

完全保存版

血流解析のすすめ



CARDIO FLOW DESIGN

2023 / 7

Vol. 3

Cardio Flow Design

最新技術&事例紹介

4D Flow MRI

大動脈解離、右心疾患での応用

シミュレーション

冠動脈疾患の予後予測
先天性心疾患の仮想手術

Vector Flow Mapping

弁膜症における機械弁・生体弁のもたらず渦

研究に役立つ

血流指標ガイド

関連文献をいち早くチェック

論文リスト&解説



乱流とはなにか？ 渦とは何か？

流体力学でみる血流

血流解析のすすめ

第3版

監修 板谷 慶一
制作 株式会社 Cardio Flow Design



はじめに

本書は血流解析という新しい分野の知見や研究を世界に広め、血流解析を臨床応用できる医師や技術者を増やしていこうというビジョンを持って作成しました。

本邦に限らず、先進国の多くでは狭心症や心筋梗塞に代表される循環器疾患が、がんに次いで死亡率の高い病気となっていますが、驚く事に循環器疾患を定量評価して客観的に評価する方法は未だに確立されていません。

現代医療でも、レントゲン、心電図、エコーなど定量化できない医療画像を医師という人間のブラックボックスを通して診断しており、医師によって診断や評価が異なることを許容しています。

一方で、10年くらいでCTやMRI、エコー等の医療機器が大幅にアップデートされ、またITテクノロジーの進化により心臓や大動脈の中で血液という流体がどのように振る舞っているのかを観測することができるようになり、その情報を診断に活かすことができれば定量評価ができるのではないかと私達は考えて参りました。

血流解析は、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（1452年4月15日～1519年5月2日）が、心臓内に生じる渦血流を描いたことに始まります。

その時代に、人体の内部の渦流を計測する術は、もちろんありませんから、ダ・ヴィンチは、心臓から拍出された血液が、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形状だけで想像していたこととなります（図1）。



図1 レオナルド・ダ・ヴィンチによるバルサルバ洞内の血流のスケッチ（左、中）。バルサルバ洞は、左心室からつながっている大動脈の起始部。右はMRIで捉えた実際の血流

ダ・ヴィンチのような天才以外は形状から流体を想像することなどできませんから、彼のスケッチ以降、心臓の血流が体系的に研究されることはありませんでした。

彼が心臓血流のスケッチを書いたから約300年後の1816年に聴診器の発明、そして1896年に血圧計⁽¹⁾が発明され、このあたりから血管内の情報を医療に役立てようと人類の挑戦が始まりました。1903年の心電図の開発、1914年のレントゲン撮影の発明、1949年の超音波検査の臨床応用と進み、現代医療でも前述の通り循環器疾患の診断や評価はほぼこの聴診器、血圧計、レントゲン、心電図だけで長年行われてきました。

1946年に最初のコンピューターが発明され、徐々にコンピューター技術が医療の世界でも使われるようになってくると、MRIやコンピューターシミュレーションを使った研究が進み、ようやく今、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ったのです。

そこで、私達は上記のアナログ・半アナログな循環器診断方法ではなく、血液の流れを最先端のコンピューター技術を使って定量的に解析しようという試みを2015年に始めました。

血流解析を研究する、血流解析学とは具体的には「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のか」「治療によってどのように血流が改善し、どのような治療効果が期待できるか」といった研究です。

心臓内部の血液は、健常者であっても複雑な渦血流を認め、その渦血流も個人差があるなど非常に評価が難しいものでしたが、スーパーコンピューターを利用するなどテクノロジーを駆使して、心臓疾患それぞれが特徴的な異常乱流を引き起こし、心臓の機能に大きな影響を与えているということについて医学研究を通して示して来ました。

本書では血流の基礎知識から、最先端の医療技術、医学研究まで、なるべく平易に紹介しました。ご紹介した血流解析の内容が、皆様の医学に対する好奇心を刺激し、明日の医学研究を切り拓く原動力になることを心から願っています。

また、循環器疾患を流体から診断し、治療計画を立てるといった新しい概念が広まり、多くの皆様が血流解析のメリットを享受できる未来と一緒に創造してくださればこれ以上の喜びはございません。

2023年7月吉日 西野 輝泰

1章 流体力学からみる血流

1. 血流解析でわかった血液の流れ

・ 心臓の構造を知ろう	7.
・ 左心室の血流	8.
・ 左心房の血流	9.
・ 大動脈の血流	10.
・ 右心房と右心室の血流	11.
・ 肺動脈の血流	12.
・ 左心系と右心系の特徴	13.

2. 心臓、血管内で起こる乱流

・ 乱流とは何か	15.
・ 乱流のメリット	15.
・ レイノルズ数とは	17.
・ 渦流発生のメカニズム	18.

3. 血圧と血流の関係

・ 圧較差とは何か	19.
① 狭窄によるエネルギー損失	20.
② 血管壁への衝突によるエネルギー損失	21.
③ 血管の屈曲によるエネルギー損失	21.
・ 流体がもつ静圧と動圧	22.

2章 血流解析の手法

1. 血流解析の3つの方法	24.
2. 数値流体解析 (CFD) - 流体の挙動をシミュレーション	25.
・ 強みと注意点 / 活用例 / 解析に必要なデータ	
3. 4D Flow MRI - 3次元の血流情報を実測	26.
・ 強みと注意点 / 解析に必要なデータ	
4. 超音波計測 - 実測データから内圧較差を計算	27.
・ 強みと注意点 / 活用例 / 解析に必要なデータ	

3章 血流解析の事例

1. 仮想手術シミュレーション（バルサルバ瘤）	
• 血流解析から問題点を明らかに-----	31.
• 仮想手術で人工血管の再建を選択-----	31.
2. 血流解析によって治療指針を選択（TOF 術後の肺動脈弁逆流）	
• 4D Flow MRI から統合的なデータを取得-----	32.
3. 加療前後の 4D Flow MRI 血流解析（慢性大動脈解離）	
• TEVAR 後の経時的な偽腔血流変化を実測-----	33.
• Primary entry 閉鎖で偽腔内の血行動態が大きく変化-----	34.
4. 肺動脈形成術の手術設計（先天性心疾患）	
• 仮想手術でパッチの形状をデザイン-----	35.
• シミュレーションどおりの手術が実現-----	36.
5. 大動脈形成による血行再建（先天性心疾患）	
• 大動脈再再建の手順を ELI と WSS から決める-----	36.
• 仮想手術で術前・術後の変化を確認-----	37.
6. 僧帽弁手術後の心内渦流を VFM で評価（機械弁と生体弁）	
• 渦流の様相によってパフォーマンスが変化する-----	38.
• 渦の向きでエネルギー効率はどう変わるのか-----	39.

4章 血流解析に役立つさまざまな指標

1. 流速ベクトルは基本の指標	
• ベクトルがわかれば全体の流れがわかる-----	40.
• 流れを可視化する方法①【流線】-----	40.
• 流れを可視化する方法②【流跡線】-----	41.
2. エネルギー損失（EL）	
• 心臓の拍動エネルギーを損失させるものとは-----	42.
• EL の計算には圧力の情報が欠かせない-----	42.

3. 壁面せん断応力 (WSS)	
• WSS は動脈硬化や動脈瘤の発見につながる	44.
• 信頼できる WSS 値を求めるには	45.
• 時間変化のゆらぎを定量化する OSI	45.
4. 渦に関する3つの指標	
• 目的のある渦と、無秩序なよくない渦	46.
• 渦の指標①【渦度】	46.
• 渦の指標②【循環】	47.
• 渦の指標③【Helicity】	48.
【付録1】 数式で表す流体力学	49.
【付録2】 論文紹介	55.
【参考文献】	60.

1章 流体力学からみる血流

1. 血流解析でわかった血液の流れ

心臓の構造を知ろう

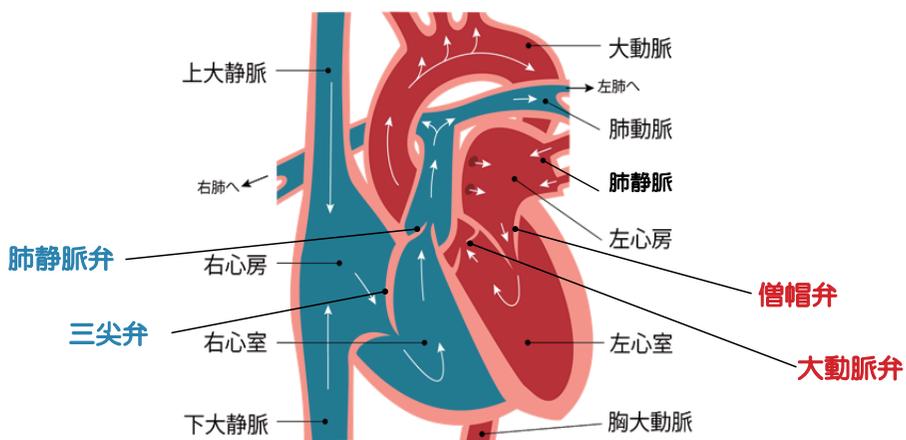
4つの部屋には血液の逆流防止弁がついている

心臓は、「右心房」「右心室」「左心房」「左心室」の4つの部屋に分かれており、それぞれが一定のリズムで収縮と弛緩を繰り返し、全身に血液を送りだしています。

左心室は、酸素をたくさん含んだ赤い動脈血を全身に送ります。左心室から拍出された血液は、180度以上にカーブした「大動脈」を通り、下半身に向かいます。

全身に酸素を運搬し終わった静脈血は、上大静脈から右心房に流れ込みます。そして、右心室から肺へ血液が送られ、酸素をたくさん取り込んだあと、2本の「肺静脈」を経て左心房に戻ります。

左右の心室には、血液が逆流しないように、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」が存在します。右心室には入り口に「三尖弁」、出口に「肺静脈弁」があります。



心臓の4つの部屋と逆流防止弁 (* 右手側を右心室と呼ぶ)

左心室の
血流

僧帽弁の周りにドーナツ状の渦流が形成される

左右の心室には、血液を吸い込む「**拡張期**」と、血液を送り出す「**収縮期**」があります。

拡張期に僧帽弁が解放されると、左心室に血液が流入します。左心室に入った血液は、いったん 180 度旋回した後、収縮期に大動脈弁が解放され、全身に駆出されます。

さらに詳しく血液の流れをたどっていくと、拡張初期に僧帽弁から血流が流入したとき、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ています。

実際に 3 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います。これは vortex ring と呼ばれています⁽²⁾。

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**されます。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送りだされます。

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

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送りだ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。

