

# 血流解析のすすめ

第2版

監修 板谷 慶一

制作 株式会社 Cardio Flow Design



# 目次

はじめに .....	1
<b>流体力学で解釈する血流.....</b>	<b>3</b>
心臓と血流.....	3
左心室.....	3
左心房.....	4
大動脈.....	4
右心房、右心室.....	5
肺動脈.....	5
物性からみる左心系、右心系 .....	6
左心系.....	6
右心系.....	6
乱流、渦 .....	6
乱流とは.....	6
乱流のメリットとデメリット .....	7
乱流の指標  レイノルズ数 .....	7
乱流と渦.....	8
渦のいろいろ：渦はどのように発生する？ .....	8
圧力 .....	8
エネルギーとしてみる圧力 .....	8
血管を押す力としての圧力 .....	10
<b>血流解析手法紹介.....</b>	<b>12</b>
それぞれの使い分けについて .....	12
観察指標について .....	12
必要なデータ・撮像方法 .....	12
各解析手法の概説.....	13
数値流体力学 (CFD: Computational Fluid Dynamics).....	13
4D Flow MRI .....	14
超音波計測.....	14
<b>解析事例紹介.....</b>	<b>16</b>
Valsalva 瘤仮想手術シミュレーション <sup>20</sup> .....	16
血流解析から問題点を明らかに .....	16
仮想手術シミュレーションによる最適な術式の選択 .....	16
人工血管で再建.....	16
TOF 術後の肺動脈弁逆流  血流解析による治療指針 <sup>21</sup> .....	17
4D Flow MRI から統合的なデータを取得.....	17

慢性大動脈解離の加療前後の 4D Flow MRI 血流解析 <sup>22</sup> .....	17
TEVAR 後の経時的な偽腔血流変化を実測する.....	17
偽腔体積は術後に減少.....	18
Primary entry 閉鎖で偽腔内の血行動態が大きく変化する.....	18
肺動脈形成術の手術設計（先天性心疾患） <sup>23</sup> .....	18
設計図を作ることで術者による差を小さくする技術を開発.....	18
仮想手術によりパッチ形状をデザインする.....	18
設計図により想定通りの手術が実現.....	19
大動脈形成による血行再建（先天性心疾患） <sup>24</sup> .....	19
大動脈再再建のプロトコルをエネルギー損失,WSS から決める.....	19
大動脈再再建の基準値は $ELI > 40 \text{ mW/m}^2$ かつ $WSS > 100 \text{ Pa}$ .....	20
大動脈再再建により ELI,WSS は基準値以下に.....	20
僧帽弁手術後の心内渦流を VFM で評価する <sup>25</sup> .....	21
エネルギー効率は反時計回り渦だと悪化する.....	21
<b>解析指標の紹介.....</b>	<b>22</b>
流速ベクトル.....	22
流れの可視化（流線と流跡線）.....	22
流線 (streamlines).....	22
流跡線 (pathlines).....	23
エネルギー損失 (EL: Energy Loss).....	23
壁面ストレスに関する指標.....	24
壁面せん断応力 (WSS: Wall Shear Stress).....	24
OSI (Oscillatory Shear Index).....	25
渦に関する指標.....	25
渦度 (Vorticity).....	25
循環 (Circulation).....	26
Helicity.....	26
<b>Appendix1: 数式で表す流体力学.....</b>	<b>27</b>
支配方程式.....	27
境界条件.....	27
ディリクレ境界条件.....	28
ノイマン境界条件.....	28
境界条件の実装：Lumped Parameter Model.....	28
流体の指標.....	29
レイノルズ数.....	29
流線.....	29
流跡線.....	30
エネルギー損失.....	30
壁面せん断応力.....	31
OSI.....	31
渦度.....	32
循環.....	32
Helicity.....	32

<b>Appendix2: 論文紹介</b> .....	<b>33</b>
総説 .....	33
4D Flow MRI.....	34
CFD.....	35
VFM.....	36
IVPG.....	37
<b>参考文献</b> .....	<b>38</b>

# はじめに

血流の計測は歴史的には1886年に開発された血圧計<sup>1</sup>に始まり、長らく血圧による評価が多くを占めてきました。心臓の中や心臓の弁では3次元的な渦流や乱流が出来て心臓の機能に大きな影響を与えています。こうした「心臓の渦流」に関する興味を古来より人類は抱いており、ルネッサンス期の芸術家として知られる**レオナルド・ダ・ヴィンチ**が心臓の渦について絵画を残しています<sup>2</sup>。ダヴィンチは流体力学という物理学を開拓した人物とも言われ、自然界で発生する空気や水の流れを事細かに観察し、特に渦流について多くの手記や絵画を残しています。その中には、Fig. 1のように心臓の中で発生する血流の渦流についても記述があり、心臓から拍出された血流により弁の周りで渦流が生じることや心臓に入ってくる血流が三尖弁の周囲で渦を作ることを予見していました。

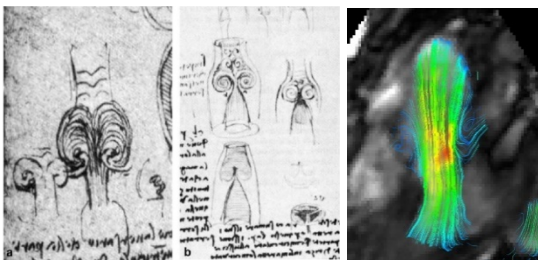


Fig. 1 レオナルド・ダ・ヴィンチによるバルサルバ洞内血流のスケッチと、MRIで捉えた実際の血流。当時からこうした渦流は科学的好奇心の対象であった

しかしながら、実際に人体の内部に生じる渦流を計測する術はその後長らく存在せず、心臓の血流を体系的に研究されることはしばらくありませんでした。ダヴィンチの絵画より約500年遅れ、コンピュータ技術の台頭を待ち、人類は実際の心臓の渦流を目にすることができるようになりました。1990年代に始まるMRIやコンピューターシミュレーションを使った研究が確立するまで

の長い年月を経てさらに後、ようやく血管内の流れを動画で表現することが可能になったのです。

現在までに、世界では様々な心臓血管病で血流解析の研究がなされてきました。本冊子ではその中から歴史を大きく変えた新規の医療技術をご紹介します、さらにその応用例として、興味深い実例をいくつもお紹介いたします。実例は独立して読めるように並べてあり、読者の皆様が興味のある疾患について、最先端の医学研究トピックがわかるようにしています。このような実例を通じて**最新の血流解析技術**自体についても興味を持っていただくと幸いです。こういった医学に対する好奇心が明日の医学研究を切り拓き、ひいては未来の医学を構築する原動力であることを、血流解析技術開発に携わる者として、我々一同は日々切実に願ってやみません。血流解析は血液の流れ「血流」を最新のコンピュータ技術を使って目で見て動画で見えるように可視化する技術で、いわば最新の医学と最先端のIT技術の融合研究です。心臓血管病ではどのような病的な血流が発生していて、どのように疾患を悪化させるかとか、治療を行うとどのように血流が改善し治療効果が期待できるかなどといったことを研究する、今日の循環器医学の医学研究の一分野で、わが国日本が世界をリードする医学研究分野の代表的なものの一つです。

本書は、「これから血流解析の研究を始める方」、「すでに始めているが、詳しいことは理解できないと感じている方」、「血流解析の基礎となる数式等をもっと深く理解したい方」を対象に、興味のきっかけになるような冊子に書き上げました。本書の主な参考資料となっているのは弊社アドバイザー板谷慶一医師の著者「**Advances in Hemodynamics Research**<sup>3</sup>」です。より詳しい内容はこちらの参考書やその他専門書をお読みいただくと理解が深まると思います。しかし、専門書はベースとなる知識が必要であったり、自分は使わないであろうことが多く書かれてあったりと、なかなか読み進められないこともあると思います。本書は血流解析に

焦点を絞り、各章ごとに独立して閲覧ができるように構成しています。

まずは、「**血流解析手法紹介 (p.12)**」の章をご覧ください。ただけると、どういった検査を使うと血流が可視化できるのかという、研究の手法の違いなどをご理解いただきたいと思います。「**解析事例紹介 (p.16)**」をご覧ください。

くと、実際にどのような解析ができるのかを具体的な症例を交えて確認することができます。事例の中では血流のどういった特徴、すなわちどういった血流の指標が、効果的なのかを観察しています。指標についての解説は「**解析指標の紹介 (p. 22)**」をご参照ください。

# 流体力学で解釈する血流

## 心臓と血流

### 左心室

心臓には全身に酸素をたくさん含んだ赤い動脈血を送る**左心室**と、全身から酸素を運搬し終わった青い静脈血を受け取り肺に血液を送る**右心室**とがあり、各々左右心室には血液が逆流しないよう逆流防止弁がついています。左心室にはその入口に**僧帽弁**、出口に**大動脈弁**が存在し、僧帽弁から左心室に流入した**血流は180°回旋し**、出口である**大動脈弁**に向かっていく流れを描くため**左心室には渦流**が発生します。左右の心室は血液を吸い込む「**拡張期**」と血液を駆出する「**収縮期**」を有します。左心室は拡張期に僧帽弁が解放され血液が流入し、一旦180°旋回した後に収縮期に大動脈弁が解放され血液が全身に駆出されるわけです。それではどうして左心室はこのような複雑な血流を発生するのでしょうか？少し詳しくその血流、血液の流れを辿っていきましょう。

左心室には拡張初期に僧帽弁から血流が流入します。このとき僧帽弁の前尖・後尖の周囲には左右対称的な渦流が発生します。実際に三次元的に見てみると僧帽弁の周りにドーナツ状の渦流が形成されておりこれは **vortex ring** と呼ばれています<sup>4</sup>。

このドーナツ状の渦流は拡張期に勢いよく左心室に血流が流入する時相（急速流入期）に形成され、拡張期の後半（緩徐流入期）には後尖側の渦流は次第に消失し前尖側の渦流は心尖部方向にわずかに移動しながら拡大していきます。収縮期にはこの渦流から大動脈弁に向かってスムーズに血流が駆出されます。Fig. 2 は**超音波 VFM (vector flow mapping)** と呼ばれる心エコーを用いた血流解析に基づいて健常例の左心室内の渦流を観察したものです。収縮期には大きな時計回りの渦流が発生し、その渦流の場所からスムーズに大動脈弁に向かって血液が

駆出されている様子がわかります。一方で拡張期には僧帽弁を通過する左心室流入血流がドーナツ状の渦流を形成していることがわかります。

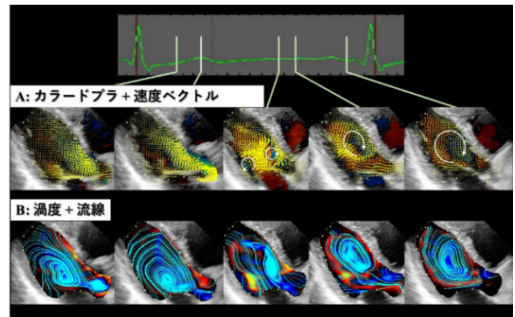


Fig. 2 VFM を使って可視化した左心室内の渦流

3D で見るとどの角度からも僧帽弁周りの渦流が観測できます。Fig. 3 は心臓 MRI による血流解析、4D flow MRI を用いた健常例の左心室内血流です。3 次元的なドーナツ状の渦流が観測でき、いわゆる vortex ring が形成されていることがわかります。

このように健常者の左室では流入血流の向きを U ターンさせるような渦流が発生していますが、実際にこうした渦が左心室において血液を駆出するパフォーマンスにどのぐらい影響を与えているのかが血流解析を用いて研究がされています。

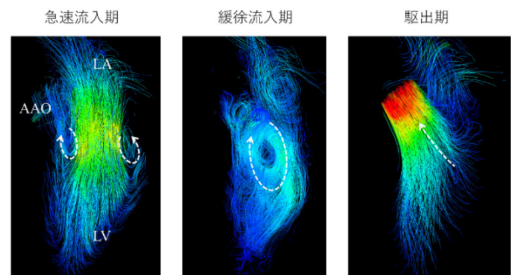


Fig. 3 4D Flow MRI により可視化された左心室内血流

## 左心房

左心房はリザーバ機能、導管機能、プースターポンプ機能の3つの役割をもっており、左房の圧上昇を抑制しつつ左室への血液の充満を維持しています。

### リザーバ機能：

肺静脈から左室へ流す導管としての役割と、弁が開放するタイミングにあわせて容量を調整して血液をためておくことができるため、心室収縮期に僧帽弁が開くまで流入量を維持する役割があります。

### 導管機能：

肺静脈から僧帽弁を通じて左室へ受動的に血液を流入させる、流路としての役割があります。

### プースターポンプ機能：

心房が収縮することにより、能動的に血液を左房から左室へ流入する役割があります。

僧帽弁が閉鎖する瞬間に発生したわずかであった逆流は、左右肺静脈の流れとぶつかり合うことにより、Fig. 4のように心房内に大きな渦流を形成します。僧帽弁が再び開くまでの間、この渦流に沿って左右肺静脈は流入を続けます。僧帽弁が開放されると僧帽弁からの引き込みによってこの渦流の構造は崩れ、直線的な流れに変化していきます。

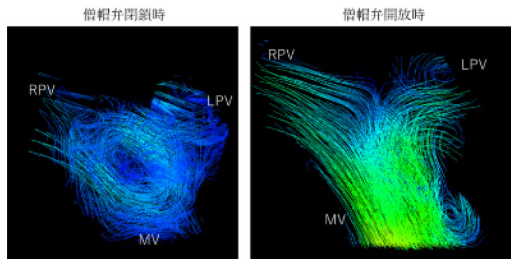


Fig. 4 4D Flow MRIにより可視化された左心房内血流

## 大動脈

大動脈は左心室から拍出された血液が最初に通る管で、全身に滞りなく血液を送り届ける役割を持ちます。心臓が発生させる大きな圧と速度のエネルギーを受け止めるために、大きな弾性を持っています。この弾性で収縮期の圧を血管内に蓄え、徐々に末梢の血管に流入させていきます。大動脈は左室から上向きに拍出した血流を180度以上カーブさせて下半身の血管に送っており、特徴的なカーブを描いています。大動脈の血流はしばしばらせん状に流れることが知られていますが、この螺旋流は大動脈弓の左側に湾曲した形状と左室のねじれ収縮によって作られているといわれています<sup>5</sup>。

Fig. 5は健常者の血流を4D Flow MRIで解析したものです。例示している健常成人では、上行大動脈のレベルでは二次流れは小さく直線的な流れが形成されています(断面1)。その後大動脈弓のカーブによって徐々に二次流れが形成されます。左右肺動脈レベルでは大動脈は二次元的なカーブを描くため、大動脈内にはカーブに沿って対照的な渦流が2つ出現しています(断面2)。このような対称な二次流れは工業的なパイプ間においても生じDean渦としてよく知られています。その後、湾曲が3次元的に背中方向にも湾曲し始めると片方の二次流れが主になり(断面3~4)、下行大動脈では1方向の渦流のみ残ります(断面5~6)。拡張期も大動脈弓で形成された二次流れは慣性によって回転を続けます。

Valsalva 洞内では開放した弁尖にそって渦流が生じます。この渦流は収縮期末期において大動脈弁をスムーズに閉鎖させ、大動脈弁に異常なストレスがかからないようにする役割を担っているという報告<sup>6</sup>もあります。

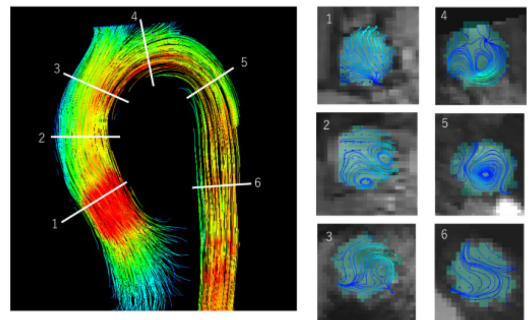


Fig. 5 4D Flow MRIにより可視化された大動脈内血流



## 右心房、右心室

肺循環を担う右心系は左心系とは異なる流れの様相を示します。右心房内では上大静脈と下大静脈からの流れが合流することにより渦を巻きます。急速流入期にはこの回転の力を保ったまま右室方向へ前進成分が加わり螺旋流として右室へ流入します<sup>7</sup>。

