脳動脈瘤に対するステント留置による血行力学的効果

—多孔質媒体モデルを用いた数値流体力学 (CFD) による検討—

辻 正範¹⁾, 石田 藤磨²⁾, 古川 和博¹⁾, 三浦 洋一³⁾, 佐野 貴則⁴⁾, 芝 真人²⁾, 種村 浩²⁾,
梅田 靖之¹⁾, 安田 竜太¹⁾, 当麻 直樹¹⁾, 霜坂 辰一²⁾, 鈴木 秀謙¹⁾

1) 三重大学大学院医学系研究科脳神経外科学, 2) 独立行政法人国立病院機構三重中央医療センター脳神経外科, 3) 社会医療法人峰和会鈴鹿回生病院脳神経外科, 4) 日本赤十字社伊勢赤十字病院脳神経外科

Hemodynamic Changes after placing Intracranial Stents : Computational Fluid Dynamics (CFD) Analysis using Porous Media Modeling in the Stent Domain

Masanori Tsuji, M.D.¹⁾, Fujimaro Ishida, M.D., Ph.D.²⁾, Kazuhiro Furukawa, M.D.¹⁾,
Yoichi Miura, M.D., Ph.D.³⁾, Takanori Sano, M.D., Ph.D.⁴⁾, Masato Shiba, M.D., Ph.D.²⁾,
Hiroshi Tanemura, M.D., Ph.D.²⁾, Yasuyuki Umeda, M.D., Ph.D.¹⁾, Ryuta Yasuda, M.D., Ph.D.¹⁾,
Naoki Toma, M.D., Ph.D.¹⁾, Shinichi Shimosaka, M.D., Ph.D.²⁾, and Hidenori Suzuki, M.D., Ph.D.¹⁾

1) Department of Neurosurgery, Mie University Graduate School of Medicine, 2) Department of Neurosurgery, Mie Chuo Medical Center, National Hospital Organization, 3) Department of Neurosurgery, Suzuka Kaisei Hospital, 4) Department of Neurosurgery, Ise Red Cross Hospital

Placing a neck bridging stent or a flow diverter has enabled the endovascular treatment for a wide-necked cerebral aneurysm by changes in intra-aneurysmal local hemodynamics. Computer-aided design (CAD) has been applied to an intracranial stent to simulate endovascular treatment effects using computational fluid dynamics (CFD). However, CFD analysis with CAD techniques needs enormous time. The aim of this study was to investigate the hemodynamic changes after placing intracranial stents using CFD with porous media modeling.

The patient-specific geometry models of three unruptured internal carotid artery aneurysms with different sizes were acquired by using three-dimensional (3D) computed tomographic angiography. For each Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) data, the 3D neck model was made using a Boolean subtraction of aneurysm-deleted model from original geometry model. We obtained 3D stent domain (3DSD) by the transformation in which 3D neck model was offset by a thickness of particle diameter, which corresponds to that of Enterprise VRD (Johnson & Johnson Codman, Miami, FL, USA). Volume coverage ratio (VCR) was defined as the stent volume ratio in 3DSD. Filtration of blood through a virtual 3DSD was described by Darcy's law (porous media modeling). Hemodynamic parameters such as wall shear stress (WSS), oscillatory shear index (OSI), oscillatory velocity index (OVI), relative residence time (RRT), and flow velocity (FV) at dome were calculated by the CFD analysis. CFD simulation was achieved by changing the VCR every 10% from 0% (VCR 0.00) to 50% (VCR 0.50).

As VCR increased, WSS and FV at dome decreased, and RRT increased in all cases. OSI and OVI in small (Case 1) and medium-sized (Case 2) aneurysms peaked at VCR 0.30 or 0.20 and then decreased, while those in a large aneurysm (Case 3) re-increased at VCR 0.5 after the first peaking and decreasing.

CFD analysis using porous media simulation revealed that an increase in VCR induced stagnant and disturbed blood flow in a short time. However, hemodynamics in a large aneurysm may be different from that of small and medium-sized aneurysms. CFD may be useful to determine the therapeutic strategy for endovascular neurosurgeons.

