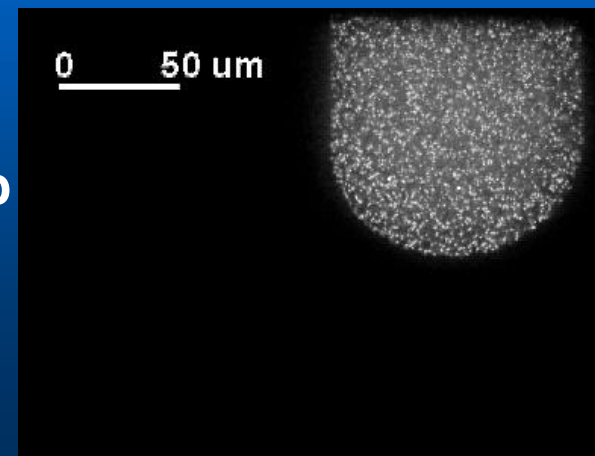
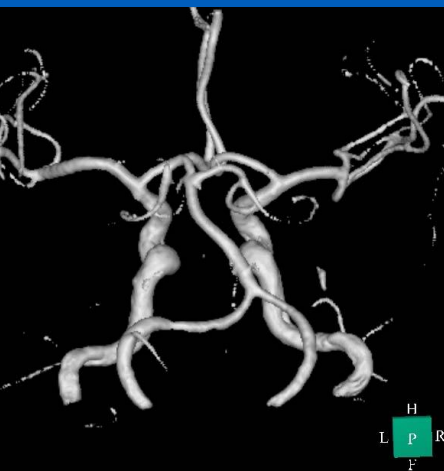


予測医療への展開を目指した 患者個別の血管モデリングと 血流シミュレーション

東京大学生産技術研究所

大島 まり

<http://oshimalab.iis.u-tokyo.ac.jp>



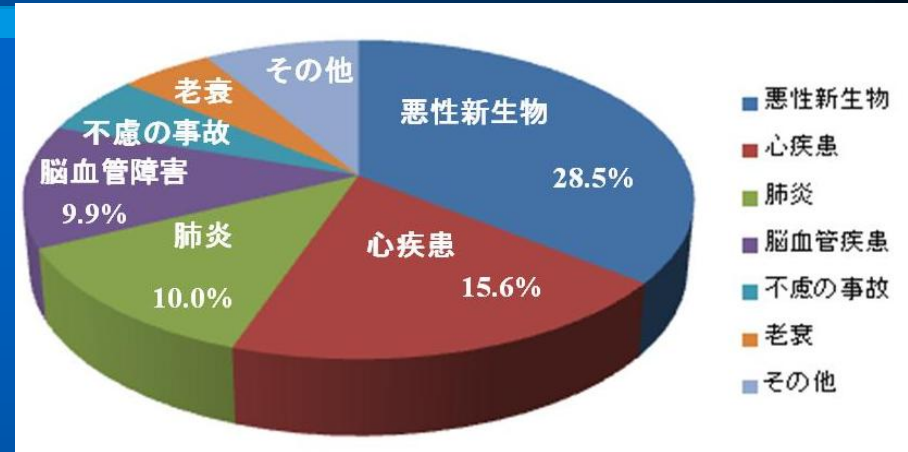
アウトライン

- はじめに
 - 血行力学と循環器系疾患について
- シミュレーションの事例
 - Image-Based Modeling & Simulation
(患者個別に対応できるモデリングとシミュレーション)
 - 実際の症例を使ったシミュレーションの例
 - 血管の形状モデリング
 - 全身循環を考慮したステント留置術の術前・術後のシミュレーション
 - 4D医用画像からの血管壁の材料特性のin vivo同定
 - 脳動脈瘤における血流と血管壁の
相互作用を考慮したシミュレーション
 - 頸動脈部における血流とLDLの濃度輸送のシミュレーション
- 今後の展望

研究の紹介 — 血液の流れの研究

日本人死因分類

- ・がん（悪性生物） 28.5%
- ・心疾患 15.6%
- ・脳血管障害 9.9%



厚生労働省，人口動態調査
(2011)

・閉塞性：脳梗塞（脳血栓・脳塞栓）

→ **動脈硬化症**が主要因

・出血性：くも膜下出血・脳出血

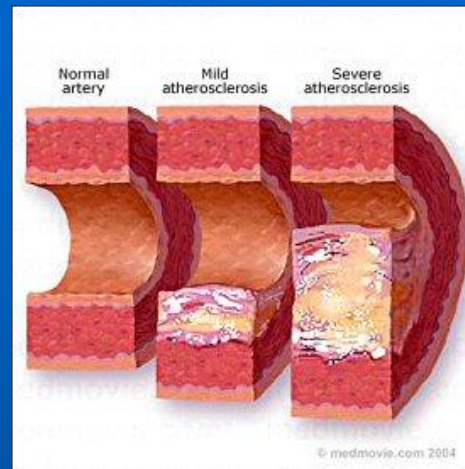
→ **脳動脈瘤**の破裂

循環器系疾患

血液の流れが重要な役割を果たしている

アテローム性動脈硬化症

動脈壁が肥厚により硬化する血管病変



- **頸動脈分岐部**など、特定の場所に発生しやすい
- 動脈壁がLDL(Low Density Lipoprotein :低密度リポ蛋白質)の沈着などにより肥厚し、粥状(アテローム性)のプラークを形成する⇒**狭窄の原因(脳梗塞, 心筋梗塞などの要因)**
- 動脈硬化症により狭窄が生じた場合、ステント手術が行われる。しかし、手術後に**脳出血**や**再狭窄**を起こす場合があり、が求められている

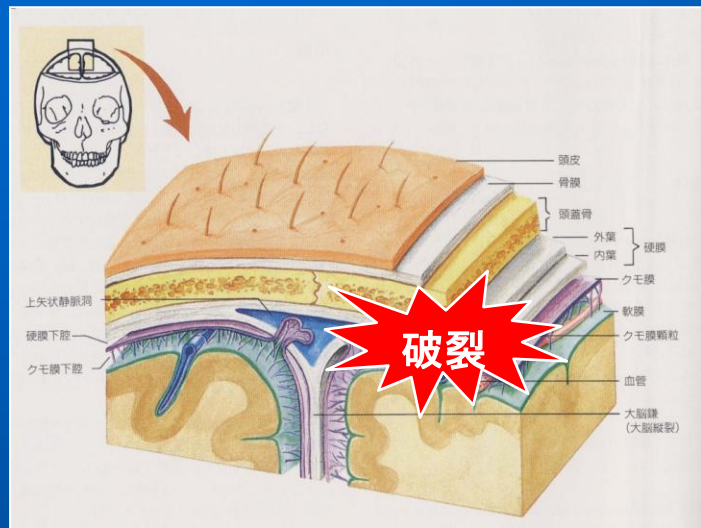
内頸動脈へのステント手術



↓

**個人の各々の状況に対応した
血流シミュレーション**

脳動脈瘤とくも膜下出血について



発生率(年間): 20 / 10万人

70%~95%

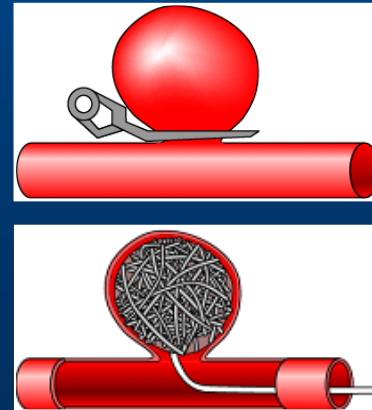
脳動脈瘤
の破裂



Fig.1

- 動脈瘤とは
 - 比較的太い脳動脈にできる嚢状の瘤 (約10mm)
- 破裂によりクモ膜出血
 - 未破裂動脈瘤: 人口の 3~5%
 - 発生したもののうち約 0.5-1.0%が破裂
 - 手術による後遺症の危険性は数%-5.0%

クリッピング
コイルング



医療分野でのコンピュータ・シミュレーションの応用

● 医用画像との組み合わせによる新しい展開

従来の手法

動物実験
臨床試験
疫学調査

+

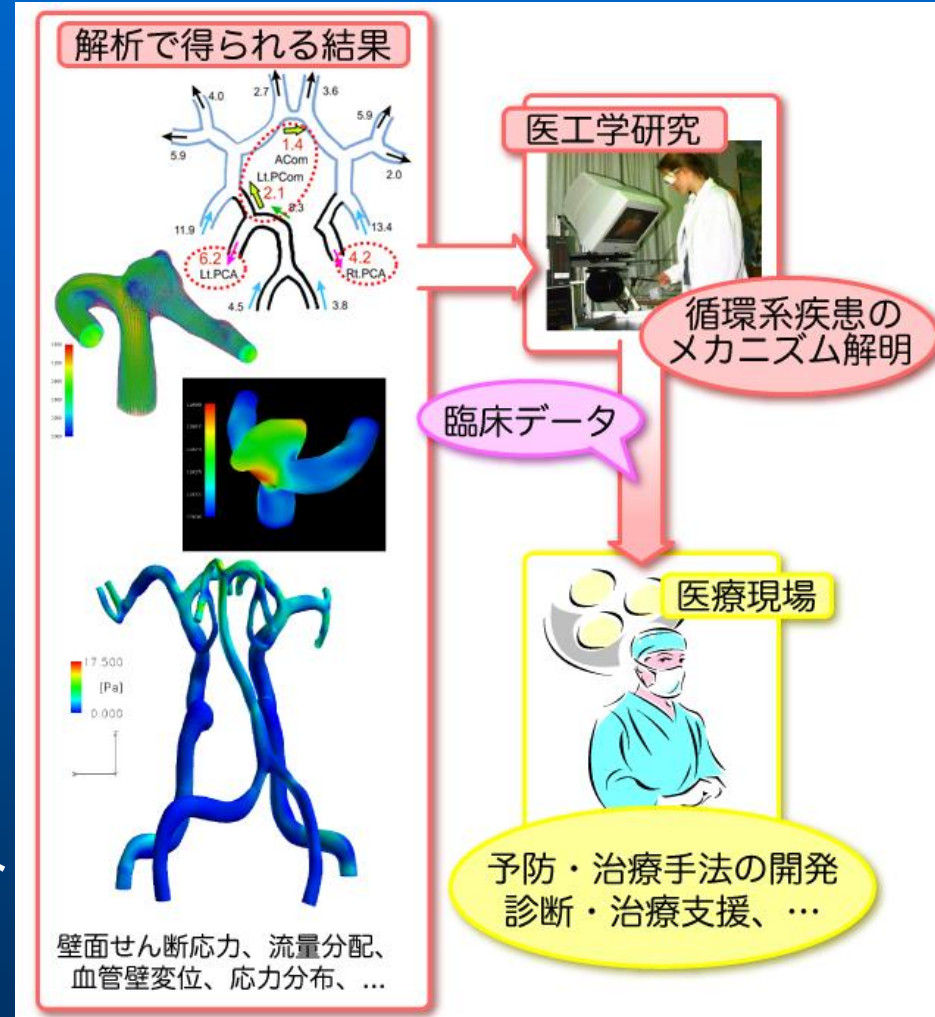
コンピュータ
シミュレーション

- ・非侵襲であり、倫理的な問題がない
 - ・壁面せん断応力などの力学情報の取得
 - ・予測・手術計画に最適
- より高度・安全・安心な予防, 治療,
診断方法の研究開発を迅速に推進

● 発展できる柔軟なシステム

新しい医学・生理学的な知見を継続的な組み込みが可能. 時代とともに技術が「成長」

→マルチスケール・フィジックスな現象に対応可能



個別の患者に対応できる治療・診断システム

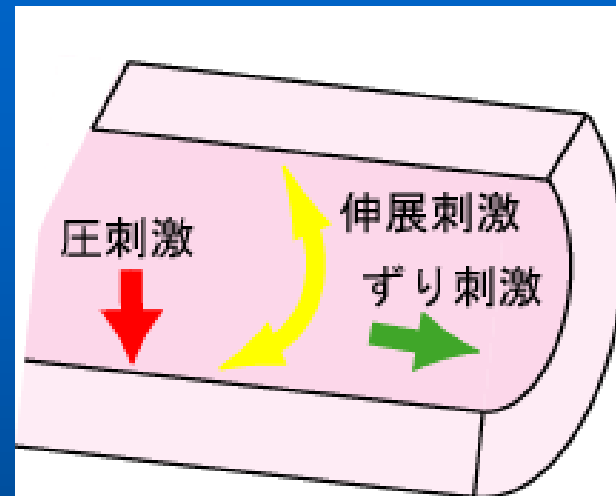
血流による力学的刺激

- 循環器系疾患の発症メカニズム

- 血流が血管壁におよぼす

- ・ 壁面せん断応力(ずり刺激)
- ・ 圧刺激(血圧)
- ・ 伸展刺激(血管壁の伸縮)

と病変との関わりが指摘されている^{*1,2}



- 血管最内面に存在する内皮細胞

- ・ 直接血流による刺激を受ける
- ・ 特に壁面せん断応力の影響を受ける^{*3}
- ・ 機能変化(物質の取り込み量、等)が変化する^{*4}

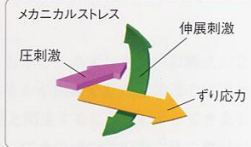
↓

流体(血行)力学的観点からの病変の要因解明のアプローチ

*1 Ross, Nature, 1993 *2 Caro et al, Nature, 1969 *3 飯田ら, バイオエンジニアリング講演会講演論文集, 2007 *4 工藤ら, 機論, 1998

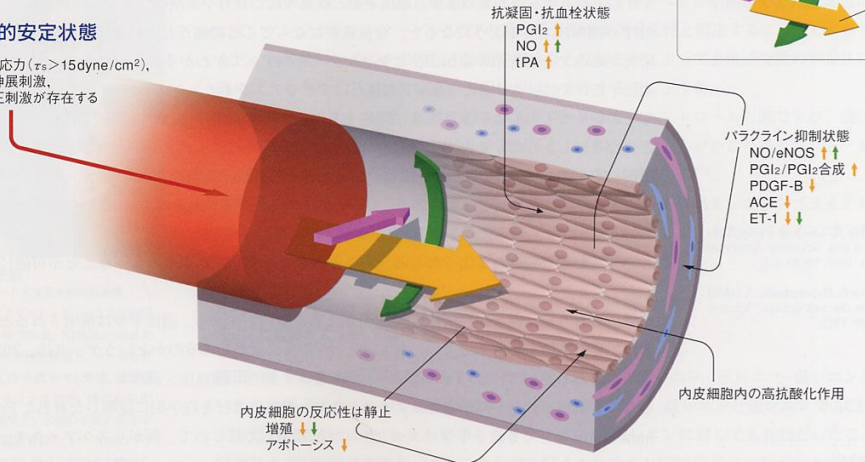
血流による力が細胞に影響を与える

[メカニカルストレスに対する内皮細胞の反応からみた動脈硬化モデル]



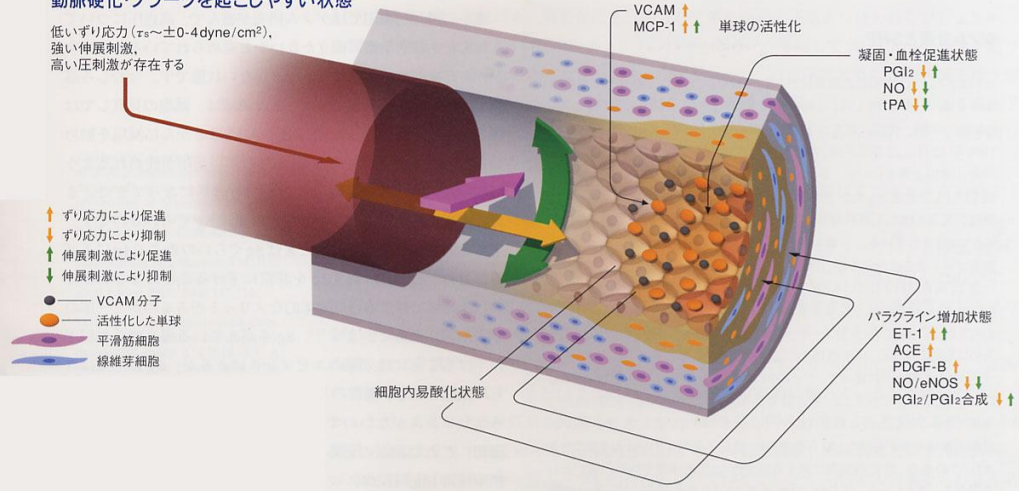
生理学的安定状態

正常なずり応力 ($\tau_s > 15 \text{ dyne/cm}^2$),
生理的な伸張刺激,
生理的な圧刺激が存在する

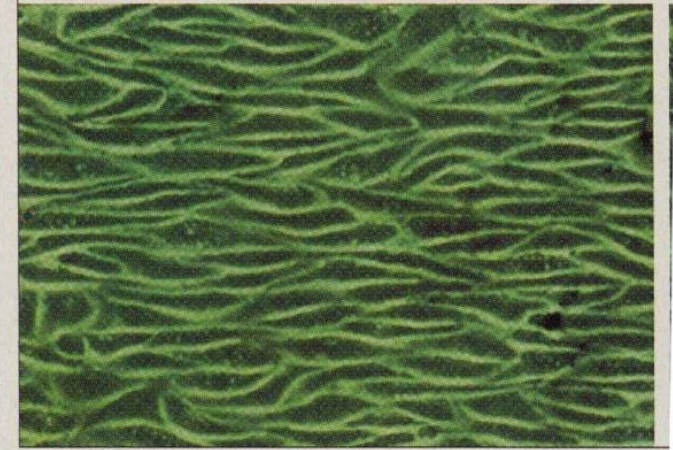


動脈硬化・プラークを起こしやすい状態

低いずり応力 ($\tau_s \sim \pm 0-4 \text{ dyne/cm}^2$),
強い伸張刺激,
高い圧刺激が存在する



Physiologic Arterial
Hemodynamic Shear Stress
($\tau_s > 15 \text{ dyne/cm}^2$)



Low Arterial
Hemodynamic Shear Stress
($\tau_s \sim \pm 0-4 \text{ dyne/cm}^2$)