Fig. 6 は健常者の右心系の血流で、この右心房から右室へ向かう螺旋流が右室自由壁を前方にストレッチすることでやわらかく右室に血流が流入している様相が読み取れます。駆出期にはこの螺旋状の構造は消失し、流線は直線的に肺動脈へ駆出されます<sup>7</sup>。

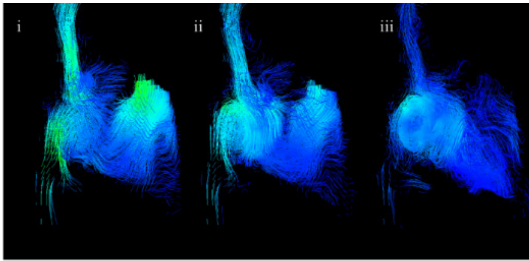


Fig. 6 4D Flow MRI により可視化された右心房と右心室内血流

## 肺動脈

肺動脈は右心室から肺へ血液を送る血管です。広大な毛細血管症を有し、左心系の動脈と比べるとかかる圧力は 1/10 程度で薄い血管壁であることが特徴です。右室の拍動に加えて呼吸による肺血管床の膨張もその循環に影響していると言われます<sup>8</sup>。

健常な主肺動脈では、Fig. 7 のように直線的で乱れの少ない流れが形成されます。大動脈に比べて湾曲が小さいために二次流れは小さく流線の絡みは少なくなります。収縮末期には心室の収縮によって流出路の形状が狭くなり、主肺動脈内に口径差が生じます。相対的に狭い流出路から血流が吹き出すことで、大弯側と小弯側に血流の速度差が生じ流れの剥離が発生し渦流が生じます。

肺高血圧症では平均肺動脈圧が上昇するに従い、肺動脈内の渦流が顕著に形成され<sup>9</sup>、渦流の残存時間も長くなることが報告されています。

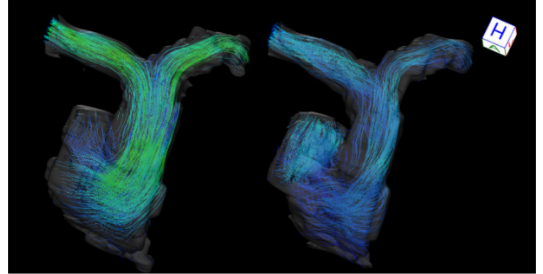


Fig. 7 4D Flow MRI により可視化された右心室および肺動脈の血流

## 左右肺動脈の流れ

右肺動脈は主肺動脈となす角度が大きく分岐部に衝突した血流が、Fig. 8 のように螺旋を描きながら末梢に流入します。一方で左肺動脈は分岐部で衝突を経ずに主肺動脈から直線的に末梢へ流れていき流線の絡みは相対的に小さくなります。

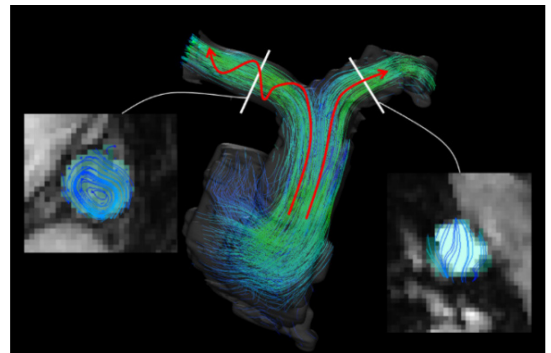


Fig. 8 左右肺動脈への分岐部での流れ。分岐の角度によって渦流の様相が異なる。

## 物性からみる左心系、右心系

体循環を行う左室と肺循環を行う右室は求められる性能に差があり、その特徴は各々の物性値にも表れています。Table 1 は各部位における慣性力、弾性力、抵抗、コンプライアンスといった物性値をまとめています。

Table 1 右心系左心系血管の特性値一覧

	慣性力 (血管) [mmHg s <sup>2</sup> /mL]	弾性力 (心室) [mmHg/mL]
左心室	-	5.480
大動脈	18.00	-
細動脈-毛細血管	1.130	-
細静脈	0.290	-
上下大動脈	4.730	-
右心室	-	1.300
肺動脈	4.120	-
肺細動脈	-	-
肺細静脈	-	-

	抵抗 [mmHg s/L]	コンプライアンス [mL/mmHg]
左心室	-	0.182
大動脈	198.8	$6.120 \times 10^{-2}$
細動脈-毛細血管	$3.511 \times 10^3$	$5.350 \times 10^{-3}$
細静脈	322.3	0.310
上下大動脈	82.70	4.079
右心室	-	0.769
肺動脈	28.40	0.274
肺細動脈	416.9	$4.080 \times 10^{-2}$
肺細静脈	11.00	0.888

### 左心系

左心室は前述のように僧帽弁から流入した血流を180度ターンさせて大動脈弁に導きます。すなわち大きな運動量をもった**流入血流を正反対の方向に押し返す力が必要**とされます。さらに、体循環も大きな血管抵抗と大きな慣性力をもっており、**循環させるのに大きな力加える必要があり、加えた力を血管内に貯める作用も大きい**ことを意味します。こうした負荷を効率的にこなすために左室も弾性力が大きく、左心系は**全体としてバネのような弾性力、慣性力に優れ、力をためることで大きな抵抗に拮抗して循環を行っている**と言えます。

### 右心系

右心室は前述のように右心房で形成された螺旋流が右室内に流入しながら右室の自由壁を引き延ばすように働いており、左室とは対照的にリザーバとしての役割が強いことが特徴的です。肺循環は血管抵抗が圧倒的に小さく膨張性（コンプライアンス）が大きいことが特徴です。そのため左心系のようなバネの強さは持っておらず、コンプライアンスを主体とした容量調整を行うように働いています。

## 乱流、渦

### 乱流とは

乱流は、流れの勢い（慣性力）が流れを抑制する力（粘性）を上回っており大局的な流れに付随した細かな流れが生じている状態を言います。乱流はイメージしにくいですが Fig. 9 の煙のように、身近な至る場所に存在します。例えばエアコンや扇風機の流れも乱流ですし、自動車などの乗り物が動くことによる空気の流れも乱流です。

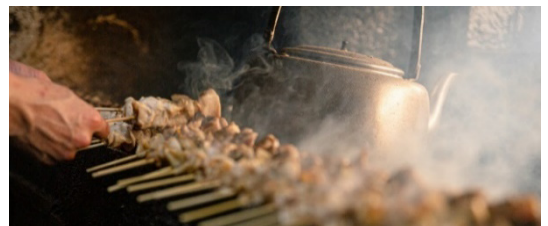


Fig. 9 調理中の煙も乱流になりやすい

水道の蛇口を徐々に開けていくと、最初はまっすぐだった流れが、ある開度から表面に乱れが生じますが、このとき流速が小さく層流だった流れが、乱流に移り変わっています。

血管の中では健常者でも収縮期の大動脈の血流は乱流と考えられ、また弁膜症や狭窄病変では加速した血流が乱流となっていると言われています。

## 乱流のメリットとデメリット

血管内で乱流が生じると、血液を輸送するのにより多くのエネルギーが必要となり心臓への負荷になる場合があります。乱流によって血流の持っている圧や速度のエネルギーの一部が熱や振動、騒音に変換され血液を効率的に運ぶ上でデメリットとなります。大動脈弁狭窄で生じる雑音も乱流によるものと考えられる。

一方、乱流は流体の混合を助ける役割もあります。身近な例ではコーヒーに砂糖を溶かすときにスプーンで混ぜることは乱流の混合作用を利用して均一化をしているといえます。

生体内においては乱流の混合作用が赤血球の周りの拡散を促すことで効率的に酸素交換が行われているという報告もあります。またカテーテル造影で造影剤が短時間に拡散して均一になるのも乱流の影響です。Fig. 10のように hepatic factor を混合した血液が左右肺に向かう場合にも、乱流が効率よく血液と混ぜ合わせる効果を持っています。

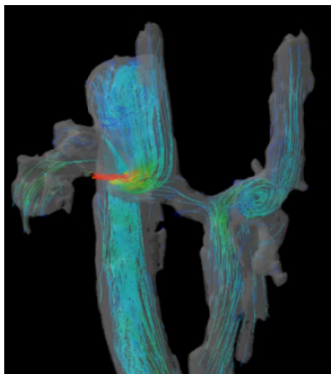


Fig. 10 乱流は hepatic factor を混合する役割をもつ。

### 乱流と生体内の現象についての報告

他にも様々な現象が乱流と紐付けられた研究が報告されています。Kameneva らは、人工弁や人工心臓など補助循環において、乱流の程度が大きいほど溶血量が大きくなることを報告しています<sup>10</sup>。Nakahara らは、人工物に関連しない病変での乱流では溶血の原因にならないことを報告しています<sup>11</sup>。一方内皮のターンオーバーにつ

いては、Davies らが乱流によるずり応力が DNA 合成を促進し、内皮細胞のターンオーバーが促進されると報告しています<sup>12</sup>。血小板については、巨核球が乱流を感知して血小板の産生が行われていることが示唆されたと Ito らが報告しています<sup>13</sup>。

## 乱流の指標 レイノルズ数

乱流は、流れの勢い（慣性力）が流れを抑制する力（粘性）を上回っているために乱れるということを示しました。レイノルズ数は、慣性力と粘性のバランスから乱流の度合いを指標化したものです。分母が粘性、分子が慣性を表します。

$$Re = \frac{\rho UL}{\mu}$$

慣性力  
血液の密度・流速・血管径

粘性

粘性に比べて慣性が大きいほどレイノルズ数は大きくなり、2000 から 2300 程度で乱流になるということが知られています。Fig. 11 は大動脈に流入する血液のレイノルズ数を示しており、速度が上がる収縮期には 2300 を容易に超えます。一方で拡張期は速度が遅いため 0 に近い値となることがわかります。このようにレイノルズ数は、流れ場全体が乱流場なのか、層流場なのかを大域的に判別する指標です。実際には乱流は壁面の性状や構造物など様々な要因が複合して発生します。例えば大動脈において、弁尖は血流の中で障害物であり、乱流を生じる一端となっています。

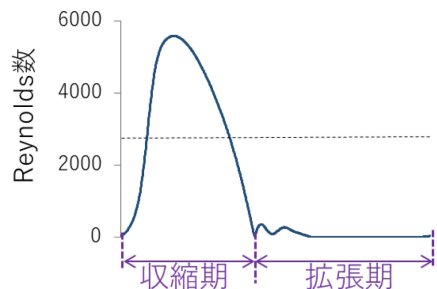


Fig. 11 大動脈内血流のレイノルズ数。収縮期に乱流域に突入り、拡張期には 0 に近くなる。

## 乱流と渦

乱流は渦から成り立っています。乱流の中には大小様々な渦が発生しますが、乱流のエネルギーが大きいほど、存在する渦は小さくなります。流体の持っている粘性によって、ある一定のエネルギーの下で一定の大きさ以下の渦流は、熱に変わって消失してしまうためです。この渦の大きさはコルモゴロフスケールと呼ばれており、乱流を真面目にシミュレーションする場合に指標の一つとなります。大動脈などの乱流でできる渦の大きさは、MRI や超音波の分解能よりもはるかに小さいために実測で見ることができません。またシミュレーションであっても乱流の渦を直に計算 (Direct Numerical Simulation: DNS) すると莫大な計算コストがかかり、スパコンを使っても計算に困難が伴うため、ある程度以下の大きさの渦をモデル化 (乱流モデル) して計算を省く工夫がされています。

## 渦のいろいろ：渦はどのように発生する？

渦流を発生させるのは「速度差」です。何らかの要因で流れの中で速度に差が生じると流れが乱れる原因となります。例えば流れの中で壁や障害物があると速度差を生じさせて渦が生まれます。Fig. 12 はそれを模式的に表した例で、急に広い管径になると空間内に速度差を生じ、左右にあるような渦が生じます。

乱流で生じる大局的な流れとは関係なく発生する無秩序 (に見える) な渦以外に、心内や血管内には心拍動ごとに同じ構造をもつ渦も現れます。これらはいずれも速度差によって生じているものです。

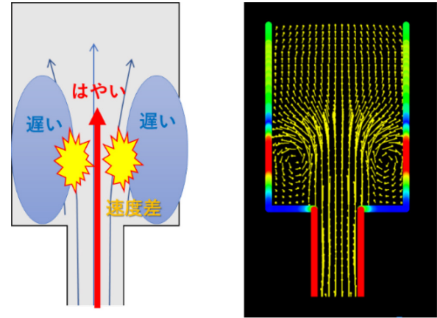


Fig. 12 管径が急に変化するところで渦が発生するのは径の変化によって速度差が起きるためである。

## 圧力

### エネルギーとしてみる圧力

粘性の大きな血液を血管に流すにはそれに打ち勝つ大きな駆動力が必要となります。心拍動が血流に与える血圧が駆動力となります。血圧は血流が内包するエネルギーであると言えます。圧力は末梢に行き着くまでに少しずつ消費され小さくなります。

通常、弁や大動脈での圧較差はわずかですが、Fig. 13 のように、大動脈弁疾患などで圧較差が発生するとその分を左室が余分にエネルギーを生み出す必要があり負荷が大きくなります。

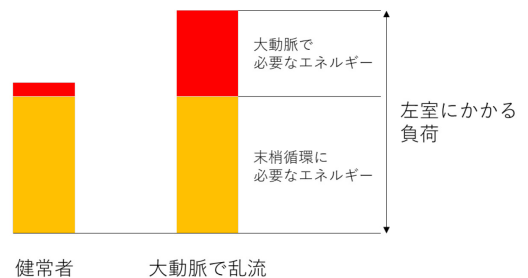


Fig. 13 大動脈の乱流による余分な圧較差が左室にかかる負荷を増大させる

こうした圧較差が起こる原因は**血液の摩擦**です。粘性をもった血液同士が擦り合わされることで**圧のエネルギーが熱や音に変わること**で**圧エネルギーが損失**しているのです。摩擦は血流の速度差によって起こるので、渦や乱流と圧損失は密接な関係があります。

### エネルギー損失を起こす流れ：狭窄

血管の**狭窄部では血流と血管壁の摩擦が大き**くなります。また加速血流が乱流を生じさせ**エネルギーの損失を引き起こ**します。狭窄病変の重症度は**圧較差で評価**され、加速血流の速度から $4v^2$ と表されるのが一般的ですが、**同じ狭窄率で同じ血流速度でも実は圧較差は異なる場合**があり、流体解析を行うことで正確な圧較差を計算することができます。

例えば Fig. 14 のチューブ型の狭窄と下のテーパ型  
の狭窄では同じ狭窄率であっても**チューブ型のほうが抵抗は大きく圧較差は大き**くなります。狭窄の前後にある剥離を伴う乱流や狭窄部での壁とのずり応力が大きいためです<sup>14</sup>。Fig. 15 は全圧の損失を狭窄の形別に可視化しており、チューブ型の狭窄解除後の圧較差が大きいことが視覚的にもわかるとおもいます。

狭窄の長さによっても異なります。テーパ型の場合は狭窄率が同じであれば、テーパ部分が長くなだらかな方が**流れの剥離が起こりにくい**ため**圧損失は小さ**くなるのです<sup>14</sup>。

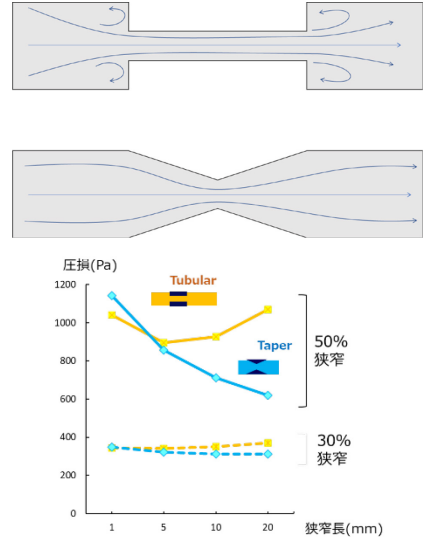


Fig. 14 狭窄の形の違いによる圧較差変化



Fig. 15 CFDでチューブ型の狭窄、テーパ型の狭窄を解析した例。テーパ型は Total Pressure の損失が小さい。<sup>14</sup>

### エネルギー損失を起こす流れ：血管壁への衝突

血流が壁に衝突するときも、**壁と血流がこすれる摩擦やそれに伴って生じる乱流**によって**圧力損失が発生**します。Fig. 16 は大動脈弁狭窄での加速血流と流れの剥離を可視化したものです。加速した血流が上行大動脈の壁に衝突して渦流が生じているのが確認できます。

