tottori@mech.kyushu-u.ac.jp

2018年9月に東京工業大学博士課程修了，その後，東京工業大学科学技術創成研究院未来産業技術研究所特任助教を経て，2020年4月より，九州大学大学院工学研究院機械工学部門助教現在に至る。博士（工学）。

やま にし よう こ
山西陽子九州大学大学院工学研究院機械工学部門
〒819-0395 福岡県福岡市西区元岡744
E-mail : yoko@mech.kyushu-u.ac.jp

2003年ロンドン大学インペリアルカレッジ博士課程修了（Ph.D.（工学））その後，東北大学大学院工学研究科助教，JSTさきがけ専任研究員，名古屋大学大学院工学研究科准教授などを経て2016年4月より九州大学大学院工学研究院機械工学部門教授となり現在に至る。

1. はじめに

異種の細胞を融合して作製した融合細胞（ハイブリドーマ）は，単一細胞では得られない機能を発現するため，医学・生化学などの基礎研究，再生医療等の分野へと応用されている。たとえば，抗体産生細胞とミエロマ細胞の融合による，モノクローナル抗体の産生能と無限増殖能を有するハイブリドーマの作製¹⁾，植物の細胞（プロトプラスト）同士の融合による，新たな種類の植物の作出²⁾，胚性幹細胞（ES細胞）と体細胞の融合による，体細胞の初期化³⁾や，樹上細胞とがん細胞の融合による，細胞ワクチンの作製⁴⁾に関する事例が報告されている。

上述した融合細胞を作製する際に用いられている，細胞膜の融合手法には，センダイウイルス（HVJ）法⁵⁾，ポリエチレングリコール（PEG）法⁶⁾や電氣的融合法⁷⁾があるが，これらの手法を用いた細胞の膜融合のプロセスは，一般にバルクに対するバッチ処理であるため，融合する細胞の種類や数はランダムとなり，目的の異種細胞同士が1対1で融合する確率は0.1～1%程度と非常に低い⁸⁾。一方で，近年

では，マイクロ流路を用い，融合対象の細胞を1対1でペアリングし，融合細胞を作製する事例が報告されており⁹⁻¹¹⁾，従来のバッチ法と比べて，高効率に標的細胞同士の融合が可能となっている。本稿では，マイクロ流路を用いた細胞融合技術について，近年の著者らの研究成果を交えて紹介する。

2. マイクロ流路を用いた従来の細胞融合技術

マイクロ流路を用いた細胞融合技術は，近年多数提案されており，既報の細胞融合マイクロ流体デバイスの多くは，微細な構造物を用いて細胞を捕捉した後，各種刺激（HVJ，PEG，電気）によって，細胞膜を融合することで，融合細胞の高効率な作製を可能としている。これまでに報告されている微細構造を用いた細胞融合マイクロ流体デバイス（図1）の事例について，以下でいくつか紹介する。

(i) マイクロオリフィスを用いた細胞融合

マイクロオリフィス（図1a）を用いた，異種細胞の高効率な捕捉・融合デバイスが近年提案されている¹²⁻¹⁴⁾。本マイクロ流体デバイスは，2種の細胞を個別に流路へと導入するための2つの導入口と溶液排出用の出口との間に，マイクロオリフィス（幅：数 μm ）を有する絶縁体からなる隔壁を流路中央に設けた直線流路と，流路側壁に沿って並行に配置された電極から構成される。デバイスに交流電圧を印加すると，誘電泳動によって電界が集中しているマイクロオリフィスに細胞が移動し，捕捉されることで，標的の細胞同士が1対1にペアリング（ペアリング効率：95%～100%）され，その後，パルス電圧を印加することにより，細胞膜が接触してい

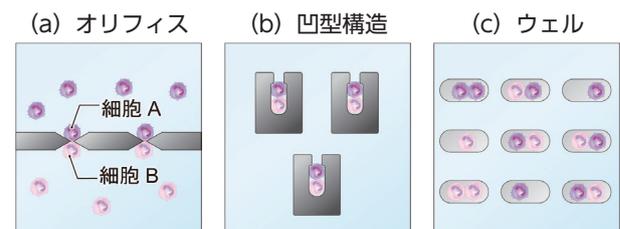


図1 微細構造物を用いた細胞のペアリング技術。(a) オリフィス，(b) 凹型構造，(c) ウェルを用いた細胞捕捉。

るマイクロオリフィス（電界集中か所）において膜融合（融合効率：>95%）が生じ、高効率な融合細胞の作製が可能となる¹³⁾。

また、スループットを向上させるために、シート上にマイクロオリフィスを多数配列したデバイスも提案されている。テーパー形状のマイクロオリフィス（大径23 μm 、小径5 μm ）を50 μm 間隔で6 \times 10³個配列したオリフィスシート（直径4 mm）を、絶縁体であるポリイミドシート上にエッチングにより作製し、シートの上に、ポリジメチルシロキサン（PDMS）製のスペーサ（厚み：200 μm ）を配置し、透明な酸化インジウムスズ（ITO）電極がコートされたガラス基板で挟んだ構造となっている。本デバイスを用いた、オリフィスへの細胞の1対1のペアリング効率は、80%以上、融合効率は、78~90%を達成している¹⁴⁾。

(ii) 凹型構造を用いた細胞融合

流体操作のみで異種の細胞を高効率にペアリングするために、流路中に凹型のトラップ構造（図1b）を多数配列したマイクロ流路デバイスが提案されている^{15,16)}。マイクロ流路へと1種類目の細胞を導入し、凹型構造物へと捕捉した後、2種類目の細胞を導入し、1種類目の細胞が捕捉された構造物へと捕捉することで、異種の細胞の1対1のペアリングを行う。その後、PEGやウィルスを含んだ溶液を導入、または、パルス電圧を印加することによって、ペアリングした細胞の膜を融合し、高効率に融合細胞の作製を可能としている。Voldmanらが2009年に報告したデバイスでは、凹型構造物を約6000個配列し、ペアリング効率は最大で70%、膜融合の効率は最大で89%を達成している¹⁵⁾。また、2014年に同グループから、細胞の変形を利用して捕捉する凹型構造物を、750~950個配列したデバイスが提案され、迅速な溶液置換による細胞融合が可能となり、ペアリング効率は最大で80%、膜融合の効率は最大で95%を達成している¹⁶⁾。

(iii) マイクロウェルを用いた細胞融合

上記の他、近年では、ウェルアレイ（図1c）を用いた、異種細胞の高効率な捕捉・融合デバイスが提案されている^{17,18)}。例えば、2段階の遠心分離によりウェルアレイチップに異種細胞を捕捉、ペアリングした後、融合する手法が報告されている¹⁷⁾。本手法では、円錐状のマイクロウェル（直径20 μm 、深さ40 μm ）を配列したチップ（1 cm \times 1 cm、9600ウェル）を遠心管に設置し、1種類目の細胞が懸濁された溶液を遠心管に入れ、遠心分離によりウェルアレイに1種類目の細胞を捕捉する。その後、チップを遠心管から取り出し、洗浄した後、新たな

遠心管にチップを設置し、2種類目の細胞が懸濁された溶液を遠心管に入れた後、遠心分離により細胞を捕捉する。このように比較的単純なプロセスで、異種の細胞のペアリングを可能とし、ペアリングした細胞にPEGを添加することで、細胞融合を行っている。本手法を用いたペアリング効率は、最大で約60%、融合効率は約15%を達成している。

また、マイクロ流路の底面と上面にウェルアレイを配置することで、細胞の捕捉・融合、および個々の融合細胞を流路内で隔離して培養を行う事例が報告されている¹⁸⁾。本デバイスは、流路底面に細胞の捕捉・融合用の電極を有するウェルアレイ、および底面のウェルに対応した細胞培養用のウェルアレイを流路上面に配置した構造となっている。本デバイスでは、誘電泳動により、底面のウェルアレイに細胞を捕捉した後、電圧印加またはPEGを添加することにより細胞を融合し、融合後の細胞は、流路上面のウェルへとデバイスを反転させることにより移動させ、流路内での培養を可能としている。本手法を用いた細胞のペアリング効率は約78%、細胞の融合効率は、電圧印加、およびPEG添加の場合において、それぞれ約26%と21%を達成しており、融合後の細胞は流路内で増殖、移動する様子が確認されている。

一方で、上述した微細構造物を用いた細胞融合方法では、細胞の種類やサイズに応じた構造物の設計が必要となるほか、融合細胞を流路外に速やかに回収し観察することが難しく、また、作製可能な融合細胞の数が構造物の数に制限されるため、融合細胞をハイスループットに作製するといった応用には適していない等の課題がある。

3. 微小液滴を用いた細胞融合技術

近年、微細構造を用いない細胞の融合方法として、微小液滴を用いた手法が提案されており¹⁹⁾、上述した従来の構造物を用いた融合技術における課題を解決できる手法として期待されている。一方で、既報の手法では、細胞のサイズに対して大きい液滴に細胞を封入しているため、電圧印加により細胞膜を融合する際に、細胞同士の膜の接触が保持されておらず、また、生成液滴の中には細胞が0個（未封入）、1個、3個以上が封入されている液滴も混在しているため、高効率な2細胞の融合、および目的の融合細胞の高効率な回収には至っていない。

そこで近年、著者らは、細胞と同程度の微小液滴に細胞を封入し、液滴を細胞の融合場とすることで、細胞の種類やサイズによらず、連続的に細胞をペアリング・融合した後、速やかに融合細胞を回収し、観察可能とする新たなマイクロ流体システムを提案

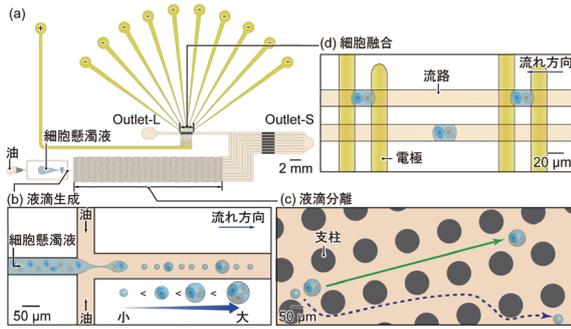


図2 微小液滴を用いた細胞融合マイクロ流体システムの概要図。(a) デバイス全体図, (b) 細胞内包液滴生成流路, (c) 液滴分離流路, (d) 電圧印加流路

している^{20,21}。本マイクロ流体システムは、細胞封入数に応じて異なるサイズの液滴を生成する十字型の液滴生成流路（幅：50–75 μm ，流路高さ：25 μm ），マイクロピラーアレイ^{22,23}（分離直径： $D_c = 30 \mu\text{m}$ ）を用いて細胞内包液滴と未内包液滴をサイズに基づいて分離する液滴分離流路，および細胞封入液滴に電圧を印加し細胞を融合する電圧印可流路（電極幅，電極間距離：20 μm ，電極対：10対）から構成され（図2），連続的な融合細胞の作製・回収を可能としている。

マイクロ流体デバイスは、流路パターンを鋳型から転写したシリコン樹脂（PDMS）基板と電極をパターンニングしたガラス基板をプラズマ処理により接合することで作製した。連続相（油相）にはエステル油に界面活性剤を添加した溶液，分散相（水相）には蛍光試薬（CellTracker, Hoechst 34580）により細胞質，核を個別に染色したマウス線維芽細胞（NIH-3T3）を融合用バッファーに1対1の割合で懸濁した溶液（最終濃度： $1.0 \times 10^7 \text{ cells/mL}$ ）を用いた。

