
超音波計測融合シミュレーションによる 頸動脈の血流解析

平成26年度 基礎ゼミ 第5回

2014年6月9日

東北大学工学研究科

門脇 弘子

発表内容

1. はじめに
2. 動脈硬化と血行力学
3. 頸動脈の超音波計測融合シミュレーション
4. 頸動脈分岐部の超音波計測融合シミュレーション
5. 動脈硬化と血液粘度
6. まとめと今後の課題

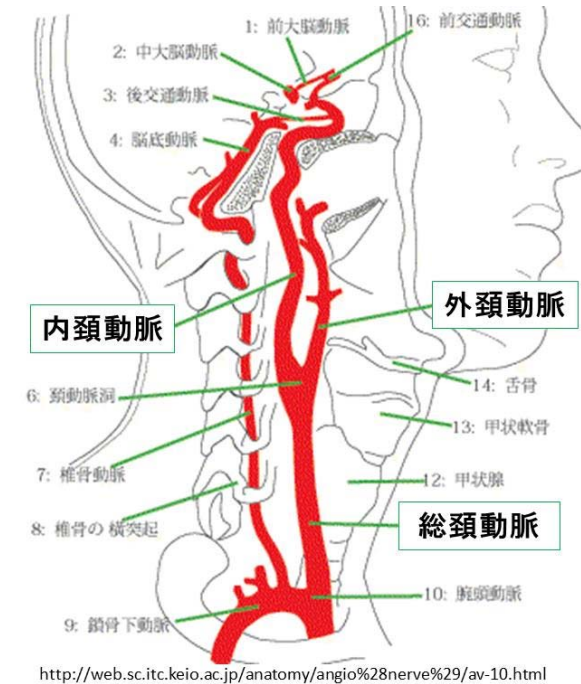
1. はじめに

頸動脈について

頸動脈とは？

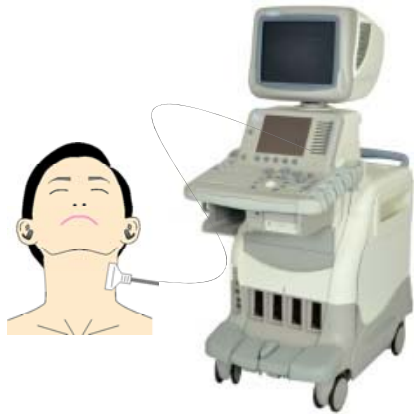
左右の頸部に走る動脈

- 比較的太く表在を走行
- アテローム性動脈硬化の好発部位
- 血流パターンが脳血管の血流状態を反映



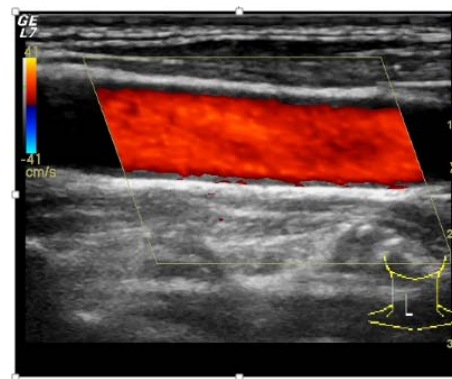
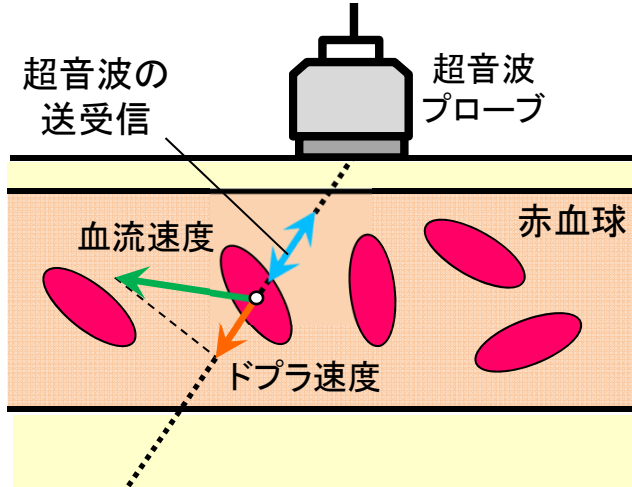
頸動脈における血管病態を評価することは全身の動脈硬化の進行と脳血管疾患の存在を把握する有用な情報となりうる

頸動脈の超音波(エコー)検査

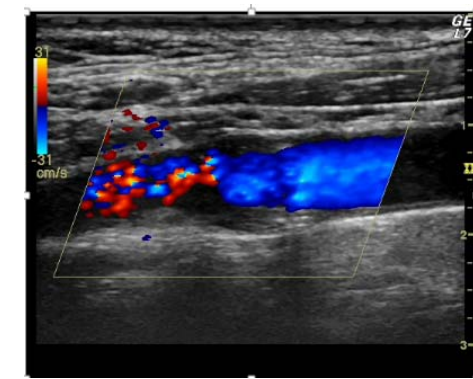


超音波診断装置

- 超音波を送信し生体内から反射した超音波(エコー)を映像化
- MRI・CTと比べて簡便かつリアルタイム性に優れる
- 血管組織と血流のドプラ速度を同時に描出可能



