

日本フルードパワーシステム学会誌

JOURNAL OF THE JAPAN
FLUID POWER SYSTEM SOCIETY

フルードパワー システム

July.2019 Vol.50 No.4

特集「医療に関わるフルードパワー」

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「医療に関わるフルードパワー」

【巻頭言】

「医療に関わるフルードパワー」発行にあたって 飯尾昭一郎 156

【解説】

脳蘇生のための生理状態自動制御 橋木 智彦 157
 睡眠時無呼吸症候群にみる流体力学とその治療方法 高井雄二郎 163
 繊毛による生体流れの駆動 石川 拓司 166
 リンパの流れに視点をおいた新しいリンパ学 大橋 俊夫 170
 計測融合血流解析の医療応用 早瀬 敏幸 174
 人工心臓 山根 隆志 178

【会議報告】

ICFD2018におけるフルードパワー関連研究 中野 政身 182

【トピックス】

学生さんへ、先輩が語る—学生時代を振り返って今思うこと— 小林 亘 185
 Youは日本をどう思う？第10回：セルビアから日本に留学して ミリツァ・ラドイチッチ 189

【研究室紹介】

大阪工業大学ロボティクス&デザイン工学部 ロボット工学科 フレキシブルロボティクス研究室
 谷口 造成 191

【企画行事】

平成30年度ウインターセミナー開催報告「フルードパワーシステムと1 DCAE」 林 光昭 194

【会告】

2019年度 特別教育講座「油圧機器・システムのモデリング入門:市販ソフトを利用するときを知っておくことはこれだ!」	165
日本フルードパワーシステム学会・日本機械学会 共催 2019年秋季フルードパワーシステム講演会	165
2019年度(第38期)通常総会終了	197
学会創立50周年特別会費(賛助金)の受付状況	198
共催・協賛行事のお知らせ	200
FP道場14開催のお知らせ	201
その他	196, 199, 202

■表紙デザイン: 山本 博勝 (株豊島)

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 Relating to Medical Treatment and Technology”

[Preface]

On the Special Issue “Fluid Power Relating to Medical Treatment and Technology”	Shouichiro IIO	156
---	----------------	-----

[Review]

Automatic Control of Physiological Conditions for Brain Resuscitation	Tomohiko UTSUKI	157
Hydrodynamics and Treatment in Sleep Apnea Syndrome	Yujiro TAKAI	163
Biological Flow Induced by Ciliary Beat	Takuji ISHIKAWA	166
New Lymphology Established by Lymph Flow Points of View	Toshio OHHASHI	170
Medical Application of Measurement-Integrated Blood Flow Analysis	Toshiyuki HAYASE	174
Ventricular Assist Devices	Takashi YAMANE	178

[Conference Report]

Researches Related to Fluid Power in ICFD2018	Masami NAKANO	182
---	---------------	-----

[Topics]

Senior Talks to Students—Looking back on my college days—	Wataru KOBAYASHI	185
What do you think of Japan? 10th : Exchange student in Japan from the Republic of Serbia	Milica RADOJICIC	188

[Laboratory Tour]

Flexible Robotics Laboratory, Dept. of Robotics, Faculty of Robotics and Design, Osaka Institute of Technology	Hironari TANIGUCHI	190
--	--------------------	-----

[JFPS Activities]

Report on JFPS winter Seminar “Fluid Power System and 1 DCAE”	Mitsuaki HAYASHI	193
---	------------------	-----

[JFPS News]

	165, 195, 196, 197, 198, 199, 200
--	-----------------------------------

「医療に関わるフルードパワー」発行にあたって

著者紹介



いい お しょういちろう
飯尾 昭一郎

信州大学工学部機械システム工学科
〒380-8553 長野市若里4-17-1
E-mail:shouio@shinshu-u.ac.jp

2004年宮崎大学大学院博士課程修了。同年信州大学工学部助手、2011年同大学准教授、現在に至る。小水力発電、水圧システムの研究に従事。日本フルードパワーシステム学会、ターボ機械協会、日本機械学会などの会員、博士（工学）。

フルードパワーが活躍する分野は多岐にわたっており、医療分野も例外ではない。当学会誌では医療や福祉に関する特集号として、「医工連携とフルードパワー」（2006年）、「健康福祉機器で役立つフルードパワー」（2007年）、「フルードパワーシステムの新たな展開—医療・福祉・介護—」（2011年）、「人間の歩行・立位を支援するフルードパワーシステム」（2013年）、「人に優しいフルードパワーの最新技術」（2017年）の計5回にわたり発行されている。

機器開発においては空気圧を利用するものが圧倒的に多く、そのほかにMR流体や水圧、油圧を利用するものが散見される。2006年の特集号では血流解析や血液循環システム、人工心臓に関する解説が多いが、2007年以降は概して介護福祉や理学療法に関するものが多い。2007年は日本が超高齢社会を迎えた元年であり、治療体操や運動などの支援を目的とした理学療法機器、身体介護支援を補助する福祉機器、動作支援をおこなうパワーアシストスーツなどの研究開発が活発化しているのも頷ける。現在もこれらの機器に関して、高性能化、小型化、低

コスト化、軽量化、長寿命化などさまざまなニーズをとらえた研究開発が続けられている。

ところで、生体はフルードパワーシステムの宝庫と言えよう。たとえば、血液・リンパ・呼吸・尿・唾液など、さまざまな種類の流体の流れが生体機能の発現や自動制御に重要な役割を果たすことで我々の健康が保たれている。そのメカニズムはきわめて緻密であり、神秘的でもある。

本特集号は、その生体内の流れに関する記事で構成する。以下の①～⑥についてそれぞれのご専門の先生方にご執筆願った。医学的・工学的観点に基づく非常に興味深い内容であり、流体力学、制御工学、シミュレーション工学など、いずれもフルードパワーシステムと密接に関係するものである。

- ①脳生理状態を自動制御するシステムの開発
- ②睡眠時無呼吸症候群の発生メカニズムとその治療方法
- ③気道に関する繊毛運動とその流れの駆動
- ④リンパに関する生体機能とリンパの流れの役割
- ⑤血流に関する数値シミュレーションと実験計測を融合した計測融合シミュレーション手法
- ⑥人工心臓の技術開発

ご多忙のところを快くご執筆をお引受けいただいた方々に深く謝意を表するとともに、読者の皆さまがフルードパワーを新たな面から考える機会としていただければこれほどの幸いはない。

本特集号の企画は、編集委員会の塚越秀行委員長、村松久巳副委員長、中野政身委員、矢島丈夫委員のご協力を得たことを付記する。

（原稿受付：2019年6月18日）

解説

脳蘇生のための生理状態自動制御

著者紹介



うつ き とも ひこ
橋 本 智 彦
 東海大学工学部医用生体工学科
 〒259-1193 神奈川県伊勢原市下糟屋143
 E-mail : tom.utsuki@tokai-u.jp

2006年東京医科歯科大学大学院保健衛生学研究科博士後期課程修了。同大学特任助教・講師、東海大学工学部講師を経て、2019年同大学准教授、現在に至る。生体生理状態のモデリングと自動制御の研究に従事。日本生体医工学会、計測自動制御学会などの会員。博士（保健学）。

1. はじめに

救急医療において、脳蘇生は心肺蘇生に続く重要な治療として認識されている。なぜならば、脳機能は人が人らしく生きるために不可欠な臓器であり、脳蘇生に成功しなければ脳死や植物状態といった重篤な状況に陥る可能性もあるからである。

脳蘇生では、長らく脳血流の維持と脳ヘルニアの回避を目的とした脳圧管理くらいしか有効な手段がなかった。しかし、1990年初頭のCliftonらの論文¹⁾²⁾をきっかけにして軽度脳低温療法が注目されるようになった。そして、2002年にこの療法の心肺停止後脳症と新生児仮死に対する有効性が確認³⁾⁴⁾されてから米国心臓協会心肺蘇生ガイドラインでの推奨度が5年ごとの改訂のたびに引き上げられ⁵⁾⁷⁾、現在に至っている。このような推移から、現在の各種の救急ガイドラインでは、脳蘇生に必要な項目として脳圧、脳血流量、脳温の適正管理を挙げている⁸⁾⁹⁾。

しかしながら、このうち脳圧、脳血流量の管理は医療従事者による手動的な方法で行われている。また脳温管理では、脳温を自動制御するシステムとして、著者らが開発して臨床応用したもの¹⁰⁾¹¹⁾やすすでに市販されている米国製の装置シリーズなどがある¹¹⁾が、まだ一部の医療機関にしか普及していない。このような状況から、現在も脳蘇生に関わる医療従事者の負担は大きく、医療費も高額になりやすい。しかも、たいていの場合は医療従事者の知識と

経験に依存して行われているので、管理の精度がばらつきやすい。

したがって、脳圧、脳血流量、脳温という生理状態の完全自動制御には、より正確な管理による治療効果の向上のみならず、医療従事者の負担軽減と医療コストの抑制も期待できると考えられる。ただし、脳圧、脳血流量、脳温は、相互に影響を及ぼしている。それゆえ、救急ガイドラインの趣旨に照らして考えると、それぞれを単独で制御するシステムを寄せ合わせるのではなく、相互関係を考慮しながら同時に制御を行う多入力多出力制御システムを開発するのが合理的である。以上の背景から、著者の研究室では、現在、脳圧、脳血流量、脳温に、細胞の生死に直接かかわる脳代謝動態を加えた脳生理状態を自動制御するシステムの開発を進めている。

しかし、システム開発では制御パラメータなどを模索するために基礎性能試験を繰り返す必要があるが、ボランティアや患者を対象とするそのような試験は倫理的に許されていない。したがって、脳生理状態の特性を十分に表現するモデルを構築し、これを制御対象とするシミュレーションが不可欠となる。本稿では、現在構築中の総合的脳生理状態モデルの概要と、脳蘇生における脳生理状態自動制御の意義や展望について説明する。

2. 総合的脳生理状態モデルの構築

著者の研究室では、現在、図1に示すように、まず脳血液循環モデル、脳組織水分移動モデル、脳組織熱移動モデル、および脳組織代謝モデルを構築し、その後、各モデルの相互の影響を考慮しながら統合するという方法で脳生理状態モデルの構築を目指し

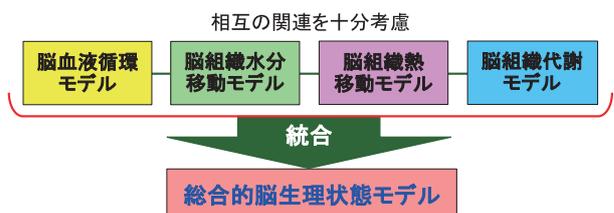


図1 各構成モデルの統合による脳生理状態モデルの構築

ている。本章では、その脳生理状態モデルの構成要素となる各モデルについて概説する。

2.1 脳血液循環モデル

内頸動脈と椎骨動脈から脳に流入した血液は、ウィリス動脈輪と大脳動脈を経て毛細血管で組織と物質交換をした後、ほとんどが内頸静脈より流出する。この流れを、電気回路モデルとして表現したものが図2に示す脳血液循環モデルである¹²⁾¹³⁾。

図中の●は血管セグメントの分岐点、ボックスは血管セグメントの特性を表している。矢印が貫いているボックスは、特性が脳の自己調節機能によって可変であることを示すものであり、血管セグメントを出入りする矢印はその位置で脳脊髄液や脳組織液が出入りすることを表している。

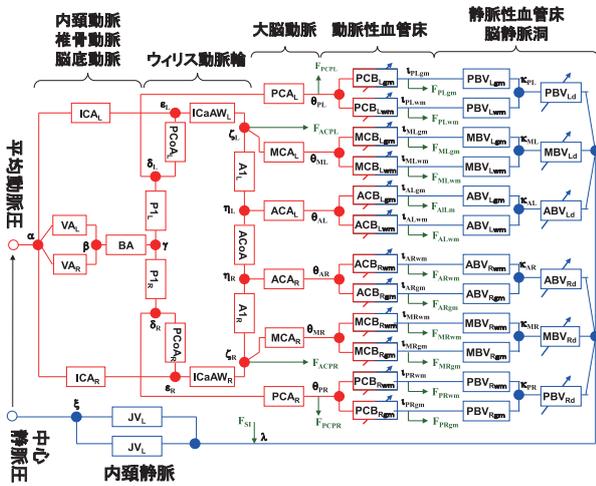


図2 脳血液循環電気回路モデルの構造

血管セグメントの特性は、図3のように、抵抗、コンデンサ、および直流電源で表現できる。ただし、 P_1 、 P_2 、および P_s は血管セグメントの左端、右端、および中心の血圧、 G_1 、 G_2 はコンダクタンス、 C は静電容量、 E は電源電圧である。これにより、コンデンサの蓄電量が血液貯留量、電源電圧が脳組織圧に対応する。

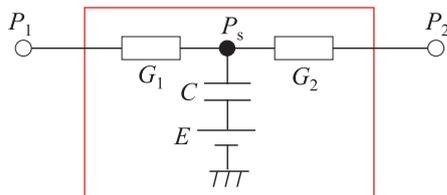


図3 血管セグメントの電気回路的構造

本モデルでは、設定する動脈性血管セグメントのコンダクタンスを式(1)で求める。 r は半径、 l は長さ、 μ は血液粘度である。また、他のセグメントのコンダクタンスと全セグメントの静電容量および電源電

圧には種々の先行研究にある値を適用した¹⁴⁾⁻¹⁹⁾。

$$G_1 = G_2 = \frac{1}{2} \times \frac{\pi r^4}{8\mu l} \tag{1}$$

さらに、自己調節機能による特性変化は、式(2)の抵抗 R あるいはコンダクタンス G の調節で表現する。

$$\begin{cases} R = \frac{R_{\max} - R_{\min}}{1 + e^{-a(P_{CP} - \frac{P_{CP\max} + P_{CP\min}}{2})}} + R_{\min} \\ G = \frac{P_1 - ICP}{P_1 - P_2} \cdot G' \end{cases} \tag{2}$$

このモデルでは、 P_s に関する52次元の連立1階非線形微分方程式が成り立ち、これを数値解析すれば各所の血圧、血流量、および貯留血液量が計算できる。図4、図5、および表1に、左右差がない健康成人を想定したモデルの解析結果の一例を示す。

図4は、毛細血管の血圧が適当な初期値から平衡値に収束する過程を示したものである。整定値は、概ね0.2 minであった。また、その毛細血管血圧、血流量、および貯留血液量は、これまでの知見と照

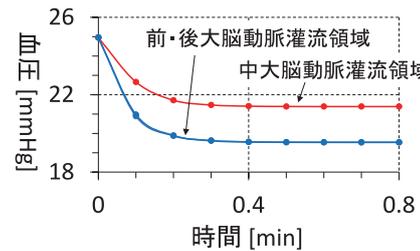


図4 毛細血管（灰白質）血圧の収束過程

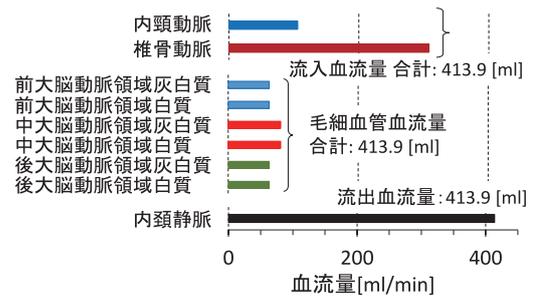


図5 左脳の流入・毛細血管・流出血流量の比較

表1 血管床の貯留血液量 (単位: ml)

		動脈性血管床	静脈性血管床
灰白質	前大脳動脈領域	1.56	1.35
	中大脳動脈領域	2.00	1.57
	後大脳動脈領域	1.56	1.35
白質	前大脳動脈領域	1.56	1.35
	中大脳動脈領域	2.00	1.57
	後大脳動脈領域	1.56	1.35
左半球合計		10.24	8.54
大脳合計		20.49	17.08

合して定量的に無理がなく、脳の流入血流量，毛細血管流量，および流出流量が一致したので，本モデルは少なくとも健常人の脳血液循環動態生理学的に妥当に構築されていると考えられる。

2.2 脳組織水分移動モデル

脳の水分には，脳脊髄液と脳組織液の2種類がある。脳脊髄液は，脳室壁にある脈絡叢で産生され，マジャンディー孔あるいはルシュカ孔からくも膜下腔に移動してくも膜顆粒から脳静脈洞に吸収される。脳組織液は脳毛細血管から脳組織に漏出した水分とグルコース代謝で産生される水分からなり，脳室あるいはくも膜下腔に流出して脳脊髄液と合流して脳静脈洞に吸収される。脳組織液は，条件により脳毛細血管に吸収されることもある。この水分移動を，脳を分割したコンパートメント単位で計算する，いわゆるコンパートメントモデルで表したのが脳組織水分移動モデルである²⁰⁾⁻²²⁾。図6にその構造を示す。

ただし，図中の矢印は水分の移動を正で定義した方向であり，脳脊髄液の産生と吸収は向きが一定であるが，それ以外は方向が反対になることもある。

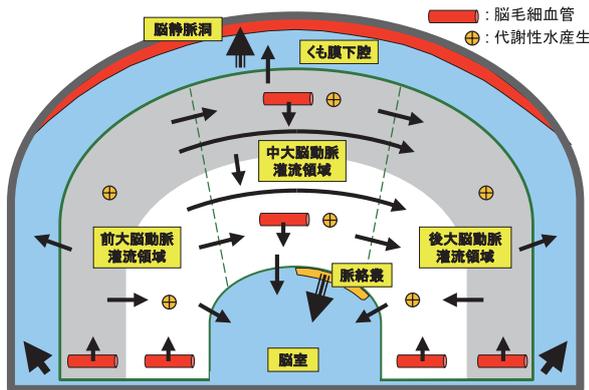


図6 脳組織水分移動モデルの構造（左半球のみ表示）

本モデルでは，大脳をまず左右の半球に分け，つぎに大脳動脈の灌流領域で分け，さらに灰白質と白質の違いで分けた。そして，これに脳室とくも膜下腔を加えて，コンパートメント数を14個とした。

脳組織液が移動するメカニズムは，膠質浸透圧を生じる膜や壁を介するかどうかで異なる。まず毛細血管壁，脳室壁，またくも膜下腔壁を介する移動は，式(3)に示すようにスターリングの仮説に従う。ただし， F, L, P, σ, C, R, T は流量，移動係数，静水圧，反射係数，膠質濃度，気体定数，絶対温度であり，下付きの数字は膜や壁の内外の違いを表す。

$$F = L \{ (P_1 - P_2) - \sigma RT (C_1 - C_2) \} \quad (3)$$

また，膠質浸透圧を生じる壁や膜がない脳の実質組織中の水分移動は，式(4)のように静水圧差のみに従って生じる。

$$F = L (P_1 - P_2) \quad (4)$$

一方，脈絡叢での脳脊髄液の産生は毛細血管圧が脳室圧を上回ると一定の速さで生じ，上回らなければ生じない。また，くも膜顆粒での脳脊髄液の吸収は，くも膜下腔圧が脳静脈洞圧を上回ると，その差に比例するように生じる。脳脊髄液の脳室からくも膜下腔への移動も，両者の静水圧差に比例すると考えて良いだろう。

以上にグルコース代謝における水産生を加えて立式すると，各コンパートメントの体積，静水圧，および膠質濃度に関する40次元の連立1階非線形微分方程式が導ける。そして，その数値解析から各所の静水圧，浸透圧，体積，および水分流量が計算できる。

本モデルの解析例として，図8～図10を示す。これらは，健常成人の毛細血管内膠質濃度が1/12倍になるステップ変化を想定した場合のものである。毛細血管内膠質濃度が減少すると毛細血管内浸透圧が減少するので，毛細血管から組織への水分流量が増加して組織の体積と圧力は増加する。図7～図9に示した結果は，その予想に矛盾していない。

2.3 脳組織熱移動モデル

脳は，肝臓に次いで単位体積・時間当たりの代謝産熱量が多い臓器である。それゆえ，健常成人では脳血流による熱の洗い出しにより組織蓄熱量の増加を抑制し，脳温を一定に維持している。一方，健常

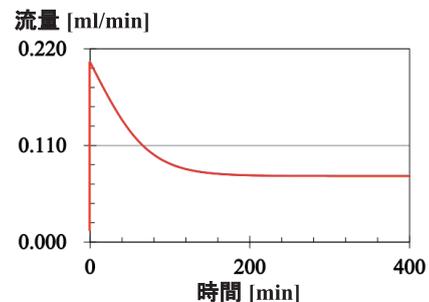


図7 毛細血管から脳組織への水分移動流量の推移

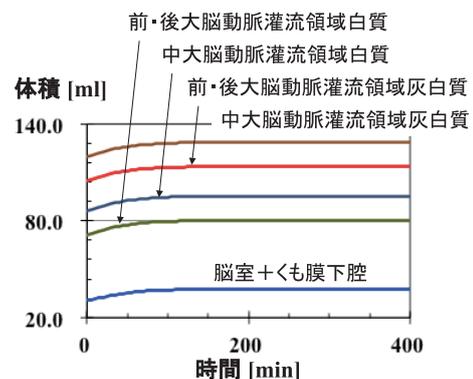


図8 各コンパートメントの体積の推移

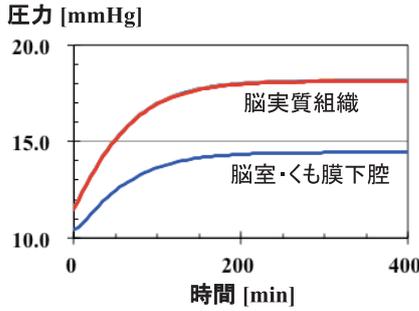


図9 各コンパートメントの圧力の推移

小児では、脳組織の体積に対する表面積の割合が大きいので、上述の熱の洗い出しに加えて頭蓋骨と頭皮を経た体外への熱移動が無視できない。

本稿の冒頭で述べた軽度脳低温療法では、体表を冷却する表面冷却，体外循環装置で血液を冷却する血液冷却，冷却用カテーテルを血管に挿入する血管内冷却，咽頭を冷却する咽頭冷却などさまざまな冷却法があるが、いずれも脳の血液温度の低下から洗い出される熱量が増加するので、脳温が低下する。

脳組織間や脳組織と血液の間の熱移動は、式(5)に示すように、水分移動があるので熱伝導だけでなく対流によっても生じる。また、脳組織ではグルコース代謝による熱産生も考慮しなければならない。さらに、くも膜下腔と頭蓋骨の間，頭蓋骨と頭皮の間，頭皮と外界の間の熱移動は、式(6)に示すように伝導のみと考えて差し支えない。ただし、 \dot{Q}_{1-2} と F_{1-2} はコンパートメント1から2への熱流量と水分流量， T_1 と T_2 はコンパートメント1と2の絶対温度， k ， c ， ρ はコンパートメント間の熱伝導係数，脳組織の比熱，脳組織液の密度である。

$$\dot{Q}_{1-2} = k(T_1 - T_2) - cpF_{1-2}T_1 \quad (5)$$

$$\dot{Q}_{1-2} = k(T_1 - T_2) \quad (6)$$

なお、脳静脈洞と頭皮の間には導出静脈による血流が存在し、頭皮を介する外界への熱放出に影響を与えているが、個人差が大きく常に存在するものではないので²³⁾、本モデルでは無視している。この導出静脈の影響は、今後の課題としたい。

以上について、脳血液循環モデル，および脳組織水分移動モデルと整合させるために、脳組織水分移動モデルと同様に脳組織をコンパートメント化し、さらに各領域の脳毛細血管，脳静脈洞，頭蓋骨，および頭皮のコンパートメントを追加した。図10にモデルのコンパートメント構造を示す²⁴⁾。

各コンパートメントの熱収支について立式すると、式(7)の形式でコンパートメント温度 T に関する29次元の連立1階線形微分方程式が得られる。

$$\frac{dT}{dt} = \frac{V \cdot q}{c \cdot \rho} + \sum_{i=1}^m F_i \cdot T_i + \sum_{j=0}^n k_j \cdot (T_j - T) \quad (7)$$

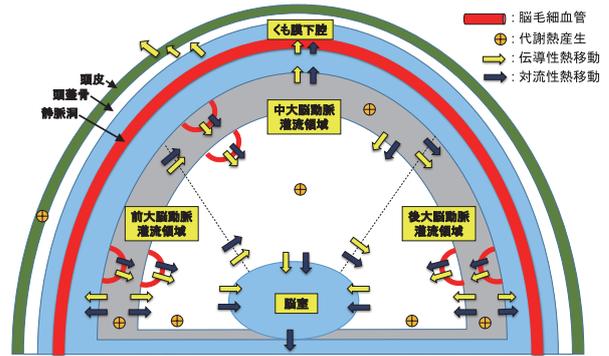


図10 脳組織熱移動モデルの構造

ただし、 V はコンパートメントの体積， q は単位体積・単位時間あたりの代謝産熱量， F はコンパートメントへの水分流入流量， T はコンパートメントの温度，添え字のついた T は隣接コンパートメントの温度，シグマ記号の m と添え字 i は対流性熱移動に関わる隣接コンパートメントの数と番号，同じく n と j は伝導性熱移動に関わる隣接コンパートメントの数と番号である。