(Received April 21, 2016 ; accepted November 7, 2016)

Key words : computational fluid dynamics, porous media, cerebral aneurysm

Jpn J Neurosurg (Tokyo) 26 : 444-451, 2017

連絡先: 辻 正範, 〒514-8507 津市江戸橋 2-174 三重大学大学院医学系研究科脳神経外科学

Address reprint requests to: Masanori Tsuji, M.D., Department of Neurosurgery, Mie University Graduate School of Medicine, 2-174 Edobashi, Tsu-shi, Mie 514-8507, Japan

はじめに

脳動脈瘤の血行力学的特徴を評価する方法として、数値流体力学 (computational fluid dynamics : CFD) 解析が行われている。CFD 解析を用いた脳動脈瘤に対するステント留置前後での血行力学的変化についての報告は散見する⁴⁾¹⁰⁾。ステント形状作成方法については、ステントセルの異なる形状を実際に作成し、動脈瘤シリコンモデルに留置し CFD 解析を行ったもの³⁾や、Mut ら¹²⁾や Tanemura ら¹⁵⁾が報告したように、ステント形状をコンピュータ支援設計 (computer aided design : CAD) や micro CT を用いて作成し CFD 解析を行ったものがある。しかし、シリコンモデルの動脈瘤では患者固有の血管形状を再現することは困難であり、CAD や micro CT を用いたステント形状再現は、膨大な格子数となり、市販されているコンピュータを用いて、われわれの数値モデリングで計算すると、flow diverter の CFD 解析には計算に要する時間が問題となる。

CFD 解析の新たな解析方法として、動脈瘤内を多孔質媒体で数値リモデリングする解析方法が開発されている¹²⁾。そこで従来までの CFD 解析での時間的課題を克服するため、ステント領域を多孔質媒体で数値リモデリン

グし、CFD 解析を行った。ステントセルサイズの影響について、多孔質媒体を用いて評価した報告はわれわれが渉猟したかぎりでは見当たらない。そこでステントセルの縮小変化を多孔質媒体の密度変化に置換し、脳動脈瘤内の血行力学的変化について検討した。

対象と方法

当施設の未破裂脳動脈瘤のうち、3-dimensional (3D)-computed tomographic angiography (CTA) で血管形状を獲得した内頸動脈瘤患者 3 症例を対象とした。異なる大きさの脳動脈瘤におけるステント留置後の血行力学的変化を脳動脈瘤の大きさごとに評価する目的で、小型 (Case 1) と中型 (Case 2) の脳動脈瘤と、flow diverter の適応となる大型 (Case 3) の脳動脈瘤を対象とした (Fig. 1)。

患者固有形状モデルは、3D-CTA で得られた血管形状を Mimics innovation suite 16.0, 3-matic 8.0, Magics 17.0 (Materialise Japan, Yokohama, Japan) を用い、1 mm 未満の血管などのトリミングとスムージングを行った後、stereolithography (STL) ファイルに変換し出力した。次に 3-matic 8.0 を用いて脳動脈瘤削除モデルを作成した。

Fig. 1 Visualization of all aneurysms

Upper group is a patient specific geometry model (PSGM), and lower group is PSGM with 3-dimensional stent domain.

周囲の血管形状との歪みを小さくするために、再現された頸部周囲の血管形状を3%増大させた後に、Boolean演算によって3D neckを作成し、これを2%縮小した。今回はEnterprise VRD (Johnson & Johnson Codman, Miami, FL, USA)の素線径に対応する等価直径である0.064 mmをparticle diameterとする球状粒子でステント領域を置換した。そのため3D neckを0.064 mmでoffsetし、3D stent domain (3DSD)と定義し、多孔質媒体として数値モデリングした (Fig. 1)。STL ファイルをANSYS ICEM CFD16.1 (Ansys, Canonsburg, PA, USA)に取り込み、格子を作成した。格子は3DSD以外の部位では最低0.1 mm、最大0.6 mmの4面体で作成し、3DSDでは多孔質媒体のparticle diameter以下となるように0.05 mmの4面体の格子を用いた。さらに血管形状の表面には5層の5面体を設定した。数値モデリング、解析、可視化にはANSYS CFX 16.1 (Ansys)を使用した。血液は密度1,056 kg/m³、粘性率0.0035 Pa・sと仮定した。Time stepは0.0001 sで、出口は自由端とし、入口には十分に発達した層流を設定するため、断面積の等価直径に応じて延長した。血流量は内頸動脈の健常成人mass flow waveform⁸⁾で生理的な壁面剪断応力 (wall shear stress: WSS) となるように、ポアズイユの法則に基づき症例ごとに計算し、非定常解析を行った。離散化は有限体積法で、質量および運動量の残差は10⁻⁴未満に設定した。血流は非圧縮性ニュートン流体とし、連続の式とナビエーストークス方程式に従うと仮定した。方程式は