液滴生成の様子を図3に示す。連続相と分散相の流量を適切に設定した際、均一なサイズの液滴（未内包液滴）が規則的に生成される様子が観察された（図3a）。また、細胞が封入される際には、細胞の周囲にバッファーの薄膜が形成されることで、未内包液滴（直径 $\sim 20 \mu\text{m}$ ）に比べてサイズの大きな細胞内包液滴（直径30–40 μm ）が生成される様子が観察された（図3bc）。生成液滴の直径と生成レートを測定したところ、未内包液滴は、 $20 \pm 1 \mu\text{m}$ （9500 droplets/s），1細胞内包液滴は、 $32 \pm 2 \mu\text{m}$ （130 droplets/s），2細胞内包液滴は、 $36 \pm 2 \mu\text{m}$ （8 droplets/s）であり、細胞の内包数の増加に伴い液滴の直径が大きくなることが確認された。

マイクロピラーアレイへと導入された液滴の様子を図4aに示す。液滴生成部にて生成された液滴は、

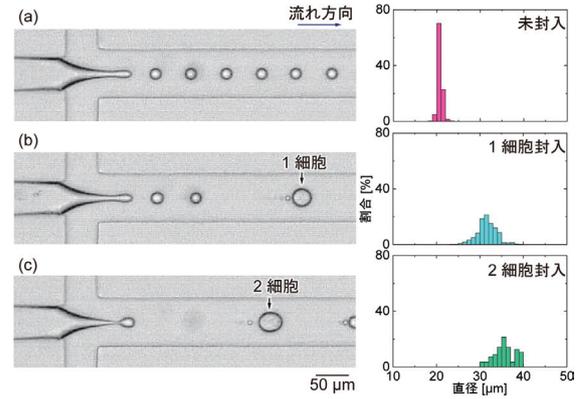


図3 液滴生成の様子と生成液滴のサイズ分布。(a) 未封入液滴生成, (b) 1細胞封入液滴生成, (c) 2細胞封入液滴生成。

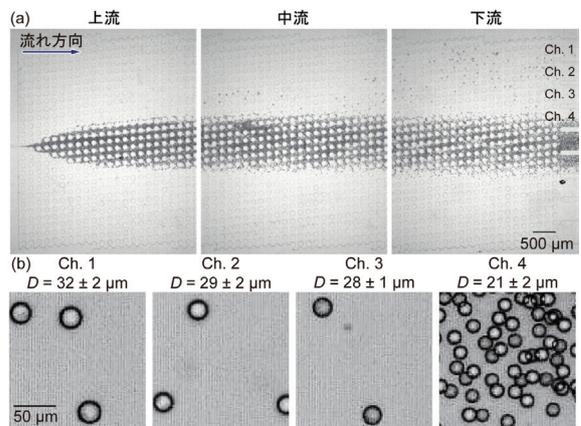


図4 マイクロピラーアレイを用いた液滴分離の様子。(a) マイクロピラーアレイ（上流，中流，下流）を流れる液滴の様子。(b) 各チャネル（Ch. 1, Ch. 2, Ch. 3, Ch. 4）から回収された液滴の様子と平均直径。

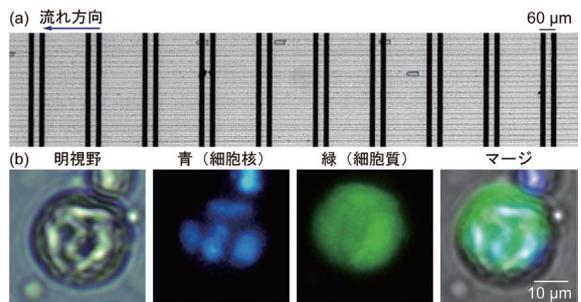


図5 電極配列流路による液滴への電圧印加。(a) 電極配列流路を流れる液滴の様子。(b) 電圧印可後の回収した細胞内包液滴の様子。

マイクロピラーアレイの中央から流入した後、液滴生成流路とマイクロピラーアレイの接続部における流路幅の拡大に伴って流速が低下し、液滴同士が衝突することで液滴の流入幅が広がる様子が観察された。また、マイクロピラーアレイの中流，下流域においては、ピラー配列の傾き方向へ斜行する液滴と流れ方向に直進する液滴が観察された。マイクロピラーアレイでの液滴分離を評価するために、マイク

ロピラーアレイの終端部において流れ方向に対して左側から順に4つの流路(Ch. 1~Ch. 4)から回収される液滴のサイズを測定した。Ch. 1~Ch. 4から回収された液滴の直径は、それぞれ $32 \pm 2 \mu\text{m}$, $29 \pm 2 \mu\text{m}$, $28 \pm 1 \mu\text{m}$, $21 \pm 2 \mu\text{m}$ であり(図4b), D_c ($30 \mu\text{m}$)に基づいて液滴が分離されていることが確認された。

分離された液滴は、電極配列流路へと流入し、電極上を通過後に出口から順次排出される様子が確認された(図5a)。回収液滴を観察した結果、液滴に封入された細胞の核(青蛍光)と細胞質(緑蛍光)から共に蛍光を示す細胞が確認され、液滴内で細胞が融合していることが示唆された(図5b)。

4. おわりに

本稿では、マイクロ流路を用いた従来の細胞融合技術について概説した後、著者らが近年報告している細胞内包液滴を用いた細胞融合技術について紹介した。マイクロ流路を用いた細胞融合技術は、従来のバッチ処理とは異なり、異種の細胞を1対1で高効率にペアリングし、融合することが可能であるといった利点を有しており、医学・生化学などの基礎研究、再生医療等のさまざまな分野への応用が期待されている。一方で、従来のマイクロ流路を用いた細胞融合手法の多くは、構造物を用いて細胞を捕捉・融合させるため、細胞の種類やサイズに応じた構造物の設計が必要、融合細胞を流路外に回収し観察することが難しい、また、作製可能な融合細胞の数が構造物の数に制限されるため、融合細胞をハイスループットに作製するといった応用には適していない等の課題がある。そこで著者らは近年、細胞と同程度の微小液滴に細胞を封入し、液滴を細胞の融合場とすることで、細胞の種類やサイズによらず、連続的に細胞をペアリング・融合した後、速やかに融合細胞を回収し、観察可能とする新たなマイクロ流体システムの構築を進めており、液滴内において細胞を融合することに成功している。今後は、回収した細胞の詳細な評価、高効率な融合細胞の作製に必要な条件検討を進め、さまざまな細胞の融合を可能とする汎用性の高いシステムの実現をめざしている。微小液滴を用いた細胞融合技術は、従来の微細構造を用いた手法にはない特長を有しているため、今後の各種要素技術の開発次第で、医学・生化学などの基礎研究、再生医療等の分野におけるさらなる応用が期待される。

参考文献

- 1) S. K. Dessain, S. P. Adekar, J. B. Stevens, K. A. Carpenter, M. L. Skorski, B. L. Barnoski, R. A. Goldsby and R. A. Weinberg, *J. Immunol. Methods*, 291, 109-122 (2004)
- 2) M. Sencia, J. Takeda, S. Abe and T. Nakamura, *Plant Cell Physiol.*, 20, 1441-1443 (1979)
- 3) M. Tada, Y. Takahama, K. Abe, N. Nakatsuji and T. Tada, *Curr. Biol.*, 11, 1553-1558 (2001)
- 4) R. J. Orentas, D. Schauer, Q. Bin and B. D. Johnson, *Cell. Immunol.*, 213, 4-13 (2001)
- 5) Y. Okada, *Exp. Cell Res.*, 26, 98-107 (1962)
- 6) R. L. Davidson, K. A. O'Malley and T. B. Wheeler, *Somatic Cell Genet.*, 2, 271-280 (1976)
- 7) G. Pilwat, H.-P. Richter and U. Zimmermann, *FEBS Lett.*, 133, 169-174 (1981)
- 8) C. L. Afonso, K. R. Harkins, M. A. Thomas-Compton, A. E. Krejci and D. W. Galbraith, *Nat. Biotechnol.*, 3, 811-816 (1985)
- 9) N. Hu, J. Yang, S. W. Joo, A. N. Banerjee and S. Qian, *Sens. Actuators B Chem.*, 178, 63-85 (2013)
- 10) F. W. Y. Chiu, H. Bagci, A. G. Fisher, A. J. deMello and K. S. Elvira, *J. Chem. Technol. Biotechnol.*, 91, 16-24 (2016)
- 11) K. S. Zhang, A. V. Nadkarni, R. Paul, A. M. Martin and S. K. Y. Tang, *Chem. Rev.*, 122, 7097-7141 (2022)
- 12) M. Gel, S. Suzuki, Y. Kimura, O. Kurosawa, B. Techaumnat, H. Oana and M. Washizu, *IEEE Trans. Nanobioscience*, 8, 300-305 (2009)
- 13) M. Gel, Y. Kimura, O. Kurosawa, H. Oana, H. Kotera and M. Washizu, *Biomicrofluidics*, 4, 022808 (2010)
- 14) Y. Kimura, M. Gel, B. Techaumnat, H. Oana, H. Kotera and M. Washizu, *Electrophoresis*, 32, 2496-2501 (2011)
- 15) A. M. Skelley, O. Kirak, H. Suh, R. Jaenisch and J. Voldman, *Nat. Methods*, 6, 147-152 (2009)
- 16) B. Dura, Y. Liu and J. Voldman, *Lab Chip*, 14, 2783-2790 (2014)
- 17) L. Huang, Y. Chen, W. Huang and H. Wu, *Lab Chip*, 18, 1113-1120 (2018)
- 18) W. He, L. Huang, Y. Feng, F. Liang, W. Ding and W. Wang, *Biomicrofluidics*, 13, 054109 (2019)
- 19) R. M. Schoeman, W. T. E. van den Beld, E. W. M. Kemna, F. Wolbers, J. C. T. Eijkel and A. van den Berg, *Sci. Rep.*, 8, 3714 (2018)
- 20) N. Tottori, S. Sadamichi, S. Sakuma, T. Tsubouchi and Y. Yamanishi, *IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, 7917-7922 (2022)
- 21) N. Tottori, S. Sadamichi, S. Sakuma, T. Tsubouchi and Y. Yamanishi, *26th Int. Conf. Miniaturized Syst. Chem. Life Sci. (MicroTAS 2022)*, 799-800 (2022)
- 22) L. R. Huang, E. C. Cox, R. H. Austin and J. C. Sturm, *Science*, 304, 987-990 (2004)
- 23) N. Tottori, T. Hatsuzawa and T. Nisisako, *RSC Adv.*, 7, 35516-35524 (2017)

(原稿受付: 2023年4月10日)

空気圧を利用したリハビリテーションデバイス

著者紹介



たか いわ まさ ひろ
高岩昌弘

徳島大学大学院社会産業理工学研究部
〒770-8506 徳島市南常三島町2-1
E-mail: takaiwa@tokushima-u.ac.jp

1992年岡山大学大学院工学研究科生産機械工学専攻修了。同年同大学助手、准教授を経て、2015年徳島大学教授。空気圧駆動システムの高機能化に関する研究に従事。日本フルードパワーシステム学会、日本機械学会、日本ロボット学会などの会員。博士（工学）。

1. はじめに

現在、日本では人口の28%が高齢者であり今後も高齢化率は増加傾向にある。また、加齢だけでなく事故などの要因により身体機能に障害を持つ患者数が増加している¹⁾。さまざまな研究機関等で高齢者や身体障害者の低下した身体機能を向上させるためのリハビリテーション装置の開発が進められている²⁾⁻⁴⁾。

空気圧駆動システムをリハビリテーションデバイスとして利用する際のメリットとして以下が考えられる。

- ① パワーレベルが人のそれと同程度であることから、基本的に人間支援機器として有用である。
- ② 空気圧システムは出力/重量比が高いため、ウェアラブルデバイス（装着型リハビリデバイス）としての利用が可能である。
- ③ 位置サーボ系を構成した場合でも、中～高周波数域においてはアクチュエータ自身の柔軟性が支配的となり、低インピーダンス特性となる。これは人との衝突時にも大きな反力を生じず、安全機能として作用する。
- ④ ダイレクトドライブ方式が多いことと、上記③のサーボ特性により、空気圧アクチュエータは容易にバックドライブするため、緊急回避動作が可能であり、安全機能として作用する。
- ⑤ ④に関連して、発生力から制御量までの伝達部に外乱オブザーバを適用することで、デバイス