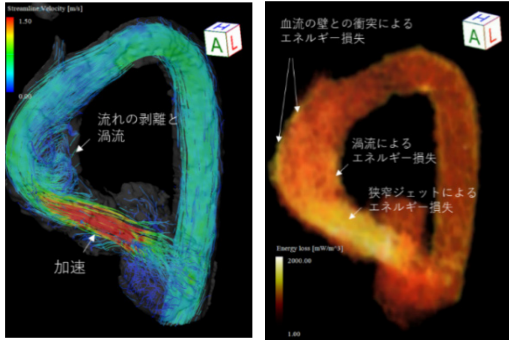


Fig. 16 血流が壁と衝突すると壁との摩擦によって大きなエネルギー損失が生じる。

### エネルギー損失を起こす流れ：血管の屈曲

血管の急な屈曲も血流が壁に衝突し乱流が生じることで圧力を損失する原因となります。Fig. 17 は中心線の曲率とエネルギー損失の関連を調査した結果で、急激なカーブが流れを乱して損失を大きくすることが示唆されました<sup>15</sup>。

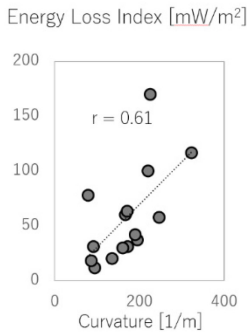
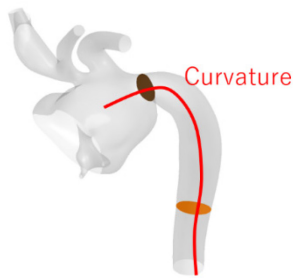


Fig. 17 再建大動脈で、Energy Loss Index (ELI: エネルギー損失を体表面積で除して指標化) と大動脈弓の曲率を比較した報告。曲率が急なほどエネルギー損失は大きい<sup>15</sup>

## 血管を押す力としての圧力

### 静圧と動圧

流体が持っている圧には**静圧**と**動圧**の2つがあります。Fig. 18 のように水中でじっとしているときに感じる圧力や、血圧として計測されるのは静圧です。静圧は静止した流体の中で作用する圧力です。一方、動圧は流れから押される力を言います。例えば車の窓から手を出したり、Fig. 19 のように川の中で押される力は流れの動圧に起因します。



Fig. 18 静圧の例



Fig. 19 動圧の例

### ベルヌーイの定理

動圧と静圧は**流れの中で互に変換**されます。狭窄部位と変換位置について Fig. 20 に模式図を示します。例えば血管の狭窄があったとき、狭窄部の中央では静圧が低下しますが、このとき低下した分の静圧が動圧に変換されています。もし摩擦によるエネルギーの損失が無い場合は、静圧と動圧の合計は一定で、**狭窄が解除されたあと静圧は狭窄前と同じところまで回復**します。この現象を**圧力回復**といいます。

現実の流れでは狭窄部でおこる壁と血流の衝突や乱流によってエネルギーを損失するために、**血圧は狭窄後のほうが小さくなります。**

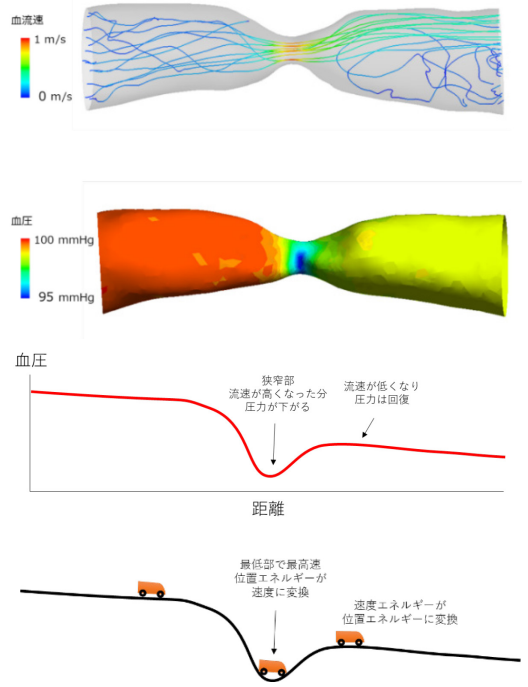


Fig. 20 静圧と動圧は互に変換されながら流れている

# 血流解析手法紹介

本章では、数値流体解析（CFD: Computational Fluid Dynamics）、4D Flow MRI、超音波 VFM（Vector Flow Mapping）といった3つの解析手法についてご紹介いたします。それぞれの概要だけでなく、必要なデータやどんな結果が出るのか、使用する上での注意点についても述べます。

## それぞれの使い分けについて

各手法の詳細は後述しますが、Table 2 ではそれぞれの手法を比較しています。

Table 2 各解析手法の概要比較

	CFD	4D Flow MRI	超音波VFM
血流計測原理	コンピューターシミュレーション	位相コントラストMRIによる実測	カラードブラ法による実測
血管サイズ	形状を特定するデータに依存（理想モデルは制限なし）	直径5 mm以上が望ましい <sup>*1</sup>	制限なし
血管の動き	血管変形の流れへの影響が小さいもの	制限なし	制限なし
適応部位 <sup>*2</sup>	冠動脈、大動脈、大静脈、肺動脈、脳動脈など	大動脈、大静脈、肺動脈、脳動脈、心房、心室、弁など	左室、上行大動脈、肺動脈、頸動脈など

<sup>\*1</sup> 撮像条件や撮像対象によります。心臓血管周囲は拍動や呼吸によるモーションアーチファクトがあるため、小口径血管の解析は精度が悪くなる傾向があります。

<sup>\*2</sup> 上記適応例以外の血管でも解析が可能である場合がございます。具体例についてはお気軽にご相談ください。

## 観察指標について

Table 3 は流線、エネルギー損失、WSS (Wall Shear Stress)、OSI (Oscillatory Index)の観察可能性を比較しています。

Table 3 各解析手法で観察できる指標の比較

	CFD	4D Flow MRI	超音波VFM
流線	○	○	○
エネルギー損失	○	○	○
WSS	○	○ (低精度)	○ (低精度)
OSI	○	○	○

## 必要なデータ・撮像方法

必要なデータを揃える際、撮影方法が十分でないと、解析ができないもしくは精度が不十分なものになる可能性があります。必要なデータを Table 4 に示します。データを揃える際には以下をご参照ください。



Table 4 各解析に必要なデータの比較

CFD	造影CT 体表面積 (小児)
4D Flow MRI	4D Flow MRIデータ (Multi-Slice SSFP)
超音波 VFM	GEのVividシリーズに限る。 ワークステーションからHDF5形式 (*h5) でエクスポートしたカラー プラデータ

## 各解析手法の概説

### 数値流体力学 (CFD: Computational Fluid Dynamics)

CFDは流体を記述する方程式をもとに、コンピュータ上で流体の挙動をシミュレーションする技術です。コンピュータ上に仮想的な形状を作成し、細かく分割した領域内で方程式を解いていく（厳密には、扱う流体の方程式は直接解くことのできない問題であるため、「近似解」という真の解に近いものを導出しています）ことで全体の流れを把握する手法となっています。

#### 強みと注意点

CFDは数値誤差が小さくなるように何度も計算を重ねるため、実験や測定のような大きな数値誤差が現れることはありません。また、細かく観察したいところは細かく分割する、などの工夫ができるため、詳細な結果の観察が可能です。

誤差がない、と言いましたが、一方でそれは設定した問題の範疇で、という意味を含みます。そのため、設定する条件によって異なる結果を出力することになります。したがって、計算条件の設定や結果の解釈においては、専門的な知識が必要となってきます。

#### 活用例

CFDは1940年代の天気予報で用いられたのを初めに、これまでも広く工業的に活用されてきました。その後コンピュータの性能の飛躍的な向上と様々な実用的な計算方法の考案を経て、流れを把握する上で非常に強力なツールとなりました。Fig. 21は航空機における応用例を示しています。航空機のデザインを変えてCFD解析を行うことで、空気抵抗に支配的な要素として知られる機体後方の渦の抑制を狙う取り組みなどがなされています。実験ではコストが高く、時間がかかりすぎるといったリスクがありますが、解析では簡易的に状況を把握できる利点があるため、様々な産業で無くてはならないものとなっています。近年では、こうした工業分野のみならず、医療分野にもこの有用性が期待されています。

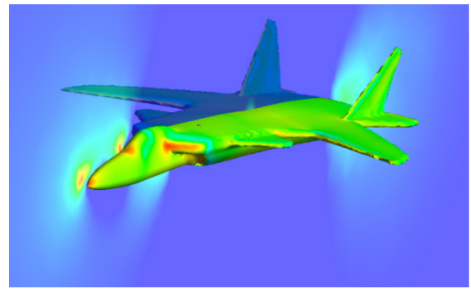


Fig. 21 CFDを利用した工業的な応用例。航空機周辺の圧勾配を可視化している

#### 解析に必要なデータ（解析者向け）

CFD解析は「どんな場所」で、「どんな流体」を、「どういう状態」でシミュレートするかを定義する必要があります。血流解析の場合、どんな場所、というものは対象とする血管の形状になります。血管の形状を取得する方法として、医用画像の中でも特にCTやMRIといったモダリティが利用されることが多いです。次に、どんな流体、というのは血流解析の場合は血液になります。病状によって血液の性状（粘性など）は異なりますが、極端な例でない限りは一般的な状態を適用します。最後に、どういう状態、ですが、これが非常に重要になってきます。これは、解析領域である血管の流入口・流出口に与える血流速もしくは圧力であり、「境界条件」といいます。複雑な数式を扱う上で、近似解を解く必要な指標となります。左室容積が小さければその分拍出される血流量も異なり、大動脈における血流場も異

なってきます。こうした患者固有の情報を決定づける重要なファクターであるため、主に超音波やMRI、カテーテルなどの測定データを元にしたモデル化が行われています。

## 4D Flow MRI

Phase contrast 法と呼ばれる撮影方法を用いた血流速度分布を計測する技術をはじめとして、MRI を利用した血流計測技術がこれまでに発達してきました。その中でも、3次元の血流情報を時間変化とともに得られる撮影法は3D Cine PC MRI または**4D flow MRI** と呼ばれ、大動脈疾患などの血流動態の研究に用いられています<sup>16-18</sup>。Fig. 22 はこの撮像方法により出力された血流速のデータをコンピュータ上で可視化したもの<sup>17</sup>で、流線などを使って実測の血流場の理解を深めることができます。

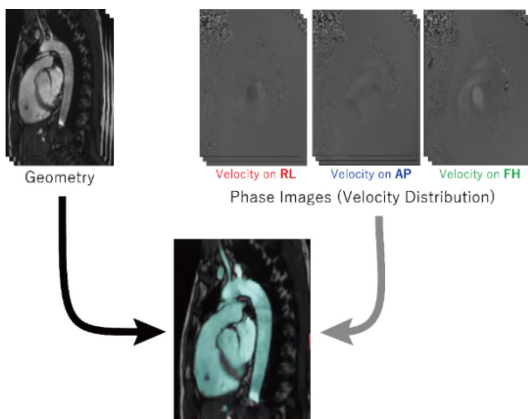


Fig. 22 MRI から得られた形状情報 (左上) と 3 方向の流速成分 (右上)、組み合わせて決定された適用部分 (下)。経時的にこうしたデータを取得し構築することが可能である

### 強みと注意点

MRI は 3 次元空間の血流速度分布を**非侵襲的に実測できる唯一の検査法**で、コンピュータグラフィックスを用いて目的に合わせた表示をすることが可能です。一方で、4D flow MRI は 3 次元空間において時間を追って撮影するため、**撮像時間が長く、それも伴って十分な解像**

**度を得られない**ケースが少なくありません。しかし従来、数時間かけて撮影されていたこの手法は、近年 MRI 装置の性能向上、新たな撮像法の台頭によって**劇的に高速化が進んでおり**、臨床応用への期待が高まっています。

### 解析に必要なデータ (解析者向け)

MRI での血流解析の場合、得られた速度場を可視化するため、CFD のように血液の物性や計算条件を設定する必要はありません。Fig. 22 のように 3 方向の速度成分 (RL、AP、FH 方向) の情報があればベクトルを作成することができます。また、それだけではどこに流れているのかがわからないため、血管の形状を同定するために Cine 画像が使われることもあります。

## 超音波計測

超音波計測では、造影剤粒子の動きから血流を計測する超音波 PIV (Particle Image Velocimetry) や、Fig. 23 のような物理の方程式を利用してビームに直行する方向の血流速を計算する**超音波 VFM (Vector Flow Mapping)**、**IVPD (Intra Ventricular Pressure Difference)** といった方法が登場し、循環器診療に新たな視点をもたらしています。

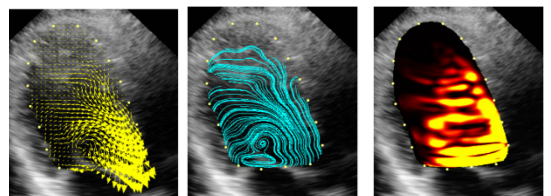


Fig. 23 VFM で可視化された左室内の流速ベクトル (左)、流線 (中央)、エネルギー損失 (右)。ビームに直行する方向の血流速を計算できたことでこのような可視化ができるようになった

### 強みと注意点

超音波検査そのものが非侵襲で外来患者にも適用できることから、それを利用した血流解析は演算自体にも時間や計算負荷が少なく、**臨床的に非常に扱いやすい**血流

解析手法と言えます。一方で観察範囲が**二次元に限定される**ため、解析したい対象の流れが二次元断面に入っていないと正しい評価が出来ません。例えば、弁狭窄のジェットのコが断面からずれてしまうとエネルギー損失などの過小評価に繋がります。また奥行方向に発生する渦の評価も困難です。それに対応するため現在では、**VFMの三次元化の開発が進められており**<sup>19)</sup>、今後の発展に期待ができます。

### 解析に必要なデータ（解析者向け）

超音波計測もMRI同様に、実測データから可視化を行う解析手法です。加えて、ビーム上の速度情報と、スベックルトラッキングによって得られる壁の動きを利用して二次元平面上の速度場をソフトウェア上で計算します。必要になるのはカラー Doppler 画像のみとなります。

### 左室内圧較差（IVPD: Intraventricular Pressure Difference）

心尖部の超音波カラーMモード画像から、Eulerの方程式を解くことでFig. 24のように左室内圧較差（IVPD: Intraventricular Pressure Difference）を計算することができます。非侵襲的に拡張期の心室のSucking Forceを定量することが可能で、心拡張不全の病態の研究で注目を集めている技術です。

一般的によく使われる左室拡張能の指標として僧帽弁口血流測波形（TMF: Transmitral flow velocity pattern）や肺静脈血流速波形（PVF: pulmonary venous flow velocity pattern）があり、拡張能を総合的に計測することが可能です。一方で心筋の性能をより深く理解するためには心筋の**弛緩能とコンプライアンス**をわけて考える必要があります。すなわち、左室がエネルギーを消費して能動的に拡張する能力と、その後受動的に左室が膨らみながら血液を受け止めるための柔らかさが重要です。IVPDを計算すると左室の長軸方向に沿った圧格差を計測することで、左室が能動的に血液を引き込む力をマッピングすることが可能です。心筋のどの部位がどの程度の力で血液を引き込んでいるかが評価できます。