$$\nabla \cdot \boldsymbol{\nu} = \text{div} \cdot \boldsymbol{\nu} = 0$$

$$\frac{\partial \boldsymbol{\nu}}{\partial t} + (\boldsymbol{\nu} \cdot \nabla) \boldsymbol{\nu} = -\frac{1}{\rho} \nabla p + \frac{\mu}{\rho} \nabla^2 \boldsymbol{\nu} + \boldsymbol{F}$$

で、 $\boldsymbol{\nu}$ は血流速度、 p は圧力、 ρ は血液密度、 μ は粘性率、 $\boldsymbol{F}$ は外力を示す。

ステント留置後のCFD解析はステント留置前の血管形状を用い、3DSDをDarcyの法則に基づいた多孔質媒体領域に設定した。多孔質媒体領域における血流の圧力は外力とのつり合いにより、

$$0 = -\nabla p - K\boldsymbol{\nu}$$

と表される。このとき K は透化係数で多孔質媒体の抵抗を表し、

$$K = \alpha |\boldsymbol{\nu}| + \beta$$

と表される。係数 α と β は粒子が詰められた多孔質媒体の圧力損失を求めるためErgunの式¹⁾⁶⁾によって計算され、

$$\alpha = \frac{1.75\rho(1-\kappa)}{\kappa^3 D_p}, \quad \beta = \frac{150\mu(1-\kappa)^2}{\kappa^3 D_p^2}$$

と表される。 D_p は粒子直径である。全例 D_p はEnterprise

VRDの素線径に対する等価直径である0.064 mmとした。素線径という用語は通常はブレイデッドタイプのステントに用いられるため、レーザーカットタイプであるEnterprise VRDには不適当な用語ではある。しかしながら、それに替わる用語を渉猟できなかったため今回は便宜的に素線径という用語を使用した。 κ は空隙率で、3DSD内に占めるステント体積比をvolume coverage ratio (VCR)と定義すると、

$$\kappa = 1 - \frac{VCR}{100}$$

となる。これまで研究でEnterprise VRDとPipeline Embolization Device (ev3/Covidien, Irvine, CA, USA)のsurface metal area coverageはそれぞれ0.10, 0.30と想定されている¹⁴⁾。VCRを0 (VCR 0.00)から0.1ずつ変化させ、現在臨床応用されているflow diverterのVCRを超えた領域 (VCR 0.50)まで変化させた際の各種血行力学的パラメータを非定常解析で求めた。

形態学的パラメータ (Fig. 2)を計算し、動脈瘤内のWSS、WSS関連血行力学的パラメータ、三次元血流量領域関連速度ベクトル関連パラメータ、瘤内の平均血流速度 (flow velocity: FV)について、VCR変化との関係性を評価した。

結 果

形態学的パラメータをTable 1に示す。血行力学的パラメータでは、3症例すべてでVCR増加に伴いWSSとFVは低下し、動脈瘤内のうっ滞を示すrelative residence time (RRT)⁹⁾は増加した (Table 2)。WSSベクトルとFVベクトルの時間依存性の揺らぎを示すパラメータであるoscillatory shear index (OSI)¹⁶⁾とoscillatory velocity index (OVI)¹¹⁾は、Case 1ではVCR 0.30、Case 2ではVCR 0.20をピークとし、その後低下した。一方、大型 (Case 3)の動脈瘤のOSIとOVIはVCR 0.20でピークとなった後、VCR 0.40まで低下し、VCR 0.50で再増加した。Case 3のWSS、三次元流線、OSI、OVIとRRTをVCR 0.00とVCR 0.50において可視化したものを示す (Fig. 3, 4)。VCR 0.50では3DSDを通過して血流が流入しない様子が確認できた。

