

カテーテルシミュレータの開発

山村直人ⁱ⁾, 深作和明ⁱⁱ⁾, 姫野龍太郎ⁱⁱⁱ⁾, 牧野内昭武^{iv)}

ⁱ⁾ 理化学研究所 生体力学シミュレーション特別研究ユニット

埼玉県和光市広沢 2-1

E-mail: naoto@riken.jp

ⁱⁱ⁾ 春日部中央総合病院 脳神経外科/理化学研究所

埼玉県和光市広沢 2-1

E-mail: fukasaku@riken.jp

ⁱⁱⁱ⁾ 理化学研究所 情報基盤センター

埼玉県和光市広沢 2-1

E-mail: himeno@riken.jp

^{iv)} 理化学研究所 ものづくり V-CAD

埼玉県和光市広沢 2-1

E-mail: akitake@riken.jp

要旨 パーソナル・コンピュータおよび入力デバイスからなる仮想的な脳動脈瘤のカテーテル手術環境を構築し、患者の血管画像を用いて術者がカテーテルの誘導技術をトレーニングするためのリアルタイムシミュレーションシステム（カテーテルシミュレータ）の開発を行った。本研究ではその第1段階として、ガイドワイヤの曲げおよびねじり変形を考慮した力学モデルを構築し、それをコンピュータ上で解析するためのガイドワイヤ誘導シミュレーションソフトウェアを開発した。

1. はじめに

近年、脳動脈瘤の治療では血管内手術（カテーテル手術）が注目されている。カテーテル手術は従来のクリッピング術（開頭術）に比べて、局所麻酔で良いという点から患者への負担の少ない治療法として期待されている¹⁾。

血管内のカテーテルの誘導には、**Fig.1** に示すガイドワイヤが使われている。ガイドワイヤは血管の分岐等でカテーテル本体を目的の方向に進行させるための誘導指標として血管内を先行する金属ワイヤーである。脳動脈瘤は破裂の危険性の高い血管の盲端等にできるため、カテーテル治療ではいかにカテーテルを安全に脳動脈瘤まで誘導するかが問題となる。カテーテル誘導の安全性は、透視やDSAなどの診断技術の進歩による手術環境の向上やカテーテル先端に圧力センサーを設置する等の対策により向上してきているといえる²⁾。しかしながら、その技術は未だ術者の経験に頼るところが大きいのが現状である。したがって、診断技術や手術環境の向上とともに、効率的なカテーテル誘導のトレーニングシステムの開発が望まれている。

本研究ではパーソナル・コンピュータおよび入力デバイスからなる仮想的な脳動脈瘤のカテーテル手術環境を構築し、患者一人一人の血管画像を用いて、術者がカテーテルの誘導技術をトレーニングするためのリアルタイムシミュレーションシステム（カテーテルシミュレータ）を開発した。カテーテルシミュレータの開発の第1段階としてガイドワイヤに着目し、ガイドワイヤの曲げおよびねじり変形を考慮した力学モデルを構築し、それをコンピュータ上で解析するためのガイドワイヤ誘導シミュレーションソフトウェアの開発を行った。

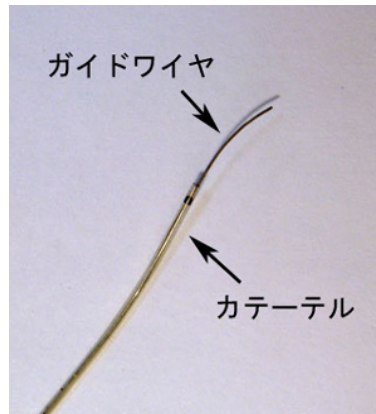


Fig.1 Catheter tip and guide wire

2. カテーテルシミュレータ

カテーテルシミュレータは入力デバイスとパーソナル・コンピュータ（以下、PC）からなるシステムである（Fig.2 参照）。入力デバイスはガイドワイヤ操作部とその先端に接続されたリニアエンコーダおよび回転エンコーダから構成される（Fig.3 参照）。ガイドワイヤ操作部からの回転および進行量は、リニアエンコーダおよび回転エンコーダにより計測され、リアルタイムに PC 上に入力データとして送られる。