図11に、このモデルの解析例を示す。どちらも、健常成人を想定した条件下で、灰白質の温度が初期値から一定値に収束する過程を示している。ACAは前大脳動脈，MCAは中大脳動脈，PCAは後大脳動脈の灌流領域を表しており、灌流領域によって0.1℃程度の差はあるものの、どれも同様の推移を示している。収束値は概ね37.85℃であったが、これは健常人の脳組織温として矛盾がない。

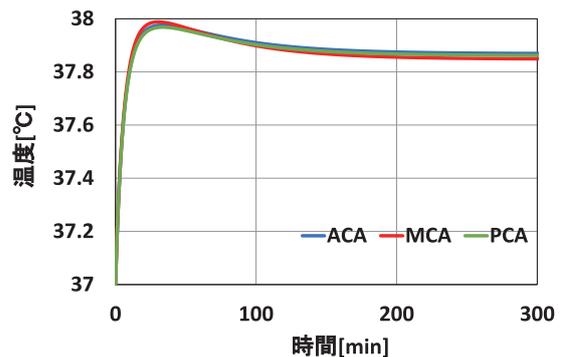


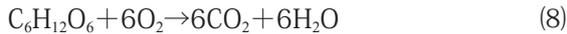
図11 灰白質における脳組織の温度推移

2.4 脳組織代謝モデル

現在、グルコース， O_2 ，および CO_2 の動脈血濃度を入力変数として与えると、毛細血管，脳組織，脳室・くも膜下腔，および静脈血のグルコース濃度， O_2 濃度， CO_2 濃度の推移が計算可能なコンパートメントモデルを構築中である。

脳には脳血液関門があり、エネルギー代謝の基質としてグルコース以外は通過することができない。

したがって、通常、脳組織では式(8)で総括できる好気性代謝が生じている。



グルコースが脳血液関門と通過する際には輸送タンパク質を介する促進拡散が行われるが、脳組織間の移動と軟膜を介する脳脊髄液中へのグルコースの移動は単純拡散で生じると考えられる。また、 O_2 と CO_2 は脳血液関門、脳組織中、および脳組織と脳脊髄液間を拡散と水分移動にともなう対流によって移動する。さらに脳組織では、先述したように、式(8)に従ってグルコースと O_2 が消費され、 CO_2 と H_2O が産生されるが、その化学変化の速度は実際の代謝カスケードにおける律速反応速度に依存する。そして、その律速反応速度は関与する基質と酵素の濃度、および温度によって異なる反応係数から計算できる。

以上の現象について微分方程式等を立てれば、脳組織代謝の動的モデルが構築できると考えられる。

2.5 モデルの統合と総合的脳生理状態モデル

上述したモデルを統合して総合的脳生理状態モデルを構築するには、以下のような手順が必要である。

まず、それぞれのモデルには共通の変数が含まれているので、その計算値を互いに代入する必要がある。たとえば、脳組織水分移動モデルでは脳毛細血管の血圧値が必要であるが、これは脳血液循環モデルで計算することができる。また、脳組織熱移動モデルで用いる水分流量は脳組織水分移動モデルで計算できる。このように変数を共通化し、各モデルの微分方程式を集めると、200次元以上の連立微分方程式が得られると考えている。

ただし、たとえば毛細血管中の CO_2 濃度変化による脳血液循環への影響や、脳組織の温度変化によるエネルギー代謝への影響などは、脳生理状態の特性を表現するのに不可欠と思われる要素であるが、上述したモデルでは考慮されていない。したがって、このように共通の変数が2つ以上のモデルに関わっている未考慮の要素を追加することも、モデルを統合する際の課題である。

このように、総合的脳生理状態モデルは構築までに少なくない課題が存在しているが、臓器・組織レベルの生理状態を表現するモデルとして、これほど総合的に脳生理状態を表現できるものは、少なくとも著者の知る限り見あたらない。しかも、モデルで用いられている変数とパラメータが解剖学や生理学で用いられているものであるため、モデルの物理的な意味が容易に理解でき、シミュレーションでの条件設定も簡便に行えると考えられる。これは、医療者にとっても基礎性能試験の結果が理解しやすいので、安心して使用することにつながると思われる。

3. 脳蘇生における脳生理状態制御の意義

脳生理状態自動制御には、救急ガイドラインに記載されている管理の自動化のほかにも重要な意義があると考えられる。

たとえば、脳細胞を障害して死に至らしめるフリーラジカルを吸着するラジカルスカベンジャーとしてエダラボンが医薬品として開発され、すでに製造・販売の承認を得て臨床で使用されている²⁵⁾。しかし、吸着の対象であるフリーラジカルは、脳虚血を引き金にして生じる一連の生理・生化学反応で増加するので、脳蘇生を効果的に行うには脳虚血状態から脱却し、かつ一連の反応をいち早く抑制する必要がある。そのためには、脳血管の圧迫を避けて血流量を維持するための脳圧・脳血流量管理、および生理・生化学反応を抑制するための脳温・脳代謝管理が不可欠である。このことから、エダラボン投与のような近年開発された新しい治療技術も脳生理状態の十分な管理を必要とするという意味で、脳生理状態自動制御にはさらなる意義があるといえるだろう。

同様のことは、血栓溶解剤の血管内投与による血栓塞栓性脳梗塞の治療²⁵⁾や、幹細胞移植による脳細胞の再生治療²⁶⁾などでもいえる。すなわち、これまでの脳生理状態の管理といういわば自己治癒力を期待するような治療ではなく、さらに積極的に脳蘇生を図る治療でも、脳生理状態自動制御は不可欠な基礎技術になりうると考えられる。

4. おわりに

本稿では、現在、構築中の総合的脳生理状態モデルと、脳蘇生における脳生理状態自動制御の意義について説明した。

構築中の総合的脳生理状態モデルは、制御システムの開発のほかにも、たとえば脳蘇生の教育用シミュレータや、治療ナビゲータとしても応用できるのではないかと期待している。また、脳生理状態自動制御には生体を対象とする制御としての特殊性から、一般的な制御システムの開発に比べて制御アルゴリズムや制御操作などに独自の工夫と考慮が必要である。このような課題の解決から、制御工学の発展にも貢献できると考えている。

参考文献

- 1) Clifton, G.L., Jiang, J.Y., Lyeth, B.G., et al: Marked protection by moderate hypothermia after experimental traumatic brain injury, *J Cereb Blood Flow Metab*, Vol. 11, No. 1, p. 114-21 (1991)
- 2) Clifton, G.L., Allen, S., Barrodale, P., et al: A phase II study of moderate hypothermia in severe brain injury,

- J Neurotrauma, Vol. 10, No. 3, p. 263-71 (1993)
- 3) Hypothermia after Cardiac Arrest Study Group: Mild therapeutic hypothermia to improve the neurologic outcome after cardiac arrest, *N Engl J Med*, Vol. 346, No. 8, p. 549-556 (2002)
 - 4) Bernard, S.A., Gray, T.W., Buist, M.D., et al: Treatment of comatose survivors of out-of-hospital cardiac arrest with induced hypothermia, *N Engl J Med*, Vol. 346, No. 8, p. 557-563 (2002)
 - 5) American Heart Association: 2005 International consensus on cardiopulmonary resuscitation and Emergency Cardiovascular Care Science with treatment recommendations, *Circ*, Vol. 112, No. 22 (suppl), p. III 1 - III 136 (2005)
 - 6) American Heart Association: 2010 American Heart Association guidelines for cardiopulmonary resuscitation and emergency cardiovascular care science, *Circ*, Vol. 122, No. 18 (suppl), p. S639-946 (2010)
 - 7) American Heart Association: 2015 International consensus on cardiopulmonary resuscitation and Emergency Cardiovascular Care Science with treatment recommendations, *Circ*, Vol. 132, No. 16 (suppl), p.S 1 -S311 (2010)
 - 8) ECC Committee. Subcommittees. Task Forces of the American Heart Association: American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care, *Circ*, Vol. 112, No. 24 (suppl), p. IV 1 -203 (2005)
 - 9) Neumar, R.W., Nolan, J.P., Adrie, C., et al: Post-cardiac arrest syndrome, *Circ*, Vol. 118, No. 23, p. 2452-2483 (2008)
 - 10) Wakamatsu, H., Utsuki, T.: Clinical system engineering of long-term automatic thermal control during brain hypothermia under changing conditions, *Tech Health care*, Vol. 18, No. 3, p. 181-201 (2010)
 - 11) Utsuki, T.: Automatic Control of Brain Temperature by Surface Cooling, *Advances in Medicine and Biology*, Vol.93, Nova Science Publishers, p. 31-57 (2015)
 - 12) Utsuki, T.: Development of a cerebral circulation model for the automatic control of brain physiology, *Proc 37th Int Conf IEEE EMBC*, p. 1890-1893 (2015)
 - 13) Utsuki, T.: A model of cerebral blood circulation for future automatic control of brain state, *Proc IASTED Int Conf MIC 2017*, p. 158-165 (2017)
 - 14) Hillen, B., Hoogstraten, H.W., Post, L., et al: A mathematical model of the flow in the circle of Wills, *J Biomech*, vol. 19, No. 3, p. 187-194 (1986)
 - 15) Cassot, F., Zagzoule, M., Marc-Vergnes, J.P.: Hemodynamic role of the circle of Wills instenoses of internal carotid arteries -An analytical solution of a linear model-, *J Biomech*, Vol. 33, No. 4, p. 395-405 (2000)
 - 16) Piechnik, S.K., Czosnyka, M., Harris, N.G., et al: A model of the cerebral and cerebrospinal fluid circulations to examine asymmetry in cerebrovascular reactivity, *J Cereb Blood Flow Metabol*, Vol. 21, No. 2, p. 182-192 (2001)
 - 17) Hoffmann, O.: Biomathematics of intracranial CSF and haemodynamics -Simulation and analysis with the aid of a mathematical model-, *Acta Neurochir*, Vol. 40 (Suppl), p. 117-130 (1987)
 - 18) Ursino, M.: Computer Analysis of the main parameters extrapolated from the human intracranial basal artery blood flow, *Comput Biomed Research*, Vol. 23, No. 6, p. 542-559 (1990)
 - 19) Zhang, H., Kobayashi, M., Yamada, S., et al: Development of a patient-specific multi-scale simulation system for prediction of hemodynamics in pre- and post-operation, *Seisan- Kenkyu*, Vol. 66, No. 3, p. 291-294 (2014)
 - 20) Utsuki, T., hirano, S.: Migration Model of Extracellular Fluid in Cerebral Tissue for Future Automatic Control of Brain physiological State, *Proc 6th Int Conf Biotech Bioeng*, p. 15-15 (2017)
 - 21) Utsuki, T.: Construction of a Dynamic Model of Cerebral Blood Circulation for Future Integrated Control of Brain State, *Proc 20th Int Conf Biomed Eng Sys*, Vol. 20, No. 3, p. 1279-1279 (2018)
 - 22) 佐藤京香, 橋木智彦: 頭蓋骨の硬直性を考慮した脳組織水分移動モデルの構築, *生体医工学*, Vol. 56 (Suppl), S304-S304 (2018)
 - 23) 平下政美, 永坂鉄夫, 田辺実, 他: ヒトの暑熱障害防止を目的とした選択的脳冷却機構と個人差の解明, *デサントスポーツ科学*, Vol. 14, p. 105-114, (1993)
 - 24) 廣瀬楓介, 橋木智彦: 脳組織熱移動モデルの構築, *生体医工学*, Vol. 56 (Suppl), S305-S305 (2018)
 - 25) 阿部康二: 虚血性脳障害における脳保護療法, *脳卒中*, Vol. 36, p. 134-137 (2014)
 - 26) 大木宏一: 脳梗塞の細胞治療, *脳循環代謝*, Vol. 28, Mo. 2, p. 309-314 (2017)

(原稿受付: 2019年4月5日)

解説

睡眠時無呼吸症候群にみる流体力学とその治療方法

著者紹介

たか い ゆう じ ろ う
高井 雄二郎東邦大学医療センター大森病院睡眠時呼吸障害センター
〒143-8541 東京都大田区大森西6-11-1
E-mail: ytakai@med.toho-u.ac.jp
URL: <https://www.lab.toho-u.ac.jp/med/omori/sdb/>

1970年1月28日生まれ。1995年東邦大学医学部卒業。2015年 東邦大学医学部医学科内科学講座呼吸器内科学分野（大森）准教授。2014年 東邦大学医療センター大森病院 睡眠時呼吸障害センター長。現在に至る。呼吸器内科学、睡眠呼吸障害などに従事。日本呼吸器学会指導医、日本睡眠学会認定医、医学博士

1. はじめに

睡眠時無呼吸症候群（sleep apnea syndrome : SAS）は、睡眠中に10秒以上呼吸が止まる（無呼吸）ことが繰り返されることで、日中の眠気や高血圧、心筋梗塞、脳梗塞、認知症などさまざまな症状や病気のリスクとなる疾患である¹⁾。本邦の患者数は300万人と推定されている²⁾。この疾患は、上気道という鼻腔から咽頭のいわば不整型な管のうち、主に軟口蓋から舌の後方の咽頭部が睡眠中に狭窄、閉塞して生じるいわば気流の変化で発生する（図1）。本稿では、この発生メカニズムとその治療方法について流体力学的視点を含めて解説する。

2. 睡眠時無呼吸症候群の病態生理と流体力学

鼻腔は構造的には骨や軟骨、筋肉に支持される

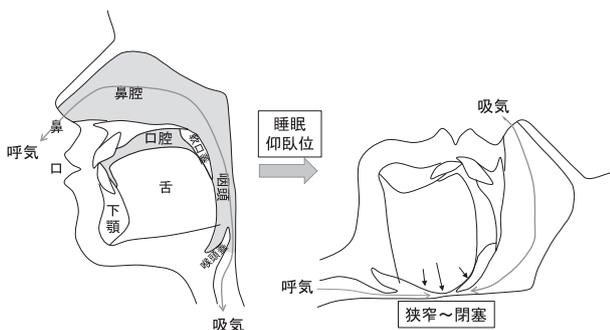


図1 上気道（灰色部分）の解剖と睡眠時無呼吸の発生

「硬い通路」であり、機能的には保温・加湿・フィルターの役割を果たす空気清浄・調整器である。鼻腔は骨の湾曲、鼻茸、炎症による粘液などにより狭窄や閉塞を来すが、口からの呼吸で代償できるため、鼻腔部分でSASを来すことはない。一方、咽頭は構造的には周囲を舌、軟口蓋といった筋肉や脂肪を主体とする「軟らかい通路」であり、機能的には人間特有の発声、また嚥下といった重要な役割を果たし、それゆえに他の哺乳類に比較して軟口蓋と喉頭蓋の距離が離れており、非常に気道径が変動しやすい（＝狭窄・閉塞しやすい）構造になっている。

通常呼吸は、この鼻から空気を吸い込み咽頭を通り肺に至るが、咽頭は径が不整で凹凸が有るため、呼吸時は乱流となりやすい。これが空気抵抗となって自然的に音（呼吸音）が発生する。睡眠中は舌や咽頭周囲の筋肉が生理的に弛緩することにより、特に仰臥位で重力に従って、舌が降下（舌根沈下）し、さらに咽頭を開大する筋肉の働きも弱まる³⁾。これにより咽頭は狭窄し、さらに呼吸時の空気抵抗は増大し、一定以上になると空気の乱流により軟口蓋や咽頭が振動して音が生じる（いびき）。

上気道を管として考えると、上気道が狭くなると空気抵抗が増えるが、生命維持のため肺に届く空気の流量は一定に保つ必要がある。よってベルヌーイの定理により、空気抵抗が増大するほど管内の流速は早くなり、空気抵抗増加→陰圧増加＝咽頭が閉塞する力が増大することとなる。その結果さらに狭窄が強くなり気流は低下し、最後には消失してしまう（無呼吸）（図2）。この無呼吸は平均数十秒、最大1分以上も持続する。近年はこの動的な気流解析を行う方法として、computational fluid dynamicsを用いて流れを観察する数値解析・シミュレーション手法が用いられる⁴⁾。

SASの発症要因は物理的に咽頭が狭窄しやすくなる状態とも言える。構造的な要因としては、肥満により舌や咽頭周囲の脂肪が増大する場合や、顔面の構造的にアジア人に多くみられる前後径が短い・下顎が後退・小顎など、咽頭が元々狭い場合が挙げられる。咽頭以外にも、鼻が前述した何らかの要因に

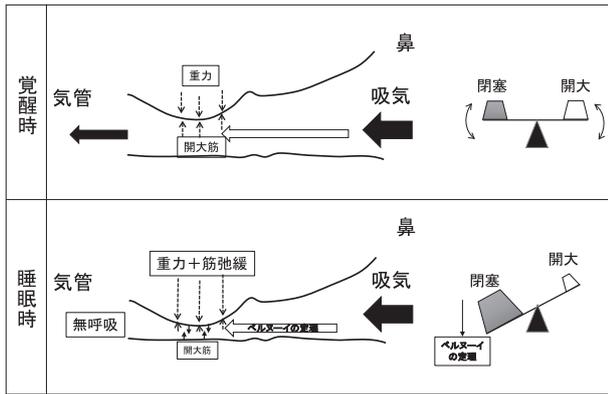


図2 睡眠時無呼吸の病態と流体力学

より狭窄し、口呼吸により開口すると下顎や舌が後方に移動するため、結果として咽頭が狭窄し易くなる。機能的な要因としては加齢により舌の筋肉活動が衰えることなどにより舌根沈下しやすくなる。

3. 睡眠時無呼吸症候群の治療方法とその課題

SASの治療はいくつかあるが、物理的に咽頭を上げる方法である点は共通している。以下に代表的な治療方法を解説する。

1) CPAP療法

中等症以上のSASの治療として第一選択であるのは持続的陽圧呼吸 (continuous positive airway pressure : CPAP) 療法である⁵⁾。CPAP療法は、睡眠中に装着したマスクから咽頭気道を含む上気道全体に、持続的に陽圧を与える治療方法である。空気を外部から押し込むことで咽頭の閉塞を解放し、ホバークラフトのように「空気の支え」を作る (図3 a)。初期は睡眠中にCPAP圧 (4 ~ 20cm H₂Oの範囲) を、個々人に合わせて睡眠中の無呼吸やいびきが消失する最低限の圧力を、技師が睡眠検査中に用手的に調整し、それを適正圧として設定した固定圧を用いる方法が主流であったが、近年はCPAP機器の進歩により、カメラレンズのオートフォーカスのように、患者のいびきや無呼吸を機器が感知して、自動的に圧力を睡眠中にリアルタイムに調整する方法が一般的になっている。

技術的課題としては、1998年に保険適応となった当初は、CPAP機器のサイズや重さが大きく、患者は寝返りを打つためある程度の長さや太さのホースが必要なことや、使用状況をどのように把握するかが課題であった。機器の進歩によりこの20年間で課題はだいぶ克服され、当初は本体が3kg程度の重さで、サイズも大きく使用記録も合計時間しか表示できなかったが、現在の最新機種は重さ300g程度まで軽量化し、使用時間や無呼吸の程度、圧力や空気漏れの状況などが細かく記録できるようになっ

た。機器管理についても3G回線やBluetoothを内蔵し、スマートフォンとの連動もできる機種も出てきており、IoT (Internet of Things) にも対応しており、専用のクラウドサーバーにCPAP機器のデータを転送することで、診療時にインターネット端末から遠隔的に機器情報を管理することも可能になっている。

2) 口腔内装置

歯列に合わせた上下のマウスピースを、下顎を前方に移動して接着・固定することで、咽頭の容積を増やす方法である (図3b)⁶⁾。電源を必要とせず手軽であり、主に軽症から中等症のCPAP療法に適應のない患者に用いられる。課題としては、CPAP療法と比較して咽頭を上げる効果は弱く個人差があり、肥満患者では閉塞圧が強いためあまり効果が期待できない。また当然ながら歯が十分残っていない患者では使用できず、高齢者にはあまり適應となりにくい。また現在の保険適応となっているタイプは使用データが記録できず、使用状況の管理ができない。保険外の一部装置では、これらを管理できるタイプがあるが、非常に高価である。また歯がなくても口腔内に陰圧を発生させることにより、舌を口腔外に突出させるタイプなどさまざまなバリエーションが存在する。

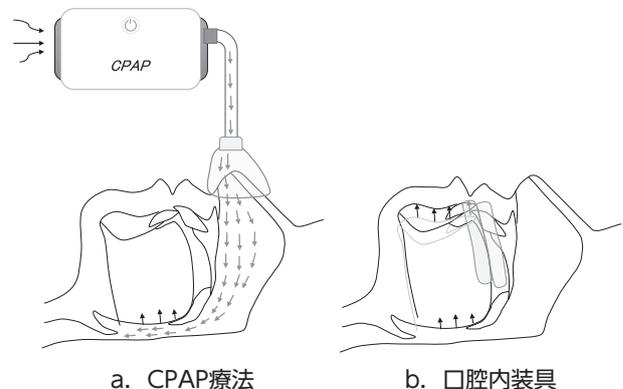


図3 SAS治療器具の原理

4. おわりに

咽頭は人類進化の過程で多機能性を持たせるために、“collapsible tube”となり、かつ長さを伸ばさざるを得なかったことがSASという病態を成立させている。そのため根本的に解決することは容易ではなく、睡眠時にデバイスで補助していく方向性は今後も続いていくことが推測される。デバイス開発の方向性としては、①なるべく小さく、②経済性に優れ、③使用時の違和感や合併症が極力ない、④IoTなどを用いた手軽で詳細な管理・調整、などが望まれて

いる。

参考文献

1) Marin JM, Carrizo SJ, Vicente E, et al: Long-term cardiovascular outcomes in men with obstructive sleep apnoea-hypopnoea with or without treatment with continuous positive airway pressure: an observational study. *Lancet* 365 : 1046-1053, 2005.
 2) 谷川武, 櫻井進, 磯博康: 睡眠呼吸障害の疫学. 呼吸器科 7 : 295-300, 2005.
 3) Wheatler JR, Mezzanotte WS, Tangel DJ, et al : Influence of sleep on genioglossus muscle activation by negative pressure in normal men. *Am Rev Respir*

Dis 148 : 597-605, 1993.

4) Tan J, Huang J, Yang J, et al: Numerical simulation for the upper airway flow characteristics of Chinese patients with OSAHS using CFD models. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 270 : 1035-1043, 2013.
 5) Sullivan CE, Issa FG, Berthon-Jones M, et al : Reversal of obstructive sleep apnoea by continuous positive airway pressure applied through the nares. *Lancet* I (8225) : 862-865, 1981.
 6) Schmidt-Nowara WW, Meade TE, Hays MB : Treatment of snoring and obstructive sleep apnea with a dental orthosis. *Chest* 99 : 1378-1385, 1991.

