

Fontan 循環の流体シミュレーション：現状と展望

板谷 慶一¹⁾, 宮地 鑑¹⁾, 小原 邦義¹⁾, 石井 正浩²⁾北里大学心臓血管外科¹⁾, 小児科²⁾

Key words:

Fontan circulation, computational fluid dynamics

Computational Fluid Dynamic Simulations on Fontan Circulation

Keiichi Itatani,¹⁾ Kagami Miyaji,¹⁾ Kuniyoshi Ohara,¹⁾ and Masahiro Ishii²⁾Departments of ¹⁾Cardiovascular Surgery and ²⁾Pediatrics, Kitasato University School of Medicine, Kanagawa, Japan

Long-term results and exercise tolerance after the Fontan operation depend largely on the hemodynamic efficiency of its pulmonary circulation without a functional ventricle. Thus, there have been many previous reports about the hemodynamics of Fontan circulation, and CFD (computational fluid dynamics) is one of the most efficient methods. There have been 19 reports of the Fontan CFD model, since 1995. With progress in computer technology and commercially packaged software, precise methods of geometric creation and mesh generation, as well as calculation algorithm have been fully discussed and become well established. Precise evaluation in the preoperative or postoperative period, virtual operation by computer, and definition of the optimal surgical strategies are possible using current technology. However, creation of more physiological models including the effects of respiration, exercise, pulmonary artery impedance, and atrial wall compliance warrants further study, and calculations reflecting multi-factorial systems and long-term predictions including patients' growth and/or vessel degeneration retain many difficulties even today. Also, energy loss, which was used to evaluate the hemodynamic efficiency in most of the studies, has difficulties in clinical application. More convenient parameters reflecting low-pressure and a low-energy Fontan system should be established.

要 旨

Fontan 循環はその成立が長期成績や運動耐応能に大きな影響を与えることからこれまで多くの流体力学的な検討がなされてきた。コンピューターを用いた流体シミュレーション (computational fluid dynamics : CFD) は有力な手法であり、1995 年以来現在まで 19 の Fontan 循環の CFD モデルの報告例がある。これらを比較検討し、その現状と展望について検討した。形状、メッシュの設定、計算方法はコンピューター技術の発展とともに精度の向上が見られ、詳細な手法の検討がなされてきたが、生理的なモデルを作成するという点ではいまだ検討課題が多い。またすべてのモデルで指標として用いられているエネルギー損失 (energy loss) は臨床的な評価が困難である。近年ではコンピューター上で、仮想手術や至適術式を検討する報告などがみられる。術後経過の予測や評価に関する計算の精度は十分に高いと考えられる一方で、成長や変性などを加味した長期予後の予測に関しては、いまだ十分ではないと考えられる。

緒 言

単心室修復の最終段階である Fontan 循環では、肺心室を有しないため、より効率のよい肺循環を必要とする。1971 年の Fontan と Baudet による初めての報告以来¹⁾さまざまな Fontan 術式が報告され、またその中

長期成績や運動耐応能についても多くの報告がなされている。一方で近年多用されている心外導管による上下大静脈肺動脈吻合術 (total cavopulmonary connection : TCPC) では、上大静脈 (SVC) と下大静脈 (IVC) からの血流がぶつかり合ったのち左右肺動脈へ向かうという複雑な血流動態をもつ。Fontan 手術は複雑な血流動態

平成 21 年 6 月 15 日受付 別刷請求先：〒 228-8555 神奈川県相模原市北里 1-15-1
平成 21 年 10 月 30 日受理 北里大学心臓血管外科 板谷 慶一

でありながらその循環の成否が患者の生命予後や QOL (quality of life) を規定することから 1995 年の Van Haesdonck らの報告以来²⁾, 数々の流体力学的検討がなされてきた³⁻²⁰⁾.

昨今のコンピューター技術の目覚ましい進歩により, 三次元流体シミュレーションが市販の personal computer (PC) でも可能となり, 解析のためのパッケージ・ソフトウェアも精度の高いものが製品化され販売されるようになった。この三次元流体シミュレーションは computational fluid dynamics (CFD) と呼ばれ, 自動車産業や航空宇宙産業を中心として幅広く応用され, 医療業界では脳動脈瘤や大動脈瘤など循環器領域に応用されている²¹⁾。このような時代の流れを受けて, Fontan 循環の血行動態の詳細を明らかにするために, CFD を用いた流体シミュレーションの報告が近年, 多くみられるようになった²⁻²⁰⁾。本総説では, これまでに報告された Fontan 循環における流体シミュレーションを比較検討し, また当施設の結果²⁰⁾も含めた総括を行い, 現在抱える問題点や今後の展望について考察を加えることとした。

方法と結果：CFD シミュレーションの手法における各施設の比較

1. CFD の目的と概要

まず, コンピューターを用いた流体シミュレーションの一般的な手順について述べる。

CFD は(1)形状の作成→(2)メッシュの分割→(3)境界条件の設定→(4)計算→(5)結果の表示という手順で行われる。また各施設のシミュレーションの特色を Table 1 にまとめた。

液体の流れの現象は流体力学という物理学の一分野で扱われる。流れを把握するためには任意の時間に任意の場所での速度と圧の情報を得られれば良いことになる。つまり独立変数は空間 x, y, z と時間 t の 4 つに対して従属変数は速度ベクトル 3 成分 $\vec{u}=(U, V, W)$ と圧 P の 4 つが決まれば流れが定義できることになる。これらの変数を規定し流れを記述する方程式は Navier-Stokes 方程式と呼ばれ, 以下で示される偏微分方程式である。

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0 \quad (1)$$

$$\rho \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} = -\rho (\vec{u} \cdot \nabla) \vec{u} - \nabla P + \mu \Delta \vec{u} \quad (2)$$

ρ : 密度(血液では $1,060 \text{ kg/m}^3$) μ : 粘性係数(血液では $3.5 \sim 5.0 \text{ kg/m/s}$)

ここで ∇ や Δ はベクトル解析の記号を意味してお

り, 偏微分を用いて表すと(1)は

$$\frac{\partial U}{\partial x} + \frac{\partial V}{\partial y} + \frac{\partial W}{\partial z} = 0$$