本研究で開発したガイドワイヤ誘導シミュレーションソフトウェアは、入力デバイスより検出された変位および回転量から、PC 上に表示された血管画像内のガイドワイヤを力学計算の下に進行および変形させ、それを表示するソフトウェアである。本ソフトウェアは、以下の環境での動作を前提する、Windows アプリケーションソフトウェアである。

- オペレーティングシステム
Microsoft 社 Windows 2000 以上
- 必須ソフトウェア
Windows 付属の OpenGL ライブラリ
- ハードウェア
 - ・入力デバイス（マウスによる操作可）
 - ・2D_TEXTURE または 3D_TEXTURE をサポートしているグラフィックカード（ビデオメモリ 128MB 以上を推奨）

本システムでは PC 上に表示する血管画像に、MRI や CT から得られる輝度値のデータをもつボクセルデータを用いる（TERA RECON 社の VolumePro VOXEL フォーマットおよび理化学研究所 4 次元可視化ボリュームフォーマット）。血管壁は適当な輝度値のしきい値により定義する。ボクセルデータによる血管表現は有限要素メッシュ等の作成時間を必要とせず、MRI や CT の撮影から短時間にシミュレーションにかけられることができるという利点を有する。ガイドワイヤの力学計算に用いる入力データは血管画像（ボクセルデータ）、ガイドワイヤの先端形状、ガイドワイヤおよび血管壁の材料特性値である。