会 告

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

2019年度 特別教育講座
**「油圧機器・システムのモデリング入門：
 市販ソフトを利用するときを知っておくことはこれだ！」**
 開催日時：2019年9月10日(火) 9：00～17：00

開催趣旨：

油圧機器・システムの動特性を手軽にシミュレートできる市販ソフトがよく利用されています。このソフトを利用する際、モデル化に関する基礎知識がそのソフトをより有効に活用する際に大変役立ちます。本講座では、ブロック線図とパワーフロー

に着目した油圧システムのモデル化を平易に解説し、演習によりこの力を向上させます。積極的なご参加をお願い致します。

開催場所：機械振興会館本館地下3階B3-1
 (東京都港区芝公園3-5-8)

詳細は学会ホームページに随時掲載いたします。

日本フルードパワーシステム学会・日本機械学会 共催
2019年秋季フルードパワーシステム講演会
 開催日：2019年11月20日(水)・21日(木)・22日(金)
 会場：富山国際会議場(富山市)

2019年秋季フルードパワーシステム講演会を右記日程で開催します。詳細は学会ホームページをご覧ください。皆様の積極的なご参加をお待ちしております。

- ・11月20日(水) 午後：テクニカルツアー
- ・11月21日(木) 22日(金)：
 一般講演・オーガナイズドセッション
- ・11月22日(金) 午後：招待講演、特別講演、技術懇談会

解説

繊毛による生体流れの駆動

著者紹介



いし かわ たく じ
石川 拓 司

東北大学大学院

〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉6-6-1

E-mail: ishikawa@bfs1.mech.tohoku.ac.jp

1999年東京工業大学大学院工学研究科機械工学専攻修了。福井大学助手、助教授、東北大学准教授を経て、2013年東北大学大学院工学研究科教授、現在に至る。生体力学、流体力学の研究に従事。日本機械学会、アメリカ物理学会などの会員。博士（工学）。

1. はじめに

分子生物学は、生物学や医学の分野で絶大なる威力を発揮しているものの、我々はいまだに生体の機能を完全には理解できていない。そのひとつの要因として、物理的な「力」が果たす役割を我々が十分に理解できていないことが挙げられる。

鞭毛は、真核細胞の運動器官として、約15億年前に地球上に登場した。ゾウリムシなどの微生物や、動植物の精子など、真核生物に広く見られる運動器官であり、生体内外の流れの駆動や、生体の遊泳において重要な役割を果たしている。鞭毛は髪の毛のように細長く、長さは数 μm ～数十 μm 程度、直径は200～300nm程度である。この鞭毛が多数集まり、絨毯のように敷き詰められたものは「繊毛」と呼ばれている。繊毛の機能が人体において破綻すると、中耳炎や喘息、不妊症、内臓逆位などを引き起こすことが知られている。

繊毛は、機械工学の観点から見ても実に興味深い運動器官である。繊毛のような小さなスケールの流れでは、レイノルズ数は1よりも十分に小さくなり、慣性の無視できるストークス流れと近似できる。ストークス流れにおいては、繊毛が単純な往復運動を繰り返しても流れを駆動することができない。そこで、繊毛は図1に示すような非対称な運動を行って流れを駆動している。1→2→3の運動は有効打と呼ばれており、強い流れを誘起する。一方、3→4→…→8の運動は回復打と呼ばれており、逆方向の

弱い流れを誘起する。つまり、流れを前後に振動させながら時間平均流を作り出すのである。こうした繊毛の運動を担っているのはダイニンと呼ばれる分子モーターであるが、ダイニンのON/OFFがどのように制御され、結果としてどのように繊毛が屈曲するのかは、いまだに解明されていない。

本稿では、気道繊毛とノード繊毛を対象に我々が行ってきた最近の研究を紹介し、フルードパワーシステムの観点から、繊毛運動と繊毛流れを解説する。2章では、気道繊毛の運動特性や、繊毛流れのクリアランス機能に関する実験を解説する。3章では、ノード繊毛の計算生体力学モデルの紹介と、それを用いた初期胚のノード内流れを解説する。

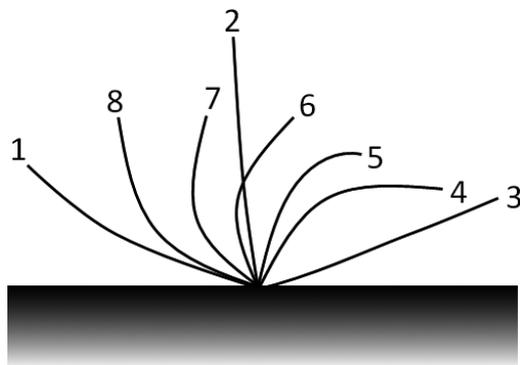


図1 繊毛の有効打（1→3）と回復打（3→8）

2. 気道内の繊毛流れ

気管繊毛は、気管や気管支内腔に存在する細胞小器官で、この繊毛が肺から咽頭に向かって波打って運動する事で気管の粘液の流れを作り出している。通常、我々は呼吸によって絶えず空気中のウイルスやホコリを体内に取り込んでいるが、この粘液の流れにより、体内に侵入した有害なウイルスやホコリは捕らえられ食道の方へと輸送されている。

2.1 繊毛運動と流れの計測¹⁾

実験は東北大学動物実験センターの倫理規定に従ってマウスを解剖し、気管を摘出した後、培地に入れて縦方向に切り開いた状態で行った。図2に気管内腔の繊毛の染色例を示す。気管上皮細胞は緑色

に、織毛は赤色にそれぞれ染色されている。気管内腔では織毛が不均一に存在しており、織毛細胞の密度はおよそ37%であった。

表面処理をしていない蛍光粒子を織毛先端に付着させることで、図3に示す織毛運動のPTV解析を行った。織毛打の方向をeとし、その方向の輝度変化を経時的に計測することで、有効打と回復打の速度を計測した。その結果、有効打は約47 $\mu\text{m/s}$ 、回復打は約29 $\mu\text{m/s}$ の速度であり、有効打の方が1.7倍

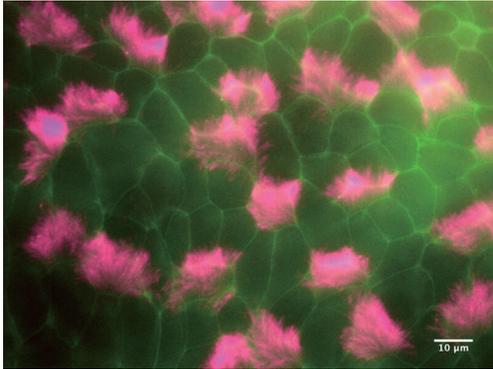


図2 気管内腔の織毛細胞 (red) の分布¹⁾

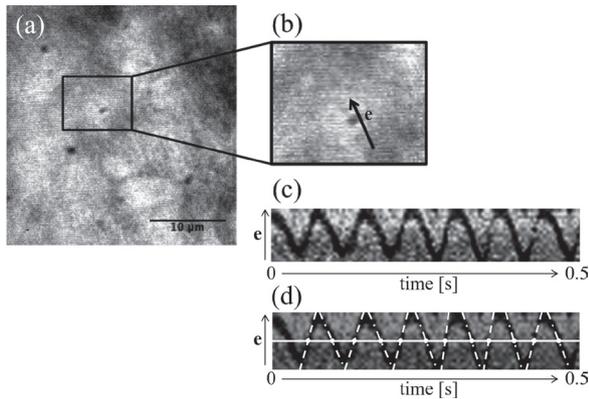


図3 織毛運動の可視化¹⁾ (a)織毛先端に付着した蛍光ビーズ, (b)織毛打の方向e, (c)e方向の輝度の時間変化, (d)有効打と回復打の速度計測

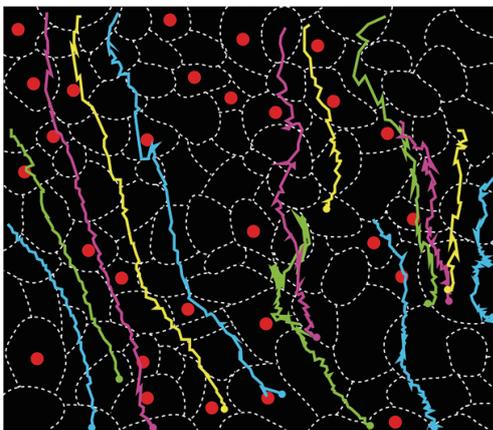


図4 蛍光粒子の軌跡¹⁾. 丸は織毛細胞を表す。粒子は下から上に移動している。

程度速く運動していることが明らかとなった。

続いて、織毛運動によって誘起される流れの計測を行った。計測に共焦点ユニットを用いることで、焦点面外の反射光をカットし、蛍光粒子を鮮明に観察できる。蛍光粒子には牛血清アルブミンによる表面処理を施し、気管上皮細胞や織毛への非特異的な結合を防いだ。蛍光粒子の軌跡を図4に示す。この図から、粒子が激しく振動しながら移動していることが見て取れる。粒子の軌跡の乱れは、織毛運動の振動(有効打と回復打)と、各織毛細胞の運動方向の違いから生じている。

織毛流れの平均速度は、およそ14 $\mu\text{m/s}$ であった。また、平均流から見た粒子の相対運動の拡散係数は、およそ $2 \times 10^{-11} \text{m}^2/\text{s}$ であった。ここで、移流と拡散の比を表すペクレ数を求めてみる。織毛の代表長さを10 μm とすると、ペクレ数はおよそ7.5となる。この結果は、50nm以上の粒子であれば、ブラウン運動に打ち勝ち、織毛流れで粒子を食道へと排出できることを示している。本研究により、織毛のクリアランス機能を定量的に評価することができた。

2.2 織毛流れに及ぼす粘度の影響²⁾

気道の粘液粘度は、構成成分の組成に異常をきたすと大幅に上昇する。しかし、気道のクリアランス機能に及ぼす粘度の影響はほとんど明らかになっていない。そこで、織毛流れに及ぼす粘液粘度の影響を実験的に調べた。

織毛流れの速度に及ぼす粘度の影響を図5に示す。粘度はおよそ3桁変化しているが、速度は1桁しか低下していないことがわかる。この結果から、負荷が増加すると織毛のポンプ機能が低下するものの、その減少幅はそれほど大きくなく、粘度が3桁高い高負荷な状況でも流れを駆動し続けられることがわかる。

つぎに、織毛が流れを駆動する際の機械的仕事を

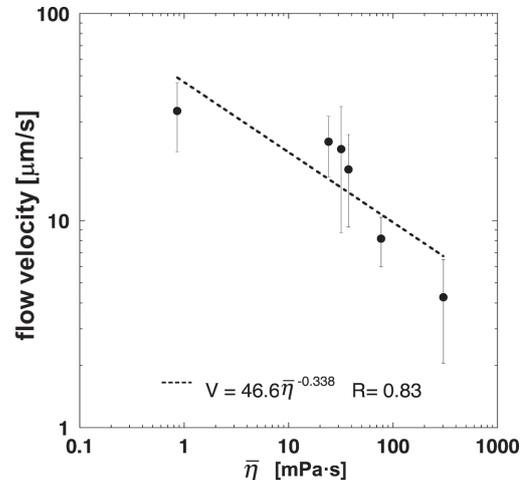


図5 織毛流れの速度に及ぼす粘度 η の影響²⁾

考えてみる. 図6の縦軸は, 繊毛が流体に投入するパワーに比例する量を表示している. この図から, 粘度の増加とともに, 繊毛パワーも増加していることがわかる. 粘度が3桁増加するとパワーも2桁増加しており, 繊毛には高負荷時に大きなパワーを生み出す仕組みが存在すると考えられる. こうした結果から, 高粘度下においても, 気道のクリアランス機能はある程度維持できることが明らかとなった.

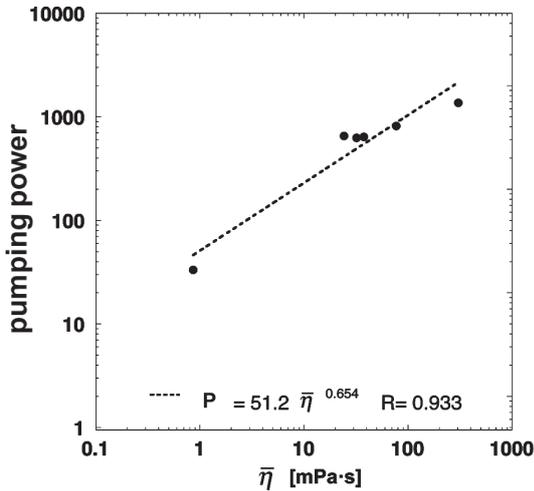


図6 繊毛のポンプパワーに及ぼす粘度 η の影響²⁾

3. ノード繊毛の運動と流れ

受精卵の形は左右対称であるが, その状態は受精後数日で破られ, 内臓の多くは左右非対称に形成される. マウスの初期胚においては, 体の中心部・腹側表面に, 「ノード」と呼ばれるくぼみを一時的に作る. このノードには数百本の繊毛が生えており, この繊毛の回転運動によって駆動する左向き水流が, 体の対称性を破ると考えられている. しかしながら, 繊毛の運動原理や, ノード流がシグナルを伝達する原理については, 不明な点が多く残されている.

3.1 繊毛運動のシミュレーション^{3,4)}

ノード繊毛の軸系は, 図7に示すように, 9本の微小管が円状に並んだ構造となっている. 9本の微小管はネクシンリンクによって構造を保ち, ダイニンモータのスライド力によって屈曲すると考えられている. 我々は, 図7に示すように繊毛軸系の構造を機械工学的に再現し, 繊毛運動の計算生体力学モデルを構築した. 微小管の固体力学を解く有限要素法と, 周囲流れの流体力学を解く境界要素法を連立することで, 繊毛運動のシミュレーションを行った. ダイニンモータの駆動力は, 微小管の長手方向に働くスライド力としてモデル化した.

ダイニンモータの駆動力が時間とともに隣の微小管へと伝播していくモデルでは, 繊毛の回転運動を

再現することに成功した. 一方, 広く認知されているジオメトリッククラッチモデル(微小管間の距離によってダイニンのON/OFFが決まるモデル)では, 安定的な回転運動が再現できなかった. 繊毛運動の駆動原理については, さらなる検討が必要である.

ノードの繊毛運動の実験観察においては, 複数の繊毛が同期して運動している様子が確認されている. そこで, 2つの繊毛を隣に並べ, 回転の位相がどのように変化するかを調べた. その結果, 図8に示すように, この配置においては初期の位相に関わらず, 最終的には逆位相で同期することが明らかとなった. 繊毛流れの速度は, 同位相の時に比べ逆位相では2倍以上速くなっており, 同期現象の重要性が示唆された.

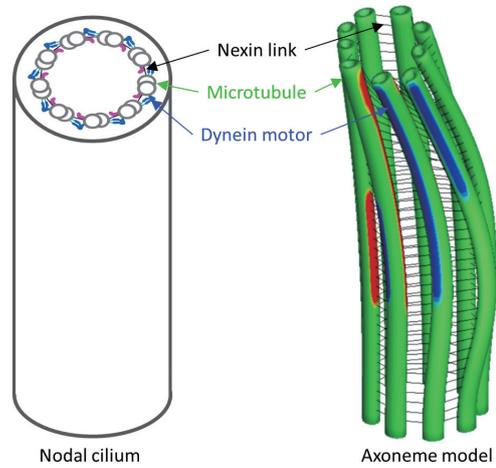


図7 繊毛軸系の構造と計算生体力学モデル³⁾

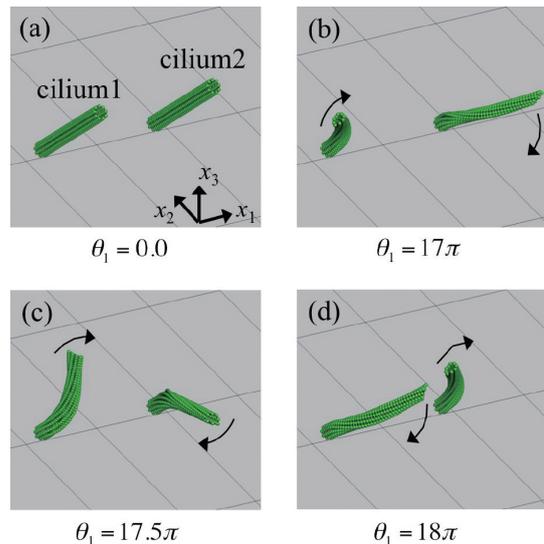


図8 繊毛運動の同期現象⁴⁾. (a)→(d)は時間経過を表す

3.2 ノード流れのシミュレーション⁵⁾

実験においては, 2本以上の少数繊毛でも体の左右差が有意に現れた. そのメカニズムを解明するため, 3本の繊毛が誘起する微弱な流れで, どのよう

な機械的刺激がノード縁にあるセンサー織毛に作用するのか、定量的に解析した。

図9に、織毛が3本の場合のノード流れの数値解析結果を示す。この図から、織毛の周りのごく近傍にしか強い流れが生じていないことがわかる。こうした局所的な刺激では、左右差発現の本数依存性をきちんと説明できない。一方、時間・空間平均のせん断応力は、織毛の位置によらず本数の増加により単調に増加することがわかった。こうした平均的な刺激をセンサー織毛が感知していると考える方が、実験結果である左右差発現の本数依存性を説明しやすいことが明らかとなった。

つぎに、センサー織毛が力学刺激を検知する機構や、感知できる限界値を調べた。センサー織毛の細胞膜が、せん断流れによって変形する数値シミュレーション結果を図10に示す。この図から、センサー織毛の根元に強い張力が生じていることがわかる。織毛が長くなるほど張力が大きくなることから、織毛は流れの機械的刺激を増幅させる働きもあると考えられる。定量的な解析を行ったところ、センサー織毛は $0.1\mu\text{N}/\text{m}$ 程度の微弱な張力を感知していることが示唆された。これらの解析によって、ノード流が初期胚の左右差を発現する原理に関し、

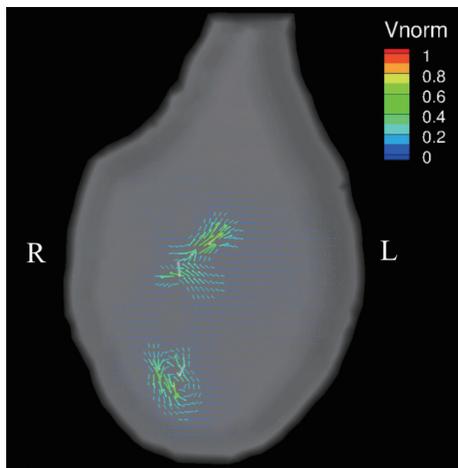


図9 少数織毛が作るノード流れ⁵⁾。色は速度の大きさを表す。左(L)方向への微弱な流れが誘起される。

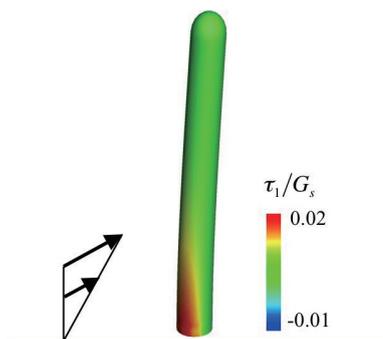


図10 センサー織毛の細胞膜に生じる張力⁵⁾

新たな知見を得ることができた。

4. おわりに

本稿では、気道織毛とノード織毛を対象に我々が行ってきた最近の研究を紹介し、フルードパワーシステムの観点から、織毛運動と織毛流れを解説した。織毛は長さ数 μm ～数十 μm 程度、直径 $200 \sim 300\text{nm}$ 程度の微小な細胞器官であるが、きわめて優れた運動能を持つことが示された。こうした運動能は、機械工学的にもマイクロマシンなどの駆動力として魅力的であるが、その運動原理は驚くほど明らかになっていない。将来の研究の発展が期待される。

また、織毛が協調運動し、組織として生物学的機能を発現するメカニズムは、流体力学などの「力学」による理解なくして前進し得ない。この分野における我々の貢献は、今後ますます期待されるであろう。織毛による流れの駆動と生体機能の発現は、高度なフルードパワーシステムと見ることができよう。本稿の内容が、この分野の方々にも少しでも興味を持っていただければ幸いである。

謝辞

本稿で紹介した研究成果は、私の研究室に所属する大森俊宏助教、菊地謙次准教授、沼山恵子准教授、愛知教育大学の上野裕則准教授、ならびに研究室の学生の協力なしでは得られなかった。ここに心からの謝意を記す。

参考文献

- 1) K. Kiyota, H. Ueno, K. Numayama-Tsuruta, T. Haga, Y. Imai, T. Yamaguchi and T. Ishikawa, Fluctuation of cilia-generated flow on the surface of tracheal lumen. *Amer.J.Physiol.-Lung Cell. Molec. Physiol.*, 306, L144-L151 (2014)
- 2) K. Kikuchi, T. Haga, K. Numayama-Tsuruta, H. Ueno, T. Ishikawa, Effect of fluid viscosity on the cilia-generated flow on a mouse tracheal lumen. *Anna. Biomed. Eng.*, 45, 1048-1057 (2017)
- 3) Toshihiro Omori, Hiroto Sugai, Yohsuke Imai, Takuji Ishikawa, Nodal cilia-driven flow : development of a computational model of the nodal cilia axoneme. *J. Biomech.*, 61, 242-249 (2017)
- 4) Toshihiro Omori, Mingming Lu, Takuji Ishikawa, Elastohydrodynamic phase-lock in two rotating cilia. *J. Biomech. Sci. Eng.*, 13, 17-00699 (2018)
- 5) Toshihiro Omori, Katja Winter, Kyosuke Shinohara, Hiroshi Hamada, Takuji Ishikawa, Simulation of the nodal flow of *Dpcd* and *Rfx3* mutant embryo : comparison of mechano-sensing and morphogen transport hypotheses. *Roy. Soc. Open Sci.*, 5, 180601 (2018)

(原稿受付：2019年3月24日)

解説

リンパの流れに視点をおいた新しいリンパ学

著者紹介



おお 橋 とし お
大 橋 俊 夫

信州大学医学部特任教授
〒390-8621 長野県松本市旭3-1-1
E-mail: ohhashi@shinshu-u.ac.jp

1974年信州大学医学部卒業、79年医学博士、
英国ベルファストクイーンズ大学講師を経て、
80年信州大学医学部教授、2003年から日本リン
パ学会理事長、03-08年医学部長を経て、13年寄
付講座を設立、18年大学発ベンチャーを創設し、
現在に至る。

1. はじめに

異分野の方々が読者であろうと推測されるので、まず初めに生体機能とその自動制御について概説し、つぎにリンパ系の機能と形態の特性について説明し、最後に小腸の水分吸収とがんのリンパ転移におけるリンパの流れが果たしている役割について解説する。私の研究の背景は生理学であるので、その学問の特性についてまず始めに述べる。ノーベル生理学・医学賞（Physiology or Medicineが正解）の英語で判るように生理学をPhysiologyという。この語源Physicsと同じでギリシャ語のPhysisに由来する。すなわち宇宙を含んだ自然Physisの中の生物体に潜む原理・法則を体系化した学問が生理学である。非生物体を対象に同じように体系化した学問が物理学である。対象を人体に絞った学問を医科あるいは人体生理学と呼んでいる。決して難しい学問ではなく、自分の体が教科書であるので、日常生活の中で経験している事象の意味付けとその事象の生じるメカニズムを理解すれば誰にでもわかる学問である。

2. 生体機能

生体とは40数兆から60兆個の細胞（cell）からできており、それが生体機能を発揮するために結合体を介して集合したものが臓器（organ）である。例えば血液を間欠的に送り出しているポンプが心臓である。物を感じたり、考えたりして、それを行動に移すのが脳と脊髄（合わせて中枢神経系と呼ぶ）で

ある。この細胞群は一度死んでしまうと蘇えられない（蘇る能力を再生と呼んでいる）ので、個体の死につながるのである。それが心筋梗塞であり、脳梗塞である。

一方、口から肛門までの通路を消化管と呼び、体の表面を覆っている皮膚と同じようにさまざまな異物に暴露されている臓器である。目に見えないが、我々が食べているご飯にはウイルス、細菌などがふりかけのようにかかっており、消化管の表面ではこれらの異物と毎日戦いが行われている。

このように細胞は収縮したり、興奮したり、防衛戦争をしたりしており、これを総称して生体機能（function）と呼んでいる。この機能は細胞によって見かけは違っているが、細胞の中で行われている現象は大別してつぎの3つに分けられる。すなわち生体機能は細胞内のたんぱく質の量と質と活性（この場合のたんぱく質を酵素enzymeと呼ぶ）によって規定されている。こうした機能を維持するためのエネルギーが、呼吸によって取り入れた酸素と食事から摂取したブドウ糖である。このエネルギーの消費でできてくるのが炭酸ガスと水なのである。たんぱく質は消費されるとN化合物やS化合物も産生される。酸素や栄養物は肺や小腸から細胞の近傍まで運ばれ、毛細血管と呼ばれる血管の壁を通じた拡散や透過によって細胞に供給される。一方、細胞で作られた炭酸ガスは毛細血管から肺に運ばれ、外界に放出される。水やN-やS-化合物も同じように毛細血管に放出され、腎臓で尿に代わり、体外に排泄される。このように血液と細胞とは直接接触しないシステムを作っており、これを閉鎖循環系と呼び、硬骨魚類以上の脊椎動物に見られる。この細胞と毛細血管との隙間を内部環境と呼んでいる。ゆえに生体が生命を維持しているというのはこの内部環境が正常に常に保たれている状態である（恒常性homeostasisの維持という）。体で起こる病気は大別すると5つに分けられる。一つが炎症（たとえば肺炎、脳炎など）、2つ目が腫瘍（癌と肉腫）、3つ目が血液循環障害（心筋梗塞、狭心症、脳血栓、脳出血など）、4つ目が変性疾患（主に、脳や脊髄に見