研究の概要

脳血管形状モデル内流れの可視化計測



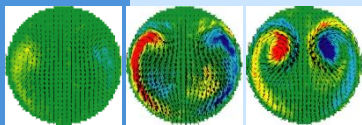
実血管形状モデル

動脈瘤内の流跡線

実血管形状モデル内流れのステレオPIV計測

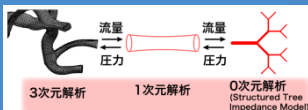


曲がり管モデル

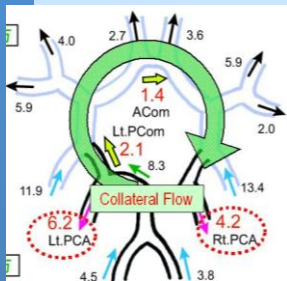


断面内2次流れパターンの時系列変化

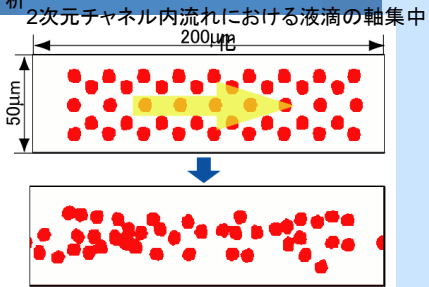
Willis動脈輪のマルチスケール大規模解析



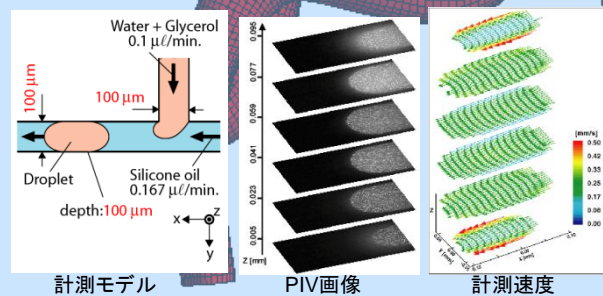
マルチスケール解析



格子Boltzmann法による液滴と流体の数値解析

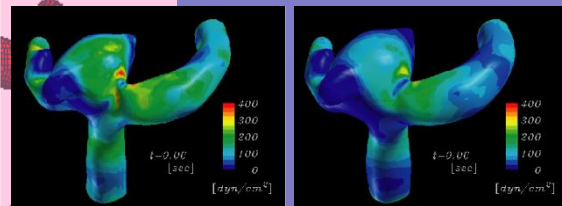


微小液滴内部流れの共焦点マイクロPIV計測



血流-血管壁の流体構造連成解析

中大脳脈周辺の壁面せん断応力分布

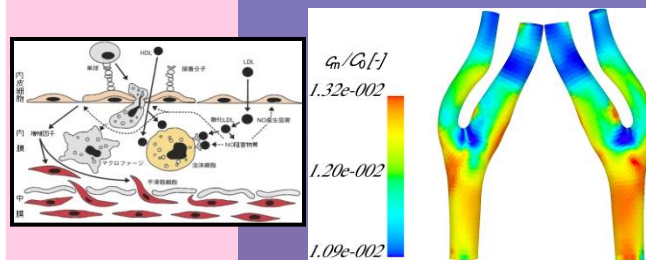


剛体壁

弾性壁

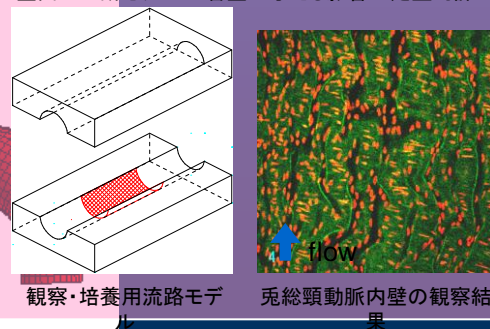
動脈硬化症における生理学的相互作用の取り扱い

力学的刺激と血管壁の物質吸収・物質生産の相互作用のモデル化



力学的刺激による血管内皮細胞の形態変化

壁面せん断応力が血管壁に与える影響の定量的評価



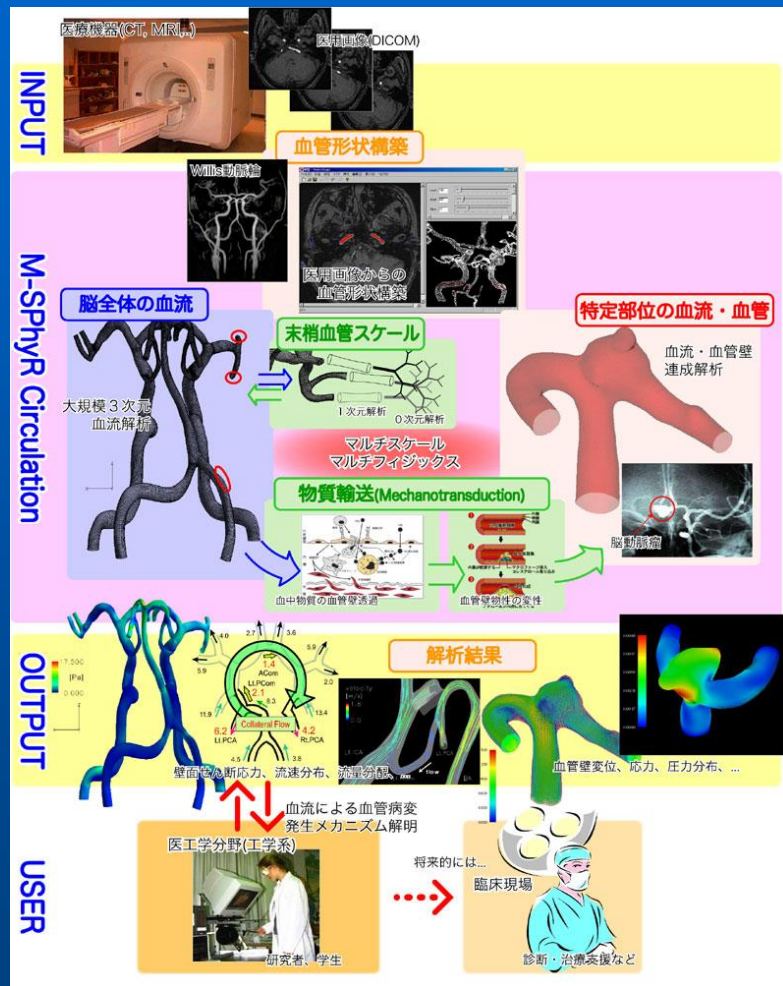
観察・培養用流路モデル

兎総動脈内皮の観察結果

循環器系シミュレーション

—患者個別に対応できるモデリングとシミュレーション—

循環器系統合シミュレーション



- ・MRI/CTなどの診断機器の医用画像に基づき(Image based)、実際の血管形状を作成

- ・患者個人個人の血管形状を考慮した(Patient specific)血流解析

- ・ミリオーダーの太い動脈から、毛細血管の効果まで含めたマルチスケールな解析

- ・脈動に伴う血管壁の移動、血流による血管内物質の壁面透過など脳血管におけるマルチフィジックスの解析



血管病変のメカニズム解明

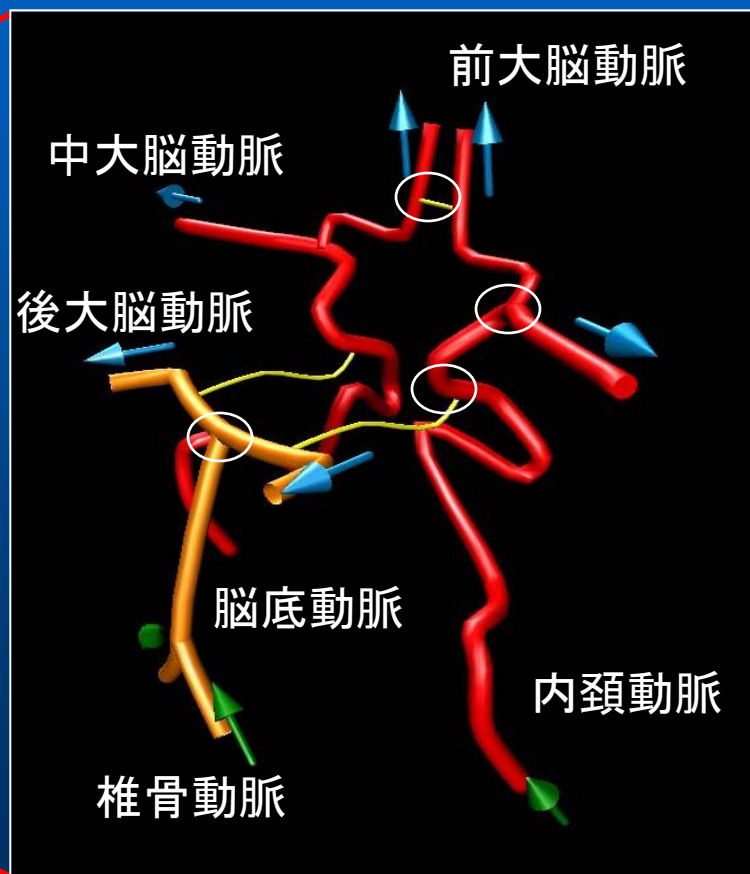
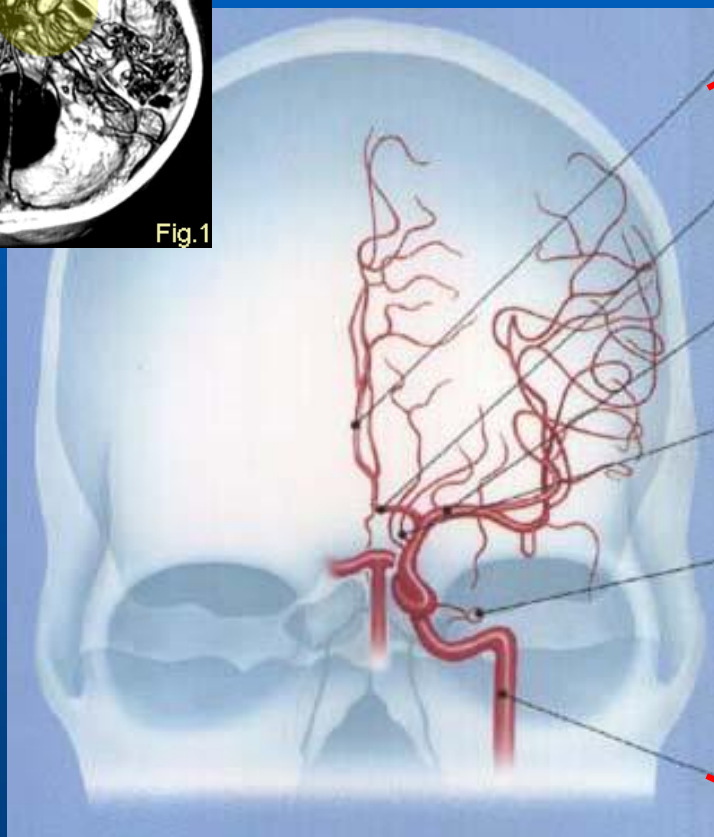


脳動脈破裂のリスク予想、より効果的な予防・治療法の開発、...

脳の中の血流

脳動脈瘤

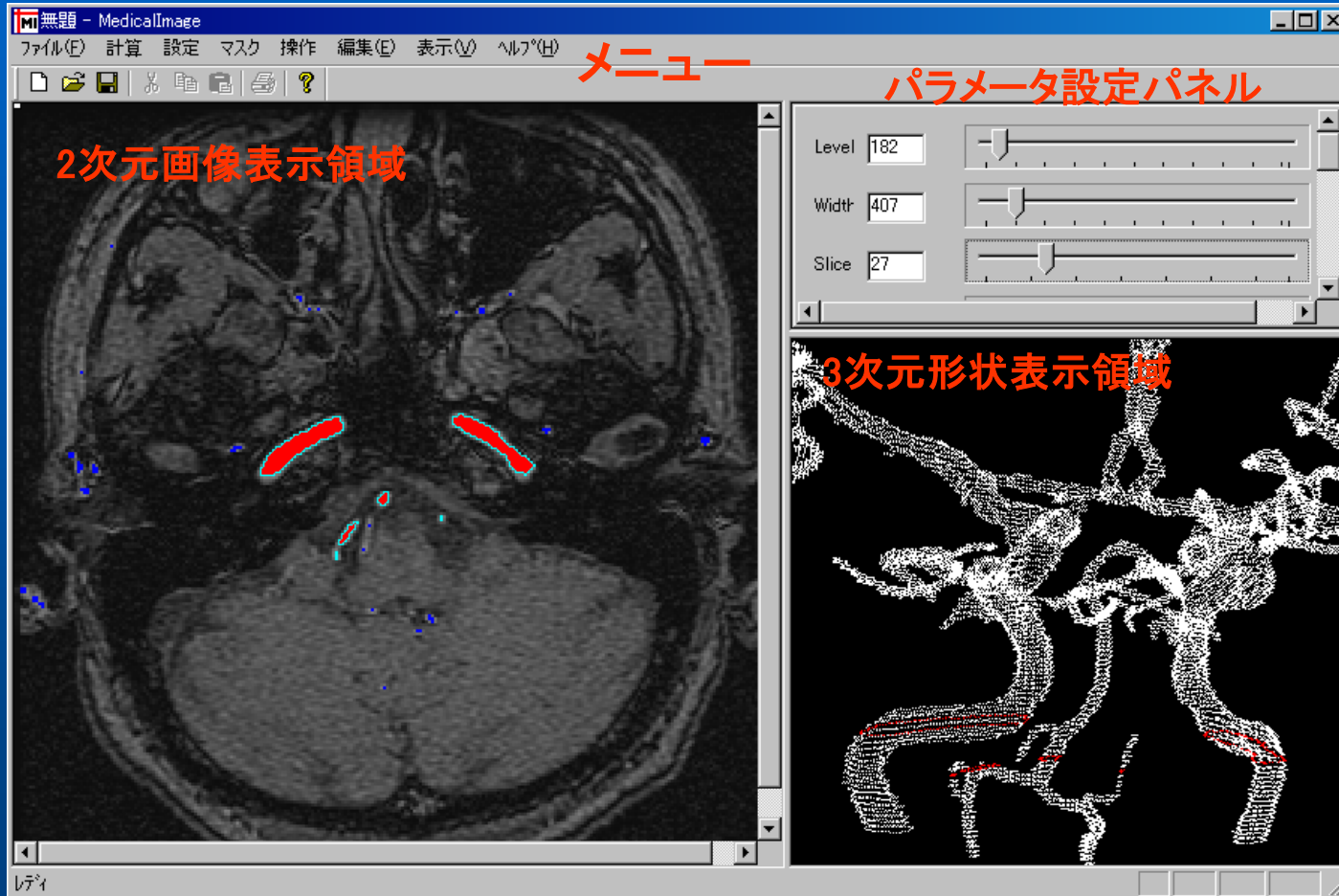
(10mm程度の囊状の瘤)