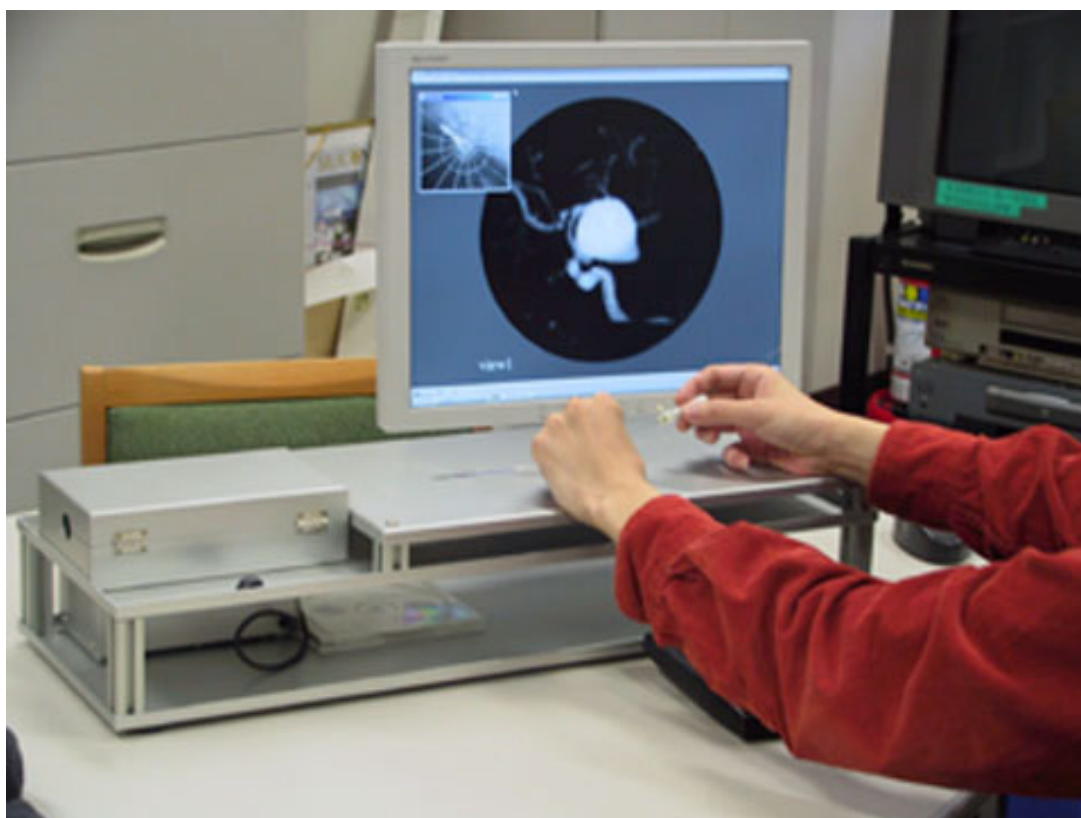


Fig.2 Catheter simulator

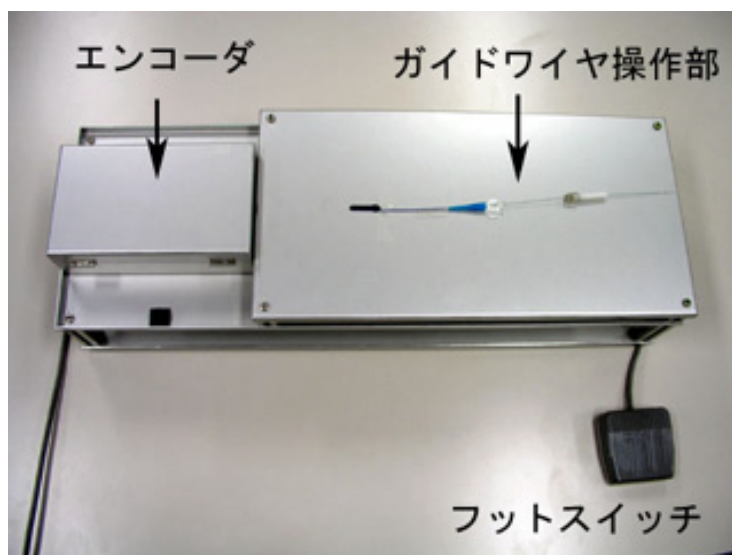
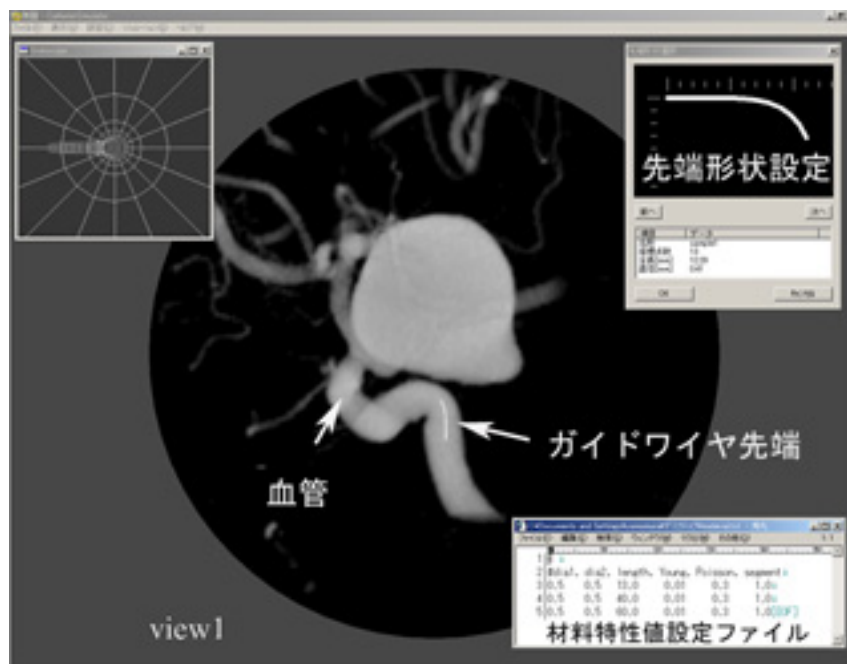


Fig.3 Input device of catheter simulator

本ソフトウェアによる解析例を Fig.4 に示す. まず, ボクセルデータである血管画像を読み込み, 血管壁に相当する適当な輝度値のしきい値を設定する. 次に, 解析条件であるガイドワイヤの先端形状, 初期位置および材料特性を設定する (Fig.3(a)参照). これら操作はすべてマウスおよびキーボードにより行う. 解析条件設定後の状態はファイルとして保存することができ, 繰り返し同条件にて解析が可能である. また, ガイドワイヤの先端形状およびガイドワイヤの材料特性値はライブラリとして登録することができる.