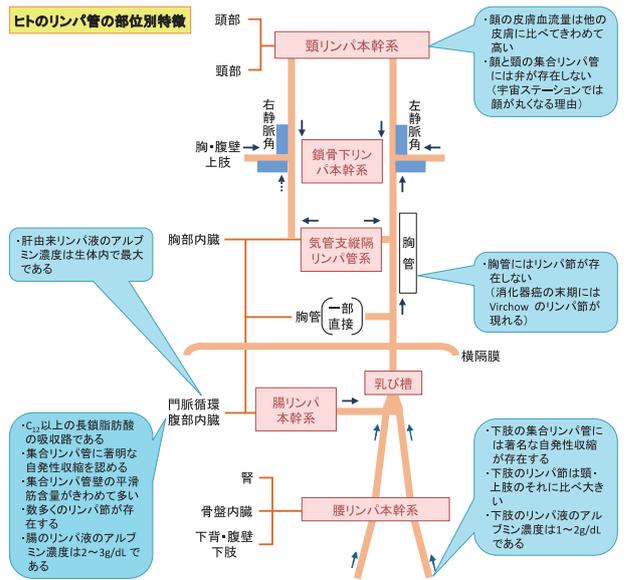
られる), 5つ目が先天異常である。これらの病気はすべてこの内部環境の変化が病気の最初に出現しており, この場所を微小循環・リンパ系と呼ぶのである。

3. 生体機能の自動制御

これらの生体機能は遊園地のシーソーのように働きを高める機能と抑制する機能によって自動的に制御されている。生体の内部環境の変化を感知して無意識に, 秒から分のレベルでシーソーの傾きを元に戻す時に働くのが自律神経である。たとえば階段を早歩きで登ると心臓の鼓動が早くなるが, 上り終わってゆっくり歩くとその鼓動は元に戻ってくる。その時働いているのが交感神経である。この神経は一日中絶えず働いている。すなわち, 夜明け前では2秒間に1回, 午前中に興奮が増し1秒に2回, これが午後4時過ぎまで続き, それ以降次第に低下し午後10時には1回以下になる。それと相補的に働いているのが副交感神経(一部は迷走神経に含まれる)である。この相補性が崩れたものが自律神経失調症である。つぎの自動制御システムがホルモンである。これは内分泌臓器で作成した小分子のペプチドやステロイド核を持ったホルモンが血流に乗って移動し, 標的臓器の働きを制御する制御システムである。その作用時間は時間, 日, 月レベルである。3番目の制御系が免疫機能である。言葉のように疫病神から生体を守り, 細胞の働きを元に戻す自動制御系である。消化管の中の小腸の下部(回腸という)や大腸では毎日のようにこの自動制御系が働き体の免疫機能を維持している。具体的にいうと内部環境に異物(ウイルス, 細菌など)が侵入してくると, 体の中を回っている白血球由来の細胞(マクロファージという)が微小循環系から飛び出し, 異物を食べて味わってselfかnon-selfかをかぎわけ, non-selfと認識した異物を多くの種類の白血球(好中球, T cellとかB cellと呼ばれるリンパ球)を動員して排除し, 元の正常な内部環境に戻す仕組みが免疫機構である。

4. リンパとは¹⁾

Lymphとはラテン語で, 泉から湧き出た澄んだ水という意味で, これは顔や手足のリンパ液に当てはまる。一方, 腸のリンパはギリシャ時代のヒポクラテスが白い血液と言ったように白色の液体で, 同じリンパと言っても腸と四肢では違いがある。しかし, 両者ともリンパは細胞と毛細血管の隙間の内部環境で作られ, 図1に示すように下肢と腸からのリンパは横隔膜直下の乳び槽と呼ばれるところに合流して, 心臓の後ろを走る胸管を通過して左の鎖骨の下



で静脈の中の血液に戻る。顔や手のリンパも大部分は同じところから血液に戻ってくる。このリンパは1日2-4リットルほど作られ, その大部分は腸に由来している。リンパの流れる管をリンパ管といい, 血液に戻るまでにいくつかのリンパ節を通過する。このリンパ節にはリンパ球がぎっしりと詰まっている。ですので, 先に述べたように内部環境のない無脊椎動物にはリンパは見られないのである。このリンパ液を流す心臓に相当するポンプは下肢のリンパ管にはなく, 動脈の拍動や骨格筋の収縮や呼吸による腹圧の力を借りて流れている。一方, 顔や手のリンパは主に重力の力で流れる。それに対して, 腸のリンパは常に作られているので, リンパ管の壁にある平滑筋の心臓様収縮によって能動的に流れている。腸のリンパの流れは層流に近いものであるが, この心臓様収縮時には内腔を覆う内皮細胞に加わるなり応力は $3\sim 5\text{dyn/cm}^2$ 近くまで上昇する。消化管の運動は夜によく働くことと, 下肢のリンパの流れも横になって寝ている時に増加するので, リンパは主に夜流れる。

リンパのもう一つの特徴はその内容物に血液から漏れ出した血漿アルブミンが四肢のリンパには $1\sim 1.5\text{g/dl}$ 含まれていることである。腸のリンパには $2.0\sim 2.5\text{g/dl}$ のアルブミンとそれに結合した長鎖の脂肪酸やコレステロールが含まれている。その理由は, 図2で示すように毛細血管が合流した細静脈の内皮細胞の隙間から血漿アルブミンが内部環境に漏れ出し, 漏れ出したアルブミンは分子量約69,000の高分子のため, その部位から血液には戻れずすべてリンパ管を介して血液に戻っているからである。図2からわかるように血漿アルブミンは一日でほぼ全量

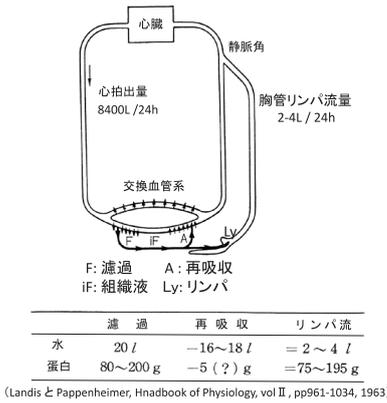


図2 毛細血管の物質交換と胸管リンパ流量²⁾

がリンパ管系を介して再循環をしている。それは体の抵抗力を保つ免疫機能の維持に関与している。結論として、リンパ系は内部環境の異常を感知して、その異常を元に戻す生体の免疫機能の主役を果しているのである²⁾。

5. リンパの流れとがんの転移³⁾

リンパ系が病気に関与している例として、がん細胞のリンパ系を介した転移が良く知られている。がんの治療ではこの転移を事前に見つけ出し、それを抑えればまず死につながらないことがわかっている。がんの原発巣から最初にリンパ液の到達するリンパ節をセンチネルリンパ節（見張りリンパ節）といい、このリンパ節にがん細胞が転移しているか否かで治療判断が決定される。私どもは超音波を使った動物実験で、センチネルリンパ節はリンパ流が最大になっているリンパ節と再定義できることを証明した。この実験結果を利用して培養したヒトのリンパ管内皮細胞にずり応力刺激を加え、がん転移の関与について検討した。そうするとヒトのリンパ管内皮細胞は加えたずり応力の大きさに依存してがん細胞を接着させる因子（intercellular adhesion molecule; ICAM-1）を発現し、がんの転移を誘導することを見出した。その事実と符合するように、ヒトの乳がんの患者さんでがん転移の起こっているセンチネルリンパ節にはICAM-1が著明に発現していることも確認した。このようにリンパの流れががんのリンパ

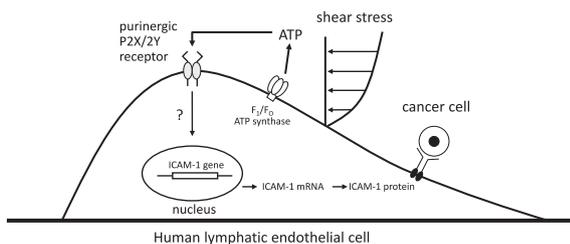


図3 リンパ管内皮細胞に対するずり応力刺激によるICAM-1発現機構³⁾

転移に関与していることが判明した（図3）。

6. 水分摂取と腸リンパの流れ⁴⁾

小腸の上部（この部位を空腸という）で水分を吸収すると、その上皮細胞の下にある内部環境に大量に漏出している血漿アルブミンの膠質浸透圧を利用して腸のリンパ液が著明に増加することを発見した。従来の教科書では水分や水溶性のブドウ糖などの低分子物質は吸収されるとすぐに血液に取り込まれ、肝臓に運ばれると記載されてきたが、この従来の概念を覆す事実を見出した。同時に腸のリンパの中を流れる血漿アルブミン、長鎖の脂肪酸の総量も著しく増加していた。おそらく食事で摂取した長鎖の脂肪酸のすべてが腸のリンパを流れて一気に運ばれているのではなく、空腸の内部環境に漏出した血漿アルブミンに結合して貯蔵され、それが水分の移動に誘導され腸のリンパの中に流れ出したものだと考えられる。すなわち、これがヒポクラテスの言った白い血液と呼ばれる腸のリンパの出現する仕組みである。同時に、この水分と血漿アルブミンの流れに起因した溶媒牽引によってその内部環境にいる免疫担当細胞も腸のリンパの中に流れ出していることも証明した（図4）。

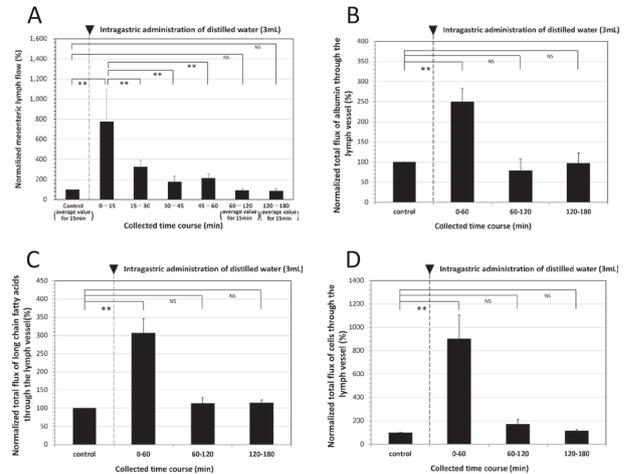


図4 ラット胃内腔蒸留水投与時における腸リンパ流量(A)、並びに腸リンパ中のアルブミン(B)、長鎖脂肪酸総量(C)、リンパ球総量の変化(D)

7. 終わりに

リンパの生体における役割とそれを支える形態について説明し、リンパの流れが重要な役割を果たしているがんのリンパ節転移と小腸の水分吸収の機能特性について私どもの実験結果を使って説明した。生体における流れの意義や意味については1960-70年台に動脈硬化症の初発病変である脂肪線状が、炎症という疾患概念でありながら、胸部大動脈と肋

間動脈の分岐上端の壁に局限して多発する理由の論争から始まったと言っても過言ではない。すなわちその部位は流れの分離によって低張り応力領域が生じ、動脈の壁に流れ出した低分子リポ蛋白が血中に戻らず、酸化されマクロファージに貪食されて脂肪線状が発生するのであるとの証明で決着を見ると同時に血流の生体内での意味が証明された最初の事例である⁵⁾。つぎに、ノーベル賞につながった一酸化窒素 (nitric oxide; NO) は血管やリンパ管内皮細胞に対する張り応力刺激がその細胞のmechanosensorに感知され、細胞内のCa²⁺濃度の変化を引き起こし、NOを分泌するとの仕事⁶⁾に触発されて、生体内の流れの意味や病態発生への関与の研究が発展してきているのが現状である。

参考文献

- 1) 河合佳子, 大橋俊夫: リンパ循環, 標準生理学 第9版, 医学書院, 東京, p. 613-622, (2019)
- 2) 大橋俊夫, 河合佳子: 微小循環, 標準生理学 第9版, 医学書院, 東京, p. 601-622, (2019)
- 3) Kawai Y, Kaidoh M, Yokoyama Y, Ohhashi T: Pivotal roles of shear stress in the microenvironmental changes that occur within sentinel lymph nodes. *Cancer Sci* 103: 1245-1252 (2012)
- 4) Nagashio S, Ajima K, Maejima D, Sanjo H, Kajihara R, Hayashi M, Watanabe-Asaka T, Kaidoh M, Yokoyama Y, Taki S, Kawai Y, Ohhashi T: Water-intake increases lymph flow and the total flux of albumin, long-chain fatty acids, and IL-22 in rats: new concept of absorption in jejunum. *Am J Physiol Gastrointest Liver Physiol* 316: G155-G165 (2019)
- 5) 岡 小天: バイオレオロジー, 裳華房, 東京, (1974)
- 6) Tsunemoto H, Ikomi F, Ohhashi T: Flow-mediated release of nitric oxide from lymphatic endothelial cells of pressurized canine thoracic duct. *Jpn J Physiol* 53: 157-163 (2003)

(原稿受付: 2019年4月1日)

1) 河合佳子, 大橋俊夫: リンパ循環, 標準生理学 第9版,

解説

計測融合血流解析の医療応用

著者紹介



はやせ としゆき
早瀬 敏幸

東北大学流体科学研究所
〒980-8577 宮城県仙台市青葉区片平2-1-1
E-mail : hayase@ifs.tohoku.ac.jp

1980年名古屋大学大学院博士課程前期課程修了。同年名古屋大学工学部助手。1990年東北大学流体科学研究所助教授。2000年同教授。現在に至る。生体流動、流体制御の研究に従事。日本フルードパワーシステム学会、日本機械学会、計測自動制御学会などの会員。工学博士。

1. はじめに

生体内の複雑な血流を理解することは、循環器系疾患の高度治療法の開発のために重要である。著者らの研究グループは、数値シミュレーション、実験計測、およびそれらを融合した計測融合シミュレーション手法 (measurement-integrated simulation, MIシミュレーション) による複雑な流れ場の解明に関する研究を行っている (図1)。

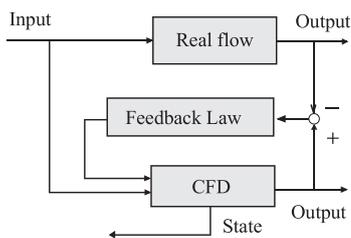


図1 計測融合シミュレーションのブロック図

循環器系疾患の正確な診断のために、血流の詳細な情報を得ることは本質的に重要である。種々の医療画像診断装置の中で、比較的コンパクトな装置で非観血的に血流のリアルタイム・イメージが得られることから、超音波カラードプラ診断装置が広く使われているが、超音波ビームに沿う速度成分のみが得られ、三次元血流速度場を理解することは困難である。またPCMRI (phase contrast magnetic resonance imaging) によれば、血流の3次元速度ベクトルが取得可能であるが、計測精度は十分であるとはい

がたい。また、血管内の圧力分布を非侵襲で計測する方法は、現状では存在しない。

一方、近年、血流の数値シミュレーションが幅広く研究されており、X線CTやMRIで得られた実形状の血管内の複雑な血流が、血管変形も考慮された形で数値解析により得られるようになった。しかし、数値シミュレーションの結果は、再構築された血管形状や、流入流出境界条件、初期条件などに依存するため、計算結果の妥当性に関する検討は十分になされていない。

これらの問題を解決するため、我々は流れのオブザーバに基づく、超音波計測と数値シミュレーションの融合手法による超音波計測融合血流解析システムを提案した (図2)。従来のオブザーバの設計理論は、複雑な流体問題に直接適用することは困難なので、単純化された2次元問題あるいは実形状の血流の3次元問題での数値実験を通して種々の検討を行ってきた。動脈瘤を有する大動脈内の実際の血流を模擬した3次元非定常流に対して超音波計測融合シミュレーション (ultrasonic-measurement-integrated simulation, UMIシミュレーション) を実行し、その有用性を確認する数値実験を行った¹⁾。血流場の計算精度の改善は動脈瘤内部で顕著に見られ、動脈瘤内部の血行力学の詳細かつ正確な情報を医療現場に提供できる可能性が示唆された。また、脳動脈瘤内血流の計測にPCMRIを用いた場合の数値実験も行い、瘤内の速度ベクトルの計測結果をフィードバックすることにより、脳動脈瘤内の血流場や、下

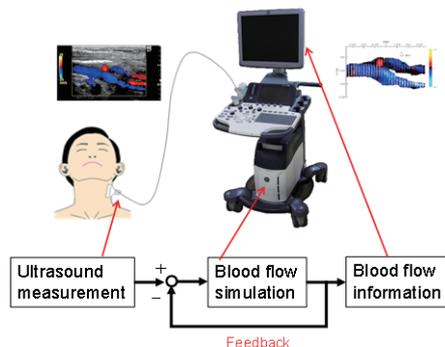


図2 超音波計測融合血流解析システム

流側分岐部における血流量の解析精度が向上することが示された²⁾。さらにMIシミュレーションの不安定化現象に関する理論解析により、MIシミュレーションにおいてフィードバックゲインがある臨界値以上で誤差が急激に増加する不安定化現象を対象として理論的考察を行った。MIシミュレーションの基礎式から導出した反復計算の収束条件式に基づき、不安定化現象の発生機構を理論的に明らかにするとともに、不安定化現象の発生原因を取り除いた新たな解析スキームを導出した³⁾。UMIシミュレーションによる頸動脈内の壁せん断応力の評価では、UMIシミュレーションにより複数のさまざまな頸動脈の臨床データを解析した。壁せん断応力およびOSIと病態の関連性を示すとともに、動脈硬化の診断において、有用な指標を与えるための基礎的な知見が得られた⁴⁾。また頸動脈内の血流を対象として、UMIシミュレーションと計測による上流速度境界条件を与えた通常のシミュレーションを実施し、両者の解析精度を比較検討した結果、UMIシミュレーションによれば、計測による上流速度境界条件を与えた通常のシミュレーションよりも誤差が半分程度の高精度な解が得られることが明らかとなった⁵⁾。

本稿では、医療に係わる新しい流体解析技術の例として、頸動脈分岐部内血流の2次元UMIシミュレーション(2D-UMIシミュレーション)⁶⁾について述べる。

2. 頸動脈分岐部内血流の2次元超音波計測融合シミュレーション

2.1 緒言

循環器系疾患の主要な原因の一つは動脈硬化であり、その一般的な診断方法として、超音波診断装置による頸動脈の検査が行われている。この超音波計測により得られる情報は限られているため、超音波計測で得られたドプラ速度と数値シミュレーションにより得られたドプラ速度の誤差を計算にフィードバックし、実際の血管内の血流場の情報をより正確かつ詳細に再現するUMIシミュレーションを著者らは提案してきた。本手法を用いた臨床用の2次元血流解析システムにより、多数の頸動脈の臨床データを解析し、血管病態と血管壁せん断応力のパラメータの相関を示した⁴⁾。

頸動脈の解析において、動脈硬化の好発部位である血管分岐部の解析は重要である。船本らは、単純形状の分岐管内の定常流に対して、超音波計測に基づく、MIシミュレーションを行い、分岐管の分流比も含めた予備的解析を行った⁷⁾。しかし実際の血流は非定常流であり、上記の手法をそのまま適用す

ることはできない。

本稿では、非定常流にも適用可能な新たな分流比推定法の確立について述べる。本手法では、分岐後の血管におけるドプラ速度の差が減少するよう分流比を調整する。臨床超音波データを用いた解析を行って、血流場の構造の再現性に関して通常のシミュレーションに対する2D-UMIシミュレーションの優位性を示す。

2.2 方法

最初に、UMIシミュレーションの概要を述べる。UMIシミュレーションの基礎方程式は、以下の非定常非圧縮性ナビエ・ストークス方程式および圧力方程式である。

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} \right) = \mu \Delta \mathbf{u} - \nabla p + \mathbf{f} \quad (1)$$

$$\Delta p = -\rho \nabla \cdot \{ (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} \} + \nabla \cdot \mathbf{f} \quad (2)$$

ここで、 \mathbf{u} は速度ベクトル、 p は圧力、 ρ は密度、 μ は粘度である。また、 \mathbf{f} はフィードバック信号であり、超音波計測および数値シミュレーションにより得られるドプラ速度を比較し、以下の式の仮想的な体積力として定義される。

$$\mathbf{f} = -K_v^* \frac{V_c - V_m}{U} \left(\frac{\rho U^2}{L} \right) \quad (3)$$

ここで、 K_v^* はフィードバックゲイン(無次元値)であり、特に $K_v^* = 0$ の場合は、フィードバックを行わない通常の数値シミュレーションに相当する。 V はドプラ速度、 U は代表速度、 L は代表長さを表わす。また、添え字 c および m は、それぞれ数値シミュレーションの計算結果と実際の流れ場の計測結果を表わす。上記の基礎方程式を離散化し、有限体積法の1つであるSIMPLER法に類似の手法により解く⁸⁾⁻⁹⁾。

解析対象は、図3に示す頸動脈の分岐部内の血流である。被験者は30歳代男性ボランティアで、G社における倫理審査を経て提供された超音波計測データを用いた。本画像を時間に関して平均化し、ドプラ速度の輝度値に関して閾値を設定して血管形状を求め、2次元直交格子上に分岐部を含む血管内領域を設定した。

数値計算において、既報⁷⁾では分岐部の下流端境

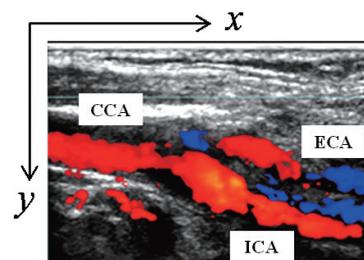


図3 頸動脈分岐部断面のカラードプラ超音波計測画像 (CCA:総頸動脈, ECA:外頸動脈, ICA:内頸動脈)

界条件として抵抗を考え、血管内のドプラ速度の計測と計算の差を基に分岐部の抵抗値を決定したが、非定常流の場合には慣性の影響で正しく動作しないため、本稿では、下流端の流量を直接下流端境界条件として与えることとした。

以下に、頸動脈内の流量および分岐部における分流比の推定法について述べる。非定常計算の各時間ステップにおいて、最初に、頸動脈内の流量を、黄金分割法により推定する。この場合、分岐部から十分上流側の情報を用いることとし、血管形状の計算領域の上流端から1/8から3/8までの領域のドプラ速度の計算結果と基準解との誤差の絶対値和が最小になる流量として求めた。

つぎに、不動点反復法により分岐後の分流比を決定する。上流端から6/8から7/8までの上側の分岐血管部の領域のドプラ速度の計算結果と基準解との差の総和が0になる分流比として求めた。

以上の頸動脈内の流量および分岐部における分流比の推定法を含む計算過程を図4のフローチャートに示す。

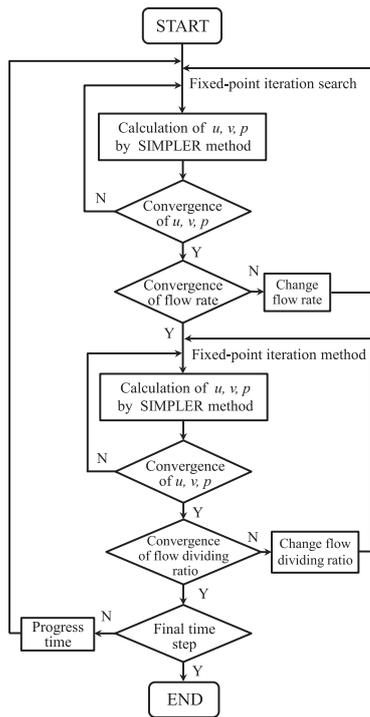


図4 分岐部流量の推定手法

2.3 結果と考察

実際の臨床データによる解析の計算結果を示す。図5にドプラ速度誤差ノルム e_v の時間平均値 \bar{e}_v とフィードバックゲイン K_v^* の関係を示す。 $K_v^* = 200, 1000$ では、 $K_v^* = 0$ の通常のシミュレーションの33%, 27%までドプラ速度誤差ノルムが減少した。

以下では、 $K_v^* = 200$ のUMIシミュレーションと、

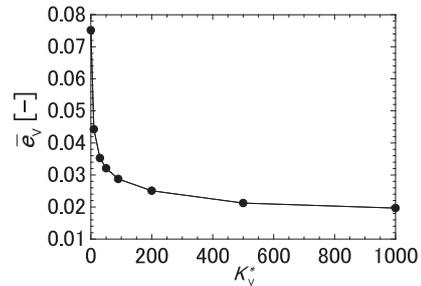


図5 フィードバックゲインに対するドプラ速度の時間平均誤差ノルムの変化

$K_v^* = 0$ の通常のシミュレーションの結果を比較する。上の結果では、より大きいゲインのほうがドプラ速度誤差が小さいが、一般に、ゲインの増加にともない、ノイズ成分も再現し、不自然な流れ場となるため、本稿ではゲインを200とした。

図6(a)-(c)に代表的な位相のドプラ速度の分布と速度ベクトル場を示す。上から臨床データのドプラ速度、UMIシミュレーション($K_v^* = 200$)、通常のシミュレーション($K_v^* = 0$)であり、図6(a)は収縮ピーク期(11ステップ目, $t = 0.95s$)、図6(b)は収縮末期(13ステップ目, $t = 1.12s$)、図6(c)は拡張期(17ステップ目, $1.46s$)の結果である。いずれの時刻においても、中段のUMIシミュレーションでは、ドプラ速度分布はフィードバック領域内において上段の臨床データに近い分布をとり複雑な生体内の速度場を良く再現しているのに対し、下段の通常のシミュレーションでは臨床データのドプラ速度分布とは異なる。