正常な血管



動脈硬化による狭窄血管

2. 動脈硬化と血行力学

動脈硬化

動脈硬化とは？

動脈内側に粥状のプラークが発生して肥厚・硬化した状態

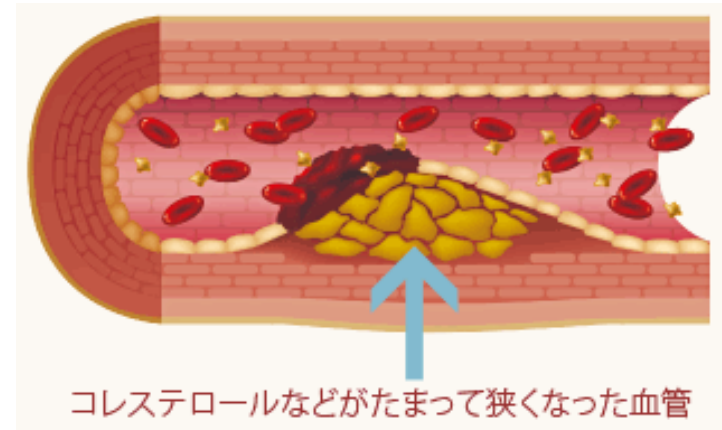
高血圧等により血管に負担がかかる



血管内表面の内皮細胞が傷付く



血管壁から侵入したLDLに含まれる
コレステロールや脂肪が蓄積し硬化



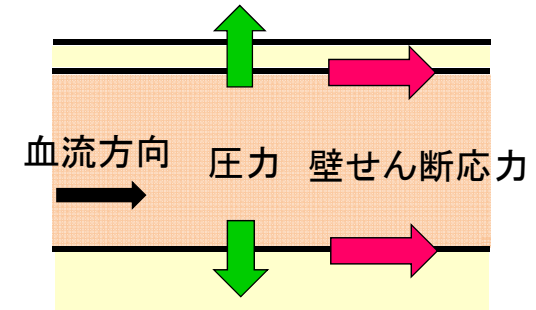
<http://www.domyaku.net/index.html>

血流により血管に作用する力(血行力学)が動脈硬化や循環器系疾患の発症と進展を誘発

動脈硬化と血行力学

血行力学的ストレスの種類

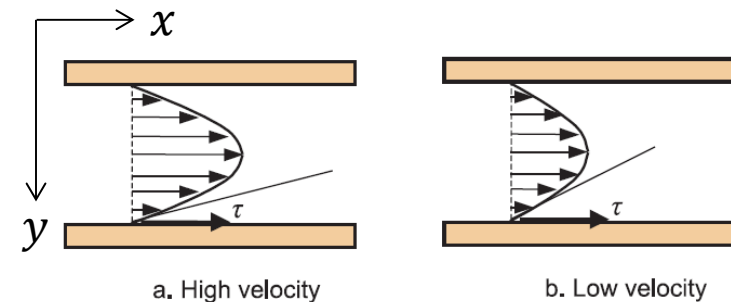
- 1) 血管壁に垂直に作用する圧力
- 2) 血管壁に平行に作用する壁せん断応力



壁せん断応力: 血流が血管壁をこする摩擦力

$$\tau = \mu \cdot \frac{du}{dy}$$

μ : 血液の粘度
 u : 血液の x 方向速度



低壁せん断応力の部位で動脈硬化が好発する

-(A. M. Malek, et al., JAMA, 1999)