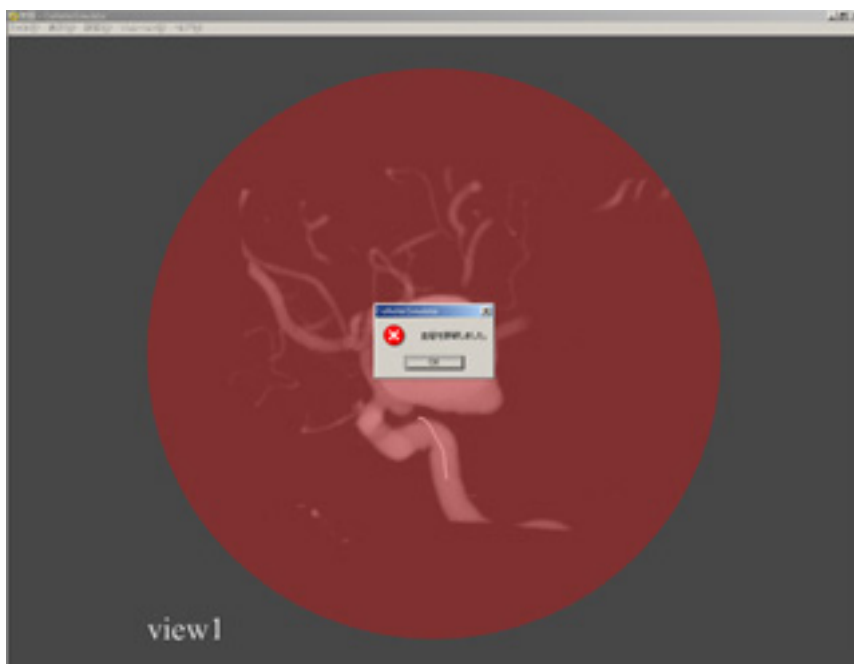
解析条件の設定の後, 入力デバイスあるいはマウスを用いてガイドワイヤを進行させる. ガイドワイヤは血管壁と接触しながら血管内を進行, 変形する (Fig.3(b)参照). ガイドワイヤと血管壁の接触において, ガイドワイヤが血管壁を穿破する判定となった場合には, Fig.3(c)に示すようなダイアログが出力され, 計算終了となる. シミュレーション中のガイドワイヤの軌跡は記録され, 計算終了後にリプレイすることができる.



(a)



(b)



(c)

Fig.4 Guide wire simulation software

3. ガイドワイヤの力学モデル

ガイドワイヤの力学モデルの構築に際し，次の基礎仮定を設けた．

- 解析対象はガイドワイヤ（金属ワイヤ）のみとする．
- ガイドワイヤの準静的な変形のみを考慮する（静的問題）．
- 血管壁とガイドワイヤ間の摩擦は無視できるものとする．
- 血流の影響は無視できるものとする．

ガイドワイヤを剛体セグメントとそれを結合する仮想回転ばねにより離散化するマルチボディダイナミクスに準ずる手法を採用した³⁾ (Fig.5 参照)．セグメントは線形弾性体とし，その曲げ剛性およびねじれ剛性は仮想回転ばねの回転にて記述できるものとする．ただし，セグメントの伸縮剛性は無視できるものとする．ガイドワイヤの曲げおよびねじり変形のみを考慮し，停留ポテンシャルエネルギーの原理に基づき定式化した．

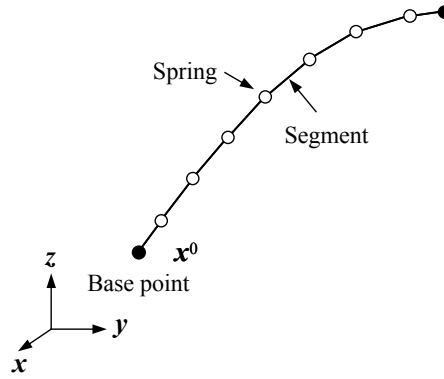


Fig.5 Descretized model of guide wire

3.1. ガイドワイヤの表現

セグメントの姿勢はセグメントごとに 3 主軸方向を示すフレーム $\hat{e}_x^i \hat{e}_y^i \hat{e}_z^i$ を設置し，そのフレームの姿勢を ZYZ オイラー角 $(\alpha^i, \beta^i, \gamma^i)$ により表す．セグメントのフレーム $\hat{e}_x^i \hat{e}_y^i \hat{e}_z^i$ は無負荷状態では全体座標系 $e_x e_y e_z$ に一致する．このとき，セグメントの姿勢は次式で与えられる．