図6(b)の収縮末期では、UMIシミュレーションで下側の内頸動脈の洞における速度が小さく淀みが生じている。通常のシミュレーションでは下側の内頸動脈洞および外頸動脈の直前の分岐部において渦が発生している。UMIシミュレーションの結果は、MRIの頸動脈分岐部の血流計測結果とも同様の傾向を示している¹⁰⁾。通常のシミュレーションでは、下側の内頸動脈洞における淀みは小さい。

以上の結果より、UMIシミュレーションと通常のシミュレーションでは、時間・空間的に異なる血流場が得られ、UMIシミュレーションにより動脈硬化の好発部位である内頸動脈に観察される血液の淀みが再現された。

2.4 結 言

本稿では、頸動脈分岐部内血流の2D-UMIシミュレーションにおいて、非定常流にも適用可能な新たな分流比推定法を確立し、臨床超音波計測データを用いて血流解析を行った結果、血流場の構造の再現性に関して通常のシミュレーションに対する2D-UMIシミュレーションの優位性が明らかとなった。

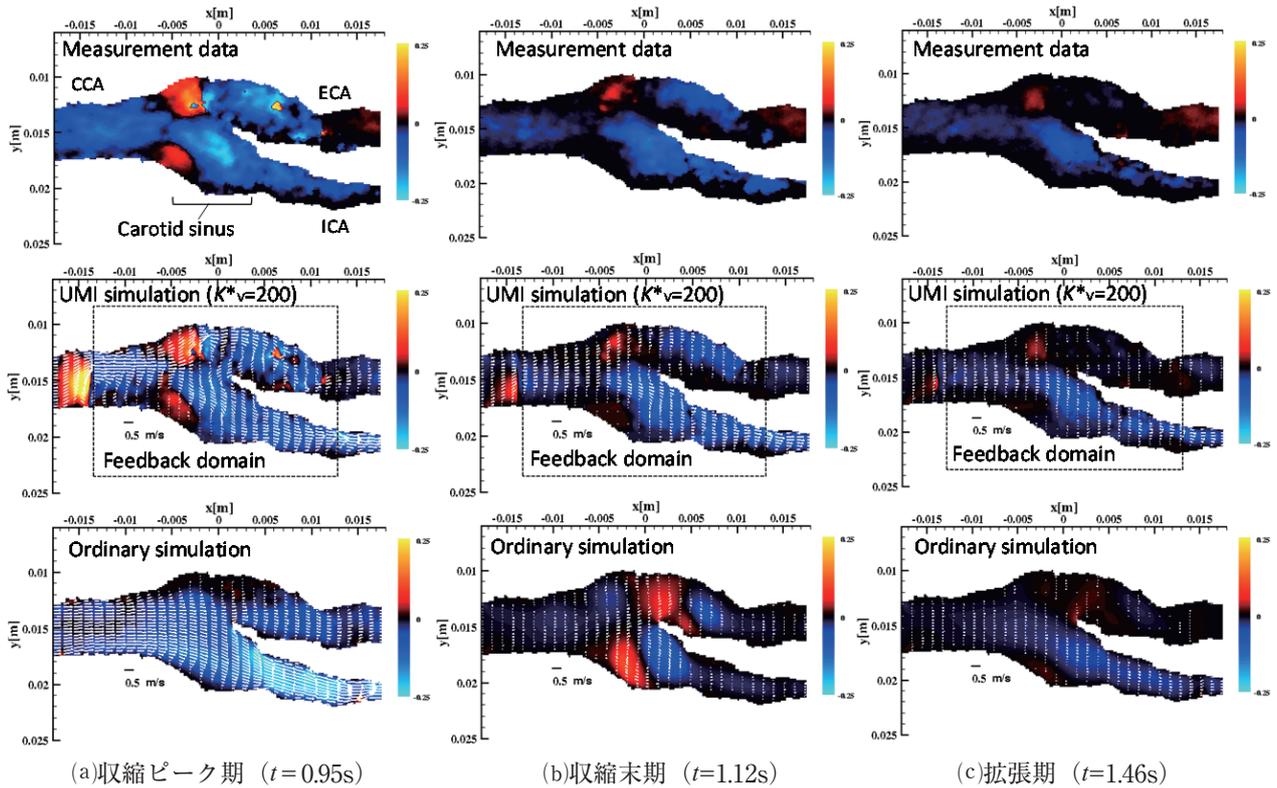


図6 臨床データによる解析におけるドプラ速度分布および速度ベクトル（上段：臨床データのドプラ速度，中段：UMIシミュレーション，下段：通常のシミュレーション）

3. おわりに

著者らの研究グループは、数値シミュレーション、実験計測、およびそれらを融合した計測融合シミュレーション手法によって複雑な流れ場の解明に関する研究を行っている。本稿では、医療に係わる新しい流体解析技術の例として、頸動脈分岐部内血流の2D-UMIシミュレーションについて述べた。

参考文献

- 1) Funamoto K, Hayase T, Saijo Y, and Yambe T. Numerical Experiment for Ultrasonic-Measurement-Integrated Simulation of Three- Dimensional Unsteady Blood Flow. *Annals of Biomedical Engineering* 36, 1383-1397, 2008.
- 2) Funamoto K, Suzuki Y, Hayase T, Kosugi T, Isoda H. Numerical Validation of MR-Measurement- Integrated Simulation of Blood Flow in a Cerebral Aneurysm. *Annals of Biomedical Engineering* 37, 1105-1116, 2009.
- 3) Hayase T, Imagawa K, Funamoto K, and Shirai A. Stabilization of Measurement-Integrated Simulation by Elucidation of Destabilizing Mechanism. *Journal of Fluid Science and Technology* 5, 632-647, 2010.
- 4) Takaumi Kato, Kenichi Funamoto, Toshiyuki Hayase, Shusaku Sone, Hiroko Kadowaki, Tadashi Shimazaki, Takao Jibiki, Koji Miyama, Lei Liu, Development and feasibility study of a two-dimensional ultrasonic-measurement-integrated blood flow analysis system for hemodynamics in carotid arteries, *Medical &*

- Biological Engineering & Computing, Vol. 52, No. 11 (2014-9-6) 933-943.
- 5) Kato, T., Sone, S., Funamoto, K., Hayase, T., Kadowaki, H., Taniguchi, N., Effects of inflow velocity profile on two-dimensional hemodynamic analysis by ordinary and ultrasonic-measurement-integrated simulations, *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 54, No. (2016-9-1) 1331-1339.
- 6) Hiroko Kadowaki, Toshiyuki Hayase, Kenichi Funamoto, Shusaku Sone, Tadashi Shimazaki, Takao Jibiki and Koji Miyama, Blood flow analysis in carotid artery bifurcation by two-dimensional ultrasonic-measurement-integrated simulation, *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, Vol. 10, No. 1 (2015-4-30) DOI : 10.1299/jbse.14-00266.
- 7) 船本健一，加藤宇海，早瀬敏幸，小笠原正文，地挽隆夫，橋本浩，見山広二，超音波計測融合シミュレーションによる分岐血管の流量推定，*超音波医学（日本超音波医学会第83回学術集会講演抄録集）*，37, S309, 2010.
- 8) Patankar SV. *Numerical Heat Transfer and Fluid Flow*, (1980), Hemisphere. Washington DC/New York.
- 9) Hayase T, Humphrey JAC, Greif R. A Consistently Formulated QUICK Scheme for Fast and Stable Convergence Using Finite-Volume Iterative Calculation Procedures. *J Compt Phys*, 98, 108-118, 1992.
- 10) M. Markl, F. Wegent, T. Zech, S. Bauer, C. Strecker, M. Schumacher, C. Weiller, J. Henning, A. Harloff, "In Vivo Wall Shear Stress Distribution in the Carotid Artery: Effect of Bifurcation Geometry, Internal Carotid Artery Stenosis, and Recanalization Therapy," *Circulation : Cardiovascular Imaging*, 3, p. 647-655, 2010.

（原稿受付：2019年5月8日）

解説

人工心臓

著者紹介



やまねたかし
山根隆志

産業技術総合研究所名誉リサーチャー
〒305-8564 茨城県つくば市並木1-2-1
E-mail: yamanets53@gmail.com

東京大学にて工学博士を取得し、1980年に現在の産業技術総合研究所に入所し1991年より2011年まで人工心臓の研究に従事し、この間2008年より2年間PMDAで審査員を務めた。2012年から2018年まで神戸大学工学研究科で人工心臓の教育研究に従事。

1. 人工心臓の機構と用途

厚生労働省人口動態統計によれば、わが国の死亡者数のうち、心・脳・血管疾患が年間31万人を超える。一方、内科治療で救われる心臓病患者が年間30万人、外科治療で救われる心臓病患者が年間4万人いる。そのうち重症心不全患者として、心臓移植希望登録者が730人おり、家族同意を認めた移植法改正によりドナーが年間6人から50人に増えてもなお、約680人分の心臓が不足している。これを補う治療は、人工心臓か再生医療しかなく、緊急に治療を必要とする場合は、人工心臓以外に方法は無い。人工心臓が必要となる重症心不全患者は遺伝的な拡張性心筋症の患者である。今日の人工心臓では心臓を切除する手術はほとんどないため、補助人工心臓とよばれている。また拍動流型よりも治療成績の良い、連続流回転型が大勢となっている。一方、心臓手術に使われるものは体外循環とよばれ、術中補助・術後補助に使われるものは補助循環と呼ばれる。

1.1 長期植え込み型補助人工心臓

(1) 拍動流補助人工心臓 人工心臓開発の歴史は、血栓と感染を克服する歴史であった。1957年米国 Cleveland Clinic病院でオランダ人W. Kolff博士と日本人T. Akutsu博士の動物実験から始まった。その後、術式は心臓を切除する全置換拍動型(TAH)が減り、生体心臓を残して装着する「補助人工心臓」(VAD)が主流となった。1987年から、感染症防止に有効でかつ退院可能な、植え込み拍動流型(第1

世代)の臨床試験が始まり、世界での臨床使用例は4,600例を超えた。REMATCH臨床研究(1998-2001年)では薬物治療患者の1年生存率が25%であったのに対し、拍動流型補助人工心臓では52%に達した(図1)ことにより、人工心臓が心臓病治療として正式に認知された。ただし、FDAが要求する2年間の耐久性を満たす植え込み拍動流型人工心臓はない。

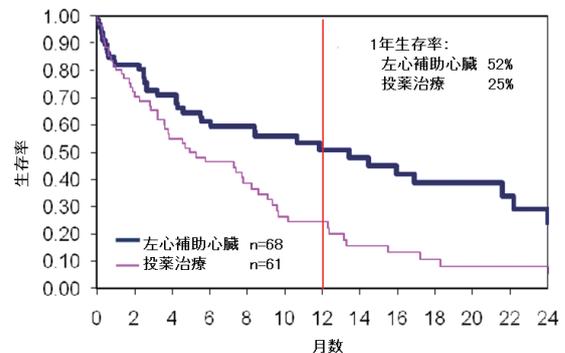


図1 拍動型補助人工心臓と投薬治療を比較したREMATCH臨床研究(1998-2001米国)

(2) 連続流回転型補助人工心臓 1998年より、「連続流回転型」の補助人工心臓(第2世代, 図2)が臨床導入され、小型化、シールレス化が進み、材質は血液適合性の良いチタンないしチタン合金となり、患者は体内植え込みにより退院が可能となった。回転型であるため、重量100~500gと小型で埋め込みが容易なことから、部分点数が少ないため信頼性が向上したことが普及につながった。

これまでに連続流回転型は世界で24,000例を超えて臨床使用され続けている。米国で拍動流ポンプと連続流ポンプの比較臨床試験(図3)が行われ、連続流ポンプでの2年生存率(58%)が、拍動流ポンプ(24%)の2倍以上に達したこと、さらに拍動流ポンプの1年信頼性が97%、すなわち故障率が3%であったことにより、多くの患者は連続流式の軸流ポンプに植え替えたといわれる。軸流ポンプでの世界最長の使用期間はすでに10年間を超え、記録を更新中である。



図2 第2世代植え込み型補助人工心臓（軸流型）¹⁾

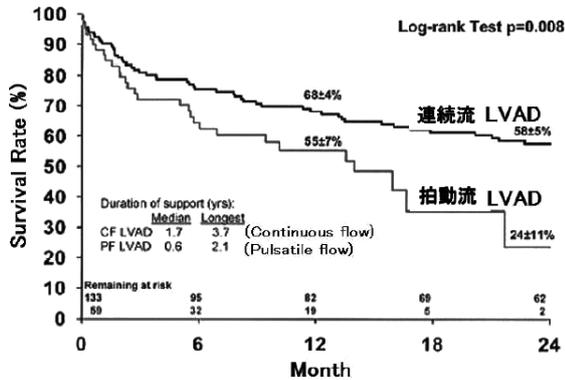


図3 拍動流型と連続流回転型の人工心臓の比較臨床試験

人工心臓が回転型になって、非接触軸受も採用できるようになり、超高耐久性が実現し長期使用する患者が増えた。これが第3世代（図4）とよばれ、臨床試験が2004年から始まった。位置センサと電磁石でインペラを浮かせる「磁気軸受」を採用した遠心ポンプが開発された。また羽根表面に彫った10ミクロンオーダーの溝やスロープで局所圧を発生させる「流体動圧軸受」を採用した遠心ポンプが開発された。サブミクロンの液膜で血液と冷却水を遮断するメカニカルシールを併用した遠心ポンプもある。

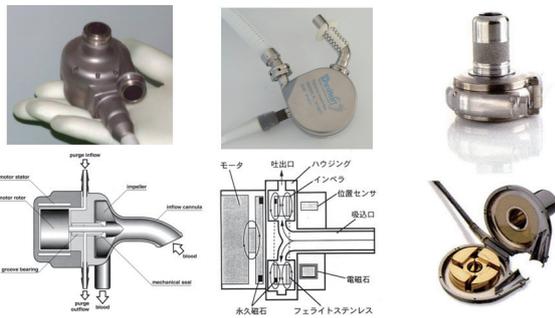


図4 第3世代連続流回転型補助人工心臓¹⁾

これら実用化が始まった第2世代および第3世代の補助人工心臓は、植え込んで退院、就労・就学復帰ができる点が大きなメリットであり、コントローラ/バッテリー（8～10時間使用）はキャリアバッグで携行できシャワーも使える（図5, 6）。米国レジストリー INTERMACSによれば、2010年以降の

新規植え込み患者の90%以上に、連続流回転型が使われている。

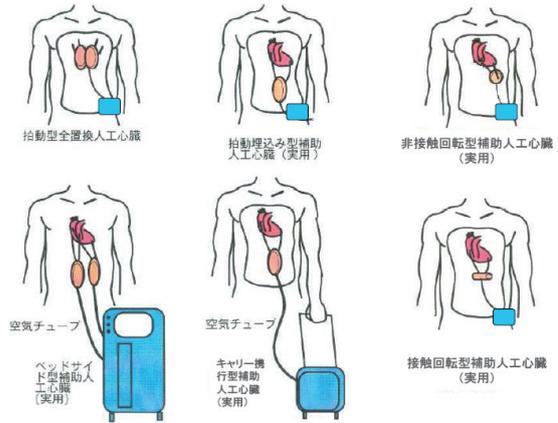


図5 人工心臓の装着形態¹⁾

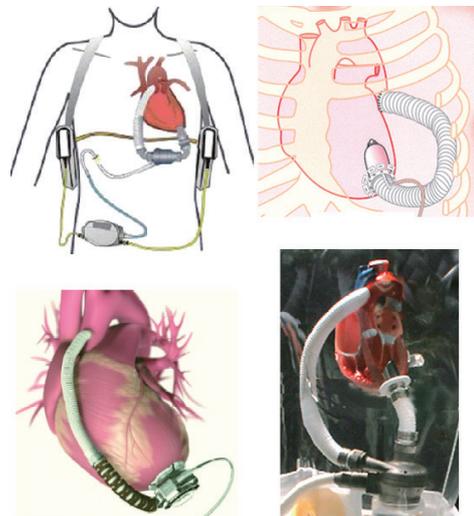


図6 人工心臓の植え込み形態

1.2 体外式人工心臓・体外循環・補助循環

これまで植え込み型補助人工心臓について解説してきたが、短期人工心臓や手術中・手術後のポンプも進歩している。わが国で行われている年間4万例の開心手術（開胸しておこなう心臓手術）のうち2万例がチューブをしごく形式のローラーポンプ、残りの2万例が回転羽根を有する遠心ポンプで実施されており遠心ポンプが増えている（図7）。使用目的も多様化している。

- 体外式補助人工心臓：体外拍動型が1ヶ月使用でき、小児用にも体外拍動型が使用できる。
- 長期植え込み補助人工心臓までのつなぎ（Bridge to Decision）：数々の体外循環用遠心ポンプ製品の臨床研究が行われている。米国では磁気浮上遠心ポンプも使用されている。
- 補助循環（Assisted Circulation）：カテーテルに軸流ポンプを接続した「ポンプカテーテル」

が2016年に薬事承認された。内科的治療のバルーンポンプとは異なり、心室から直接脱血することにより心室負荷が軽減される。海外では鎖骨下に埋め込む部分循環補助ポンプもある。

- 呼吸循環補助 (ECMO)：人工心臓に人工肺を加えて、長期の呼吸循環補助を行うVV-ECMOと、短期の循環補助を行うVA-ECMO (またはPCPS) とがある。
- 人工心肺 (Artificial Heart-Lung Machine)：開心手術時の体外循環には、人工心臓と人工肺の両方が必要であり、施設ごとにさまざまな組合せが用いられている。

- (1) 弁がある拍動流往復型 (第1世代植込み型に使用)
- (2) 仕切弁が回転する回転容積型 (体外循環に使用)
- (3) 弁がない連続流回転型 (第2・第3世代植え込み型および補助循環に使用)

にグルーピングされる (図8)。回転容積型では、チューブだけ交換すればよいローラーポンプが体外循環として臨床使用されてきた。連続流回転型では、機械軸受式の第2世代には軸流ポンプが、非接触軸受式の第3世代には遠心ポンプが、植え込み型の主流となっている。

2. ポンプ形式と軸受形式

2.1 ポンプ形式^{1), 2), 3)}

人工心臓に使えるポンプ形式は大きく分けて、



図7 人工心臓・体外循環・補助循環

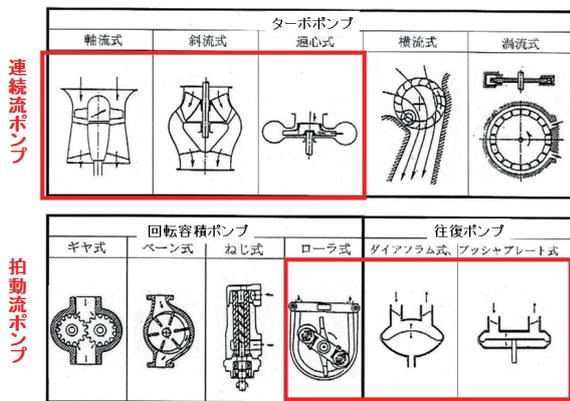


図8 ポンプ形式の分類¹⁾

プや軸流ポンプをはじめとする「連続流回転ポンプ」の基本原理¹⁾⁻³⁾である (図9)。かつて臨床の場で、一定回転では脈がなくなるのではとの懸念があったが、循環抵抗の時間変化に応じて血流量が拍動流となること (図10) が臨床的に確認され、懸念は払拭された。

2.2 連続流回転ポンプの軸受¹⁾

(1) 磁気軸受 (Magnetic bearing) は、位置センサによりインペラ位置を検出して、電磁石で一定位置に能動制御するものであり、隙間200 μ m以上を維持することが可能である。センサ3個の軸方向制御式およびセンサ2個の径方向制御式がある。

(2) 流体動圧軸受 (Hydrodynamic bearing) は、潤滑理論により狭いくさび形隙間ないしステップ形隙間に入り込む流体が、縮流部で高圧を発生して隙

流体を強制的に旋回させると周辺部で圧力 (動圧と静圧) が上昇することを利用するのが、遠心ポン

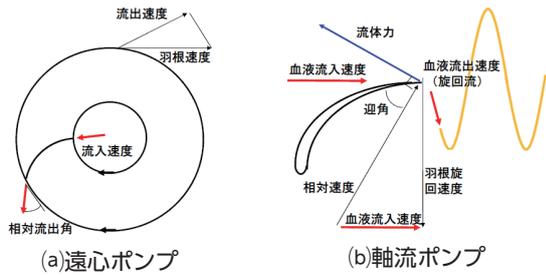


図9 遠心ポンプと軸流ポンプ

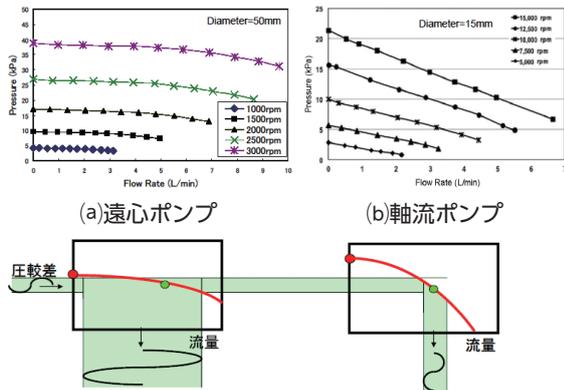


図10 圧力-流量特性による脈動流の発生¹⁾

間を押し広げるものであり、センサレスで動作する点
が特徴である。ただし、臨床使用されている動圧軸
受ポンプの多くは、流体力と磁気力（永久磁石）の
バランスでインペラ位置を維持しているものが多い。

3. 血液適合性と材料

連続流回転型ポンプの流体設計における課題は、
流体効率のほかに溶血（血球破壊）と血栓形成（血
液凝固）の防止がある。

溶血は赤血球膜が破れてヘモグロビンが血漿中に
漏れ出ることであり、せん断流中で赤血球膜が疲労
破壊する現象と理解され、せん断応力と暴露時間に
相関すると報告されている。溶血の従来研究の報告
では全て、溶血開始せん断速度が7万～30万s⁻¹
の範囲に収まっていることは興味深い。

人工心臓および補助循環ポンプについては、
ASTM規格^{4),5)}に、血液条件と試験条件に関する規
格が定められており、試験ポンプ単独を指定流量で
試験し、溶血指数NIH (g/100L) を統計評価する
ことが定められている。体外循環ポンプについては、
ISO規格⁶⁾に、試験ポンプと参照ポンプを同一の最
大流量で試験し、溶血指数NIH (g/100L) を比較評
価することが定められている。

一方、血液凝固は血液の異物反応であり、ISO規
格⁷⁾では、原因は大きく、(1)フィブリン網が形成さ
れる凝固系、(2)血小板が活性化される血小板系、(3)

免疫にかかわる補体系に3分類され、これらの血液
凝固が発生しないか試験評価しなければならない。
動物実験と可視化実験の比較からフィブリン血栓は
300s⁻¹以下、血小板血栓は1700s⁻¹以下で生じて
いるのではないかとの報告¹⁾もある。

これに対し、抗血栓性材料の開発が行われ、拍動
型人工心臓にはセグメント化ポリウレタンが使用さ
れて成功を取めた。また回転型人工心臓には鏡面研
磨した純チタンやチタン合金が使用されて成功を取
め、MPCポリマーやDLCを初めとする各種コーティ
ングも実用化された。

最近では、溶血と血栓以外に、補助人工心臓による
von Willebrand因子の損傷が血小板凝集を阻害し、
消化管出血を引き起こすのではないかと疑われてい
る、この損傷の原因の解明も重要な課題となっている。

4. 技術動向のまとめ

人工心臓が登場するには、まずポリウレタンやチ
タンといった抗血栓性材料の登場が必要不可欠で
あった。生体心臓を残して装着する補助人工心臓が
実用化し、初期には拍動流ポンプも植え込み型とし
てある程度普及したが、耐久性不足と故障率から、
回転型に取って代わった。現在は、シールレスの連
続流回転ポンプが、ピボット軸受、磁気軸受、動圧
軸受などの採用により耐久性が2年を超えるように
なり、植え込み型補助人工心臓の主流となり、無交
換で最長10年以上連続使用されている。承認審査
でのガイドライン^{8),9)}も国内で整備された。

人工心臓が60年ばかりの間に心臓病治療として
確立され、患者は退院し長期在宅治療ができるまで
に発展したことには、臨床研究と流体力学・材料工
学の技術開発にたずさわった方々の叡智と努力が
あったことに敬意を表したい。