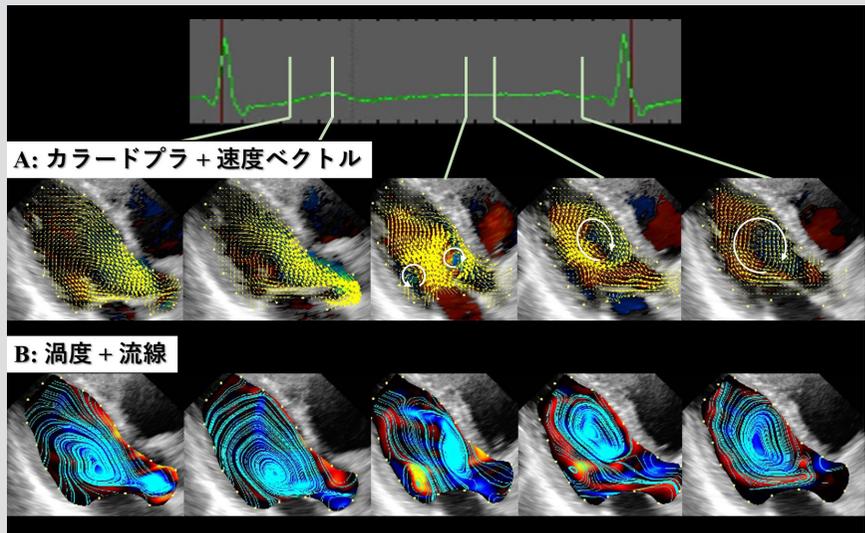


図2 超音波 VFM (vector flow mapping) を使って可視化した左心室内の渦流

急速流入期

緩徐流入期

駆出期

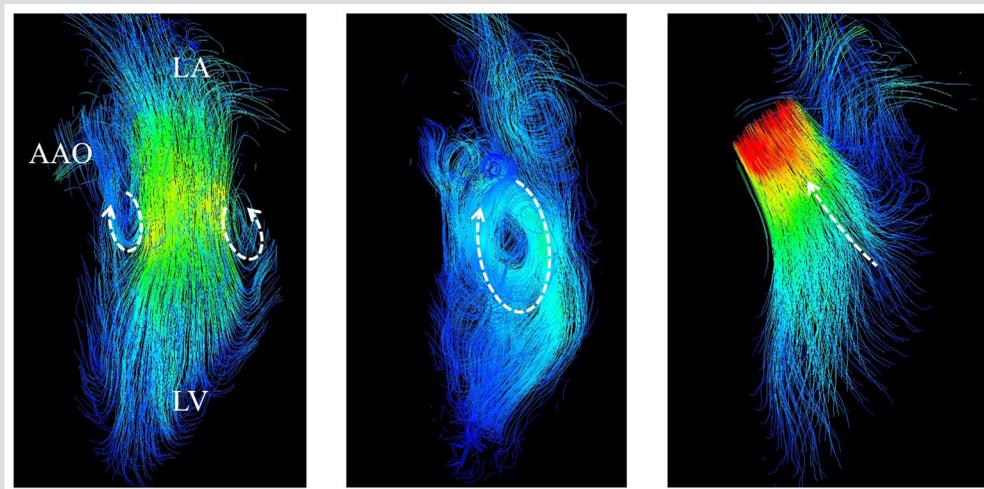


図3 4D Flow MRIによって可視化された左心室内の血流。流入期にはドーナツ状の渦流がはっきりと観測できる

左心房の 血流

僧帽弁の開閉によって渦流から直線流に変化する

左心房は、「リザーバー機能」「導管機能」「プースターポンプ機能」の3つの役割をもち、左心房の圧上昇を抑制しつつ、左心室に血液が常に充満するようにしています。

リザーバー機能とは、左心室の収縮期に僧帽弁が開くまで、血液の容量を調整してためておき、流入量を維持する機能です。

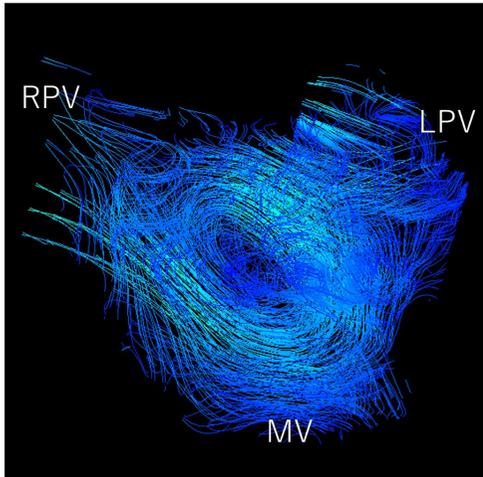
導管機能とは、肺静脈から僧帽弁を通じて左心室へ受動的に血液を流入させる、流路としての機能です。

プースターポンプ機能は、左心房が収縮することによって、能動的に血液を左心室へ送る機能です。

僧帽弁が閉じる瞬間に発生したわずかな逆流は、左右の肺静脈の流れとぶつかり合うことによって、図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、この渦流に沿って肺静脈血は流入を続けます。そして、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。

僧帽弁閉鎖時



僧帽弁解放時

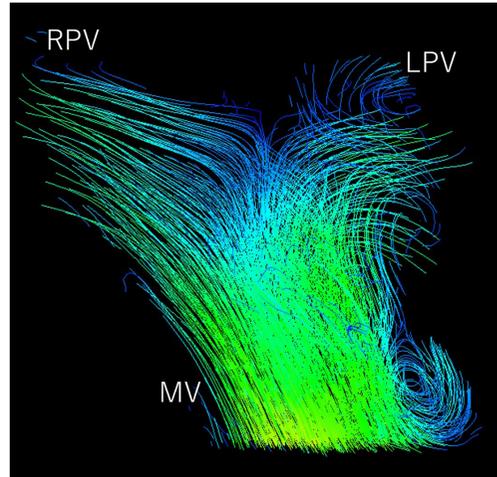


図4 4D Flow MRI によって可視化された左心房内の血流

大動脈の 血流

大きなカーブが2つの渦流を出現させる

大動脈は、左心室から拍出された血液が最初に通る管で、左心室から上向きに送りだされた血流を180度以上カーブさせて下半身の血管に送ります。

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、大きな弾性を持ち、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。このらせん流は、大動脈弓の左側に湾曲した形状と、左心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⁽³⁾。

バルサルバ洞内では、開放した弁尖に沿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⁽⁴⁾もあります。

図5は健常者の血流を4D Flow MRIで解析したものです。上行大動脈では2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2次流れが形成され、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2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。

そして、カーブが3次元的に背中方向にも湾曲し始めると、片方の2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2次流れは慣性によって回転を続けます。

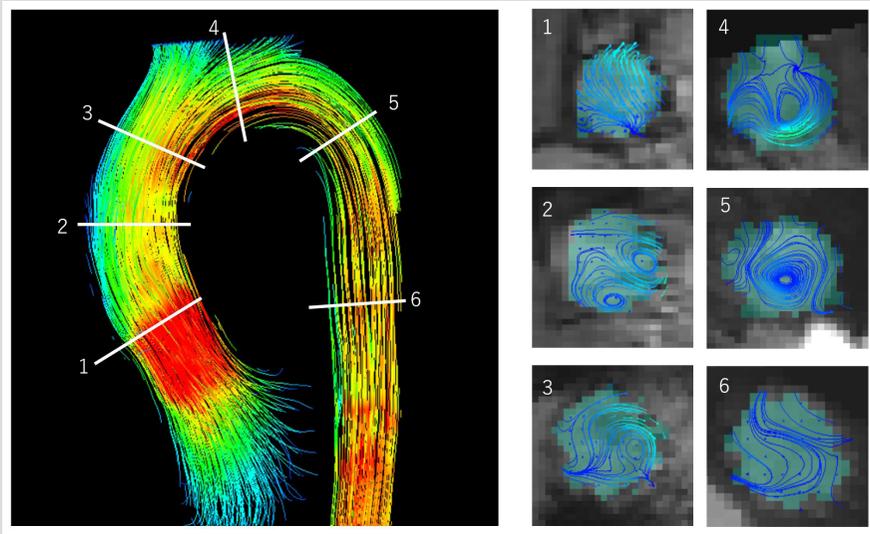


図5 4D Flow MRIによって可視化された大動脈内の血流

右心房と
右心室の
血流

左心系とは異なる特徴的な流れを示す

肺循環を担う右心系は、左心系とは異なる流れを示します。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って渦を巻きます。

急速流入期には、この回転の力を保ったまま右心室方向へ推進力が加わり、らせん流として右心室へ流入します⁽⁵⁾。

図6は健常者の右心系の血流です。右心房から右心室へ向かうらせん流が、右心室の自由壁を前方にストレッチすることで、やわらかく右心室に流入している様相が読み取れます。駆出期には、このらせん状の構造は消失し、流線は直線的に肺動脈へ送りだされます⁽⁵⁾。

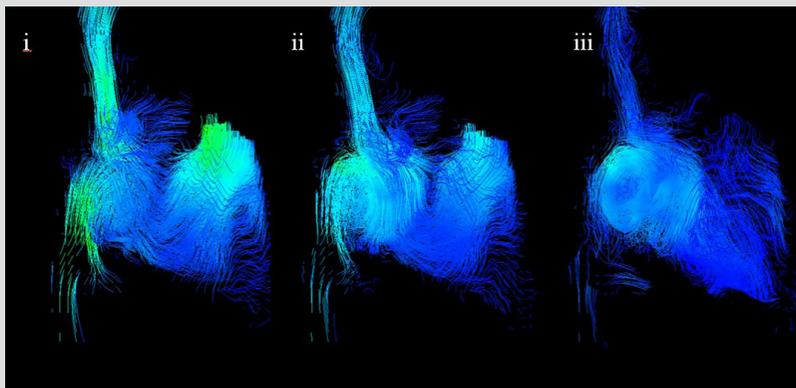


図6 4D Flow MRIによって可視化された右心房と右心室内の血流

肺動脈の 血流

左右肺動脈の分岐部の角度が流れに影響する

肺動脈は、右心室から肺へ血液を送る血管です。広大な毛細血管床を有し、左心系の動脈と比べると、かかる圧力は10分の1程度で、薄い血管壁が特徴です。

右心室の拍動に加えて、呼吸による肺毛細血管床の膨張も、その循環に影響しているといわれます⁽⁶⁾。

健全な主肺動脈では、図7のように直線的で乱れの少ない流れが形成されます。肺動脈は、大動脈に比べて湾曲が小さいために、2次流れは小さく、流線の絡みは少なくなります。

右心室の収縮末期には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、流れが剥離して渦流が発生します。

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⁽⁷⁾、渦流の残存時間も長くなることが報告されています。

右肺動脈は、主肺動脈となす角度が大きいため、分岐部に衝突した血流が、図8のようにらせんを描きながら末梢に流れていきます。

一方で、左肺動脈は分岐部で衝突せずに、主肺動脈から直線的に末梢へ流れていくため、流線の絡みは相対的に小さくなります。

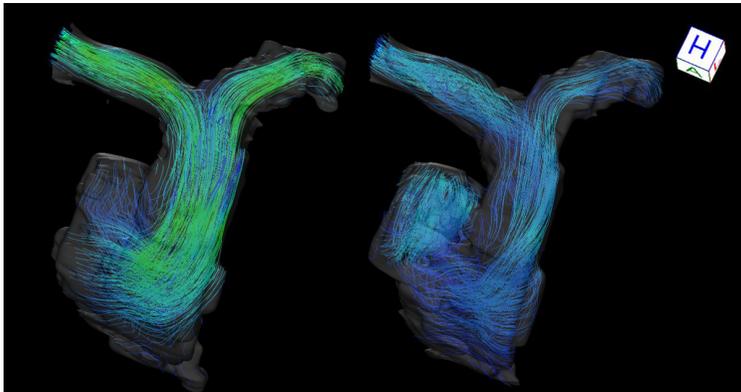


図7 4D Flow MRIによって可視化された右心室および肺動脈の血流

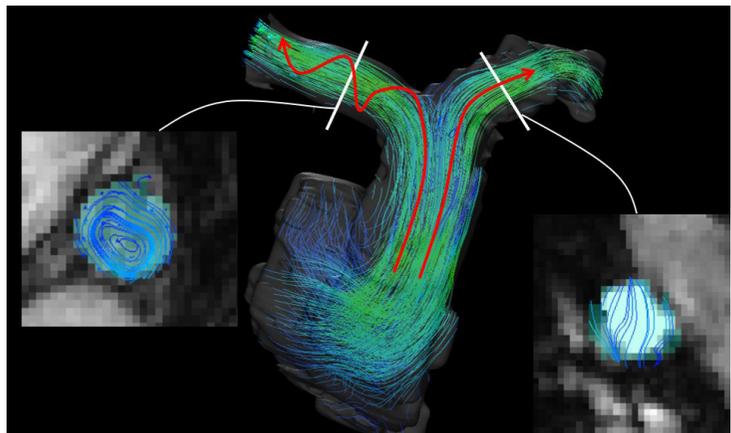


図8 主肺動脈から左右肺動脈への分岐部の流れ。分岐の角度によって、渦流の様相

左心系と
右心系の
特徴

左心室の弾力性は右心室の約5倍！

体循環を行う左心室と、肺循環を行う右心室は、求められる性能に差があり、その特徴はそれぞれの物性値にも表れています。表1に、各部位における慣性力、弾性力、抵抗、コンプライアンス（膨張性）をまとめました。

表1 左心系と右心室の特性値

	慣性力（血管） [mmHg・s ² /mL]	弾性力（心室） [mmHg/mL]	抵抗 [mmHg s/L]	コンプライアンス [mL/mmHg]
左心室	-	5.480	-	0.182
大動脈	18.00	-	198.8	6.120×10 ⁻²
細動脈 - 毛細血管	1.130	-	3.511×10 ³	5.350×10 ⁻³
細静脈	0.290	-	322.3	0.310
上下大動脈	4.730	-	82.70	4.079
右心室	-	1.300	-	0.769
肺動脈	4.120	-	28.40	0.274
肺細動脈	-	-	416.9	4.080×10 ⁻²
肺細静脈	-	-	11.00	0.888

左心室は、僧帽弁から流れこんだ血流を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、循環させるには大きな力が必要です。

こうした負荷を効率的にこなすために、左心系は全体としてバネのような弾性力を持ち、慣性力に優れています。そして、血管内に力をためることで、大きな抵抗に拮抗して循環を行っているといえます。

右心室は、左心室とは対照的に、リザーバーとしての役割が主です。肺循環は体循環に比べて血管抵抗が圧倒的に小さく、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。

流体力学との出会い、心臓手術との出会い

尖った学生時代だった。

数学や物理の偏差値で受験を突破する医学生は当時珍しくなかった。

「医は算術ではなく仁述だ」などと言う大人たちを胡散臭く感じ、「社会の役に立ったら負け」くらいに思っていた僕は、大学在学中に数学書や物理学書を読み漁った。

現象を理論で説明する物理学と完全無矛盾な理論を追求する数学との conflict を面白く感じていた。医学部では遺伝子や疾患ガイドラインの膨大な詰め込み教育がなされ、統一理論を目指す場の量子論とどうしてこうもサイエンスとしてスタンスが異なるのか理解に苦しんでいた。

学生実習で Fontan 手術を受けた単心室症のこどもを受け持った時が転機だった。まだ幼い子が何度も手術を受け、不可思議な血行動態にたどり着いていた。が、自動車のエンジンですら綿密な設計図を描く時代に、人間の命の要である心臓を計算も設計もしないのかと知り何とかしなければならぬと強く思った。遺伝子や統計学に任せていても解決しない問題だろうと感じ、非線形非保存系の物理学である流体力学と徹底的に向き合う覚悟をした。

十年後、Fontan 手術の人工血管径や肺動脈径の数値計算結果が胸部外科国際学会で注目された。しかし実測ではないという批判も強く、超音波や MRI での血流可視化法の構築に向かった。見たこともない美しい動画より、「理想的な血流とは何か」だけが自分の興味関心で、命を救えない学問には価値がないとも思っていた。

その後、先天性心疾患遠隔期の報告もエビデンスもない患者たちと数多く出会った。開発してきた血流解析以外に確かに治療指針の立たない、出会うべくして出会った患者たちだった。その手術術式に今世紀数学の未解決問題の一つである流体力学の唯一解の存在を見た気がして、それを実践した。そこに患者とともに生きる医療であり学問があった。

臨床医学はサイエンスであり、その基盤は広く、血流解析はその frame of reference の一つであると思う。

板谷 慶一 MD, PhD.