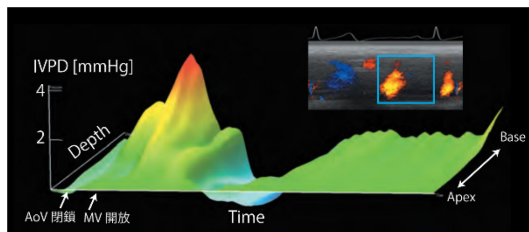


Fig. 24 カラーMモードから計算した左室内圧較差。横軸は時間を、奥行き方向は心尖部から心基部方向、縦軸が心尖部を基軸とした圧較差を表している

# 解析事例紹介

ここでは、血流解析に関する論文の紹介を行うと同時に、どんな症例でどのような解析が実現できているのかを紹介する章と位置づけています。血流解析をこれから始めようとする方の多くは、「想定している症例がすでにあるけど、どんなことができるのかわからない」という感想をお持ちかもしれません。この章を読むことで、「この解析の仕方を自分の症例でも応用してみよう」、「この論文ではこういう考察をしているけど、こういう視点で見たらまた違った考察ができるかもしれない」といった研究の種を見出していただけると幸いです。また、本解析事例では血流解析指標を観察しています。もし指標についてご不明な点がありましたら、「解析指標の紹介 (22 ページ)」をご参照いただくと良いかと思えます。

## Valsalva 瘤 仮想手術シミュレーション <sup>20</sup>

### 血流解析から問題点を明らかに

ここでご紹介するのは3歳時に右冠動脈-右房瘻閉鎖手術が行われ、18歳時に脳梗塞を発症し、後遺症のないValsalva 瘤・瘻孔遺残短絡を診断された症例です。Fig. 25はCTから構築した3D形状(左)とCFDによるシミュレーション結果(右)を表しています。シミュレーション結果を見ると、瘤内に渦流が形成されており、1心拍を通じて低流速です。また渦流によりWSSのかかる方向が安定しないためにOSIが高値になっています。OSIが高いと血管内皮で活性酸素が産生することが示唆されており、内皮の障害につながる可能性も考えられます。

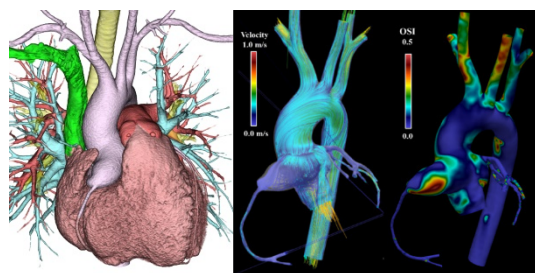


Fig. 25 術前血流により冠動脈瘤内の乱流や冠動脈瘤内壁にかかるストレスを可視化

### 仮想手術シミュレーションによる最適な術式の選択

大動脈基部置換+6mm人工血管右冠動脈再建大動脈基部部分置換+右冠動脈バイパスをシミュレーション上で仮想的に行い、血流が比較されました。いずれもよどみがなくOSIにも問題は認められず、また右冠動脈流量は術前71 mL/min、6mm人工血管70 mL/min、バイパス75 mL/minとなりいずれも十分な血流量が確保出来ることが予測されました。

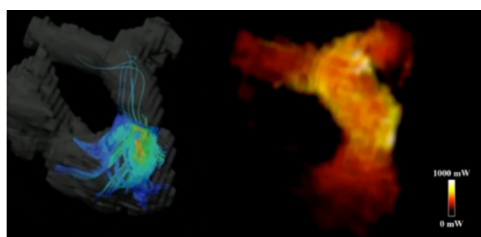
### 人工血管で再建

血流的にはいずれの手術戦略も問題がないことから、静脈グラフトを利用するリスクを避けて6 mm 人工血管を使った再建が選択されました。Valsalva 瘤は右室流出路と癒着していたため、瘤内で閉鎖し、瘻孔の入口部を閉鎖し、右冠動脈は6 mm 人工血管で再建されました。

## TOF 術後の肺動脈弁逆流 血流解析による治療指針<sup>21</sup>

### 4D Flow MRI から統合的なデータを取得

4D Flow MRI は流出路狭窄の**加速血流の程度**、**逆流の程度**、**心室ボリューム**、さらに加速血流や逆流による**余剰な心負荷（エネルギー損失）**を計測することが可能で、単体で総合的な病態の判断ができる可能性を秘めています。ここで紹介する症例報告は Fallot 四徴症心内修復後の肺動脈弁閉鎖不全において4D Flow から治療指針が選択された例です。Fig. 26 の流線（左）は拡張期の逆流を示しており、こうした大きな逆流のせいでエネルギー損失は7.62 mW と非常に大きく（正常の7.6倍）なっています。Fig. 26（右）はエネルギー損失の空間分布を表示しており、弁周辺で高い値を持っていることがみとれます。**逆流率**、**心室容積**なども問題視され肺動脈弁置換術の指針が決められました。



肺動脈弁逆流量		
逆流量	87.4	ml
逆流率	67.7	%
拡張末期係数		
拡張末期係数	144.4	ml/m <sup>2</sup>
収縮末期係数		
収縮末期係数	61.6	ml/m <sup>2</sup>
右室駆出率		
右室駆出率	61.6	%
心係数		
心係数	2.03	

Fig. 26 Fallot 四徴症心内修復後における逆流量とエネルギー損失、心室容積

## 慢性大動脈解離の加療前後の 4D Flow MRI 血流解析<sup>22</sup>

### TEVAR 後の経時的な偽腔血流 変化を実測する

Stanford B 型の大動脈解離では、近年ステントグラフト内挿術（TEVAR）による治療が行われています。これによりエントリ部が遮断されて血液が偽腔に流れなくなると、血管リモデリングが促されて偽腔自体が縮小されていきます。一方で、大動脈瘤などの拡大後にエントリ部を遮断した場合、リモデリングが上手く進まず、さらに偽腔が拡大するといった症例もあります。4D Flow MRI を活用すれば、Fig. 27 のようにどのようにして偽腔に流れていくのかを可視化することができます。

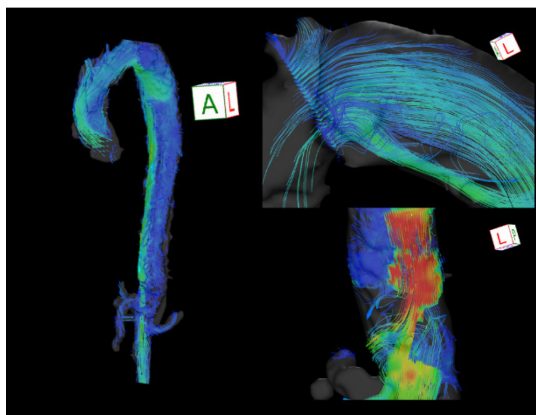


Fig. 27 4D Flow MRI で可視化した大動脈解離症例における真腔・偽腔内の流線

この研究では TEVAR 術前後（TEVAR 術前・術直後・術後6ヶ月の3つの条件で4D Flow MRI）の偽腔とリエントリ部の血流量を4D Flow MRI を利用して測定・観測し血流の経時的な変化を追っています。

対象となる症例は、Stanford B 型の大動脈解離を6年前に発症した50歳男性です。大動脈弓から下行大動脈にかけて、60 mm 程度拡大しており、TEVAR による治療が施されました。術前は1つのエントリ部、4つのリ

エントリを有しており、術後は TEVAR により最初と最後の 2 つが閉じられたため、3 つのリエントリのみを有しています。

## 偽腔体積は術後に減少

Fig. 28 は造影 CT による体積変化です。偽腔は術後に少し体積が大きくなりますが、その後減少していることがわかります。

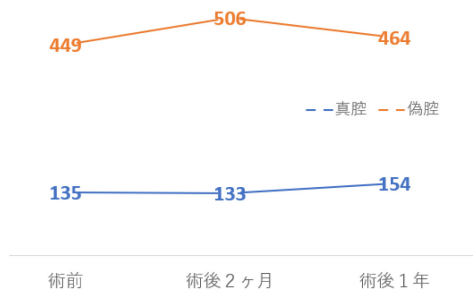


Fig. 28 真腔・偽腔の術前後体積変化

## Primary entry 閉鎖で偽腔内の血行動態が大きく変化する

また Fig. 29 は各エントリ部を通過して真腔から偽腔へ流れる血流量を示しています。TEVAR によりエントリ部が閉鎖されたため、血流場がダイナミックに変化していることがわかります。術直後には Primary entry が偽腔血流のメインソースでしたが、徐々にそれがなくなり、代わりにリエントリから偽腔への血流の供給が行われています。しかし 6 ヶ月後にはその増加も取まり、結果として TEVAR 偽腔に流れていく血流量全体としては減少しました。

真腔内の血流量は術前後で変化しています。TEVAR 後は 2 つめの再エントリ部までは顕著に真腔内血流量が増加しましたが、6 ヶ月後はその量も落ち着きました。それ以外の箇所においても、結果として TEVAR により真腔内血流量が増加したことがうかがえます。

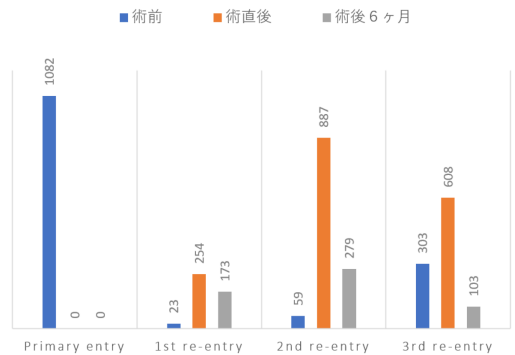


Fig. 29 エントリ部に流入する時間平均血流量の術前後変化 (ml/min)

## 肺動脈形成術の手術設計 (先天性心疾患) 23

### 設計図を作ることで術者による差を小さくする技術を開発

複雑な形状を有する肺動脈狭窄は、術後予測が困難であり手術自体、術者の技量や経験に大きく影響するのが現状です。仮想手術の CFD 解析を用いることで、事前にどのような血流場になるのかをコンピュータ上で予測し、実際の手術戦略に役立てることが出来ます。この研究で術前 CT から流体力学的により良い手術方法をデザインし設計図面に落とし込む手法を提案しています。

### 仮想手術によりパッチ形状をデザインする

1. 術前 CT から仮想的に狭窄を取り除いた形状を作成する。
2. 元の狭窄形状に対して切開線を決める。
3. 仮想形状と元の形状の血管直径の差分をとり、仮想形状の通りに仕上げるためのパッチに必要な形とサイズを算出する。

4. 算出された形とサイズから、パッチを実寸台の図面におこす。

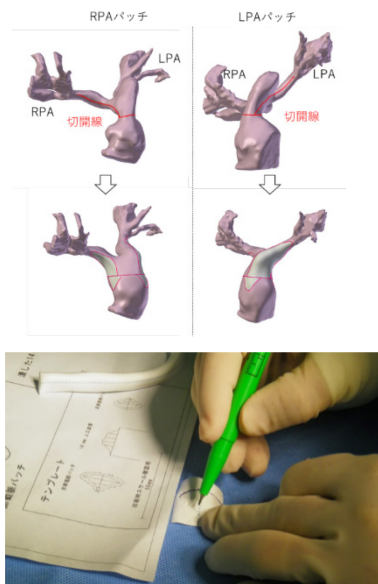


Fig. 30 設計図からパッチを切り出す作業

## 設計図により想定通りの手術が実現

Fig. 31 はエネルギー損失・WSSそれぞれの平均値と値の幅をエラーバーで示しています。術前と仮想手術、術前と術後ではEL・WSS どちらも有意に減少しています。また、仮想手術と術後では有意な差はありませんでした。

これらの結果より、仮想手術による術前 CFD 評価の有効性が確認されています。肺動脈形成術は元来医師の経験とスキルが重要となる手術ですが、こうした仮想手術シミュレーションは医師の経験とスキルに依存しない、患者にとって理想的な術式の選択が可能となります。

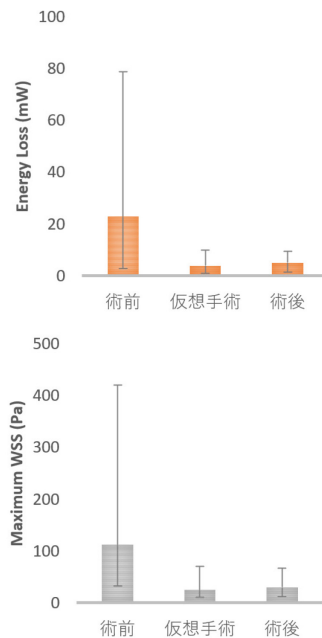


Fig. 31 6 症例分の EL と WSS の術前・仮想手術・術後での比較。エラーバーは値の範囲を示している

## 大動脈形成による血行再建 (先天性心疾患) <sup>24</sup>

### 大動脈再再建のプロトコルをエネルギー損失, WSS から決める

ここでご紹介する論文は左心低形成症候群に対する大動脈再建手術を対象に、CFDで血流を評価し治療戦略の基準とした報告です。

左心低形成症候群に対する Norwood 手術は、高い技術が必要とするハイリスクな手術です。再建大動脈弓の乱流で心臓負荷が増大し、心機能を悪化させることがあります。それを回避するために、二段階に分けた大動脈弓再建が有益な場合があります。この研究では、「効率的な血流」に着目し CFD で大動脈弓内のエネルギー損失

係数 (Energy Loss Index, ELI = エネルギー損失/体表面積) と WSS を評価することで二段階目の大動脈弓再建が必要かどうかのプロトコル策定を目指しています。

## 大動脈再再建の基準値は ELI > 40 mW/m<sup>2</sup> かつ WSS > 100 Pa

大動脈に問題がない 5 症例の解析の平均値 (ELI: 42.2 ± 16.8 mW/m<sup>2</sup>, WSS: 97.5 ± 27.3 Pa) から、Fig. 32 のプロトコルが作成されました。

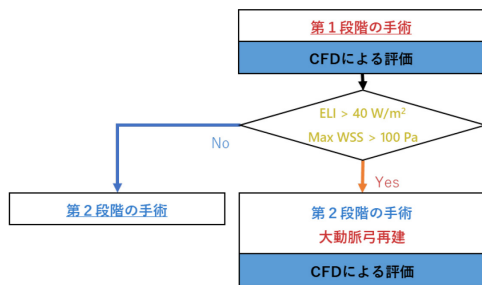


Fig. 32 ELI, WSS の基準値

## 大動脈再再建により ELI, WSS は基準値以下に

Fig. 33 は術前・仮想手術・術後におけるエネルギー損失と WSS の最大値を比較したグラフになります。再建によってどちらも有意に減少することが確認できると同時に、仮想手術と術後で大きな差が見られないため、予測解析として十分な役目を果たしていることがわかります。また、Fig. 34 は流線と WSS の分布が術前後でどう変化したかをエネルギー損失の値とともに観察した図です。これにより、第一段階の手術において心臓負荷が高いように見える形状になったとしても、その後の再建によって改善することができる、ということが明らかになりました。また、カテーテルやエコー検査で狭窄や圧力勾配が観測されなかった場合でも、CFD 解析を利用する

ことで手術戦略を決定し、効果的に心臓負荷を低減できることが示唆されました。

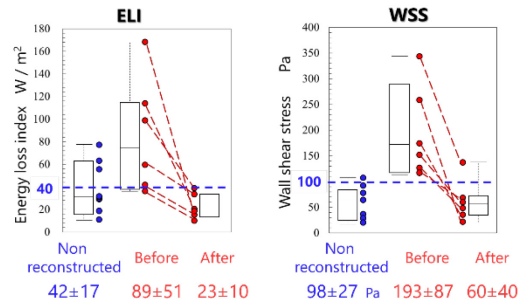


Fig. 33 ELI と WSS の術前後での変化

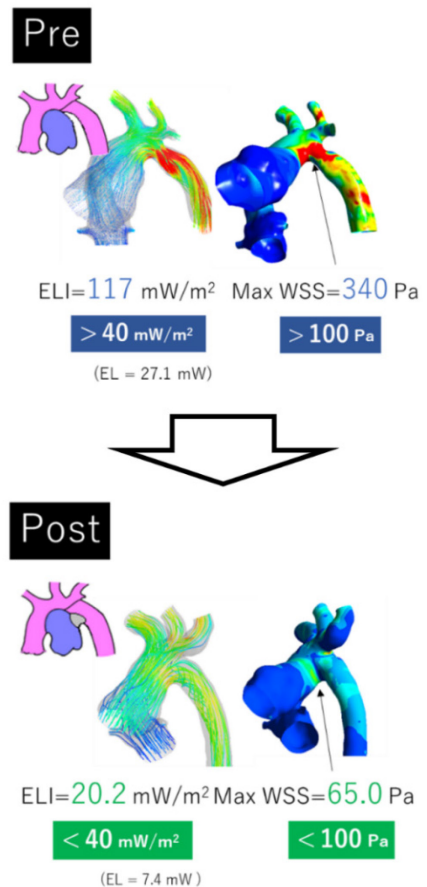


Fig. 34 ELI と WSS の術前後での変化 (カラーマップ)