参考文献

- 1) T. Yamane : Mechanism of Artificial Heart, Springer, p. 1-77, 2016
- 2) A.J. Stepanoff : Centrifugal and axial flow pumps, Krieger, Malabar, FL, 2nd edition, 1993
- 3) ターボ機械協会：ターボポンプ，日本工業出版，1991
- 4) ASTM F1830-97 : Selection of blood
- 5) ASTM F1841-97 : Assessment of hemolysis
- 6) ISO 18242, Centrifugal blood pumps, 2015
- 7) ISO 10993-4, Tests for interactions with blood
- 8) 経済産業省：体内埋め込み型能動型機器分野（高機能人工心臓システム）開発ガイドライン2007
- 9) 厚生労働省：次世代型高機能人工心臓の臨床評価のための評価指標，薬食機発第0404002号，2008

(原稿受付：2019年3月24日)

会議報告

ICFD2018におけるフルードパワー関連研究

著者紹介



なかのまさみ
中野政身

東北大学未来科学技術共同研究センター
〒980-8577 宮城県仙台市青葉区片平2-1-1
東北大学産学連携先端材料研究開発センター内
E-mail : masami.nakano.b2@tohoku.ac.jp

1982年早稲田大学大学院理工学研究科機械工学専攻博士後期課程修了。同年山形大学助手、助教授を経て、1997年同教授、2008年東北大学教授流体科学研究所、2018年同教授未来科学技術共同研究センター、現在に至る。機能性流体、流体関連振動・騒音、振動制御などに関わるスマート流体制御システム工学に従事。

1. はじめに

第15回流動ダイナミクスに関する国際会議（The 15th International Conference on Flow Dynamics : ICFD2018）が、東北大学流体科学研究所が主催で2018年11月7日（水）から11月9日（金）にかけて仙台国際センターで開催された。本国際会議は2004年から毎年開催され、図1に示すように年々参加者も増加してきており、世界的に認知された国際会議となっている。今回は727名（内外国人315名）の参加者があり、557件（内外国人263件）の発表があった。初日の午前に3件の基調講演があり、1つの一般セッションと19のオーガナイズドセッション（OS）が生まれ、活発な発表と討論がなされた。流動ダイナミクスに関する国際会議のため、油圧・空圧・水圧のフルードパワーに直接関係するOSはなく、OS : Smart Fluids & Soft Matters and the

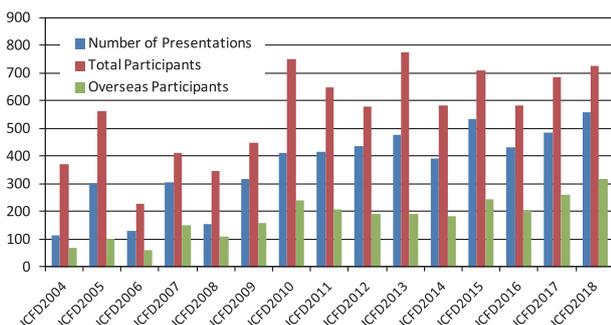


図1 ICFDの参加者と発表件数の推移

Advanced Applicationsにおいて、フルードパワーとして機能性流体に関する関連技術の研究発表がいくつかあったので紹介する。

2. 機能性流体関連の研究発表の概要

当該OSでは、機能性流体および機能性ソフトウェアとそれらの応用に関して、招待講演2件を含めて11件の発表があった。

2.1 機能性流体とその応用に関する研究発表

Yoshidaは、水などの液体に交流電圧を印加した際に、電極表面に帯電粒子が集まり電気二重層を形成しそこに印加電圧による電界が加わることで生じる電極表面に平行なすべり速度によって対流が生じる交流電気浸透現象を利用したマイクロポンプに関して招待講演を行なっている¹⁾。T型電極をアレイ化し、シンプルで製作が容易な構造で、高出力化を図った交流電気浸透マイクロポンプ（図2）を提案し、その妥当性をシミュレーションおよび実験により確認しており、T型電極の段数が増すほど出口での流速が増大することを明らかにしている。

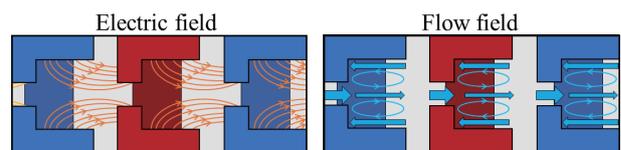


図2 T型電極アレイ交流電気浸透マイクロポンプの作動原理

Nishikawaraらは、絶縁性流体中の余剰電荷に作用するクーロン力により流体が駆動される電気流体力学（Electrohydrodynamics, EHD）現象を利用したEHDポンプ特性への作動液体の温度の影響に関して、温度に対するフッ素系溶剤の作動流体の物性値の変化を考慮した数値解析と実験両面から考察している²⁾。液温が低いほど低流量時の発生圧力が高くなることが示され、これは低温ほど注入電荷密度が増大する特性に起因していることが、そのモデルによる数値解析結果と実験結果が比較的良好に一致することから示された。

Tanakaは、外部電場の印加・除去によって見掛

けの粘度が増加・回復する現象を呈するナノ粒子ER (Electro-Rheological) 流体の分散・凝集と微細間隙における流動評価に関して招待講演を行なっている³⁾。微細間隙を有するMEMSなどでの使用を目的として開発された比較的高い電場印加が可能な一次粒子径が400nmの酸化チタンナノ粒子を変性シリコン油に分散したナノ粒子ER流体に関して、50 μ mの平行円盤間微細間隙における無電場、直流電場、交流電場（振幅、周波数）に対するER効果の応答特性が一次粒子が凝集した二次粒子の形成などと関連付けて報告された。さらに、微細流路を流れるナノ粒子ER流体のER効果と透明電極を通して可視化観察された流動挙動との密接な関係が示された。

Dengらは、ロータリーMR(Magneto-Rheological)ダンパー2個とその間にシリコンゴムからなるスプリングを介した、減衰特性と剛性の両方が可変な新規なダンパー（図3）を提案し、実験によりその可変減衰・剛性特性を確認しており、ロータリーMRダンパーの2つのコイルへ印加する電流の割合により減衰係数を101%，剛性を633%変化できることを示している⁴⁾。

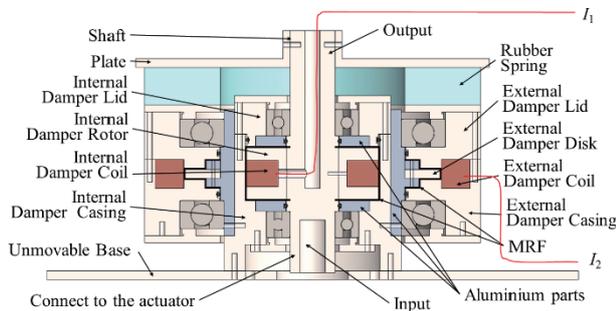


図3 可変剛性・減衰機能を有するロータリーMRダンパー

2.2 機能性ソフトマテリアルとその応用に関する研究発表

Suzukiらは、EAP (Electroactive Polymer) のアクチュエータへの応用を前提に、電界歪現象の強弱を調べるために、Poly TetraMethylene Oxide (PTMO) と4,4'-methylene bis (phenyl isocyanate) (MDI) とからなる2種のポリウレタン (PU) エラストマーの誘電率に関して、高速化量子分子動力学法に基づいて解析されたPUの電荷分布に基づいて理論的に検討し、MDIのHard SegmentがPTMOのSoft Segmentより比誘電率が大きく、より強い電界歪特性を示すことが明らかにされた⁵⁾。

Itohらは、電場を印加すると粘着効果に変化する電気粘着マイクロピラーアレイ (Electro Adhesive Micro-Pillar Array : EAPA) の開発とその性能に関

する報告をした⁶⁾。静電誘導リソグラフィー法によって、電気分極する粒子を分散したゲルからなる規則的で微細な凹凸を有する高アスペクト比のマイクロピラーアレイを製作し（図4）、500V印加時に62kPa程度の粘着せん断応力を発生するEAPAを開発している。

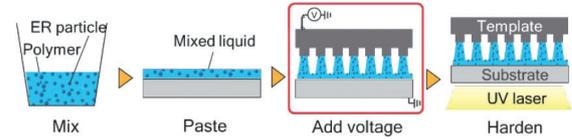
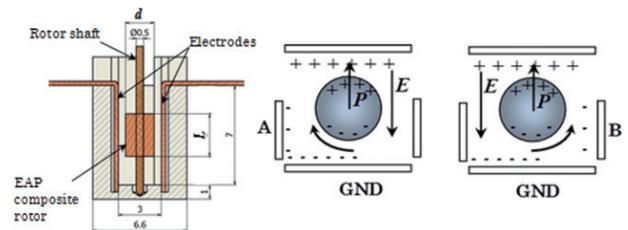


図4 静電誘導リソグラフィーによる電気粘着マイクロピラーアレイの製作

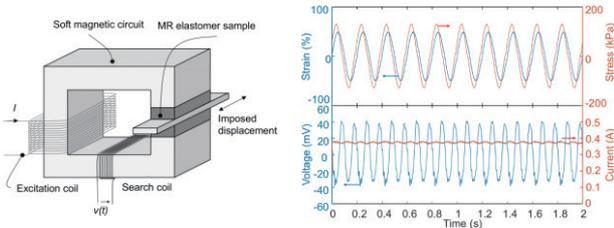
Nakanoらは、誘電液体中の粒子に一樣電界を与えると粒子が回転するQuincke rotation現象を利用したマイクロモータを開発している。オキシ水酸化鉄の粉末をゼラチンに混合して硬化させたEAPコンポジットのロータと誘電液体および一樣電界を与える電極からなる3mm四方で高さ7mmの直方体の小型モータ（図5(a)）を製作し、そのモータとしての性能を評価している⁷⁾。無負荷時の回転速度は、電界強度にほぼ比例して増大し、ロータの直径および長さが短いほど、すなわちより小さいロータほど高回転になることが示された。また、GND電極の両端に垂直に付加電極を設けてGND電極と一方の付加電極とのスイッチング（図5(b)）を行ない電界を偏向させることによって回転方向の制御が可能なることを明らかにしている。



(a) 小型EAPモータ (b) 付加電極A, Bによる回転方向の切換え

図5 Quincke Rotation現象を利用したEAPコンポジットロータからなる小型モータ

Sebaldらは、MR (Magneto-Rheological) エラストマーに関して、分散鉄粒子を配向処理することにより機械的なせん断変形に対して透磁率が変化することを見出し、ファラデーの電磁誘導の法則を利用してせん断変形という機械的なエネルギーをサーチコイルを用いて電気的なエネルギーに変換することにより（図6）、センサーや振動発電に応用可能なことを提示している⁸⁾。その電気的なエネルギーの大小は、MRエラストマーの印加磁場による剛性可



(a) 振動せん断モードでの振動発電装置 (b) MR効果と発電エネルギーの時間変化

図6 MRエラストマーのせん断モードでの試験装置による電気エネルギーハーベスティング

変特性と相関があり、疑似ピラリ効果があることを示している。

Diguetらは、鉄粒子配向MRエラストマーのせん断変形に伴う透磁率の変化を、鉄粒子からなる単一の鎖状構造の単純せん断変形にともなう変化を考慮した磁場解析によって考察している⁹⁾。MRエラストマー内に分散している鉄粒子の B - H 曲線を使って磁場解析することにより、印加磁束密度が0.3T程度以上から鉄粒子の磁気飽和現象が現れ、せん断歪によって誘起されるMRエラストマーの磁束密度の変化は印加磁束密度が0.3T程度をピークに増大しそれ以上では低下することが示され、実験結果とほぼ一致することが示された。

Liは、キャパシターの固体電解質の電気伝導率と機械的強度を向上させるMR技術について講演を行なった¹⁰⁾。わずかなUV光照射硬化剤を含むイオン液体に磁性ナノ粒子を分散することによって、エラストマー化されたMRイオンゲルの内部構造や物理的性質（レオロジー特性）をUV光照射下で磁場を印加することにより制御でき、電気二重層キャパシターの固体電解質としてMRイオンゲルを活用することによって、機械的性質を調整した固体電解質が製作できることが示された。

Tianらは、シリコンゴムに鉄粒子を分散したMRエラストマーのレオロジー特性に及ぼす分散粒子径の影響について検討している¹¹⁾。平均粒子径6, 11, 40 μm の3種の粒径の異なる鉄粒子を重量分率70 wt%で分散した無配向MRエラストマーに関して、粒子径はその動的粘弾性特性に強い影響を及ぼし、粒径が大きいくほど初期貯蔵弾性率 G_0' が大きくなるが、印加磁場による貯蔵弾性率 G' の増加割合 $\Delta G'/G_0'$ は粒径が小さくなるほど増大することが示された。

3. おわりに

ICFD2018におけるOS: Smart Fluids & Soft Matters and the Advanced Applicationsでの機能性流体および機能性ソフトマテリアルとそれらの応用に関する研究発表内容を紹介した。フルードパワー分野の機能性流

体関連の研究動向把握の一助になれば幸いである。

2019年に開催されるICFD2019¹²⁾は、2019年11月6日(水)から8日(金)にかけて仙台国際センターで開催される。フルードパワー技術に関わると思われるOSとして、“Advanced Applications of Multi-functional Fluids”, “Smart Fluids & Soft Matters and Their Advanced Applications”, “Microfluidics and Microphysiological Systems”, “Complex Thermofluid System”, “Flow Realization, Measurement and Visualization”などが企画されている。奮っての参加を期待したい。

参考文献

- 1) Yoshida K., Asai K., Eom S.I., Kim J.W.: A Novel AC Electroosmotic Micropump Using T-Shaped Electrode Array, Proc. of 15th Int. Conf. on Flow Dynamics, OS7-1, p. 546-547 (2018)
- 2) Nishikawara M., Shinagawa Y., Yanada H., Yoneda R., Miyakita T., Sawada K.: Thermally Affected Characteristics of EHD Pump with Fluorinated Liquid, *ibid*, OS7-2, p. 548-549 (2018)
- 3) Tanaka K., Takasaki M., Kobayashi H., Nakano M., Sato C.: Micro-Channel Flow Evaluation of Electro-Rheological Nano-Suspensions, *ibid*, OS7-5, p. 554-555 (2018)
- 4) Deng L., Sun S.S., Li W.H.: Experimental Testing of a Novel Magnetorheological Fluid Rotary Damper with Variable Stiffness and Damping Capability, *ibid*, OS7-12, p. 568-569 (2018)
- 5) Suzuki A., Miyano M., Miura R.: Theoretical Estimation of Dielectric Constant of Electroactive Polymers, *ibid*, OS7-3, p. 550-551
- 6) Itoh K., Ishida M., Kakinuma Y., Anzai H., Sakurai K.: Fabrication of High Aspect Ratio EA Micro-pillar Array, *ibid*, OS7-4, p. 552-553 (2018)
- 7) Nakano M., Totsuka A., Sato C., Zrinyi M.: Miniature Cubic Micro-Motor Consisting of EAP Composite Rotors and Dielectric Liquid, *ibid*, OS7-6, p. 556-557 (2018)
- 8) Sebald G., Nakano M., Lallart M., Diguet G., Cavaille J.Y.: Polymer Composites for Magneto-Mechanical Energy Conversion: Experimental Comparison of Several Magneto-Rheological Elastomers, *ibid*, OS7-7, p. 558-559 (2018)
- 9) Diguet G., Cavaille J.Y., Sebald G., Nakano M., Lallart M.: Effect of the Magnetic Saturation on the Magnetic Induction Variation in MRE Under Pure Strain, *ibid*, OS7-8, p. 560-561 (2018)
- 10) Peng G., Ding J., Tian T.F., Li W.H.: Magnetorheological Technology for Enhancing Conductivity and Mechanical Properties of Electrolytes, *ibid*, OS7-10, p. 564-565 (2018)
- 11) Tian T.F., Nakano M., Li W.H.: Particle Size Effects on MR Effects of MR Elastomers, *ibid*, OS7-11, p. 566-567 (2018)
- 12) <http://www.ifs.tohoku.ac.jp/icfd2019/>

(原稿受付: 2019年6月17日)

トピックス

学生さんへ、先輩が語る —学生時代を振り返って今思うこと—

著者紹介



こばやし わたる
小林 亘

岡山理科大学工学部
〒700-0005 岡山市北区理大町1-1
E-mail : kobayashi@are.ous.ac.jp

2015年芝浦工業大学大学院理工学研究科博士課程機能制御システム専攻修了。同大学ポスドク研究員、2016年岡山理科大学助教を経て、2018年同大学講師、現在に至る。日本フルードパワーシステム学会、日本機械学会、計測自動制御学会などの会員。博士（工学）。

1. はじめに

1.1 自己紹介

私が学生のとき、最初に学会発表をさせていただいたのは本学会の春季講演会であったことを今でも鮮明に覚えている。それが今、このように本学会の学生会員の方々に向けて本トピックスを執筆させていただいていることに感慨深さを覚えるとともに、これから数ある進路の中から自分の進む道を選ばなければいけない方々に少しでも参考となればと思い、自分がこれまでに経験したことについて簡単に紹介させていただく。

私には1歳年上の兄がおり、小さい頃から兄弟揃ってプラモデルなどの“ものづくり”が大好きであった。当時は兄弟で夢中になって作っていたものである。中学・高校では部活のバスケットボールや趣味で始めたベースギターに夢中になった時期もあったが、大学進学を後に控え自分の進路について考え始めたときに私の心を動かしたのは、人間型自律二足歩行ロボットや犬型ロボットで世間でも話題になっていた“ロボット”であった。大学では機械工学を中心に学び、縁あって伊藤和寿先生の研究室でフルードパワーに出会った。現在は、岡山理科大学工学部知能機械工学科で、アクアドライブシステムやライフサポートシステムに関する研究に従事している。

1.2 職場紹介

岡山理科大学はJR岡山駅からバスで約20分の岡山市内を望む半田山にあり、新幹線からも「岡山理大」

と書かれた大きな文字を目にすることができる（写真1）。工学部、理学部、総合情報学部、生物地球学部、教育学部、経営学部に加えて、獣医学部（今治キャンパス）が開設されている。機械系の学科は機械システム工学科と私が所属する知能機械工学科があるが、知能機械工学科では「協働して機械を設計・製作（加工）・制御できる自律した技術者の育成」を目標に掲げており、1年次からロボットコンテンツを取り入れたものづくり実践科目を各年に配置し、ものづくりを通じた実践的な教育を行っている。



写真1 岡山理科大学（左：正門，右：岡山理大の看板）

岡山理科大学に着任して4年目を迎える私の研究室では、恩師である伊藤和寿先生の教えを踏襲し、「人・機械・環境のつながりを意識し、環境や人に優しい機械・システムを考える」のコンセプトのもと研究活動を行っている。研究テーマとしては、水道水圧用パッシブ型増圧器、柔軟シリンダの制御・応用、水中リハビリテーション機器などのアクアドライブシステムに関する研究と、ベースギター／チェロ用演奏補助システム、グラスハーブの自動演奏システムといった音楽に関する研究が挙げられる（写真2, 3）。

1.3 職場でのおすすめスポット

岡山理科大学には、学園食堂、たんぼぼ、Dining Hall Rela、るるば（カレー）、GRAND KITCHEN、UDONや、レストラン・ハラルの7つの食堂があり、グランドマート（コンビニエンスストア）2店を加えて食堂が充実している。私の研究室は上記のたんぼぼの真上の階にあることもあり、昼食は研究室の学生たちとたんぼぼを利用することが多い。向かい側にあるC2号館では恐竜博物館が一般にも開放されており、博物館を観てから昼食を取る家族連れを見ることも

少なくない。恐竜博物館も好評なようで、機会があればぜひ一度ご覧になっていただければと思う(写真4)。

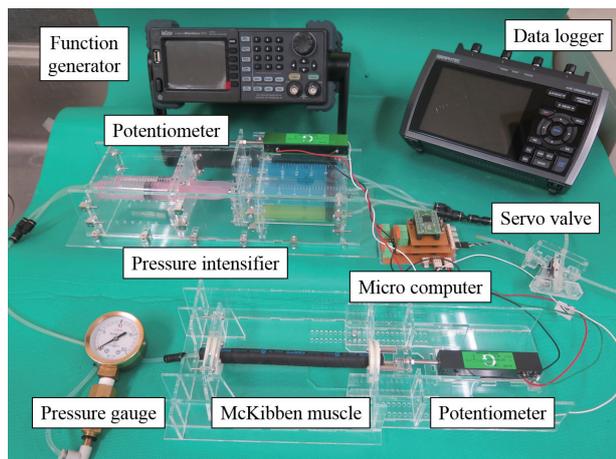


写真2 水道水圧用パッシブ型増圧器

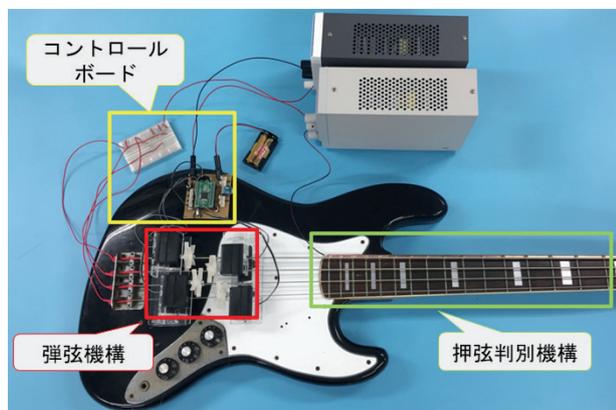


写真3 ベース演奏補助システム



写真4 岡山理科大学恐竜博物館

2. 学生時代を振り返って

2.1 フルードパワーとの出会い

私が研究室に配属されるタイミングで伊藤和寿先生が私の在籍する学科に着任した。この年、実験科目の課題となっていたIFPEX2008(フルードパワー国際見本市)のレポートで、たまたま印象に残っていた水圧コンベアシステムについてまとめていた私は、伊藤先生が水圧と制御の専門家だという話を聞き運命を感じた。配属を希望したもののすでに水圧に関するテーマは他の学生の担当に決まっていたが、無理をいって設定してもらったテーマが「水圧フ

ルードスイッチングトランスミッション」に関するものであった(写真5)。この年がフルードパワー、特に水圧との記憶に残る出会いであった。着任1年目で研究室に実験装置がないため、当時は上智大学の池尾先生の実験室をお借りして実験を行い、研究室に戻ってから実験結果をまとめる日々であった。色々大変なこともあったが振り返ってみると充実した研究生活を送っていたように思う。



写真5 フルードスイッチングトランスミッション(実験装置)

2.2 学生時代の思い出

学生時代は先生からの勧めもあり、非常に多くのことを経験させていただいた。一番のターニングポイントとなったのは修士2年在籍時の研究留学であった。修士1年在籍時の年度末、先生から研究留学の話を持ち掛けられた。「留学」というキーワードは頭の片隅にないわけではなかったものの、まったく現実味のない話だった私にとって、まさに青天の霹靂であった。一人になって数日考えた後、「とりあえずやってみる、迷ったらやってみる」というポジティブな性格の私は英語ができないにも関わらず留学を決めた。留学先は協定校であるラクイラ大学(イタリア)に決まり、修士2年の夏から半年間、ゾーベル先生の実験室にお世話になることとなった(写真6,7)。ラクイラで日本人に会うことはまったくなく、イタリアという他国の文化の中で実際に生活してみて、そして世界各国からの留学生と交流する日々を通じて、多くのことを体験した。留学という英語の習得を目的に考えてしまいがちであるが、日本と異なる文化に飛び込んで直に触れることにより、日本人としてのアイデンティティを客観的にみれるようになること、言葉にしてははっきり伝えないと何も伝わらないこと、などを身にしみて感じることができた。この経験をきっかけに、博士課程進学後には、留学生と日本人学生が同じ建物内で共同生活をする国際学生寮のレジデントアドバイザー(RA)を務めたり(写真8,9)、国際PBLのスタッフとしてワークショップに参加したりする機会を多くいただいた。留学自体は半年という短い時間ではあったが、研究に限らずここで学んだことが現在にも大きく影響しているように感じる。



写真6 ラクイラの街並み



写真7 滞在したログハウス



写真8 国際学生寮(芝浦工大)



写真9 国際学生寮RA時代

2.3 学生時代におすすめすること

振り返ってみると私の学生時代は、好きなことを好きなようにとことんやっていたように思う。学部生のときには塾講師のアルバイトとサークル活動、大学院進学後は研究のおもしろさもわかってきたが、学業そっちのけでのめり込んでいた時期もある。それまでまったく関係のなかった「教育」に興味を持ったのも塾講師を始めてからであった。そのときにはまったく考えていなかったことであるが、今こうして研究教育職に就いているのも、原点にはこういった経験があるからかもしれない。留学の経験も、塾講師の経験も、あとから振り返ってみるとそれらが線で結ばれて今があるように感じる。