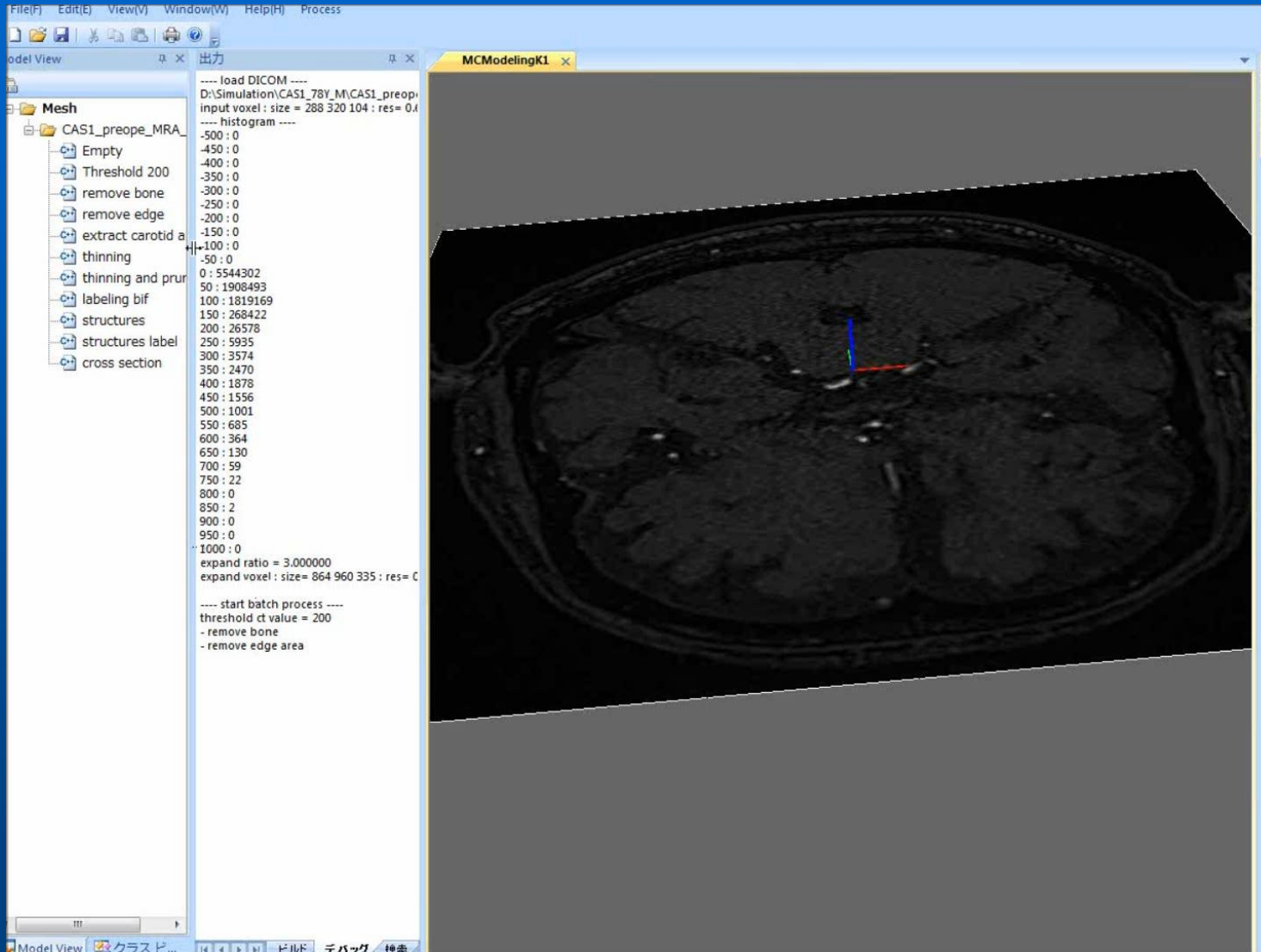
ウィリス動脈輪 (主要な脳血管網)²

医用画像からの血管モデリングとパラメータ化

MC-Modeling画面



GUIによるInteractiveな操作

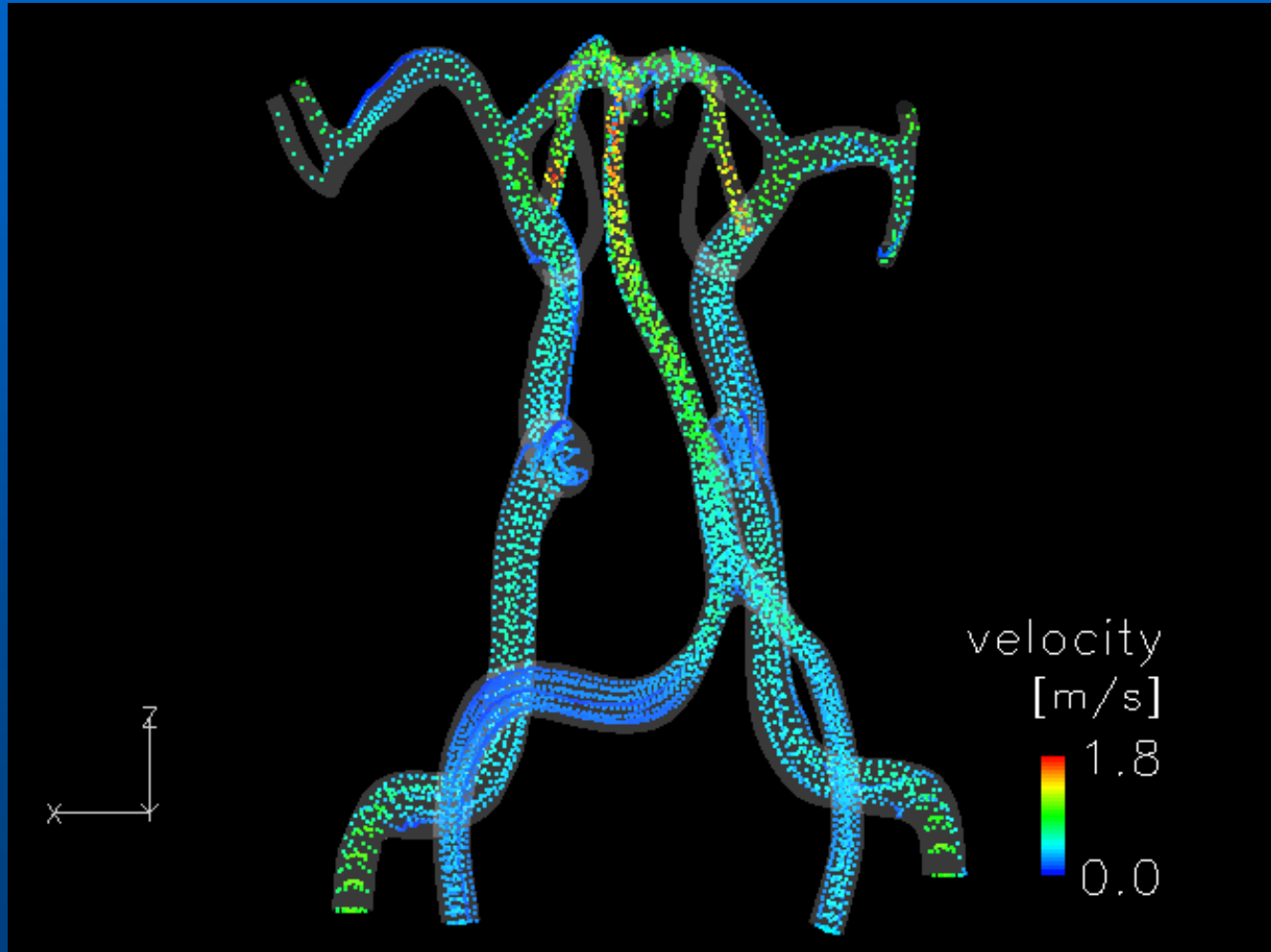


脳血管網 (Willis動脈輪) の3次元モデル

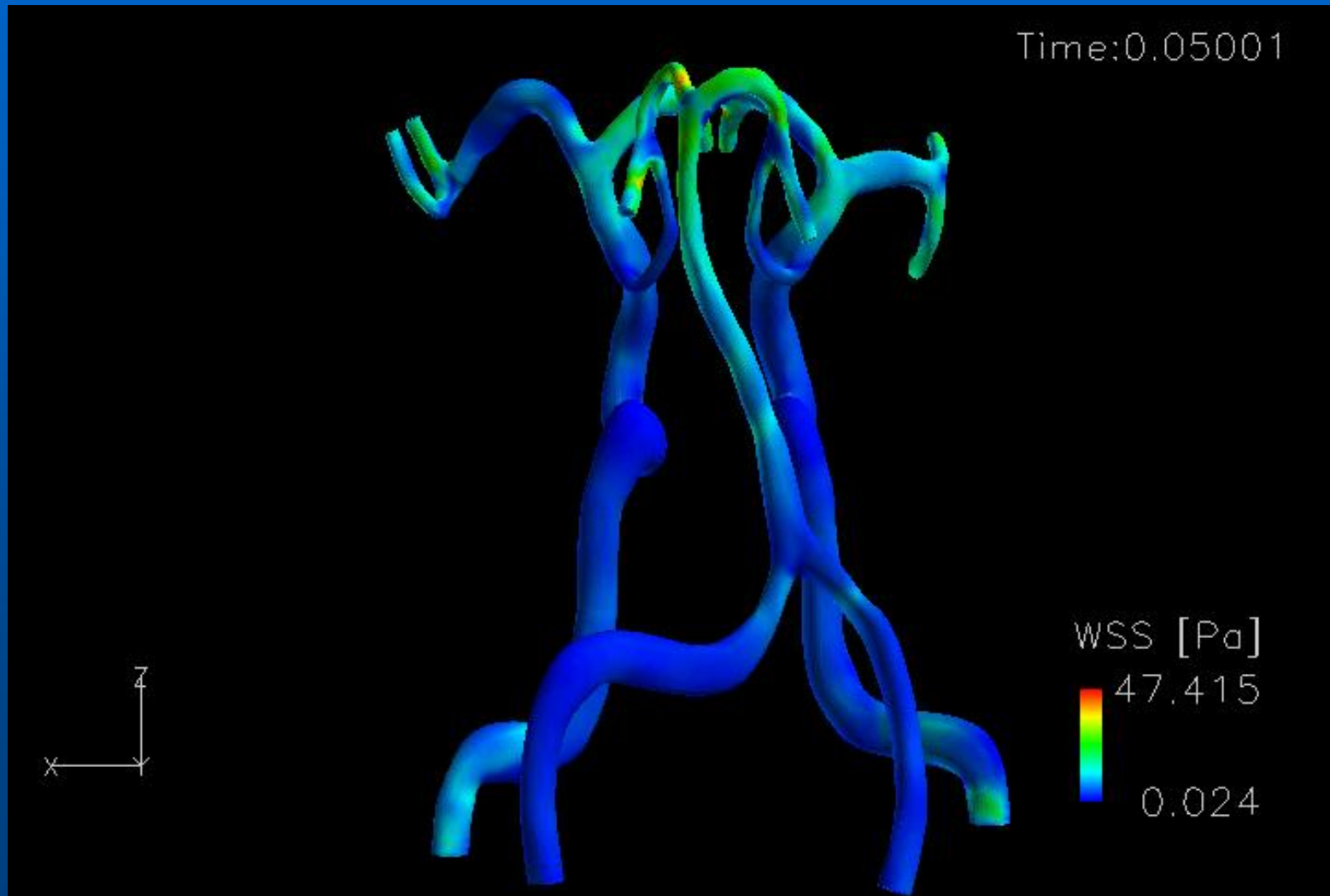


分岐・屈曲が多く、非常に複雑な形状

解析結果

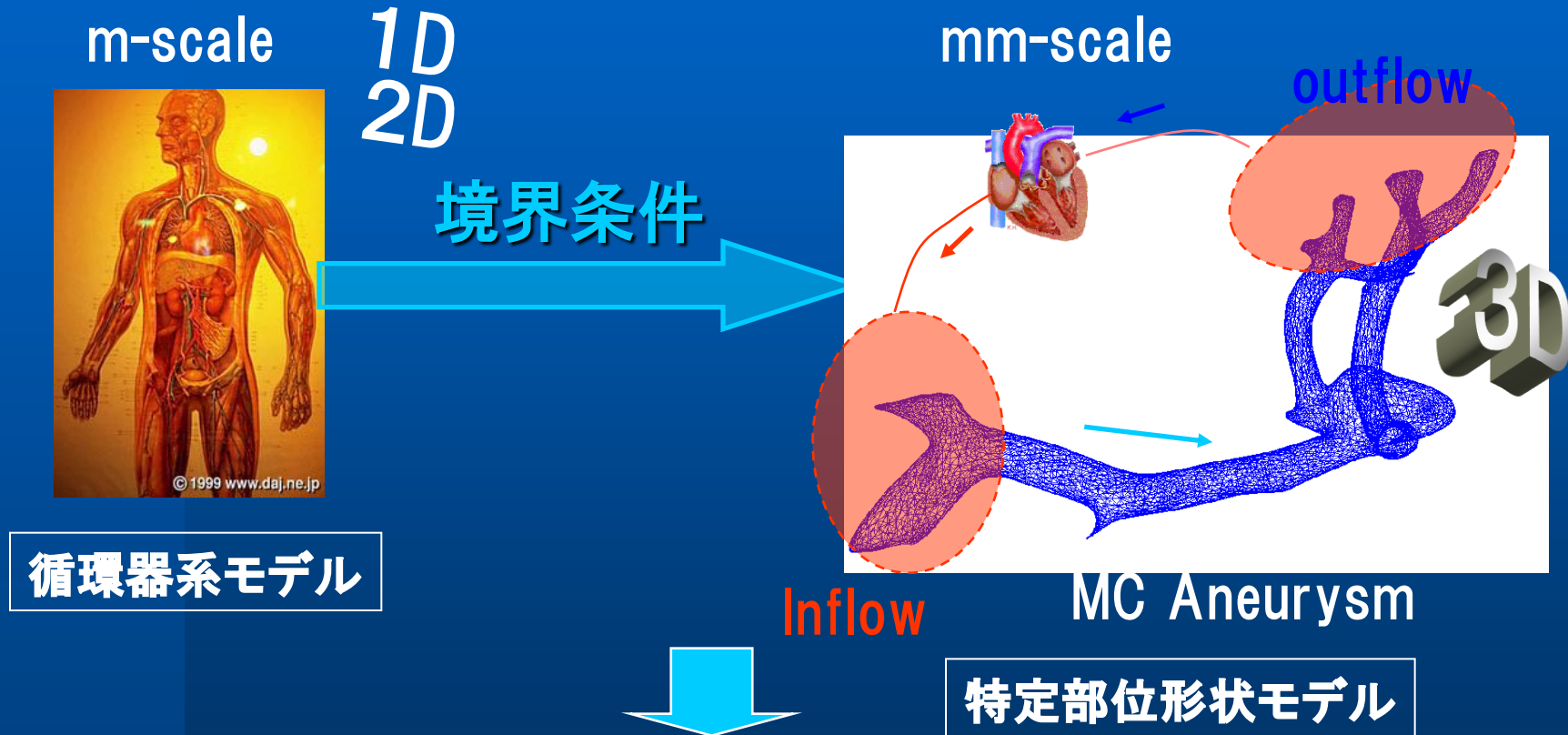


解析結果



さらに現実に近いin vivo simulationを目指して

閉ループの循環器系の中での特定部位の計算



局所の解析であっても全身循環の影響を考慮する必要あり
流量分配の変化 ⇔ 力学的刺激の変化

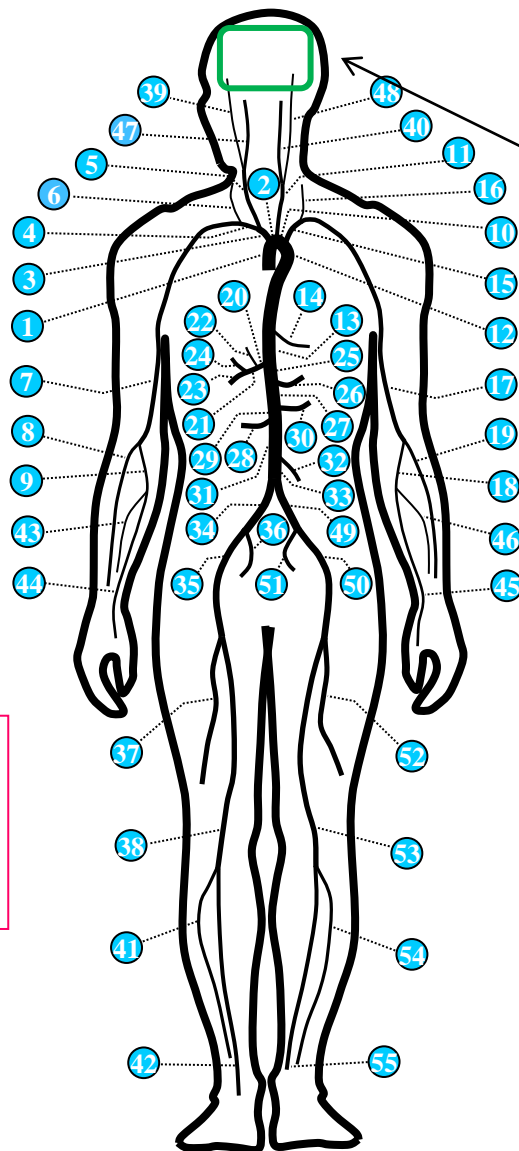
解析手法(1次元と0次元解析)

全身循環を模擬

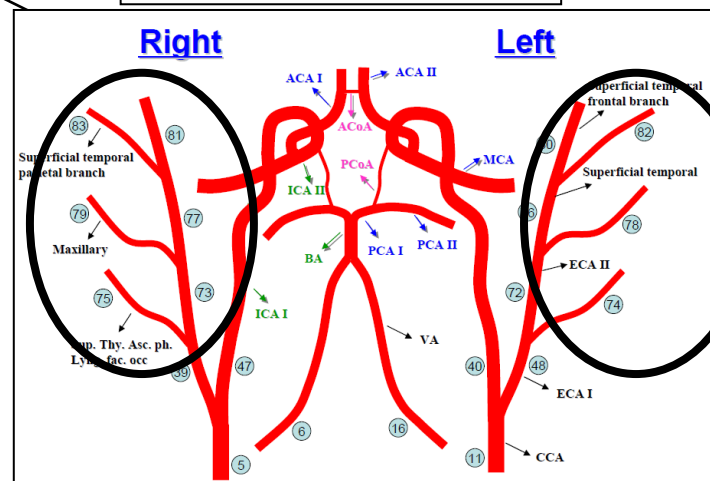
- ・心臓
- ・主要な動脈55本
- ・細動脈・毛細血管
- ・静脈



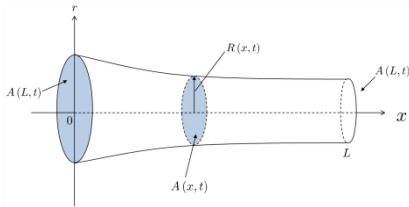
頸動脈の狭窄に対する
ステント手術の影響
を検証



Wills + ECA model



1D-0D 解析手法



<1D Simulation>

- Pressure waves due to wall dynamics are considered

- Governing Eqs.

Mass conservation Eq.

$$\frac{\partial A}{\partial t} + \frac{\partial Q}{\partial z} = 0$$

Momentum conservation Eq.

$$\frac{\partial Q}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial z} \left(\frac{Q^2}{A} \right) + \frac{A}{\rho} \frac{\partial P}{\partial z} + 8\pi\nu \frac{Q}{A} = 0$$

Relationship bt.pressure-area

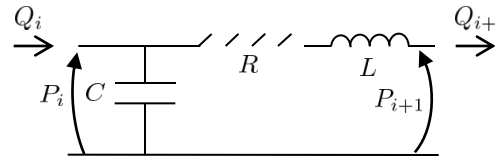
$$P - P_0 = \frac{Eh_0}{r_0(1 - \sigma^2)} \left(\sqrt{\frac{A}{A_0}} - 1 \right)$$

- Discretization method

2 stpes Lax-Wendroff method

$$\Delta t = 5.0 \times 10^{-5} \text{ s}$$

Young modulus varies with an age



<0D Simulation>

- capillary, vein, heart are molded
- Lumped parameter model

- Governing Eq.

$$C \frac{dP_i}{dt} + Q_{i+1} - Q_i = 0$$

$$L \frac{dQ_{i+1}}{dt} = -(P_{i+1} - P_i) - RQ_{i+1}$$

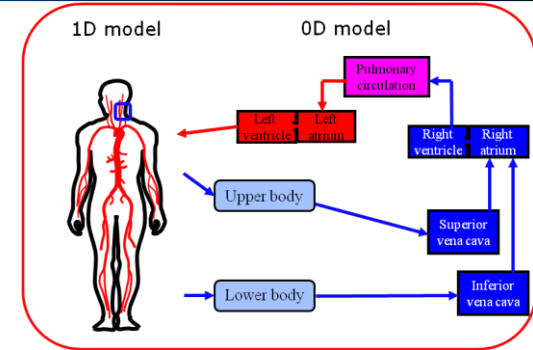
- Discretization

Time: 4th orider Runge-Kutta method

$$\Delta t = 5.0 \times 10^{-5} \text{ s}$$

- Lumped parameters

Te values of C,R, and L are varied with an age and taken from references*.



- ν : dynamic viscosity
- p : pressure
- Q : flow rate
- A_0 : reference area
- A : area
- r_0 : reference diameter
- σ : Poison ratio
- E : Young Modulus
- h_0 : wall thickness

C : compliance

R : resistance

L : inductance

*N. Stergiopulus, et al. Journal of Biomechanics 25,1477-1488 (1992)

K. H. Parker et.al, Journal of Biomechanics 37, 457-470 (2004)

F.Y. Liang et al. Journal of Biomechanics 42, 692-704 (2009)

全身循環を考慮したステント留置術の術前・術後のシミュレーション

□ 内頸動脈ステント手術

78歳, 男性

左側内頸動脈(L.ICA)高度狭窄による左脳梗塞

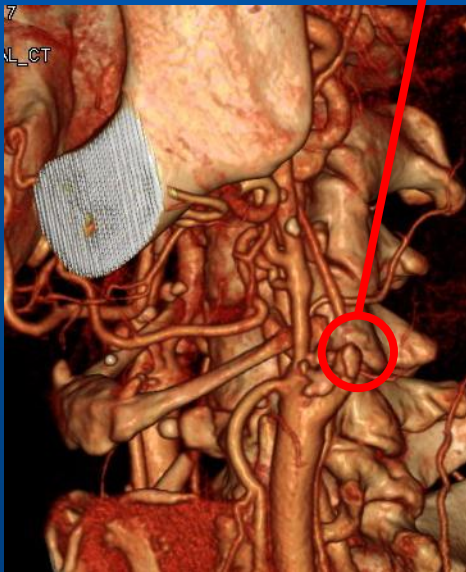
ステント手術後, 左側中大脳動脈(L.MCA)において出血



シミュレーションによる術後の予測

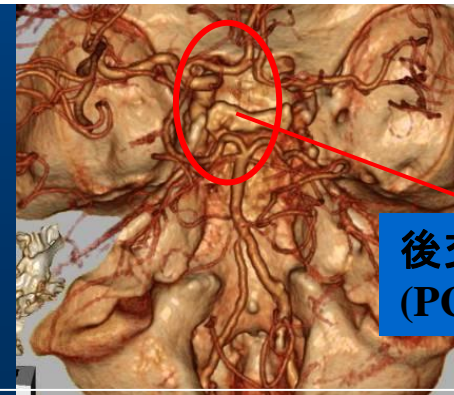
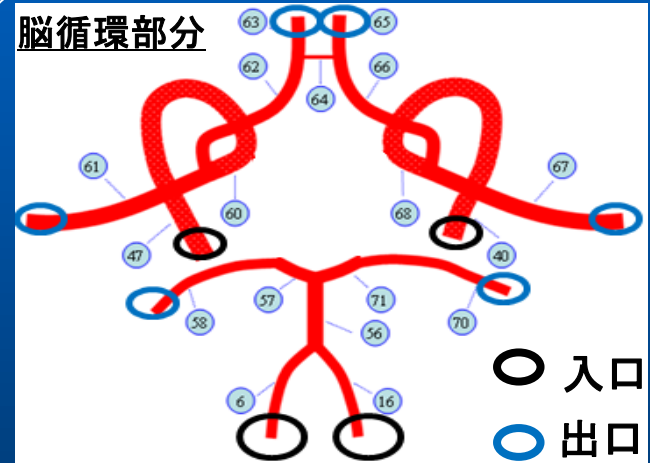
術前

狭窄率:????
狭窄の長さ:3mm



CTA

術後



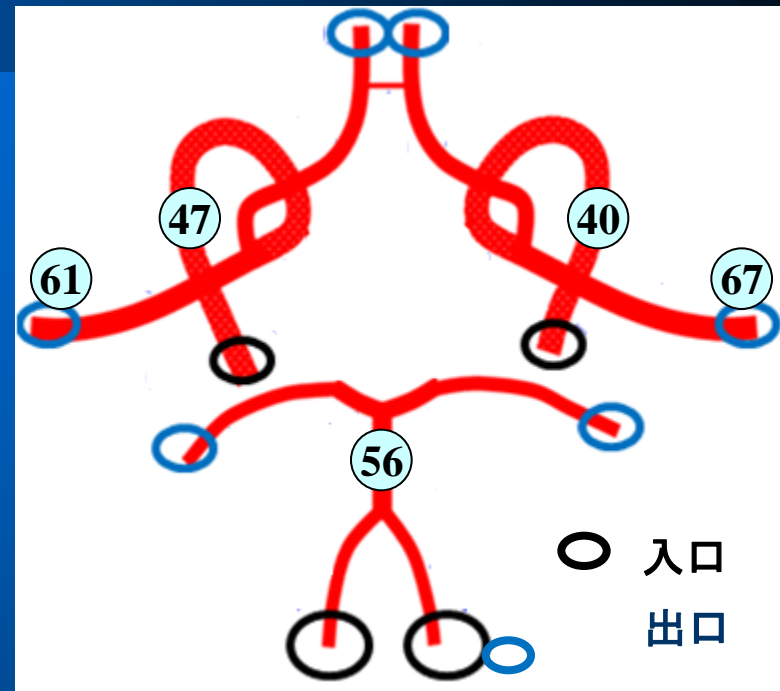
後交通動脈 (PCoM)がない

Angiography

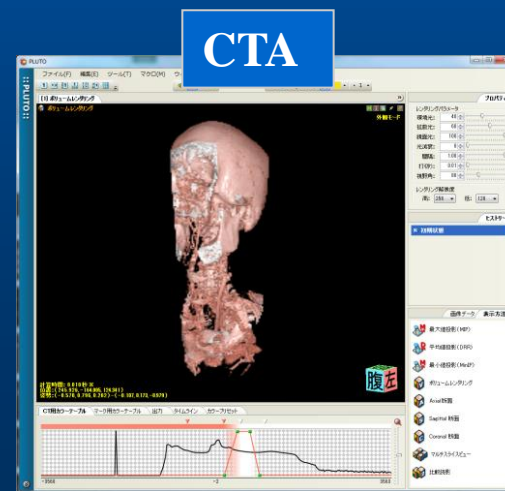
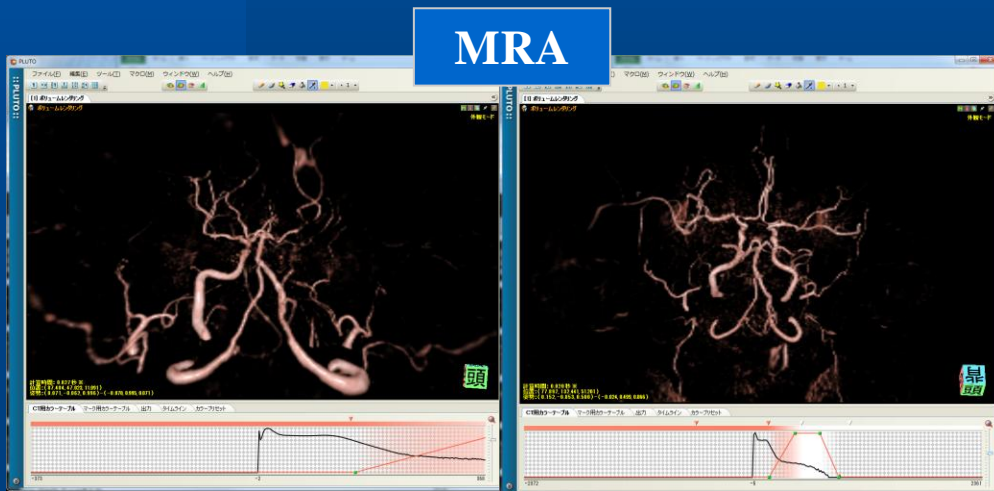
患者のデータ

1. Flow Rate & Pressure (MRI)

Averaged FR(ml/min)	Pre	Post
Rt. ICA (47)	51.1	231.8
Lt. ICA (40)	76.4	186.9
BA (56)	154.9	142.0
Rt. MCA (61)	71.2	50.3
Lt. MCA (67)	23.1	59.3
Averaged BP (mmHg)	100.0	95.0

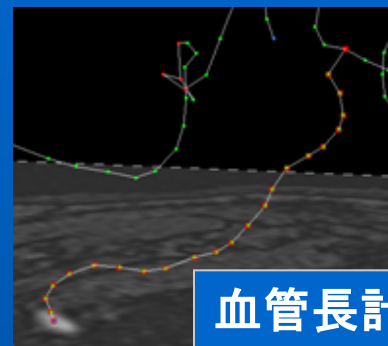
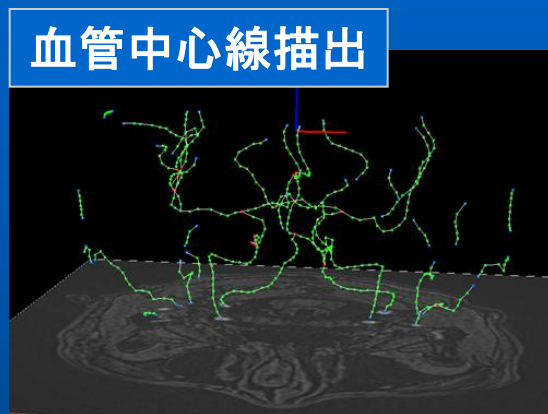
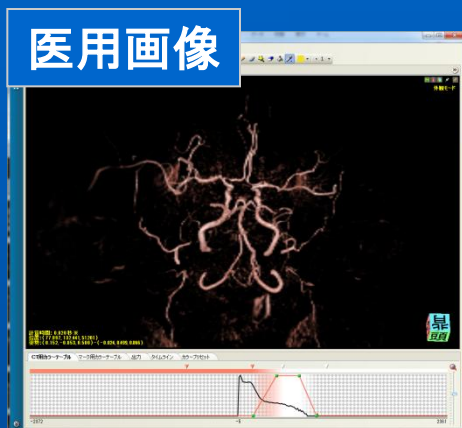