## 僧帽弁手術後の心内渦流を VFM で評価する <sup>25</sup>

### エネルギー効率は反時計回り 渦だと悪化する

こちらは僧帽弁手術の方法によって左室内の渦流の様相が異なり、心臓のポンプのパフォーマンスに影響する可能性を示す報告です。

VFM を利用した心内血流の可視化により、機械弁の anti-anatomical position での留置後症例と、生体弁置換後症例にて のように反時計回りの渦流が観測されました。生体弁置換後症例では、大きな反時計回りの渦が心室中央にできていましたが、弁自体が柔らかいため渦は滑るように動いていました。加えて、小さな渦が生成されていることも確認できます。機械弁の anti-anatomical position での留置後症例のうち 3 例では、収縮早期に非同期的後壁運動が観測されており、EF が低下していました。

Fig. 36 は時計回りと反時計回りの渦における、収縮期・拡張期でのエネルギー損失と動圧を比較したグラフになります。エネルギー損失と動圧に有意な差はありませんでしたが、流れの効率を示す EL/KP 比は反時計回り渦の方が高く、効率が悪いことが示されています。一方で拡張期では時計回りの渦の方が大きなエネルギーを生み出すため損失も大きく、EL/KP 比には大きな違いはありませんでした。

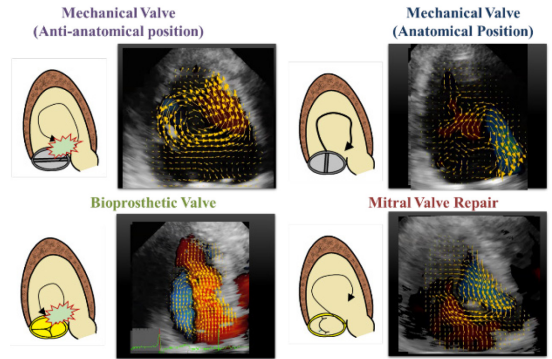


Fig. 35 僧帽弁手術の方法によって異なる心内渦流の様子

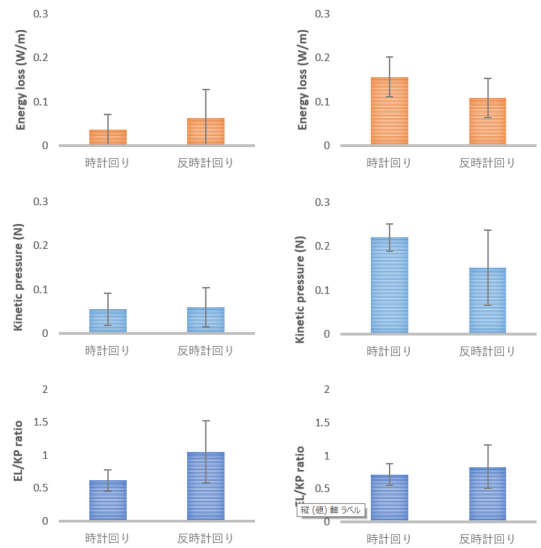


Fig. 36 収縮期 (左) と拡張期 (右) における時計回り・反時計回りの渦の違いによるエネルギー損失、動圧、flow energy efficiency ratio (EL/KP)

# 解析指標の紹介

ここまで、3つの解析手法（CFD、MRI、超音波）について述べてきました。それぞれの手法によって流速ベクトルが計算でき、それらを使って様々な流体力学指標を可視化することができます。本章では、それら指標を紹介していきます。

## 流速ベクトル

**流速ベクトル**は一番基本となる指標で、例えば川の濁流の流れを把握しようとしたとき、Fig. 37のような川の任意の場所での**流れの向きと大きさ**（=ベクトル）がわかれば、全体の流れを把握することが可能です。前述した解析手段はどれもこの流速ベクトルを計測または算出しています。これから出てくる指標の殆どは、この流速ベクトルを使うことで算出している指標になります。

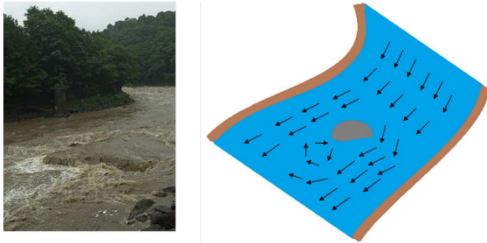


Fig. 37 氾濫する川の様子と、流れの方向を模擬したベクトル

## 流れの可視化（流線と流跡線）

血液の流れを見る方法には、ある時間で止めた時の粒子の各座標での速度ベクトルを結ぶ**流線**（streamlines）と、流体を無数の微小粒子に分けてそれぞれを時間的に追跡する**流跡線**（pathlines）があります。

## 流線（streamlines）

**流線**は血流速度ベクトルの方向に従ってなめらかに線を描いたもので、ある瞬間の流れをわかりやすく表示することが可能です。流れを線で表すことで**流れの乱れや渦の形をわかりやすく表示**することができます。

例として、Fig. 38のように大動脈内での流線を考えます。左心室から大動脈、そして大動脈弓を通りなめらかな線が描かれ、流れの方向を表します。また青い部分は速度が遅い場所、赤い部分は速度が速い場所を表しています。加えて螺旋を描くような流線が見られます。流線の可視化により、このような渦流の存在を確認することもできます。

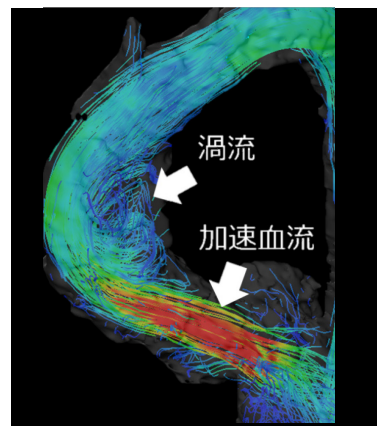


Fig. 38 軽度な大動脈弁狭窄での流線による血流可視化。線で流れの方向を表し、色で流れの速さ（赤が速く青が遅い）を表している

## 流跡線 (pathlines)

流跡線 (pathlines) はある決められた時間の中で、流体中の一つの粒子がどう流れるかの軌跡を表す線です。流線が「ある瞬間での流れ」を表すのに対し、流跡線は時間を追って血液がどのルートを通るかを表すのに使われます。心血管で使われる際には、1心拍の間、収縮期や拡張期で粒子がどの位置にいるのか、ということがわかります。流線は動画での可視化ができ、流跡線は画像で時間変化を追う、という違いになります。Fig. 39は流線と流跡線を並べて可視化しています。同じような線での流れ方向可視化手法ですが、粒子の動きと流れの方向に少し違いがあるのがわかります。

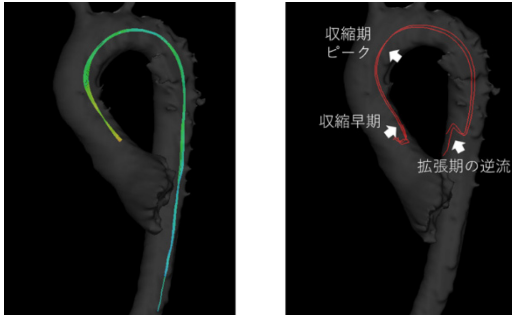


Fig. 39 大動脈内血流の流線 (左) と流跡線 (右)。流跡線は心拍内でどの位置に粒子がいるのかわかる

## エネルギー損失 (EL: Energy Loss)

心臓の拍動は、エネルギーを末梢まで届ける役割があります。そのため、どこかで余分にエネルギーが損失してしまうと、その分心臓の負担が増えてしまいます。エネルギー損失とは、対象領域内で、どれだけのエネルギーを損失しているのか、を示した指標になります。エネルギーは主に熱や音に変換されて損失していきます。その変換の要因となるのは、「壁面での摩擦」や「流れの乱れ」とされています。「壁面での摩擦」は血液粘度が高い、もしくは流速が大きいと高くなる値です。そのため、Fig. 40のような形状では、狭窄部位でジェットのように速い流れになるため、その分壁面摩擦によりエネルギーが損失されます。また狭窄部位の後流では、急な拡

張により「流れが乱れて」いることがわかります。これもエネルギー損失が高い要因となります。

こうしたエネルギー損失を算出するためには、基本的に全圧 (total pressure) が用いられます。全圧とは流体力学用語で、静圧 (static pressure) と動圧 (kinetic pressure) の足し合わせで表現されるもので、流れがもつ潜在的なエネルギーを意味すると言われています。そのため、定めた入口での全圧と、出口の全圧の差を取ることによってエネルギー損失を定義することができます。

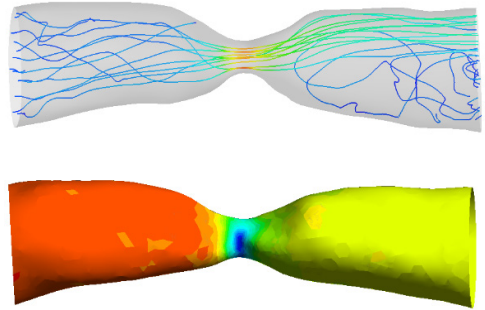


Fig. 40 狭窄部位での流速 (上) と静圧分布 (下)

エネルギー損失は全圧の差で計算できる、と記述しましたが、つまりエネルギー損失を計算するためには圧力の情報が必要となります。CFDでは圧力 (厳密には相対的な圧力の値) が出ますが、実測となるとカテーテルによる侵襲的な計測が必要となるわけです。ですが、前述した「観察」によって、実は流速から計算できる手法が開発されています。これは、粘性散逸という流体力学の式を利用するもので、「粘性散逸エネルギー損失」もしくは「粘性摩擦エネルギー損失」という呼ばれ方もします。Fig. 41は流速分布と、そこから算出したエネルギー損失を表しています。流れが衝突している部分や、流れが剥離し擦れ合う部分で大きなエネルギー損失が生じているのが分かります。この領域内すべてで損失値を積分することで、全体でのエネルギー損失を定量できます。この全体で積分されたエネルギー損失が、全圧に基づくエネルギー損失と一致することが数学的に証明されています<sup>26</sup>。

この粘性散逸エネルギー損失を求めるために必要なのは流速分布であるため、CFDだけでなくMRIや超音波

といった流速計測装置でも算出が可能である優れた指標であることがわかります。加えて、各微小領域における流速から算出ができるため、空間分布を可視化することができます。Fig. 42 は MRI から得られた速度分布（左）とそこから算出した粘性散逸エネルギー損失（右）を可視化した図になります。

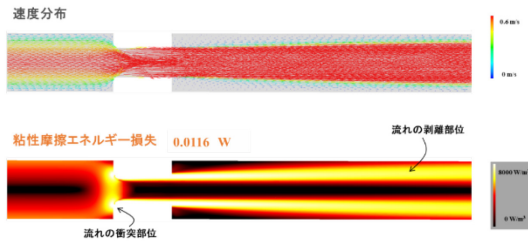


Fig. 41 狭窄部位での流れ場と粘性摩擦エネルギー損失

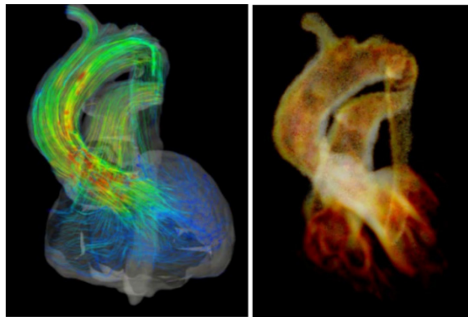


Fig. 42 心臓から大動脈にかけての流線と、エネルギー損失の分布

## 壁面ストレスに関する指標

### 壁面せん断応力 (WSS: Wall Shear Stress)

ある物体の内部に生じる力を表現するものとして、応力というものがあります。血管においてその物体とは血管壁のことを示しており、血管壁の応力を知ることは血管内皮の障害の原因を知る上で重要となります。この応力は一般的にはテンソルという形をとっており、一概に大きさはこれくらいである、といった書き方はできません。

一方で、この応力は Fig. 43 のように垂直応力とせん断応力という2つの構成要素によって記述することもできます。垂直応力とは、物体の面に対して法線方向の応力の大きさを、せん断応力はそれ以外の方向に作用する応力を表しています。血流解析においてこの外力に相当するのが、血液が血管壁を押し、つまり血圧になります。これにより生じる応力は、固体力学を利用した構造解析で算出が可能ですが、せん断応力に関しては剛体壁面を仮定すると流体力学のみからでも算出が可能です。このように流体力学から算出されるものを、壁面せん断応力 (WSS: wall shear stress) といいます。この WSS は動脈硬化の発生や進展、動脈瘤の成長に起因するのではと考えられており<sup>27,28</sup>、血流解析研究において頻出する指標になっています。

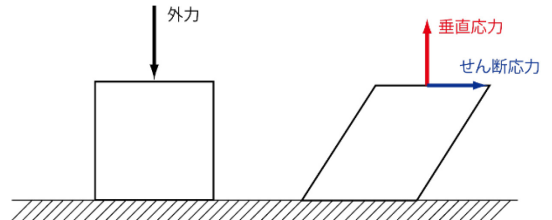


Fig. 43 物体に生じる垂直応力とせん断応力

WSS は、その算出方法により「ある瞬間のある場所での値」を算出することが可能な指標です。そのため、その時間平均 (TAWSS: time-averaged WSS) や時間変化 (TWSSG: temporal WSS gradient)、空間変化 (SWSSG: spatial WSS gradient) を計算することができます。

### 解析手法による WSS の違いについて

WSS の算出に必要なのは、血液の粘性と、壁面周辺の速度勾配になります。Fig. 44 は簡易的な速度勾配の計算方向を図示したものになります。壁面の流速は 0 になるため、勾配を決定付ける重要な値は、壁面から一番近い点の流速になります。流速プロファイルは Fig. 44 上のように非線形的な形をしており、徐々に勾配がゆるくなっていく形をしています。そのため、勾配を計算する点が遠くなると理論的な速度勾配から大きく異なった値を出すことになります。一方で十分近い点を取れば信頼できる値を算出できることになります。CFD では、壁面

からの距離を細かく設定できるため、信頼できる WSS の値を算出することができます。一方で実測モダリティ（MRI や超音波）の場合、解像度が決まっているため、壁面からの距離を決めることができません。そのため、MRI や超音波計測の可視化では、補間やその他の工夫をして算出する必要があります。それが「WSS は CFD では妥当な値を算出できる」という理由になっています。ただし、MRI で取れる WSS には信頼性がない、というわけではなく、空間的な相対値に関しては十分な議論ができる指標になっています。

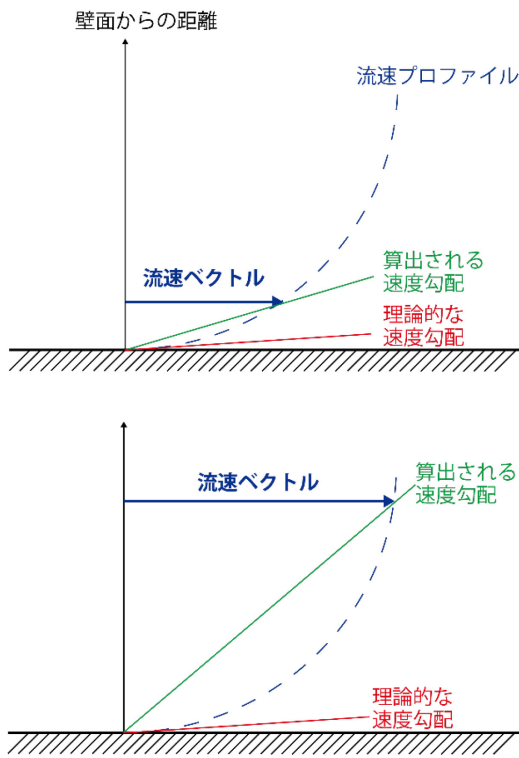


Fig. 44 壁面からのサンプル点の違いによる速度勾配の変化 (簡易的な速度勾配の算出)