考 察

コイル塞栓術に対するCFD解析の新たな評価方法として、動脈瘤内を多孔質媒体で数値モデリングし、コイル塞栓術をシミュレーションする試みが行われてい

Fig. 2 Schema of aneurysm dimensions and shape indices
AR : aspect ratio, PR : projection ratio, SR : size ratio, VOR : volume-to-ostium area ratio

る¹³⁾。多孔質媒体を使用し、瘤内残存血流体積を求めることでコイル塞栓術後の再発予測が可能になる、と梅田ら¹⁷⁾は報告した。

広い頸部の脳動脈瘤母血管にステントを留置し、コイルが逸脱しないようにしながら脳動脈瘤を塞栓するステントアシストテクニックとして neck bridging stent が広く使用されている。また、neck bridging stent よりはるかにステントセルが細かいステントで、脳動脈瘤頸部をカバーし瘤内の血流を大きく変化させることにより脳動脈瘤を血栓化させる flow diverter (neck occlusion stent) が開発されている。Beckske ら²⁾によると、平均サイズ 18.2 mm の脳動脈瘤 106 例に対して flow diverter の Pipeline embolization device を使用した結果、73.6% で完全閉塞が得られた。一方で、重大な合併症として delayed rupture があり、その発生率は 1.75% と報告された¹⁸⁾。Cebral ら⁴⁾は flow diverter 留置後に delayed rupture をきたした症例で CAD ステントを用いて CFD 解析を行い、ステント留置後に脳動脈瘤内圧が 20 mmHg 以上上昇したことを報告した。しかし、Cebral らの報告に対しては、圧勾配や

Table 1 Summary of morphological parameters

Morphological parameters	Case 1	Case 2	Case 3
Aneurysm depth, mm	3.78	7.26	14.36
Projection length, mm	3.91	7.48	14.63
Maximum size, mm	5.19	9.32	20.58
Neck width, mm	3.58	6.05	14.29
Parent artery diameter, mm	3.71	3.34	3.50
Aspect ratio	1.06	1.20	1.00
Projection ratio	1.09	1.24	1.02
Size ratio	1.40	2.79	5.87
Neck area, cm ²	0.11	0.30	1.40
Dome area, cm ²	0.50	1.94	8.73
Dome volume, cm ³	0.04	0.30	2.87
VOR, mm	3.74	9.90	20.55

VOR : volume-to-ostium area ratio

flow diverter 留置による動脈瘤中枢側の脳動脈狭窄の解除に伴う血流量の上昇を過剰評価している点などに批判があり、flow diverter 留置後に脳動脈瘤内の圧上昇が生じるか否かについては意見の一致をみていない⁷⁾。また

Table 2 Summary of hemodynamic parameters

	VCR 0.00	VCR 0.10	VCR 0.20	VCR 0.30	VCR 0.40	VCR 0.50
WSS, Pa						
Case 1	4.555	1.641	0.413	0.127	0.048	0.024
Case 2	1.082	0.441	0.070	0.013	0.004	0.002
Case 3	2.944	1.516	0.292	0.033	0.006	0.002
FV, m/sec						
Case 1	0.197	0.092	0.029	0.011	0.004	0.002
Case 2	0.077	0.044	0.013	0.003	0.001	0.001
Case 3	0.133	0.095	0.042	0.011	0.003	0.001
OSI						
Case 1	0.002	0.017	0.018	0.020	0.016	0.008
Case 2	0.005	0.015	0.029	0.019	0.011	0.010
Case 3	0.014	0.019	0.042	0.040	0.018	0.038
OVI						
Case 1	0.002	0.009	0.008	0.010	0.008	0.004
Case 2	0.006	0.013	0.023	0.009	0.004	0.004
Case 3	0.031	0.036	0.045	0.033	0.011	0.017
RRT, $\times 10^{-2} \text{ Pa}^{-1}$						
Case 1	0.003	0.013	0.068	0.219	0.741	1.667
Case 2	0.013	0.036	0.259	1.531	5.256	11.010
Case 3	0.009	0.016	0.087	0.627	2.700	7.917