2. 心臓、血管内で起こる乱流

乱流とは何か

水でも空気でも乱流は至るところで起こる

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いいます。

図9の焼き鳥の煙のように、乱流は身近な至るところに存在します。例えば、エアコンや扇風機から出る風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。

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、あるときから表面に乱れが生じるようになります。流速が小さく層流だった流れが、乱流に移り変わるのです。

血管の中では、弁膜症や狭窄病変においては、加速した血流が乱流となっているといわれています。健常者でも、収縮期の大動脈の血流は乱流になると考えられています。



図9 調理中の煙も乱流になりやすい

乱流のメリット

流体を効率よく混ぜ合わせる効果がある

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になります。これが、心臓への負荷になる場合があります。

乱流によって、血流のも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うえでデメリットになるのです。大動脈弁狭窄で生じる雑音は、乱流によるものと考えられています。

しかし、乱流はデメリットではありません。乱流には、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、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。

図10のように、ある臓器から流れる血液が左右の出口に向かう場合にも、乱流が、効率よく血液と混ぜ合わせる効果をもっています。

他にも、さまざまな現象において、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で、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⁽⁸⁾。また、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⁽⁹⁾。

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 (shear stress) が DNA 合成を促進し、内皮細胞のターンオーバーを促進させると報告しています⁽¹⁰⁾。

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⁽¹¹⁾。

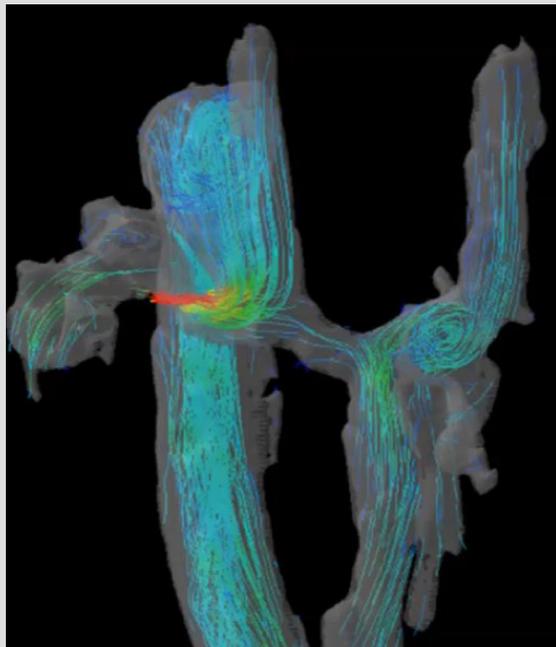


図 10 4D Flow MRI によって可視化された Fontan 循環
乱流は hepatic factor を混合する役割をもつことがわかる

レイノルズ数とは

慣性力と粘性のバランスから乱流の度合いを評価

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起こります。

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が「レイノルズ数」です。分母が粘性、分子が慣性を表します

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

慣性力
血液の密度・流速・血管径

粘性

粘性に比べて慣性が高いほどレイノルズ数は大きくなり、2000 から 2300 程度で乱流になることが知られています。

図 11 は、大動脈に流入する血液のレイノルズ数を示しています。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。

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、さまざまな要因が複合して発生します。例えば大動脈の弁尖は血流の中で障害物であり、乱流を生じる一端になっています。

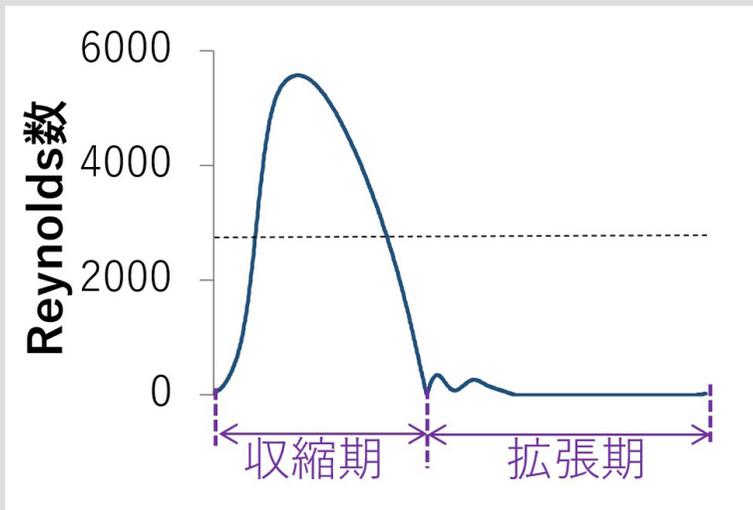


図 11 大動脈内のレイノルズ数。左心室の収縮期に 2000 を超えて乱流域に突入し、拡張期には 0 に近くなる

渦流発生 のメカニズム

流れの速度差が渦流を発生させる

乱流は渦から成り立っています。乱流の中には大小さまざまな渦流が発生しますが、乱流のエネルギーが大きいほど渦は小さくなります。

それは、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は、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、乱流をシミュレーションする場合の指標の一つになります。

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、実測で見ることはできません。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ます。スーパーコンピュータを使っても計算が難しいため、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。

渦流を発生させるのは「速度差」です。壁や障害物などによって、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。

図 12 はそれを模式的に表した例です。急に広い管径に出ると、空間内に速度差を生じ、左右に描かれたような渦が生じます。

心臓内や血管内には、拍動ごとに同じ構造をもつ渦が現れます。これらは、いずれも速度差によって生じているものです。

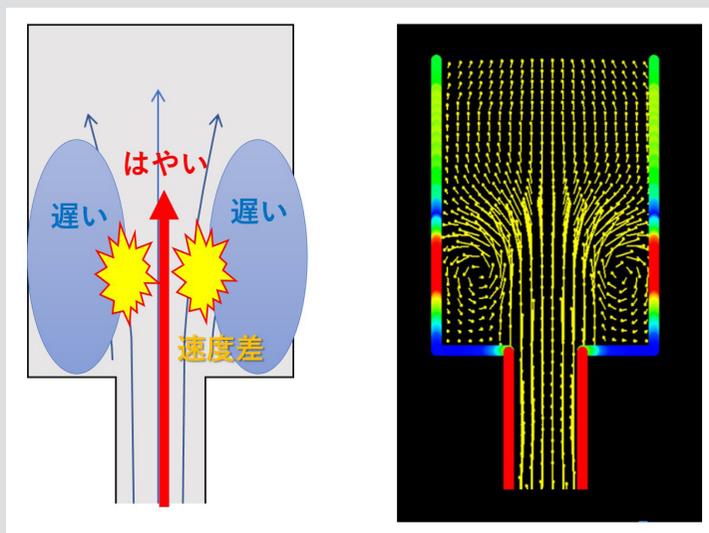


図 12 管径が急に変わるところでは、速度差が起きるために渦が発生する

3. 血圧と血流の関係

圧較差とは何か

乱流で起こる血液の摩擦が心臓に負荷をかける

粘性の大きな血液を血管に流すには、それに打ち勝つだけの大きな駆動力が必要になります。

駆動力となるのは、心拍動が血流に与える血圧です。血圧は、血流が内包するエネルギーであるといえます。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。しかし、図 13 のように、大動脈弁疾患などで圧較差が発生すると、その分を左心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。

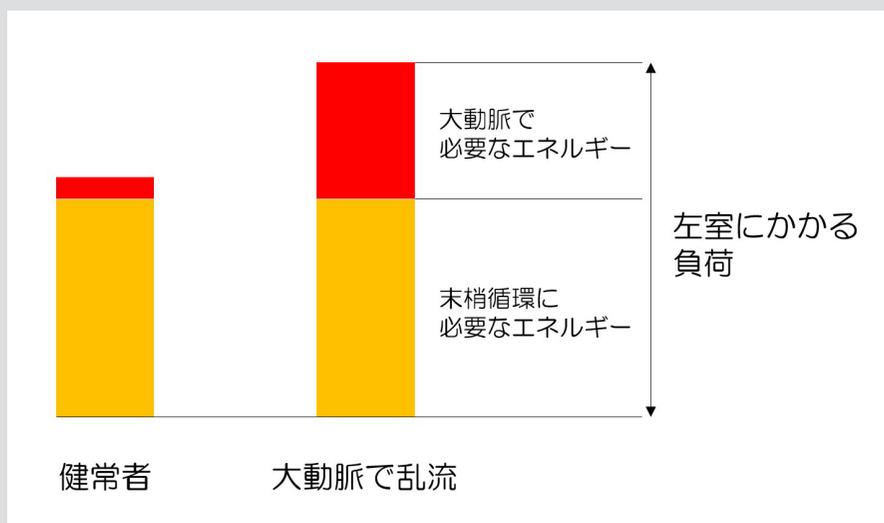


図 13 大動脈の乱流による余分な圧較差が、左心室にかかる負荷を増大させる

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り、圧エネルギーを損失させているのです。

摩擦は血流の速度差によって起こりますので、渦や乱流と圧損失は、密接な関係があります。次から、エネルギー損失を起こす原因ごとに、流れを見ていきましょう。

①狭窄によるエネルギー損失

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、圧較差で評価されます。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、圧較差は異なることがあります。その場合は、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。

例えば図 14 の上、チューブ型の狭窄と、下のテーパ型狭窄では、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からです⁽¹²⁾。

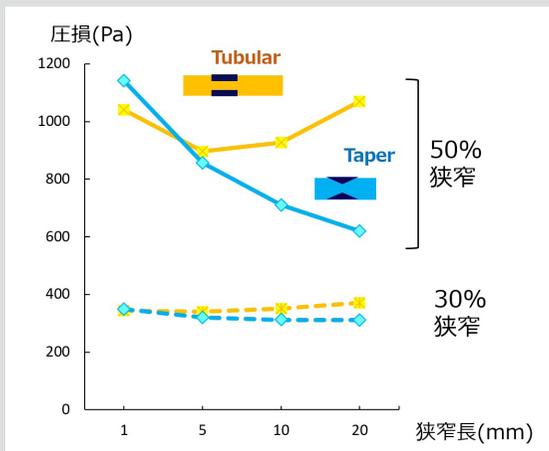


図 14 狭窄の形の違い（上：チューブ型、下：テーパ型）による圧較差の変化

全圧 (total pressure) とは

圧力（厳密には相対的な圧力の値）である「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いわれています。

図 15 は、全圧の損失を狭窄の形別に可視化しています。チューブ型のほうは、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思います。

エネルギー損失は、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ほう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⁽¹²⁾。

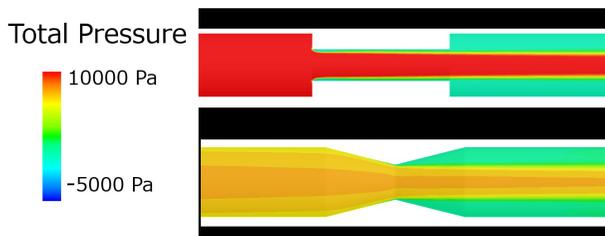


図 15 CFD でチューブ型の狭窄と、テーパ型の狭窄を解析した例
テーパ型（下）は全圧の損失が小さい事がわかる

②血管壁への衝突によるエネルギー損失

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。

図 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。

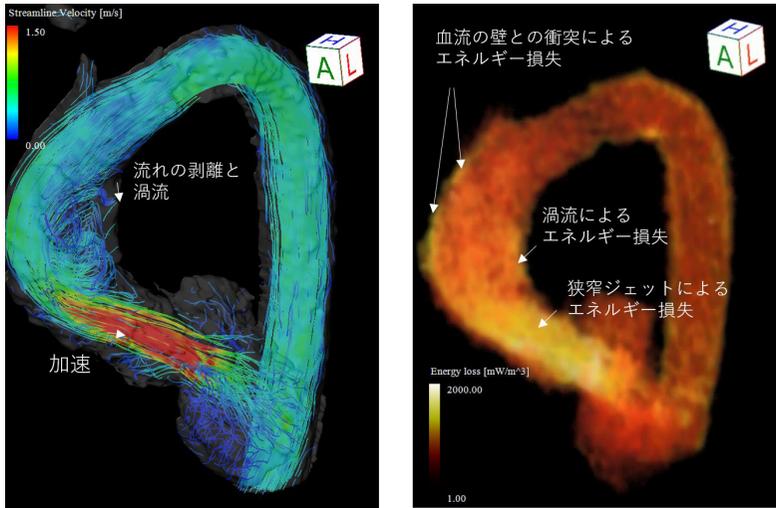


図 16 血流が壁と衝突すると、壁との摩擦によって大きなエネルギー損失が生じる

③血管の屈曲によるエネルギー損失

血管の急な屈曲も、血流が壁に衝突して乱流が生じることで、圧力を損失する原因になります。

図 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す。Energy Loss Index (ELI) とは、エネルギー損失を体表面積で除して指標化したものです。

