メカノバイオ 2008.1.22

姬野:himeno@riken.jp

今日の内容

 ボクセルによる流体解析 その手法と計算例
オイラー型構造解析 その手法と計算例
人体モデルの構築
材料特性の計測

http://accc.riken.jp

ボクセルを使った流体解析

野田茂穂(理研/信大院)、 姫野龍太郎(理研)、 小野謙二(理研)、石川正 昭(信大)



ボクセルによる流体解析

非圧縮流体解析プログラム



VOF(Volume Of Fluid)法 ボクセル内の幾何情報

対流項にQUICKスキームを適用

時間項にAdams-Bashforthを適用

システム全体にHSMACスキームを適用











Mesh refinement, Coarsening





Adaptive Mesh Refinement









面積率 セル界面での流体が占める面積率 流量=流束×面積=流束×境界面積×面積率



CADデータからの計算の場合









医療画像

CTやMRI等から得られるイメージデータ

CT:X線吸収率(空気:-1000、水:0、骨組 織:+1000)→輝度値

MRI:水分量→輝度値





積層イメージデータ→Volume



Follow up MRA (3 Mo After)



2002.6.6 MR (T2 WI Ax)

2002.9.20 Follow up MR (T2 WI Ax, TOF MRA)

Growth of Mural Thrombus. Progress of Mass Effect to Brainstem

3D CTA for VA Aneurysm





2003.11.11 3D CT Angiography (Surface Rendering)

Showing Left Vertebral Aneurysm. PICA was arising from the Dome of Aneurysm and contralateral PICA was absent. PCom could not detectable.

Material and Method Computational Analysis

3D incompressive, unsteady Navier-Stokes equations

discretized in a manner of finite volume method (FVM)

Fluid; homogeneous, incompressible and Newtonian

Reynolds Number; 1000

Matrix: 159 x 129 x 159

Result Numeric analysis



Result

Before and After Left VA Occlusion









1.8

Coil Model for Analysis

3D Image of Coil in Aneurysm Model

by MicroCT (Hitachi)







Coil in Plastic Sphere

Cone Beam Rotation

Reconstruction





Coil Model for Analysis

3D Image of Coil in Aneurysm Model

Give "Parent Artery" by CG



Reconstruction

ΞN

Model For Analysis







Result - CFD





15.8 %

24.9 %





VER = 24.9 %



頸動脈狭窄部におけるデ ブリの挙動

Behavior of debris in the artery stenoses^(東大院)

野田 茂穂 (理研/信州大)

佐々 原渉 (岡山大脳神経外科)

高木 周 (理研/東大工)

姫野 龍太郎 (理研/東大工)

松本 洋一郎 (東大工)



背景

頸動脈狭窄症



- □ 内科的治療:投薬など
- □ 外科的治療:内膜剥離術
- <u>CAS手術(Carotid Artery Stenting:血管内ステント留置術)</u>

内科的治療に比べ効果があり、外科的治療に比べ患者の負担が小さい



デブリ回収処置時の問題点

□確実に回収できたかを確認する方法がない

□医者の経験によるところが大きい(<u>吸引位置, 吸引量など</u>)







ステント留置の様子



デブリ



フィルターに掛かったデブリ



100µm





- □ 固形•粥状
- □ 10~500µm
- □ 血液に追従するとみなせる







吸引方法







デブリ回収時の問題点

□確実に回収できたかを確認する方法がない
□医者の経験によるところが大きい(吸引位置,吸引量など)



研究目的





頸動脈流のシミュレーションによる デブリの挙動の予測









セル数	146×91×158[cell]
セルサイズ	0.15 × 0.15 × 0.3[mm]
入口直径	6[mm]
流入最大流速	42[cm/s]
レイノルズ数	810
吸引条件	吸引位置 Position1: バルーン付近 Position2: 中間 Position3: 内頸動脈起始部 吸引量 0.14, 0.23, 0.35, 0.47, 0.87 [ml/s]



バルーンモデル

血流遮断バルーンを設定





吸引カテーテルモデル

·カテーテルでの吸引モデル(狭窄部拡張後)



流れ場の様子



- □ 吸引条件なし
- 内頸動脈下流部を遮断
- □ 拍動1周期



吸引の様子

吸引量0.87 [ml/s]



□ 吸引位置より下流部が吸引できていない







□ T=5.4 [s] (拍動6周期)で,回収量はほぼ一定値に なっている




回収率はposition1が最も良い



外頸動脈への流出

吸引量0.14 [ml/s]



position1

position2

position3





□ Position3で,外頸動脈への流出が多くなっている







■ Position1(バルーン付近)での吸引が、内頸動脈中のデブリ 残存量が最も少ない



まとめ

ボクセル格子の採用により、血管形状を容易に構築・修正できた.

