カテーテルシミュレータの開発 —ガイドワイヤーのシミュレーションに関する検討—

山村 直人 (理化学研究所) 深作 和明 (理化学研究所, 春日部中央総合病院脳神経外科) 姫野龍太郎 (理化学研究所) 牧野内昭武 (理化学研究所)



破裂!!





くも膜下出血

動脈瘤

・初回の出血で約50%の人が死亡
・20%の人には何らかの後遺症
・25~30%が再破裂のため死亡

脳動脈が嚢状に拡大して

コブができた状態

未破裂動脈瘤の破裂の予防 再破裂の予防

のための治療





・開頭によるクリッピング術 ・カテーテルによる血管内治療

カテーテル







動脈瘤

金属コイル

reference: http://www.med.kobe-u.ac.jp/neuro/

血管内治療の問題点

- ▶ 脳動脈瘤は破裂の危険性の高い場所にできる
- ▶ 術前トレーニングが困難



◆ 安全な血管内治療に向けて

▶ 透視などの放射線診断技術の向上
 ▶ カテーテル・ガイドワイヤー作成技術の向上



カテーテルシミュレータ

◆ 血管内手術のトレーニングシステム コンピュータ上に仮想的な血管内治療の手術環境を構築



Personal computer

Input device

血管内治療の効率的なトレーニング環境を提供
 血管内治療の安全性の向上

ガイドワイヤーのシミュレーション

◆ シミュレーション で考慮すべき対象

- カテーテル
- ガイドワイヤー
- 金属コイル
- 血流
- 血管 etc.



• ガイドワイヤー

血管の分岐でカテーテル本体 を目的の方向に進行させるた めの金属のワイヤー

カテーテルシミュレータの開発の第一段階として, ガイドワイヤーのシミュレータの開発を行う.

ガイドワイヤーの離散化モデル

◆ 離散化モデル

- ▶ 真直セグメントと仮想回転ばね による離散化
- ▶ 曲げ剛性とねじれ剛性は仮想
 回転ばねの回転により記述
- 曲げ剛性とねじれ剛性は, 節点 (仮想回転ばね)をはさんで前後 1/2の部分を節点値にて代表さ せる
- ▶ セグメントの伸縮剛性は無視



セグメントの

- セグメントに3主軸方向を示す
 フレームを設置: $\hat{e}_x \hat{e}_y \hat{e}_z$
- ▶ フレームをZ-Y-Z Euler角で表す



• Z-Y-Z Euler角



◆ 回転後のセグメントのフレーム

 $\hat{\boldsymbol{e}}_{x} = (\cos\alpha\cos\beta\cos\gamma - \sin\alpha\sin\gamma)\boldsymbol{e}_{x} + (\sin\alpha\cos\beta\cos\gamma + \cos\alpha\sin\gamma)\boldsymbol{e}_{y} - \sin\beta\cos\gamma\boldsymbol{e}_{z}$ $\hat{\boldsymbol{e}}_{y} = (-\cos\alpha\cos\beta\sin\gamma - \sin\alpha\cos\gamma)\boldsymbol{e}_{x} + (\cos\alpha\cos\gamma - \sin\alpha\cos\beta\sin\gamma)\boldsymbol{e}_{y} + \sin\beta\sin\gamma\boldsymbol{e}_{z}$ $\hat{\boldsymbol{e}}_{z} = (\cos\alpha\sin\beta)\boldsymbol{e}_{x} + (\sin\alpha\sin\beta)\boldsymbol{e}_{y} + \cos\beta\boldsymbol{e}_{z}$

曲げ角とねじり角



◆ 曲げ角とねじり角

$${}^{Bend} \theta_x^{\ \overline{i}} = \varphi_x^{\ i+1} - \varphi_x^{\ i} \cong \left(\beta^{i+1} - \beta^i\right) \sin\gamma^i - \left(\alpha^{i+1} - \alpha^i\right) \sin\beta^i \cos\gamma^i$$

$${}^{Bend} \theta_y^{\ \overline{i}} = \varphi_y^{\ i+1} - \varphi_y^{\ i} \cong \left(\beta^{i+1} - \beta^i\right) \cos\gamma^i + \left(\alpha^{i+1} - \alpha^i\right) \sin\beta^i \sin\gamma^i$$

$${}^{Tortion} \theta_z^{\ \overline{i}} = \varphi_z^{\ i+1} - \varphi_z^{\ i} \cong \left(\gamma^{i+1} - \gamma^i\right) + \left(\alpha^{i+1} - \alpha^i\right) \cos\beta^i$$

ポテンシャルエネルギー

$$U = \sum_{\overline{i}=1}^{N} \frac{1}{2} \left\{ K_x^{i} \left({}^{Bend} \theta_x^{i} \right)^2 + K_y^{i} \left({}^{Bend} \theta_y^{i} \right)^2 + K_z^{i} \left({}^{Torsion} \theta_z^{i} \right)^2 \right\}$$