となり(2)は

$$\begin{aligned} \rho \frac{\partial U}{\partial t} &= -\rho \left(U \frac{\partial U}{\partial x} + V \frac{\partial U}{\partial y} + W \frac{\partial U}{\partial z} \right) - \frac{\partial P}{\partial x} + \mu \left(\frac{\partial^2 U}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 U}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 U}{\partial z^2} \right) \\ \rho \frac{\partial V}{\partial t} &= -\rho \left(U \frac{\partial V}{\partial x} + V \frac{\partial V}{\partial y} + W \frac{\partial V}{\partial z} \right) - \frac{\partial P}{\partial y} + \mu \left(\frac{\partial^2 V}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial z^2} \right) \\ \rho \frac{\partial W}{\partial t} &= -\rho \left(U \frac{\partial W}{\partial x} + V \frac{\partial W}{\partial y} + W \frac{\partial W}{\partial z} \right) - \frac{\partial P}{\partial z} + \mu \left(\frac{\partial^2 W}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 W}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 W}{\partial z^2} \right) \end{aligned}$$

となり, 未知数 U, V, W, P に対し 4 つの方程式が与えられることになる。(1)は液体が圧縮されないことを意味しており, (2)は流速が圧勾配や粘性に伴う拡散で変化することを意味している。この複雑な方程式は特殊な場合を除いて解析的に(紙と鉛筆のみを用いて)解くことはできないためコンピューターを用いて近似解を得る必要がある²²⁾。近似の方法として空間をメッシュと呼ばれる小領域に分割し (Fig. 1A, B), そのおのおの点で速度ベクトル 3 成分 (U, V, W) と圧 P を求め, 方程式の誤差ができるだけ少なくなるようにする²²⁾。結果をベクトルや流線などで画像表示する(可視化する) (Fig. 2 ~ 4)。

これら流れを定義するパラメーター U, V, W, P を同時に計測する臨床的な検査方法がないため, 循環器領域ではどうしてもシミュレーションが必要になるとわれわれは考えている。近年, magnetic resonance imaging (MRI) 検査において phase velocity mapping という手法を用いて空間的にも時間的にも極めて分解能の高い速度ベクトルの mapping が可能になっているが²³⁻²⁶⁾, この手法を用いても圧 P に関しては未知であり, 圧分布を知るためには心臓カテーテルなどの検査を追加する必要がある。

2. 形状(geometry), メッシュの作成

手順としてはまず第一に, 空間を三次元でコンピューター上に作成することから始まる。Fontan 手術では extracardiac TCPC や atriopulmonary connection (APC) の形状を作成するのであるが, シンプルなものではパイプ管を十字につないだような形状(geometry)^{2-8, 11, 13, 14)}から (Fig. 5A), 近年では患者の術後 MR 画像から直接 3D 形状を作成したものまで^{12, 15-19)} (Fig. 5B) さまざまなものが存在する。歴史的には, 初めは単純な十字の形状で計算をしていた^{2-8, 11, 13)}が, コンピューターの

Table 1: Comparison of previous numerical models of Fontan circulation

Author	Year	Software	Steady / transient	Geometry	PA boundary	Parameters	Objective of the study
Van Haesdonck JM Crochet M	1995	Polyflow	steady flow	simplified	pressure	pressure drop	comparison between APC and extracardiac Fontan
de Leval MR	1996	FIDAP	steady flow	simplified	resistance	energy loss	offset between SVC and IVC (conduit)
Dubini G	1996	FIDAP	steady flow	simplified	resistance	energy loss	offset between SVC and IVC (conduit)
Migliavacca F	1999	FIDAP	steady flow	simplified	resistance	energy loss	size of conduit, angle between PA and conduit
Ryu K, Yoganathan AP	2001	CFD-ACE	steady flow	simplified	flow (velocity)	energy loss	size of SVC, angle between the bilateral PAs
Khunatorn Y	2002	CFD-ACE	steady flow	simplified	pressure	energy loss, shear stress	offset between SVC and IVC (conduit)
Grigioni M	2003	FIDAP	steady flow	simplified	pressure	energy loss	pressure gradient between the bilateral PAs
Bove EL	2003	Fluent	pulsatile flow	simplified from MRI	resistance	energy loss	comparison between lateral tunnel and extracardiac Fontan
Hsia TY	2004	Fluent	steady flow	patient - specific	pressure	energy loss	comparison between lateral tunnel and extracardiac Fontan
Masters JC	2004	FIDAP	steady flow	simplified	pressure	energy loss	offset between SVC and IVC, including vessel wall compliance
Pekkan K, Yoganathan AP	2005	FIDAP	steady flow	patient - specific	flow (velocity)	energy loss, helicity	comparison between the algorithms, 1 case
DeGroff C	2005	CFD-ACE	steady flow	simplified	pressure	pressure drop, vorticity	offset between SVC and IVC
Pekkan K, Yoganathan AP	2005	FIDAP	steady flow	simplified	flow (velocity)	energy loss	evaluation of left PA stenosis
de Zélicourt DA, Yoganathan AP	2006	FIDAP	steady flow	patient - specific	flow (velocity)	energy loss	TCPG after the bilateral Glenn
Whitehead KK, Yoganathan AP	2007	FIDAP	steady flow	patient - specific	flow (velocity)	energy loss	exercise tolerance, comparison of 10 cases
Marsden AL	2007	ASPIRE	respiratory fluctuation	patient - specific	resistance	energy loss	effects of respiration and exercise, 2 cases
Wang C, Yoganathan AP	2007	Fluent	steady flow	patient - specific	flow (velocity)	energy loss, helicity	flow stability, 2 cases
Marsden AL	2009	ASPIRE	respiratory fluctuating	patient - specific	resistance	energy loss	extracardiac Fontan using Y-graft
Itatani K, Miyaji K	2009	FIDAP	respiratory fluctuating	simplified	pressure	energy loss, stagnation volume	conduit size considering respiration and exercise