2. MRA & CTA (Pre- & Post-)

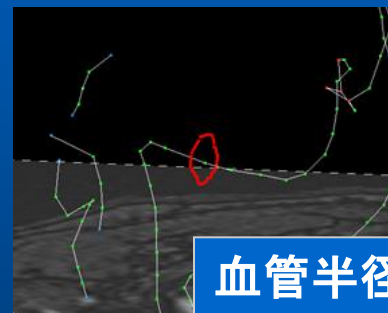


パラメータ算出方法

- 手順1: 血管径・長さの計測
各血管の長さや両端の血管径を計測



血管長計測



血管半径計測

	L.ICA
Post_data	L:84.4
	r0:1.05
	r1:1.02



- 手順2: 流量の推定
- 手順3: 末梢抵抗の調整
- 手順4: 狭窄率の推定(術前のみ)

術前・術後の比較

◆ Resistance (mmHg·s·ml(-1))

血管番号	58	70	61	67	63	65
No.1(pre)	43.8	37.7	49.4	143.1	24.5	13.9
No.2(post)	14.5	19.4	71.4	59.6	10.6	12.6

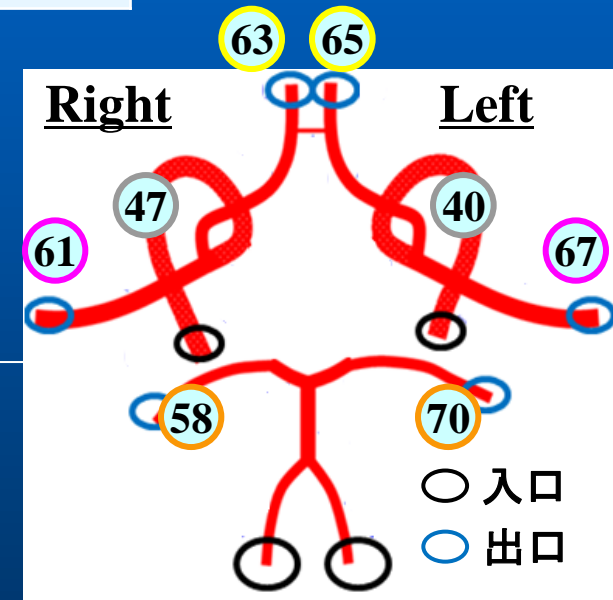
◆ Stenosis

0.85 (0.81~1.00)

◆ Flowrate(ml/min)

斜字: 実測値or 推定値

血管番号 SS	58	70	61	67	63	65	47	40
No.1(pre)	77.5	77.5	71.2	23.1	116.6	116.6	251.1	76.4
実測データ (pre)	77.5	77.5	71.2	23.1	116.6	116.6	253.7	75.2
No.2(post)	71.0	71.0	50.0	59.3	154.7	154.7	233.9	187.0
実測データ (post)	71.0	71.0	50.3	59.3	154.7	154.7	231.8	186.9



◆ 平均血圧(mmHg)

No.1	99.7 (100)
No.2	95.0 (95.0)

◆ 脳内の流量(ml/s)と拍出量に対する割合

No.1(pre)	8.05ml/s	11.2%
No.2(Post)	9.35ml/s	12.7%

術前の算出データと術後の実測値との比較

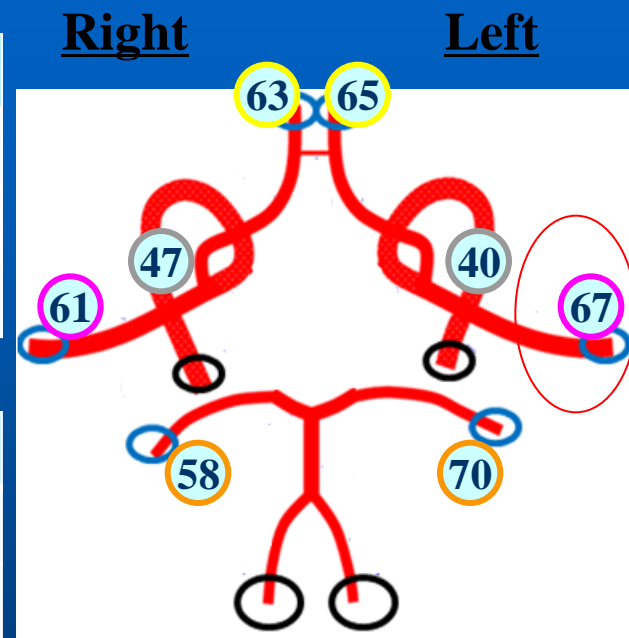
□ 術前の状態で算出したパラメータを用い, L.ICAの狭窄をなしとして, 計算

◆ Resistance (mmHg·s·ml(-1))

血管番号	58	70	61	67	63	65
Measurement(post)	-	-	-	-	-	-
No.1(pre)	<u>43.8</u>	<u>37.7</u>	<u>49.4</u>	<u>143.1</u>	<u>24.5</u>	<u>13.9</u>
No.2(post)	14.5	19.4	71.4	59.6	10.6	12.6

◆ Flowrate(ml/min)

血管番号	58	70	61	67	63	65	47	40
	71.0	71.0	50.3	59.3	154.7	154.7	231.8	186.9
No.1	<u>96.4</u>	<u>93.7</u>	<u>60.5</u>	<u>32.2</u>	<u>96.2</u>	<u>107.8</u>	<u>142.0</u>	<u>157.1</u>
No.2	71.0	71.0	50.0	59.3	154.7	154.7	233.9	187.0



□ 考察

計測上

L.MCA(67)

r0



67

r0:1.04mm
r1:0.80mm



実際は



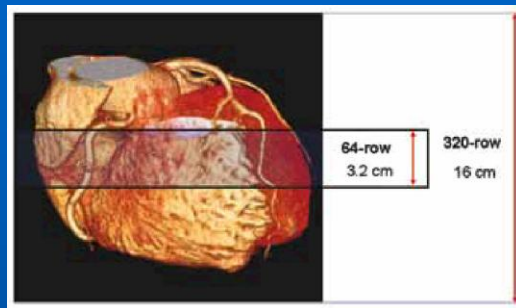
1Dの形状をより正しくパラメータに反映させる必要がある

4D医用画像からの血管壁の材料特性のin vivo同定

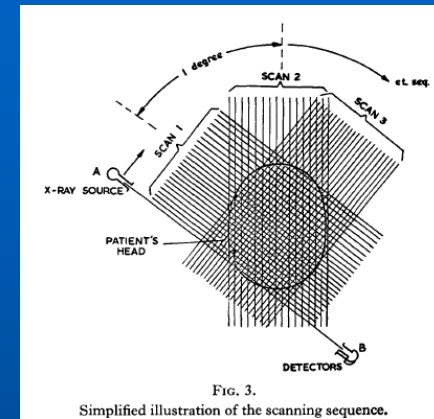
prospectively ECG-gated single-heartbeat axial 320-MDCT



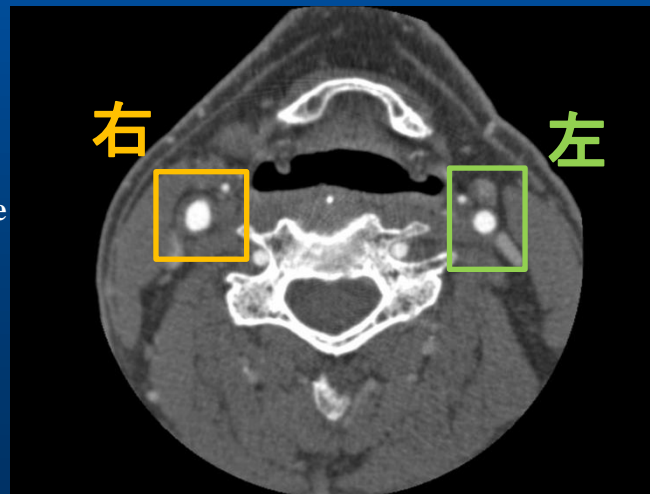
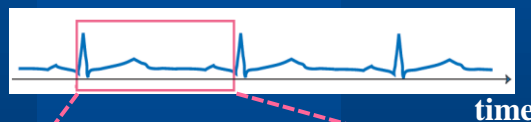
TOSHIBA MEDICAL Inc.「Aquilion ONE」



0.5mm (detector's interval) × 320 = 16cm
Round-trip time = 0.35sec



心電図



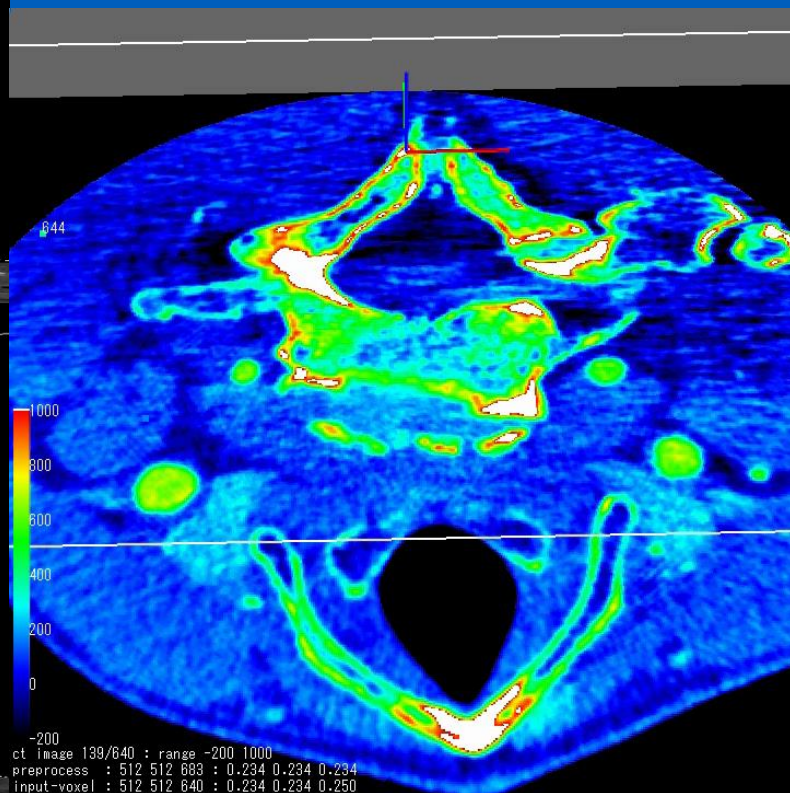
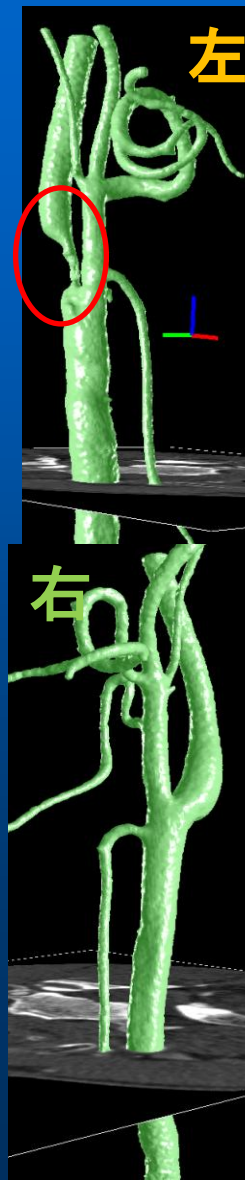
Acquisition data

- male , 60 year
- 20 CT data
- 40msec interval
- Single heart beat ~ 800msec
- resolution 0.234 x 0.234 x 0.5 mm
- pixel number 512 x 512 x 640

生体内の血管壁の材料特性の推定が可能になる

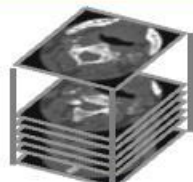
本研究に使用する 時系列CT画像データ(4D画像)の詳細

- 患者様
 - 60歳男性
- 撮影日
 - 2009/4/21
- 所見
 - 左側の内頸動脈に狭窄あり
 - 動脈硬化による石灰化が見られる
- 時系列CT画像
 - 40msec 間隔、20セットデータ
 - ピクセル数 512 x 512 x 640
 - 解像度 0.234 x 0.234 x 0.5 mm
- 撮影機器
 - Aquilion ONE (320列面検出器搭載)
- 撮影モード
 - ダイナミックボリュームスキャン
 - アキシアルスキャン
 - Retrospective -ECG-gating 法

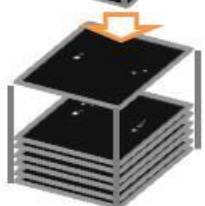


4D画像に対する血管壁面のトラッキング手法

基準のCT画像



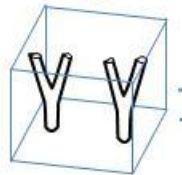
領域分割
(Region Growing法)



中心線導出
(斉藤らの手法)



表面形状の作成
(B-Splineによる
形状の関数表現)



<ステップ1>
血管形状のパラメータ化

- ・長さ、直径
- ・曲率、捩れ率
- ・血管のつながり情報

壁面上の1点1点の
対応を取るために、
explicitな方法を取る

Active Contour Model

Minimize Energy function

$$E(\mathbf{x}) = S(\mathbf{x}) + P(\mathbf{x})$$

内部変形エネルギー

$$S(\mathbf{x}) = \frac{1}{2} \int_0^1 \left(w_1 |s| \left| \frac{\partial \mathbf{x}}{\partial s} \right|^2 + w_2 |s| \left| \frac{\partial^2 \mathbf{x}}{\partial s^2} \right|^2 \right) ds$$

外部ポテンシャルエネルギー

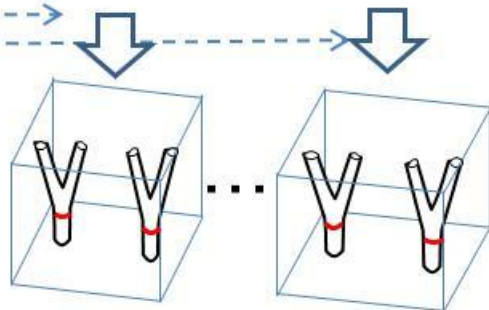
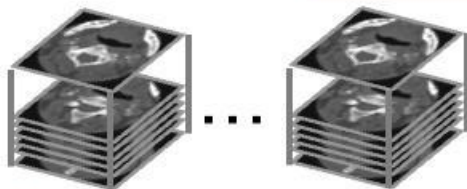
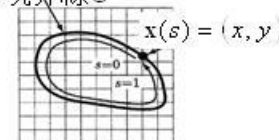
$$P(\mathbf{x}) = \int_0^1 P(\mathbf{x}(s)) ds$$

時間発展の式 (Euler-Lagrange equation)

$$\frac{\partial \mathbf{x}(s,t)}{\partial t} = w \frac{\partial^2 \mathbf{x}(s,t)}{\partial s^2} - w_1 \frac{\partial \mathbf{x}(s,t)}{\partial s} - \nabla P(\mathbf{x})$$

Snakes [1988, Kass, Witkin, Terzopoulos]

境界線C

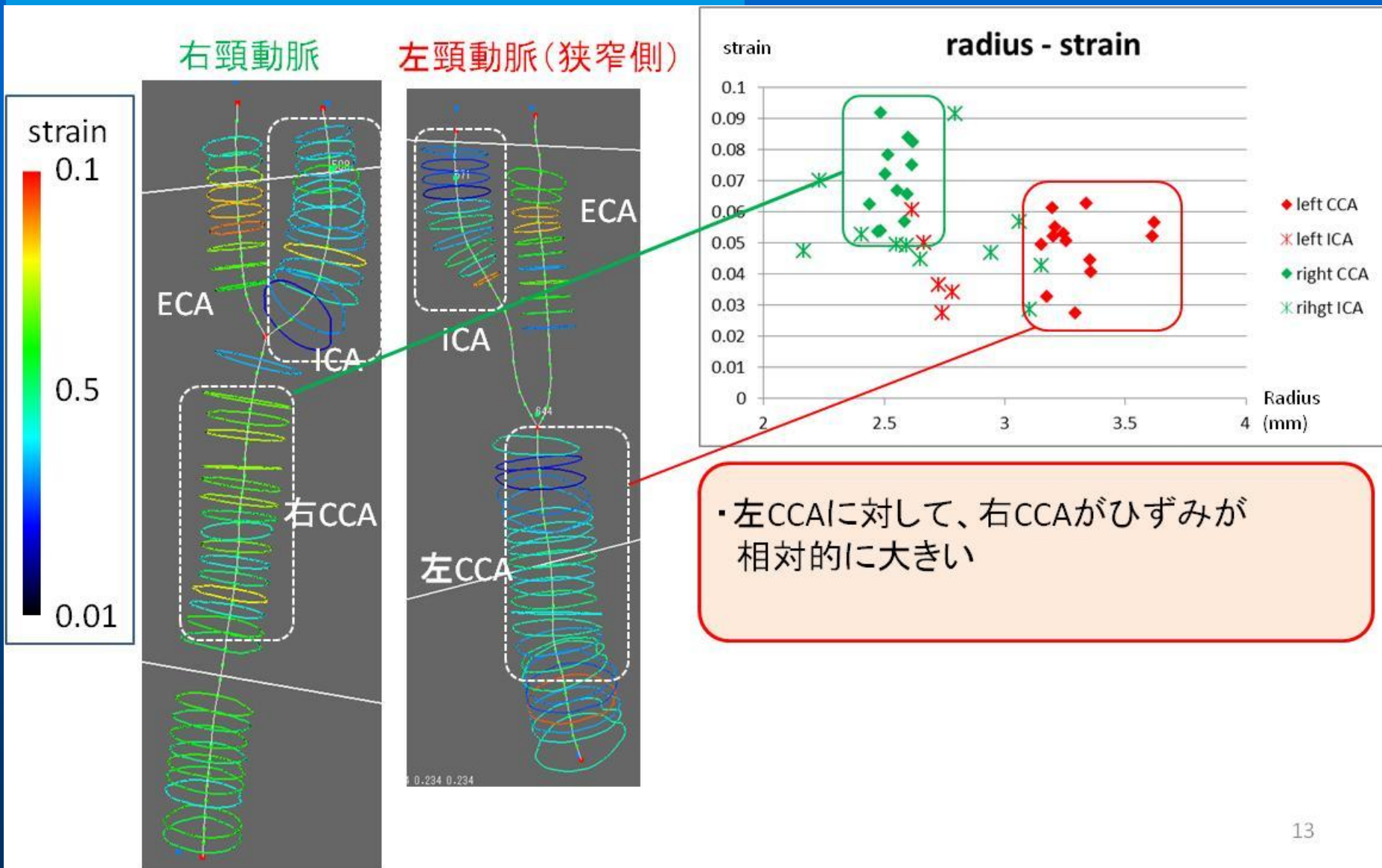


<ステップ2>
形状変形による追跡(4D画像)

その他の計測装置からの情報
・1心拍の血圧値

<ステップ3>
追跡結果と血管形状との関連付け
・血管壁の材料特性

血管壁のひずみの計測結果



ヤング率・圧力弾性係数の計測結果

血管分岐位置から、約1.5cm下を計測
血管壁の厚さは、CT画像から座標点を取得して計測

	radius_min (mm)	radius_max (mm)	strain	Thickness (mm)	ΔP (mmHg)	Young率 (kPa)	圧力弾性 係数(kPa)
右頸動脈	2.62	2.84	0.082	1.2	53.3	209	86
左頸動脈(狭窄側)	3.61	3.80	0.052	1.9	53.3	268	137



TABLE 5. Pressure-Strain Elastic Modulus and Young's Elastic Modulus of Participants in Atherosclerosis Risk in Communities Study

Age group (yr)	Pressure-strain		Young's	
	F	M	F	M
45-49	105±39	116±39	701±324	771±309
50-54	127±52	127±49	825±387	817±375
55-59	142±55	144±61	868±409	882±448
60-64	163±65	165±79	965±491	983±557

Ward A. Riley, et al. "Ultrasonic Measurement of the Elastic Modulus of the Common Carotid Artery", Stroke 23, 952-956 (1992).