吸引位置

回収率についてはposition1(バルーン付近)で最大となる

外頚動脈への流出についてはposition1,2で最少となる

以上より, position1において回収効率が良く、かつ外頚動脈への流出のリ スクも少ない



オイラー型解法による 固体-流体連成解析 弱連成から強連成への展開

広島大学 岡澤重信













ラグランジュ型とオイラー型解法

・ラグランジュ型解法

→物体の変形に伴い、

メッシュも変形



・オイラー型解法

→メッシュは空間に固定され、

物体がメッシュ間を移流









固体解析もオイラー型解法でできる







異種材料におけるオイラー型解法

Ship	
Density [kg/m³]	7800
Young Modulus [GPa]	200
Poisson ratio [-]	0.29
Yield Stress [GPa]	0.002
Y-speed [m/s]	-3

Geometry [cm×cm]	3×7
Mesh Division [-]	30 × 70























他の塑性加工









従来の固体-流体連成解析









本研究での固体-流体連成解 析







・固体にもオイラー型解法を適用

→ ボクセルデータとの融合性

・境界面に混合物理論(Mixture Theory)を適用

→ 複雑なアルゴリズムが不必要となり、より

効率的に解析可能



時間方向の離散化

中央差分法による陽解法

$$\mathbf{a}^{n} = \mathbf{M}^{-1} (\mathbf{F}^{ext} - \mathbf{F}^{int})$$
$$\mathbf{v}^{n+\frac{1}{2}} = \mathbf{v}^{n-\frac{1}{2}} + \Delta t \mathbf{a}^{n}$$
$$\mathbf{x}^{n+1} = \mathbf{x}^{n} + \Delta t \mathbf{v}^{n+\frac{1}{2}}$$









非移流ステップ → 固体と流体の物質量を別々に計算

移流ステップ → 混合された物質量の移流を計算

非移流ステップ

移流ステップ





解析の流れ







1つの要素内に存在する全ての 物質について、ひずみ速度 <mark>を</mark> = **Bv** は同じであると仮定



混合物理論



各物質の応力を密度関数により平均

$$\overline{\boldsymbol{\sigma}} = \sum_{m} \boldsymbol{\sigma}_{m} \boldsymbol{\phi}_{m}$$

Mixed



障害物の存在するダムブレイク 問題











障害物の存在するダムブレイク 問題











波浪中の船体挙動











人体モデルの構築

理研·東大 姫野龍太郎

人体ボクセルデータの構築



1mm分解能の人体モデルのボリュームレンダリング

CTからのヤング 率の推定

3-D 人体ボクセルデータの構築



マルチ・モダリティー





骨や外形を元に回転·平行移動で位 置合わせ。場合によっては線形写像。
構築された 3-D 人体ボクセルデータ







MRI



X線 µ CT









引っ張り試験器

引っ張り試験

3次元内部構造顕微鏡











Original image : mouse 320×240 (pixel / slice) 150 slices (212μ m / pix) Z-axis resolution : 30μ m





Original image and extraction result from continuous 150 images

高解像度3DISMによる腎臓血管観察

観察条件

レーザ波長:488nm(Arガスレーザ) 出力:75mW 568nm(Arガスレーザ) 出力:150mW DM:460nm 520nm 600nm(3波長透過) EM:中心波長:615nm 半値幅:30nm(OMEGA) 中心波長:530nm 半値幅:30nm(OMEGA) ナイフ:ディスポーザブルナイフ C35(FEATHER) スライス厚さ:1.0µm ナイフ回転速度:90rpm x 撮像カメラ:ICCD(浜ホト ICP300-DF) 対物レンズ:超長作動距離対物レンズ M PLAN ApoSL x20 (MITUTOYØ) 分解能: XY:0.7µm Z:1.0µm

Ζ



蛍光・CLSMによる腎臓血管観察



観察結果・及び血管系の抽出



<u>ラット腎臓(RITC染色)</u>



2値化領域の抽出及び濃淡情報の再付加

拡張Region Growing 停止条件を可変 停止条件の局所判定 3次元処理

Initial value Size of local area : 29x29x57 α : 30 inner area : 9 points outside area : 15 points

元画像(ラット腎臓) 2値化 領域抽出 血管抽出画像

(協力:埼玉大学 島井博行)



摘出臓器による引張試験



試料切り出し装置

ArF193nmエキシマレーザーを 用いて軟組織を切断 移動ステージの制御により自由 形状に切り出し可能 引っ張り試験装置 横型液中測定可能な引っ張り試験装置 カ、ストローク制御可能





引張り試験による測定

引張り試験



> 公称応カー公称ひずみの関係に変換する

生体組織の力学特性計測

MRIタギ

ング像

体外からの計測 1. 静電アクチュエータ(東 大樋口研と共同) 2. 油圧アクチュエータ(独