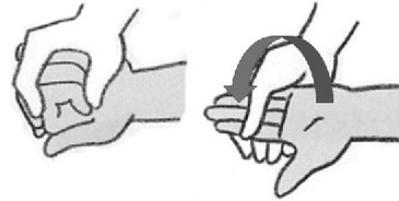
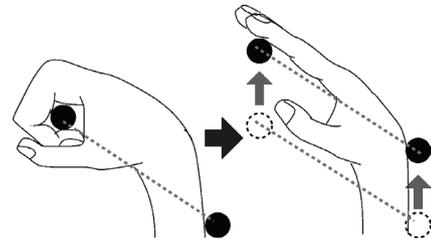
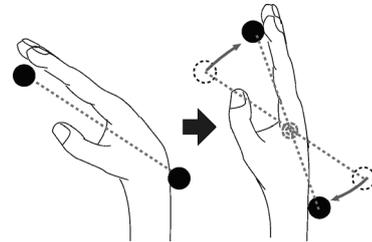


図1 理学療法士による徒手動作



(a) 併進動作



(b) 回転動作

図2 平行スティックの動作

に作用する外力を力センサを用いることなく容易に推定可能である。リハビリテーション装置では、患者からの反力に基づいた運動制御が広く実施されることから、重宝する機能である。

本稿では、日常生活で重要な働きをする手首・手指の動作に着目し、空気圧アクチュエータで駆動される平行スティックを用いた手首・手指伸展装置と、高齢者のQ.O.L.の維持向上に歩行は不可欠という観点から、新たに開発したワイヤー式空気圧シリンダを用いた足関節リハビリテーション装置について紹介する。

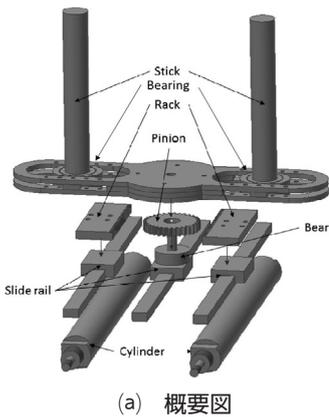
2. 空気圧駆動によるリハビリテーションデバイス

2.1 パラレルスティックを用いた空気式手首・手指リハビリテーションデバイス⁵⁾

図1は実際の理学療法士の徒手動作を示している。親指とそれ以外の指で患者の手を挟むように把持し、とう痛が生じない範囲まで手首・指を伸展させる⁶⁾。本研究ではこのような動作を疑似的に実現するために、図2に示すように2本の平行スティックを用いる方法を提案している。スティックの真上から手を差し込むことで拘縮状態でも手を開かずに装着可能である。両スティックに併進動作と回転動作、さらにはスティック間距離の調整を行わせることで図1に示す徒手動作を模擬できると考えている。

図3に示すように、平行スティックの併進と回転動作は、平行スティックのベース部に固定されたピニオンギアに対して、両側から挟み込んだラックギアを空気圧シリンダで独立に位置制御することにより得られる。また、両スティック間距離もラック&ピニオン機構により小型サーボモータで調整可能となっている。

手指の関節は、手首に近い方から、MP, PIP, DIP関節と呼ばれる。手指の伸展動作を効果的に行うには、先端のDIP関節までしっかりと伸展させることが重要である。このためには、指先に近い側のスティックが指先から外れてしまわないように、装置側から見た時の指先関節の位置を把握する必要がある。



(a) 概要図



(b) 装着状態

図3 手首・手指伸展デバイス

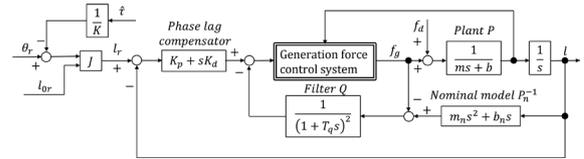


図4 位置ベース型コンプライアンス制御

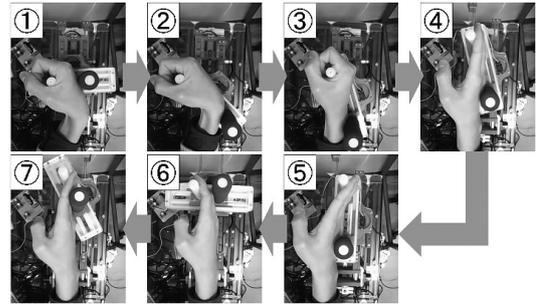


図5 手首・手指伸展動作の様子

本研究ではこれまで、USBカメラにより手の上部から撮像し、OpenGLを用いて手の輪郭を取得することで指関節位置を把握していたが、装置が大がかりとなることや環境光の影響を受けやすいという問題があった。そこで、本研究では、図4に示す位置ベース型のコンプライアンス制御系⁷⁾を適用し、スティックの回転方向に対して仮想的なバネ特性を持たせ、スティックに手の輪郭を做わせることで、指先位置の把握を行う。

図5は一連の動作を示したものである。図中の横方向(装置においては水平方向)をx軸、縦方向(装置においては奥行方向)をy軸とする。まず、①は手をスティックに差し込んだ初期状態である。このとき、差し込んだスティックのy座標とMP関節のそれがほぼ等しいことに注意する。つぎに、コンプライアンス制御を実装した状態で、もう片方のスティックに手の甲側を做わせる。この時の軌道の変曲点から、手首関節のy座標を求める。手首からMP関節までの長さ(装置においては水平方向)とMP関節から指先までの長さ(装置においては奥行方向)はほぼ等しいという人の身体的特徴⁸⁾を利用することで指先のy座標を知ることができる。これにより最初に握りこんだスティックが指先から外れることなく⑦に示すようにDIP関節まで完全に進展させることが可能となる。

2.2 空気式ワイヤーシリンダの提案

空気圧シリンダは、ほぼシリンダ長と同じ長さのストロークを確保でき、発生力もピストン位置に依らないという特徴がある反面、人間支援用アクチュエータとして見ると、人の関節はすべて回転関節であるため、直動運動を回転運動に変換する何らかの機構が別途必要となる。そこで当研究室では、図6

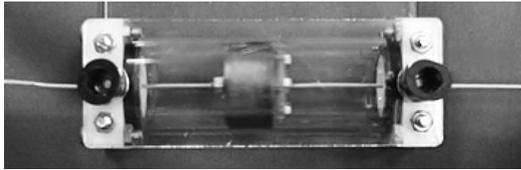


図6 ワイヤー式空気圧シリンダ

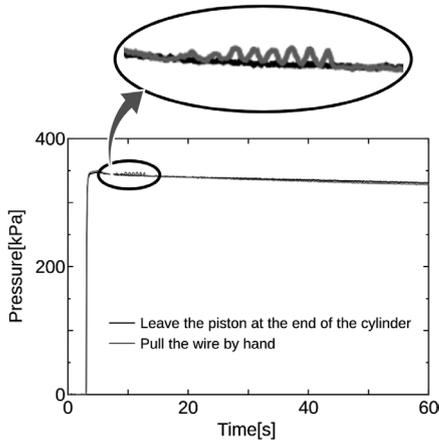


図7 エアー漏れ特性

に示すように、ピストンロッドをワイヤーに置き換えた空気式ワイヤーシリンダを企業と共同開発した。プーリーを介せば力の作用点を任意に設定できるため、取り回しを工夫すれば、狭い空間にも組み込める可能性がある。また、両シリンダ室から出たワイヤー同士を連結すれば、復動動作が行える。

図7はエアリー漏れ特性を検証した結果である。片側シリンダ室を350kPa加圧してポートを封印した状態でそのシリンダ室側のワイヤーに対して複数回引張動作を行っている。ワイヤーがシール部をしゅう動しても、シリンダ室内圧力は引張動作を行わない場合と同等であることからシール部のしゅう動によるエアリー漏れは無視できると考えられる。

2.3 空気式ワイヤーシリンダを用いた足関節リハビリテーション支援装置

提案するワイヤーシリンダを用いた、足関節部のリハビリテーション支援装置を図8に示す。復動型ワイヤーシリンダを2本用い、それぞれのシリンダで底屈・背屈と内がえし・外がえしを拮抗駆動している。ワイヤーは自由に湾曲するが軸方向に収縮しない OUTER チューブの中を通過して装着部につながっている。図8に示すように OUTER チューブの下端は下肢に固定され、4本2組のワイヤーが駆動リンクとなるパラレルリンク機構となっており、足関節周り2自由度の運動が可能である。

等張性収縮によるトレーニング効果を検証する。等張性運動とは、関節運動を伴う動的な状態での筋

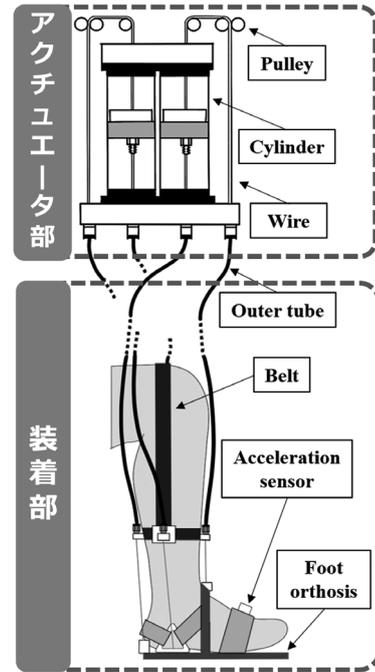


図8 足関節リハビリテーション支援装置

収縮のことで、一定の張力を負荷として与えた状態で行う。張力の方向と筋の伸縮の方向が同じものを求心性収縮、逆を遠心性収縮という。

足裏を地面に対して並行にした状態の足関節角度を70度として70度以上を背屈方向（爪先を上に向ける方向）、70度以下を底屈方向とする。底屈と背屈動作を1周期がおおよそ2秒となるように足を交互に動かす。装置によって足関節に負荷トルクを作用させた場合と、作用させない場合で前脛骨筋（ぜんけいこつぎん）、腓腹筋（ひふくぎん）の筋電位を測定し比較検証する。ここで負荷トルクは足の運動を妨げる方向に作用させ、求心性の運動を行う。

図9に装置からの負荷の有無に対する前脛骨筋と腓腹筋の筋電位を示す。負荷ありの場合には負荷なしと比較して背屈時には前脛骨筋の筋電位が大きくなり、底屈時には腓腹筋の筋電位が増大していることが確認できる。

3. おわりに

本稿では、空気圧駆動によるリハビリテーション支援システムとして、平行スティックを用いた手首・手指伸展デバイスと、ワイヤー式空気圧シリンダによる、足関節リハビリ支援装置について紹介した。

前者は、患者の手を挟み込むように配置した2本の平行スティックを空気圧シリンダで駆動し、並進と回転の動作を行うことで理学療法士の徒手動作を模擬しようとするものである。平行スティックの駆動系にコンプライアンス制御を導入することで、手