$$\begin{Bmatrix} \hat{e}_x^i \\ \hat{e}_y^i \\ \hat{e}_z^i \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \alpha^i \cos \beta^i \cos \gamma^i - \sin \alpha^i \sin \gamma^i & \sin \alpha^i \cos \beta^i \cos \gamma^i + \cos \alpha^i \sin \gamma^i & -\sin \beta^i \cos \gamma^i \\ -\cos \alpha^i \cos \beta^i \sin \gamma^i - \sin \alpha^i \cos \gamma^i & -\sin \alpha^i \cos \beta^i \sin \gamma^i + \cos \alpha^i \cos \gamma^i & \sin \beta^i \sin \gamma^i \\ \cos \alpha^i \sin \beta^i & \sin \alpha^i \sin \beta^i & \cos \beta^i \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} e_x \\ e_y \\ e_z \end{Bmatrix} \quad (1)$$

任意の仮想回転ばね i の位置ベクトル \mathbf{x}^i は始点ベクトル $\mathbf{x}^0(x^0, y^0, z^0)$ および Euler 角 (α, β, γ) を用いて次式で与えられる．

$$\begin{aligned} \mathbf{x}^i &= \mathbf{x}^0 + l^1 \hat{\mathbf{e}}_z^1 + l^2 \hat{\mathbf{e}}_z^2 + \dots + l^i \hat{\mathbf{e}}_z^i = \mathbf{x}^0 + \sum_{j=1}^i l^j \hat{\mathbf{e}}_z^j \\ &= \mathbf{x}^i(\mathbf{x}^0, \boldsymbol{\alpha}^1, \boldsymbol{\alpha}^2, \dots, \boldsymbol{\alpha}^i) \end{aligned} \quad (2)$$

ここで、 l^j および $\boldsymbol{\alpha}^j = (\alpha^j, \beta^j, \gamma^j)$ はそれぞれ、セグメント j の長さおよび Euler 角である。

3.2. 曲げ角とねじり角

セグメント i とセグメント $i+1$ の間の相対曲げ角および相対ねじり角 $\boldsymbol{\theta}^i$ はセグメント i のフレームを基準に定義する (Fig.6 参照)。このとき、相対曲げ角およびねじり角はそれぞれ次式で与えられる。

$$\begin{cases} \text{Bend } \theta_x^i = \varphi_x^{i+1} - \varphi_x^i \cong (\beta^{i+1} - \beta^i) \sin \gamma^i - (\alpha^{i+1} - \alpha^i) \sin \beta^i \cos \gamma^i \\ \text{Bend } \theta_y^i = \varphi_y^{i+1} - \varphi_y^i \cong (\beta^{i+1} - \beta^i) \cos \gamma^i + (\alpha^{i+1} - \alpha^i) \sin \beta^i \sin \gamma^i \\ \text{Tortion } \theta_z^i = \varphi_z^{i+1} - \varphi_z^i \cong (\gamma^{i+1} - \gamma^i) + (\alpha^{i+1} - \alpha^i) \cos \beta^i \end{cases} \quad (3)$$