この結果から、急激なカーブが流れを乱し、損失を大きくすることが示唆されました⁽¹³⁾。

r 曲率
(curvature)
曲線や曲面の曲がり具合を表す量

例えば、半径 r の円周の曲率は $1/r$ であり、曲がり具合がきついほど曲率は大きくなる。

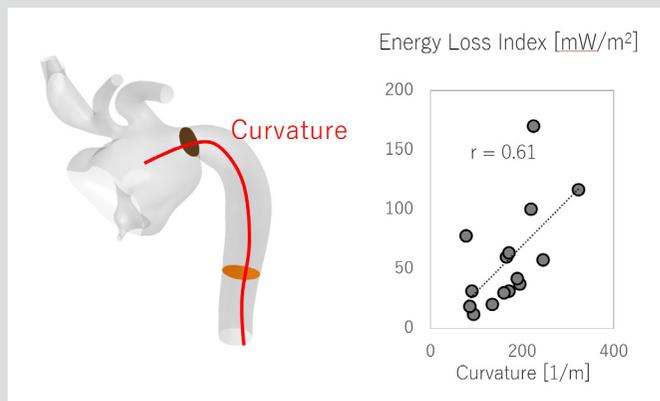


図 17 再建大動脈で、Energy Loss Index (ELI) と大動脈弓の曲率を比較した報告
曲率が急なほどエネルギー損失は大きい

流体が
もつ静圧と
動圧

血管狭窄部では静圧が動圧に変換される

流体が持っている圧には「静圧」と「動圧」の2つがあります。
図 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いいます。例えば車の窓から手を出したり、図 19 のように川の中で押される力は動圧です。



図 18 静圧の例



図 19 動圧の例

Bernoulli's principle (ベルヌーイの定理)

ある流れにおいてエネルギーの損失や供給が無視できるとき、一つの流線上の2点のエネルギーは等しい(保存される)ことを示した定理

粘性のない流体である完全流体のとき成り立つ。

動圧と静圧は、流れの中で互いに交換されます。狭窄部位と交換位置について、図 20 に模式図を示しました。

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ない場合は、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。

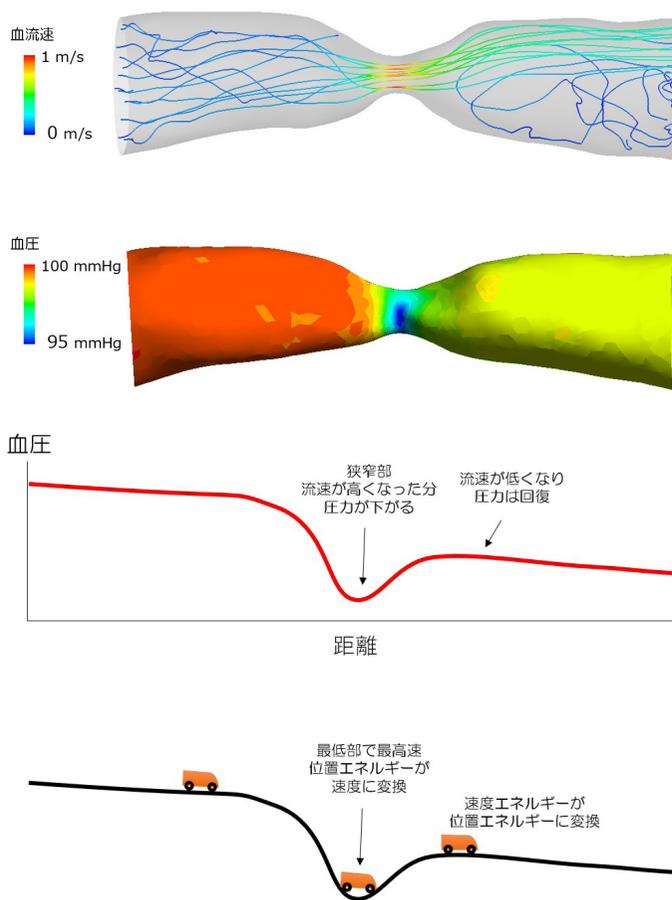


図 20 静圧と動圧は互いに交換されながら流れている

2章 血流解析の手法

1. 血流解析の3つの方法

本章では、**数値流体解析 (CFD: Computational Fluid Dynamics)**、**4D Flow MRI**、**超音波 VFM (Vector Flow Mapping)** の3つの解析手法についてご紹介いたします。

いずれも流線、エネルギー損失、WSS (Wall Shear Stress)、OSI (Oscillatory Index) の観察が可能です。ただし、4D Flow MRI、超音波 VFM は、WSS の精度は低くなります。表2に3つの手法の比較を示しました。解析に必要なデータもご参照ください。

表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*1	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*2	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
流線	○	○	○
エネルギー損失	○	○	○
WSS	○	○ (低精度)	○ (低精度)
OSI	○	○	○
解析に必要なデータ	“造影 CT 体表面積 (小児)”	“4D Flow MRI データ (Multi-Slice SSFP)”	“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ドブラデータ”

- * 1: 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。
- * 2: 上記適応例以外の血管でも、解析が可能な場合もあります。

2. 数値流体解析（CFD）

流体の挙動をシミュレーション

数値流体解析（CFD:Computational Fluid Dynamics）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ことで、全体の流れを把握する手法です（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）。

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。

ただ、誤差がないといっても、それは「設定した問題の範疇で」、という意味です。設定する条件によっては、異なる結果が出ることになります。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です。

活用例

CFD は、1940 年代の天気予報で初めて用いられ、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が飛躍的に向上し、また、さまざまな実用的な計算方法が考案され、今や CFD は物質の流れを把握するうえで、非常に強力なツールとなっています。

図 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、空気抵抗を支配する要素である、機体後方の渦を抑制する取り組みなどがなされています。

実験はコストが高く、時間がかかりすぎるといったリスクがありますが、解析であれば、簡易的に状況を把握できるという利点があります。そのため、CFD はさまざまな産業で、なくてはならないものとなっています。

近年は、工業分野のみならず、医療分野でも CFD の有用性が期待されています。

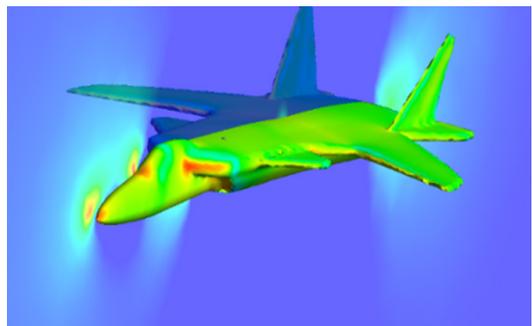


図 21 CFD を利用した工業的な応用例。

航空機周辺の圧勾配を可視化している

解析者
向け

解析に必要なデータ

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、「どんな場所で」というのは対象とする「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くあります。

次に、「どんな流体を」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）は異なってきますが、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」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・流出口に与える流速もしくは圧力であり、「境界条件」といいます。境界条件は、複雑な数式を扱ううえで、近似解を解く必要な指標です。

左心室の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。

境界条件は、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。

3. 4D Flow MRI

3次元空間の血流情報を実測

MRI を利用した血流計測技術は、Phase contrast 法と呼ばれる撮影方法を用いて血流速度分布を計測する技術をはじめとして、今日まで発達してきました。

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⁽¹⁴⁾⁻⁽¹⁶⁾。

図 22 は、この撮像方法によって出力された流速のデータを、コンピュータ上で可視化したもの⁽¹⁷⁾です。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。

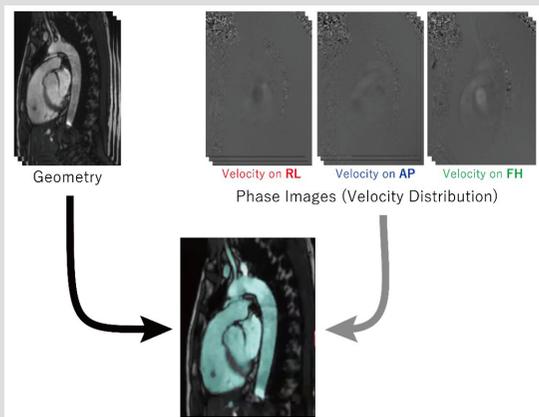


図 22 MRI から得られた形状情報（左上）と 3 方向の流速成分（右上）、これらを組み合わせて決定された適用部分（下）経時的にこうしたデータを取得し、構築することができる

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次元空間で時間を追って撮影するため、撮像時間が長く、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、近年、MRI 装置の性能の向上、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。

解析者
向け

解析に必要なデータ

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。

図 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。

4. 超音波計測

実測データから内圧較差を計算

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）が用いられています。また、新たな方法として、図 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）や、IVPD（Intra Ventricular Pressure Difference）も登場し、循環器診療に新たな視点をもたらしています。

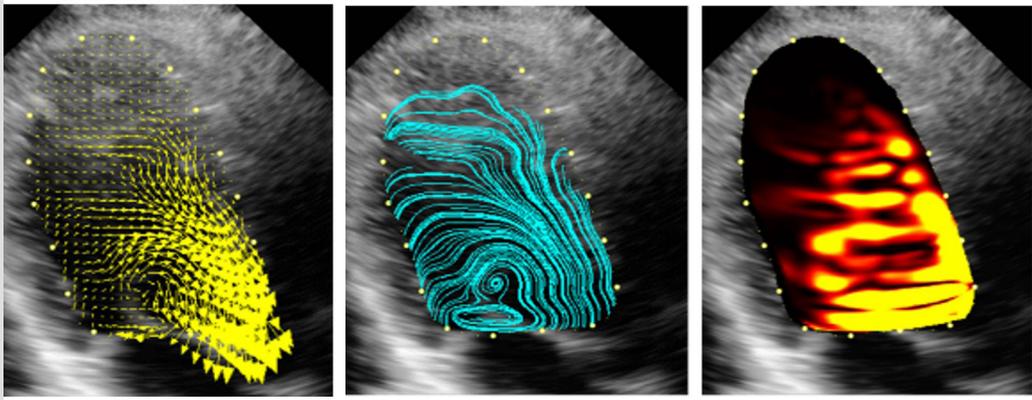


図 23 VFM で可視化された左心室内の流速ベクトル（左）と流線（中央）、エネルギー損失（右）。

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

超音波検査は非侵襲で、外来患者にも適用できます。それを利用した血流解析は、演算の時間と計算負荷も少なく、臨床的に非常に扱いやすい血流解析手法といえます。

一方で、観察範囲が2次元に限定されるため、解析したい対象の流れが2次元断面に入っていないと、正しい評価ができません。

例えば、弁狭窄のジェットのコア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つながります。また、奥行き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、VFMの3次元化の開発が進められており⁽¹⁷⁾、今後の発展に期待ができます。

活用例

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、図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。これは、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は、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) があります。

しかし、心筋の性能をより深く理解するうえでは、左心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を、分けて考える必要があります。

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、どの程度の力で血流を引き込んでいるかが評価できるのです。

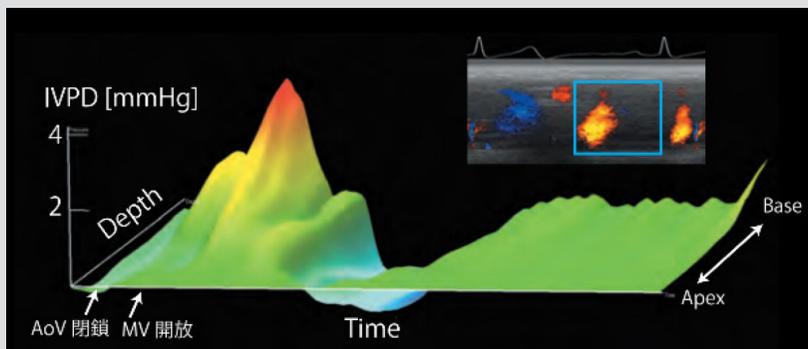


図 24 超音波カラー M モードから計算した左室内の圧較差。横軸は時間を、奥行き方向は心尖部から心基部方向、縦軸が心尖部を基軸とした圧較差を表している

解析者
向け

解析に必要なデータ

超音波計測も、MRIと同様に、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、スペ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、2次元平面上の速度場をソフトウェア上で計算します。この際、必要になるのはカラードプラ画像のみです。