 $K_{x}^{i} = \frac{EI_{x}^{i}}{l_{0}}, \quad K_{y}^{i} = \frac{EI_{y}^{i}}{l_{0}} : x(y) = 100 \text{ (x)}$ $K_{z}^{i} = \frac{GI_{p}^{i}}{l_{0}} : z = 100 \text{ (x)}$ $I_{x}^{i}, I_{y}^{i} : \text{断面2次モーメント}$ $I_{p}^{i} : \text{断面極2次モーメント}$ G : t bm WH



◆ Lagrange乗数形式

$$\Pi = U + \sum_{l=1}^{N_A} \lambda_l^A Q_l + \sum_{m=1}^{N_X} \lambda_m^X P_m$$



Euler角:
$$\lambda_l^A Q_l = \lambda_{il}^A \left[A_{il} - A_{il}^* \right]$$

変位: $\lambda_m^X P_m = \lambda_{im}^X \left[x_{im} - x_{im}^* \right]$
 A_{il}^*, x_{im}^* 規定されたEuler角, 変位

節点座標
$$x_{1n} = x_{10} + \sum_{j=1}^{n} l_j \sin \beta_j \cos \alpha_j$$
$$x_{2n} = x_{20} + \sum_{j=1}^{n} l_j \sin \beta_j \cos \alpha_j$$
$$x_{3n} = x_{30} + \sum_{j=1}^{n} l_j \cos \beta_j$$

$$\begin{pmatrix} n=0, N+1, \\ if \quad j=1 \quad or \quad N+1 \quad then \quad l_j = \frac{1}{2}l_0 \\ otherwise \quad l_j = l_0 \end{pmatrix}$$

強制変位を受ける片持ちはりの変形





たわみ量:
$$\delta = \frac{WL}{2EI}x^2 - \frac{W}{6EI}x^3$$

自由端に生じる曲げモーメント: $M = WL$
固定端に生じる反力: $R = -W$

片持ちはりのたわみ



曲げモーメントと反力の厳密解との比較

Num. of segments	4	101
Moment/%	2.91	0.05
Reaction force /%	2.97	0.11

$$error(\%) = \frac{R_{cal.} - R_{theory}}{R_{theory}} *100$$

ボクセル情報による血管モデル

◆ 血管モデル

- ▶ ボクセルデータによりモデリング
- ▶ ボクセル(重心)は3DCTやMRIから得られた輝度値(0-1の実数値)を持つ
- ▶ 輝度値は1で血管内, 0で血管外, それ以外の値は血管壁に相当



適当な輝度値の等値面を血管壁と定義

接触の取り扱い



▶ 接触判定は輝度値による

 $Br(P) \leq Br(BVW)$

Br(P) ガイドワイヤー節点の輝度値
Br(BVW) 血管壁の輝度値



ガイドワイヤー節点P

▶ 血管壁の法線ベクトルは輝度値の勾配より算出

輝度値の勾配ベクトル $grad(k) = \frac{Br(k') - Br(k)}{pitch(k)}$



接触節点の取り扱い



$$\delta w_c = F_{Br} \hat{\boldsymbol{e}}_3^P \cdot \delta \boldsymbol{x}_P$$

接触力 F_{Br} はガイドワイヤー節点の輝度値に依存

$$F_{Br} = \frac{Br(Bvw) - Br(\boldsymbol{x}_{P})}{Br(\boldsymbol{x}_{P})}k$$

K:血管の材料特性に依存する材料パラメータ(カの次元) <u>ê^p</u>:接触点における血管壁の単位法線ベクトル

ガイドワイヤーシミュレーション







カテーテル内のセグメントは 変形しないと仮定

接触を考慮したシミュレーション



接触を考慮したシミュレーション



まとめ

カテーテルシミュレータの開発の第一段階として,ガイ ドワイヤーのシミュレーションに関する検討を行った.

- ガイドワイヤーを仮想ばねと真直セグメントにより離散化し、その準静的な変形を考慮して、停留ポテンシャルエネルギーの原理に基づく Lagrange乗数形式により定式化したガイドワイヤーシミュレータの開発 を行った。
- 2次元的な簡易モデルを用いた解析において、ガイドワイヤーは血 管壁に沿って進行し、本手法の有効性が確認された.しかしながら、 接触状況によっては収束計算において解が発散するという問題が あり、安定性の面には更なる検討が必要である.

今後,実際の血管モデルにより検証を進めるとともに,接触の取り扱いの改良,血流との連成解析や血管壁とガイドワイヤー間の摩擦の考慮するなど,さらなる精度の向上を目指したい.