## OSI (Oscillatory Shear Index)

OSI (oscillatory shear index) とは、WSS の方向がある時間内（血流解析では 1 拍動内）で変化する度合い

を表しており、WSS の時間変化による「ゆらぎ」を定量化したものになります。OSI は 0~0.5 の値を取る指標で、0.5 に近いほど 1 心拍内での WSS の変動が高く、0 に近いほど WSS が常に一方方向にかかっていることを示します。OSI が高い場所では内皮細胞で活性酸素を産生するという報告があり血管内皮病変の進行に影響を与える可能性があります。Fig. 45 は OSI が高くなるときの例を示しています。通常血管内では、収縮期に順行性の流れになり、拡張期では逆行する流れになります。その際に図中のプラークのような障害物が存在すると、そこで渦が生じ、一定方向の流れにならなくなるため、OSI が高くなります。

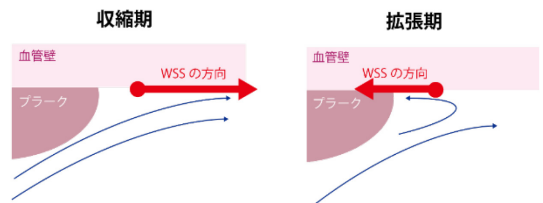


Fig. 45 OSI が高いときの例。収縮期では順行性の流れだが、拡張期では逆行する血流が現れる。プラークのような障害物が存在する場合には、WSS が拍動内で変化することを意味するため、OSI が高くなる

## 渦に関する指標

渦は正常左室における流れの方向をスムーズにターンさせたり、バルサルバ洞で形成される弁を閉鎖させた冠動脈への血流を導いたり、生体内で合目的性をもって存在する渦があります。一方で、乱流と呼ばれるさまざまなスケールで無秩序に発生する渦流（うねりを伴う渦で eddy と呼ばれる）などの良い捉え方をされない渦流も存在しています。渦流の様相は血流動態を特徴づける大きな要素となっているのです。以下では、渦を定量化する数学的な指標について述べていきます。

## 渦度 (Vorticity)

渦度 (vorticity) は、速度ベクトルの旋回の存在とその強さを定量化する指標であり、気象学においても古く

から大局的な気象状況を見通すために使われてきました。

ある点における流れの方向に対して、どう旋回しているのか、を示しているため、Fig. 46 の上のような状態は渦度の大きさが0になります。一方で、渦度が0でない場合というのは、Fig. 46 の下のように流速に空間分布が存在し、物体が旋回してしまい状態です。したがって、渦度が0でない場合は渦の存在を表し、その大きさは旋回の強さを表すこととなります。三次元の場合、渦度はベクトルとして算出されます。どういう現象を表しているのかという視覚的な理解は困難です。

一方で二次元の場合、渦度はスカラー量で現れるため、渦の状態把握が容易です。例えば、Fig. 47 は流線と渦度を表しており、流線によって渦の存在が把握できる一方で、渦度の値によって渦の向きを知ることができます。図では右を+x 方向、上を+y 方向を示しています。そのため、渦度が負の場合（青色）は右巻き、正の場合（赤色）は左巻きの渦を表しています。

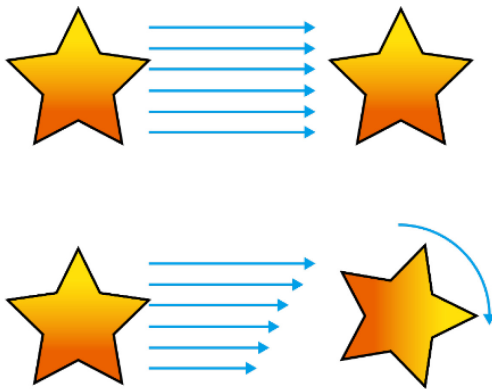


Fig. 46 星がまっすぐ流れる場合（上）と、回転しながら流れていく様子（下）

## 循環 (Circulation)

循環 (circulation) は渦度の強さを表す指標です。循環は渦度ベクトルの面積分で表される指標であるため、渦

度ベクトルが大きいと循環も大きくなりますし、積分する面積（渦を決定づける閉曲線）が大きくても循環は大きくなります。つまり渦自体の強さ、もしくは渦の大きさを示す指標となります。

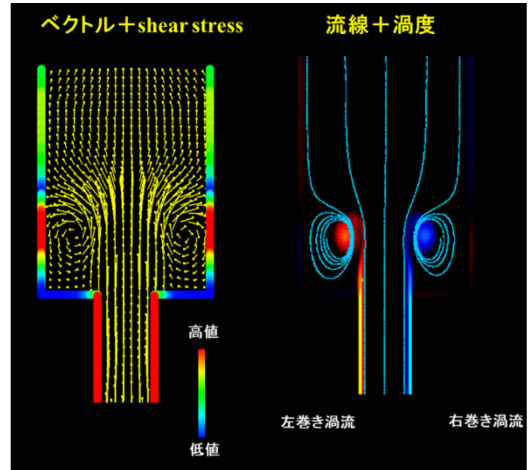


Fig. 47 二次元流れ場における流速ベクトルと壁面せん断応力（左）、流線と渦度（中央）、エネルギー損失（右）

## Helicity

Helicity は、螺旋流を評価する指標です。定義としては渦度と流速を利用し、すべての領域で積分したもので、きれいな螺旋を描く流れだと Helicity は小さく、乱れた流れになると Helicity は高くなります。ただし、比較的きれいな螺旋流であっても、その分流速が高ければ Helicity は高い値をとります。そのため、収縮期には比較的高い値を取りやすいですが、それが全て悪い螺旋流であるとは限りません。こういった流れ場が存在しているのか、観察しながら評価する必要があります。

一方で、もし回転が流れ方向に対して時計回りなら正の値、反時計回りなら負の値をとります。拍動のように流れ方向が瞬間で変わるような場面では難しい指標ですが、収縮期に限定してみると流れの方向がわかりやすいため、Helicity での可視化もわかりやすくなります。

# Appendix1: 数式で表す流体力学

本章では、これまで出てきた指標の数式表現だけでなく、流体力学で利用される数式についても記述します。どういった定義のもとで、これまでの可視化画像が作られているのかを数式を交えながら説明していきます。数学的でとても難しい章になりますので、数学が好きで理解したい方向けに記述しております。各指標については「[解析指標の紹介 \(p. 22\)](#)」にも記載しておりますので、そちらを主に参照されると良いかと思います。

## 支配方程式

支配方程式とは、流体に限らず、ある現象を表す方程式全般を指します。ここでは血液などが対象である、非圧縮性流体の支配方程式について記述します。非圧縮性流体とは、流体の密度が一定のものを指す用語で、我々の身近な流体现象（部屋の空気の循環や、水中の流れなど）はこれに属されます。逆に圧縮性流体は、車のエンジンのピストン内ガスや、マッハを超える速度の流体など、特殊な状況を表すものです。今回対象とする非圧縮性流体の支配方程式は、Navier-Stokes 方程式と、連続の式があります。

**非圧縮性の Navier-Stokes 方程式**は、時間 $t$ を用いて以下のように示すことができます。

$$\rho \left( \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \nabla \cdot (\mathbf{u} \otimes \mathbf{u}) - \mathbf{f} \right) - \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} = 0$$

ここで $\rho$ は密度、 $\mathbf{u}$ は流速、 $\nabla$ は空間微分演算子、 $\otimes$ はテンソル積、 $\mathbf{f}$ は外力、 $\boldsymbol{\sigma}$ はコーシー応力テンソルを示しています。太字はベクトル、もしくはテンソルを表しており、 $\mathbf{u}, \nabla, \mathbf{f}, \mathbf{0}$ はベクトル、 $\boldsymbol{\sigma}$ はテンソルになります。密度が一定の非圧縮性流体の場合には、最初の時間微分項から密度 $\rho$ を取り出せるため、上記のような表記になります。ここに、質量保存を意味する**連続の式**を加えます。

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0$$

簡易的な式に見えますが、これは密度が時間変化も空間変化にも影響を受けず一定であり、流体の発散のみを記述する形に集約することができるためです。空間微分

演算子の $\nabla$ はあまり見慣れない演算子かもしれません。

ベクトルなので、三次元の場合 $(\partial/\partial x \ \partial/\partial y \ \partial/\partial z)$ という成分を持ちます。

では、この連続の式を例に書き下してみます。上の式は、下のように書き換えることができます。

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = \frac{\partial u_x}{\partial x} + \frac{\partial u_y}{\partial y} + \frac{\partial u_z}{\partial z}$$

ベクトル同士の内積はスカラーになり、これは各方向の速度成分をその各方向で微分して足し合わせることを意味します。これが速度の発散であり、速度の発散がゼロというのは、急に流体が消えたり、または湧き出したりしない、ということの意味をしています。また、血液のように粘性が一定であるニュートン流体を仮定すると、Navier-Stokes 方程式は以下のように簡略化できます。

$$\rho \left( \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u} - \mathbf{f} \right) + \nabla p - \mu \Delta \mathbf{u} = 0$$

ここで $p$ は圧力、 $\mu$ は粘性係数、 $\Delta$ はラプラシアンと言い、 $\nabla \cdot \nabla$ もしくは $\nabla^2$ で表されます。これが流体を記述する支配方程式であり、CFD ではこれを満たすような流速、圧力を求めています。

## 境界条件

流体が流れるドメインを決定し、支配方程式を適用するだけでは計算はできません。というのも、そのドメインの外からどれくらいエネルギーが流入するのかわからなければ解くことができないからです。そこで空間の境界には速度もしくは表面力といった**境界条件**が設定されます。速度を与える境界条件を、**基本境界条件**もしくは

ディリクレ (Dirichlet) 境界条件といい、表面力を与える境界条件を、自然境界条件もしくはノイマン (Neumann) 境界条件といいます。前述の支配方程式において未知数が流速で、ベクトル形式であったため、境界条件もベクトルである必要があります。

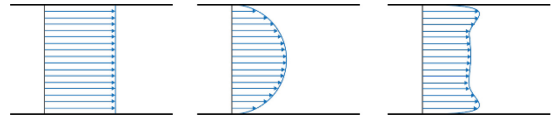


Fig. 48 流速プロファイルの例

## ディリクレ境界条件

ここでは血流解析で使われる境界条件について記述します。ディリクレ境界条件では、境界 $\Gamma$ における流速を $\mathbf{u}_\Gamma$ とすると、以下のように設定します。

$$\mathbf{u}_\Gamma = \mathbf{v}$$

このように未知数に直接流速 $\mathbf{v}$ を当てはめるような条件となります。例えば流量を境界条件に与えたい場合には、流入部にある点すべてに流速を与えるように変換する必要があります。この変換には流れのプロファイルを規定しないとはいけません。プロファイルとは Fig. 48 のように流れ場に平面を規定した際にその面を通過する流速ベクトルを形で表現したものです。一番容易なのは左の一樣流ですが、壁面では流速の大きさはゼロになるはずですので、現象としては起こり得ないプロファイルになります。中央はハーゲン・ポアズイユ流れといい、定常流が十分発達するとこのような流れになることが知られています。拍動流になると右のような形をとります。拍動の状況によって細かい変化があり、これは Womersley 数という値で変化することが知られています。血液の場合、拍動しているからといって右のような形を取るとは限りません。実際の解析では、発達した流れを模擬するために、しばしば流入部を延長して一樣流を流し、発達した流れが対象領域に入るように調整することもあります。

ディリクレ境界条件は値を決めるため、方程式を解く上ではなくてはならない条件ですが、すべての境界で設定してしまうとうまく計算ができません。どこかに逃げ道 (ノイマン境界条件) がないと、保存則と境界条件どちらも満たすことは難しいからです。

## ノイマン境界条件

ノイマン境界条件とは、未知数を直接指定していたディリクレ境界条件とは異なり、値の勾配を決める境界条件となります。例えば 100 と 80 という値の差は 20 で、同じ区間において 40 と 20 という差も 20 である場合にはどちらも同じ勾配となります。このように勾配での設定は絶対値での設定よりも緩やかな設定であることが伺えます。ただし、流入境界条件においてこのような設定をしてしまうと、対象領域にどれくらいのエネルギーが流入するのかがわからないため、保存則を満たすことが難しくなり、容易に発散もしくは出てくる解に保証がありません。適切な位置に境界条件を設定することは、経験や計算工学的な知見が必要であることはこのことから伺えます。定式化は以下のようにされます。

$$\boldsymbol{\sigma} \cdot \mathbf{n} = \mathbf{h}$$

$\mathbf{h}$  は表面力であり、 $\mathbf{n}$  は境界面における単位法線ベクトルです。血流解析ではしばしば以下のように変換されます。

$$\boldsymbol{\sigma} \cdot \mathbf{n} = p\mathbf{n}$$

この $p$ を境界条件として組み込むか、圧較差の $\nabla p$ として組み込みます。


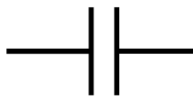

## 境界条件の実装：Lumped Parameter Model

前述のように境界条件には流量や圧力を用いられま。しかし実際の生体では様々な要素が複雑に影響しあって流量や圧が調整されており、条件を決定するためには工夫が必要です。例えば大動脈弓を解析するとき、その血流は心臓や末梢の血管や血管症とエネルギーのやり



取りが行われており、それらの挙動も計算する必要があります。流れを知りたいのは大動脈弓だけですので、その他の器官の計算はできる限り省略したいと思います。lumped parameter モデルは計算したいドメイン以外をごくごく単純な電気回路としてモデル化することで、簡便に循環器の閉回路をシミュレーションする方法です。電流を血流量に、電圧を血圧と考え、全身の循環器をパーツごとに抵抗やコンデンサ、コイルなどといった電気部品で置き換えてモデル化するという方法です。

数値流体解析では3次元の計算を行います。lumped parameter モデルは0次元のモデルです。この2つを組み合わせるために、lumped parameter モデルに流量を入力すると、圧力が計算されて出力され境界条件として使用されるということを毎反復計算ごとに行うというのが lumped parameter model を使った計算手法です。

<p>抵抗器</p> 	<p><b>血管抵抗：</b></p> <p>血流量が大きいほど圧力が上がる。</p>
<p>コンデンサ</p> 	<p><b>コンプライアンス：</b></p> <p>血圧上昇時に血管の容量が増え、下がった時に減る。</p>
<p>コイル</p> 	<p><b>慣性力：</b></p> <p>血圧が変化しても流量を保ち続ける。</p>

## 流体の指標

### レイノルズ数

流体力学を勉強しはじめると、はじめの方に出てくるのがレイノルズ数です。レイノルズ数 $Re$ は流体の性質を

示す無次元数です。流れの代表速度を $U$ 、代表長さを $L$ 、動粘性係数を $\nu$ とすると、以下のように定義されます。

$$Re = \frac{UL}{\nu} = \frac{\rho UL}{\mu}$$

$\rho$ や $\mu$ は前述の通り密度と粘性係数です。レイノルズ数が大きくなると Navier-Stokes 方程式は乱流解となります。一般的に、レイノルズ数が小さいと層流、2,300–4000 では層流・乱流どちらも起こり得る遷移区間であり、それ以上では乱流であると言われていています。血流のような管内流れの場合、代表長さは血管径を用います。参考に、大動脈内流れのレイノルズ数を計算してみます。平均流速を1.0 m/s、血管径を20 mm、血液密度を1,060 kg/m<sup>3</sup>、粘性係数を0.004 Pa·sとすると、5,300となります。収縮期や拡張期での流速や、15 mm~25 mm程度の血管径など値に幅があるため、一般的に大動脈内血流のレイノルズ数は1,000~10,000程度と言われていています。そのため、一概に乱流である、ということができないのが血流です。レイノルズ数が同じであると、同じ流体的な性質であると言えるために、しばしば実験ではこのレイノルズ数に合わせてスケール変換がなされます。例えば、大きな航空機の実験にはそれなりの設備が必要ですが、小さな実験設備でも、レイノルズ数を揃えて実験をすれば同じような結果を得ることができます。