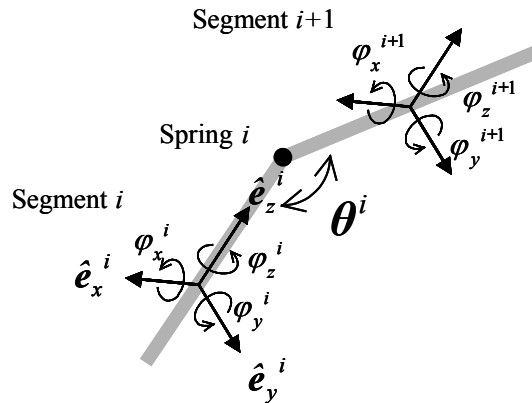


Fig.6 Relative angle of spring

3.3. 停留ポテンシャル原理による定式

静的問題における停留ポテンシャルエネルギーの原理は次式で与えられる。

$$\Pi = U - (W_e + W_c) \quad (3)$$

ここで、 U 、 W_e および W_c はそれぞれ系全体のひずみエネルギー、系全体の外力による仕事、系全体の接触による仕事である。

1) ひずみエネルギー U

系のひずみエネルギーは各仮想回転ばねに蓄えられるひずみエネルギー U^i の和と

して次式で与えられる。

$$U = \sum_{i=1}^{NSP} U^i = \sum_{k=1}^{NSP} \frac{1}{2} \{ K_x^i (\text{Bend } \theta_x^i)^2 + K_y^i (\text{Bend } \theta_y^i)^2 + K_z^i (\text{Torsion } \theta_z^i)^2 \} \quad (4)$$

ここで、 NSP は仮想回転ばねの数、 θ_m^i は仮想回転ばね*i*における曲げ角およびねじり角である。 K_m^i はばね定数で、次式で与えられる。

$$K_x^i = EI_x^i / l^i, K_y^i = EI_y^i / l^i, K_z^i = GI_z^i / l^i \quad (5)$$

ここで、 l^i はセグメントの長さ、 E はヤング率、 G はせん断弾性係数である。 I_x および I_y はセグメントの断面2次モーメント、 I_p は断面2次極モーメントである。ただし、変形前後で断面の形状は変化しないものとする。

2) 外力による仕事 W_e

ここでは部材に加わる外力（並進力）のみを考える。仮想回転ばね*i*の外力ベクトルを \mathbf{F}^i とする。このとき、系全体の外力ベクトルによる仕事 W_e は次式で与えられる。

$$W_e = \sum_{i=0}^{NSP+1} \mathbf{F}^i \cdot (\mathbf{x}^i - \mathbf{X}^i) \quad (6)$$

ここで、 \mathbf{X}^i は仮想回転ばね*i*の無負荷時の位置ベクトルである。

3) 接触による仕事

仮想回転ばね*i*に血管壁から接触力ベクトル \mathbf{F}_c^i が負荷されるとする。このとき、系全体の接触力による仕事 W_c は次式で与えられる。

$$W_c = \sum_{i=1}^{NC} \mathbf{F}_c^i \cdot (\mathbf{x}^i - \mathbf{X}^i) \quad (7)$$

ここで、 NC は接触節点数である。

4) 幾何学的境界条件の導入

幾何学的境界条件をペナルティ法により導入する。規定された位置ベクトルおよびEuler角をそれぞれ $\bar{\mathbf{x}}^i$ 、 $\bar{\alpha}^j$ とすれば、次式の汎関数 Π^* を得る。

$$\Pi^* = U - (W_e + W_c) + \sum_{i=1}^{ND} \left(\frac{1}{2} a (\mathbf{x}^i - \bar{\mathbf{x}}^i)^2 \right) + \sum_{j=1}^{NR} \left(\frac{1}{2} b (\alpha^j - \bar{\alpha}^j)^2 \right) \quad (8)$$

ここで、 ND および NR はそれぞれ規定された位置ベクトルおよびEuler角の数である。 a および b はペナルティ数である。

汎関数 Π^* を停留させると離散化方程式を得る。これを次式で略記する。

$$\left\{ \frac{\partial \Pi^*}{\partial q_i} \right\} = \{0\} \quad (9)$$

ここで、 $\{q_i\}$ に対応する独立変数は、始点の位置ベクトル \mathbf{x}^0 および各セグメントのオ

イラー角である。最終的に、(9)式を Newton-Raphson 法により逐次線形化し、連立一次方程式を解くことにより解析を行う。

3.4. 接触の取り扱い

本研究では3DCTなどから得られた輝度値のデータを用いて血管をモデリングした。血管のモデルは3DCTやMRIから得られた画像から、3次元空間をボクセルにより格子状に分割し、各ボクセル重心に対応する輝度値(0-1の実数値)を与える。輝度値は1で血管内、0で血管外を表し、それ以外の値の位置は血管壁に相当する。血管壁はある適当な輝度値のしきい値により定義した。