血行力学の再現

低壁せん断応力部位

動脈硬化
発症

未発症

必ずしも低壁せん断応力部位で
動脈硬化が起こるわけではない
血流動態の個人差による

個々人の血流動態の把握が重要

個々人の生体内の環境をいかに忠実に再現するか？

超音波計測

- 非侵襲かつリアルタイム表示可能
- × 超音波ビーム方向のドプラ速度のみ

数値シミュレーション

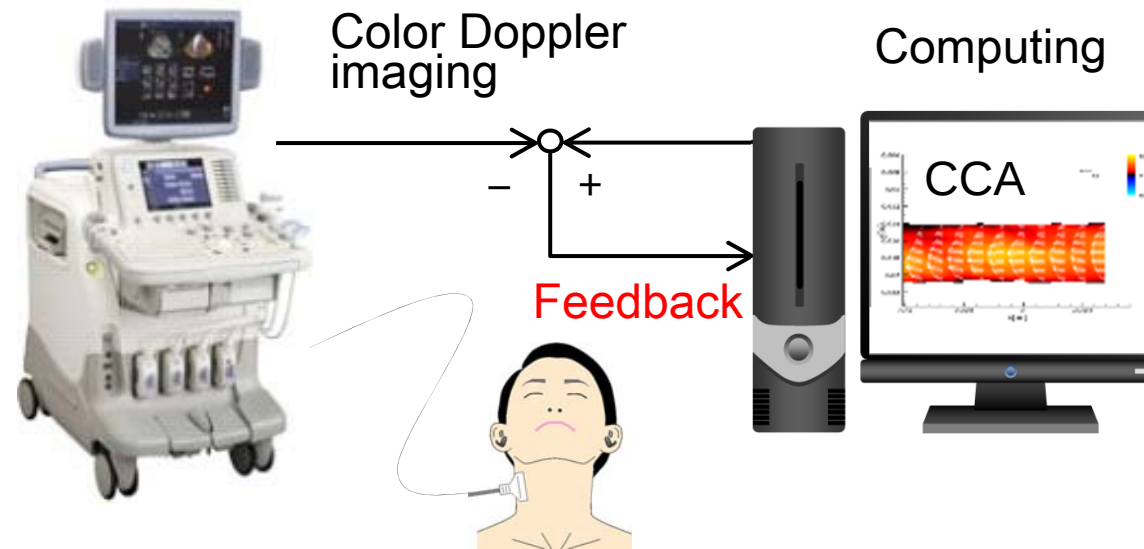
- 血流構造の詳細を表示可能
- × 境界条件・初期条件の設定が困難

融合

2次元超音波計測融合(UMI)シミュレーション

3. 頸動脈の超音波計測融合 シミュレーション

2次元超音波計測融合シミュレーション

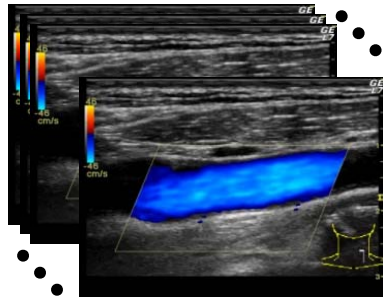


2次元超音波計測融合血流シミュレーションシステム

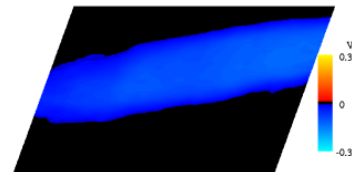
- ドプラ速度を数値計算にフィードバックすることで生体内の2次元血管断面内の血流場を再現(境界条件の不確かさを補償)
- リアルタイム解析が可能であり臨床現場における実用性に優れる

計算格子生成

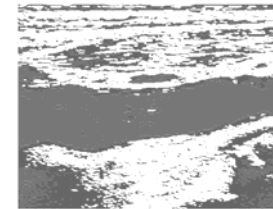
1. 各タイムステップにおけるドプラ画像の取得



2. 1の時間平均画像の取得



血流のカラー
ドプラ画像



血管形状の
Bモード画像

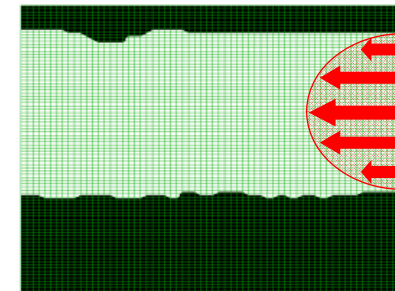
3. 2の時間平均画像を元に
血管と血液領域の2値化



4. 主流方向とx軸に平行に
なるように回転



5. メッシュの生成

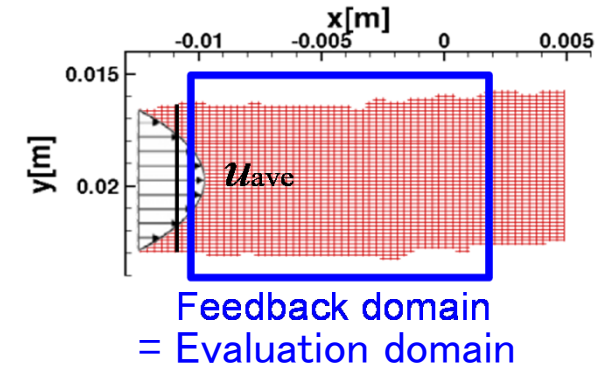


数値解析手法

流入断面平均流速

評価関数が最小となる u_{ave} を黄金分割法により探索

$$E_A = \frac{1}{N_A} \sum_n |V_c - V_m| \quad \text{in evaluation domain}$$



支配方程式

非圧縮性ナビエ・ストークス方程式

$$\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} = \nu \Delta \mathbf{u} - \nabla p + \mathbf{f}$$

圧力方程式

$$\Delta p = -\nabla \cdot (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} + \nabla \mathbf{f}$$

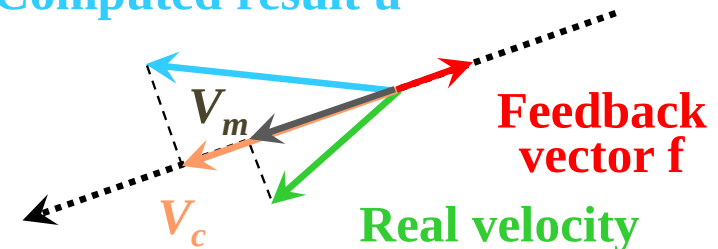
K_v^* : フィードバックゲイン

V_c : 計算のドプラ速度 V_m : 計測のドプラ速度

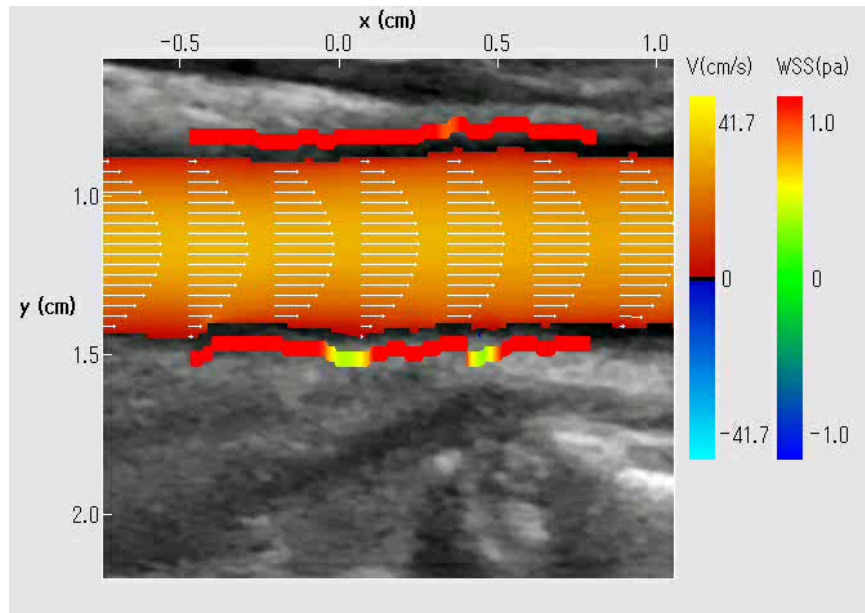
フィードバック信号

$$\mathbf{f} = -K_v^* \frac{\mathbf{V}_c - \mathbf{V}_m}{U} \left(\frac{U^2}{L} \right)$$