心エコーで心臓の中の渦血流を掘り起こすことを実装したのは13年前、大学院生の最終学年の時だった。当時は計算モデルでしか得られなかった「エネルギー損失」という画期的な指標を、どうにか臨床検査で測る計算式をある時着想し、それをまずは手近なところで当時あったエコーダイナモなるものに適用しようとしたが、ちょうどその頃エコーダイナモの原理そのものに疑義がもたれており、理論的に無矛盾な代替物を作り直す必要があるとされていた。超音波工学の専門家が必ずしも数理理論に長けているわけではないというありがたいことすら、まだ社会も知らず理解できていなかった時分に、僕は後先考える余裕もなくVFM (vector flow mapping) として作り直した。

仕上がったVFMは思いがけない神秘的な渦を次々と提示してくれた。それは時として医療者や研究者を魅了するだけでなく、患者さんにも明瞭な画像を提示した。当然の疑問ではあるが、業界からは「どこからどこまでが渦なのか?」「渦はどう移動しているのか?」「よい渦と悪い渦はどう見分けるのか?」と多くの質問がよせられたが、当時は勝手に寄せられた疑問の数々を荒唐無稽だとすら僕は感じていた。なぜなら「解析学」である流体力学の主張するところでは『渦』は単なる流れの旋回の特徴を現象論的に言及しただけに過ぎず、その辺縁などを定義するものではおおよそなかったからだった。

しかし僕のその浅はかな理解のせいで、目の前にあった天気図のような魅惑的な心臓の渦流にそれ以上の意味を付与させることには至らなかった。当時事業化した超音波VFM (vector flow mapping) では多くの論文が出版されたものの、不義理なことに診療の本質を突く質問の数々に僕はちゃんと答えを見出すことができなかったがゆえに、VFMは現場に根付く技術に落とし込み切れずにいた。

その後自分はMRIやCTでの血流解析の三次元化、あるいは拍動を伴う四次元化を事業化しながら、またまさにそれによって救われる多くの命と出会うことにもなった。それはそれで心震える何とも充実した日々で、日々深みを増していった。しかし、その一方で、その昔に答えを見つけないまま放棄した渦の問題たちが心の奥底に引っかかってもいた。そして、そんな気持ちが一人の数学者との出会いにつながった。流れの流線を幾何学で取り組む、という当時の僕の貧相な想像を超える学問があることには心を打たれた。その理論背景には「解析学」と「幾何学」を繋ぐ『指数定理』があり、そんな当たり前のことすら思い至らなかった自分の無知に愕然とした。指数の総和が流れ場の多様体のEuler数になるというゆるぎない主張からすれば『渦』が1個発生するたびに指数が釣り合うようにsaddle (隆線の交差点、potential functionの鞍点) が双対に出現するのはあまりに当たり前だった。自分は双対な物事の半分側に目をつぶっていたのだと知った。

しかし、事態は簡単には進まなかった。工業的な流れ場とは異なり、心臓は心筋の運動や心臓弁の運動によって血流が発生するので、心臓渦の周りを激しく動く境界には多重な流れの吸収、発生源があった。いつもいつも、こういう移動境界などの生命現象特有の問題が工業技術を心臓に持ち込む障壁になっており、「またか」とも思った。しかし数学者達の問題解決法は工学者たちのそれとは違っていた。位相幾何学であるがために、この複雑な境界を1点に潰してしまい特異点として扱い、まるで巾着袋のようにエコーの計測断面を球面に落とし込む発案はあまりにスマートだった。しかし実際に画像に当てはめてみると、所々理論とは合わない部分があり、技術的には当初はある種のルールを決めて対処することにした。「そりゃ実測は理論ほどきれいにはいかないだろう」と思っていた。が、それこそが大きな誤解だった。生命や自然を甘く見ていたのだと思う。

転機は論文投稿を繰り返していた時に訪れた。つくづく世の中には実にいろんな人がいるのだと痛感する。とある理論物理の論文の査読では、僕らが導入した退化特異点の微分可能性が指摘された。手元のデータに戻って心臓壁境界を無限遠点まで平滑化しながら延長させて縮退させてみると、「なければ困る」と僕らが思っていた特異点が姿を現した。身勝手な我々がなんとも適当なルールでその場の対処を決めていたものが、実は理論的に裏打ちできるものであると知った、というかそうするべきであった。

そこからは色々な支援があり、周りに集まってきた優秀な仲間たちのおかげで実装は加速した。その前まではあまりにもワクワクする遊びに生産性を度外視して興じていたつもりだったが、まさか誰が理解するのかもわからないこの遊びに周囲が価値を見出し、一つの仕事になるとは想像もしていなかった。生命現象はあまりに奥深く、時として人類の叡智にそのまま沿ったかのようにあまりに素直に姿を現したかと思えば、時としてまた我々の蓄積してきた知見を思いがけなく裏切る。心臓の過血流という古来から人類が抱いてきた神秘に一步だけ近づいた今になり、改めて気づいたことは、人間の心臓の中では非常に激しく渦が暴れまわっており、それはもう80年間以上未だに破られることのない乱流物理の示す結果よりもはるかに激しい(非定常性が強い)乱流であり、渦たちはあまりに急速に飛び散っていく。そこにはおそらく時空を超えた理論があるはずで、きっとそれは美しい明快な言葉で記述されるはずだと確信をしている。

<https://www.jst.go.jp/pr/announce/20230818/index.html>

<https://epubs.siam.org/doi/full/10.1137/22M1536923>

3章 血流解析の事例

ここでは、血流解析に関する論文の紹介と、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します。

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れど、どんなことができるのかわからない」と思われているかもしれません。

本章を読むことで、「この解析の仕方を自分の症例でも応用してみよう」とか、「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。

1. 仮想手術をシミュレーション

(バルサルバ瘤)⁽¹⁸⁾

血流解析から問題点を明らかに

ここで紹介するのは、3歳時に右冠動脈-右房瘻閉鎖手術が行われ、18歳時で脳梗塞を発症し、後遺症のないバルサルバ瘤・瘻孔遺残短絡を診断された症例です。

図25の左は、CTから構築した3D形状、右はCFD(数値流体解析)によるシミュレーション結果を表しています。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(Wall Shear Stress)のかかる方向が安定しないために、OSI(Oscillatory Index)が高値になっています。

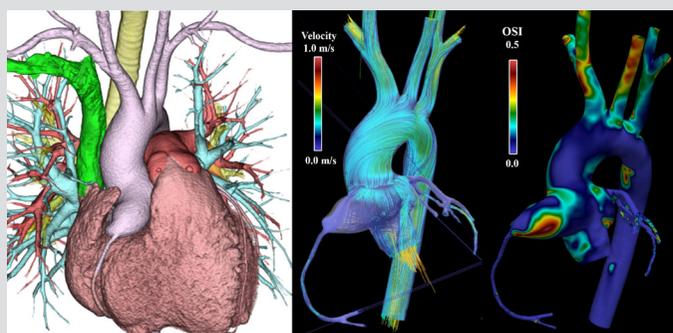


図25 術前の血流により、冠動脈瘤内の乱流や冠動脈瘤内壁にかかるストレスを可視化。OSIが高いと血管内皮で活性酸素が産生することが示唆されており、内皮の障害につながる可能性も考えられる

仮想手術で人工血管の再建を選択

シミュレーション上で大動脈基部置換+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ませんでした。また、右冠動脈流量は術前71mL/min、6mm人工血管70mL/min、バイパス75mL/minとなり、いずれも十分な血流量が確保できることが予測されました。

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、6mm人工血管を使った再建が選択されました。バルサルバ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6mm人工血管で再建されました。

2. 血流解析によって治療指針を決定

(TOF 術後の肺動脈弁逆流)⁽¹⁹⁾

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す。4D Flow MRI 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、ファロー四徴症（TOF）心内修復後の肺動脈弁閉鎖不全において、4D Flow MRI から治療指針が選択された例です。4D Flow MRI から逆流率、エネルギー損失、心室容積が計測され、肺動脈弁置換術の指針が決められました。

図26左の流線は、拡張期の逆流を4D Flow MRIで可視化したものです。この逆流は、右下のグラフのように定量することも可能で、本症例では逆流率は67.7%と大きく、右心室の容量負荷となっていることが示唆されました。

図26右は、乱流によって生じるエネルギー損失の大きさを可視化したもので、明るい部分はたくさんのエネルギーを損失している場所を表します。この症例では、収縮期の肺動脈内の乱流や、拡張期の弁逆流による乱流によって、非常に大きなエネルギー損失を生じていることが4D Flow MRIによる検査からわかりました（7.62 mW、正常のおよそ8倍）。

また、右心室の容積も収縮期、拡張期でそれぞれ評価され、拡張末期容積、収縮末期容積が大きいことも問題視されました。

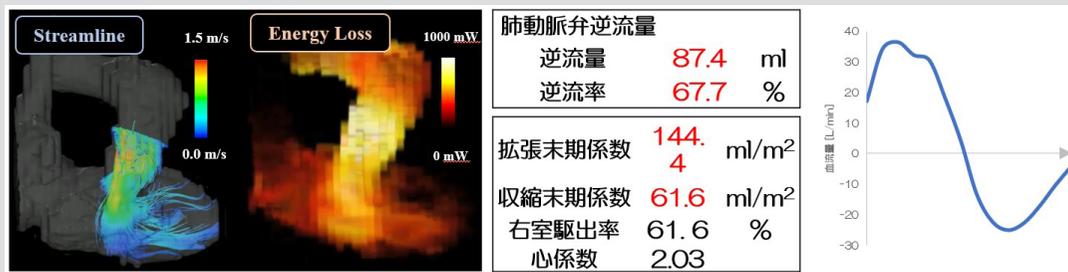


図26 ファロー四徴症心内修復後における逆流量とエネルギー損失、心室容積。右のグラフは図左の逆流部分の流量を表し、収縮期の順方向の流れ（上向き凸）と、拡張期の逆流（下向き凸部分）を数値化している

3. 加療前後の 4D Flow MRI 血流解析

(慢性大動脈解離)⁽²⁰⁾

TEVAR 後の経時的な偽腔血流変化を実測

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。この治療によって、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、偽腔自体が小さくなっていきます。

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は、リモデリングがうまく進まず、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、図 27 のように、どのようにして血液が偽腔に流れていくのかを可視化することができます。

右上は、大動脈弓のエントリ付近の解析です。上と下で流線が 2 層に分かれているように見えますが、上が偽腔、下が真腔の流れと考えられます。

右下は、腹部大動脈の解析です。赤い部分は血流速度が速い部分で、真腔の狭小部分で血流が加速しており、その下にあるリエントリから偽腔に血流が流入している様子が見えています。

左は大動脈弓から腹部大動脈にかけての解析です。緑や黄色などの部分は血流速度が速く、青い部分は血流速度が遅いことを表しています。真腔と偽腔で色が分かれていることがわかります。

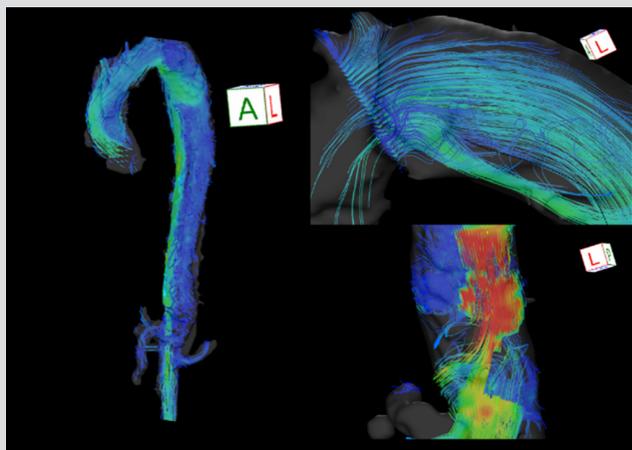


図 27 4D Flow MRI で可視化した大動脈解離症例における真腔・偽腔内の流線

この研究では TEVAR 術前、術直後、術後 6 ヶ月の 3 つの条件で、偽腔とリエントリ部 (亀裂) 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、60mm 程度に拡大しており、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。

図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。



図28 真腔と偽腔の術前・術後の体積変化

Primary entry 閉鎖で偽腔内の血行動態が大きく変化

図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収まり、結果として TEVAR 偽腔に流れていく血流量全体は減少しました。

真腔内の血流量は、術前と術後で変化しています。TEVAR 後は2つめのリ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。