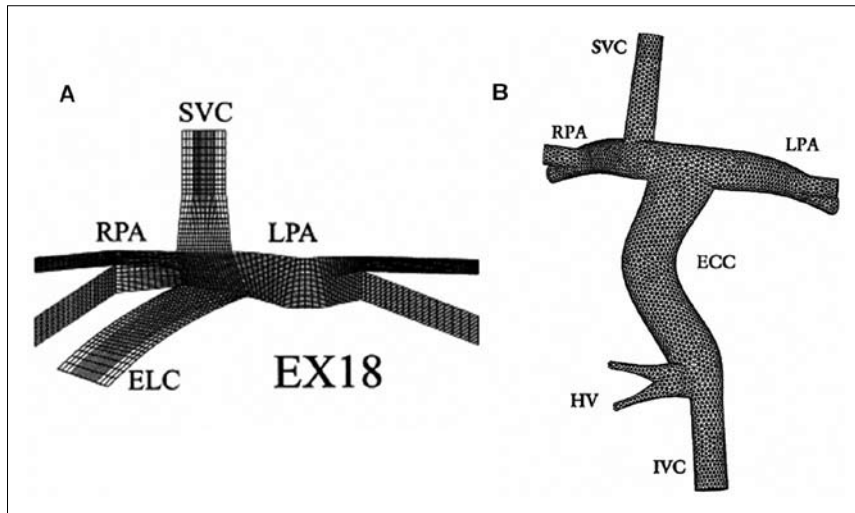


Fig. 1 Types of meshes.

A: Hexahedral mesh, B: Tetrahedral mesh.

SVC: superior vena cava, RPA: right pulmonary artery, LPA: left pulmonary artery, ELC: extracardiac lateral conduit, EX18: 18 mm extracardiac conduit, ECC: extracardiac conduit HV: hepatic vein, IVC: inferior vena cava

Fig. 1A is reprinted from Med Eng Phy Vol. 21, Migliavacca F, et al, Computational fluid dynamic simulations of cavopulmonary connections with an extracardiac lateral conduit, 187–193 © 1999 with permission from Elsevier and fig. 1B is reprinted from J Surg Res, Vol. 116, Hsia TY, et al: Computational fluid dynamic study of flow optimization in realistic models of the total cavopulmonary connections, 305–313 © 2004 with permission from Elsevier.

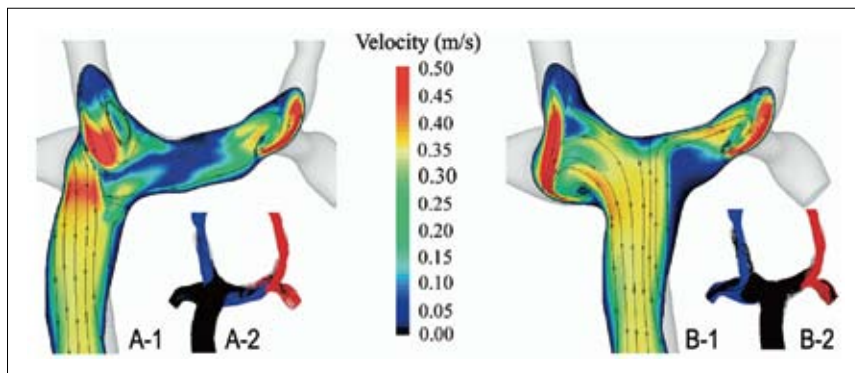


Fig. 2 Fontan operation after the bilateral Glenn shunt.

A: The original Fontan geometry (extracardiac conduit) after the bilateral Glenn shunt, B: The modified Fontan anatomy (virtual operation). A-1, B-1: Velocity distribution, A-2, B-2: Streamlines.

Reprinted from J Thorac Cardiovasc Surg, Vol. 131, de Zélicourt DA, et al: Flow study of an extracardiac connection with persistent left superior vena cava, 785–791 © 2006 with permission from Elsevier.

技術の進歩に伴い MR 画像などから得られた 3D 画像から直接形状を作ることが可能となり、個々の患者に特異的な形状で計算できるようになった。しかし、吻合部の位置関係や狭窄の評価などといった一般的な事象を評価するには単純化された形状のほうが有利であり¹⁴⁾、われわれの施設では症例の平均値から単純化された理想形状を作成²⁰⁾している (Fig. 5C)

次にこれらの形状を上記のようにメッシュと呼ばれ

る小領域に分割する (Fig. 1A, B)。これは近似解を得るために作成するもので、メッシュが細くなればなるほど計算は誤差が少ない精密なものになるが、一方でコンピューターのメモリーを多く必要とし、膨大な計算時間を要することになる。メッシュの種類としては三次元の場合は六面体メッシュ (Fig. 1A) と四面体メッシュ (Fig. 1B) が存在するが、六面体メッシュでは計算はより正確になる^{27, 28)}が、四角形を基調とするた