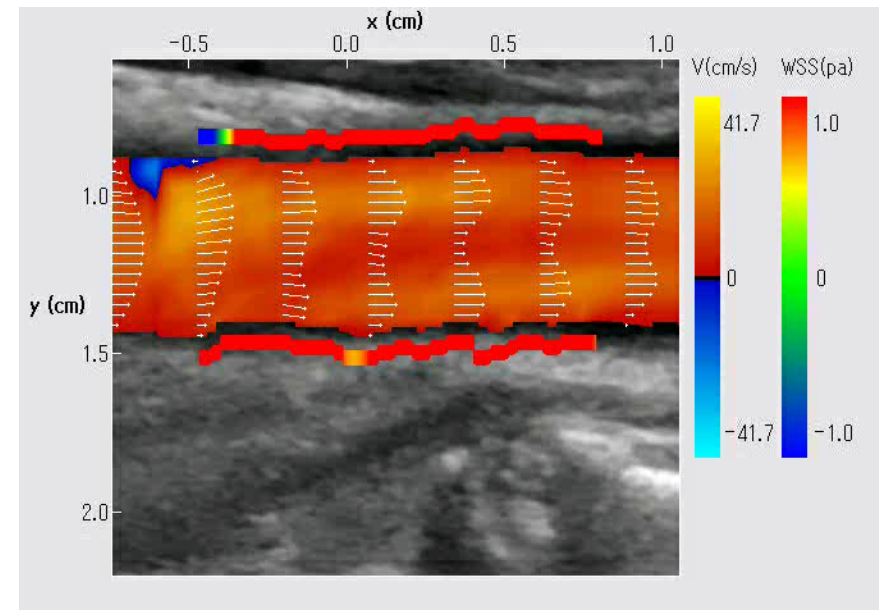
Computed result $\mathbf{u}$



速度場と壁せん断応力の計算結果



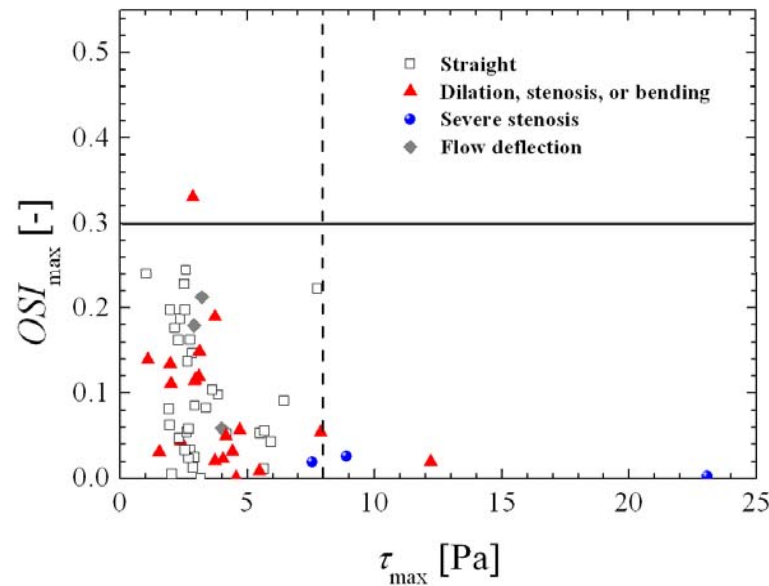
通常のシミュレーション($K_v^*=0$)



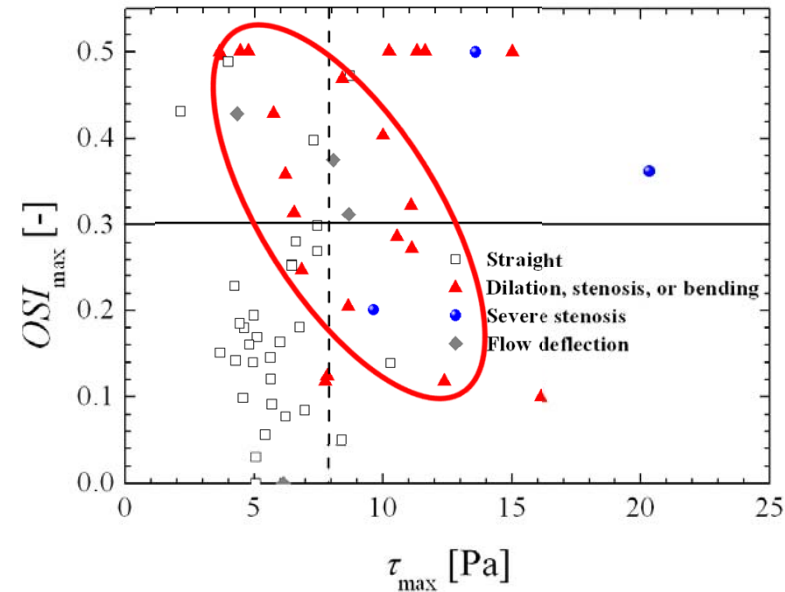
UMIシミュレーション($K_v^*=100$)