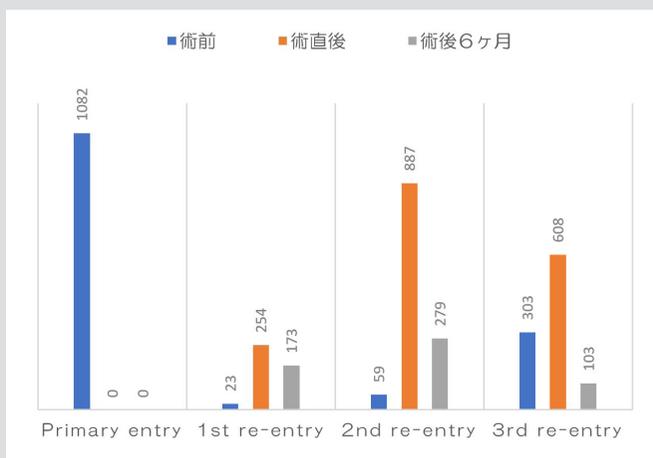


図29 エントリ部に流入する時間平均血流量の術前後変化 (ml/min)

4. 肺動脈形成術の手術設計

(先天性心疾患) (21)

仮想手術でパッチの形状をデザイン

複雑な形状を有する肺動脈狭窄は、術後の予測が困難で、術者の技量や経験が大きく影響します。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できます。

この研究では、術前のCTから、流体力学的によりよ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。

以下に手順を紹介します。

- 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取り、仮想形状のとおり仕上げの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。

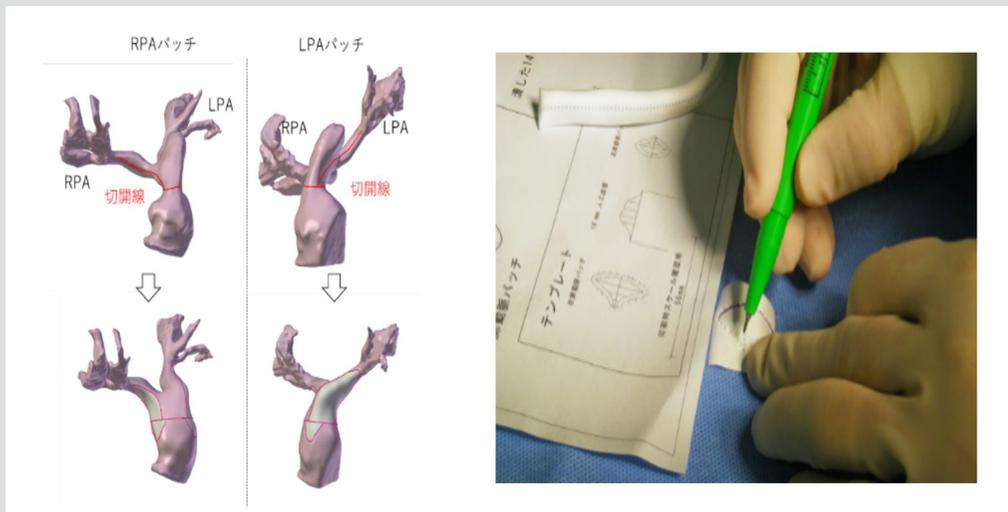


図30 設計図からパッチを切り出す作業

RPA: Right Pulmonary Artery 右肺動脈

LPA: Left Pulmonary Artery 左肺動脈

シミュレーションどおりの手術が実現

図 31 はエネルギー損失 (EL) と WSS の、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、術前と術後を比べると、EL、WSS の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ため、患者にとって理想的な術式を選択することが可能です。

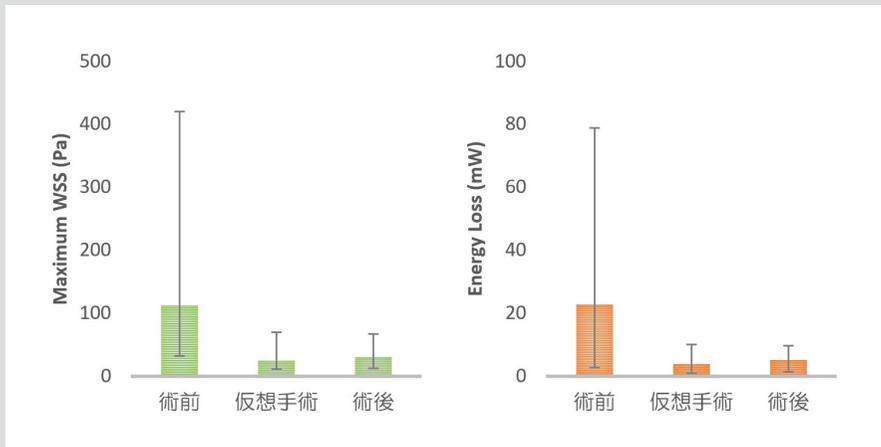


図 31 6 症例分の EL と WSS の術前・仮想手術・術後での比較
エラーバーは値の範囲を示している

5. 大動脈形成による血行再建 (先天性心疾患)⁽²²⁾

大動脈再再建の手順を EL と 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、高い技術を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。

大動脈に問題がない 5 症例の解析の平均値 (ELI: 42.2 ± 16.8 mW/m², WSS: 97.5 ± 27.3 Pa) から、図 32 のプロトコルが作成されました。

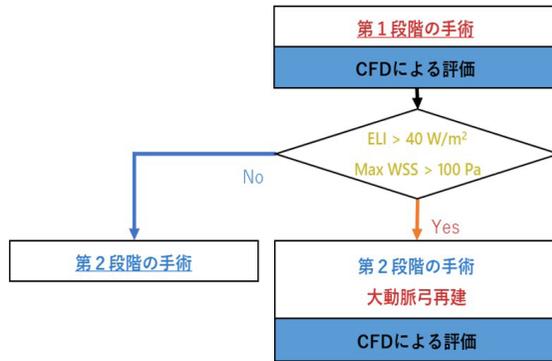


図 32 5症例のELIとWSSの平均値から作成された基準値

仮想手術で術前・術後の変化を確認

図 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です。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。

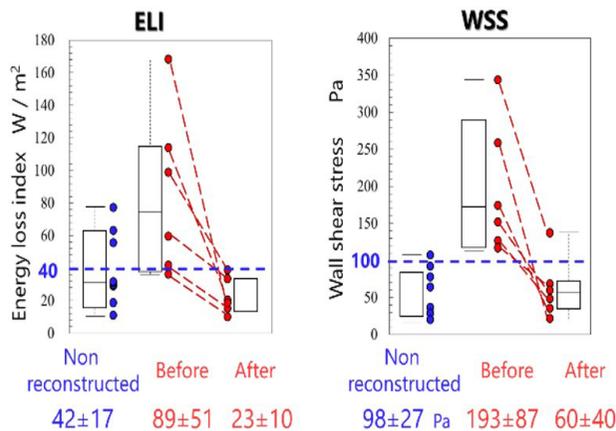


図 33 ELIとWSSの術前・術後での変化

また、図 34 は流線と WSS の分布が、術前・術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。

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。

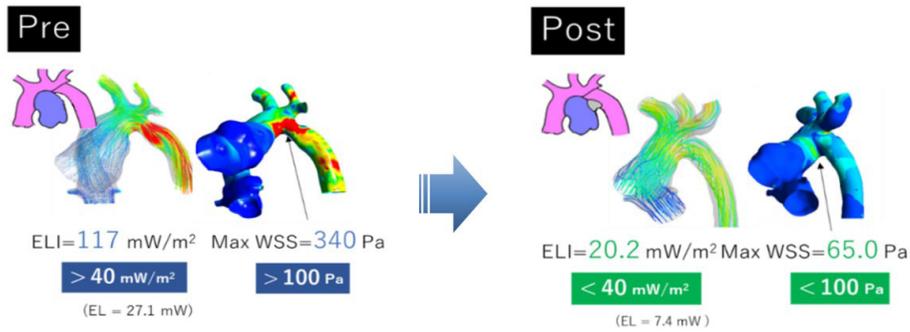


図 34 カラーマップで見た ELI と WSS の術前後での変化

6. 僧帽弁手術後の心内渦流を VFM で評価 (機械弁と生体弁)⁽²³⁾

渦流の様相によってパフォーマンスが変化する

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。

超音波 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図 35 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 (Ejection Fraction : 駆出率) が低下していました。

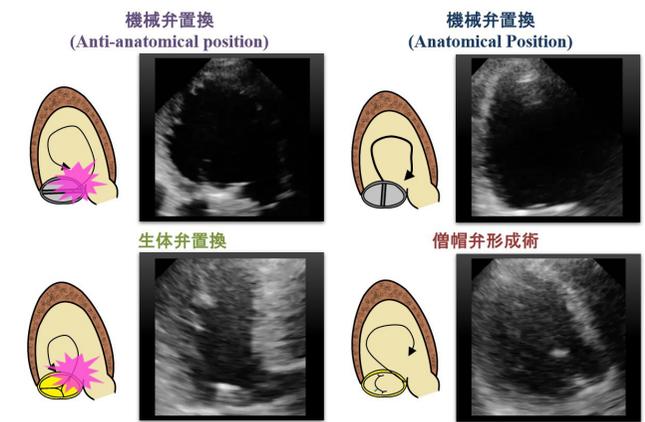


図 35 機械弁置換後(左)と生体弁置換後(右)の心内渦流の様子

渦の向きでエネルギー効率はどう変わるのか

図 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 (EL) と動圧 (KP) を比較したグラフです。

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ほうが高く、効率が悪いことが示されています。

一方で、拡張期では、時計回りの渦のほう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。

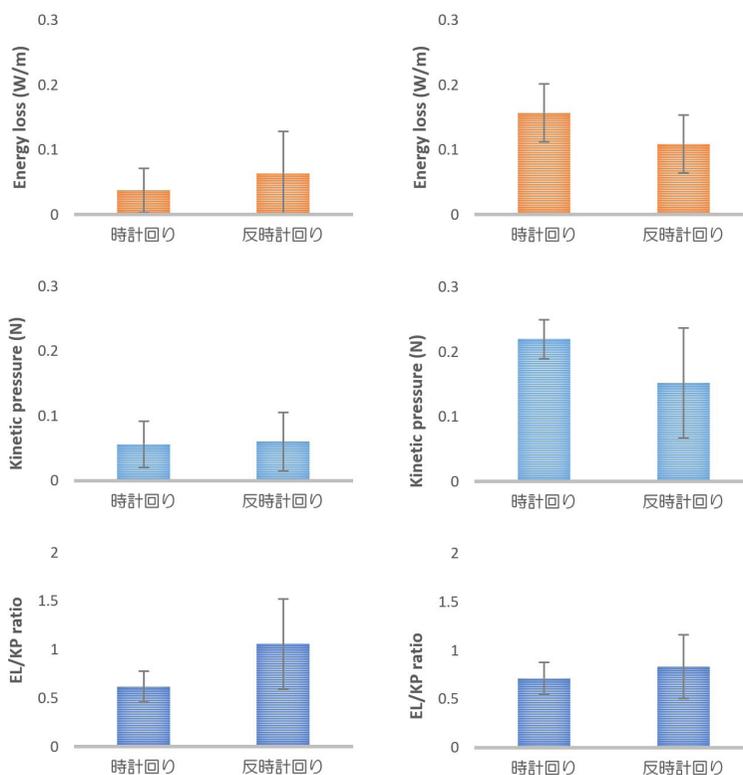


図 36 収縮期 (左) と拡張期 (右) におけるエネルギー損失 (EL) と動圧 (KP)、flow energy efficiency ratio (EL/KP)。渦が時計回り・反時計回りかによって違いが生じる

4章 血流解析に役立つ さまざまな指標

ここまで、3つの解析手法（CFD、4D Flow MRI、超音波）と具体的な事例について述べてきました。それぞれの手法によって、流速ベクトルを計算することができます。さらに、その数値を使って、さまざまな流体力学指標を可視化することができます。

本章では、それらの指標を紹介していきます。

1. 流速ベクトルは基本の指標

ベクトルがわかれば全体の流れがわかる

流速ベクトルは、流体力学の一番基本となる指標です。例えば川の濁流の流れを把握しようとしたとき、図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。これから出てくる流体力学指標のほとんどは、この流速ベクトルを使うことで算出している指標です。