血管壁の厚さ
~0.7mm

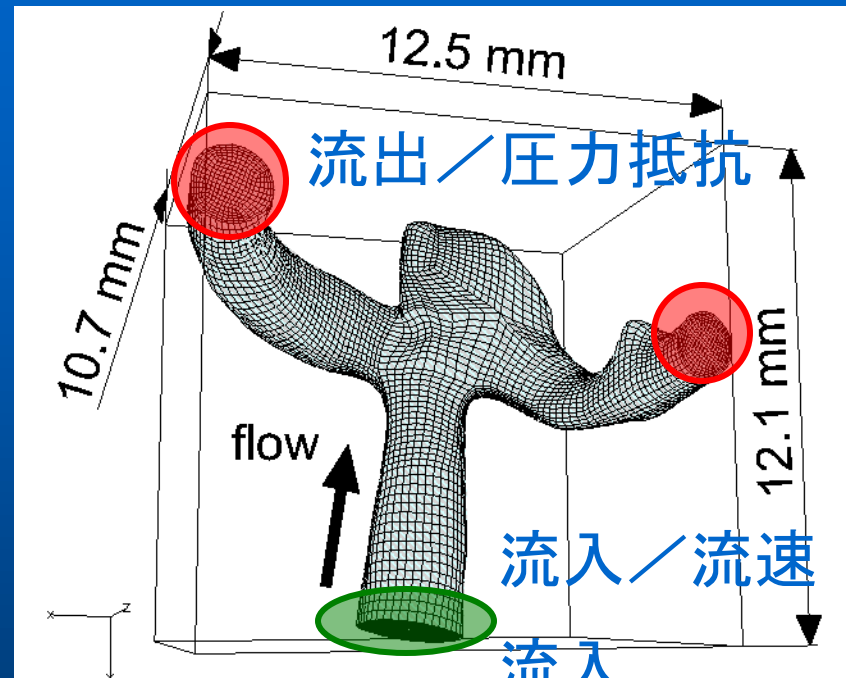
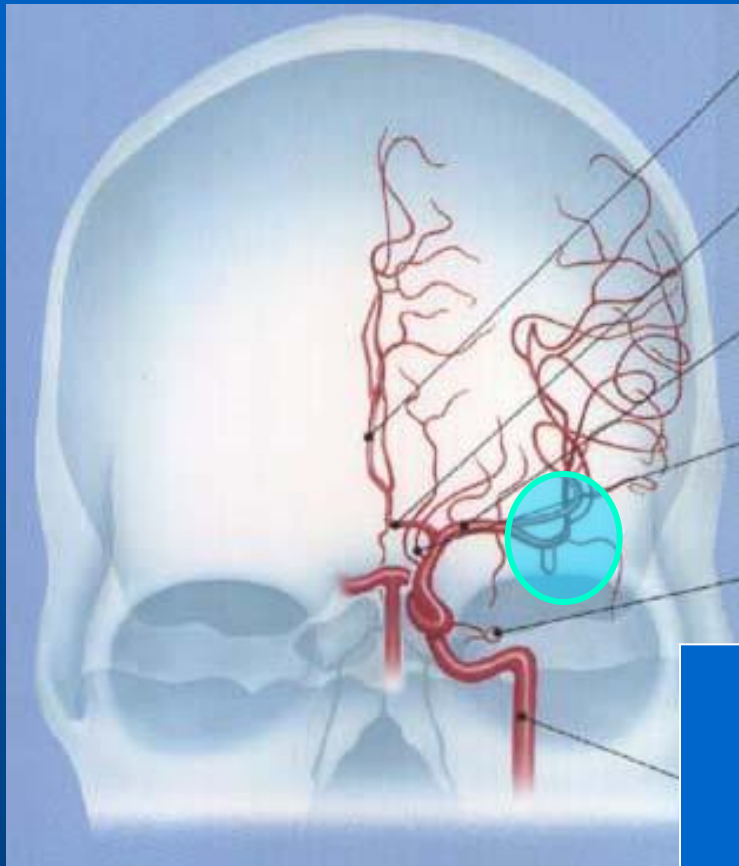
ヤング率

$$E_y = \frac{\Delta P R_{\min} R_{\max}}{W_i \Delta R}$$

狭窄側で、ヤング率、圧力弾性係数が共に大きく出ている。

脳動脈瘤について

● 中大脳動脈分岐部 (59歳女性)



- 血管壁の弾性係数: 1MPa,
- 厚み: 0.3mm
- 血管壁のPoisson比: 0.45
- 血液: Newton流体を仮定,
粘性係数4.0cP (Re = 80 ~ 400)

3次元: 血流と血管壁の相互作用

ALE Finite Element Method

Fluid (incompressible blood flow)

- Continuity equation $\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0$

- Navier-Stokes equation

$$\rho^f \frac{\partial u_i}{\partial t} + \rho^f c_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = \frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j}$$

where

$$\sigma_{ij} = -p\delta_{ij} + \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right)$$

Domain Deformation

Strong Coupling

Fluid Forces

Structure (arterial wall)

- equilibrium equation

$$\rho^s \frac{d^2 v_i}{dt^2} = \frac{\partial (S_{ik} F_{jk}^T)}{\partial x_j}$$

v : displacement vector

S : 2nd Piola-Kirchhoff tensor

F^T : transpose of right Cauchy-Green deformation tensor

- Large deformation
- Hyper elastic model

Material Model: High order Mooney-Rivlin model

$$W = c_1(I_c - 3) + c_2(II_c - 3) + c_3(I_c - 3)^2$$

$$+ c_4(I_c - 3)(II_c - 3) + c_5(II_c - 3)^2 + c_6(I_c - 3)^3$$

$$+ c_7(I_c - 3)^2(II_c - 3) + c_8(I_c - 3)(II_c - 3)^2$$

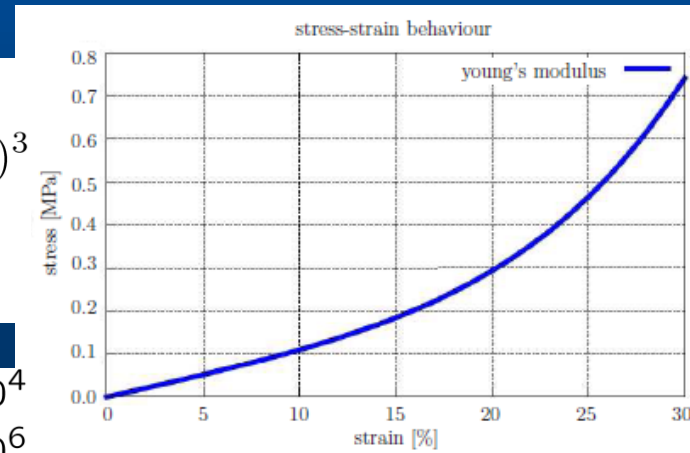
$$+ c_9(II_c - 3)^3$$

$$S_{ij} = \frac{\partial W_{ij}}{\partial E_{ij}}$$

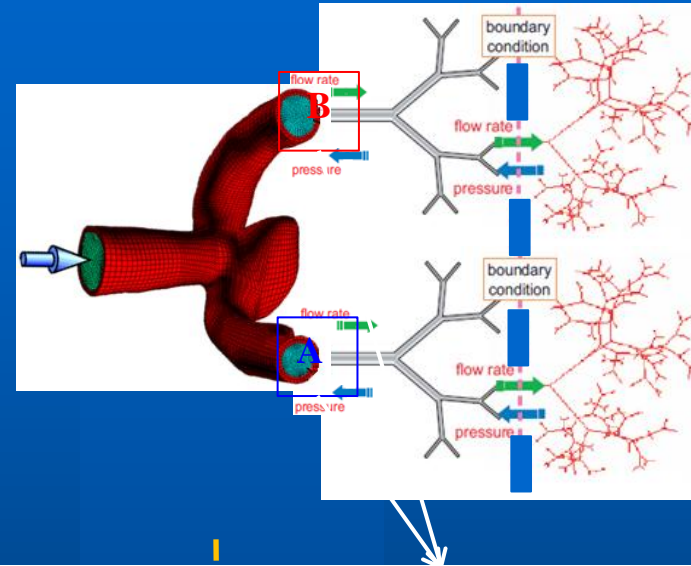
$$C_1 = 1.7 \times 10^5 \quad C_2 = 0.0 \quad C_3 = 1.0 \times 10^4$$

$$C_4 = 0.0 \quad C_5 = 1.0 \times 10^5 \quad C_6 = 1.0 \times 10^6$$

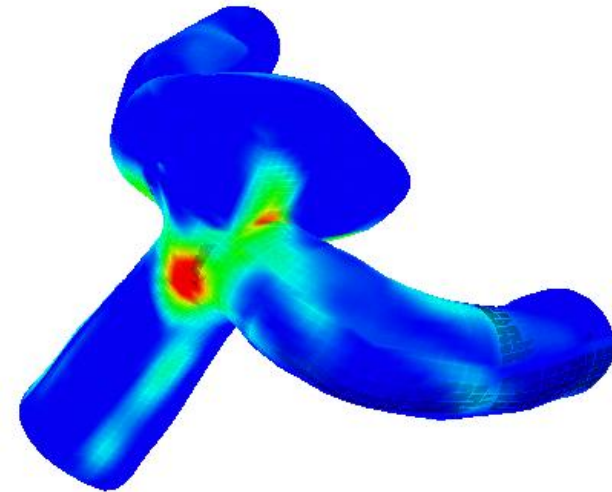
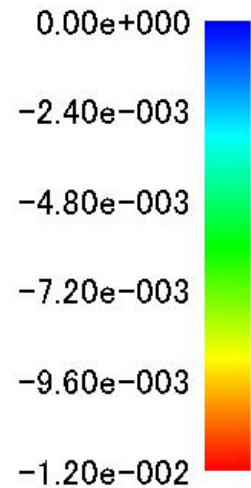
$$C_7 = 0.0 \quad C_8 = 0.0 \quad C_9 = 0.0$$



3次元FSI+10-0Dの末梢血管モデル

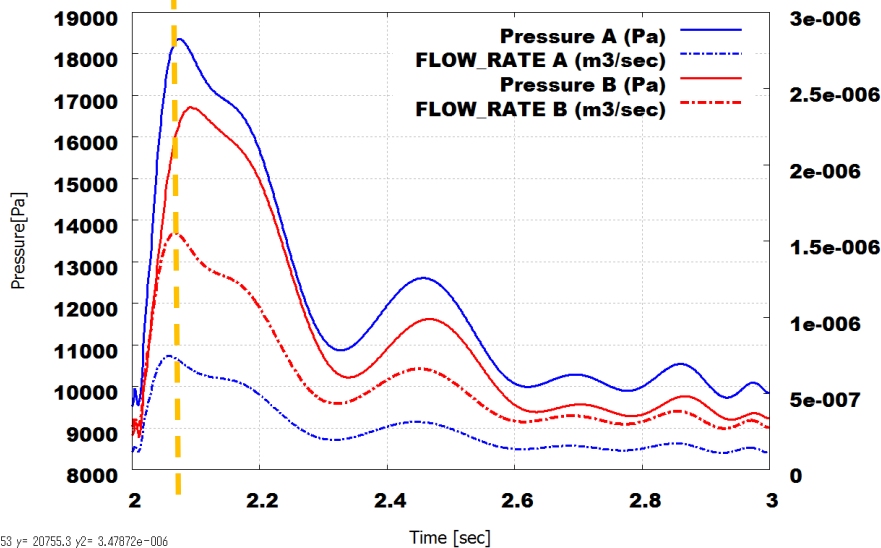


principal strain at the peak of systole:



Maximum strain of value 1.2 % near the neck area

3-D / 1-D Junction



Flow_rate[m3/sec]

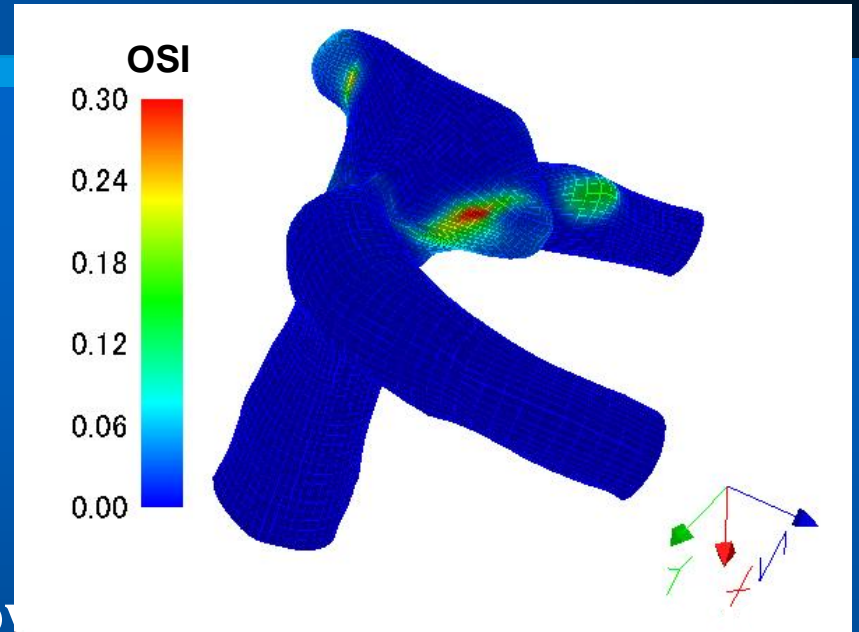
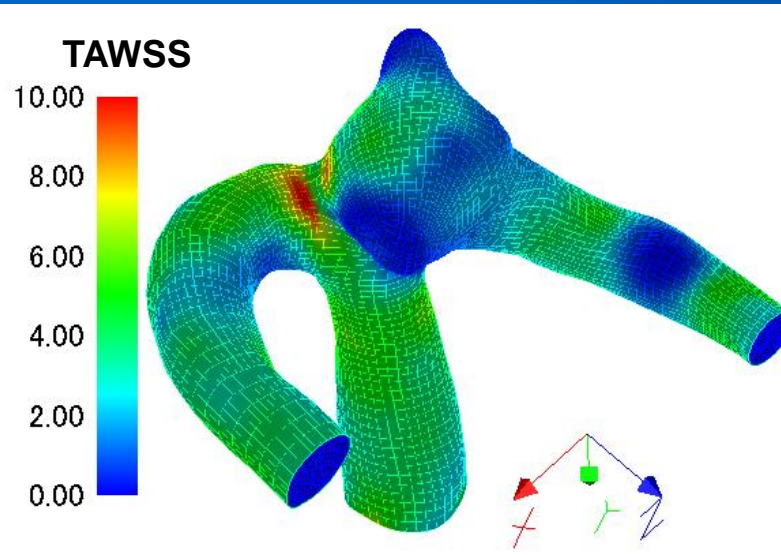
Outlet A:

- mean flow-rate = $2.75e-07$ m³/sec (32%)
- systole pressure = 137 mmHg

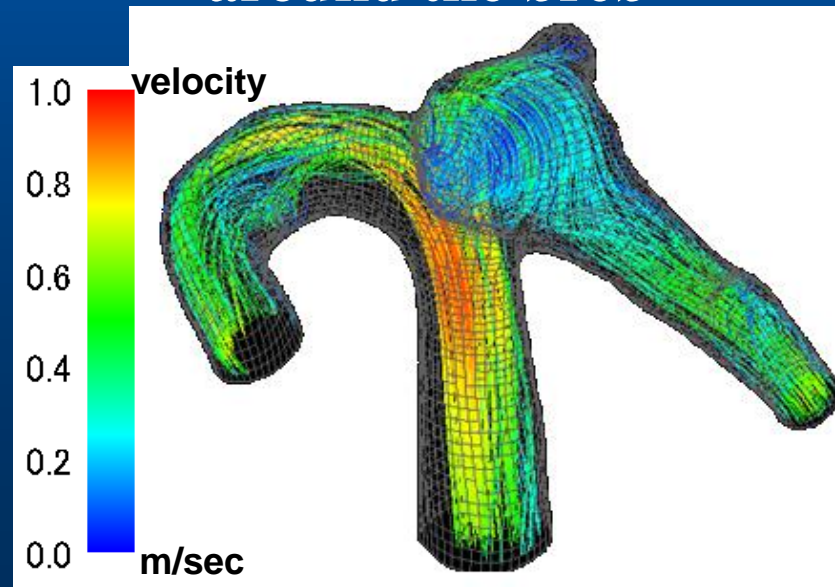
Outlet B:

- mean flow-rate = $5.96e-07$ m³/sec (68%)
- systole pressure = 119 mmHg

壁面せん断応力と OSI:

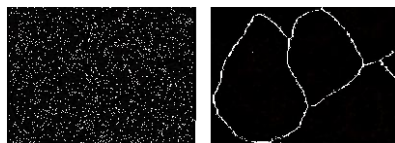


with low OSI values
around the bren

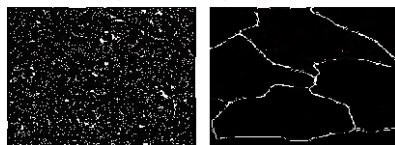


動脈硬化症における生理過程のモデル化

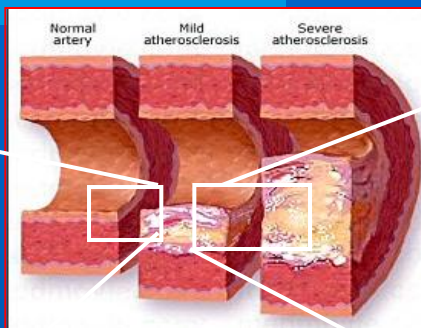
壁面せん断応力による
内皮細胞の機能変化
(谷下らの実験)



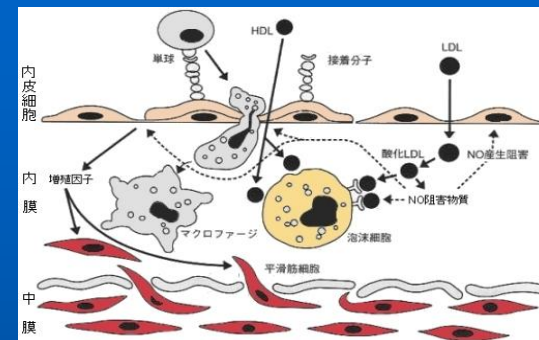
低せん断応力



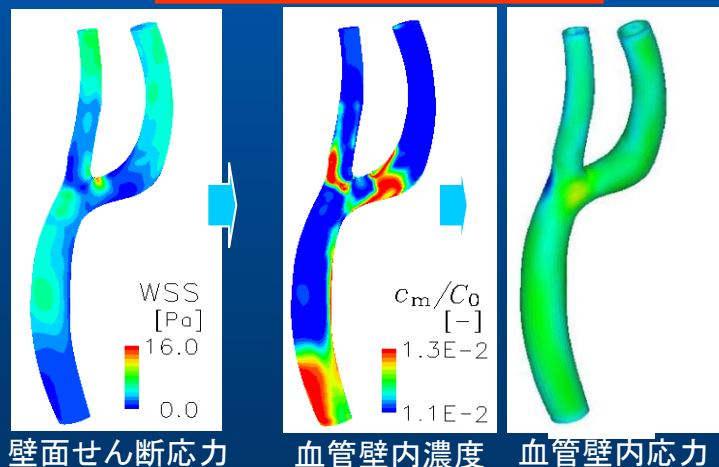
正常なせん断応力
形態 取り込み



動脈硬化症進行メカニズム



生理過程のモデリング



物質透過のモデル化

- ・血中から壁内
- ・壁内分布

血管組織の変性のモデル化

- ・LDL濃度による剛性の変化
- ・代謝

微小循環系の力学的影響

- ・末梢血管での流動抵抗
- ・粘性

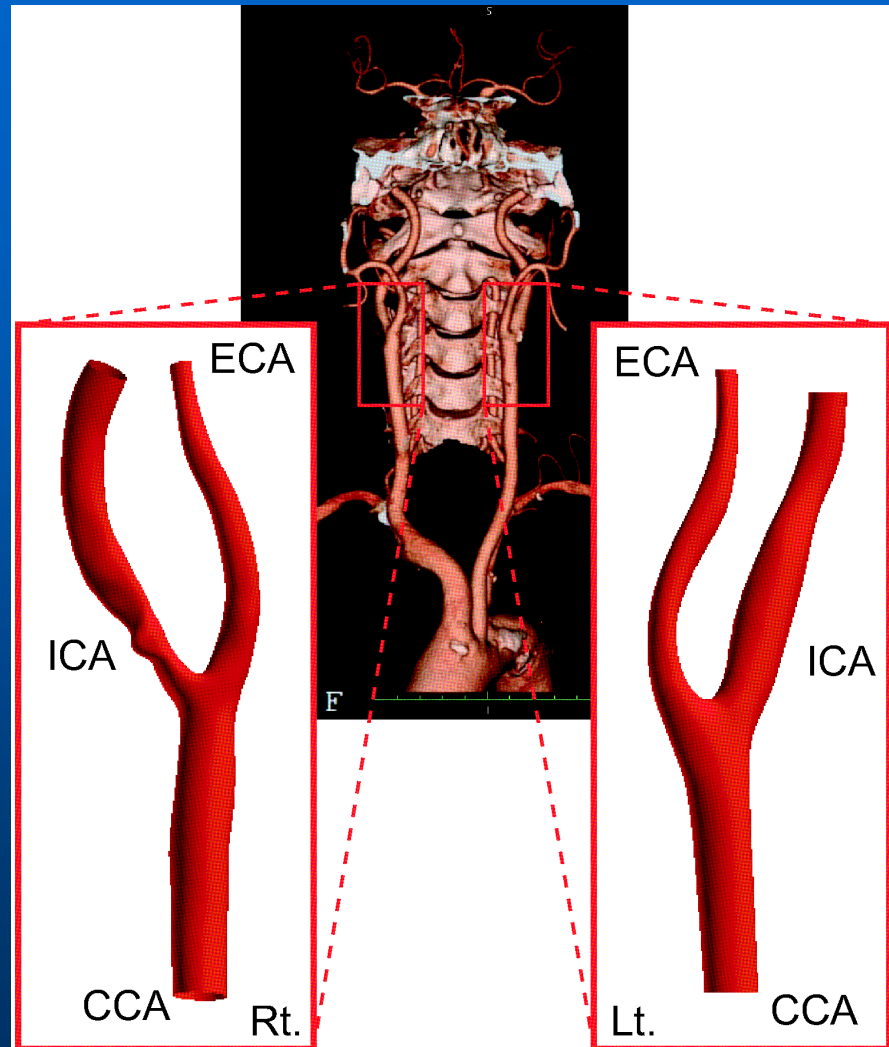
糖尿病性血管障害

赤血球の変形能の低下・金平糖形状

流体(血漿)－固体(赤血球・血小板)の相互作用

シミュレーションによる
新しい生理学モデルの構築

解析対象(症例②), 解析条件



● 解析対象

- 66歳男性の左右総頸動脈分岐部
- 右内頸動脈分岐部に狭窄・潰瘍
- CT画像(160枚)より血管形状を再構築

● 解析格子(6面体非構造格子)