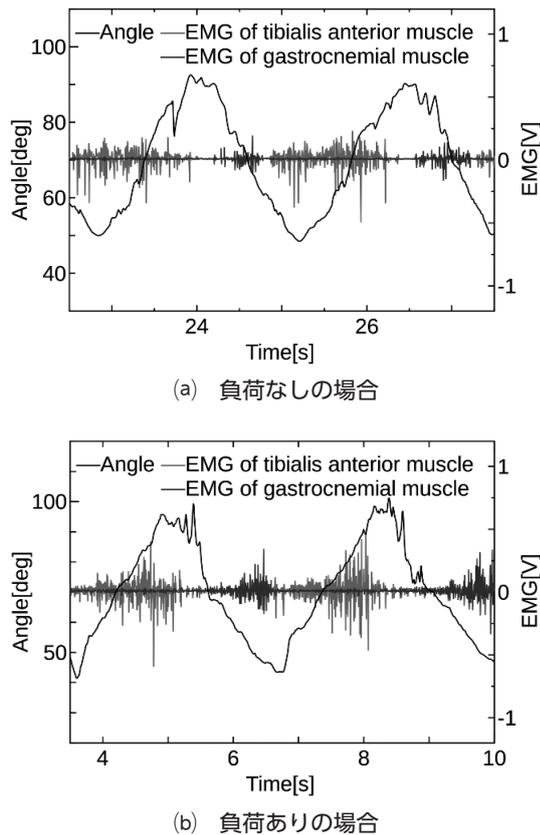


図9 負荷の有無に対する筋負担

の甲の倣い動作を行い、各関節や指先の位置を推定することで、個人差がある種々の手の大きさに自動的に対応し、手指のリハビリテーションで重要とされる指先まで完全に伸展できることを示した。

後者では、まず、ピストンロッドをワイヤーに置き換えた空気式ワイヤーシリンダを紹介した。出願特許が認められれば製品化まで実現したいと考えている。続いて、本シリンダとアウトチューブを導入することで、アクチュエータを身体と離れた場所

に設置可能な足関節リハビリテーション装置を提案した。これにより、等尺性や等張性収縮のトレーニングが実施可能であることを実験的に示した。

参考文献

- 1) 総務省, 令和3年度版 高齢社会白書, 内閣府, https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2021/gaiyou/03pdf_indexg.html
- 2) C.N. Schabowsky, S.B. Godfrey, R.J. Holley, et al., Development and pilot testing of HEXORR : Hand EXOskeleton Rehabilitation Robot, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 7, No. 36, 2010.
- 3) S. Ueki, et al., Development of a Hand-Assist Robot With Multi-Degrees-of-Freedom for Rehabilitation Therapy, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 17, No. 1, pp. 136-146, 2012.
- 4) A.H. AbdulKareem, A.S. Adila, and G. Husi, Recent trends in robotic systems for upper-limb stroke recovery : A low-cost hand and wrist rehabilitation device, *2018 2nd International Symposium on Small-scale Intelligent Manufacturing Systems (SIMS)*, pp. 1-6, 2018.
- 5) Y. Matsui, D. Hosomi, and M. Takaiwa : Development of Finger-Wrist Rehabilitation Device Using Pneumatically Driven Parallel Sticks, *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 32, No. 5, pp. 1044-1051, 2020
- 6) 赤居正美 : 関節拘縮—その予防・治療について—*Joint Contracture, Its Prevention and Treatment*, リハビリテーション医学, 2003, 76-80.
- 7) Masahiro Takaiwa, and Toshiro Noritsugu, Positioning control of pneumatic parallel manipulator, *International Journal of Automation Technology*, Vol. 2, No. 1, pp. 49-55, 2008. 1.
- 8) Digital Human Research Team, Artificial Intelligence Research Center, AIST, *AIST日本人の手の寸法データ*, <https://www.airc.aist.go.jp/dhrt/hand/data/list.html>

(原稿受付 : 2023年3月16日)

解説

MR流体を用いた繊細ハプティックデバイスの開発と
医療ロボットへの挑戦

著者紹介



きく ち たけ ひと
菊 池 武 士

大分大学理工学部
〒870-1192 大分県大分市且野原700
E-mail : t-kikuchi@oita-u.ac.jp

2003年大阪大学大学院博士前期課程修了，大阪府立産業技術総合研究所，大阪大学大学院工学研究科助手，山形大学大学院理工学研究科准教授，大分大学理工学部准教授を経て，同教授。機能性流体を用いたメカトロニクス技術に関する研究開発やリハビリテーションロボティクスへの応用研究に従事。IEEE，日本フルードパワーシステム学会，日本機械学会などの会員。博士（工学）。



たか の てつ まさ
高 野 哲 仁

大分大学大学院工学研究科
〒870-1192 大分県大分市且野原700

2021年大分大学理工学部創生工学科卒業，同年大分大学大学院工学研究科博士前期課程工学専攻入学。MR流体を用いた力覚提示可能な遠隔操作型手術支援ロボットの研究開発に従事。ライフサポート学会学生会員，修士（工学）。



いけ だ あさ か
池 田 旭 花

大分大学大学院工学研究科
〒870-1192 大分県大分市且野原700
E-mail : t-kikuchi@oita-u.ac.jp

2022年大分大学理工学部創生工学科卒業，同年大分大学大学院工学研究科博士前期課程工学専攻入学。機能性流体の一種であるMR流体を用いた汎用型ハプティックデバイスの開発に従事。学士（工学）。

1. はじめに

遠隔操作型ロボットは，操作対象であるロボットの自律性によって異なる制御方式が採用される¹⁾。ロボットの自律性が高い場合には，操作者は低頻度かつ簡略化されたコマンドのみを送信することでロボットを遠隔から利用・監視する。このような方法はsupervisory controlと呼ばれることもあるが，遅延時間の長い人工衛星の運用などにみられる。これと対極にあるのが過去にマスタ・スレーブ制御²⁾と呼ばれていた手法で，言葉のイメージが良くないため現在ではリーダ・フォロワ制御などと呼ばれている。リーダ・フォロワ制御においては，操作側をリーダ，遠隔側をフォロワと名付け，リーダからの

高頻度かつ詳細な運動情報をフォロワに再現させる。この方法は，手術支援ロボットで主流の制御方式である。

もっとも単純なリーダ・フォロワ制御は，ユニラテラル（一方向）制御である。ユニラテラル制御では，リーダからの運動情報を一方向にフォロワに送信する。すなわち，フォロワからリーダへの運動情報のフィードバックが行われないため，操作者は視覚情報を頼りに遠隔操作する。この方法は，装置としての高い制御安定性を実現することが可能であるが，術者に高い操作技術を要求するとともに，強い心理的ストレスを与える。これに対し，バイラテラル（双方向）制御では，フォロワからリーダへの運動情報フィードバックが加えられる。これにより特に操作者は，遠隔地でロボットが外部環境から得る力情報を感じ取ることができるようになる。たとえば，力情報を返さない手術支援ロボットでは，従来の内視鏡手術に比べて技術習得までに長く時間がかかることが指摘されており³⁾，力フィードバックなどの付加的情報で高度な操作への心理的ストレスを低減し，技術習得時間を短期化することが期待されている。

現状もっとも使用されている手術支援ロボットda Vinci Surgical System[®]においては，駆動系やセンサ等の制約によって術中の力感覚は術者に返ってこない⁴⁾。しかし近年，力覚フィードバック機能を有する手術支援ロボットが実用化され始めており，注目されている。たとえば，Senhance[®] robotic systemを用いた手術において，縫合糸の張力を感じることで術中の安心感が得られた，という報告もある⁵⁾。

ところで多くの力覚フィードバック機能を有する遠隔操作システムでは，操作系のアクチュエータとして電磁モータを用い，モデルベースのバイラテラル制御が行われることが多い。しかしながら，モデルベースの制御則においてはシステムの動特性を正確に把握しておく必要がある。これに比べて従来の力逆送型バイラテラル制御は，リーダ装置の摩擦／慣性の影響で力提示性能が低下するというデメリットがあるものの，すでに位置制御系が構築されており動特性が不明な既存のロボットシステムに対して

力覚機能を有する操作系を後付けできるというメリットがある。

そこでわれわれは、機能性流体の一種である Magneto-Rheological Fluid (以下, MR流体)⁶⁾ を用いたオープンループ制御で高精度なトルク出力が可能なアクチュエータを開発した⁷⁾。また, このMR流体アクチュエータを用い, 操作系の力制御をオープンループで達成できる力逆送型バイラテラル制御系の開発も行った⁸⁻¹⁰⁾。さらに, 手術支援ロボット以外にも応用可能な汎用型のハプティックデバイスへの応用¹¹⁻¹²⁾も試みている。本稿ではこれらの取り組みについて紹介する。

2. ハプティックデバイスのためのMR流体アクチュエータの開発

2.1 MR流体クラッチ

MR流体は絶縁性オイルと主に鉄系粒子(直径が約1~10 μm)を混合した固液混合材料である。粒子充填率は20-40vol%のものが多い。無磁場時は分散粒子が自由に流動するために流動抵抗(せん断応力)が小さいが, 磁場印可時には分散粒子がクラスターを形成し大きな流動抵抗を発現する⁶⁾。MR流体の流動特性はビンガム流動性を示し, 磁場印加によって降伏せん断応力が制御可能としてモデル化することが多い。その磁場入力に対する降伏せん断応力の応答速度は高速, 可逆的であり¹³⁾, 応答の時定数は1ms未満と言われている¹⁴⁾。しかしながら, デバイスレベルの応答速度は電源回路の応答遅れ, 磁場応答遅れ, 流体のクラスター生成による遅れが重畳されるため, 特に応答性にシビアな用途では各要素の遅れを検討する必要がある。われわれはLORD社から入手可能な3種の流体(122EG, 132DG, および140CG)に対して, 実デバイスの応答速度を比較している。その結果, 同じデバイスでも流体のレオロジー特性によって応答時定数が2倍近くも変動することがわかった⁷⁾。

図1に回転ディスク型MR流体クラッチの断面構造を示す。電磁コイルを内蔵する回転コアは出力シャフトがベアリングで保持され, コア側とケース側の双方に厚さ0.2mmの磁性体ディスクを設けて流体ギャップ0.2mmの多層構造を構成する。コイルへの電流印加によって磁束を発生させ, コア-ケース間の相対回転に対する伝達トルクを制御する。表1にハプティックデバイス向けに開発したMRクラッチの特性を示す。MR流体デバイスの性能は, 無磁場状態における基底粘性トルク, 磁場印加時の最大伝達トルク, 応答時定数, 長期耐久性, 粒子沈降に対する分散容易性などがある。われわれは, 繊細な力制御を目標として, 最大/最小トルク比(ダイナ

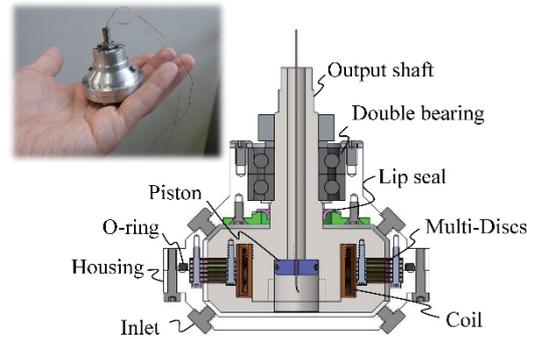


図1 ハプティックMR流体クラッチ

表1 MR流体クラッチの特性^{7, 10)}

Parameters	2Nm-Class	0.6Nm-Class	0.3Nm-Class
Diameter of core	40mm	30mm	24mm
Pair of discs	5	3	3
Rated torque	2.3Nm	0.64Nm	0.26Nm
Mass	254g	182g	106g
Inertia of output	$2.64 \times 10^{-5} \text{kgm}^2$	$8.76 \times 10^{-6} \text{kgm}^2$	$2.47 \times 10^{-6} \text{kgm}^2$