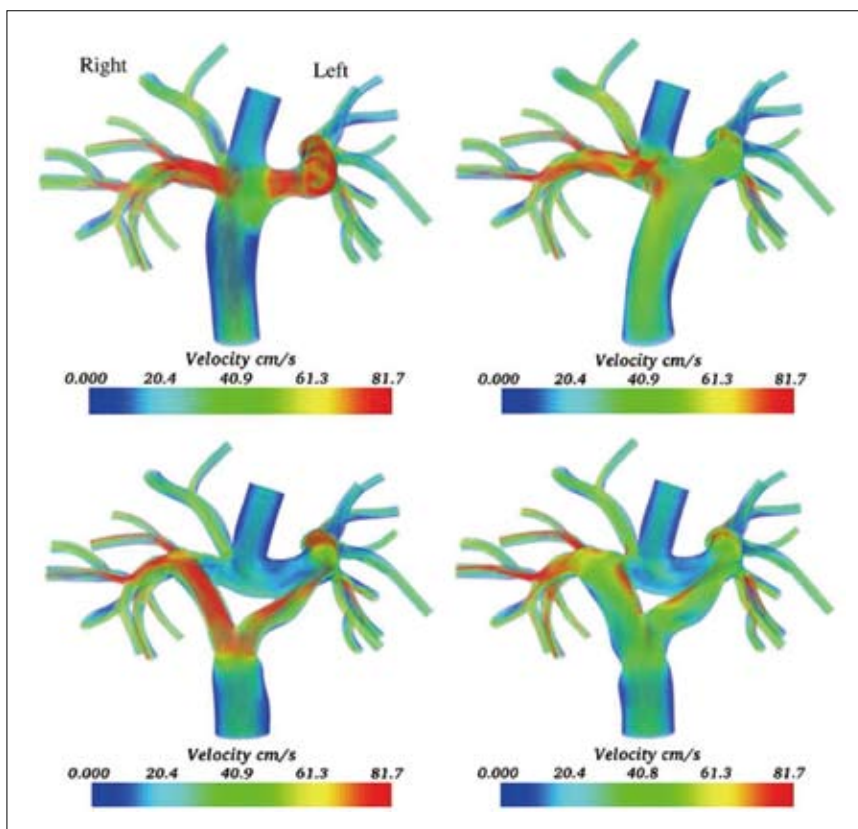


Fig. 3 Extracardiac Fontan operation using Y-shaped graft.
 Reprinted from J Thorac Cardiovasc Surg, Vol. 137, Marsden AL, et al: Evaluation of a novel Y-shaped extracardiac Fontan baffle using computational fluid dynamics, 394–403 © 2009 with permission from Elsevier.

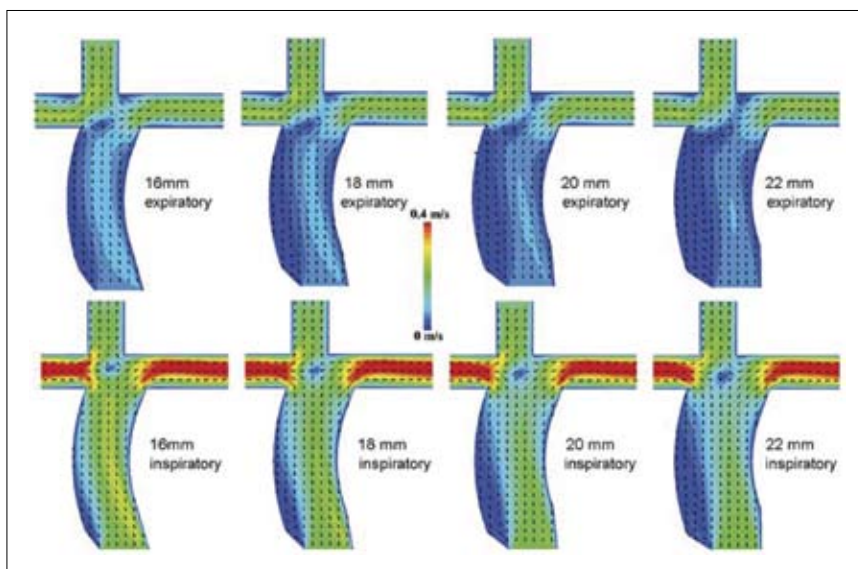


Fig. 4 Our numerical model: optimal conduit sizes considering energy loss and flow stagnation.
 Reprinted from Ann of Thorac Surg, Vol. 88, Itatani K, et al: Optimal conduit size of the extracardiac Fontan operation based on energy loss and flow stagnation, 565–572 © 2009 with permission from Elsevier.

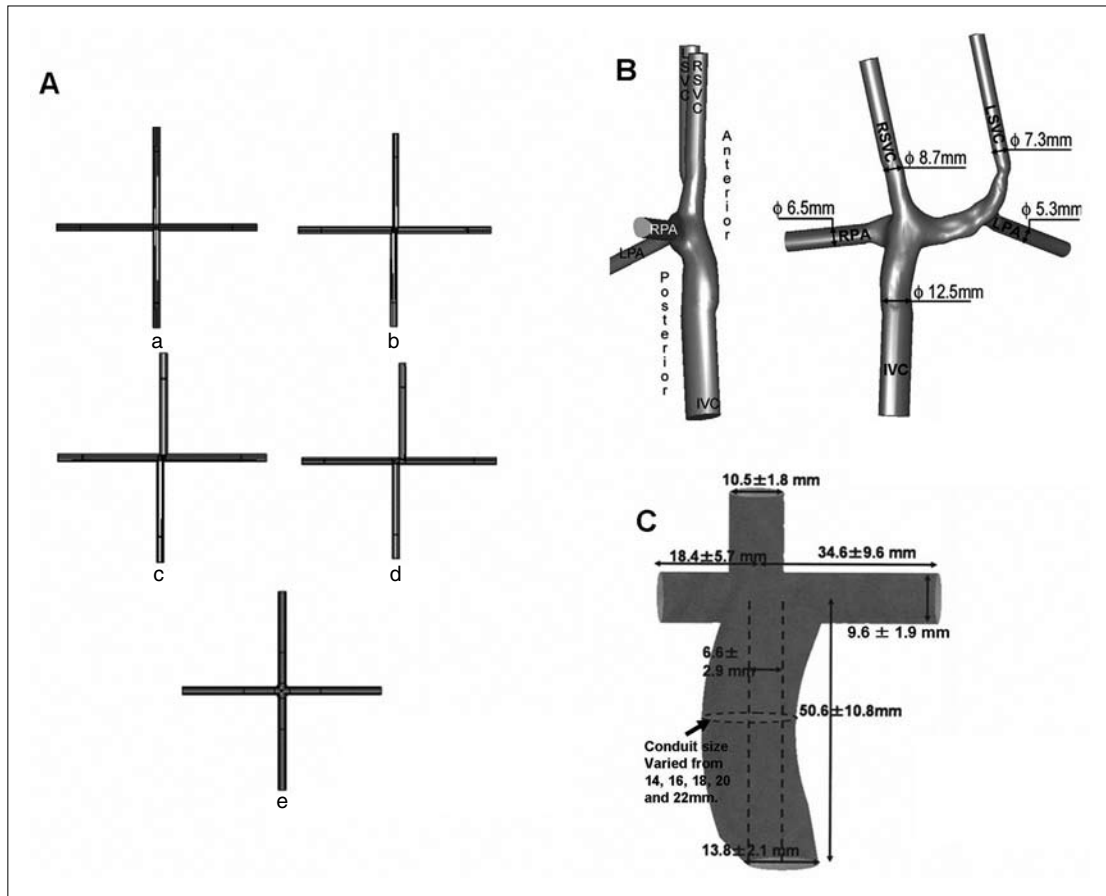


Fig. 5 Types of geometries.