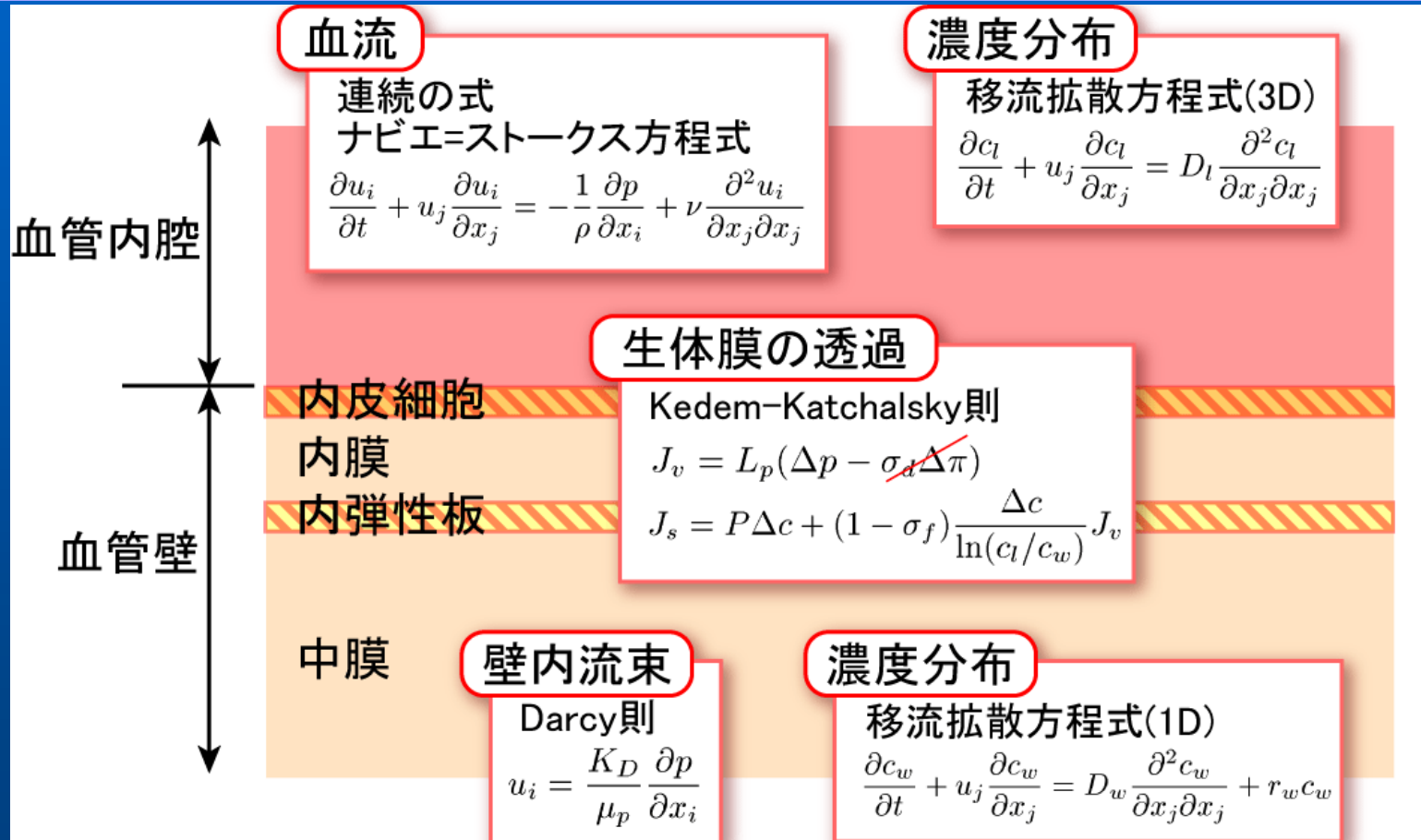
- 要素数: 244,944(左), 295,168(右)
- 節点数: 254,520(左), 308,988(右)

● 解析条件

- 流入: 拍動流入条件
- 流出: マルチスケール境界条件
- その他の条件は症例①と共通

物質輸送解析のモデル化

多層構造を持つ血管壁に対しマルチレイヤーモデルを採用



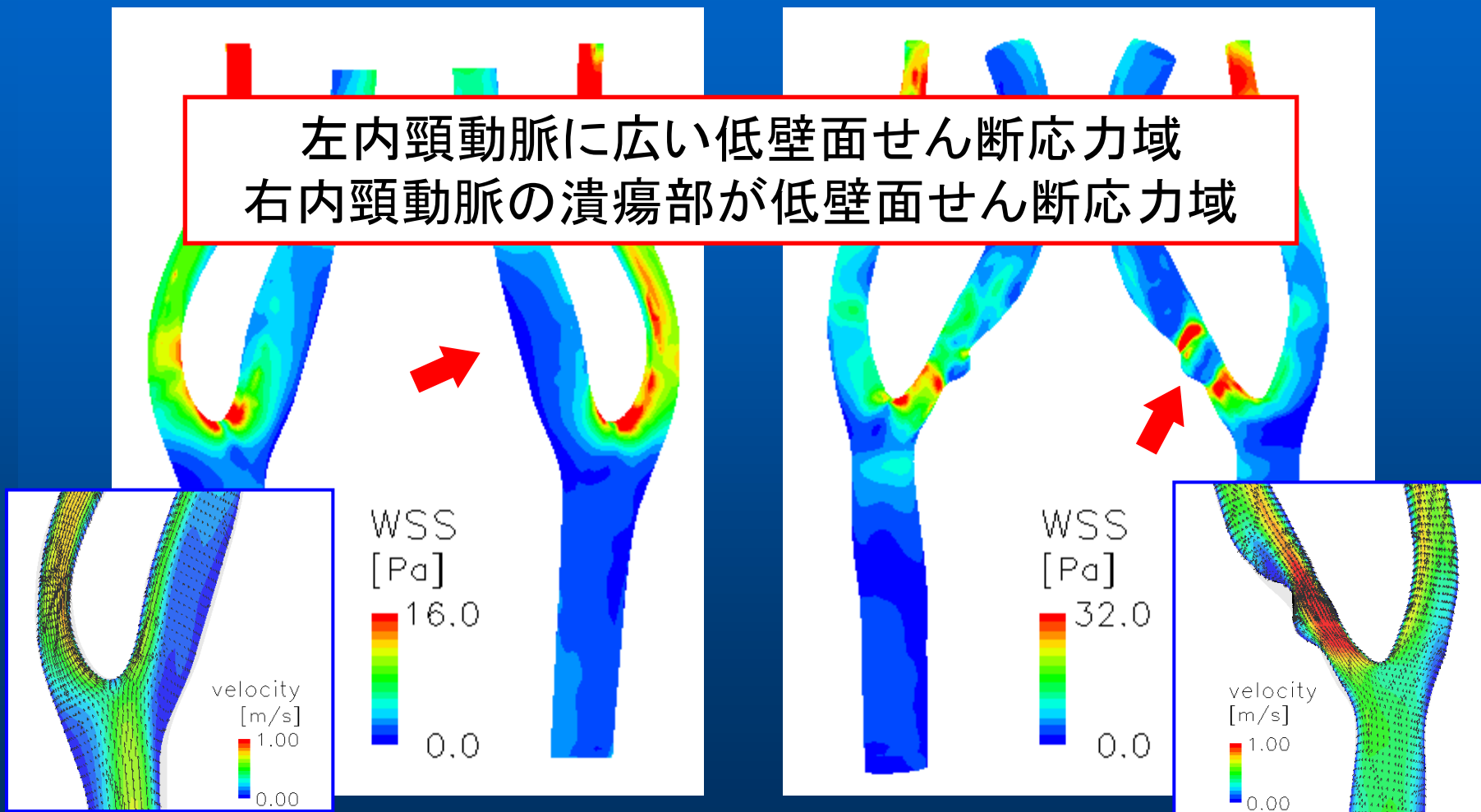
解析モデル概念図

解析結果

$$\text{TAWSS} = \frac{1}{T} \int_0^T |\tau_w| dt$$

– 時間平均化した壁面せん断応力分布

左内頸動脈に広い低壁面せん断応力域
右内頸動脈の潰瘍部が低壁面せん断応力域



左総頸動脈

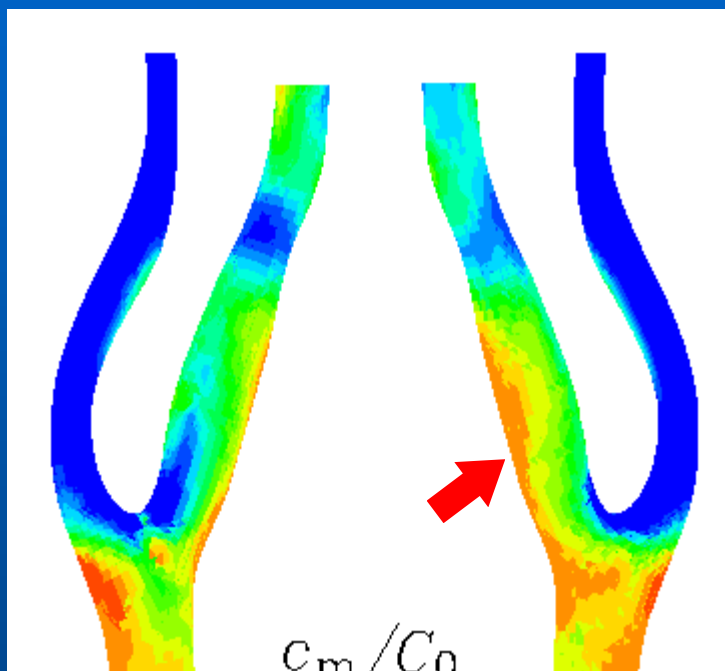
右総頸動脈

解析結果

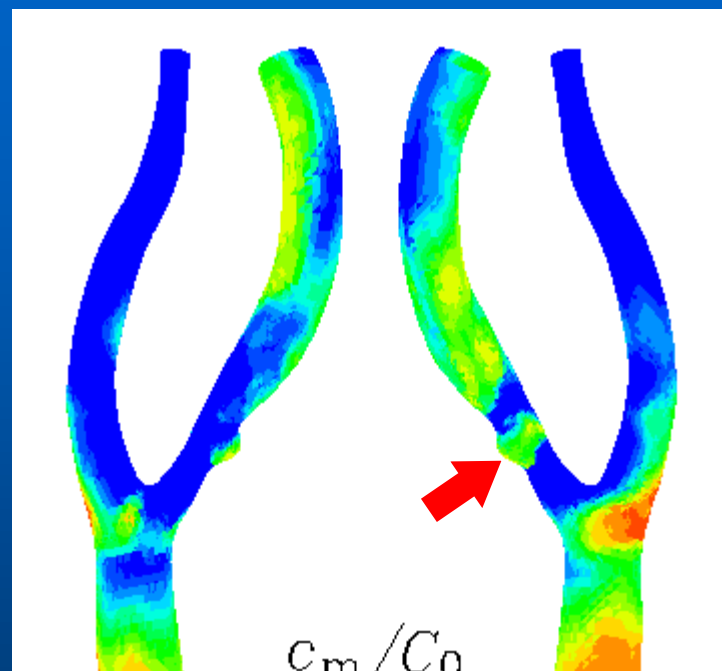
$$J_v = L_p(\Delta p - \sigma_d \Delta \pi)$$

$$J_s = P\Delta c + (1 - \sigma_f) \frac{\Delta c}{\ln(c_l/c_w)} J_v$$

– 内膜直下での濃度分布（流入境界の濃度 C_0 で規格化）



c_m/C_0



c_m/C_0

右内頸動脈の狭窄部は濃度が低く、潰瘍部のみ濃度がやや高い
→再度粥腫が形成され、狭窄が進行する可能性

左総頸動脈

右総頸動脈

動脈瘤の位置

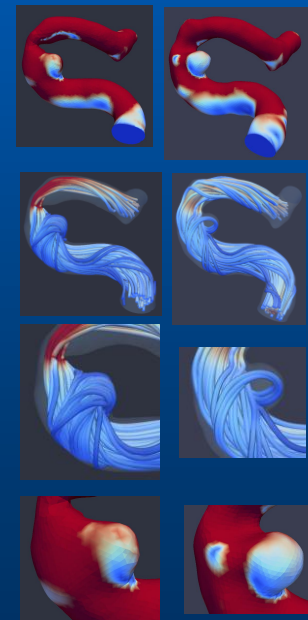
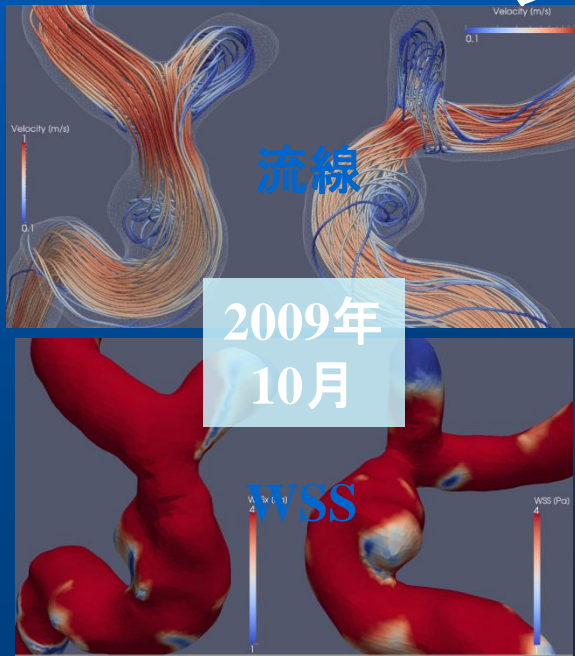


形状計測

	左内頸動脈(手術適応)		右内頸動脈	
	2009年10月	2013年3月	2009年10月	2013年3月
形状				
奥行き	5.24mm	--	1.76mm	1.91mm
開口の直径	2.84mm	--	3.09mm	3.04mm

シミュレーション

結果



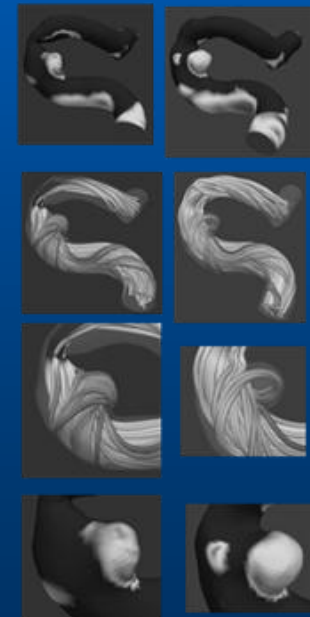
動脈瘤の位置



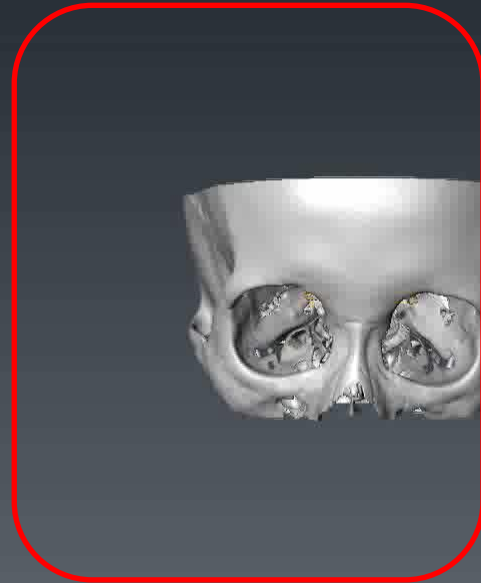
形状計測

	左内頸動脈(手術適応)		右内頸動脈	
	2009年10月	2013年3月	2009年10月	2013年3月
形状				
奥行き	5.24mm	--	1.76mm	1.91mm
開口の直径	2.84mm	--	3.09mm	3.04mm

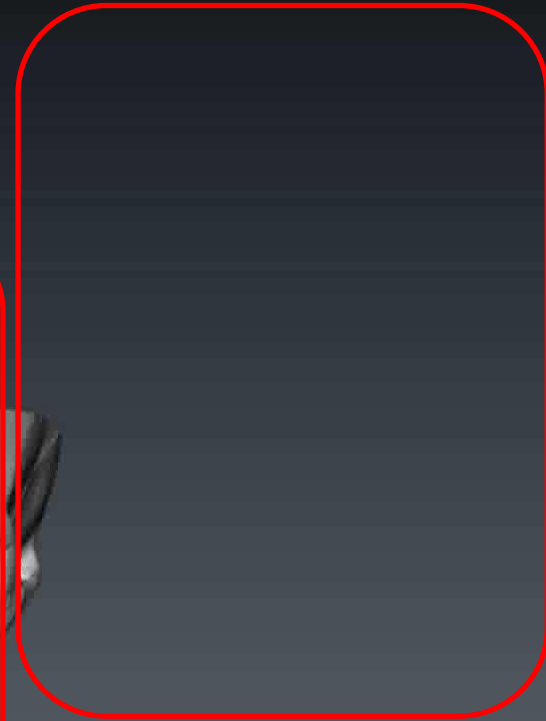
シミュレーション結果



右内頸動脈
(經過觀察)



左内頸動脈
(手術適応)



動脈瘤の位置

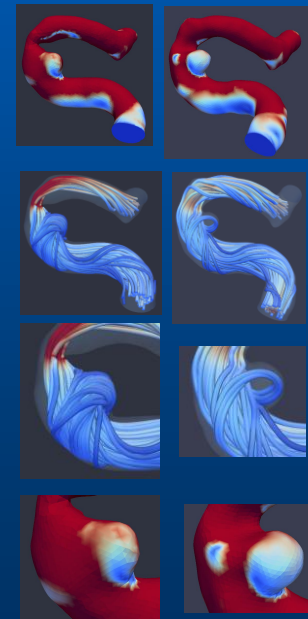
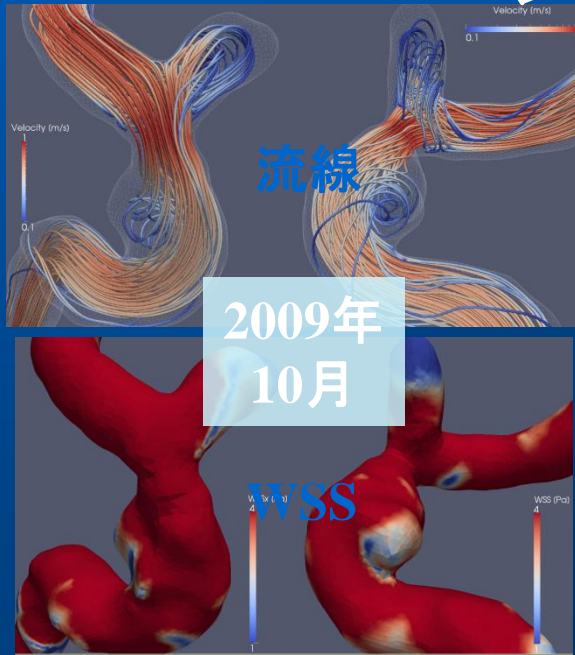


形状計測

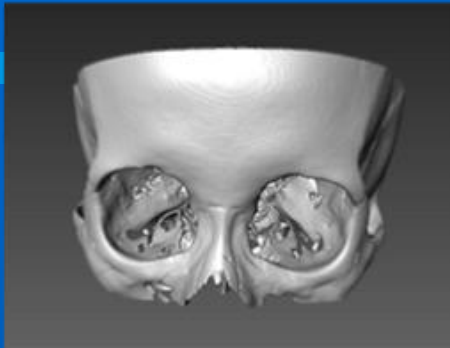
	左内頸動脈(手術適応)		右内頸動脈	
	2009年10月	2013年3月	2009年10月	2013年3月
形状				
奥行き	5.24mm	--	1.76mm	1.91mm
開口の直径	2.84mm	--	3.09mm	3.04mm

シミュレーション

結果



動脈瘤の位置



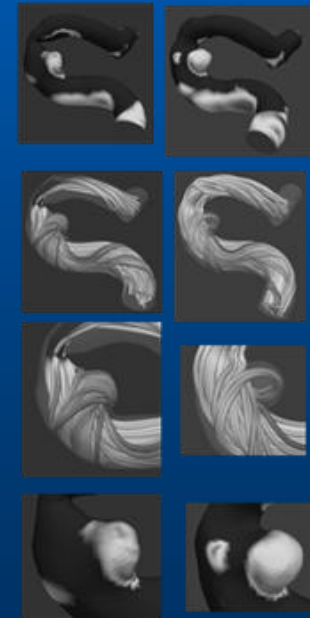
...