1) 接触探査

ボクセルデータによる血管表現では、輝度値のみを接触の判定に用いるため、格段に接触探査に要する時間を短縮することができる。

任意の位置ベクトル \mathbf{x}^i の輝度値 $Br(\mathbf{x}^i)$ は、Fig.7 に示すような位置ベクトル \mathbf{x}^i を含むボクセル重心からなる8節点要素を作成し、この要素の tri-linear な補間により計算される。接触判定は求められたガイドワイヤの輝度値 $Br(\mathbf{x}^i)$ と血管壁を規定する輝度値 $Br(BVW)$ を比較して行う。次式を満足するとき、仮想回転ばねは血管壁に接触したと判定する。

$$Br(\mathbf{x}^i) \leq Br(BVW) \quad (10)$$

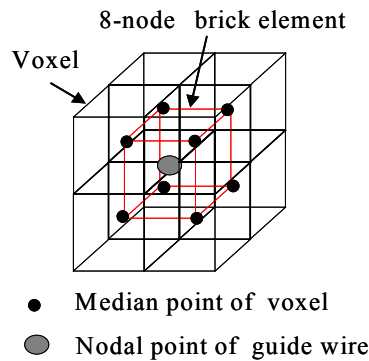


Fig.7 8-node brick element consist of center of voxel

2) 接触力

血管壁から受ける接触力ベクトル \mathbf{F}_c^i は接触点における血管壁の法線方向に沿ったベクトルとして次式で定義される。

$$\mathbf{F}_c^i = F_{Br}^i \bar{\mathbf{e}}_3^i \quad (11)$$

ここで、 $\bar{\mathbf{e}}_3^i$ は接触点における血管壁の単位法線ベクトルである。 F_{Br}^i は接触力でガイドワイヤの血管壁への食い込み量により次式で定義される。

$$F_{Br}^i = \frac{Br(Bvw) - Br(x^i)}{Br(x^i)} k \quad (12)$$

ここで、 k は力の次元を持つ血管の材料特性に依存する材料パラメータである。接触点における血管壁の単位法線ベクトル \bar{e}_3^i は次式で与えられる。

$$\bar{e}_3^i = \mathbf{g}^i / \|\mathbf{g}^i\| \quad (13)$$

ここで、 \mathbf{g}^i は x^i 近傍の輝度値の勾配ベクトルで、次式で与えられる。

$$\mathbf{g}^i = \frac{\partial Br(x^i)}{\partial \mathbf{x}} \quad (14)$$

3.5. ガイドワイヤの解析例

血管壁との接触を考慮したガイドワイヤの解析例を **Fig.8** に示す。血管は円筒形とし、一つの分岐を含む Y 字型モデルを用いた。図中左上が初期状態であり、白線で示す仮想的なカテーテル先端部より外側のガイドワイヤのみ示している。ただし、カテーテル先端部より後側には適当な長さのセグメントおよび仮想回転ばねを設置する。それら仮想回転ばねはカテーテル内にあると仮定し、血管壁との接触判定は行わない。最後方の仮想回転ばねを始点とし、入力デバイスより測定された変位および回転量は、始点への強制変位と最後方セグメントの軸回りの回転として与えた。

ガイドワイヤは入力データに従い血管内を進行し、血管壁と接触した節点は血管壁に沿って進行することが確認できる。

4. まとめ

本研究ではカテーテルシミュレータの開発の第一段階として、ガイドワイヤ誘導シミュレーションソフトウェアの開発を行った。カテーテルシミュレータの特徴は、血管表現のために有限要素メッシュ等を構築する必要がないため、MRI 等から得られた患者のデータを用いて短時間にシミュレータにかける（すなわち、カテーテル治療のための術者のトレーニングをする）ことができるということである。これは患者に応じた適正な治療に寄与し、効率的、効果的な術者のトレーニング環境を提供するものと考えられる。

今後、カテーテル本体の変形や血流との連成解析、また、血管壁との接触力を入力デバイスにフィードバックしたヴァーチャルリアリティ手術環境の構築などへの進展が期待される。

参考文献

- 1) 深作和明・根来真, 2000, 脳動脈瘤に対する血管内治療と流体解析によせる期待, RIKEN シンポジウム予講集 (生体力学シミュレーション研究), 153-161.
- 2) K. Fukasaku and M. Negoro, 2002, Computational Fluid Dynamics for Cerebral Aneurysms, Med. Imag. Tech., **20**(6), 622-630.
- 3) 吉川暢宏, 李源培, 2001, 三次元柔軟構造物のファーストオーダー設計モデル, 第 6 回日本計算工学会講演会論文集, **6-2**, 785-788.