今、可能性に満ちた時間を過ごす学生会員の皆さんにおすすめしたいことは、今やりたいと思うこと、やるべきことをとことんやってみることである。とりあえずやってみる、迷ったらやってみる、やり始めたらとことんやってみることをおすすめしたい。この時期に得た経験は後の人生に大きく影響し、必ず役に立つと思う。

2.4 就職活動での留意事項

私は博士課程修了後、ポスドク研究員として同研究室にそのまま1年間所属させていただいた。そのため、本格的にポストを探し始めたのは研究員として在籍していたときであった。新卒一括採用の就職活動とは異なり、JREC-INなどのキャリア支援ポータルサイトを利用して自分が該当する専門分野や職種から公募情報を確認する日々が続いた。いくつかの大学に応募した結果、幸いにも本学に採用していただいたわけであるが、以下に自分の経験から少しだけアドバイスさせていただきたい。

まず、在学中にやっておいて良かったと思うことに英語が挙げられる。一次選考である書類審査を通

過すると面接が行われるが、このときに同時に模擬授業も課される場合がある。私の場合、使用言語は日本語・英語どちらでも可とのことで、制御工学について英語で模擬授業を行うことに挑戦した。後から聞いた話ではあるが、英語は海外からの応募者を考慮してのことであったようで、私が英語で模擬授業をしたことに驚いたとのことである。指導教員からの勧めで修士論文および博士論文を英語で書いたことも少なからず評価されていたようで、こちらも挑戦してみる価値があるかもしれない。また、研究業績は在学中の頑張りしだいである程度は積み上げることができるかもしれないが、教育に関してはまったく経験がない状態で模擬授業を行わなければいけないため、研究室での後輩指導やTAなどを通じて先を見据えて取り組んでおくとその経験がいきるかもしれない。

3. 大学での仕事とやりがい

3.1 大学での仕事紹介

先にも述べたように、私は着任1年目から独立した研究室を運営しており、現在は学部4年生7名、修士1年生2名、修士2年生1名の計10名が所属している。それぞれが独立した研究テーマに取り組んでおり、週に一度、グループごとに行う進捗報告、全員が参加する研究会および英語ゼミを行っている。学生ときには基本的に自分が取り組む研究テーマについて考えていればよかったが、自分の研究室をもってからは学生の人数分の研究テーマを設定しなければいけないことに頭を悩ませている。一方、講義は実験・実習科目を中心に担当しているが、昨年度からは学科の専任教員が受け持つ「専門英語」も担当している。英語に苦手意識を持つ学生が多くいるが、少しでも英語に対するネガティブな印象をなくすことに重点を置いて、日本語と英語(Low-context, High-context)の違いについて紹介したり、今の自分のレベルに合った勉強法を紹介したり、専門分野の内容を絡めながら、なるべく“授業”になり過ぎないようにしている。将来、実際に英語が必要になったときに、これらが少しでも役に立つてくれることを期待している。

3.2 仕事で大切にしていること

研究活動を行うにあたり大切にしていることの一つとして、「新しい習慣の身につけ方」が挙げられる。私の研究室では、学生が配属され(本学科では3年時の秋学期に仮配属を行う)、各々が取り組む研究テーマが決定した後、まず学生に考えてもらうのが卒業までの研究の目標と研究計画である。毎年、最初に考えてもらっているが、1年間半というスパ

ンで何かを計画し、計画通りに実行するという経験をしている学生は少ない。そして、1年以上かけて一つの研究テーマだけにとことん取り組む経験というのもおそらくは初めてのものであろう。そのため、この期間（修士の場合はさらに2年）を試行錯誤の場にして、大いに失敗していただきたい。個人的には、いくらでも失敗できるのが学生の最大のメリットであると思っている。私も散々に失敗を積み重ねてきて今の自分がある。自分なりに考えてみて、実際に挑戦してみて、失敗しながら自分なりの経験値を積んでいってほしいと願っている。

4. ま と め

本トピックスでは、学生時代を振り返ってみて、

大学教員の立場から今思うことを紹介させていただいた。学生時代からの研究を今もそのまま継続しているため、研究に関するそれらの経験が現在と深く結びついているように見えるかもしれない。しかし、本トピックスを執筆するにあたり過去を振り返る中で、それ以外にも学生時代の経験が非常に強く影響していることに私自身でも気づくことができたように思う。学生会員の皆さんにも、将来、振り返ったときにそのように思える学生時代を過ごしていただけたら大学教員の一人として何よりである。

(原稿受付：2019年4月22日)

What do you think of Japan? (Youは日本をどう思う?)

第10回 セルビアから日本に留学して



著者紹介

ミリツァ ラドイッチッチ
Milica Radojicic

〒338-0825 埼玉県桜区大学下大久保645番地
埼玉大学国際交流会館3209
E-mail : radojicic3milica@gmail.com

セルビアのベオグラード大学言語学部で日本に関して学び、現在は埼玉大学に留学中。

1. はじめに

自己紹介：

私はセルビアから来た。ラザレヴァツという小さな街の出身だ。ベオグラード大学で日本学を勉強しており、現在は埼玉大学に留学中である。音楽が好きで、趣味は歌を歌うことであるが、時間がある時には、友達と一緒に運動をするのも好きだ。

来日の理由：

セルビアで、日本について勉強していたため、ずっと来てみたいと思っており、国費留学生として日本に来た。生活や文化について、実際に体験して学ぼうと思った。

現在の所属機関とその研究/仕事内容：

現在、埼玉大学で日本語と日本の歴史や文化、日本の生活などについて勉強している。埼玉の秩父では、蕎麦作りを体験し、店員さんが調理してくれた天ぷらと一緒に食べた(写真1)。そのほかに、和紙作りにも参加して、パルプから和紙を作り、葉っぱでデコレーションした(写真2)。



写真1 友達と一緒にそば作り



写真2 自分で作った和紙

2. 日本の印象

2.1 来日直後の第一印象

来日直後の日本の第一印象は？：

日本に着いたとき、バスを待つ人たちが一列に並んで待っていた。セルビア人は列を作らず、好きな場所でバスを待っている。また、日本ではどこに行っても自動販売機があるが、セルビアにはまったくない。日本の道はとてもきれいだ、ゴミ箱がありません。人の雰囲気も異なり、日本人は

いつも心が静かだと感じた。

2.2 研究室に関して

日本人の考え方や働き方で驚いたこと：

日本人は自分の意見を言わない。授業の討論会でも日本の学生は一般的な意見を言うが、議論をしながらない。

また、セルビアでは自分の専門に関係した仕事を見つけるが、日本では何も知らない分野の仕事でも、会社で習うことができるので、違いを感じた。

日本に滞在中に自分が最も変わった点は？：

日本で一人暮らしを始めて、自立的になったと思う。自分で家賃を払い、料理をするようになったことで、以前より大人になったような気がする。

日本人はいつも手帳を持ち歩き、常に予定を作っているのだから、ここに来て私の人生も忙しくなった。

2.3 生活に関して

日本の生活で困ったことは？：

日本はいろいろな便利なシステムがあるが、ない場合にその解決法を見つけるのが難しい。私は外国人なのでこの問題が頻繁に起こる。

日本の生活でよかったことは？：

日本は安全な国だ。そのため、一人でどこでも行くことができる。

日本の製品は良質であるし、日本人はいつも優しく、雰囲気も良い。

最も興味ある日本の文化：

昔の日本の習慣や伝統と現在の日本の新しい文化の融合は非常に興味深い。この二つは非常に調和が取れていて、同じ国の中で現代的なものと伝統的なものが共存している。

日本の働き方と教育は私の国と非常に異なり、日本人とセルビア人の生活はまったく違うので、毎日新しい発見がある。

お正月には、留学生たちと一緒に鎌倉で蕎麦を食べ、テレビを見て、初めてお寺にも行き、鎌倉の海岸で初日の出を見た(写真3)。

大学寮では、留学生との交流イベントも多く、彼らと代々木公園でお花見をしたこともある(写真4)。

このような、日本の文化が好きなので、いろいろなおもしろいものを見つけることができている。



写真3 鎌倉の初日の出



写真4 友達と公園でお花見

3. 抱負と日本の方々へのメッセージ

今後はどんな予定？ 出身国に戻るのはいつ？：

今年の8月セルビアに帰り、その後ベオグラード大学を卒業するつもりだ。もし可能であれば、日本の大学院を受験し、また留学したい。

日本人へのメッセージ：

日本人の生活は大変だと思う。学生はたくさん勉強しているし、社会人はたくさん働いているので、とても疲れているように見える。だから、好きなことをする力も時間もあまりない。運動や趣味など、休む時間も作りながら頑張してほしい。

日本に来ることができてとても良かった。日本に多くのことを学ぶことができた。セルビアは人口が埼玉県と同じくらいの小さい国だが、おもしろいこともたくさんある。ぜひセルビアに遊びに来てください！

(原稿受付：2019年4月2日)

研究室紹介

大阪工業大学ロボティクス&デザイン工学部 ロボット工学科 フレキシブルロボティクス研究室

著者紹介



たに ぐち ひろ なり
谷 口 浩 成

大阪工業大学
ロボティクス&デザイン工学部ロボット工学科
〒530-8568 大阪府大阪市北区茶屋町1-45
E-mail: hironari.taniguchi@oit.ac.jp

2003年東京農工大学大学院博士後期課程修了、津山工業高等専門学校准教授を経て、2017年大阪工業大学R&D工学部准教授、現在に至る。ソフトロボティクスの研究に従事。日本フルードパワーシステム学会、日本機械学会、IEEEなどの会員、博士（工学）。

1. はじめに

学校法人常翔学園大阪工業大学は、1949年に開学した私立の工学系大学である。その前身は、1922年（大正11年）に遡り、産業の近代化と都市基盤整備を支える中堅技術者育成を目的として開校した関西工学専修学校である。大学開設時は、工学部第Ⅰ部と第Ⅱ部にそれぞれ土木工学科、建築学科、電気工学科の3学科を設置した。1996年に2番目の学部として情報科学部を設置し、情報処理工学科（2002年に情報科学科、2007年にコンピュータ科学科に改称）と情報システム学科を開設した。また、2003年に3番目の学部として国内で最初の知的財産学部を設置し、知的財産学科を開設した。そして、2017年に4番目の学部としてロボティクス&デザイン工学部を設置し、工学部から移設のロボット工学科、空間デザイン工学科に加えて、新たにシステムデザイン工学科を開設した。時代と共に学部・学科の増設を経て、現在は4学部16学科で構成されている。

ロボティクス&デザイン工学部が設置されている梅田キャンパス（写真1）は、2022年に迎える学校法人常翔学園創立100周年に向けた「学園のシンボリック拠点」として誕生した。OIT梅田タワーと呼ばれる地上21階・地下2階建て、高さ125mの都市型タワーキャンパスで、①新しい時代を創造するイノベーション創出人材の育成拠点、②未来のため

の最新のテクノロジーとデザインが融合する拠点、③常に開かれた知の交流拠点の3つのコンセプトを掲げ、576席を有する常翔ホール（3階および4階）や、ロボティクス&デザインセンター（8階）、イノベーションラボ（9階）などがある。

ロボティクス&デザイン工学部では、ロボティクス&デザインセンターの協力のもと、企業から持ち込まれた課題に対して学生グループが課題解決に向けて取り組むプロジェクト活動が行われている。このようなプロジェクト活動を通じて、工学のセンスを養うとともに、実践力を身につけることを目指している。



写真1 梅田キャンパス（OIT梅田タワー）

2. 研究室の紹介

フレキシブルロボティクス研究室は、2016年4月から活動を始め、今年で4年目の研究室である。ロボティクス&デザイン工学部ロボット工学科に置かれており、2019年度の配属学生は、修士2年生3名、修士1年生1名、学部4年生5名の合計9名（写真2）である。

本研究室における学生教育として、社会が必要とする技術者の養成を念頭におき、自ら考え、自ら行動する「創造的自律型技術者の育成」に取り組んでいる。また、コミュニケーション能力を高めるために、定期的な研究進捗報告会や、多様な企画イベン

トを行っている。さらには、研究成果を学会や展示会に積極的に発信することも重視している。

本研究室のテーマは、「ソフトロボティクスで拓く新技術創出と社会貢献」である。柔軟な材料を用いた新しいソフトアクチュエータに関する研究と、それらを応用したロボットやデバイスの開発に取り組んでいる。具体的には、形状記憶合金（SMA）ワイヤとシリコンゴムを融合したSMA人工筋肉アクチュエータや、アルミフィルムと帆布で構成される空気圧ソフトアクチュエータを開発している。また、ロボットや装置開発では、これらのソフトアクチュエータを利用した小児用動力義手、クラゲロボット、手指関節および足関節拘縮予防装置の開発などがある。本稿では、フルードパワーに関連する研究開発を中心に、いくつか紹介する。



写真2 2019年度の研究室メンバー

3. 研究紹介

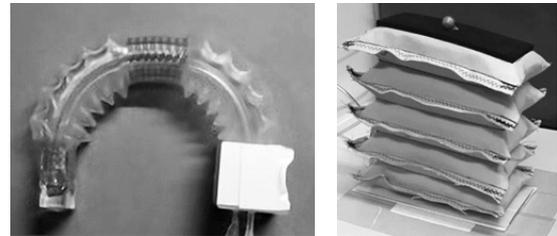
3.1 空気圧ソフトアクチュエータ

高齢者の増加にともない医療・福祉分野では、人間を支援するロボットが増加している。人間と共存するためのロボットには、構造的に安全であることや、人間との高い親和性が必要となる。本研究室では、医療・福祉分野の支援や介護、リハビリテーションなどへの応用を目指し、空気圧で駆動するソフトアクチュエータを開発している。

湾曲および伸長動作が可能な空気圧ラバーアクチュエータ¹⁾を写真3（左）に示す。これは、湾曲動作をするための蛇腹部分と、伸長動作をするための繊維強化を行っている平らな部分で構成されている。アクチュエータには2つの空気室があり、片方の空気室にのみ空気を印加すると、印加した部屋とは逆方向に力が働きラバーアクチュエータが屈曲する。また、両方の空気室に同じ圧力の空気を印加するとラバーアクチュエータは伸長する。

また、写真3（右）に積層型空気圧ソフトアクチュエータ²⁾を示す。これは、アルミラミネート

フィルムと帆布によって構成される袋を、複数積層することによってアクチュエータとして利用する。積層方法や、帆布の縫い合わせによって自由に形状を変更できる。



(左) 空気圧ラバーアクチュエータ
(右) 積層型空気圧ソフトアクチュエータ

写真3 空気圧ソフトアクチュエータ

3.2 手指関節および足関節の関節可動域運動装置

手指関節可動域訓練装置^{3),4)}および足関節の関節可動域運動装置⁵⁾は、前述の積層型空気圧ソフトアクチュエータを用いることで、痙縮・拘縮予防のリハビリに必要な複数の動作を実現している。

手指関節は、拇指と中指を除く4指で必要とされる動作が異なるため、それぞれの装置を試作している。写真4は中指を除く4指用の関節可動域訓練装置の実験の様子である。理学療法士に体験してもらいながら、改良を繰り返し実用化に向けて準備している。足関節は、底屈、背屈、内転、外転、内返し、外返し、回外、回内などの関節可動域運動により痙縮や拘縮の予防をおこなう。写真5は、足関節の関節可動域訓練装置による実験の様子である。底背屈運動や内外転運動など、複数の関節可動域運動を実施することができる。各動作や機能を達成するため

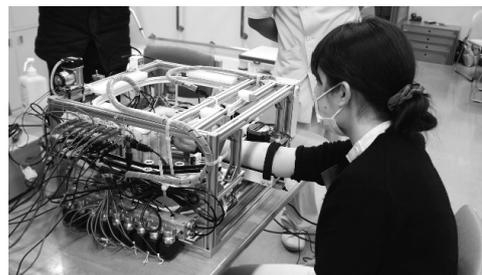


写真4 4指用関節可動域訓練装置による実験の様子



写真5 足関節の関節可動域訓練装置による実験の様子

に15種類の積層型空気圧ソフトアクチュエータを組み合わせている。

4. 研究室における生活や活動

ここでは、在籍中の大学院生の視点から、フレキシブルロボティクス研究室を紹介させていただく。なお、研究室活動の最新状況は、ホームページ⁶⁾にて公開しているの、そちらも参照していただきたい。

現在、私はフレキシブルロボティクス研究室の修士1年生であり、微細なゴミを回収するミズクラゲロボットの開発に取り組んでいます。

本研究室では、毎年冬に合宿を行っています。この合宿では、研究室のメンバー全員で参加します。合宿には、主にプレゼン発表を行っており、特に学部4年生と修士2年生は、卒論および修論の審査会に向けた練習となっています。学部生にとっては初めての自分の研究の総まとめであり、指導教員や先輩を前に発表を行うので、大きな関門となります。実際、私自身も合宿ではうまく話すことができず、制限時間よりも大幅に遅れて発表し終える結果となりました。しかし、先生や先輩方からのアドバイスを交えながら事前に練習したおかげで、卒論審査会では緊張せずに話すことができ、成長が実感できました。また、合宿では全員でレクリエーションを行います。レクリエーションを行うことで、配属されて間もない3年生は研究室に馴染むきっかけになり、ほかの学生や先生たちはよりいっそう親睦を深められる機会になります。多くの学生は合宿をとおして、自身の発表スキルやコミュニケーション能力などの成長を感じられると思います。

また、本研究室では、学会発表や展示会の出展を積極的に行っています。私自身は学部生のころ、メカトロニクスに関する総合展示会である「テクノフロンティア2018」に研究室からブースを出展し、研究成果を発表しました。さまざまな企業や大学の方々が来られ、その方々に対して説明することは私にとって初めてのことでした。初めは緊張してうまく説明できずにいましたが、しだいに慣れていき、積極的に声をかけるようになりました。また、さまざまな方から自分の研究に対してご意見をいただき、私にとって貴重な経験となりました。今後はいくつかの学会へ行く予定になっており、それに向けて私は現在研究に励んでいます。

本研究室では、自分考えて物を製作する経験から

課題解決能力や、外部発表や研究室内の議論を通じて高いコミュニケーション能力が得られる場だと思えます。今後も研究活動に励んで成長し、将来的には研究室で学んだことを社会に役立てていきたいです。

(大学院1年 大野 達貴 君)

5. おわりに

本稿では、大阪工業大学フレキシブルロボティクス研究室について紹介させていただいた。研究室が活発に活動し、学生が研究活動を通じて成長していくためには、学生の志とモチベーションを持続させ、研究を通じてやりがいや、達成感が得られる指導が重要であると考えている。そのためには、何よりも学生との対話が重要である。研究成果を求めるあまり、教員の盲目的かつ一方的な指導になってはならないように今後も気を付けていきたい。

今回、研究室の紹介をさせていただき、これまでの研究活動ならびに研究室運営を改めて振り返る良い機会となった。研究活動および研究室の円滑な運営は、学生メンバーのみならず、大学、共同研究企業、助成いただいている外部団体の皆様など、多くのご関係の皆様の協力により行われている。この場をお借りして、心より深く感謝を申し上げたい。

参考文献

- 1) 青柳直樹, 谷口浩成, 湊原哲也, 福田真人, 手指関節リハビリテーション機器用空気圧ソフトアクチュエータの開発, 日本機械学会2011年度年次大会DVD-ROM論文集, J112023 (2011)
- 2) 國米良太, 谷口浩成, 王前力人, 手指関節リハビリ装置に用いる多段型空気圧ソフトアクチュエータの開発, 日本機械学会中国四国支部第44回学生会卒業研究発表講演会前刷集, 718 (2014)
- 3) 谷口浩成, 脇元修一, 鈴森康一, 作業療法士の施術を目指した手指関節用リハビリ装置の開発, 日本機械学会論文集, Vol. 80, No. 820, TRANS0348 (2014)
- 4) H. Taniguchi, T. Meguro, S. Yamamoto, S. Araki, R. Kobiki, Development of a Hand Rehabilitation Robot System for Range of Motion Exercises with Pneumatic Soft Actuators, 15th International Conference on New Actuators (ACTUATOR 2016), p. 591-595 (2016)
- 5) Hironari Taniguchi, Noriko Tsutsui, and Yoshiaki Takano, Feasibility Test of Range of Motion Exercises for Ankle Joints Rehabilitation using Pneumatic Soft Actuators, Proceedings of ICITES2014, Lecture Notes in Electrical Engineering 345, p. 159-165 (2015)
- 6) <https://www.flexibleroboticslab.com/>

(原稿受付：2019年4月13日)

企画行事

平成30年度ウインターセミナー開催報告

「フルードパワーシステムと1DCAE」

著者紹介



はやし みつ あき
林 光 昭

株式会社IHI
〒235-850 神奈川県横浜市磯子区新中原町1
E-mail: mitsuaki_hayashio@ihi.co.jp

1989年明治大学大学院修士課程修了。同年石川島播磨重工業株式会社（現・株式会社IHI）入社。現在に至る。油圧装置／システムに関する研究開発に従事。日本フルードパワーシステム学会会員



写真1 セミナー会場の様子

1. はじめに

平成31年2月22日（金）午後、平成30年度ウインターセミナー「フルードパワーシステムと1DCAE」が、機械振興会館において開催された。本稿では、本セミナー開催の様子および当日行われた講演内容の概要について報告する。

2. セミナー概要

本学会では、フルードパワーシステムにおける1DCAE手法とその活用状況の把握を目的として、「1DCAEによるフルードパワーシステム設計に関する研究委員会」（1D研究委員会）を設置して、継続的に活動を行ってきた。本セミナーでは、この研究委員会の活動内容から、注目されるトピック／トレンドなどを紹介することにより、その成果普及と情報公開／共有化を図ることを目的として企画された。講演形式のセミナーとして、1D研究委員会での活動内容の紹介を始め、これまで研究委員会で採り上げられた主要な話題から、フルードシステムの1DCAE全般における内容として、要素技術～設計開発手法にわたる4件のテーマを選定して、1件あたり45分間の講演が行われた。

3. 講演内容

3.1 1DCAE研究委員会の活動内容紹介

1D研究委員会の幹事である足利大学の桜井康雄教授より、これまでの研究委員会における活動内容とその経緯を紹介していただいた。1D研究委員会は、2011年度に1DCAEにおけるシステムモデリング手法（ボンドグラフ、ブロック線図）を主題とし

た研究委員会が設立されて以降、その活動成果を踏まえて、システム全体の解析／評価による設計開発工程での上流設計への活用方法に主題を移しつつ、2018年度までの3期に渡り活動を行ってきた。この3期／8年間にわたる委員会活動の経緯を振り返り、そこで採り上げてきた内容が紹介された。研究委員会の報告書は、今後学会HPでの公開を予定しているとのことであり、詳細についてはそちらの方を参照していただきたい。

3.2 Fluid properties treatment with Amesim

シーメンス株式会社のOlivier Delechelle氏より、標記内容について紹介していただいた。

作動流体特性の考慮は、他の物理領域を対象とした1DCAEにはないフルードシステム固有の課題であり、特に油圧システムを対象とする場合、キャビテーション／エアレーションなどの考慮が必要となる場合が考えられる。このため、油圧システムシミュレーションに利用されている代表的な1DCAEツールであるSimcenter AmesimTMにおいて、このような作動流体特性をどのように考慮することができるかを紹介していただいた。Amesimでは、作動流体内の気泡量の取扱として、システム内の各所で一定量が存在すると仮定したもっとも単純な方法から、作動状態に応じて動的に変化（析出／溶解）する気泡量がシステム内を伝搬すると仮定する方法まで、考慮が必要な現象に応じた三段階の設定から選択することができる。これらの作動油中の気泡量が、作動流体特性としてどのように考慮されているかを解説していただいた。また、これらの考慮が必要となる場面として、レシプロエンジン気筒の吸排気バルブ可変タイミング機構、ベーンポンプの可変容量

機構，気泡除去デバイスにおける解析事例の紹介があった。

3.3 MODELICAにおけるフルードシステムのモデル化方法

1D研究委員会に参加している筆者により，標記テーマに関して紹介させていただいた。

MODELICAとは，複雑な物理系を効率的にモデル化するためのプログラミング言語であり，従来からの常微分方程式で記述するモデル化手法と異なり，物理方程式をそのまま記述することによりモデル化が可能，物理系モデリングを対象としたプログラミング言語である。欧州を主体とするMODELICA協会により，その言語体系と各種物理系モデルの標準ライブラリであるMSL (Modelica Standard Library) の規格標準化が行われていて，多数の1DCAEツールで採用／準拠されている。このMODELICAにより物理系モデルがどのように記述されるかを，機械（バネマス）系のモデリングを例として示し，MODELICAによるシミュレーションモデルの記述方法と，モデリング言語としての特徴について解説を行った。また，MSLには，フルードシステムを対象としたライブラリ (Modelica.Fluid) が用意されているが，機械／電気などの他の物理系とは異なり，フルードシステムに固有のモデル化要素として，作動流体特性が考慮されるようになっている。この作動流体特性が，MSLにおいてどのように扱われているかを，MSL (Modelica.Fluid, Modelica.Media) におけるモデル化方法を模して簡略化したシミュレーションモデルにより記述して示すことにより，そのモデル化方法についての解説が行われた。