A: Simplified geometry, a: no offset, b: 1/2 radius offset, c: full radius offset, d: 2 radius offset, e: no offset with flanged connections at the intersection of all vessels, B: Patient-specific geometry, C: Our simplified idealized geometry using averaged data.

LSVC: left superior vena cava, RSVC: right superior vena cava, RPA: right pulmonary artery, LPA: left pulmonary artery, IVC: inferior vena cava

Fig. 5A is reprinted from Med Eng Phys, Vol. 27, DeGroff C, et al: Computational simulations of the total cavo-pulmonary connection: insights in optimizing numerical solutions, 135–146 © 2005 with permission from Elsevier, fig. 5b is reprinted from J Thorac Cardiovasc Surg, Vol. 131, de Zélicourt DA, et al, Flow study of an extracardiac connection with persistent left superior vena cava, 785–791 © 2006 with permission from Elsevier, and fig. 5C is reprinted from Ann of Thorac Surg, Vol. 88, Itatani K, et al, Optimal conduit size of the extracardiac Fontan operation based on energy loss and flow stagnation, 565–572 © 2009 with permission from Elsevier.

め複雑な形状には適応できない。比較的単純な形状には六面体メッシュが用いられ²⁻⁶⁾、患者のMR画像から直接とった複雑な形状には、四面体メッシュを用いることが多い^{12, 15, 16)}。両者のメッシュの長所を組み合わせ、内部では六面体を用い、表層では四面体を用いるといったメッシュを組み合わせる手法をとる報告もみられる¹⁸⁾。

3. 境界条件(boundary condition)の設定

次に計算の条件を設定する。条件とは SVC, IVC の流量や肺血管抵抗, 肺動脈圧など生理的な条件を与えることである。物理学の用語では偏微分方程式における境界条件(boundary condition)を与えると表現され

る。通常境界条件は、作成された形状のすべての境界面で与える必要があり、境界面上での速度 $\vec{u} = (U, V, W)$ あるいは圧 P を条件として与える(境界条件で与えるものは速度か圧のどちらか一方だけでよい)。Fontan 循環では境界は SVC, IVC の入口部と両側肺動脈(pulmonary artery: PA)の出口、血管の壁面が境界になる。通常血管壁は動かないと考え、速度 0 の境界条件を与えられており non-slip condition と呼ばれる。

血管のコンプライアンスや弾性を加味する場合¹¹⁾や APC Fontan のように壁が収縮する場合²⁾には壁が速度を持って動くと仮定する。この場合には壁の弾性体の運動とメッシュの動きを計算に含める必要がある²⁹⁾。

SVC, IVC には速度で境界条件が与えられる。ここ

で一定の値を与えれば定常流を計算することになり、心拍変動や呼吸性変動を与えれば非定常計算をすることになる。Fontan 循環は一般に定常流であると考えられており、定常流として計算した報告が多い (Table 1)。実際には、IVC の血流は大きな呼吸性変動を伴うため³⁰⁻³²⁾、呼吸性変動を伴う非定常計算^{17, 19, 20)}を行うことがより生理的であるとわれわれは考えている。

両側肺動脈には速度^{6, 12, 14-16, 18)}、圧^{2, 7, 8, 10, 11, 13, 20)}、血管抵抗^{3-5, 9, 17, 19)}などさまざまな条件で計算されたものが報告されている。血管抵抗を境界条件に与えるためには境界周囲で圧と速度の関係式を解かなければならず³³⁾、境界条件が複雑になる。さらに肺血管のコンプライアンスを含めて血管抵抗と合わせインピーダンスとして計算する方法もあり、肺循環を電気回路に模した lumped parameter model との組み合わせで計算が行われる^{17, 19, 33)}。Table 1 の PA boundary に各報告での両側肺動脈の境界条件を比較した。肺血流量は肺血管抵抗や肺動脈圧の結果決まるものであることを考慮すると速度(流量)を境界条件にすることは生理的ではないと考えられる。血管抵抗の境界条件は心臓カテーテル検査での肺血管抵抗(pulmonary resistance: Rp)をそのまま用いることができるので臨床に直結しやすいが、上記の理由で計算は複雑になる。しかし圧で計算した場合と比較しても、例えば SVC と IVC の offset に関して多数の報告が出ているが^{3, 4, 7, 11, 13)}、定常流で計算する限りは結果に大きな差はないようである。しかし呼吸性変動を加味する場合は、抵抗境界条件では流量が増加するときにも圧も上昇することになり³³⁾、吸気時に肺動脈圧が低下すると同時に流量が増加するという Fontan 循環の特徴を反映しにくい。このような理由からわれわれの施設では吸気時に低下する圧境界条件を用いている²⁰⁾。

4. 計算方法

条件の設定が整うと計算を行う。最も単純な解法はメッシュの隣り合う点での差から偏微分を求め上記 Navier-Stokes 方程式(1), (2)へ代入する差分法と呼ばれる古典的な方法であるが、これは単純な形状の単純な流れの解析のみでしか適応できない²²⁾。

通常は有限要素法(finite element method: FEM)または有限体積法(finite volume method: FVM)と呼ばれるアルゴリズムを用い計算し、計算誤差が十分小さくなる(収束する: convergent)まで反復計算を行う。誤差が十分小さくならない場合は解が発散する(divergent)と言い、メッシュの切り方、境界条件の与え方、計算方法などの計算過程のどこかに無理な設定がなされている

と考え、再計算を行う。

現在はこれらの一連の計算過程をほぼ自動で行うパッケージ・ソフトウェアが販売されており、ユーザーが与えた条件のもと有限要素法または有限体積法で計算を行い、結果を得ることができる。Table 1 に挙げたように代表的なものでは有限要素法で知られる Polyflow, FIDAP(Fluent Inc., Lebanon, NH)、有限体積法で知られる Fluent(Fluent Inc., Lebanon, NH)や CFD-ACE(CFD Research Corporation, Huntsville, Alabama)などがある。Table 1 に挙げた ASPIRE(Advanced Surgical Planning Interactive Research Environment)^{17, 19)}は Stanford 大学が独自で作成した有限要素法による解析システムである。ちなみに Fluent Inc. は汎用有限要素法解析ソフトウェアの販売会社 ANSYS Inc. に買収され、その過程で FIDAP は販売中止となり、現在 ANSYS Inc. からは有限要素法の Polyflow と有限体積法の Fluent, ANSYS-CFX が販売されている。これらの解析ソフトは新しいものほどメッシュ数などの点で高い精度での解析が可能で、複雑な形状でも解析しやすくなっているなどの特色があり、computed tomography(CT)や MRI などから患者特異的な形状を読み込み計算するといった近年の Fontan シミュレーションのトレンドに反映されているように思われる (Table 1)。