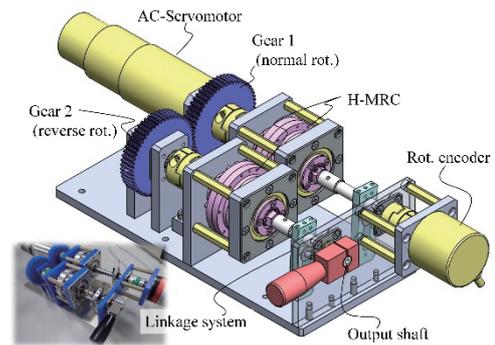


図2 ツインドライブ型MR流体アクチュエーター

ミックレンジ)と, トルク/慣性比(加速性能)の最大化を目的関数とした最適化設計を行っている¹⁵⁾。

2.2 ツインドライブ型MR流体アクチュエータ

図1のMR流体クラッチはパッシブなトルク伝達要素であるため, モータと組み合わせることでアクチュエータを構成する。図2にハプティックデバイス向けに開発したツインドライブ型MR流体アクチュエータの基本構造を示す。本アクチュエータはACサーボモータ, 一對のフラットギア, MR流体クラッチ, ロータリーエンコーダ, 平行リンク機構またはベルトプリーで構成されている。ACサーボモータは一方向・一定速度でアクチュエータに駆動トルクを供給し, その回転は一對のフラットギアで正回転と逆回転に分かれる。それぞれの駆動トルクが2つのMR流体クラッチによって制御され, それらの出力トルクは平行リンクまたはベルトプリーによって合成され, 最終的に差分トルクが出力される。こ

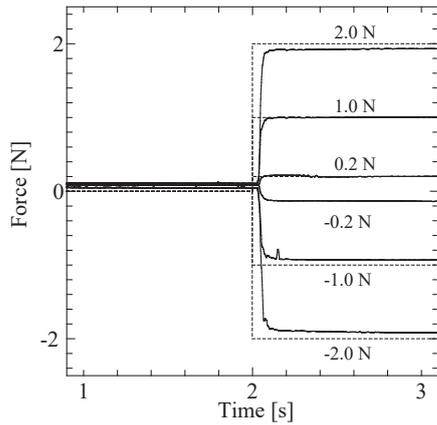


図3 MRアクチュエーターの出力特性⁸⁾

の構成により、正転・逆転のMR流体デバイスの基底粘性トルクを打ち消し、出力部の低慣性化を実現している。図3はMR流体アクチュエータのステップ応答を示している。破線がトルク指令値、実線が実測値である。指令値によっては0.1Nほどの誤差はあるものの安定した出力を達成した。

3. ハプティックデバイスへの応用

3.1 手術支援用デバイス

われわれは、上記MR流体アクチュエータの応用例の一つとして、内視鏡下手術を模擬したハプティックデバイス（図4）の開発^{8, 9)}と評価¹⁰⁾を行っている。この装置は鉗子の開閉に伴う力覚を提示するハプティック鉗子、グリッパの上下挿入運動を実現する挿入機構、この挿入機構の3軸回転運動を実現するジンバル機構、ジンバル機構のロール回転とピッチ回転の力覚をそれぞれ制御する2台のMR流体アクチュエータからなる。この装置は、ロール、ピッチ、ヨーの3軸回転運動と挿入運動、およびグリッパの開閉運動の5自由度を有している。ロール回転とピッチ回転はMR流体アクチュエータによって能動的な力覚提示を可能とする。ヨー回転運動は角度センサによる計測のみの自由度である。挿入運動およびグリッパの開閉運動はMR流体クラッチ（片側固定のためブレーキとして使用）による受動的な力覚提示を可能とする。挿入運動は、グリッパ本体が固定されたリニアガイドおよび伝達ベルトによって達成され、プーリを介してMRブレーキからの力覚を伝達する。

上記装置をリーダ装置とし、これと連動するロボットアームおよび独自のロボット鉗子をフォロワ装置として、内視鏡下手術を模擬した遠隔操作系を構築した（図5）。本実験系を用いた触知覚試験では、アスカー硬度0と15の人肌ゲル（エクシール）サンプルの違いは知覚できたが、硬度0と7のサンプルでは困難であり、その原因は挿入、グリッパ部

に用いている受動型デバイスの制御方式にあった¹⁰⁾。現在、制御方式を含めた改善を進めている。

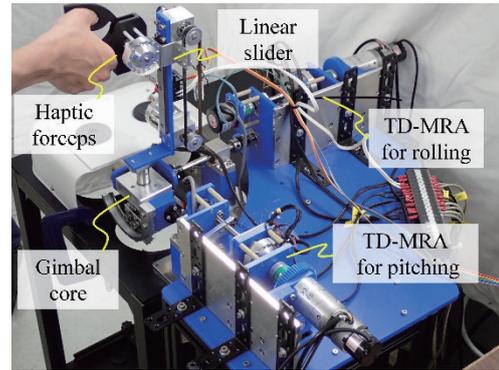


図4 内視鏡手術を模擬したハプティックデバイス

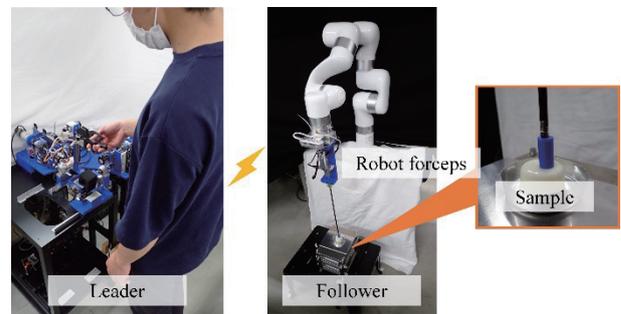


図5 遠隔操作実験系

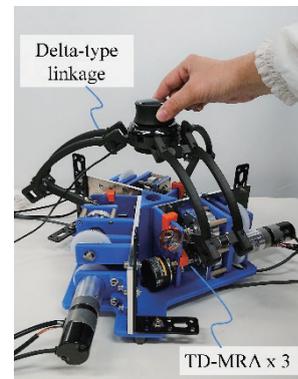


図6 デルタ型MRハプティックデバイス

3.2 デルタ型デバイス

MR流体を応用した汎用型のハプティックデバイスとして、デルタリンク型MRハプティックデバイスの開発も行っている（図6）¹¹⁾。その構成は、3つのMR流体アクチュエータ、デルタ型リンク機構、3軸回転センサを有するグリッパ部となっている。この装置は、デルタ型リンク機構の並進3自由度に対して能動的な力覚提示を可能とする。

3.3 ワイヤレスデバイス

上記デルタ型デバイスのグリッパ部として、また単独のハプティック機能付きグリッパ操作部として、MRワイヤレスハプティックグリッパ（図7）の開



図7 ワイヤレスハプティックグリッパ

発も行っている¹²⁾。本グリッパは、0.3NmクラスのMRブレーキを内蔵しており、開閉運動に対して最大4N程度の力提示が可能である。また、位置と姿勢の計測に、慣性センサ (IMU) とARToolKitを用いている。

4. おわりに

本稿では著者らが開発しているMR流体デバイスおよびその応用として遠隔手術ロボット等に応用可能なハプティックデバイスについて紹介した。開腹手術では術者が直接臓器に触れることでたとえば腫瘍の硬さの違いを知りえるが、内視鏡下手術では臓器の硬さの違いまで知覚することは困難である。本研究ではそのような繊細な知覚を与える手術ロボットの実現をめざしている。さらに直径50～200nmの鉄粒子を用いたナノFe粒子混合型MR流体の開発と評価、および力制御デバイスへの応用も実施している¹⁶⁾。この流体は従来のMR流体に対して2倍以上の寿命を有し、力制御の再現性がきわめて高い。今後、この新たな流体の応用も進める。

謝辞

本研究は防衛装備庁が実施する安全保障技術研究推進制度JPJ004596、公益財団法人日立財団 倉田奨励金、および大分大学学長裁量経費 (戦略的重点研究推進) の助成を得て実施している。ここに記して感謝の意を表す。

参考文献

- 1) Siciliano, Bruno, Khatib, Oussama (Eds.), Handbook of Robotics Second Edition, Springer, 2016/Section 43. Telerobotics, 1085-1108.
- 2) B. Hannaford, "A design framework for teleoperators with kinesthetic feedback," IEEE Trans. Robot. Autom., 5(4), 426-434, 1989.
- 3) Soomro, N.A., Systematic review of learning curves in robot-assisted surgery, BJS (British Journal of Surgery) Open, 2020, 4, 27-44.
- 4) Mahdi Tavakoli, Arash Aziminejad, Rajni V. Patel, and Mehrdad Moallem, High-Fidelity Bilateral Teleoperation Systems and the Effect of Multimodal Haptics, IEEE

TRANSACTIONS ON SYSTEMS, MAN, AND CYBERNETICS—PART B : CYBERNETICS, 37(6), 1512-1528, 2007.

- 5) J. Holzer, P. Beyer, F. Schilcher, C. Poth, D. Stephan, C. Von Schnakenburg, W. Van Gemert, and L. Staib, "First pediatric pyeloplasty using the senhance[®] robotic system—A Case Report." Children, 9, 302, 2022.
- 6) 菊池武士, MR流体のロボティクス・メカトロニクスへの応用方法, 日本ロボット学会誌, 31(5), 23-26, 2013.
- 7) Takehito Kikuchi, Isao Abe, Tomoya Nagata, Akinori Yamaguchi, Tetsumasa Takano, Twin-Driven Actuator with Multi-layered Disc MR Fluid Clutches for Haptics, Journal of Intelligent Material Systems and Structures, 2021, Vol. 32(12) 1326-1335, 2020
- 8) 高野哲仁, 山口晃徳, 阿部功, 菊池武士, 繊細な力覚を提示する手術支援ロボットの操作系の運動学モデルと性能評価, 日本ロボット学会誌 Letter, Vol. 39, No. 7, pp. 657-660, 2021
- 9) Takehito Kikuchi, Tetsumasa Takano, Akinori Yamaguchi, Asaka Ikeda, Isao Abe, Haptic Interface with Twin-Driven MR Fluid Actuator for Teleoperation Endoscopic Surgery System, Actuator, 10(245), 2021.9.23. doi.org/10.3390/act10100245
- 10) Tetsumasa Takano, Asaka Ikeda, Isao Abe, Takehito Kikuchi, Improvement of haptic interface for teleoperation endoscopic surgery simulators using magnetorheological fluid devices, Journal of Robotics and Mechatronics, Vol. 34 No. 6, pp. 1268-1276, 2022
- 11) Asaka Ikeda, Tetsumasa Takano, Isao Abe, Takehito Kikuchi, Development of Delta-Type Haptic Device Using Twin-driven MR Fluid Actuator, Ikeda, Proceedings of the JSME-IIP/ASME-ISPS Joint Conference on Micromechatronics for Information and Precision Equipment (MIPE2022), D2-1-02, (2022.8.28, Nagoya)
- 12) 高野哲仁, 池田旭花, 阿部功, 菊池武士, MR流体デバイスを搭載したワイヤレスハプティック鉗子の開発, 第23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講演論文集, 3A2-C01 (2022.12, 千葉)
- 13) J. David Carlson, Mark R. Jolly : "MR fluid, foam and elastomer devices," Mechatronics, vol. 10, pp. 555-569, 2000.
- 14) M. Kubík, K. Šebesta, Z. Strecker, F. Jeniš, J. Goldasz, I. Mazúrek; Hydrodynamic response time of magnetorheological fluid in valve mode : model and experimental verification. Smart. Mater. Struct 2021, 30(12), doi : 10.1088/1361-665X/ac3437.
- 15) Takehito Kikuchi, Isao Abe, Low Inertia Torque Controllable Device Using Magnetorheological Fluid & Umbrella-shaped Rotor, Engineering Research Express, Vol. 1, No. 2, 02502, doi : https://dx.doi.org/10.1088/2631-8695/ab4ecf, 2019
- 16) Takehito Kikuchi, Isao Abe, Yuya Ueshima, Shuichi Akaiwa, Hitoshi Tsuji, Development of Durability Test Device for Magnetorheological Fluids with Two Types of Rotors and Their Long-term Torque Characteristics, Actuators 2022, 11(142), 2022, doi.org/10.3390/act11060142

(原稿受付 : 2023年2月6日)

会議報告

第23回流体計測シンポジウムにおける
フルードパワー関連技術の研究動向

著者紹介

みやざき てつろう
宮崎 哲郎東京大学大学院
〒113-8656 東京都文京区本郷7-3-1
E-mail: Tetsuro_Miyazaki@ipc.i.u-tokyo.ac.jp