通常のシミュレーションと比較し, UMIシミュレーションでは複雑な生体内の血流場をよく再現している

血管病態と血行力学パラメータの関係



(a) 通常のシミュレーション



(b) UMIシミュレーション

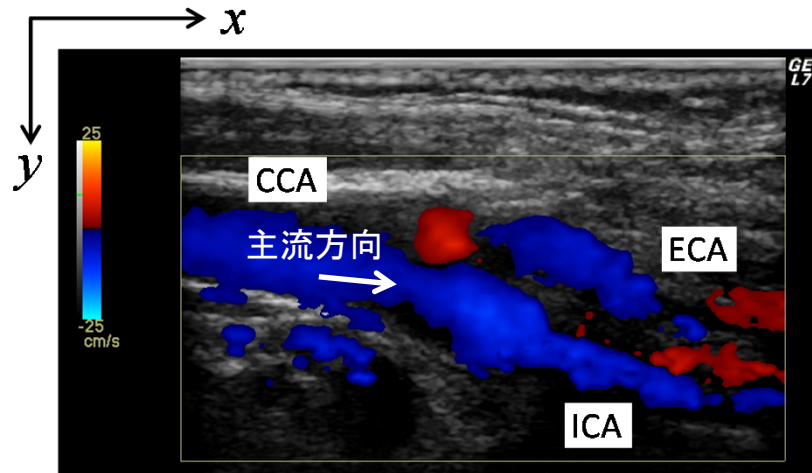
WSSの時間空間最大値とOSIの空間最大値との関係

$$\tau = \mu \frac{\partial u}{\partial y} \quad OSI = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{\left| \int_{t_0}^{t_0+4T} \tau dt \right|}{\int_{t_0}^{t_0+4T} |\tau| dt} \right)$$

UMIシミュレーションにより病変血管
と正常な血管を区別することができた

4. 頸動脈分岐部の超音波 計測融合シミュレーション

頸動脈分岐部について



頸動脈分岐部のカラードプラ画像

頸動脈分岐部

総頸動脈の下流側で分岐して外頸動脈と内頸動脈に分かれる

総頸動脈: Common Carotid Artery (CCA)

外頸動脈: External Carotid Artery (ECA)

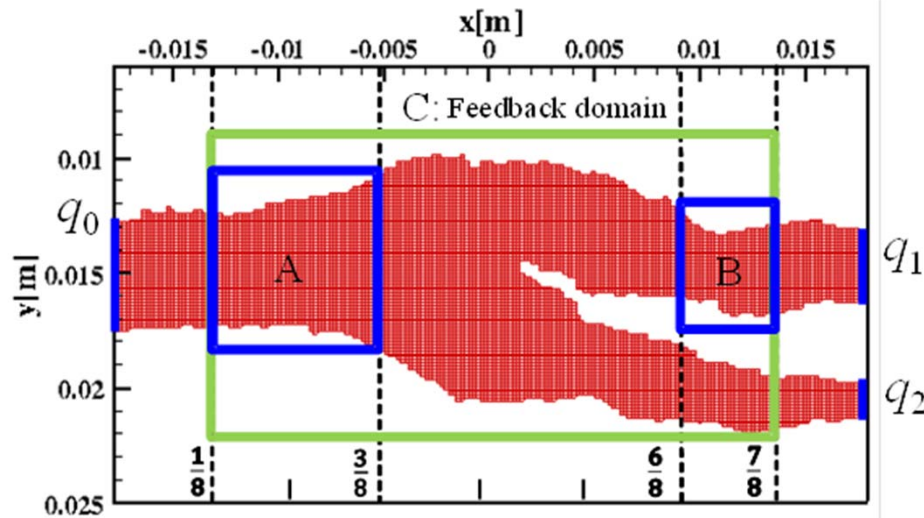
内頸動脈: Internal Carotid Artery (ICA)

特徴

- 時間・空間的に複雑に変化する壁せん断応力が働く
- 動脈硬化の病変や狭窄の好発部位
- 脳血管疾患の発症により外頸動脈と内頸動脈の流量比が変化

頸動脈分岐部の血流解析により循環器系疾患の診断に広く応用できる

頸動脈分岐部の2次元UMIシミュレーション



u_s : 上流端平均流速
 u_e : 下流端速度
 u_{e-1} : 下流端の1つ上流側の速度
 q_0 : 領域Aの流量
 q_1, q_2 : 分岐後の各流量
 V_c, V_m : 計算及び計測によるドプラ速度
 α : 分流比推定における緩和係数
 β : 下流端境界条件の緩和係数