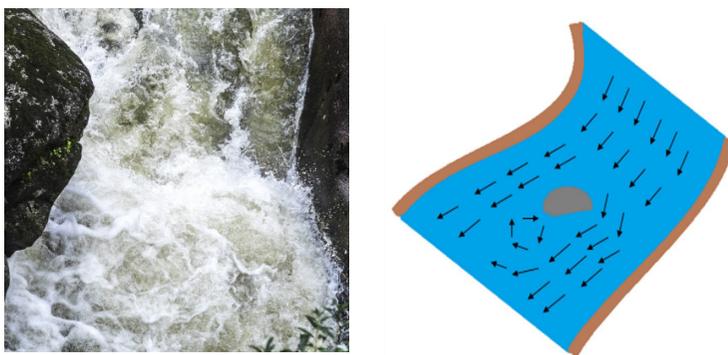


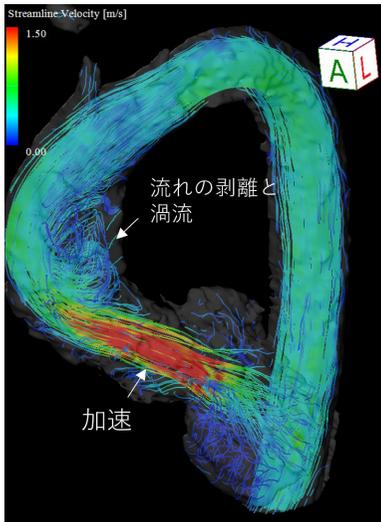
図37 氾濫する川の様子と、流れの方向を模擬したベクトル

流線
stream-
lines

流れを可視化する方法①

血液の流れを見る方法には、ある時間で止めたときの、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確認することができます。



例として、図 38 のような、大動脈内での流線を考えてみましょう。流れの方向が左心室から大動脈、そして大動脈弓へと、なめらかな線で描かれています。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、らせん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。

図 38 軽度な大動脈弁狭窄での流線。

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

流れを可視化する方法②

流跡線は、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場合に使われます。

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、という違いがあります。

図 39 は、流線と流跡線を並べて可視化しています。同じように線で流れ方向を可視化する手法ですが、粒子の動きと流れの方向に、少し違いがあることがわかります。

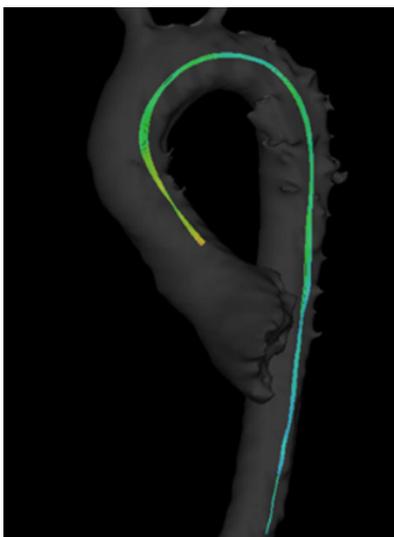


図 39 大動脈内血流の流線（左）と流跡線（右）。流跡線は心拍内でどの位置に粒子がいるのかわかる

2. エネルギー損失 (EL)

Energy
Loss

心臓の拍動エネルギーを損失させるものとは

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。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す指標が「エネルギー損失 (EL: Energy Loss)」です。

エネルギーは、主に熱や音に変換され損失していきます。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、図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になります。

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。

全圧は「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いわれています。そのため、定められた入口での全圧と、出口の全圧の差を取ることで、エネルギー損失を定義することができます。

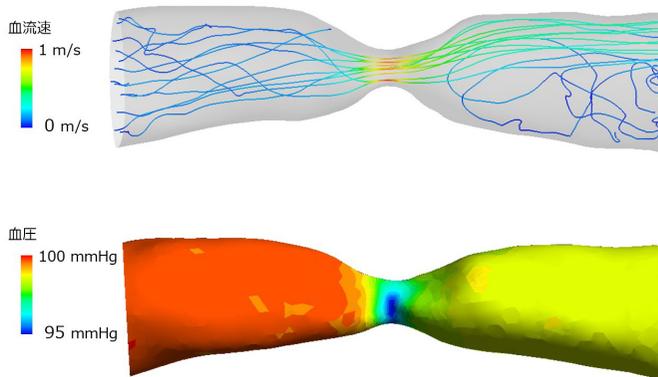


図40 狭窄部位での流速 (上) と静圧分布 (下)

EL の計算には圧力の情報が欠かせない

エネルギー損失 (EL) は、全圧の差で計算できます。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です。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になります。ですが、前述した「観察」によって、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。

図 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ことがわかります。

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⁽²⁴⁾。

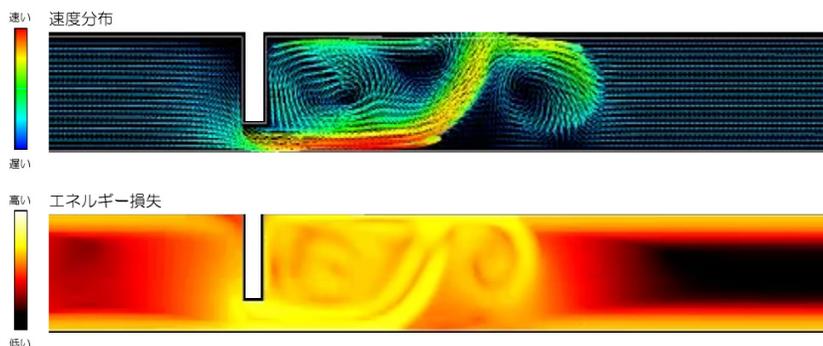


図 41 狭窄部位での流れ場と粘性摩擦エネルギー損失

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、流速分布です。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な、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。

図 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）を可視化した図です。

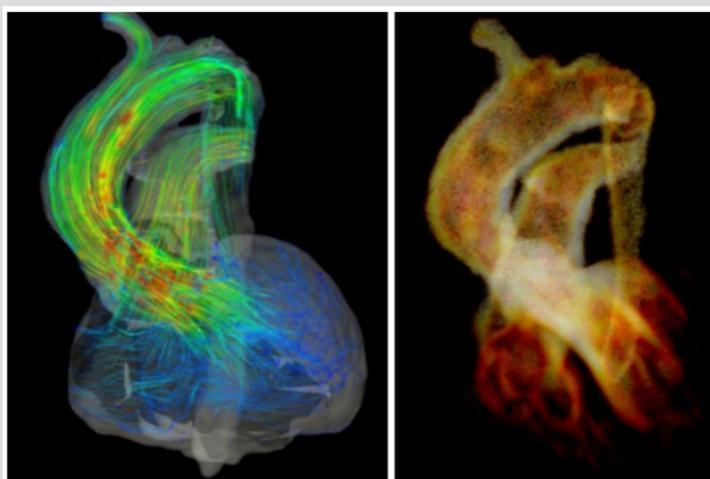


図 42 心臓から大動脈にかけての流線（左）と、エネルギー損失の分布（右）

流線 (Streamlines)

血流の方向や速さを確認することができます。これにより異常な加速血流や、渦流の形を把握することができます。

エネルギー損失

心臓の負荷を定量する Flow Energy Loss を算出・白色の強さで可視化することができます。

3. 壁面せん断応力 (WSS)

壁面せん断
応力
WSS

WSS は動脈硬化や動脈瘤の発見につながる

ある物体の内部に生じる力を表現するものとして、「応力」があります。血管においては、その物体とは、血管壁です。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うえで重要となります。

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が、図 43 のように、「垂直応力」と「せん断応力」の2つの構成素によって記述することができます。

垂直応力とは、物体の面に対して法線（垂直）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。

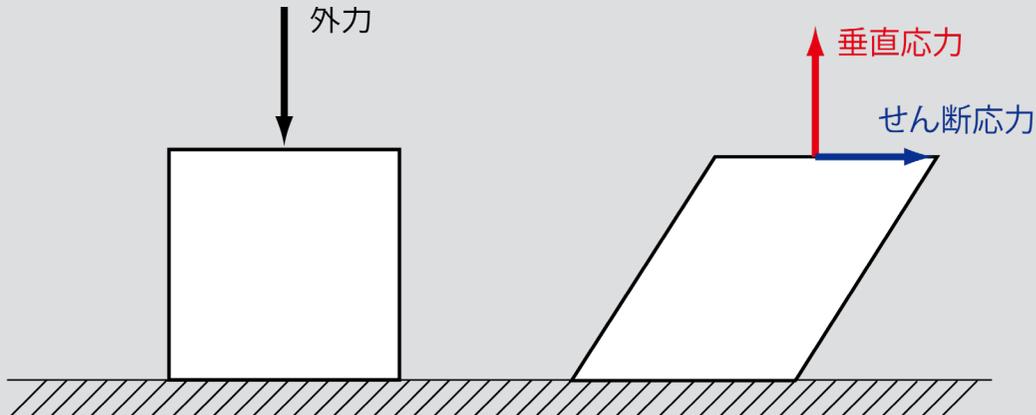


図 43 物体に生じる垂直応力とせん断応力

血流解析において、垂直方向の外力に相当するのが、血液が血管壁を押し、つまり血圧です。これによって生じる応力は、固体力学を利用した構造解析で算出が可能です。一方で、せん断応力に関しては、剛体壁面と仮定する（ガラスのような固くて変形しない壁だと仮定する）と、流体力学のみからでも算出が可能です。

流体力学から算出される応力を、「壁面せん断応力 (WSS: wall shear stress)」といいます。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^{(25) (26)} 血流解析研究で頻出する指標です。

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。

信頼できる WSS 値を求めるには

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です。

図 44 は、簡易的な速度勾配の計算方向を図示したものです。壁面の流速は 0 になるため、勾配を決定づける重要な値は、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図 44 左のように、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になり、近い点が取れていれば、信頼できる値を算出できることとなります。

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、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。

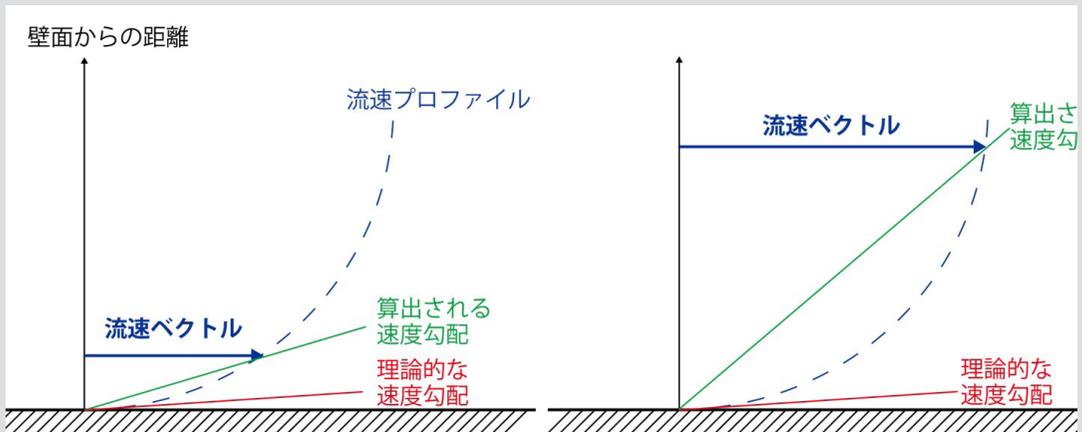


図 44 壁面からのサンプル点の違いによる速度勾配の変化（簡易的な速度勾配の算出）

Oscillatory
shear
index

時間変化のゆらぎを定量化する OSI

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、WSS の時間変化による「ゆらぎ」を定量化したものです。

OSI は 0 ~ 0.5 の値を取る指標で、0.5 に近いほど 1 心拍内の変動が高く、0 に近いほど WSS が常に一方向にかかっていることを示します。

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。

図 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、そこで渦が生じます。そうすると、一定方向の流れにならなくなるため、OSI が高くなるのです。

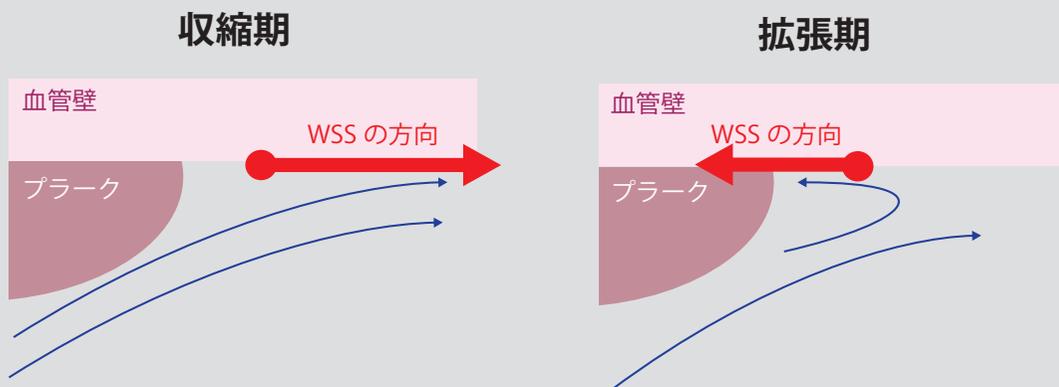


図 45 OSI が高いときの例。収縮期では順行性の血流だが、拡張期では逆行性の血流が現れる。プラークのような障害物が存在する場合には、WSS が拍動内で変化することを意味するため、OSI が高くなる

4. 渦に関する3つの指標

目的のある渦と、無秩序なよくない渦が存在する

渦には、正常な左心室で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、また冠動脈への血流を導いたりするといった、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、よい捉え方をされない渦流も存在しています。乱流は、さまざまなスケールで無秩序に発生する、うねりを伴う渦のことで、eddy と呼ばれます。