計算結果は上述のように任意の時間と空間での速度ベクトルと圧が得られる。これを用いて指標を計算したり、流れの様相を可視化したりすること (Fig. 2A) が可能である。

5. 計算結果から明らかにされてきたこと

Table 1 に示したようにこれまでの報告のほとんどすべてが計算結果からエネルギー損失(energy loss)を算出し、モデルの指標として用いている。その他の指標としては vorticity(渦度)¹³⁾や helicity^{12, 18)}などが挙げられているが、これらは渦の強度や構造を評価する物理量であり以下の式で定義される³⁴⁾。

$$\text{vorticity} = \nabla \times \vec{u} \quad \text{helicity} = \vec{u} \bullet \text{vorticity}$$

energy loss も vorticity も helicity もいずれにしても速度の変化の大きさに影響を受ける指標であり、静脈系で低流速系の Fontan 循環の効率を反映するには適切な指標であるかどうか疑問が残る。このため、われわれの施設では低流速系流れの効率を反映し得る指標として“よどみ”(stagnation volume)という指標を提示し²⁰⁾

$|\vec{u}| < 0.01 \text{ m/s}$ で定義した (Fig. 4)。

初期の研究は extracardiac Fontan における SVC と導

管の吻合部位の位置関係に関するものが多く、結論としては SVC の半径 1~2 個分くらいずらして導管を吻合すればエネルギー的に安定するというのである^{2-4, 7, 11, 13}。また APC と extracardiac TCPC や lateral tunnel TCPC を比較した文献も見られるが^{2, 9}、心房壁の運動を加味したものは 1995 年に報告された Van Haesdonck らの報告²のみである。

最近の研究は、患者おのおのの特異的な形状を用いて CFD の手法そのものの評価を行うものから^{12, 18}運動耐応能などを評価する臨床研究^{15, 17, 19, 20}まで多様に分化してきている。われわれの施設では呼吸性変動や運動耐応能を加味して至適な人工血管径を算出することに成功した²⁰(Fig. 4)。

考察：現在の課題と今後の展望

1. Energy loss とその他の指標について

これまでの報告のほとんどすべてで扱われてきた energy loss は、もともと弁の狭窄や効率の評価のため算出された指標である^{35, 36}。日常臨床で用いる指標ではなく、その値が実測されたことがほとんどないため³⁶、計測値の評価が極めて困難である。この物理量は以下の式で与えられる^{2-21, 35-37}。

$$\dot{E} = - \int_{\text{surface}} \left(\frac{1}{2} \rho |\vec{u}|^2 + P \right) u_n dS \equiv \sum_{\text{inlet}} \left(\frac{1}{2} \rho |\vec{u}|^2 + P \right) Q - \sum_{\text{outlet}} \left(\frac{1}{2} \rho |\vec{u}|^2 + P \right) Q \quad (3)$$

これは Bernoulli energy とも呼ばれ、圧の単位を Pa から mmHg へ変換すると大体

$$\sum_{\text{sve, ivc}} \left(4 |\vec{u}|^2 + P \right) Q - \sum_{\text{biral, PA}} \left(4 |\vec{u}|^2 + P \right) Q$$

となり、いわゆる Bernoulli の式の原型となる。すなわち動脈系の狭窄や乱流などの高圧、高流速系で高い値を持つことが想定されるが、Fontan 循環のような低圧、低流速系では全体として低い値になり、圧較差が速度の変化よりも圧倒的に大きく energy loss に反映される。実際に流れの衝突に伴う energy loss の変化^{2-4, 7, 11, 13}よりも、狭窄などに伴う圧較差の変化¹⁴の方がはるかに大きい。

狭窄がない場合は energy loss は数~数十 mW くらいになる報告が多い。Whitehead らは運動負荷時には energy loss が 1,000mW を超えるくらいまで上昇し、流量と非線形に増加することを強調している¹⁶が、彼らの想定する条件では心拍出量が 10~12 l/min/m² と単心室では不可能なくらいの高流量となっており、低圧低流速系の Fontan 循環とは異なるスケールの系の議論である。

Energy loss の絶対値の評価については、実計測がないため評価が困難であるが³⁷、心室の仕事量と比較するとわかりやすい。pressure-volume ループから主心室の行う仕事量を計算すると、心拍出量が 2 l/分 で主室圧が 85/5 mmHg とし、単位を SI 単位系に変換して (1 mmHg=133.322 Pa) 2/1,000/60*(85-5)*133.322=354.9 mW の仕事率になる。また栄養学的には心臓全体では 1 日の全身の消費カロリーの約 1 割を消費することが知られており、例えば患児の 1 日の消費カロリーの約 600 kcal とすると心臓の消費エネルギーは単位を換算すると (1 J=0.25 cal) 600*1,000*0.1/0.25/24/60/60=2,778 mW となる。これらの結果をふまえ、われわれは 50~100 mW 程度以上の energy loss が心負荷に影響を与え得るものと考え、数 mW 程度の energy loss は Fontan 循環の効率を反映するものとは考えにくい。

Energy loss は小口径肺動脈や肺動脈狭窄を伴う Fontan 循環など¹⁴では指標としては有用であるが、Fontan 循環全体の効率を考えるうえでは、複数の指標を基に多面的に評価するべきであるとわれわれは考えている。われわれは低圧、低流速系の Fontan 循環においては、流れがよどむことの方が非効率な循環を生むのではないかと、という考え方下、energy loss のほかに「よどみ領域」として流速 0.01 m/s 以下となる領域の体積を計測し、循環の効率を評価している²⁰。

また超音波検査やカテーテル検査などで容易に計測できる指標、例えば下大静脈圧や導管内の流速などを計算から得られた結果と比較検討することは、術前に Fontan 手術の結果を予測できるのみならず、シミュレーションの精度を確かめるうえでも有用である。