(A) 流量推定 (q_0) 黄金分割法

$$\min_{q_0} \Delta V = \min_{q_0} \frac{1}{N_A} \sum_n |V_c - V_m|$$

上流端境界条件

(B) 分流比推定 ($r = q_1/q_0$) 不動点反復法

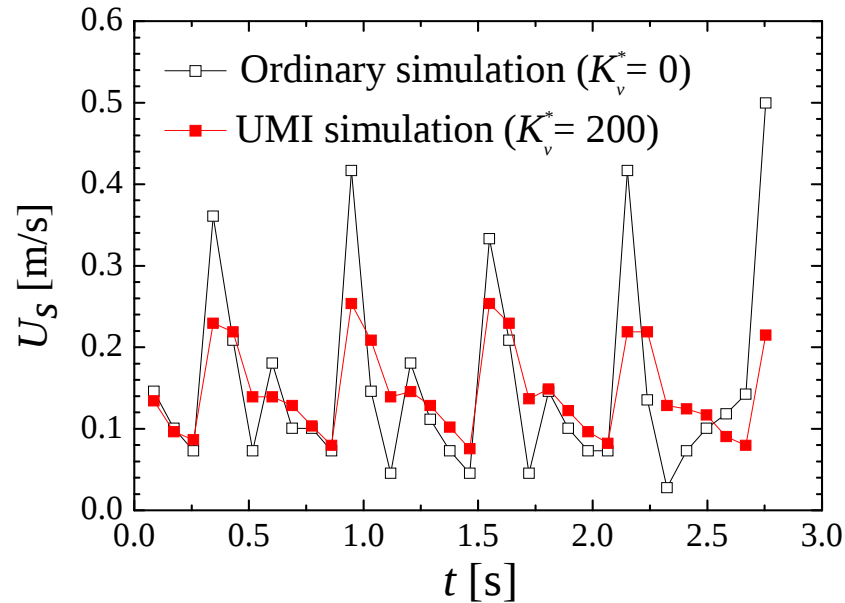
$$r_i = r_{i-1} + \alpha \frac{1}{N_B} \sum_n (V_c - V_m)$$

下流端境界条件

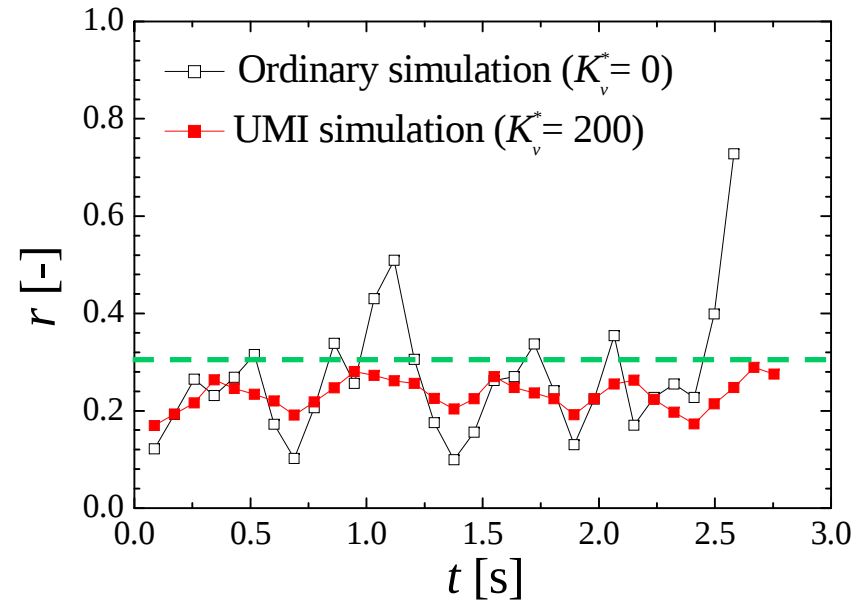
(C) フィードバック領域 (AとBを含む)

$$u_e = u_{e-1} + \beta u_{e-1} \left(r_i \frac{q_0}{q_1} - 1 \right) \frac{q_1 + q_2}{q_0}$$