### 流線

「解析指標の紹介 (p. 22)」では流線とはどういうものか、どういった可視化ができるか、に着目して解説を行いました。本項では、数学的な定義について解説します。流線が開始点から終点まで $s$ というパラメータで変化する位置だと定義します。すると $\mathbf{x}_s(s)$ のように書くことができます。これは $s$ の変化に応じて位置 $\mathbf{x}_s$ が変化することを意味している関数型のベクトルです。下付き添字の $s$ は、streamlineの略です。始点では $\mathbf{x}_s(0)$ と書くことができます。この流線の接ベクトルは位置ベクトルをパラメータ $s$ で微分して得ることができ、 $d\mathbf{x}_s(s)/ds$ のように書くことができます。すると位置 $\mathbf{x}_s(s)$ における流速 $\mathbf{u}(\mathbf{x}_s(s))$ とその接線の関係を以下のように書くことができます。

$$\frac{d\mathbf{x}_s(s)}{ds} \times \mathbf{u}(\mathbf{x}_s(s)) = 0$$

ここで $\mathbf{x}$ はベクトルの外積を表しており、ゼロベクトルになる、ということは2つのベクトル（流線の接線と流速ベクトル）は同じ方向を向いていることを意味します。つまりこの式が流速ベクトルをつないで流線にすることそのものを示しています。

## 位置ベクトルについて

位置ベクトル、と当たり前のように位置をベクトルだと書いていますが、見慣れない方は位置と言えば点Pを思い浮かべるかもしれません。点であればベクトルではないように思えますが、位置も $x, y, z$ という3構成素を持っており、原点からのベクトルであるとみなすことができます。また、連続体力学の本分野では一般に太字の $\mathbf{x}$ を位置ベクトルと置くことが多いです。本冊子では流線の位置ベクトルを $\mathbf{x}_s$ とおき、その他の位置ベクトルとはこの下付き添字 $s$ で区別しています。

## 流跡線

流跡線は一つの粒子がどのように流れていくかを表す線だと前述しました。流跡線も時間 $t$ によって変化する位置ベクトル $\mathbf{x}_p(t)$ とみなすことができます。Pはpathlinesの略です。この流跡線の接ベクトルは位置ベクトルをパラメータ $t$ で微分して得ることができ、 $d\mathbf{x}_p(t)/dt$ のように書くことができます。この接ベクトルから、以下の関係式を書くことができます。

$$\frac{d\mathbf{x}_p(t)}{dt} = \mathbf{u}(\mathbf{x}_p(t), t)$$

これは、流跡線の接ベクトルとその位置の流速が同じことを意味しており、粒子が流体に乗って移動していることがわかります。

## エネルギー損失

エネルギー損失 $EL$ は以下の式で表すことができます。

$$EL = (P_{\text{total}})_{\text{in}} Q_{\text{in}} - (P_{\text{total}})_{\text{out}} Q_{\text{out}}$$

ここで、流量は保存されるため $Q_{\text{in}} = Q_{\text{out}}$ となりますが、計算結果からの算出では以下のように上記式を導出します。

$$EL = \int_{\Gamma} \left( \frac{1}{2} \rho \mathbf{u}^2 + P \right) (\mathbf{u} \cdot \mathbf{n}) d\Gamma_{\text{in}} - \int_{\Gamma} \left( \frac{1}{2} \rho \mathbf{u}^2 + P \right) (\mathbf{u} \cdot \mathbf{n}) d\Gamma_{\text{out}}$$

それぞれの項が入口と出口のエネルギーを表しており、入口面 $\Gamma_{\text{in}}$ と出口面 $\Gamma_{\text{out}}$ での積分形で表されます。（境界面 $\Gamma$ は次元に関係なく境界を示す便利な表記です。二次元の場合には線積分になりますし、三次元の場合には面積分になります。）前述の通り、エネルギー損失は入口面 $\Gamma_{\text{in}}$ と出口 $\Gamma_{\text{out}}$ の全圧と流量をかけ合わせたエネルギーの差で導出します。 $\rho \mathbf{u}^2/2$ は動圧、 $P$ は静圧を表し、足し合わせて全圧を示しています。また、 $\mathbf{n}$ は面における単位法線ベクトルを表しているため、 $\mathbf{u} \cdot \mathbf{n}$ で面に向かって流れる流速になります。これをその面で積分することで流量になります。

## 単位について

ここで上式の単位について考えてみます。式が正しいのか、この値は何を意味しているか、ということを考えるために、単位をみることは大事です。まず密度 $\rho$ は $\text{kg}/\text{m}^3$ 、速度 $\mathbf{u}$ は $\text{m}/\text{s}$ 、静圧 $P$ は $\text{Pa}$ ですが、単位系を揃えるために $\text{kg}/(\text{m} \cdot \text{s}^2)$ とします。法線 $\mathbf{n}$ に単位は無いため、 $\mathbf{u} \cdot \mathbf{n}$ は $\text{m}/\text{s}$ になります。最後に $d\Gamma$ は微小面積ですので $\text{m}^2$ です。では、これに基づいてエネルギー損失の単位を算出してみます。

$$\left( \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \frac{\text{m}^2}{\text{s}^2} + \frac{\text{kg}}{\text{m} \cdot \text{s}^2} \right) \frac{\text{m}}{\text{s}} \text{m}^2 = \frac{\text{kg} \cdot \text{m}^2}{\text{s}^3} = W = J/\text{s}$$

このようにエネルギー損失の単位を計算することができました。単位が合っていないと足し算も成り立たないため、全圧を計算している括弧の中も妥当な式であることが伺えます。このように単位を変換しながら理解を深めていくことができます。

では、流速から求めるエネルギー損失についても以下に示します。

$$EL = \int_{\Omega} \frac{1}{2} \mu \sum \left( \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right)^2 d\Omega$$

この算出に必要なのは粘性係数 $\mu$ と流速 $\mathbf{u}$ の勾配、そしてそれを領域 $\Omega$ （領域 $\Omega$ は次元に関係なく領域を示す便利な表記です。二次元の場合には面積分になりますし、三次元の場合には体積積分になります）で積分することでエネルギー損失を得ることができます。この式を理解する上で、インデックス表記というものを新たに知る必要があります。最初の式では $i$ や $j$ で書き表していました。この数字をインデックスと言います。三次元の場合、 $i, j = 1, 2, 3$ という風にそれぞれ1~3まで繰り返します。以下は、三次元の例です。

$$EL = \int_{\Omega} \frac{1}{2} \mu$$

$$\sum \begin{pmatrix} \left( \frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \frac{\partial u_1}{\partial x_1} \right)^2 & \left( \frac{\partial u_1}{\partial x_2} + \frac{\partial u_2}{\partial x_1} \right)^2 & \left( \frac{\partial u_1}{\partial x_3} + \frac{\partial u_3}{\partial x_1} \right)^2 \\ \left( \frac{\partial u_2}{\partial x_1} + \frac{\partial u_1}{\partial x_2} \right)^2 & \left( \frac{\partial u_2}{\partial x_2} + \frac{\partial u_2}{\partial x_2} \right)^2 & \left( \frac{\partial u_2}{\partial x_3} + \frac{\partial u_3}{\partial x_2} \right)^2 \\ \left( \frac{\partial u_3}{\partial x_1} + \frac{\partial u_1}{\partial x_3} \right)^2 & \left( \frac{\partial u_3}{\partial x_2} + \frac{\partial u_2}{\partial x_3} \right)^2 & \left( \frac{\partial u_3}{\partial x_3} + \frac{\partial u_3}{\partial x_3} \right)^2 \end{pmatrix} d\Omega$$

このように、実は行列で表記されるものであったことがわかります。では添字の数字はどんな意味をもつのでしょうか。まず流速は、 $\mathbf{u} = (u_x \ u_y \ u_z)$ のように成分表記ができます。ここで $u_x$ は流速のx方向成分、 $u_y$ はy方向成分、 $u_z$ はz方向成分を表しています。また、位置ベクトルも $\mathbf{x} = (x \ y \ z)$ という成分表記ができます。したがって、 $\mathbf{u}$ の1つ目の成分は $u_x$ 、 $\mathbf{x}$ の2つ目の成分は $y$ という風に、数字で成分の位置を指定することができます。したがって先程の式は以下のように書き換えられます。

$$EL = \int_{\Omega} \frac{1}{2} \mu$$

$$\sum \begin{pmatrix} \left( 2 \frac{\partial u_x}{\partial x} \right)^2 & \left( \frac{\partial u_x}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial x} \right)^2 & \left( \frac{\partial u_x}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial x} \right)^2 \\ \left( \frac{\partial u_y}{\partial x} + \frac{\partial u_x}{\partial y} \right)^2 & \left( 2 \frac{\partial u_y}{\partial y} \right)^2 & \left( \frac{\partial u_y}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial y} \right)^2 \\ \left( \frac{\partial u_z}{\partial x} + \frac{\partial u_x}{\partial z} \right)^2 & \left( \frac{\partial u_z}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial z} \right)^2 & \left( 2 \frac{\partial u_z}{\partial z} \right)^2 \end{pmatrix} d\Omega$$

ここまで書き下すと、手計算での理解がしやすくなりました。これを $\Sigma$ に則って行列要素すべて足し合わせ、その後領域で積分すると計算が完了します。インデックス表記の利点は、表記を短くできるだけでなく、次元の違いにも対応できる点にあります。いわゆる一般化がしやすい表記ということになります。また、プログラミングではインデックスを使つての操作のほうが圧倒的に記述しやすいです。手計算とパソコン上で異なった表記を持つことは、一見わかりづらそうですが、それぞれに利便性をもった表記法です。さて、最後に上の式の二次元版も示します。

$$EL = \int_{\Omega} \frac{1}{2} \mu \sum \begin{pmatrix} \left( 2 \frac{\partial u_x}{\partial x} \right)^2 & \left( \frac{\partial u_x}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial x} \right)^2 \\ \left( \frac{\partial u_y}{\partial x} + \frac{\partial u_x}{\partial y} \right)^2 & \left( 2 \frac{\partial u_y}{\partial y} \right)^2 \end{pmatrix} d\Omega$$

## 壁面せん断応力

WSS ベクトル $\boldsymbol{\tau}$ は壁周辺の速度勾配を用いることで算出できます。

$$\boldsymbol{\tau} = \mu \frac{\partial(\mathbf{u} - (\mathbf{u} \cdot \mathbf{n}_y)\mathbf{n}_y)}{\partial y}$$

ここで $y$ は壁に垂直な座標系、 $\mathbf{n}_y$ は $y$ 方向の壁に対する法線です。被微分項は、壁に対して水平な速度成分を取り出すために垂直方向成分を引いています。したがって、壁から離れていくにつれて壁に沿う流速がどれくらい高くなっていくのかを示す勾配を表しています。これに粘性係数をかけることでWSSベクトルを計算しています。WSSをスカラー量で出したい場合には、WSSベクトルのノルムを取ります。

$$WSS = \|\boldsymbol{\tau}\|$$

ノルムはベクトルの大きさを取る作用素です。

## OSI

OSIはWSSのゆらぎを表しているため、時間に関する式になります。

$$OSI = \frac{1}{2} \left( 1 - \frac{\tau^{NM}}{\tau^{MN}} \right)$$

ここで $\tau^{NM}$ と $\tau^{MN}$ の添字である NM と MN はそれぞれ、平均値のノルム (norm of the mean) とノルムの平均値 (mean of the norm) という意味があります。以下にその定義を示します。

$$\tau^{NM} = \frac{1}{T} \left\| \int_0^T \tau dt \right\|$$

$$\tau^{MN} = \frac{1}{T} \int_0^T \|\tau\| dt$$

ここで、 $T$  は心拍周期です。

## 渦度

渦度ベクトル $\omega$ は、空間勾配と流速ベクトルの外積で示すことができます。

$$\omega = \nabla \times \mathbf{u}$$

二次元の場合、ベクトルの向きは必ず z 方向を向くため、方向の要素を排除してスカラーとして扱うことができます。

## 循環

循環  $C$  は渦度ベクトルの面積分で算出されます。

$$C = \int_{\Gamma} \omega \cdot \mathbf{nd}\Gamma$$

ここでは Circulation の頭文字を取って  $C$  と名付けていますが、参考書によっては  $\Gamma$  を利用するものも多く見られます。本書では  $\Gamma$  を面境界として扱っているため、異なるものであることをご理解ください。

## Helicity

Helicity  $H$  は以下のように算出されます。

$$H = \int_{\Omega} \mathbf{u} \cdot \omega d\Omega$$

領域で積分する形になっていますが、局所の流れをみるために直接  $\mathbf{u} \cdot \omega$  を計算し可視化することもあります。

## Appendix2: 論文紹介

血流解析を行う上で参考になる可能性がある文献のリストです。Cardio Flow Design 社の技術に関係深い論文を中心にリストを作成しています。弊社 HP (<https://cfid.life/casereview>) でも続々と論文の紹介を行っていますので、ぜひご参照ください。

### 総説

論文	概要
Itatani K, Yamagishi M, Maeda Y, et al. Adult Congenital Heart Surgery as a Novel Specialty in Thoracic Surgery; Perioperative Patient Management and Surgical Procedures. <i>Kyobu Geka</i> . 2019;72(4):297-305.	成人先天性心疾患での 4D Imaging を駆使した新しい手術適応やプロセスの決定、周術期管理を行う方法が紹介されています。
Itatani K, Miyazaki S, Furusawa T, et al. New imaging tools in cardiovascular medicine: computational fluid dynamics and 4D flow MRI. <i>Gen Thorac Cardiovasc Surg</i> . 2017;65(11):611-621. doi:10.1007/s11748-017-0834-5	4D Flow, CFD, VFM などの血流解析技術についての総説です。代表的な血流イメージングのモダリティの基本やその応用方法について論じられています。
Itatani K, Yamagishi M, Yaku H. Role of Blood Flow Imaging in Treating Congenital Heart Disease in Clinical Practice. <i>Pediatr Cardiol Card Surg</i> . 2017;33(5):371-384. doi:10.9794/jspccs.33.371	先天性心疾患における 4D Flow, VFM, CFD の応用についての総説です。流体力学の基本的なことから、各モダリティが担う役割、使い分けなどについて詳しく述べられています。日本語の文献です。

## 4D Flow MRI

論文	概要
Morichi H, Itatani K, Yamazaki S, et al. Influences of Mitral Annuloplasty on Left Ventricular Flow Dynamics Assessed with 4D flow MRI. <i>J Thorac Cardiovasc Surg</i> . Published online 2020. doi:10.1016/j.jtcvs.2020.04.127	僧帽弁修復においてLVのエネルギー損失や渦流、大動脈の血流に及ぼす影響を4D Flowから計測した論文です。僧帽弁修復後心内には健常者と異なった渦流パターンが発生することや、弁輪のサイズと患者サイズのバランスが、エネルギー損失の悪化を招くことが報告されています。
Takigami M, Itatani K, Nakanishi N, et al. Evaluation using a four-dimensional imaging tool before and after pulmonary valve replacement in a patient with tetralogy of Fallot: A case report. <i>J Med Case Rep</i> . 2019;13(1). doi:10.1186/s13256-018-1964-9	ファロー四徴症の再手術前後での血行動態の変化を解析した症例報告です。エネルギー損失や心係数などMRIから計測することで病態を総合的に評価することで、再手術の指針を決める上での4D Flow MRIの有用性を述べています。
Fujita S, Yamagishi M, Miyazaki T, et al. Hemodynamics Assessment with Four-Dimensional Flow MRI for a Case of Total Cavopulmonary Connection with Extracardiac Conduit Kinking and Protein-Losing Enteropathy. <i>Pediatr Cardiol Card Surg</i> . 2018;34(4):197-204. doi:10.9794/jspccs.34.197	TCPC患者の病態把握を4D Flow MRIの血流解析から行った症例報告です。上大静脈や下大静脈の流量、血流の乱れ、WSS、エネルギー損失など4D Flow MRIから得られる最大限の情報を使い、病態との関係を丹念に解釈しており、4D Flow MRI解析を臨床につなげるための参考になる報告です。
Takei Y, Itatani K, Miyazaki S, Shibasaki I, Fukuda H. Four-dimensional flow magnetic resonance imaging analysis before and after thoracic endovascular aortic repair of chronic type B aortic dissection. <i>Interact Cardiovasc Thorac Surg</i> . 2019;28(3):413-420. doi:10.1093/icvts/ivy271	4D Flow MRIにより大動脈解離の加療前後のエントリ流量、偽腔流量を計測し、エントリ閉鎖が血行動態に与える影響を報告しています。
Shibata M, Itatani K, Hayashi T, et al. Flow Energy Loss as a Predictive Parameter for Right Ventricular Deterioration Caused by Pulmonary Regurgitation After Tetralogy of Fallot Repair. <i>Pediatr Cardiol</i> . 2018;39(4):731-742. doi:10.1007/s00246-018-1813-z	ファロー四徴症においてVFMと2D Cine PCMRIを用いて血流解析を行い、エネルギー損失を計測した論文です。RVOTでの血流を評価しており、二次元流のlimitationがあるVFMでも十分な評価が出来、TOFの評価にVFMが有用であることが示されています。
Miyazaki S, Itatani K, Furusawa T, et al. Validation of numerical simulation methods in aortic arch using 4D Flow MRI. <i>Heart Vessels</i> . 2017;32(8):1032-1044. doi:10.1007/s00380-017-0979-2	大動脈の血流解析で、4D Flow MRI、CFDの相互バリデーションを行った報告です。4D Flow MRIの空間分解能の不足やCFDでのモデルの選択がWSSやEnergy Lossに与える影響を検証しています。