3.4 制御および複合物理領域のモデル連携・統合手法 (FMI / FMU) とその適用事例

ニュートンワークス株式会社の広野友英氏より，標記テーマについて講演していただいた。

FMI (Function Mockup Interface) とは，要素またはシステムレベル単位で構築したシミュレーションモデルを組み合わせるための，モデル間のインターフェイス仕様であり，FMU (Function Mockup Unit) とは，FMIに基づいて構成された実行モデルモジュールである。FMI / FMUを利用することにより，異なる物理領域（流体，機構，制御，電磁気，etc）ごとに，それぞれ異なるツール／部門で構築された，各種システム／要素モデルを接続した連携動作が可能であり，協業による1DCAEモデル構築において利用されつつある。このFMI / FMUのモデルインターフェイス規格によるモデル連携動作の方式とその動作，規格普及に向けての活動状況およびその適用事例について紹介していただいた。適用事例としては，自動車向けアプリケーションにおける，電動パワステ（1D電機）モデルと車体運動（3D機構解析）モデルによる車

両運動性能の評価，電動パワステ（1D電機）モデルとボールネジ詳細（3D機構解析）モデルによるパワステ動作検証，レシプロエンジン可変バルブ機構での油圧回路（1D）モデルと機構（1D）モデルとの連成などの，各種FMUの適用事例が紹介された。現状では，各種多数のツールがFMI / FMUに対応するようになり，FMIによりモデルを接続した連携動作は容易になったが，連成計算を行うこと自体において，安定した連成計算を実行するには幾つかの配慮が必要とのことで，連成シミュレーションにあたっての課題を挙げられていた。

3.5 3D-CAEとの連携手法とその適用事例

株式会社電通国際情報サービスの山本俊介氏からは，モデルベース開発による製品設計／開発プロセスの観点から，1D / 3Dの各CAE手法の位置付け／1DCAEモデル構築におけるポイント／1Dと3D-CAEの連携方法などについて紹介していただいた。

要求機能分析から詳細設計にいたるまでの設計開発プロセスにおいて，1DCAEは要求分析から詳細設計をつなぐための重要な役割を担うものとして位置づけられている。1DCAEモデル構築のポイントとしては，それらのつながりを意識することが必要であって，上流側（要求分析）からは物理現象に基づく機能の定式化が必要であり，下流側（詳細設計）からはその物理現象を必要十分な精度で簡略化した数式モデルで表現することが必要となる。1DCAEモデルの限界は，その数式モデルとモデルパラメータに依存することになるが，3D-CAEでの結果を取り込むことによりそれらを補完する手法として，FMI / FMUにより1D / 3Dの各ツールを直接連携させる方法と，3D-CAEでの解析結果をデータ化して1Dモデル化する方法が紹介された。前者の適用事例としては，電動パワステにおけるアシストモータ制御の検証において，操舵機構（3D機構解析）モデルと連携した事例の紹介があり，後者の適用事例としては，弾性構造物の振動を考慮した駆動機構の制御検討にあたり，弾性構造体の3D (FEM) モデルで解析した振動特性（状態空間モデル）を，1Dによる制御モデルに取り込む手法が紹介された。

4. おわりに

1D研究委員会は2018年度で終了するが，その活動は，本学会が開発した油圧シミュレーター「OHC-Sim」のサポートを行っているOHC-Sim特別研究委員会に引き継がれ，引き続き実施される予定とのことである。最後に，御多忙の中，講演を引き受けてくださった講師の皆様，ならびにセミナー開催にあたり御協力いただいた関係各位に深く感謝申し上げ，セミナー開催の報告を終える。

(原稿受付：2019年4月5日)

会 告

〈理事会・委員会日程〉

5月21日	基盤強化委員会
5月27日	編集委員会
5月31日	理事会
5月 7日	情報システム委員会
6月11日	企画委員会

〈理事会報告〉

2019年度第1回理事会

5月31日 12:00～12:55

機械振興会館 地下3階 B3-1 (出席者14名)

- 1) 総会の準備状況
- 2) 評議委員会開催状況
- 3) 平成30年度決算のみなし決議
- 4) 国際シンポジウム函館2020の開催準備状況
- 5) 学会創立50周年記念事業の準備状況
- 6) 2019年春季・秋季講演会の開催準備状況
- 7) 会員の推移
- 8) 各委員会からの報告
- 9) その他

〈委員会報告〉

平成30年度第5回基盤強化委員会

5月21日 15:00～17:00

機械振興会館 6階 6-63 (出席者6名)

- 1) 会員サービス、会員数増加
- 2) 外部への情報発信
- 3) フルードパワー道場
- 4) フルードパワー・バーチャルミュージアム
- 5) 研究委員会について
- 6) その他

2019年度第1回編集委員会

5月27日 14:00～17:00

川崎重工業神戸本社 26階会議室 (出席者13名)

- 1) 会誌特集号の現状と企画
 - ・Vol.50 No.4「医療に関わるフルードパワー」
 - ・Vol.50 No.E1「緑陰特集」
 - ・Vol.50 No.5「フルードパワーを支える製造・加工技術(仮)」
 - ・Vol.50 No.6「高水圧を活用した世界(仮)」
 - ・Vol.51 No.1「50周年記念企画 フルードパワーエキスパートからみる将来への提言(仮)」
 - ・Vol.51 No.2「フルードパワーユーザーからみる将来への期待(仮)」
- 2) その他
 - ・トピックス
 - ・表紙デザイン選考
 - ・今後の特集について

2019年度第1回情報システム委員会

6月7日 15:00～17:00

東京工業大学田町CIC 5階 (出席者5名)

- 1) 学会HP更新状況
- 2) 学会HPリニューアル
- 3) 会員管理システムのセキュリティ強化
- 4) 会議報告
- 5) その他

2019年度第1回企画委員会

6月11日 15:00～17:00

機械振興会館 地下3階 B3-9 (出席者15名)

- 1) 2019年度実施の事業に関する報告・審議事項
 - (1)2019年春季講演会併設セミナー
 - (2)2019年春季フルードパワーシステム講演会・総会
 - (3)2019年度オータムセミナー
 - (4)2019年秋季フルードパワーシステム講演会
 - (5)2019年度ウインターセミナー
 - (6)その他
- 2) その他審議・確認事項
 - (1)2020年春季フルードパワーシステム講演会・総会
 - (2)その他

会告

2019年度（第38期）通常総会終了

1. 日時 2019年5月31日(金)
15時40分～17時00分
2. 場所 東京都港区芝公園3丁目5番地8号
機械振興会館 研修1号室

3. 議事の経過および結果

15:40開会、事務局より出席者数、HPIによる書面審議承認者数および委任状の数を報告し、ついで眞田一志会長が定款第15条「総会の議長は、会長がこれにあたる」にもとづき議長となり、議事録署名人として、CKD株式会社 和田重伸殿、株式会社小松製作所 名倉忍殿を指名したのち議事に入る。

(報告事項)

報告1 平成30年度事業報告（平成30年度事業報告書）の件

報告2 2019年度事業計画（2019年度事業計画書）の件

報告3 2019年度収支予算（2019年度収支予算書）の件

報告1～3に対し、庶務委員会 田中委員長、会計委員会 村松委員長から説明および報告があった。

(議案)

第1号議案 平成30年度決算（貸借対照表、正味財産増減計算書、財産目録（財務諸表に対する注記、附属明細書を含む）、監査報告の件

第1号議案に対し、庶務委員会 田中委員長から説明および報告があり、全会一致で可決承認された。

第2号議案 欠員に伴う役員選任（2019年度理事及び監事候補）の件

第2号議案に対し、眞田会長から説明および報告があり、全会一致で可決承認された。

以上で総会を終了し、日本フルードパワーシステム学会賞などの授賞式および学術論文賞、技術開発賞受賞者による受賞記念講演が行われた。

(名誉員推挙)

・山梨大学 大内 英俊 殿

(フェロー称号授与)

・明治大学 小山 紀 殿

・CKD株式会社 井口 謙彦 殿

・ジェイテクト株式会社 酒井 直行 殿

(学会賞表彰)

学術論文賞

・富山高等専門学校 山本 久嗣 殿、西田 均 殿、
百生 登 殿、

・福島大学 島田 邦雄 殿

・名古屋工業大学 井門 康司 殿

技術開発賞

・川崎重工業株式会社 西田 信治 殿、駒田 浩一 殿、
黒田 裕一朗 殿

・Bosch Rexroth AG Andreas Guender 殿

技術功労賞

・油研工業株式会社 大場 孝一 殿

学術貢献賞

・防衛大学校 西海 孝夫 殿

SMC高田賞

・津山工業高等専門学校 西川 弘太郎 殿

・東京工業大学 浮田 貴宏 殿

公益財団法人 油空圧機器技術振興財団顕彰

・芝浦工業大学 村山 栄治 殿、黒澤 和磨 殿、
川上 幸男 殿

(最優秀講演賞)

講演会で特に優秀な講演をされた方に最優秀講演賞を授与している。昨年10月に開催された秋季講演会で選考された受賞者を、総会後の技術懇談会で表彰した。

・社会人部門 該当なし

・学生部門 徳島大学 細見 大樹 殿

「手指・首拘縮患者のための空気式リハビリ伸展装置開発」

・学生部門 青山学院大学 塩田 秀人 殿

「気泡の混入による作動油の体積弾性係数の変化の実験的評価」

(学会賞受賞記念講演)

技術懇談会に先立って、学術論文賞受賞者の山本久嗣殿、および技術開発賞受賞者の西田信治殿とAndreas Guender殿代理の浦井隆宏殿の受賞記念講演が行われた。

2019年度第38期通常総会は、多数の出席者を得て盛会裡に終り、17時10分より恒例の技術懇談会が開かれ、なごやかな雰囲気のうちすべての行事が終了した。

会 告

学会創立50周年特別会費（賛助金）の受付状況

2019年6月30日現在、学会創立50周年記念事業・行事に協賛し、特別会費（賛助金）のご協力をいただいた賛助会員および正会員各位はつぎのとおりです。関係者一同、心から感謝申し上げます。なお、特別会費は引き続き受付けておりますので、よろしくお願ひ申し上げます。

一般社団法人日本フルードパワーシステム学会
 会長（学会創立50周年記念実行委員会 委員長） 眞田 一志
 理事（学会創立50周年記念実行委員会 幹事） 吉満 俊拓

【賛助会員】 50音順（敬称略）

イナバゴム(株)	(株)インターナショナル・サーボ・データー	SMC(株)
SMC中国(株)	川崎重工業(株)	川重商事(株)
(株)神崎高級工機製作所	KYB(株)	(株)小松製作所
(株)阪上製作所	(株)ジェイテクト	CKD(株)
勝美印刷(株)	住友重機械工業(株)	ダイキン・ザウアーダンフォース(株)
大生工業(株)	(株)TAIYO	(株)都筑製作所
東京計器(株)	東京計器パワーシステム(株)	TOHTO(株)
豊興工業(株)	ナブテスコ(株)	日本機材(株)
日本クエーカー・ケミカル(株)	フジサンケイ ビジネスアイ	日本精器(株)
(一社) 日本フルードパワー工業会	日本ムーグ(株)	日立建機(株)
(株)不二越	(株)増田製作所	(株)日立建機ティエラ
三菱電線工業(株)	ヤマシンフィルタ(株)	マックス(株)
(株)ユーテック	リバーフィールド(株)	油研工業(株)

【正会員】 50音順（敬称略）

饗庭 健一	天野 勝	荒井 一則	池尾 茂	石井 進	石崎 義公
市丸 寛展	伊藤 一寿	井上 淳	上嶋 優矢	大内 英俊	大信田文司
大科 守雄	大橋 彰	大見 康生	小笠原文男	小木曾太郎	小澤 忠彦
落合 正巳	小山 紀	柿山 稜	風間 俊治	神倉 一	川上 幸男
川島 正人	川嶋 健嗣	神田 国夫	木原 和幸	玄 相 昊	小嶋 英一
小曾戸 博	斉藤 賢治	齋藤 直樹	桜井 康雄	佐々木政彰	佐藤 三禄
佐藤 潤	佐藤 恭一	眞田 一志	嶋村 英彦	蕭 欣志	上達 政夫
杉本 文一	鈴木 勝正	鈴木 隆司	須原 正明	曾谷 康史	高崎 邦彦
高田 進	高田 芳行	高橋 建郎	竹村研治郎	田中 和博	田中 裕久
田中 豊	田中 義人	千葉 誠	築地 徹浩	筒井 大和	釣賀 靖貴
寺澤 孝男	富山 俊作	中井 政光	永瀬 徳美	仲宗根隆志	中田 毅
永田 精一	中野 政身	中野 和夫	中山 晃	成田 晋	西股 健一
則次 俊郎	土師野 正	張本 護平	肥田 一雄	広田 善晴	藤谷 秀次
前畑 一英	増田 精鋭	丸山 勝徳	三浦 孝夫	峯岸 敬一	宮川 新平
村松 久巳	山口 惇	山田 宏尚	横田 眞一	吉田 和弘	吉田 清久
吉田 伸実	吉松 英昭	吉満 俊拓	レア・ルコント		

特別会費振込先：りそな銀行 新橋支店（普）0898726 または 郵便振替00110-3-133690

名義：シャ）ニホンフルードパワーシステムガッカイ

募集期間：2020年5月31日まで

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 (6月10日現在)	908	14	115	131
差引き増減	+3	±0	+3	+1

正会員の内訳 名誉員15名・シニア員45名・ジュニア員135名・その他正会員713名

〈新入会員〉

賛助会員

株式会社 NF1

正会員

木下 俊夫 (株式会社コガネイ)

寺木 功一 (株式会社コガネイ)

高橋 祐二 (株式会社コガネイ)

Andreas Guender (Bosch Rexroth AG)

橋本 健二 (明治大学)

石井 翔太 (SMC株式会社)

籠谷 将司 (SMC株式会社)

太田 益雄 (株式会社コガネイ)

渡邊 陽 (株式会社コガネイ)

金子 幸夫 (株式会社コガネイ)

井上 保明 (エポニックジャパン株式会社)

南方 伸之 (TOYO TIRE株式会社)

土屋 貴寛 (SMC株式会社)

学生会員

小曾根 駿 (芝浦工業大学)

岩見 和寛 (岡山理科大学)

井上 翼 (明治大学)

伊藤聡一郎 (東京医科歯科大学)

福島伽津彦 (東京医科歯科大学)

袁 夏松 (東京医科歯科大学)

木村 憲人 (豊橋技術科学大学)

岡崎 和満 (豊橋技術科学大学)

山口 天志 (東京電機大学)

中村 蒼子 (早稲田大学)

齋藤 陸佑 (芝浦工業大学)

野口 文也 (岡山理科大学)

今井 幹登 (明治大学)

佐藤 慶 (東京医科歯科大学)

Feng Tao (東京医科歯科大学)

佐藤 理香 (東京医科歯科大学)

武野 貴大 (豊橋技術科学大学)

和田 健太 (東京電機大学)

小柳 駿 (東京電機大学)

会 告

共催・協賛行事のお知らせ

協賛行事

<p>第47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：2019年7月25日(木)～27日(土) 会場：京都大学吉田キャンパス国際科学イノベーション棟（京都市左京区吉田本町） U R L：http://www.visualization.jp/symp2019/</p>
<p>一般社団法人 日本機械学会関西支部 第362回講習会 実務者のための騒音防止技術（展示、簡易実習付き） 主催：一般社団法人 日本機械学会 関西支部 会期：2019年7月30日(火)～31日(水) 会場：大阪科学技術センター（大阪市西区浅鞆本町1-8-4） U R L：https://www.kansai.jsme.or.jp/</p>
<p>日本混相流シンポジウム2019 主催：日本混相流学会 開催日：2019年8月5日(月)～7日(水) 会場：福岡大学（福岡市城南区七隈8-19-1） U R L：http://jsmf.gr.jp/mfsymp2019/</p>
<p>No.19-13 Dynamics and Design Conference 2019 総合テーマ：「地球をめぐる海流のように」 企画：一般社団法人 日本機械学会 機械力学・計測制御部門 開催日：2019年8月27日(火)～30日(金) 会場：九州大学伊都キャンパス（福岡市西区元岡744） U R L：https://www.jsme.or.jp/conference/dmccconf19/</p>
<p>第37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：2019年9月3日(火)～9月7日(土) 会場：早稲田大学早稲田キャンパス（東京都新宿区西早稲田1-6-1） U R L：https://ac.rsj-web.org/2019/</p>
<p>2019年度 計算力学技術者（CAE技術者）資格認定事業 （固体力学分野の有限要素法解析技術者・熱流体力学分野の解析技術者・振動分野の有限要素法解析技術者） 主催：一般社団法人 日本機械学会 計算力学技術者資格認定事業委員会 試験日程：2019年 9月15日(日) 「上級アナリスト」認定試験（固体力学分野・振動分野） 2019年 9月22日(日) 「上級アナリスト」認定試験（熱流体力学分野） 2019年12月 7日(土) 「1・2級」認定試験 会場：下記HPを確認ください U R L：https://www.jsme.or.jp/cee/</p>
<p>No.19-9 第32回計算力学講演会（CMD2019） 企画：一般社団法人 日本機械学会 計算力学部門 開催日：2019年9月16日(月)～18日(水) 会場：東洋大学川越キャンパス（埼玉県川越市鯨井2100） U R L：https://www.jsme.or.jp/cmd/conference/cmdconf19/</p>
<p>SICEセミナー「モデルベース制御系設計～モデリングから制御系設計までを系統的に学ぶ」2019 企画：公益社団法人 計測自動制御学会 制御部門 開催日：2019年9月18日(水)～19日(木) 会場：東京理科大学森戸記念会館第1フォーラム（東京都新宿区神楽坂4-2-2） U R L：http://www.sice-ctrl.jp/jp/wiki.cgi/c/semi?page=design2019</p>

第62回 自動制御連合講演会

主催：日本機械学会，計測自動制御学会，システム制御情報学会，化学工学会，精密工学会，日本航空宇宙学会，電気学会

開催日：2019年11月8日(金)～10日(日)

会場：札幌コンベンションセンター（北海道札幌市白石区東札幌6条1丁目1-1）

URL：<http://www.jsme.or.jp/conference/rengo62/>

EcoDesign 2019（第11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，産業技術総合研究所

開催日：2019年11月25日(月)～27日(水)

会場：パシフィコ横浜（横浜市西区みなとみらい1丁目1-1）

URL：<http://ecodenet.com/ed2019/>

第16回「運動と振動の制御」シンポジウム MoViC2019

主催：一般社団法人 日本機械学会

開催日：2019年12月4日(水)～6日(金)

会場：一般社団法人 高知教育会館 高知城ホール（高知県高知市丸の内2丁目1-10）

URL：<http://www.jsme.or.jp/conference/movic2019/index.html>

第3回 安心・安全・環境に関する計算理工学国際会議（COMPSAFE2020）

主催：COMPSAFE2020実行委員会

開催日：2020年3月8日(日)～3月11日(水)

会場：神戸国際会議場（神戸市中央区港島中町6-9-1）

URL：<https://compsafe2020.org/>

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

FP道場14開催のお知らせ

開催趣旨：

2019年度のフルードパワー道場14は「フルードパワーシステムとモデルベース開発」と題して企画しました。モデルベース開発とは、「モデル」を用いて従来開発の各工程を改善することで、開発期間の短縮と、品質を向上させる開発手法です。自動車分野だけでなく医療機器開発やロボットの開発など幅広い先進分野で活用されており、フルードパワー分野での活用が期待されています。会場は芝公園の機械振興会館あるいは都合に応じて都内近郊の会場を予定しています。道場終了後は講師を囲んで懇談会を開催します。講師および参加者同士との情報を交換する貴重な機会です。奮って参加ください。

開催時期：2019年8月，10月，12月，2020年2月の年間合計4回

ただし、開催月は予定です。

開催日時・場所：第1回目の詳細につきましては、学会ホームページ（http://www.jfps.jp/topix/topix_1906_02.html）をご覧ください。

参加費：5万円（4回分一括、賛助会員企業の方なら、会員、非会員を問わず参加できます）

1回参加のみ 1万8千円

参加者定員：25名（定員になり次第締め切ります）

参加ご希望の方は、学会ホームページから参加申込書をダウンロード、必要事項を記入のうえ、学会事務局（info@jfps.jp）まで連絡ください。

編集室

次号予告

——特集「フルードパワーを支える製造・加工技術」——

〔巻頭言〕「フルードパワーを支える製造・加工技術」発刊にあたって

〔解説〕フルードパワー機器用部品のバリ取り・エッジ仕上げ技術

HVOF溶射法を用いた高耐食シリンダロッドの開発

電解加工と精密電解加工の特徴と加工事例

ホースの加工技術

リリーパバルブ組立作業自動化技術の開発

油空圧部品の洗浄事例と洗浄技術に関する最新情報

〔会議報告〕ICMDT2019におけるフルードパワー関連技術の研究動向

FPM2019におけるフルードパワー関連技術の研究動向

〔トピックス〕トピックス学生さんへ、先輩が語る一油圧機器の開発業務を通じて一

Youは日本をどう思う？第11回：ベトナムから日本に留学して

〔研究室紹介〕岡山大学研究室 システム構成学研究室

〔企画行事〕春季講演会併設セミナー

中山 晃

北嶋 弘一

井関 利幸

松尾 敏幸

西村健太郎

瀧口 真樹

杉田 雅幸

竹村研治郎

飯尾昭一郎

黒田裕一郎

ハー・タム・ファン

脇元 修一

清水自由理

2019年度「フルードパワーシステム」編集委員

委員長 塚 越 秀 行 (東京工業大学)
 副委員長 村 松 久 巳 (沼津工業高等専門学校)
 委員 飯 尾 昭一郎 (信州大学)
 伊 藤 雅 則 (東京海洋大学)
 上 野 朝 嗣 (CKD株式会社)
 梅 村 哲 郎 (KYB株式会社)
 加 藤 友 規 (福岡工業大学)
 北 村 剛 (油研工業株式会社)
 栗 林 直 樹 (川崎重工業株式会社)
 五 嶋 裕 之 (株式会社)
 齋 藤 直 樹 (秋田県立大学)
 佐々木 大 輔 (香川大学)
 佐 藤 恭 一 (横浜国立大学)

委員 妹 尾 満 (SMC株式会社)
 中 野 政 身 (東北大学)
 中 山 晃 (日立建機株式会社)
 藤 田 壽 憲 (東京電機大学)
 丸 田 和 弘 (株式会社コマツ)
 矢 島 丈 夫 (株式会社コガネイ)
 柳 田 秀 記 (豊橋技術科学大学)
 山 田 真の介 (株式会社TAIYO)
 山 田 宏 尚 (岐阜大学)
 吉 満 俊 拓 (神奈川工科大学)
 担当理事 伊 藤 和 巳 (KYB株式会社)
 学会事務局 成 田 晋
 編集事務局 竹 内 留 美 (勝美印刷株式会社)

(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。

お振り込み先金融機関一覧

1. 郵便振替貯金 00110-3-133690

* 下の振替用紙をご利用いただけます。

(なお、この振替用紙は会費納入・資料購入・セミナー等受講料など総てにご利用いただけます。)

2. 三井住友銀行 日比谷支店 (普) 7611417

(注) * 口座名はいずれも「シャ) ニホンフルードパワーシステムガッカイ」です。

* 誠に恐れ入りますが、振り込み手数料はご負担くださいますようお願い申し上げます。

* 上記2をご利用の方で、会社名・大学名にてご送金の方は、個人名・内容・振込金融機関名を、FAXまたはE-mailで学会宛にご連絡くださいますよう、お願い申し上げます。

FAX : 03-3433-8442

E-mail : info@jfps.jp

この受領証は、郵便局で機械処理をした場合は郵便振替の払込みの証拠となるものですから大切に保存してください。

ご注意

この払込書は、機械で処理しますので、口座番号及び金額を記入する際は、枠内に丁寧に記入してください。

また、下部の欄(表面及び裏面)を汚したり、本票を折り曲げたりしないでください。

(日本郵政公社)

〒105
|
0011

東京都港区芝公園三丁目五―三二 電話(〇三)三四三―八四四一 FAX(〇三)三四三―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 東京〇〇二一〇―三一―三三六九〇

印刷所 勝美印刷株式会社
東京都文京区白山一―三―七 アクア白山ビル五階