臨床データの流量推定結果



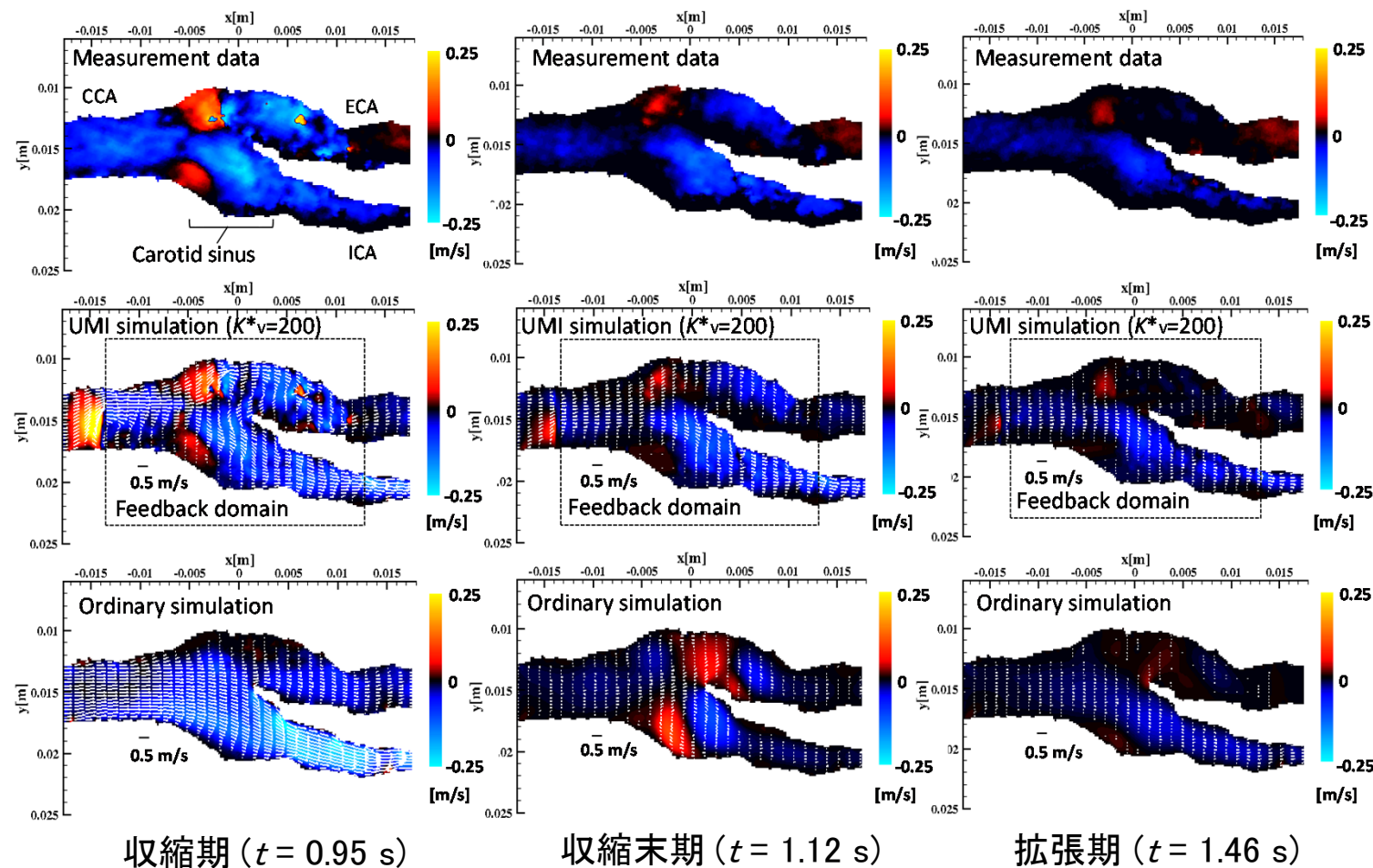
上流端平均流速の時間変化



分流比の時間変化

- 通常のシミュレーションでは時間変化が大きく周期性に乏しい.
- UMIシミュレーションでは時間変化が小さく周期的であり, 生体内の頸動脈分岐部における分流比0.3に近い値を示した.

臨床データの速度場とドプラ速度



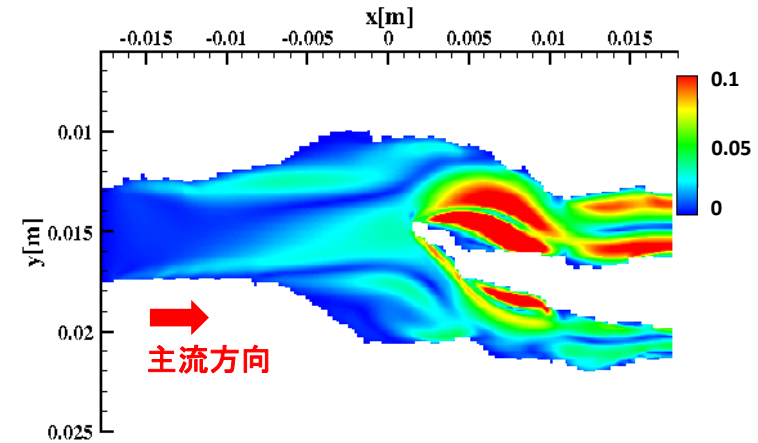
UMIシミュレーションでは臨床データのドプラ速度を良く再現している

5. 動脈硬化と血液粘度

血液粘度について

「ドロドロ・サラサラ血液」
血液粘度が動脈硬化の
要因として注目されている

特に分岐部では血液粘度が速度場に影響



4cPと8cPの速度誤差(数値解)

動脈硬化の指標 壁せん断応力

$$\tau = \mu \cdot \frac{du}{dy}$$

μ : 血液の粘度

u : 血液の x 方向速度



健常なヒトの粘度を与えて計算
血液粘度の違いを考慮する必要

血液粘度を考慮したより正確な壁せん断応力を算出するため2次元
UMIシミュレーションを用いた血液粘度推定手法を提案

血液粘度推定手法

UMIシミュレーション① …… 従来のUMIシミュレーション

UMIシミュレーション② …… 粘度推定のためのUMIシミュレーション

1. UMIシミュレーション①により, 解析対象の時系列の流量および分流比の取得を行う.

A: 流量推定領域

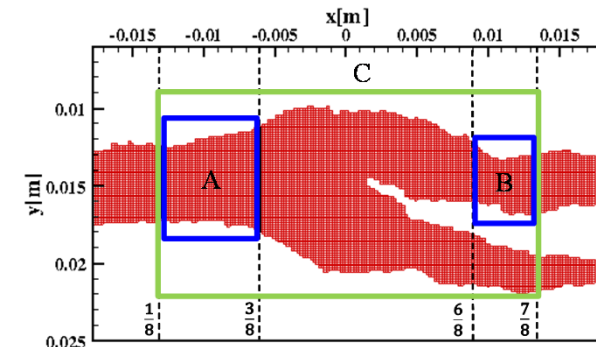
B: 分流比推定領域

C: フィードバック領域

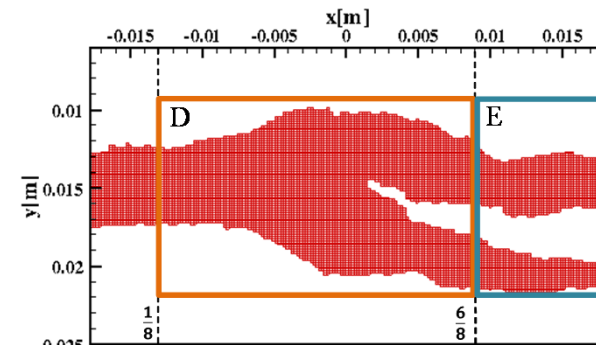
2. UMIシミュレーション①により得られた流量および分流比を上流および下流境界条件として, UMIシミュレーション②を行う.