WSS : wall shear stress, FV : flow velocity, OSI : oscillatory shear index, OVI : oscillatory velocity index, RRT : relative residence time

Fig. 3 WSS (A), 3D streamline (B), OSI (C), OVI (D), and RRT (E) of representative large internal cerebral artery aneurysm (Case 3) with the volume coverage ratio of 0.00.

Fig. 4 WSS (A), 3D streamline (B), OSI (C), OVI (D), and RRT (E) of representative large internal cerebral artery aneurysm (Case 3) with the volume coverage ratio of 0.50.

delayed rupture と WSS やその他の血行力学的パラメータとの関連についての報告はない。CAD を用いた neck bridging stent の CFD 解析はこれまでも行われているが、同様の方法で flow diverter を再現しようとすると、より小さいサイズの格子が必要となる。このため計算時間は長時間となり、臨床応用は困難になる可能性が高い。

このように従来法の CFD 解析を用いて flow diverter 留置後の脳動脈瘤内の血行力学的変化を予想するには限界があった。しかし、今回われわれが用いた多孔質媒体を用いた検討では、定常解析は 20 分以内、非定常解析は 15 時間以内で計算できた。

今回の結果からは、VCR 増加に伴い動脈瘤内の WSS と FV は低下した。Case 1 と Case 2 では OSI と OVI は VCR が 0.20 から 0.30 の間で増加のピークを迎えその後低下した。Case 3 では VCR 0.40 で低下した後に VCR 0.50 で再増加を認めた。RRT 増加はステント留置後の瘤内血流うっ滞を意味し、Cebal らが mean aneurysm transit time (MATT) の上昇として報告した内容と一致する⁵⁾。

おのおののパラメータは VCR 増加に伴い徐々に増加、または減少する傾向にあった。小型 (Case 1) や中型

(Case 2) 動脈瘤と異なる血行力学的変化としては、大型 (Case 3) 動脈瘤では OSI と OVI が VCR 0.20 で一度ピークとなり、VCR 0.40 で低下し、VCR 0.50 で再増加した。これはステント留置を考慮する際に、flow diverter の適応となる大型動脈瘤では、小型や中型動脈瘤と比してステント留置後の血行力学的変化は一様ではなく、結果として脳動脈瘤内の血栓化には異なる機序が潜在している可能性が示唆された。VCR 変化に伴う脳動脈瘤内の血行力学的変化を短時間で詳細に検討することができるが、多孔質媒体を用いた CFD 解析の特徴である。

多孔質媒体モデルを用いた CFD 解析の課題として、実際にステントを親動脈に留置した際に、親動脈の血管形状によりステントが十分に拡張できず、surface metal area coverage が変化する影響について十分に検証されていない点がある。また、今回は全例で Enterprise VRD のステントストラットの素線径に対する等価直径を用いて多孔質媒体を作成したが、使用する neck bridging stent や flow diverter ごとに多孔質媒体粒子の等価直径を変更する必要性が考えられる。今回は 3DSD を Darcy の法則に基づいた多孔質媒体領域に設定した。粒子画像流速測定

法 (particle imaging velocimetry) を用いた研究³⁾では、多孔質媒体を用いた CFD 解析の結果は、high porosity (VCR が 0.10 程度) の場合、Darcy の法則では解の妥当性が低くなる可能性が示唆されている。今回の解析方法を臨床の場で用いて、治療効果を含めて解の妥当性を検討する必要がある。

今回の研究では、多孔質媒体を用いた CFD 解析により、ステントセルの縮小変化による血行力学の変化が明らかになった。これらの結果を基にして、脳動脈瘤に対する flow diverter 留置後の術後再開通や delayed rupture などの術前予測に応用できるようにさらに改良する予定である。また、neck bridging stent 症例において、脳動脈瘤ドームおよびステント領域を 2 種類の多孔質媒体で設定することで、血行力学による脳動脈瘤コイル塞栓術の詳細な術前シミュレーションが可能になることが期待される。