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ます。

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

渦の指標①

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、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、図 46 の上のような状態では、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、図 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う状態です。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。

3次元の場合、渦度はベクトルとして算出されますが、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。

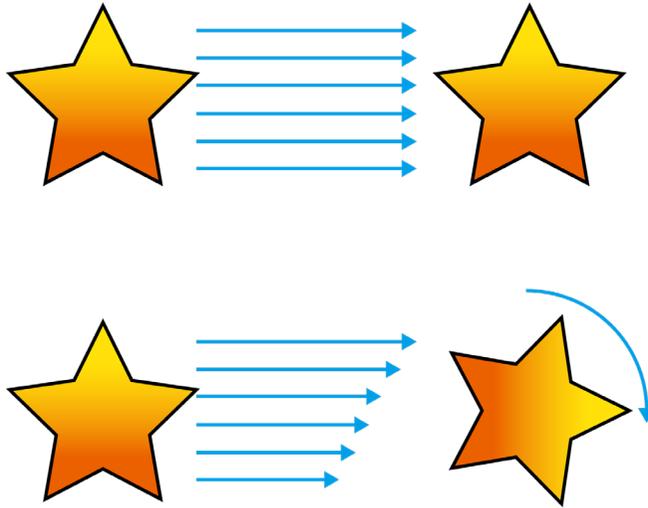


図 46 星がまっすぐ流れる場合（上）と、回転しながら流れていく様子（下）

循環

渦の指標②

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。

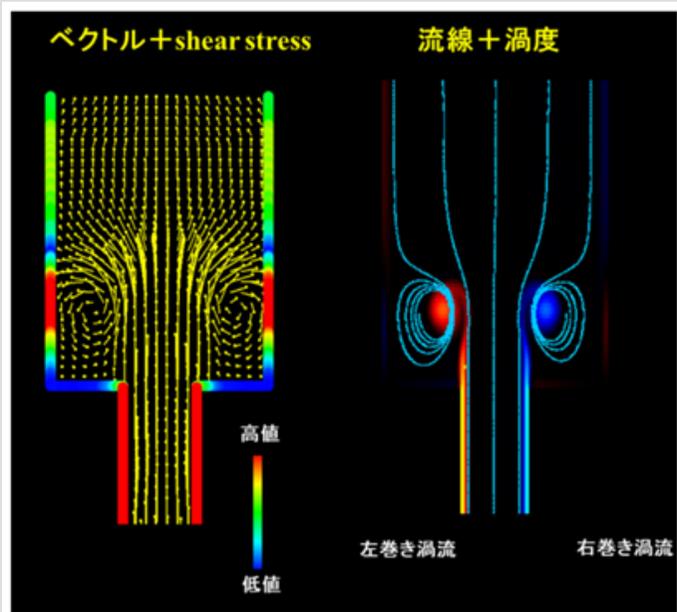


図 47 2次元流れ場における流速ベクトルと壁面せん断応力(左)、流線と渦度(右)

Helicity

渦の指標③

Helicity は、らせん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す。

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、比較的きれいならせん流であっても、その分流速が高ければ Helicity は高い値を取ります。そのため、収縮期には比較的高い値を取りやすいですが、それが全て悪いらせん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、反時計周りなら負の値を取ります。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

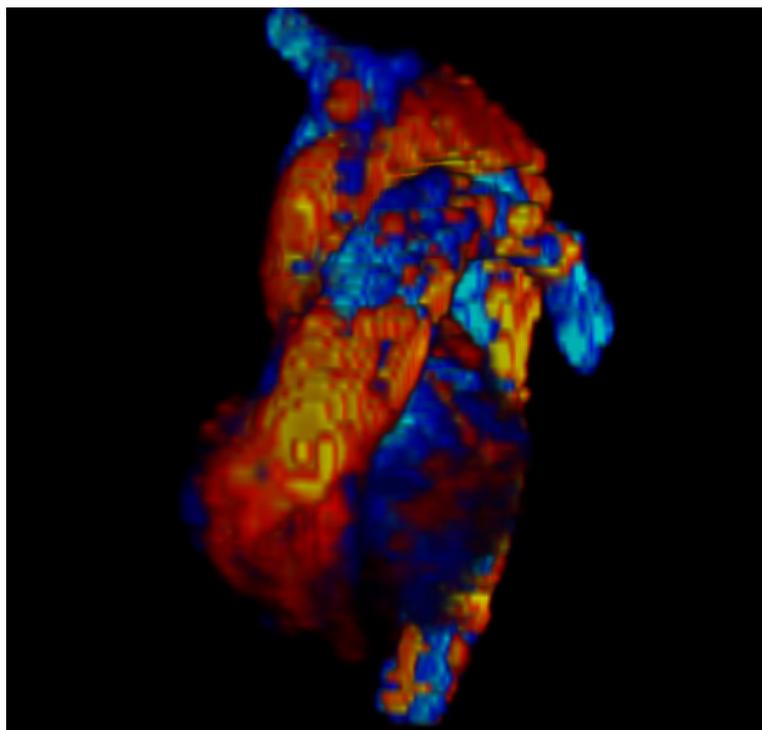


図 48 4D FLOW MRI による Helicity の可視化

大動脈内の血流はらせん流によって効率的に血液を運搬している
Helicity はそのらせんの強さを測定する指標となっている

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。こ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。数学的でも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「**血流解析に役立つさまざまな指標 (p. 38)**」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の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。

$$\rho \left(\frac{\partial u_i}{\partial t} + \frac{\partial (u_i u_j)}{\partial x_j} \right) = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \mu \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right)$$

ここで ρ は密度、 u_i は流速、 $\frac{\partial}{\partial x_i}$ は空間微分演算子（勾配を意味します）、 $\frac{\partial (u_i u_j)}{\partial x_j}$ は慣性力項、 $\frac{\partial p}{\partial x_i}$ は圧力勾配、 $\mu \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right)$ は粘性項を示しています。 u_i という表記はテンソルと呼ばれるベクトルを拡張した数学の表記です。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 ρ 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。

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0$$

この連続の式は、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ます。また、ベクトルなので $\frac{\partial}{\partial x_i}$ は三次元の場合には、 $\left(\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y}, \frac{\partial}{\partial z} \right)$ という成分を持ちます。よって、上の式は下の式のように書き換えることができます。

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = \frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \frac{\partial u_2}{\partial x_2} + \frac{\partial u_3}{\partial x_3} = \frac{\partial u_x}{\partial x} + \frac{\partial u_y}{\partial y} + \frac{\partial u_z}{\partial z}$$

ここで、ベクトルとスカラーの関係を復習します。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。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。上記の式の、 $\frac{\partial u_i}{\partial x_i}$ が速度の発散です。そして、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。

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

ここで p は圧力、 μ は粘性係数、 Δ はラプラシアンと言い、 $\nabla \cdot \nabla$ もしくは ∇^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。

ディリクレ境界条件

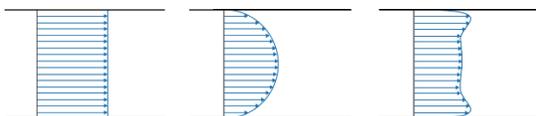
ここでは血流解析で使われる境界条件について記述します。ディリクレ境界条件では、境界 Γ における流速を \mathbf{u}_r とすると、以下

このように未知数に直接流速 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を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いけません。プロファイルとは下図の流速プロファイル例のように、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・ポアズイコ流れといい、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エネルギーが流入するのかわからないため、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。

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

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。

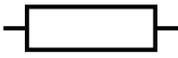
$$\sigma \cdot \mathbf{n} = p\mathbf{n}$$

この p を境界条件として組み込むか、圧較差の ∇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す。しかし実際の生体では様々な要素が複雑に影響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。

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

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 ν とすると、以下のように定義されます。

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

ρ や μ 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、2,300~4,000 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 mm²、血液密度を 1,060 kg/m³、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すれば同じような結果を得ることができます。

流線

「血流解析に役立つさまざまな指標 (p. 38)」では流線とはどういうものか、こういった可視化ができるか、に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 $x_s(s)$ 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 x_s が変化する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 $x_s(0)$ 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、 $dx_s(s)/ds$ のように書くことができます。すると位置 $x_s(s)$ における流速 $u(x_s(s))$ とその接線の関係を以下のように書くことができます。

$$\frac{dx_s(s)}{ds} \times u(x_s(s)) = \mathbf{0}$$

ここで \times 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、連続体力学の分野では一般に太字の 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 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 $x_p(t)$ 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、 $dx_p(t)/dt$ 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。

$$\frac{dx_p(t)}{dt} = u(x_p(t), t)$$

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 Γ_{in} と出口面 Γ_{out} での積分形で表されます。(境界面 Γ 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 Γ_{in} と出口 Γ_{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 ρ は kg/m^3 、速度 u は m/s 、静圧 P は 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 m/s になります。最後に $d\Gamma$ は微小面積ですので 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 μ と流速 \mathbf{u} の勾配、そしてそれを領域 Ω (領域 Ω 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 $1 \sim 3$ 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、 u の1つ目の成分は u_x 、 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 Σ に則って行列要素すべて足し合わせて、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、時間に関する式です。

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

ここで $\boldsymbol{\tau}^{NM}$ と $\boldsymbol{\tau}^{MN}$ 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。

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

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

ここで、 T は心拍周期です。

渦度

渦度ベクトル $\boldsymbol{\omega}$ 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。

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

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。

$$C = \int_{\Gamma} \boldsymbol{\omega} \cdot \mathbf{n} d\Gamma$$

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 Γ を利用するものも多く見られます。本書では Γ 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。

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

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 $\mathbf{u} \cdot \boldsymbol{\omega}$ 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。株式会社 Cardio Flow Design の HP (<https://cfd.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. J Thorac Cardiovasc Surg. 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. J Med Case Rep. 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. Pediatr Cardiol Card Surg. 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. Interact Cardiovasc Thorac Surg. 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. Pediatr Cardiol. 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. Heart Vessels. 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。

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 に関連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。

論文	概要
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. Heart Vessels. 2019;34(6):992-1001. doi:10.1007/s00380-018-01332-7	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。
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. Heart Vessels. 2019;34(2):296-306. doi:10.1007/s00380-018-1239-9	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。
Yamamoto Y, Takahashi K, Takemoto Y, et al. Evaluation of Myocardial Function According to Early Diastolic Intraventricular Pressure Difference in Fetuses. J Am Soc Echocardiogr. 2017;30(11):1130-1137.e1. doi:10.1016/j.echo.2017.07.013	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。
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. Heart Vessels. 2017;32(11):1364-1374. doi:10.1007/s00380-017-1011-6	IVPGからFallot術後の拡張機能のメカニズムを論文です。

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. 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
3. 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
4. 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. doi:10.1016/j.jtcvs.2008.05.054
5. 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.
6. 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
7. 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
8. Kameneva M V, Burgreen GW, Kono K, Repko B, Antaki JF, Umezue 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
9. Nakahara T, Yoshida F. Mechanical effects on rates of hemolysis. *J Biomed Mater Res.* 1986;20(3):363-374. doi:10.1002/jbm.820200308
10. 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
11. 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
12. 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.
13. 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
14. 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
15. 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
16. Markl M, Frydrychowicz A, Kozerke S, Hope M, Wieben O. 4D flow MRI. *J Magn Reson Imaging.* 2012;36(5):1015-1036. doi:10.1002/jmri.23632
17. 住谷拓斗, 板谷慶一, 中村匡徳. 仮想ドブラデータによる 3 次元の VFM の実現に向けた計算方法の検討. In: 第 11 回血流量.; 2019.
18. 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>
19. akigami 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
20. akei 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
21. 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

22. 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
23. 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
24. Itatani K, Ono M. 血流可視化診断装置、及びプログラム . Published online 2011.
25. 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
26. 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

あとがき

株式会社 CardioFlowDesign は、血流解析™ という医学が循環器医療を大きく変えられるだろうと考えた、現役医師2名が設立した会社です。

私達は「血流解析™ で医療を変える」をミッションとし、簡単に血流の診断が行える世界を目指しています。

近年、IT 技術や CT・MRI の発展により、血流の状態を詳しく知ることが可能になりました。

この血流解析™ の情報を元に将来の疾患を予想したり手術計画を立てたりする事で、循環器内科や心臓血管外科の診断・治療に大きなイノベーションを起こせると考えております。血流解析™ を新しい時代の診断技術とするため、我々は現役医師とエンジニアのチームで着実に血流解析™ 技術を進歩させてきており、2023 年に FDA を取得しました。

人体の血流はまだまだ分からないことがたくさんあり、研究が必要な分野ですので、医療の進歩に貢献できそうな、血流解析™ のアイデアや情熱があれば是非私達の研究に参加してください。

いつでもご連絡をお待ちしております。

info@cf.d.life

血流解析のすすめ

令和 5 年 7 月 31 日第 3 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



〒102-0082

東京都千代田区一番町22-3

<https://cfid.life>