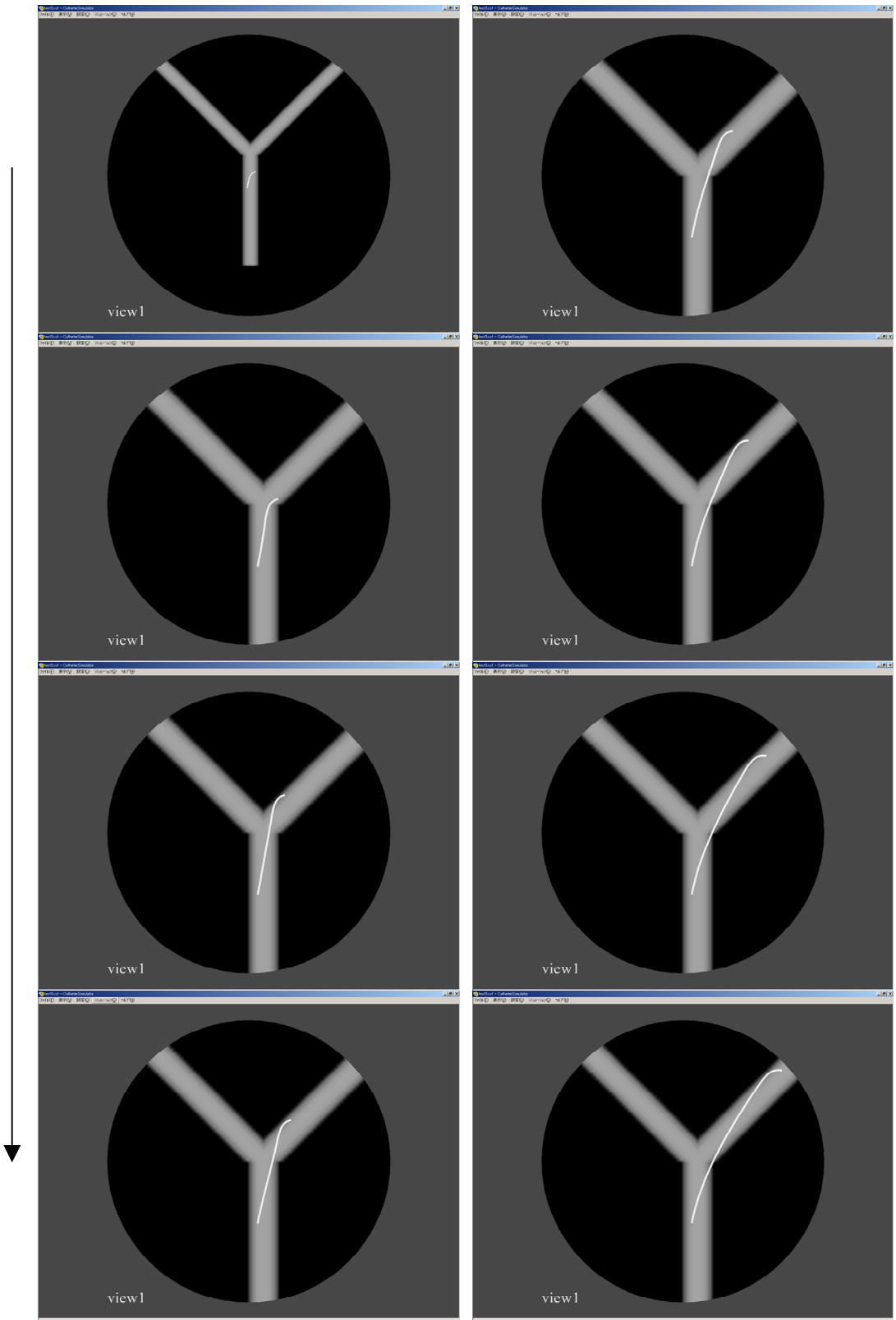


Fig.8 Contact between blood vessel wall and guide wire