D: フィードバック領域

3. 2の計算を各粘度で行い, 領域Eにおける計測値と計算値のドプラ速度の誤差が最小となる粘度を血液粘度の推定値とする.



UMIシミュレーション①

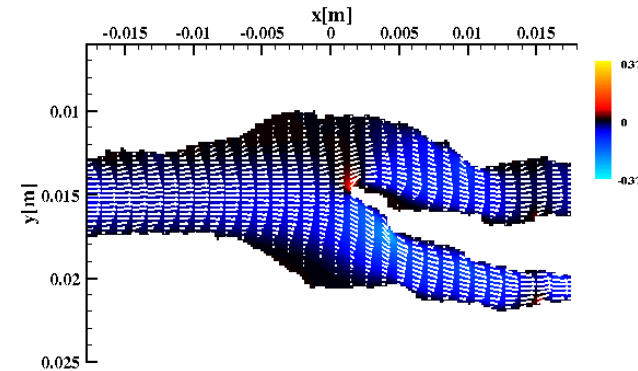


UMIシミュレーション②

解析対象と計算条件

解析対象

- ・ 血流モデルとして計算した数値解(基準解)
- ・ 40歳代健常男性のボランティアの頸動脈分岐部形状の計測データ
- ・ GEヘルスケア製のLOGIQ7および超音波プローブ(10L)により計測



計算条件

数値実験の計算条件

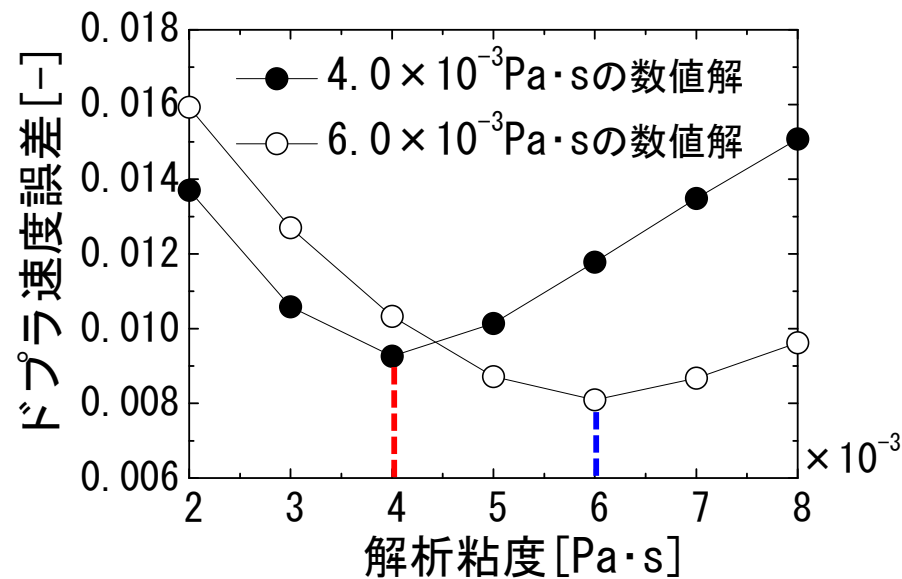
設定条件	基準解	UMI シミュレーション①	UMI シミュレーション②
分流比	0.5	分流比推定値 (初期分流比:0.2)	UMI シミュレーション① で得られた値
上流端平均流速 の時間変化	1 Hzの 正弦波振動流	流量推定値	UMIシミュレーション① で得られた値
上流端速度分布	放物分布	一様分布	一様分布
粘度	4cP と 6cP	4cP	2-8cP

血液粘度推定結果

ドプラ速度の誤差ノルム時間平均値

$$\bar{e}_V = \frac{1}{T} \int_T \left(\frac{1}{N} \sum_n \frac{|V_c - V_m|}{V_{type}} \right) dt$$

N : 格子点数
 T : 計測時間
 V_{type} : 総頸動脈の平均流速の最大値 (0.39 [m/sec])



ドプラ速度の誤差は各々の数値解の粘度で最小値をとった

6. まとめと今後の課題

まとめと今後の課題

■ まとめ

- 2次元UMIシミュレーションによる頸動脈の壁せん断応力の可視化により生体内の複雑な血行動態を再現した.
- 2次元UMIシミュレーションによる頸動脈分岐部の血流場の可視化により生体内の複雑な血流場を再現した.
- 血液粘度推定手法を提案し, 数値実験によりその有効性を確認した.

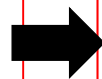
■ 今後の課題

最終目標: 頸動脈分岐部の動脈硬化とせん断応力の関係を明らかにする

提案手法の実流れ場
に対する有効性の検証



壁せん断応力の
可視化システムの構築



臨床データ解析で血管病態
とせん断応力の関係を示す