2. 流体シミュレーションの精度について

これまでの報告では形状に関する精度^{6, 12, 15-21}やメッシュ生成についての評価^{18, 28, 29}は比較的詳細な検討がなされており、十分に高い精度であると考えられる。また各計算ソフトやアルゴリズムの相違に関する精度についても系統的で詳細な検討がなされており^{12, 18}、十分な精度であると考えられる。しかしより生理的な仮定の下に計算を行っているかという点に関しては疑問の残る報告も多く、実際境界条件に関しては各施設間で大きな差がある。Table 1 に示したように多くの報告では定常流で計算されているが、臨床的な計測からは Fontan 循環は呼吸性変動が無視できない³⁰⁻³²ため、われわれは呼吸性変動を加味した計算が必須である^{17, 19, 20}と考えている。運動負荷については手術時の年齢の患児のデータは通常入手困難である³³ため体表面積で補正するなど何らかの仮定を必要とす

る²⁰⁾が、総流量が単心室循環として過剰にならないために注意しなければならない。

また両側肺動脈の outlet(出口)境界条件に関しては左右の流量比を条件として与えた報告が散見される^{14, 16, 18)}が、流量比は肺動脈圧、血管抵抗、吻合の形態から結果的に決まるものであり、内臓心房錯位や低形成を伴う肺などではあらかじめ適正な左右肺動脈血流量比を決めることは不可能である。肺動脈圧や血管抵抗を境界条件に設定することがより生理的であると考えられる。また APC や lateral tunnel TCPC では右房壁の収縮²⁾やコンプライアンスも加味すべきであると考えられる。

3. 流体シミュレーションの限界について

シミュレーションの限界はその特性上、血管の変性や成長を加味できない点にある。変性については shear stress を計算すること⁷⁾である程度予測することは可能である。成長に関しては成人症例の形状で改めて計算しなおす必要があり²⁰⁾、手術時での予測は可能であるが、長期遠隔期の予測は困難である。また周術期の水分バランスや輸血の使用によって肺血管抵抗や血液粘性は変化すると考えられるが、これらの変化を加味するためには条件を変化させた幾通りもの計算を必要とし、膨大な時間を要する。

上述のようにシミュレーションはあくまで近似計算であり、臨床検査で速度と圧の分布を同時に計測できる検査方法がないため、シミュレーションの精度については厳密な評価が確定できないことも考慮すべきである。

4. シミュレーションの役割と展望について

上記のように流体シミュレーションは手術を行うにあたって、術前予測や、術後の結果を評価することに力量を発揮すると考えられる。手技的に可能であるかどうかは別として、bilateral Glenn 後の導管の吻合部位を検討した de Zélicourt らの報告¹⁵⁾(Fig. 2)や Y 字グラフトを用いた extracardiac Fontan での血行動態を検討した Marsden らの報告¹⁹⁾(Fig. 3)のように症例の術前データからコンピューター上で仮想手術を行って評価するような研究も可能であり、手術の設計図としての役割を担い得るとわれわれは考える。またわれわれの施設で至適人工血管径を算出した²⁰⁾ように、より一般的に至適術式や、手術適応の限界などに関しても評価可能であると考えている。

シミュレーションに関して、その手法と結果を比較検討した。コンピューター技術の向上に伴い計算精度は向上し、洗練された計算手法が報告されているが、より生理的な過程のもとでの計算に関しては向上の余地があると考えられる。またこれまでのほとんどの研究で用いられてきた energy loss は日常臨床になじみが薄く、肺動脈狭窄など加速を伴う系を除いては、低圧、低エネルギー系の Fontan 循環の効率を必ずしも反映するとは限らない。Fontan 循環の特徴をよりの確に表現する指標の創造が必要であり、多面的な指標による評価が求められる。流体シミュレーションは近似計算ではあるが、同時に速度と圧に関して詳細な分布が得られることから、おのおのの症例の術前データから仮想手術が可能となり、至適術式の検討や手術適応の限界などの検討も可能である。しかしながら長期遠隔期の予測は難しく、また多因子な病態を考慮するためには幾通りもの計算を必要とし、膨大な計算時間を要する。

【参考文献】

- 1) Fontan F, Baudet E: Surgical repair of tricuspid atresia. *Thorax* 1971; **26**: 240-248
- 2) Van Haesdonck JM, Mertens L, Sizaire R, et al: Comparison by computerized numeric modeling of energy losses in different Fontan connections. *Circulation* 1995; **92** (9 Suppl): II 322-II 326
- 3) de Leval MR, Dubini G, Migliavacca F, et al: Use of computational fluid dynamics in the design of surgical procedures: application to the study of competitive flows in cavopulmonary connections. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1996; **111**: 502-513
- 4) Dubini G, de Leval MR, Pietrabissa R, et al: A numerical fluid mechanical study of repaired congenital heart defects. Application to the total cavopulmonary connection. *J Biomech* 1996; **29**: 111-121
- 5) Migliavacca F, de Leval MR, Dubini G, et al: Computational fluid dynamic simulations of cavopulmonary connections with an extracardiac lateral conduit. *Med Engi Phys* 1999; **21**: 187-193
- 6) Ryu K, Healy TM, Ensley AE, et al: Importance of accurate geometry in the study of the total cavopulmonary connections: computational simulations and in vitro experiments. *Ann Biomed Eng* 2001; **29**: 844-853
- 7) Khunatorn Y, Mahalingam S, DeGroff CG, et al: Influence of connection geometry and SVC-IVC flow rate ratio on flow structures within the total cavopulmonary connection: a numerical study. *J Biomech* 2002; **124**: 364-377
- 8) Grigioni M, Daniele C, Del Gaudio C, et al: Numerical simulation of a realistic total cavo-pulmonary connection: effect of unbalanced pulmonary resistances on hydrodynamic perfor-