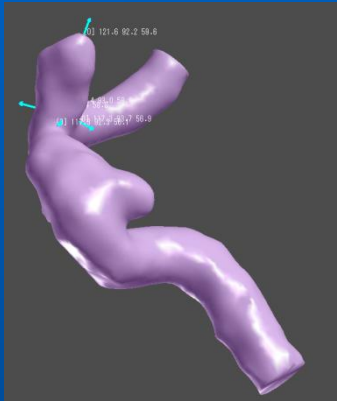

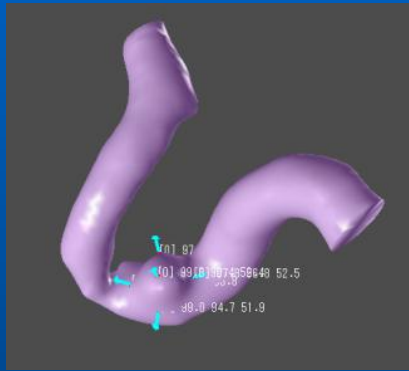

形状計測

	左内頸動脈(手術適応)		右内頸動脈	
	2009年10月	2013年3月	2009年10月	2013年3月
形状				
奥行き	5.24mm	--	1.76mm	1.91mm
開口の直径	2.84mm	--	3.09mm	3.04mm

シミュレーション結果



動脈瘤形状の計測

	左内頸動脈(手術適応)		右内頸動脈(経過観察)	
	2009年10月	2013年3月	2009年10月	2013年3月
形状				
奥行き	5.24mm	--	1.76mm	1.91mm
間口の直径	2.84mm	--	3.09mm	3.04mm

※計測位置 奥行き



動脈瘤の位置

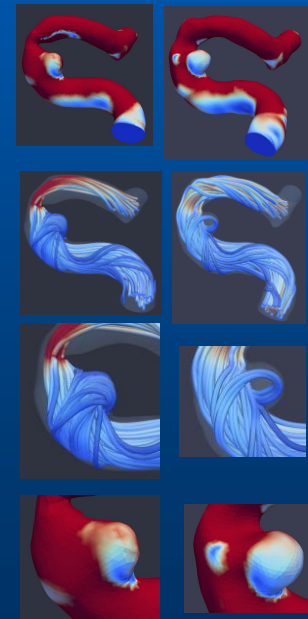
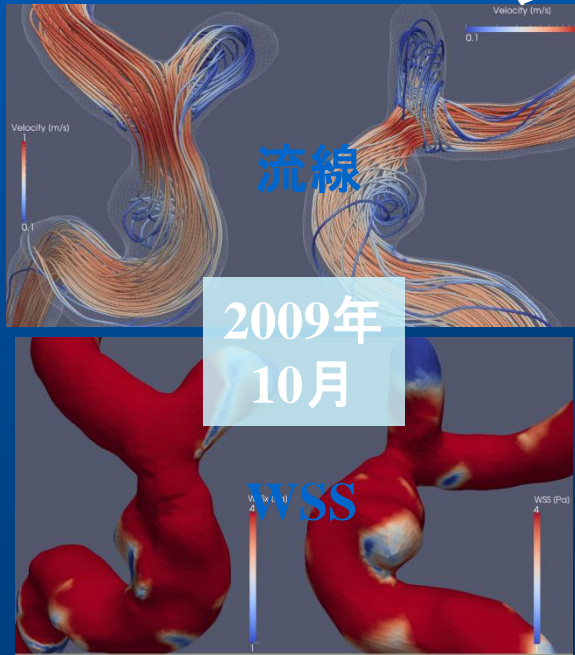


形状計測

	左内頸動脈(手術適応)		右内頸動脈	
	2009年10月	2013年3月	2009年10月	2013年3月
形状				
奥行き	5.24mm	--	1.76mm	1.91mm
開口の直径	2.84mm	--	3.09mm	3.04mm

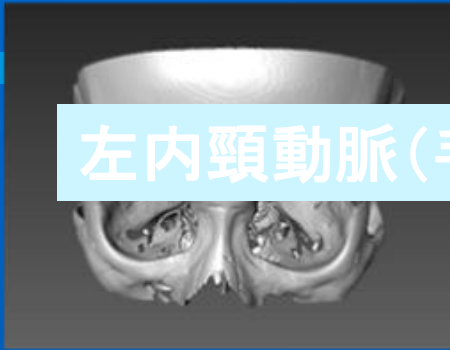
シミュレーション

結果



動脈瘤の位置

左内頸動脈(手術適応)

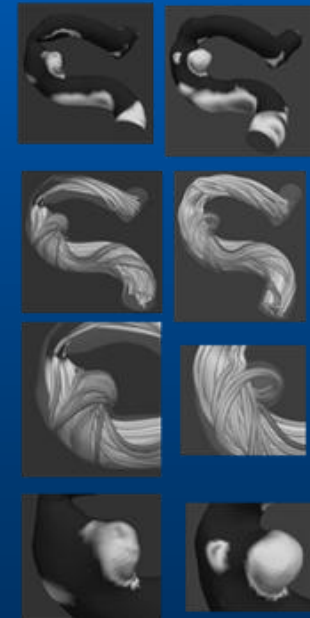
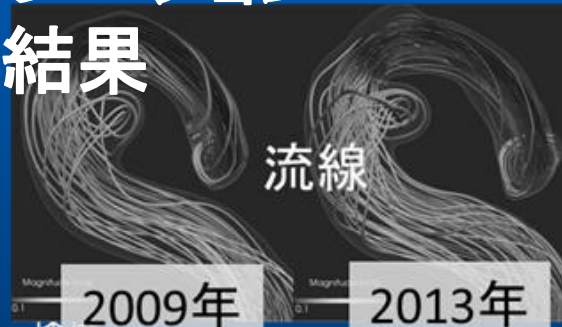
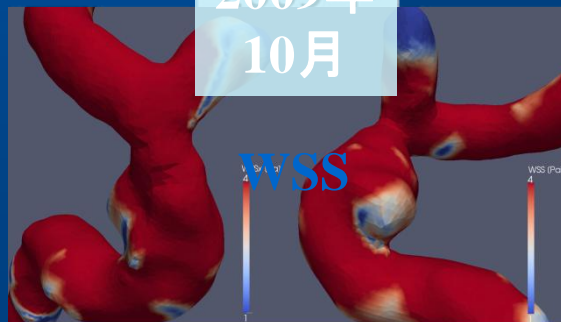
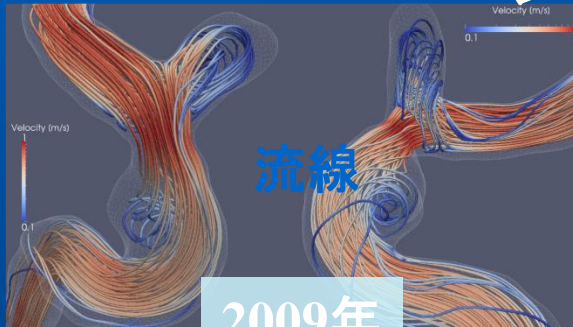


形状計測

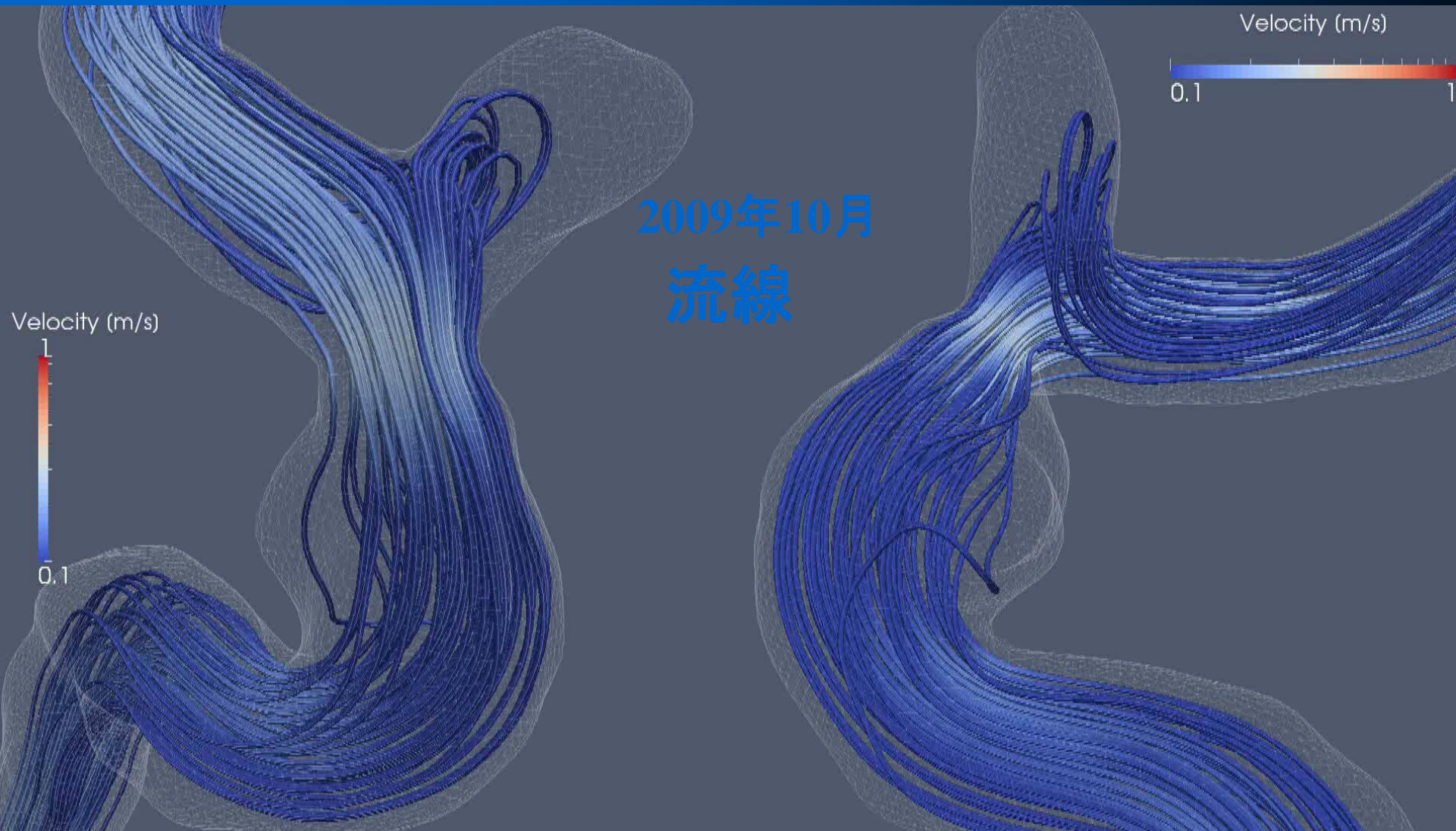
	左内頸動脈(手術適応)		右内頸動脈	
	2009年10月	2013年3月	2009年10月	2013年3月
形状				
奥行き	5.24mm	--	1.76mm	1.91mm
開口の直径	2.84mm	--	3.09mm	3.04mm

シミュレーション結果

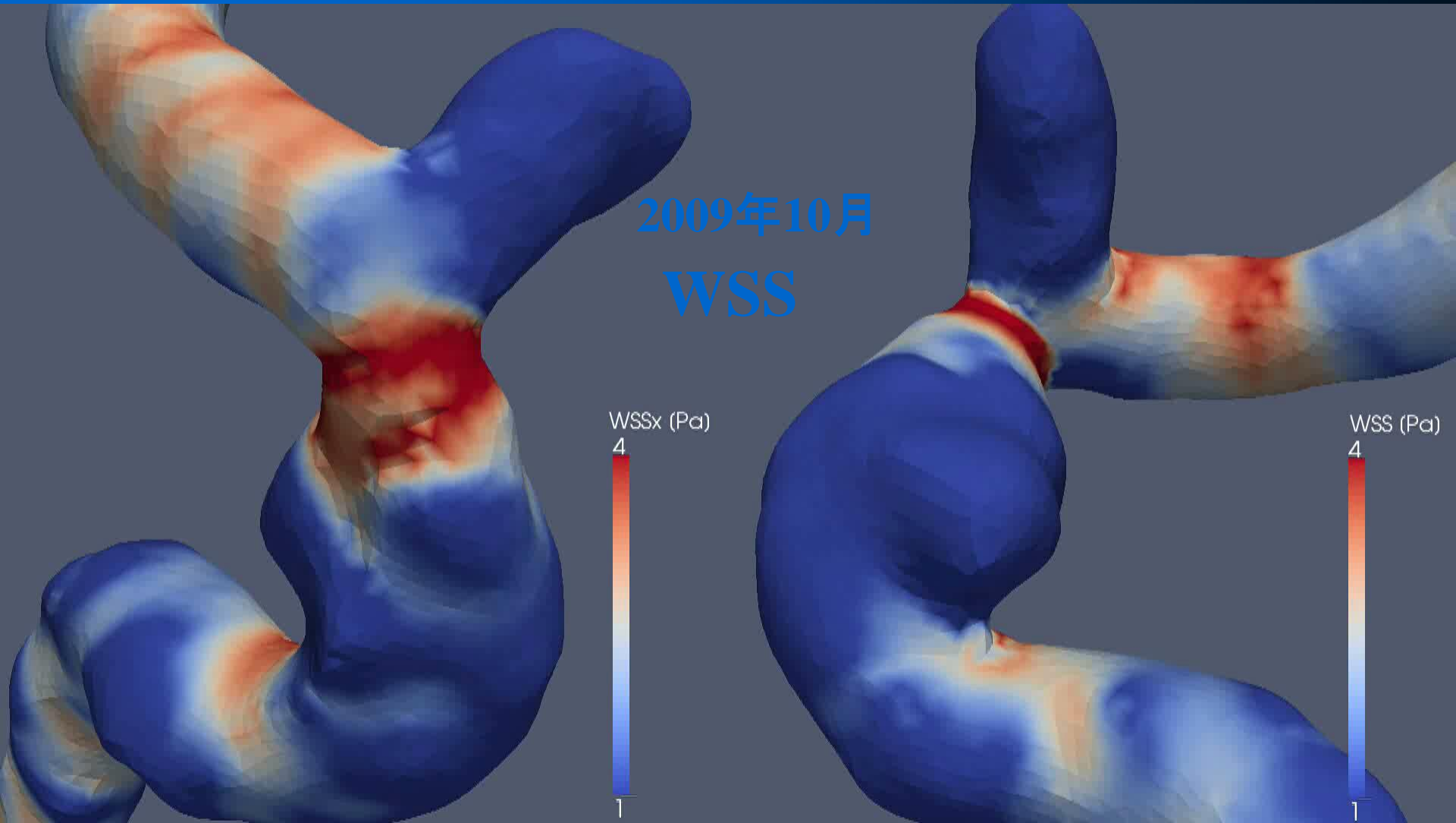
結果



左内頸動脈(手術適応)



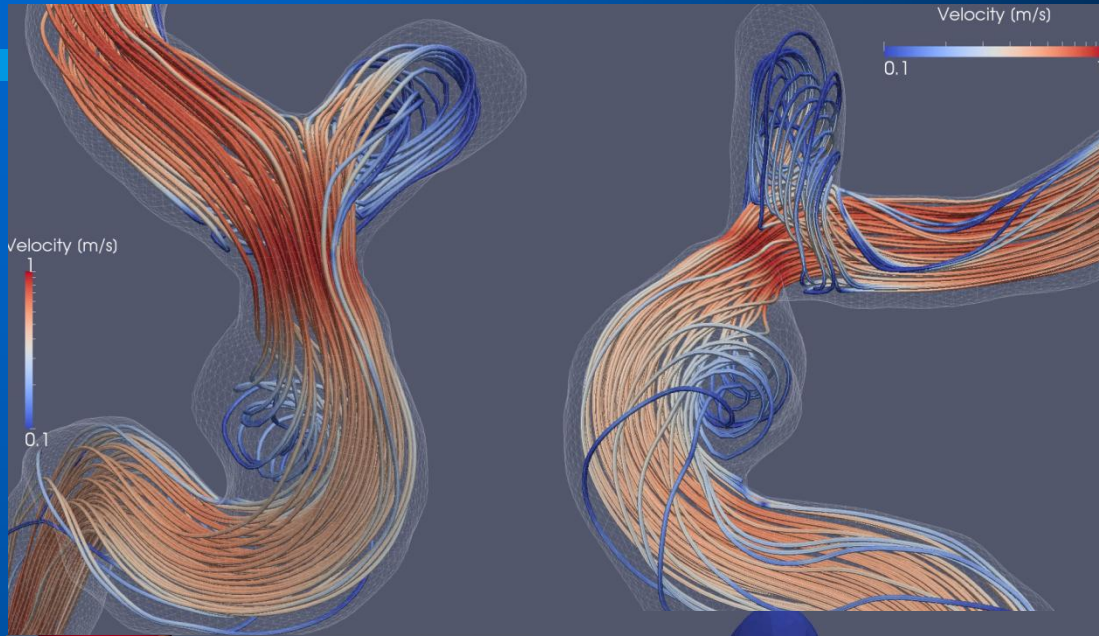
左内頸動脈(手術適応)



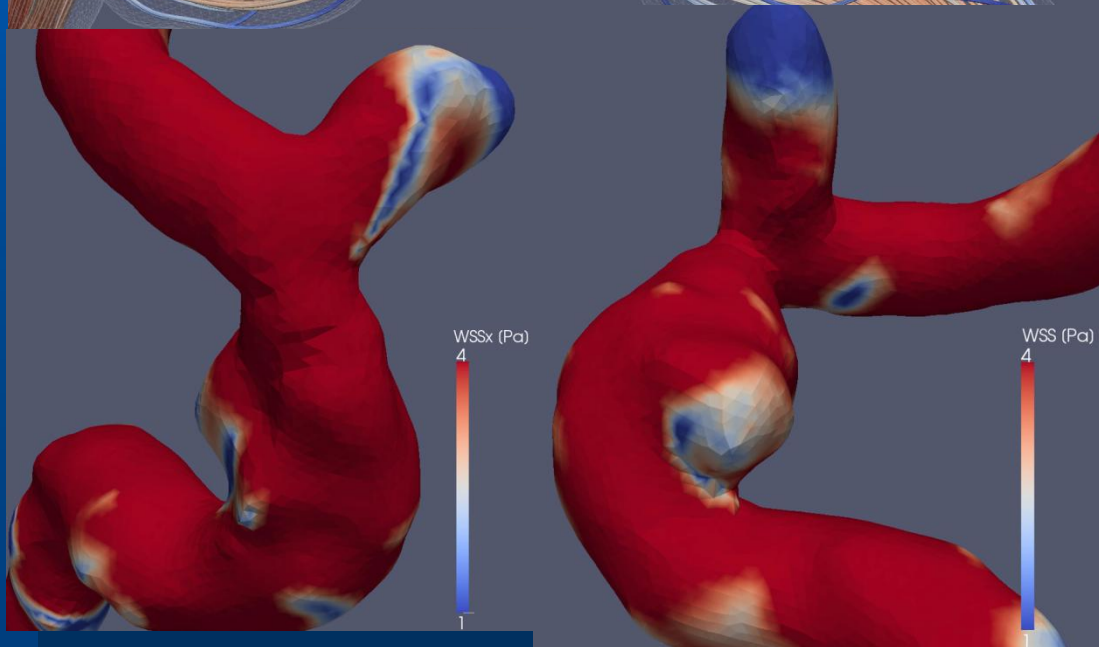
WSS=Wall Shear Stress 壁面せん断応力₄₉

左内頸動脈(手術適応)

流線



WSS



2009年10月

動脈瘤の位置

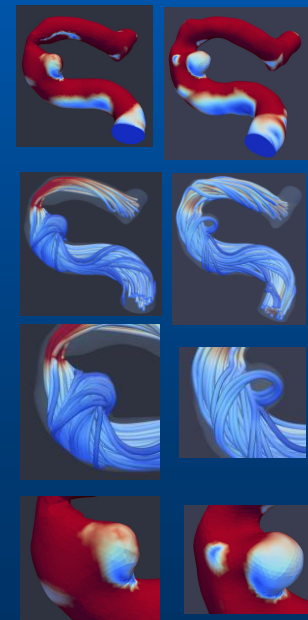
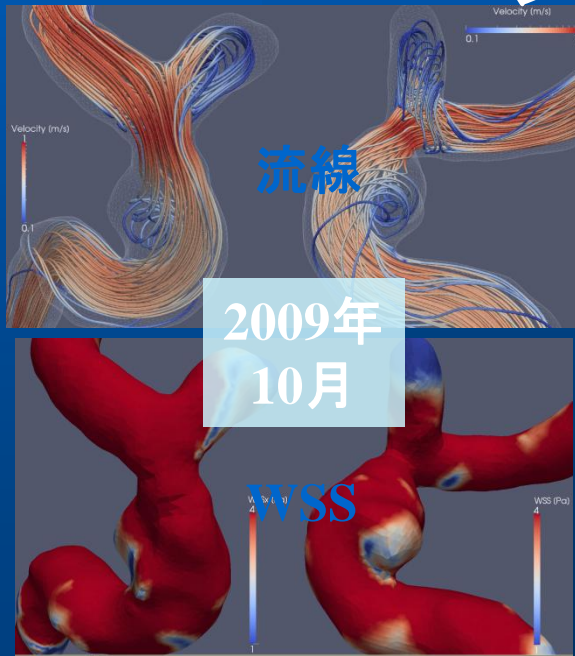


形状計測

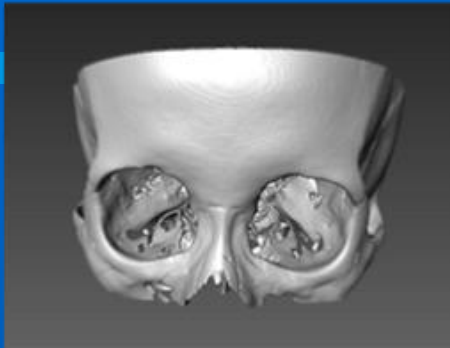
	左内頸動脈(手術適応)		右内頸動脈	
	2009年10月	2013年3月	2009年10月	2013年3月
形状				
奥行き	5.24mm	--	1.76mm	1.91mm
開口の直径	2.84mm	--	3.09mm	3.04mm

シミュレーション

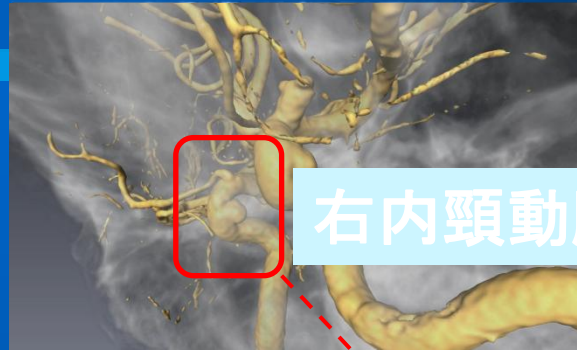
結果



動脈瘤の位置



...