2014年東京工業大学大学院博士課程修了。横浜国立大学助教、東京医科歯科大学助教を経て、2022年より東京大学大学院情報理工学系研究科講師。空気圧を用いた人間機械協調型ロボットシステムの研究開発に従事。本学会、IEEEなどの会員。博士（工学）。

1. はじめに

2022年11月15日に計測自動制御学会産業応用部門大会がオンラインで開催され、大会の中で第23回流体計測制御シンポジウムが開催された。計測自動制御学会（SICE）の1部門である産業応用部門はとくに研究成果の社会実装に大きな関心を寄せる部門であり、流体計測制御部会、産業ネットワークシステム部会、計装技術交流部会の3部会を中心に活動している。本稿では流体計測制御シンポジウムで発表された4件の研究^{1)~4)}についてご報告する。

2. 発表論文

4件中1件が油圧関連、3件が空気圧関連の話題であった。最初の発表は横浜国立大学眞田研究室、長友雄太郎氏により「デジタル油圧昇圧回路のシリンダ駆動回路への応用に関する研究」が発表された¹⁾。シリンダ駆動回路に昇圧回路を組み込み、PWM制御で適切に圧力を調整することで、シリンダのストロークエンド手前で所望のブレーキ圧を発生させ、アクチュエータにエネルギーを回生できる可能性がシミュレーションにより示された。

2件目の発表は芝浦工業大学川上研究室、金泰樹氏により「CFDを用いたスピードコントローラの流体解析」が発表された²⁾。スピードコントローラのニードル弁を基準形状とU字形状の2通り用意し、これらの流量特性を実験とCFD（数値流体力学）解析双方で検証した。実験とシミュレーションの結果は良く一致し、U字型形状の方がニードル弁

位置に対し体積流量が線形の特徴を示すことが確認された。今後ニードル弁形状改良などにも本提案手法の応用が期待される。

3件目の発表は東京大学川嶋研究室の富田佳秀氏により「視覚・力覚同時提示による空気圧駆動型腕部運動教示システム」が発表された³⁾。空気圧ゴム人工筋で駆動される腕部運動教示用アシストスーツを学習者に装着し、教示者と学習者の運動のずれを視覚と力覚で同時に学習者にフィードバックすることで、直感的な運動教示を可能とした。提案方法により所望の運動への追従成績が向上したことが実験で確認された。

最後に、東京電機大学藤田研究室の島崎亮太氏により「湾曲型空気圧ゴム人工筋を用いた腰部アシストスーツの開発」が発表された⁴⁾。介護現場での使用を想定した、腰部伸展運動を支援するアシストスーツが開発され、補助力の基礎特性が実験で計測された。本機構は駆動部に湾曲型ゴム人工筋を採用しているのが特徴であり、今後詳細な被験者実験により提案機構の補助効果が示されることを期待する。

3. おわりに

シンポジウム終了後、流体計測制御部会の運営委員によって厳正な審査が行われ、横浜国立大学の長友雄太郎氏の発表がベストプレゼンテーション賞に選出された。本シンポジウムは聴講のみの学生の方は無料なので、ぜひお気軽にご参加いただきたい。

参考文献

- 1) 長友雄太郎, 児玉和哉, 眞田一志, 名倉忍, 柳田悠太: デジタル油圧昇圧回路のシリンダ駆動回路への応用に関する研究, 2022年産業応用部門大会講演論文集 (2022)
- 2) 金泰樹, 加瀬飛鳥, 川上幸男, 堀川昭芳, 土岐真人: CFDを用いたスピードコントローラの流体解析, 2022年産業応用部門大会講演論文集 (2022)
- 3) 富田佳秀, 宮崎哲郎, 曾我部舞奈, 川嶋健嗣: 視覚・力覚の同時提示による空気圧駆動型腕部運動教示システム, 2022年産業応用部門大会講演論文集 (2022)
- 4) 島崎亮太, 宮崎哲郎, 川嶋健嗣, 藤田壽憲: 湾曲型空気圧ゴム人工筋を用いた腰部アシストスーツの開発, 2022年産業応用部門大会講演論文集 (2022)

(原稿受付: 2023年2月13日)

トピックス

学生さんへ，先輩が語る —学生時代に大切にしていたこと，開発職の魅力について—

著者紹介



まつ うち たい じゅ
松 内 泰 樹

油研工業株式会社
〒252-1113 神奈川県綾瀬市上土棚中4-4-34
E-mail : ta.matsuchi@yuken.co.jp

2020年、成蹊大学理工学部システムデザイン
学科卒業，同年油研工業入社，現在に至る。主
にバルブ製品の研究開発に従事。

1. はじめに

1.1 自己紹介

私は長野県の長野市で生まれ，幼少期から大学卒業まで神奈川県の相模原市で過ごした。幼いころから考えることが好きで，高度な頭脳戦が楽しめる将棋は幼少期からの趣味である。中学校時代から次第にもものづくりに興味を持つようになり，大学進学の際には，ものづくりの基礎を学ぶため理工学部に進学した。考えることが好きなこともあり，新たな製品を生み出す仕事に関心を持つようになった。卒業後は油圧機械メーカーである油研工業に入社し，現在は主にバルブ製品の研究開発に従事している。

1.2 企業紹介

私が勤務する企業は圧力をかけた油を利用して作動する油圧機器の専門メーカーで主にポンプ，バルブや，それらの機器を搭載した油圧ユニット（図1）の製造販売を行っている。油圧機器は日常生活で見る機会が少ないが，鉄道車両，風力発電機，製鉄設備，工作機械，プレス機械に使用されている。比較的身近な場所では，遊園地のアトラクションや観覧車，スキーリフトなどさまざまな分野で現在も活躍している。また，当社では油圧機器だけでなく，長年のノウハウを活かし，機械加工時に生じる切屑を自動的に圧縮し固形化する自動切屑圧縮機や，ペットボトルを圧縮・減容・結束する自動ペットボトル減容機などの環境関連機器（図1）も社会に提供している。

現在は国内だけでなくアジアの新興国を中心に海

外事業を進め，油圧を含めた産業の先進国であるアメリカやEU市場にも進出しており，事業のグローバル化に注力している。



ポンプ



バルブ



油圧ユニット



環境関連機器

図1 当社製品の例

2. 学生時代を振り返って

2.1 学生時代の研究内容

大学では制御工学研究室に所属し，そこでは人物の位置および関節を認識するデバイスを用いて，手の動きの座標を読み取りその動きと合致した手話を判定するシステムの開発を行った。システムの原理を少し説明すると基準となる点から手，および肘の関節位置を座標データとして読み取り，位置座標データからX-Y，Y-Z，Z-X方向の可動面積を求め，その値と学習データを比較し，最も近いパターンを持つ単語を判定するというものだ。新しい試みであったため動作システムの構築に時間を要したが，完成まで辿り着くことができた。しかし，正答率が悪く読み取れる単語数も少なかった。

問題を解決すべく試行錯誤し，正答率をあげる案として私はデバイスを2台用意し多角的に取得したデータを合わせる方法を考案した。デバイスが増えたことにより複雑なシステムとなったため苦労したが，システムを完成させ動かしたところ正答率が格

段に上がり、読み取れる単語数も倍増した。しかし手話には腕の動作だけでなく、指の動作もあるため、指の動きも組み合わせたシステムの構築まで研究を進めたかったが、そこまでには至らなかった。

本研究は会社に入ってからの仕事内容と直接かわりはないが、対策案を自ら考え実行し解決できたこと、問題にぶつかったときに投げ出さず根気強く立ち向かえた経験は現在の業務でも大いに役立っている。

2.2 学生時代にしておいた方が良いこと

会社のインターンシップや座談会などで就活生から“学生時代にした方が良いことは何ですか”とよく質問を受けるが、私は学生時代に老若男女のさまざまな人たちと積極的にコミュニケーションをとることを勧める。

働く上でコミュニケーションはとても重要なスキルの一つである。自分は大丈夫と思っている人もよく考えてみてほしい。幼少期から大学生までは同級生や年が近い人とコミュニケーションが取れば困ることは少ない。しかし、社会人として仕事を行う際には、企業にもよるが自分の両親以上に年が離れた人ともコミュニケーションを取る機会が多くなる。そのため、学生のうちにアルバイトやボランティア活動などでさまざまな人と積極的にコミュニケーションをとり、聞く力や物事を伝える力を培うことで、社会人として働く際、仕事が格段に取組みやすくなると考えている。

2.3 就職活動

就職活動の際には自分の携わりたい業種に絞って企業説明会やインターンシップの参加をするのが一般的であるが、私はものづくりの仕事に携わりたいという思いはあったが、就職活動を始めた頃は業種を絞らず、金融関係やIT関係などいろいろな企業を見て回った。さまざまな業種を知ること、新たに働いてみたいと思える仕事に出会えることや、それぞれの業種を比較することで、自分が本当にやりたい仕事が明確になり、より自信をもって就職活動できると考えたからだ。

活動を通して自分の向いている仕事、向いていない仕事や自身の得意なこと、苦手なことを見つめ直すことができ、最終的には企業選びを迷わずに就職活動を終えることができた。

就職活動中に私の職場が開催しているインターンシップに参加した際、職場の雰囲気や自分がやりたかった仕事とマッチし、そこで働くイメージが明確に沸いたこともあり、当社で働くことを決断した。

働き始めて気付いたことだが、会社に入ってから分野が異なる業種との接点がほとんどないため、

就職活動中にさまざまな企業の話聞き、仕事の世界を体験できたことは、就活生の時でしかできないとても特別な経験だと感じている。

私が就職活動をしていた頃はコロナウイルス流行前であったため、withコロナ時代の就職活動形態に詳しくないが、多種多様な企業を見学し、個々の企業が持つ特色を知ることや、自分にマッチした企業を探せるよい機会であるため、定期的に企業が開催している就活イベントに積極的に足を運んでみてほしい。

3. 社会人の仕事と生活

3.1 会社での仕事紹介

私は入社時から研究開発部に所属しており、主にバルブ製品の設計開発業務を行っている。研究開発部の主な仕事は新製品の開発のほかにも、特定のユーザ向け製品の開発も行っている。開発と一言でまとめているが製品の開発には構想、試作、評価試験など仕事内容は多岐に渡る。バルブ製品の種類はさまざまあるが、その中でも私は主に比例弁の設計開発業務を行っている。

比例弁はその名の通り、入力した電気信号に比例して、流量や圧力を制御するバルブである。油圧製品の開発には流体力学を含む四大力学の知識が必須となる。また、比例弁は電気制御の製品であるため、電磁気学の範囲も加わり膨大な知識が必要である。機械分野出身ではなかったので図面の読み方、書き方すらままならない状況であったが、日々業務をこなしていく中で指導いただいた先輩の助力や若手社員向けに開催されている勉強会の甲斐があり、少しずつではあるが知識や経験を身につけることができていく。

3.2 仕事のやりがい

設計開発業務は試作から量産までものづくりのすべてに携わるため、仕事内容が多彩でむずかしい仕事であるが、同時に魅力的でやりがいのある仕事でもある。製品の開発は機能の向上や改善はもちろんのこと、同時に作りやすさや組み立てやすさ、コストなど量産時のことも考慮しなければならない。また、アイデアを出して試作品を作ったが、テストしたところ、狙っていた性能にならない場合は一から考え直さなければならないこともしばしばあるため、ベストバランスな設計をするのは大変苦労する。

学んだ知識を活かし苦心惨憺（さんたん）して開発した新製品が製品カタログに載り、市場に投入された時は他の仕事にはないやりがいや達成感を味わうことができ、自分自身の成長を肌で感じるができる。