著者全員は日本脳神経外科学会への COI 自己申告の登録を完了しています。

本論文に関して開示すべき COI はありません。

文 献

- 1) Akgiray O, Saatçi AM : A new look at filter backwash hydraulics. *Water Sci Technol* **1** : 65-72, 2001.
- 2) Becske T, Kallmes DF, Saatci I, McDougall CG, Szikora I, Lanzino G, Moran CJ, Woo HH, Lopes DK, Berez AL, Cher DJ, Siddiqui AH, Levy EL, Albuquerque FC, Fiorella DJ, Berentei Z, Marosfoi M, Cekirge SH, Nelson PK : Pipeline for uncoilable or failed aneurysms : results from a multicenter clinical trial. *Radiology* **267** : 858-868, 2013.
- 3) Bouillot P, Brina O, Ouared R, Lovblad KO, Farhat M, Pereira VM : Hemodynamic transition driven by stent porosity in sidewall aneurysms. *J Biomech* **48** : 1300-1309, 2015.
- 4) Cebal JR, Mut F, Raschi M, Scrivano E, Ceratto R, Lylyk P, Putman CM : Aneurysm ruptured following treatment with flow-diverting stents : computational hemodynamics analysis of treatment. *AJNR Am J Neuroradiol* **32** : 27-33, 2011.
- 5) Cebal JR, Mut F, Raschi M, Hodis S, Ding YH, Erickson BJ, Kadirvel R, Kallmes DF : Analysis of hemodynamics and aneurysm occlusion after flow-diverting treatment in rabbit models. *AJNR Am J Neuroradiol* **35** : 1567-1573, 2014.
- 6) Ergun S : Fluid flow through packed columns. *Chem Eng Prog* **48** : 85-94, 1952.
- 7) Fiorella D, Sadasivan C, Woo HH, Lieber B : Regarding "Aneurysm rupture following treatment with flow-diverting stents : computational hemodynamics analysis of treatment". *AJNR Am J Neuroradiol* **32** : E95-97, 2011.
- 8) Ford MD, Alperin N, Lee SH, Holdsworth DW, Steinman DA : Characterization of volumetric flow rate waveforms in the normal internal carotid and vertebral arteries. *Physiol Meas* **26** : 477-488, 2005.
- 9) Himburg HA, Grzybowski DM, Hazel AL, LaMack JA, Li XM, Friedman MH : Spatial comparison between wall shear stress measures and porcine arterial endothelial permeability. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* **286** : 1916-1922, 2004.
- 10) Huang Q, Xu J, Cheng J, Wang S, Wang K, Liu JM : Hemodynamic changes by flow diverters in rabbit aneurysm models : a computational fluid dynamic study based on micro-computed tomography reconstruction. *Stroke* **44** : 1936-1941, 2013.
- 11) 石田藤麿, 辻 正範, 三浦洋一, 佐野貴則, 芝 真人, 種村 浩, 梅田靖之, 霜坂辰一, 鈴木秀謙 : 数値流体力学 (Computational fluid dynamics) 解析を用いた脳動脈瘤の新しい理解—3 次元血流領域の新しいパラメータによる複雑な血流の定量化の試み—. *三重医報* **636** : 28-30, 2013.
- 12) Mut F, Cebal JR : Effects of flow-diverting device oversizing on hemodynamics alteration in cerebral aneurysms. *AJNR Am J Neuroradiol* **33** : 2010-2016, 2012.
- 13) Otani T, Nakamura M, Fujinaka T, Hirata M, Kuroda J, Shibano K, Wada S : Computational fluid dynamics of blood flow in coil-embolized aneurysms : effect of packing density on flow stagnation in an idealized geometry. *Med Biol Eng Comput* **51** : 901-910, 2013.
- 14) Roszelle BN, Gonzalez LF, Babiker MH, Ryan J, Albuquerque FC, Frakes DH : Flow diverter effect on cerebral aneurysm hemodynamics : an in vitro comparison of telescoping stents and the Pipeline. *Neuroradiology* **55** : 751-758, 2013.
- 15) Tanemura H, Ishida F, Miura Y, Umeda Y, Fukazawa K, Suzuki H, Sakaida H, Matsushima S, Shimosaka S, Taki W : Changes in hemodynamics after placing intracranial stents. *Neurol Med Chir (Tokyo)* **53** : 171-178, 2013.
- 16) Taylor CA, Hughes TJ, Zarins CK : Finite element modeling of three-dimensional pulsatile flow in the abdominal aorta : relevance to atherosclerosis. *Ann Biomed Eng* **26** : 975-987, 1998.
- 17) 梅田靖幸, 石田藤麿, 辻 正範, 古川和博, 佐野貴則, 当麻直樹, 阪井田博司, 霜坂辰一, 鈴木秀謙 : 多孔質媒体モデルを用いた CFD 解析による脳動脈コイル塞栓術後閉塞状態の予測. *JNET* **2** : 69-77, 2015.
- 18) Wong GK, Kwan MC, Ng RY, Yu SC, Poon WS : Flow diverters for treatment of intracranial aneurysms : current status and ongoing clinical trials. *J Clin Neurosci* **18** : 737-740, 2011.