## CFD

論文	概要
Miyaji K, Miyazaki S, Itatani K, Oka N, Kitamura T, Horai T. Novel surgical strategy for complicated pulmonary stenosis using haemodynamic analysis based on a virtual operation with numerical flow analysis. <i>Interact Cardiovasc Thorac Surg.</i> 2019;28(5):775-782. doi:10.1093/icvts/ivy326	仮想手術シミュレーションを用いて肺動脈狭窄症の手術方法の最適化を行った報告です。CFDに加え3Dモデリング技術を用いてパッチの設計図を作成する方法を報告しています。
Asada S, Yamagishi M, Itatani K, et al. Early outcomes and computational fluid dynamic analyses of chimney reconstruction in the Norwood procedure. <i>Interact Cardiovasc Thorac Surg.</i> 2019;29(2):252-259. doi:10.1093/icvts/ivz040	HLHSにおいてChimney法によって再建された大動脈の血流をCFDで解析し、血行力学的に乱流が少なく効率がよい手法であることを検証した報告です。
Miyazaki S, Miyaji K, Itatani K, et al. Surgical strategy for aortic arch reconstruction after the Norwood procedure based on numerical flow analysis. <i>Interact Cardiovasc Thorac Surg.</i> 2018;26(3):460-467. doi:10.1093/icvts/ivx332	Norwood手術後の再建大動脈の形状の特徴と血行力学的な特徴の関連をしらべた論文です。
Kato N, Yamagishi M, Itatani K, et al. Effects of blood flow dynamics on autologous pericardial degeneration in reconstructed pulmonary arteries. <i>Interact Cardiovasc Thorac Surg.</i> 2018;26(2):293-300. doi:10.1093/icvts/ivx293	自己心膜と大動脈肺側副動脈で再建された肺動脈においてCFDでWSS,OSIを計測した論文です。
Numata S, Itatani K, Kawajiri H, Yamazaki S, Kanda K, Yaku H. Computational fluid dynamics simulation of the right subclavian artery cannulation. <i>J Thorac Cardiovasc Surg.</i> 2017;154(2):480-487. doi:10.1016/j.jtcvs.2017.02.073	送血管の挿入位置によって変化する大動脈の血流の変化を検証した報告です。上行大動脈、右鎖骨下動脈での送血方法の違いをシミュレーションで計算しています。

論文	概要
Kainuma A, Akiyama K, Naito Y, et al. Energetic performance index improvement after Glenn and Damus-Kaye-Stansel procedure using vector flow mapping analysis: a case report. <i>JA Clin Reports</i> . 2020;6(1). doi:10.1186/s40981-020-0312-4	VFMを用いて Glenn 手術、DKS 吻合術のエネルギー損失を解析した論文です。手術により心負荷が軽減されていることを報告しています。
Hayashi H, Akiyama K, Itatani K, et al. A novel in vivo assessment of fluid dynamics on aortic valve leaflet using epi-aortic echocardiogram. <i>Echocardiography</i> . 2020;37(2):323-330. doi:10.1111/echo.14596	大動脈弁の WSS、OSI を VFM により計測した報告です。CFD や MRI では計測が困難で VFM の有用性が示されています。
Akiyama K, Ji R, Stöhr EJ, et al. Assessment of Wall Shear Stress on the Aortic Valve in Patients with Left Ventricular Assist Device Using Vector Flow Mapping. <i>J Hear Lung Transplant</i> . 2019;38(4):S452. doi:10.1016/j.healun.2019.01.1152	LVAD 移植後の左室を VFM で解析した報告です。移植後に左室、弁尖の WSS、OSI を計測し、Denovo の大動脈弁閉鎖不全が低い WSS に関係している可能性を報告しています。
Akiyama K, Colombo PC, Stöhr EJ, et al. Blood Flow Kinetic Energy of Right Ventricular Outflow Tract: A Marker for Right Ventricular Global Systolic Function. <i>J Hear Lung Transplant</i> . 2019;38(4):S449-S450. doi:10.1016/j.healun.2019.01.1146	LVAD 移植後の RV dysfunction について VFM で計測を行った症例です。エネルギー損失から RV のパフォーマンスが計測されています。
Kinoshita M, Akiyama K, Itatani K, et al. Energetic performance analysis of staged palliative surgery in tricuspid atresia using vector flow mapping. <i>Cardiovasc Ultrasound</i> . 2017;15(1). doi:10.1186/s12947-017-0118-3	VFM を使って BT シャントの術中のエネルギー損失、運動エネルギーを計測した報告です。
Honda T, Itatani K, Takanashi M, et al. Exploring energy loss by vector flow mapping in children with ventricular septal defect: Pathophysiologic significance. <i>Int J Cardiol</i> . 2017;244:143-150. doi:10.1016/j.ijcard.2017.06.035	VFM による小児の解析です。VSD での心室内のエネルギー損失の特性が報告されています。
Akiyama K, Naito Y, Kinoshita M, et al. Flow Energy Loss Evaluation in a Systolic Anterior Motion Case After the Ross Procedure. <i>J Cardiothorac Vasc Anesth</i> . 2017;31(6):2118-2122. doi:10.1053/j.jvca.2017.03.006	VFM で Ross 手術後の血流を解析した報告です。駆出血流と渦流が systolic anterior motion を引き起こすメカニズムや、それがエネルギー損失を増加させていることが述べられています。
Nakashima K, Itatani K, Kitamura T, et al. Energy dynamics of the intraventricular vortex after mitral valve surgery. <i>Heart Vessels</i> . 2017;32(9):1123-1129. doi:10.1007/s00380-017-0967-6	VFM により僧帽弁術後の血流を解析し、手術方法によって渦流の向きが変化しエネルギー損失に影響することが報告されています。
Akiyama K, Nakamura N, Itatani K, et al. Flow-dynamics assessment of mitral-valve surgery by intraoperative vector flow mapping. <i>Interact Cardiovasc Thorac Surg</i> . 2017;24(6):869-875. doi:10.1093/icvts/ivx033	VFM により僧帽弁術後の血流を解析し、弁の角度と渦パターンとエネルギー損失の関連が報告されています。
Akiyama K, Maeda S, Matsuyama T, et al. Vector flow mapping analysis of left ventricular energetic performance in healthy adult volunteers. <i>BMC Cardiovasc Disord</i> . 2017;17(1). doi:10.1186/s12872-016-0444-7	VFM で成人健常者での Energy Loss の基準値を検証した論文です。



## IVPG

論文	概要
<p>Shigemitsu S, Takahashi K, Yazaki K, et al. New insight into the intraventricular pressure gradient as a sensitive indicator of diastolic cardiac dysfunction in patients with childhood cancer after anthracycline therapy. <i>Heart Vessels</i>. 2019;34(6):992-1001. doi:10.1007/s00380-018-01332-7</p>	<p>アントラサイクリン化学療法の心毒性の影響を血行力学的に解析した報告で、左室 IVPG が早期の心毒性の評価に有効であるとしています。現在有力視されている短軸、長軸の Strain 解析と比較しながら IVPG の有用性を述べています。</p>
<p>Takahashi K, Nii M, Takigiku K, et al. Development of suction force during early diastole from the left atrium to the left ventricle in infants, children, and adolescents. <i>Heart Vessels</i>. 2019;34(2):296-306. doi:10.1007/s00380-018-1239-9</p>	<p>IVPG を正常な小児において年齢ごとの IVPG の標準値を決定している論文です。</p>
<p>Yamamoto Y, Takahashi K, Takemoto Y, et al. Evaluation of Myocardial Function According to Early Diastolic Intraventricular Pressure Difference in Fetuses. <i>J Am Soc Echocardiogr</i>. 2017;30(11):1130-1137.e1. doi:10.1016/j.echo.2017.07.013</p>	<p>胎児における IVPG の計測を行った報告です。妊娠の期間や心臓の大きさ、心拍出量との関係など、胎児での IVPG の特徴が述べられています。</p>
<p>Kobayashi M, Takahashi K, Yamada M, et al. Assessment of early diastolic intraventricular pressure gradient in the left ventricle among patients with repaired tetralogy of Fallot. <i>Heart Vessels</i>. 2017;32(11):1364-1374. doi:10.1007/s00380-017-1011-6</p>	<p>IVPG から Fallot 術後の拡張機能のメカニズムを論文です。</p>

## 参考文献

1. Roguin A. Scipione Riva-Rocci and the men behind the mercury sphygmomanometer. *Int J Clin Pract.* 2005;60(1):73-79. doi:10.1111/j.1742-1241.2005.00548.x
2. West JB. Leonardo da Vinci: engineer, bioengineer, anatomist, and artist. *Am J Physiol Cell Mol Physiol.* 2017;312(3):L392-L397. doi:10.1152/ajplung.00378.2016
3. Itatani K. *Advances in Hemodynamics Research.* Nova Science Publishers, Inc.; 2015. <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84956620806&partnerID=40&md5=3fa767f09e58fd32115bb3830c958514>
4. Töger J, Kanski M, Carlsson M, et al. Vortex Ring Formation in the Left Ventricle of the Heart: Analysis by 4D Flow MRI and Lagrangian Coherent Structures. *Ann Biomed Eng.* 2012;40(12):2652-2662. doi:10.1007/s10439-012-0615-3
5. Frydrychowicz A, Berger A, Munoz Del Rio A, et al. Interdependencies of aortic arch secondary flow patterns, geometry, and age analysed by 4-dimensional phase contrast magnetic resonance imaging at 3 Tesla. *Eur Radiol.* 2012;22(5):1122-1130. doi:10.1007/s00330-011-2353-6
6. Katayama S, Umetani N, Sugiura S, Hisada T. The sinus of Valsalva relieves abnormal stress on aortic valve leaflets by facilitating smooth closure. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2008;136(6):1528-1535, 1535.e1. doi:10.1016/j.jtcvs.2008.05.054
7. Kakizaki R, Honda T, Miyazaki S, Itatani K. 右心機能を考えるうえで知っておくべき基本とは? *Hear View.* 2015;19(3):260-267.
8. Pinsky MR. Determinants of pulmonary arterial flow variation during respiration. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol.* 1984;56(5):1237-1245. doi:10.1152/jappl.1984.56.5.1237
9. Tsubata H, Nakanishi N, Itatani K, Ogo T, Yaku H, Matoba S. Pulmonary artery blood flow dynamics in patients with chronic thromboembolic pulmonary hypertension; Analysis by computational fluid dynamics. In: European Respiratory Society (ERS); 2019:PA1435. doi:10.1183/13993003.congress-2019.pa1435
10. Kameneva M V., Burgreen GW, Kono K, Repko B, Antaki JF, Umezumi M. Effects of turbulent stresses upon mechanical hemolysis: Experimental and computational analysis. *ASAIO J.* 2004;50(5):418-423. doi:10.1097/01.MAT.0000136512.36370.B5
11. Nakahara T, Yoshida F. Mechanical effects on rates of hemolysis. *J Biomed Mater Res.* 1986;20(3):363-374. doi:10.1002/jbm.820200308
12. Davies PF, Remuzzi A, Gordon EJ, Dewey CF, Gimbrone MA. Turbulent fluid shear stress induces vascular endothelial cell turnover in vitro. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 1986;83(7):2114-2117. doi:10.1073/pnas.83.7.2114
13. Ito Y, Nakamura S, Sugimoto N, et al. Turbulence Activates Platelet Biogenesis to Enable Clinical Scale Ex Vivo Production. *Cell.* 2018;174(3):636-648.e18. doi:10.1016/j.cell.2018.06.011
14. 立石実, 板谷慶一, 宮崎翔平, et al. 右室流出路再建後遠隔期狭窄における狭窄形態と血流動態からみた重症度評価と治療戦略. Presented at the: 2013.
15. Miyazaki S, Miyaji K, Itatani K, et al. Surgical strategy for aortic arch reconstruction after the Norwood procedure based on numerical flow analysis. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2018;26(3):460-467. doi:10.1093/icvts/ivx332
16. Geiger J, Arnold R, Herzer L, et al. Aortic wall shear stress in Marfan syndrome. *Magn Reson Med.* 2013;70(4):1137-1144. doi:10.1002/mrm.24562
17. Hope T a, Herfkens RJ. Imaging of the thoracic aorta with time-resolved three-dimensional phase-contrast MRI: a review. *Semin Thorac Cardiovasc Surg.* 2008;20(4):358-364. doi:10.1053/j.semctvs.2008.11.013
18. Markl M, Frydrychowicz A, Kozierke S, Hope M, Wieben O. 4D flow MRI. *J Magn Reson Imaging.* 2012;36(5):1015-1036. doi:10.1002/jmri.23632
19. 住谷拓斗, 板谷慶一, 中村匡徳. 仮想ドブラデー

- タによる3次元的VFMの実現に向けた計算方法の検討. In: 第11回血流会 ; 2019.
20. 板谷慶一. 医学・医療のためのコンピューターシミュレーション技術の開発現場の臨床現場の実情とあり方. 第2回 コンピューターシミュレーション専門部会、独立行政法人 医薬品医療機器総合機構. Published 2020. Accessed August 28, 2020. <https://www.pmda.go.jp/rs-std-jp/subcommittees/0004.html>
  21. Takigami M, Itatani K, Nakanishi N, et al. Evaluation using a four-dimensional imaging tool before and after pulmonary valve replacement in a patient with tetralogy of Fallot: A case report. *J Med Case Rep.* 2019;13(1). doi:10.1186/s13256-018-1964-9
  22. Takei Y, Itatani K, Miyazaki S, Shibasaki I, Fukuda H. Four-dimensional flow magnetic resonance imaging analysis before and after thoracic endovascular aortic repair of chronic type B aortic dissection. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2019;28(3):413-420. doi:10.1093/icvts/ivy271
  23. Miyaji K, Miyazaki S, Itatani K, Oka N, Kitamura T, Horai T. Novel surgical strategy for complicated pulmonary stenosis using haemodynamic analysis based on a virtual operation with numerical flow analysis. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2019;28(5):775-782. doi:10.1093/icvts/ivy326
  24. Miyazaki S, Miyaji K, Itatani K, et al. Surgical strategy for aortic arch reconstruction after the Norwood procedure based on numerical flow analysis. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2018;26(3):460-467. doi:10.1093/icvts/ivx332
  25. Nakashima K, Itatani K, Kitamura T, et al. Energy dynamics of the intraventricular vortex after mitral valve surgery. *Heart Vessels.* 2017;32(9):1123-1129. doi:10.1007/s00380-017-0967-6
  26. Itatani K, Ono M. 血流可視化診断装置、及びプログラム. Published online 2011.
  27. Chatzizisis YS, Coskun AU, Jonas M, Edelman ER, Feldman CL, Stone PH. Role of endothelial shear stress in the natural history of coronary atherosclerosis and vascular remodeling: molecular, cellular, and vascular behavior. *J Am Coll Cardiol.* 2007;49(25):2379-2393. doi:10.1016/j.jacc.2007.02.059
  28. Les AS, Shadden SC, Figueroa CA, et al. Quantification of hemodynamics in abdominal aortic aneurysms during rest and exercise using magnetic resonance imaging and computational fluid dynamics. *Ann Biomed Eng.* 2010;38(4):1288-1313. doi:10.1007/s10439-010-9949-x

## 血流解析のすすめ

---

令和2年 11月20日 第2版発行

---

監修 板谷慶一  
制作 株式会社Cardio Flow Design  
東京都千代田区一番町22-3

---