3.3 日々の業務で大切にしていること

私が日々の業務で大切にしていることは“物事のなぜ”を考えることである。開発職は知識の量や経験がものをいう仕事である。そのため、日々の業務でより多くの知識や経験を得るために、日ごろから“なぜこのような構造になっているのか”“なぜこのような特性になったのか”など、先輩や上司に聞く前に自分なりの答えを導き出すことをしている。自身で考えた結果が的はずれであったとしても、“なぜそのような考えに行き着いたのか”や“どこが間違っていたのか”などを再度考察することにより、物事の理解度向上や考え抜く力を培うことができ、その結果として自身の創造力の向上につながると考えている。

3.4 ワークライフバランス

私は温泉巡りが趣味なので休日は近場の温泉施設に、まとまった休みの時は全国の有名な温泉地を巡っている。仕事の時は常に何かを考えながら業務を遂行しているが、温泉に浸かる時は何も考えず、ひたすらぼーっとするのが私の疲れを癒す方法の一つである。最近では群馬県吾妻郡にある草津温泉に足を運び、有名な観光スポットである湯畑を見学した(図2)。

草津には主に6つの源泉があり、全体で32,300 L/min以上の温泉が湧き出ていて自然湧出量は日本一を誇る¹⁾。湯畑には複数の足湯スポットがあり、足湯につかりながら見る湯畑の景色は長年の歴史を感じ、とても風情がある場所であった。また、夜にはライトアップが施され、昼の景色とはまた異なる幻想的な光景が広がっていた(図3)。観光に訪れた季節が冬だったこともあり、雪が舞う中で浸かる温泉は降雪量が少ない地域に住んでいる私にとっては新鮮で貴重な体験ができた。

全国を旅する中で、温泉だけでなくいろいろな地域の風土や文化の違いを体験でき、新しい発見や自身の価値観が広がり、とても充実した休日を過ごしている。



図2 湯畑で撮った記念写真



図3 湯畑のライトアップ

4. まとめ

4.1 今後の展望

入社してから数年が経過し、新入社員の時と比べ、知識・経験が増えたことにより業務をこなすことに大分慣れ始めた。しかし油圧の知識・経験は先輩社員と比較し圧倒的に不足している。そのため、いち早く先輩方に追いつき(追い越し?)一人前の技術者になりたいと考えている。また、自分だけでなく今後入社する後輩には、先輩方に教えてもらった知識、自分で得た知識や経験を引継ぎ、自分が新入社員だった頃と比較しレベルアップしてもらうことで、会社全体の技術力向上につながれると考えている。

4.2 学生さんへメッセージ

コロナウイルスの流行やロシアによるウクライナ侵攻によりここ数年で社会に大幅な変化が起きた。学生も例外ではなく、授業形態や就職活動にも変化があり、前例がなくとても混乱したと思う。その中でも貴重な学生時代には趣味やボランティア活動など何でも良いので、自分の中で何か熱中できるものを見つけてほしい。「学生の本分は勉強だ」という方もいるが、社会人になっても日々勉強の連続である。比較的時間に余裕がある学生時代に何かに熱中して得られた経験は、他の何にも代えがたい貴重な経験であり、今後の人生に大いに役に立つだろう。

参考文献

- 1) 草津温泉観光協会ホームページより

(原稿受付：2023年2月13日)

企画行事

2022年秋季フルードパワーシステム講演会開催報告

著者紹介



たけ むら けん じろう
竹 村 研治郎

慶應義塾大学

〒223-8522 横浜市港北区日吉3-14-1

E-mail: takemura@mech.keio.ac.jp

2002年慶應義塾大学大学院理工学研究科後期博士課程修了。同大学助手（有期）、東京工業大学助手、助教を経て、2008年慶應義塾大学理工学部専任講師、現在教授。機能性流体、ソフトロボティクスなどの研究に従事。日本フルードパワーシステム学会、日本機械学会などの会員。博士（工学）。

1. はじめに

2022年11月10日（木）、11日（金）の2日間、山口県下関市の海峡メッセ下関にて2022年秋季フルードパワーシステム講演会が開催された。2019年に富山国際会議場で行われた秋季フルードパワーシステム講演会以来、3年ぶりに対面形式での講演会の開催となった。まずは、ご参加いただいた皆様、講演会運営にご尽力いただいた企画委員の皆様、学会事務局の皆様には厚く御礼申し上げます。また、会場となった海峡メッセ下関様ならびに下関観光コンベンション協会様には講演会開催に多大なご協力とご支援をいただいた。この場をお借りして、会員の皆様にご報告するとともに心よりの謝意を表したい。以下、本講演会の開催について報告する。

2. 開催の概要

2.1 会場

会場となった海峡メッセ下関は見本市会場やイベントホール、国際会議場などに加えてシンボルである海峡ゆめタワーを併設したコンベンション施設である（図1）。隣接する海峡ゆめタワーに登れば目の前には関門海峡を臨み、向かい側には北九州市門司港を、眼下には巖流島を見下ろす絶景であった（図2）。

講演会は国際貿易ビル8階の会議室2室を使用して開催された（図3）。コロナ禍での開催に際して、下関観光コンベンション協会様の多大なご支援をい

ただいた。受付には協会様からお借りしたサーモグラフィを設置した。講演会場入口のアルコール消毒液や会場換気、マスク提供など、コンベンション施設としての手厚いサポートをいただき、安心して現地で開催することができたことを申し添えたい。この他、宇部国際空港や下関駅前には歓迎看板も設



図1 朝夕の海峡メッセ下関



図2 海峡ゆめタワーからの眺め



図3 講演室



図4 宇部国際空港と下関駅前の歓迎看板

置いただいた(図4)。

2.2 開催形式

本講演会は2日間、2講演室でのパラレルセッションで開催された。対面形式での開催を決定した7月ごろには新型コロナウイルス感染症の影響が拡大する兆しを見せていたこともあり、飲食を伴うイベントは行わず、講演セッションと名刺交換会、表彰式のみでの開催であった。また、コロナ禍で定着したオンライン会議システムを活用して、賛助会員企業様向けに団体視聴用のライブ配信を行なった。対面開催での醍醐味でもある会場での質疑を優先して、オンラインでは視聴のみとしたものの、ポストコロナの講演会に向けた第一歩であったと感じている。発表の場での活発な議論や会場での情報交換といった現地開催の醍醐味を提供しつつ、より効果的で速報性のある研究成果の共有の場としての講演会のあり方は今後も模索が必要であろう。

3. プログラムおよび講演の概要

3.1 特別講演

本講演会の特別講演は下関市立歴史博物館の松田和也様による「藤井龍蔵 日本光学技術の礎を築いた男」であった(図5)。明治から大正にかけて活躍した藤井龍蔵は民間でわが国初の双眼鏡を製造した藤井レンズ製造所の創始者であり、ドイツから光学技術を輸入した先駆的人物である。下関ゆかりの藤井龍蔵について、松田様から丁寧に歴史が紹介された。講演会に参加された方の企業との関係もあるなど、フルードパワーシステムの世界との意外なつながりも紹介された。講演会参加者にとって新鮮な話題であったのではないだろうか。



図5 特別講演

3.2 一般講演

本講演会では特別講演1件と一般講演45件が行われた。一般講演への申し込みはコロナ禍以前の秋季講演会とほぼ同じ水準となっており、コロナ禍での対面開催においても多くの申し込みをいただいた。分野別の内訳は表1の通りである。

表1 分野別講演件数(多い順)

分野	件数
空気圧	29
油圧・水圧	10
機能性流体	6
合計	45

本講演会では半数以上が空気圧関連の講演であり、分野の偏りが顕著であった。より詳細なプログラムは学会ホームページの「学会行事」からご覧いただきたい。

対面形式の講演会の醍醐味のひとつは会場での質疑応答のライブ感である。図6のように、今回の秋



図6 質疑応答のライブ感

季講演会ではこうしたライブ感が復活したことは大きな意味を持つ。

4. おわりに

2022年秋季フルードパワーシステム講演会は104名の参加者と3社のライブ配信への団体視聴を得て、盛大に行われた。対面での現地開催とライブ配信という新しい形式での講演会を模索した中で、皆様のご協力のもと、大禍なく終了できたことを心より感謝申し上げます。筆者の研究室に所属する学生も講演の機会を得たが、終了後の充実した笑顔を見るのは久しぶりの光景であった。

(原稿受付：2023年2月7日)

会 告 詳細は学会ホームページ (<http://www.jfps.jp/>) をご覧ください。

2023年春季フルードパワーシステム講演会のお知らせ

開催日：2023年5月25日（木）、26日（金）

2023年春季フルードパワーシステム講演会は、機械振興会館（東京都港区）で開催いたします。本講演会では、一般講演に加えて、併設セミナー・製品技術紹介セッション・技術懇談会（優秀講演賞表彰式を含めて1時間程度、ソフトドリンクと軽食を準備する予定）を企画いたします。

・一般講演：2023年5月25日（木）、26日（金）

・併設セミナー：2023年5月25日（木）

・製品・技術紹介セッション：2023年5月26日（金）

また、詳細は学会ホームページに随時掲載いたしますので、ご確認いただきますようお願いいたします。

皆様の積極的なご参加をお待ちしております。

2023年春季フルードパワーシステム講演会 併設セミナー 「フルードパワーとハイブリッド」

開催日：2023年5月25日（木）

2023年春季フルードパワーシステム講演会併設セミナーを2023年5月25日（木）に機械振興会館（東京都港区）で開催いたします。

昨今、省エネルギー対応として、あらゆる産業分野でハイブリッド化が図られてきており、フルードパワーシステムにおいてもさまざまな形でハイブリッド化が進められてきています。

本セミナーでは、フルードパワーが他の動力源と結びついた

ことにより新たな付加価値が見いだされた活用事例を紹介いたします。

詳細は学会ホームページに随時掲載いたします。

なお、日本フルードパワーシステム学会誌54巻2号（2023年3月号）が当日の講演資料となりますので、各自ご持参いただけますようお願いいたします。

皆様の積極的なご参加をお待ちしております。

会 告

〈理事会・委員会日程〉

2月13日～17日	論文集委員会
2月23日～3月18日	論文集委員会
3月15日	基盤強化委員会
3月20日	理事会
3月24日	企画委員会
3月28日	編集委員会

〈理事会報告〉

2022年度第6回理事会

3月20日 15:00～17:00

Web開催（参加者21名）

- (1) 国際シンポジウム広島2024開催準備状況
- (2) 2023年春季講演会開催準備状況
- (3) 2022年度フェロー推薦状況
- (4) 会員の推移
- (5) 学会創立50周年記念パーティーについて
- (6) 総会資料の電子提供制度について
- (7) 各委員会からの報告
- (8) その他

〈委員会報告〉

2022年度第9回論文集委員会

2月13日～17日

書面審議（参加者12名）

- (1) J-Stageの更新作業について
- (2) ITAの修正案について
- (3) iThenticate導入のHP周知について

2022年度第10回論文集委員会

2月23日～3月18日

書面審議（参加者12名）

- (1) 英文テンプレートの更新について
- (2) ジャーナルコンサルティング最終報告書（案）について

2022年度第3回基盤強化委員会

3月15日 16:00～17:00

Web開催（参加者13名）

- (1) キャリア支援セミナーについて
- (2) 学会HPバーチャルミュージアムについて
- (3) 2022年度フェロー推薦について
- (4) 出前講義について

2022年度第5回企画委員会

3月24日 15:00～16:30

Web開催（参加者21名）

- (1) ウィンターセミナー開催報告
- (2) 2023年春季講演会開催準備状況について
- (3) 2023年度オースタムセミナーについて
- (4) 2023年秋季講演会開催準備状況について
- (5) 50周年記念パーティーについて
- (6) IFPEX2024について
- (7) その他