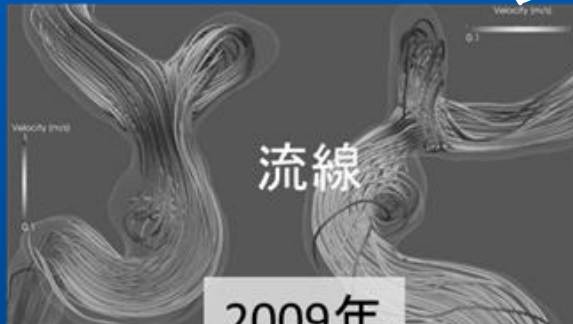


右内頸動脈(経過観察)

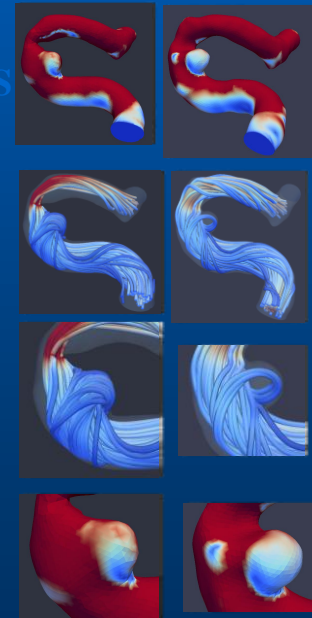
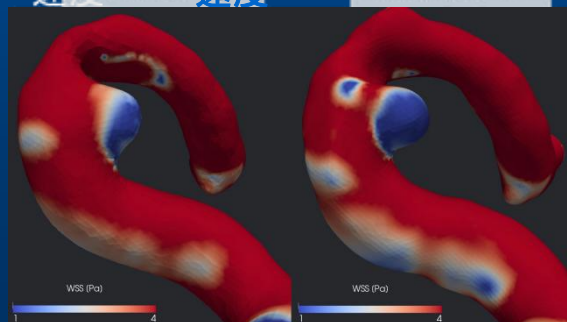
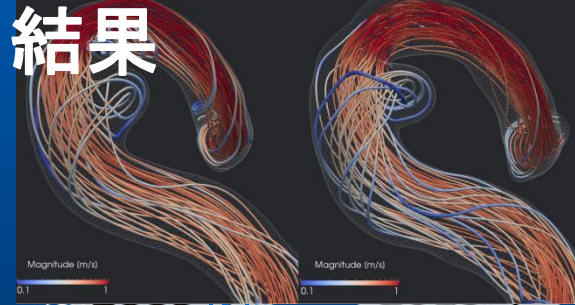
形状計測

	左内頸動脈(手術適応)		右内頸動脈	
	2009年10月	2013年3月	2009年10月	2013年3月
開口の直径	2.84mm	-	1.76mm	1.91mm
			3.09mm	3.04mm

シミュレーション結果



2009年
10月



右内頸動脈(經過觀察)

2009年
10月

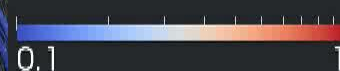
2013年
3月

流線

Magnitude (m/s)



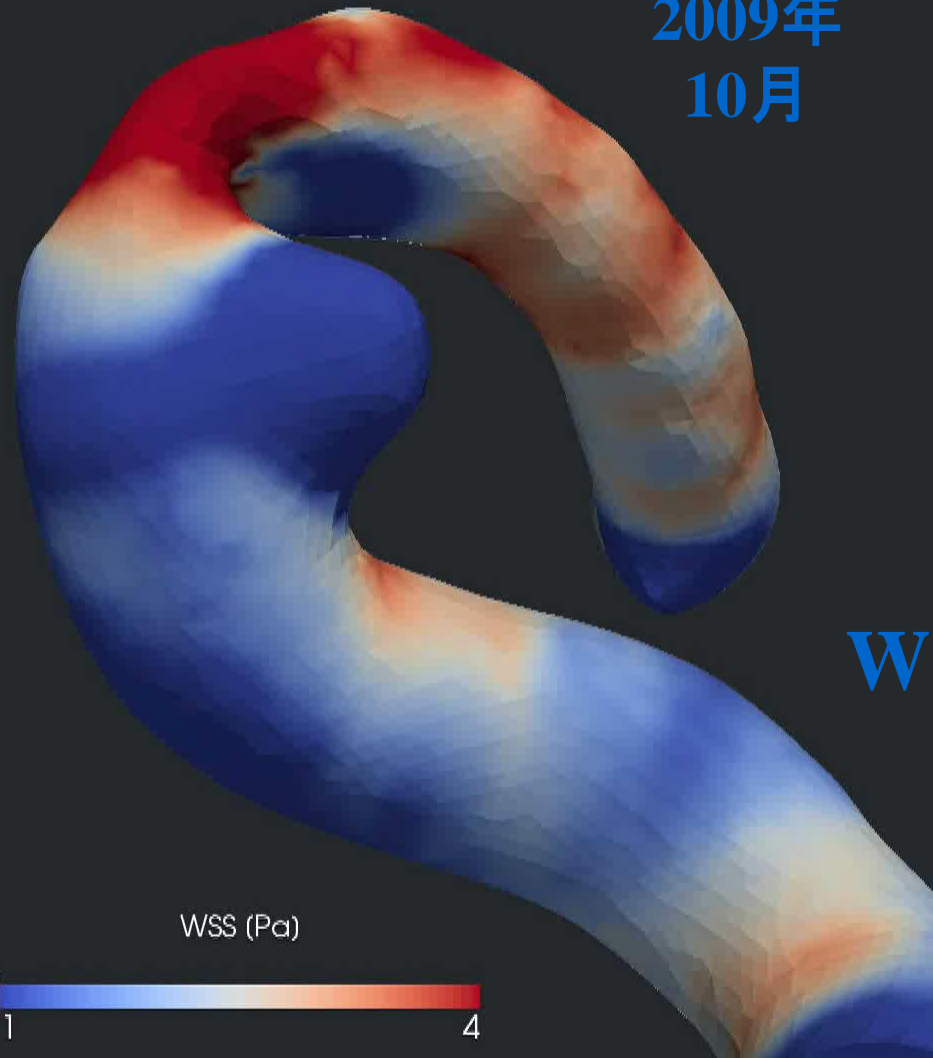
Magnitude (m/s)



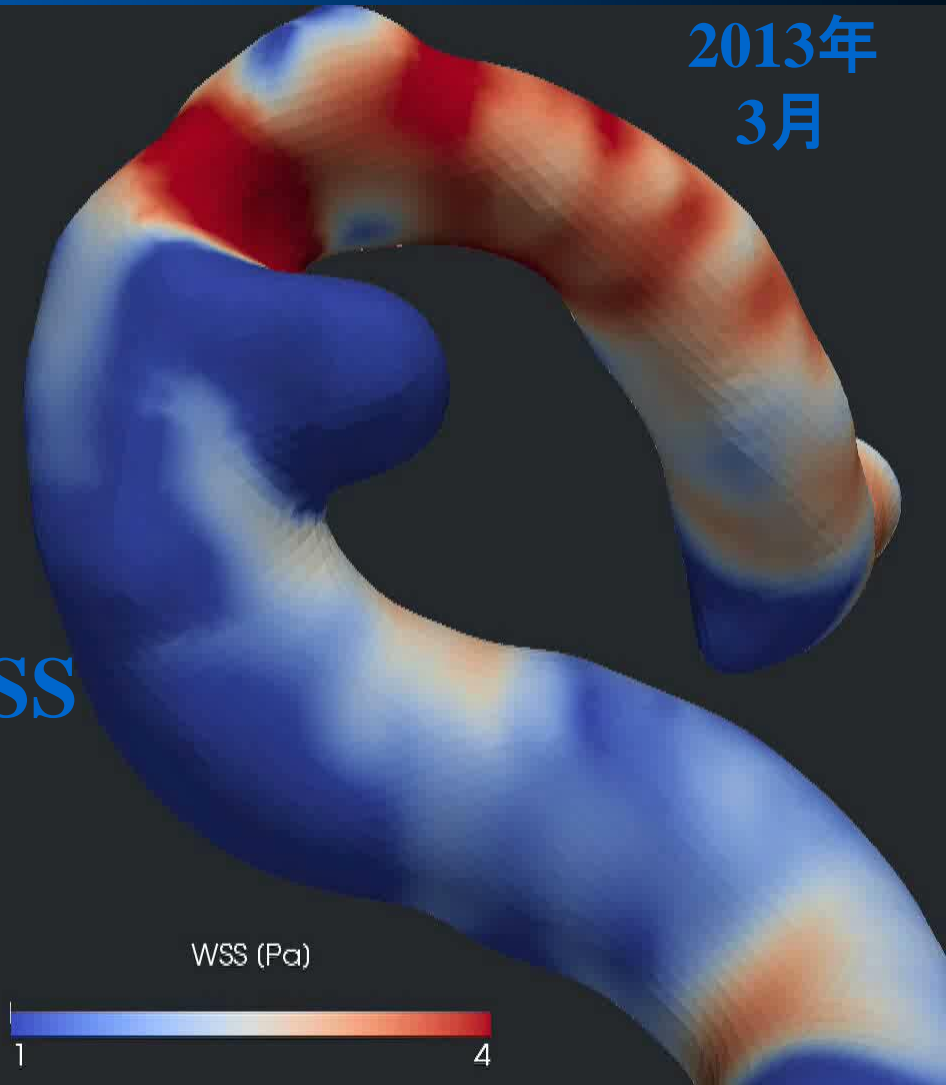
右内頸動脈(經過觀察)

2009年
10月

2013年
3月

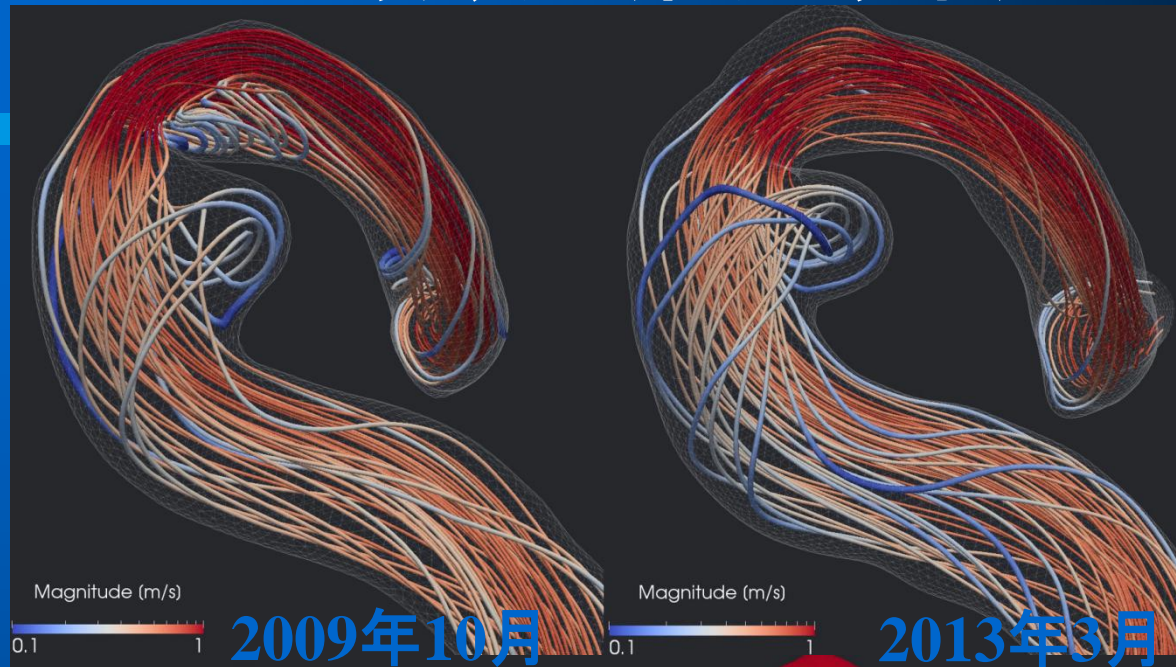


WSS

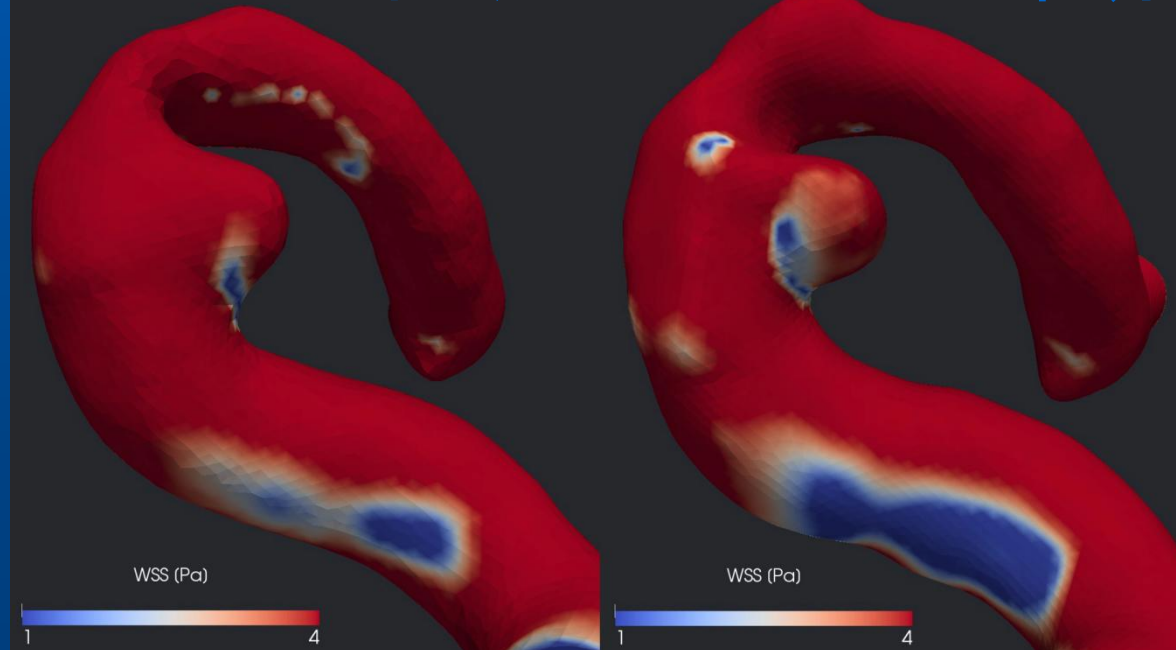


右内頸動脈(經過觀察)

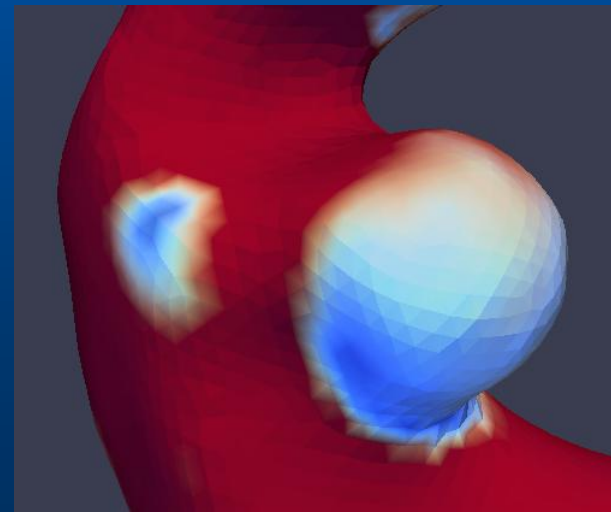
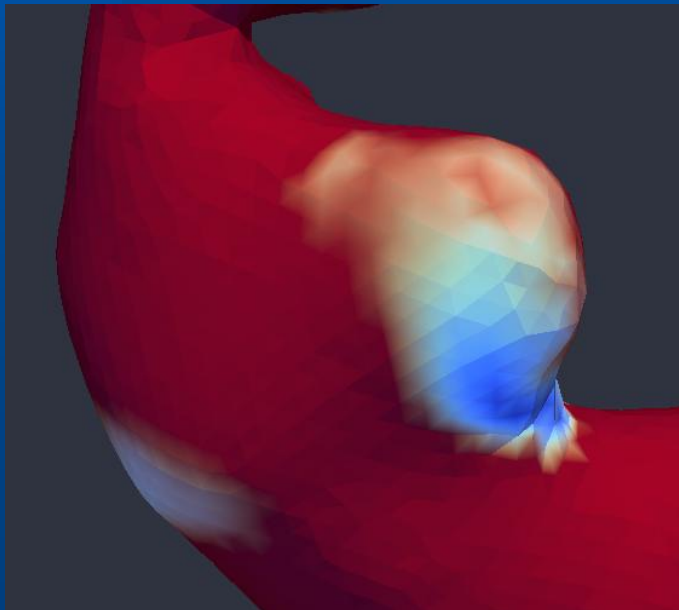
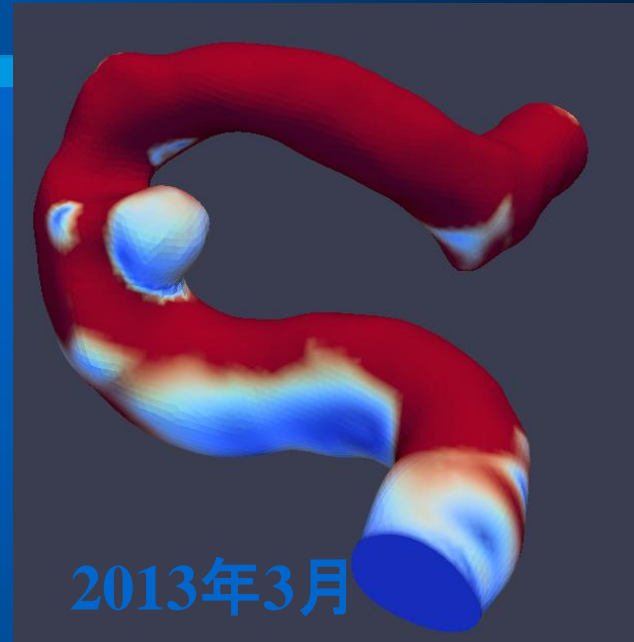
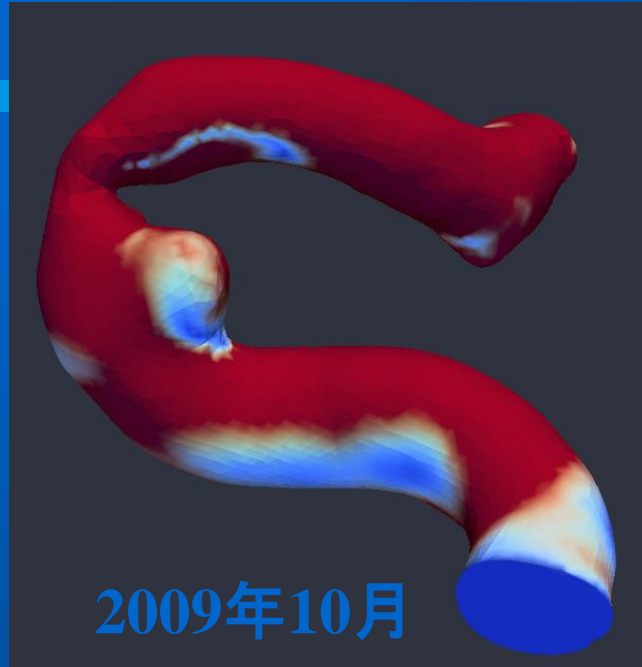
流線



WSS



右内頸動脈(經過觀察)



まとめと今後の予定

- 血管形状のパラメータ化
- 全身循環を考慮した血流シミュレーションの実現
- 流体構造連成解析や物質輸送などの連成解析の実現

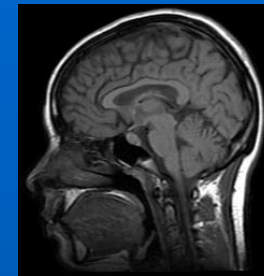
【今後の予定】

- 臨床データとの検証
- PETなど他のモダリティからのデータ抽出
- 他のモダリティを導入し、CTでは得られないデータをシミュレーションにフィードバックする手法の検討

シミュレーション技術の 医学・医療分野での利用展開



医用画像・医療計測
技術の発展

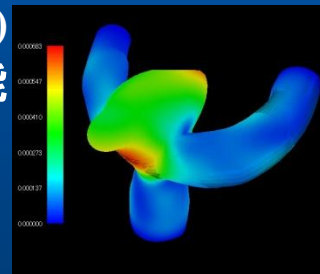
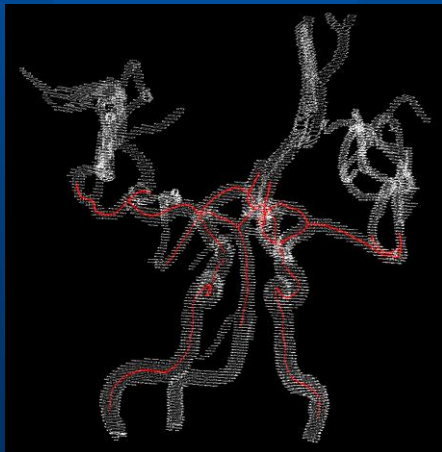


データの可視化
による診断

Multi-Modality + シミュレーション



患者個別 (Patient-Specific)
に対応可能



手術シミュレーション・
データベース化へ

病状進行予測

手術計画・
手術後予測



高度な情報の提供による安全・安心な医療に貢献

ご清聴ありがとうございました。