結 語

われわれはこれまでに報告された Fontan 循環の流体

- mance. *Int J Artif Organs* 2003; **26**: 1005–1014
- 9) Bove EL, de Leval MR, Migliavacca F, et al: Computational fluid dynamics in the evaluation of hemodynamic performance of cavopulmonary connections after the Norwood procedure for hypoplastic left heart syndrome. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2003; **126**: 1040–1047
 - 10) Hsia TY, Migliavacca F, Pittaccio S, et al: Computational fluid dynamic study of flow optimization in realistic models of the total cavopulmonary connections. *J Surg Res* 2004; **116**: 305–313
 - 11) Masters JC, Ketner M, Bleiweis MS, et al: The effect of incorporating vessel compliance in a computational model of blood flow in a total cavopulmonary connection (TCPC) with caval centerline offset. *J Biomech Eng* 2004; **126**: 709–713
 - 12) Pekkan K, de Zélicourt D, Ge L, et al: Physics-driven CFD modeling of complex anatomical cardiovascular flows—a TCPC case study. *Ann Biomed Eng* 2005; **33**: 284–300
 - 13) DeGroff C, Birnbaum B, Shandas R, et al: Computational simulations of the total cavo-pulmonary connection: insights in optimizing numerical solutions. *Med Eng Phys* 2005; **27**: 135–146
 - 14) Pekkan K, Kitajima HD, de Zelicourt D, et al: Total cavopulmonary connection flow with functional left pulmonary artery stenosis: angioplasty and fenestration in vitro. *Circulation* 2005; **112**: 3264–3271
 - 15) de Zélicourt DA, Pekkan K, Parks J, et al: Flow study of an extracardiac connection with persistent left superior vena cava. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2006; **131**: 785–791
 - 16) Whitehead KK, Pekkan K, Kitajima HD, et al: Nonlinear power loss during exercise in single-ventricle patients after the Fontan: insights from computational fluid dynamics. *Circulation* 2007; **116** (11 Suppl): I165–I171
 - 17) Marsden AL, Vignon-Clementel IE, Chan FP, et al: Effects of exercise and respiration on hemodynamic efficiency in CFD simulations of the total cavopulmonary connection. *Ann Biomed Eng* 2007; **35**: 250–263
 - 18) Wang C, Pekkan K, de Zélicourt D, et al: Progress in the CFD modeling of flow instabilities in anatomical total cavopulmonary connections. *Ann Biomed Eng* 2007; **35**: 1840–1856
 - 19) Marsden AL, Bernstein AJ, Reddy VM, et al: Evaluation of a novel Y-shaped extracardiac Fontan baffle using computational fluid dynamics. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2009; **137**: 394–403. e2
 - 20) Itatani K, Miyaji K, Tomoyasu T, et al: Optimal conduit size of the extracardiac Fontan operation based on energy loss and flow stagnation. *Ann of Thorac Surg* 2009; **88**: 565–572
 - 21) Mitsos AP, Kakalis NM, Ventikos YP, et al: Haemodynamic simulation of an aneurysm coiling in an anatomically accurate computational fluid dynamics model: technical note. *Neuroradiology* 2008; **50**: 341–347
 - 22) Ferziger JH, Perić M: 小林敏雄, 谷口伸行, 坪倉 誠 (訳): コンピュータによる流体力学 第4版. 東京, シュプリンガー・ジャパン, 2007, p23
 - 23) Markl M, Draney MT, Miller DC, et al: Time-resolved three-dimensional magnetic resonance velocity mapping of aortic flow in healthy volunteers and patients after valve-sparing aortic root replacement. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2005; **130**: 456–463
 - 24) Wu SP, Ringgaard S, Pedersen EM: Three-dimensional phase contrast velocity mapping acquisition improves wall shear stress estimation in vivo. *Magn Reson Imaging* 2004; **22**: 345–351
 - 25) Tsuji T, Suzuki J, Shimamoto R, et al: Vector analysis of the wall shear rate at the human aortoiliac bifurcation using cine MR velocity mapping. *AJR Am J Roentgenol* 2002; **178**: 995–999
 - 26) Venkatachari AK, Halliburton SS, Setser RM, et al: Noninvasive quantification of fluid mechanical energy losses in the total cavopulmonary connection with magnetic resonance phase velocity mapping. *Magn Reson Imaging* 2007; **25**: 101–109
 - 27) Perot B: Conservation properties of unstructured staggered mesh schemes. *J Comput Phys* 2000; **159**: 58–59
 - 28) Zhang X, Schmidt D, Perot B: Accuracy and conservation properties of a three-dimensional unstructured staggered mesh scheme for fluid dynamics. *J Comput Phys* 2002; **175**: 764–791
 - 29) Zienkiewicz OC, Taylor RL, Nithiarasu P: The finite element method for fluid dynamics. 6th edition. Elsevier, Butterworth-Heinemann Oxford UK, 2005, pp184–187
 - 30) Rosenthal M, Bush A, Deanfield J, et al: Comparison of cardiopulmonary adaptation during exercise in children after the atriopulmonary and total cavopulmonary connection Fontan procedures. *Circulation* 1995; **91**: 372–378
 - 31) Pedersen EM, Stenbøg EV, Fründ T, et al: Flow during exercise in the total cavopulmonary connection measured by magnetic resonance velocity mapping. *Heart* 2002; **87**: 554–558
 - 32) Hjortdal VE, Emmertsen K, Stenbøg E, et al: Effects of exercise and respiration on blood flow in total cavopulmonary connection: a real-time magnetic resonance flow study. *Circulation* 2003; **108**: 1227–1231
 - 33) Vignon-Clementel IE, Figueroa CA, Jansen KE, et al: Outflow boundary conditions for three-dimensional finite element modeling of blood flow and pressure in arteries. *Comput Methods Appl Mech Engrg* 2006; **195**: 3776–3796
 - 34) 木田重雄, 柳瀬真一郎: 乱流力学 第4版, 朝倉書店, 東京, 2005, pp13-8
 - 35) Akins CW, Travis B, Yoganathan AP: Energy loss for evaluating heart valve performance. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2008; **136**: 820–833
 - 36) Leefe SE, Gentle CR: Theoretical evaluation of energy loss methods in the analysis of prosthetic heart valves. *J Biomed Eng* 1987; **9**: 121–127
 - 37) Landau LD, Lifshitz EM: Course of Theoretical Physics Fluid Mechanics 2nd ed., Butterworth-Heinemann, 1987, pp13, 50–51