2022年度第6回編集委員会

2月2日 10:00～11:10

Web開催（参加者17名）

- (1) 会誌特集号の現状と企画
 - 1) Vol.54 No.3 「医療福祉技術を支えるフルードパワー」
 - 2) Vol.54 No.4 「フルードパワーにおける品質向上技術の活用」
 - 3) Vol.54 No.E 1 「緑陰特集」
 - 4) Vol.54 No.5 「駆動源に見るゴム人工筋の新展開」
 - 5) Vol.54 No.6 「機能性流体フルードパワーシステムのフロンティア展開（仮）」
 - 6) Vol.55 No.1 「フルードパワーを活用した超高压技術（仮）」
- (2) その他
 - 1) 企画委員会からの提案
 - 2) 会議報告
 - 3) 今後の特集について

会
告

共催・協賛行事のお知らせ

共催・協賛行事

日本機械学会 ロボティクス・メカトロニクス講演会2023 (ROBOMECH2023 in Nagoya)

主 催：一般社団法人 日本機械学会 ロボティクス・メカトロニクス部門

開 催 日：2023年6月28日(水)～7月1日(土)

会 場：名古屋国際会議場 (愛知県名古屋市熱田区熱田西町1-1)

U R L：https://robomech.org/2023/

日本機械学会関西支部 第386回講習会 「実務者のための振動基礎と制振・制御技術」

主 催：一般社団法人 日本機械学会関西支部

開 催 日：2023年7月25日(火)～7月26日(水)

会 場：オンライン開催

U R L：https://jsmekansai.org/Seminar/kou386.html

第51回可視化情報シンポジウム

主 催：一般社団法人 可視化情報学会

開 催 日：2023年8月8日(火)～8月10日(木)

会 場：グランドパーク小樽 (北海道小樽市築港11-3)

U R L：https://www.vsj.jp/symp2023/

日本混相流学会 混相流シンポジウム2023

主 催：日本混相流学会

開 催 日：2023年8月24日(木)～8月26日(土)

会 場：北海道大学札幌キャンパス (北海道札幌市北区北13条西8丁目)

U R L：http://www.jsmf.gr.jp/mfsymp2023/

第41回日本ロボット学会学術講演会

主 催：一般社団法人 日本ロボット学会

開 催 日：2023年9月11日(月)～9月14日(木)

会 場：宮城県 仙台国際センター展示棟 (宮城県仙台市青葉区青葉山無番地)

U R L：https://ac.rsj-web.org/2023/

EcoDesign2023 第13回環境調和型設計とインバースマニュファクチャリングに関する国際シンポジウム

主 催：エコデザイン学会連合

開 催 日：2023年11月29日(水)～12月1日(金)

会 場：奈良県コンベンションセンター (奈良県奈良市三条大路1-691-1)

U R L：https://ecodenet.com/ed2023/

新型コロナウイルスの影響で協賛行事の開催予定が変更になっている場合があります。
各行事の最新情報は、主催者のホームページまたは各行事のURLからご確認ください。

会 告

会 員 移 動

会員の種類	正会員	海外会員	学生会員	賛助会員
会員数 (4月10日現在)	801	8	94	123
差引き増減	-29	±0	-22	-4

正会員の内訳 名誉員16名・シニア員68名・ジュニア員81名・その他正会員653名

<新入会員>

正会員

多田 昌弘 (CKD株式会社)	池ノ谷真二 (CKD株式会社)
池田樹之介 (CKD株式会社)	浅原 佳江 (岡山理科大学)
矢内 柊平 (株式会社小松製作所)	駒屋 耕大 (株式会社小松製作所)
上片平 亮 (株式会社産経デジタル)	井上 彰人 (長田電機工業株式会社)
吉田 毅 (川崎重工業株式会社)	見上 慧 (ソニーグループ株式会社)
Wang Weifeng (Famic Technologies inc)	

学生会員

白倉 雅崇 (岡山理科大学)	谷淵誠一郎 (岡山理科大学)
山下 隼平 (岡山理科大学)	足立 悠真 (岡山理科大学)
瀧口 寛子 (岡山理科大学)	吉田 隆斗 (岡山理科大学)
一色 悠希 (岡山理科大学)	白瀬 左京 (徳島大学)
氷室 大輝 (岡山大学)	横谷 豊徳 (岡山大学)
福澤 秀紀 (東京電機大学)	石川 龍 (東京電機大学)
佐野ちなつ (東京電機大学)	金子 真大 (東京電機大学)
登沢 友樹 (東京電機大学)	石川 倅大 (東京電機大学)
原田 大地 (東京電機大学)	成瀬 雄太 (中央大学)
八巻 太胡 (芝浦工業大学)	小杉 彩加 (芝浦工業大学)
山下 至 (香川高等専門学校)	

2023年春季フルードパワーシステム講演会併設企画

「製品・技術紹介セッション」

開催日：2023年5月26日（金）

春季フルードパワーシステム講演会の中で、企業関係の方々に製品・技術の紹介をしていただく「製品・技術紹介セッション」を企画しました。本企画は、製品に係わる技術や検討課題

などを学会主要行事のひとつである講演会で発表していただき、会員間で問題意識を共有し会員相互の研究・技術の促進を図ろうとするものです。積極的な聴講をお願いいたします。

会 告

一般社団法人 日本フルードパワーシステム学会 賛助会員一覧表

(株)HI	(株)阪上製作所	ナブテスコ(株)
(株)アイシン	(株)鷺宮製作所	(株)南武
(株)明石合銅	佐藤金属(株)	日新濾器工業(株)
アズビル(株)藤沢テクノセンター	産経新聞 東京本社	日本アキュムレータ(株)
アズビルTACO(株)	三輪精機(株)	日本機材(株)
(株)アドヴィックス	三和テック(株)	日本クエーカー・ケミカル(株)
アネスト岩田(株)	(株)ジェイテクト	日本工業出版(株)
出光興産(株)	(株)ジェイテクトフルードパワーシステム	日本精器(株)
イナバゴム(株)	CKD(株)	日本製鉄(株)交通産機品カンパニー
イハラサイエンス(株)	(株)島津製作所	(一社)日本フルードパワー工業会
(株)インターナショナル・サーボ・データ	勝美印刷(株)	日本ムーク(株)
(株)打江精機	シヤトコ(株)	(株)野村商店
(株)エムテック	新電元メカトロニクス(株)	(株)ハイダック
エコ技術研究所(合)	住友建機(株)	ピー・エス・シー(株)
SMC(株)	住友重機械建機クレーン(株)	日立建機(株)
SMC中国有限公司	住友重機械工業(株)	(株)日立建機ティエラ
(株)NF 1	制御機材(株)	(株)日立製作所
ENEOS(株) 潤滑油カンパニー	第一電気(株)	廣瀬バルブ工業(株)
(株)荏原製作所	ダイキン工業(株)	フエスト(株)
(株)大阪ジャッキ製作所	ダイキン・ザウアーダンフォォス(株)	(株)フクダ
大瀧ジャッキ(株)	大生工業(株)	(株)不二越
オカダインダストリ(株)	(株)TAIYO	二見屋工業(株)
鹿島通商(株)	タイヨーインタナショナル(株)	ボッシュ・レックスロス(株)
(株)桂精機製作所	ダイワ(株)	昌富工業(株)
神威産業(株)	(株)タカコ	(株)増田製作所
川崎重工業(株)精密機械	(株)タダノ	マックス(株)
ロボットカンパニー	ダンフォォス(株)	松巴鉄工(株)
川崎油工(株)	(株)都筑製作所	三國機械工業(株)
川重商事(株)	TMCシステム(株)	三菱電線工業(株)
(株)神崎高級工機製作所	東京計器(株)	ヤマシンフィルタ(株)
キャタピラー・ジャパン(合)	東京計器パワーシステム(株)	ヤマハモーター・ハイドロリックシステム(株)
協和シール工業(株)	東京メータ(株)	(株)山本金属製作所
旭東ダイカスト(株)	東北特殊鋼(株)	油研工業(株)
(株)クボタ	東明工業(株)	(株)ユーテック
KYB(株)	東レエンジニアリング(株)	横河計測(株)
(株)工苑	特許機器(株)	理研精機(株)
甲南電機(株)	特許庁	リバーフィールド(株)
(株)古河製作所	TOHTO(株)	(株)レンタルのニッケン
(株)コガネイ	(株)豊田自動織機	
コスモ石油ブリカンツ(株)	長津工業(株)	
(株)小松製作所開発本部	中西商事(株)	
(株)小松製作所試験センタ	長野計器(株)	
(株)小松製作所油機開発センタ	中村工機(株)	

編集室

次号予告

—特集「フルードパワーにおける品質向上技術の活用」—

【巻頭言】「フルードパワーにおける品質向上技術の活用」発行に当たって	北村 剛
【解説】	
連成解析における遠心ファン翼形状最適化	石澤 夏希
電磁切換弁の状態検出	永野 卓
油圧機器の状態監視実施例	遠藤 寛和
センサ技術を利用した故障予知と遠隔メンテナンス	松山 俊明, 秋本 義和
オイル状態監視による建設機械の見守り	後藤 淳
水グリコール系難燃性作動油の状態監視システムの開発について	三好 慎介
ターボコンプレッサの稼働状況を見える化するリモートモニタリング	摩嶋 完治
【会議報告】	
日本機械学会第21回機素潤滑設計部門講演会におけるフルードパワー関連技術の研究動向	谷口 浩成
【トピックス】	
学生さんへ、先輩が語る—油圧機器の設計・開発に携わる社会人の日常—	中山 大輔
駐在員日記	金 俊完
【企画行事】	
2022年度ウィンターセミナー開催報告「機械学習の基礎とフルードパワーシステムへの応用」	小林 亘

2022年度「フルードパワーシステム」編集委員

委員長 柳 田 秀 記 (豊橋技術科学大学)	委員 妹 尾 満 (SMC株)
副委員長 山 田 宏 尚 (岐阜大学)	谷 口 浩 成 (大阪工業大学)
委員 飯 尾 昭 一郎 (信州大学)	中 野 政 身 (東北大学)
飯 田 武 郎 (コマツ)	中 山 晃 (日立建機株)
岩 田 将 男 (CKD株)	藤 田 壽 憲 (東京電機大学)
加 藤 友 規 (福岡工業大学)	丸 田 和 弘 (コマツ)
北 村 剛 (油研工業株)	村 岡 裕 之 (株コガネイ)
窪 田 友 夫 (KYB株)	吉 見 浩 司 (川崎重工業株)
五 嶋 裕 之 (株工苑)	吉 満 俊 拓 (神奈川工科大学)
齋 藤 直 樹 (秋田県立大学)	担当理事 伊 藤 隆 (KYB株)
佐々木 大 輔 (香川大学)	学会事務局 成 田 晋
佐 藤 恭 一 (横浜国立大学)	編集事務局 竹 内 留 美 (勝美印刷株)

(あいうえお 順)

会 告

複写される方へ

本会は下記協会に複写に関する権利委託をしていますので、本誌に掲載された著作物を複写したい方は、同協会より許諾を受けて複写してください。ただし(公社)日本複写権センター(同協会より権利を再委託)と包括複写許諾契約を締結されている企業の社員による社内利用目的の複写はその必要はありません。したがって、社外頒布用の複写は許諾が必要です。

権利委託先：(一社)学術著作権協会

〒107-0052 東京都港区赤坂9-6-41 乃木坂ビル

TEL: 03-3475-5618 FAX: 03-3475-5619 E-mail: info@jaacc.jp

なお、著作物の転載・翻訳のような、複写以外の許諾は、学術著作権協会では扱っていませんので、直接本会へご連絡ください。

〒105
0011

東京都港区芝公園三丁目五番二機械振興会館別館一〇二 電話(〇三)三四三三―八四四一 FAX(〇三)三四三三―八四四二
編集兼発行人 一般社団法人日本フルードパワーシステム学会 振替口座 東京〇〇―一〇―三一―二三三六九〇

東京都文京区白山一―二―七 アクア白山ビル五階
印刷所 勝美印刷株式会社