要 旨

脳動脈瘤に対するステント留置による血行力学的効果 —多孔質媒体モデルを用いた数値流体力学（CFD）による検討—

辻 正範 石田 藤麿 古川 和博 三浦 洋一 佐野 貴則 芝 真人
種村 浩 梅田 靖之 安田 竜太 当麻 直樹 霜坂 辰一 鈴木 秀謙

ステント留置による脳動脈瘤内の血行力学的変化を、より短時間で数値流体力学を用いて解析するため、ステント領域を多孔質媒体でシミュレーションし、ステントセルの変化を多孔質媒体の密度変化に置換する手法を試みた。その結果、動脈瘤の大きさにかかわらずステントセルが縮小するほど、瘤内の血流低下とうっ滞が生じることが明らかになった。一方、血流の複雑性を示すパラメータはステントセルの縮小に伴い小型や中型動脈瘤ではいったん増加した後に減少したが、大型動脈瘤ではさらにステントセルが縮小すると再増加した。Flow diverter の適応となる大型動脈瘤では、小型や中型瘤と比べ、ステント留置後の血行力学的変化はより複雑であることが示唆された。

脳外誌 26 : 444-451, 2017

Editorial Comment

脳神経外科領域におけるコンピュータシミュレーション

東京慈恵会医科大学脳神経外科 村山雄一

近年 Flow Diverter (FD) device の開発により、血流の整流効果のみで大きな脳動脈瘤を治療することが可能になりつつある。日本でも FD が臨床導入され、欧米を凌ぐ治療成績も報告されている。一方で、術後の delayed rupture や血栓化しない脳動脈瘤などの問題も明らかになってきた。このような問題は、数値流体力学（CFD）シミュレーションを行うことにより予測できる可能性がある。

本論文では、実際の臨床現場で使えるように計算時間を短くする取り組みとして、実際のステントを留置するのではなく、そのステントと同様のポーラスメディア（多孔質媒体）を留置することでシミュレーション時間を短くする目的の論文である。臨床に実際使用するには、実際のステントでのシミュレーションモデルと数値比較による精度検証が必要

だが今後の技術進歩次第で臨床応用は十分に考えられる。

日本においても、“改正薬事法”すなわち「医薬品医療機器等法」が施行された。同法では、医療機器に組み込まれていないソフトウェア（単体プログラム）を医療機器の範囲に加えることが新たに掲げられ、このような数値流体力学解析ソフトウェアも臨床シミュレーションとして臨床応用される可能性が高く注目されている分野である。ここ数年、数値流体力学を用いた医学論文が急激に増えている現状もあり、われわれ医師も数値流体力学がわからないとは言えない時代が来るのも近いのかもしれない。このような論文報告は、今後の臨床に役立つ重要な研究になっていくと考える。