

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ⁱ⁾, 姫野龍太郎ⁱⁱ⁾, 牧野内昭武ⁱⁱⁱ⁾

ⁱ⁾ 理化学研究所 情報環境室
埼玉県和光市広沢 2-1

E-mail: naoto@postman.riken.go.jp

ⁱⁱ⁾ 理化学研究所 情報環境室
埼玉県和光市広沢 2-1

E-mail: himeno@postman.riken.go.jp

ⁱⁱⁱ⁾ 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@postman.riken.go.jp

要旨 コンピュータ支援によるカテーテル誘導技術トレーニングシステムの開発の第一段階として、ガイドワイヤーシミュレータの開発を行った。ガイドワイヤーは仮想ばねと真直セグメントにより離散化し、定式には停留ポテンシャルエネルギーの原理に基づくラグランジュ乗数形式を用いた。

1. はじめに

脳動脈瘤は脳動脈にできる動脈が嚢状に拡大した瘤である。脳動脈瘤の破裂はクモ膜下出血の主要な原因であるといわれている¹⁾。近年、MRIなどの診断技術の進歩により、破裂前に発見される機会も増加しているが、クモ膜下出血予防のための治療は考慮されるべきである。

従来、脳動脈瘤の治療には動脈瘤へ血流が流れ込むのを遮断するクリッピング術という開頭術が行われてきた。しかし、手術は全身麻酔で行われ、患者への負担も大きいという問題がある。近年、大腿動脈などから血管内にカテーテルという細管を入れ、カテーテルを通して瘤の中に金属コイルなどを入れて瘤の内腔のみを閉塞させるという血管内手術も実用化され始めている。この治療法は局所麻酔で良いという点から患者への負担も少なく、今後、期待される治療法である。

動脈瘤は構造的に破裂の危険性の高い血管の盲端等にできるため、血管内治療では、いかにカテーテルを安全に動脈瘤まで誘導するか、ということが大きな問題となる。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、カテーテル誘導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。

現在、我々はコンピュータ上に仮想的な脳動脈瘤の手術環境を構築し、カテーテルの誘導をコンピュータ上で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の開発を進めている。本報では、カテーテル誘導技術トレーニングシステム（カテーテルシミュレータ）の開発の一端として、カテーテルガイドワイヤーのシミュレーションについて検討したので報告する。

2. ガイドワイヤーのシミュレーション

血管内を通るカテーテルおよびガイドワイヤーの模式図を図1に示す。カテーテルシミュレータの開発にあたり，本研究ではその第一段階として，ガイドワイヤーのシミュレータの開発を行った。ガイドワイヤーは，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のワイヤーである。カテーテルおよびガイドワイヤーは大腿動脈などから挿入され，ワイヤー端部に変位および回転を与えて目的の方向へ誘導する。

本報では，ガイドワイヤーの準静的な変形のみを考慮し，血流の影響は考えないものとして定式を行った。

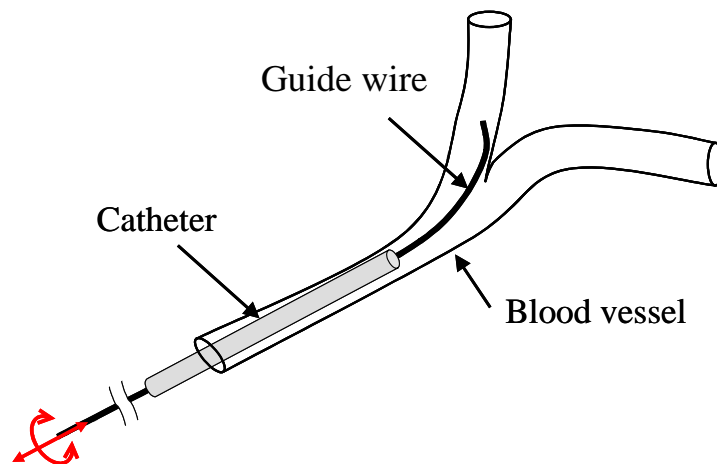


図1 カテーテルとガイドワイヤーの模式図

2.1. ガイドワイヤーの離散化モデル

現在，柔軟構造物の非線形解析では有限要素法の使用が全盛であるが，ガイドワイヤーは棒でモデル化すれば十分であり，リアルタイム・シミュレーションの観点から計算コストの低減が望ましい。そこで，本研究ではガイドワイヤーを剛体セグメントとそれを結合する仮想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⁾。

ガイドワイヤーの離散化モデルを図2に示す。ワイヤーは棒部材(以下，セグメント)と仮想回転ばねから成り，セグメントは仮想回転ばねにより結合される。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。セグメント長は両端で $l_0/2$ ，それ以外で l_0 とし，曲げ

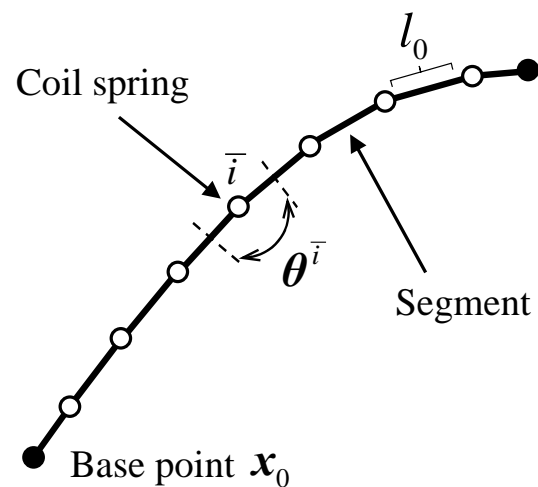


図2 ガイドワイヤーの離散化モデル

剛性およびねじれ剛性は、節点をはさんで前後 $l_0/2$ の部分を節点値にて代表させる。

セグメントの姿勢は、**図 3** に示すように、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 **図 4** に示す Z-Y-Z オイラー角 (α, β, γ) 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 $e_x - e_y - e_z$ に一致するとする。このとき、セグメントの姿勢、つまり回転後のフレームの基底ベクトルは、それぞれ次式で与えられる。

$$\left\{ \begin{array}{l} \hat{e}_x = (\cos \alpha \cos \beta \cos \gamma - \sin \alpha \sin \gamma) e_x \\ \quad + (\sin \alpha \cos \beta \cos \gamma + \cos \alpha \sin \gamma) e_y \\ \quad - \sin \beta \cos \gamma e_z \\ \hat{e}_y = (-\cos \alpha \cos \beta \sin \gamma - \sin \alpha \cos \gamma) e_x \\ \quad + (\cos \alpha \cos \gamma - \sin \alpha \cos \beta \sin \gamma) e_y \\ \quad + \sin \beta \sin \gamma e_z \\ \hat{e}_z = (\cos \alpha \sin \beta) e_x + (\sin \alpha \sin \beta) e_y \\ \quad + \cos \beta e_z \end{array} \right. \quad (1)$$

セグメント間の曲げ角およびねじり角 $\theta^{\bar{i}}$ は、**図 5** に示すように、回転後のセグメント i のフレームを基準に定義する。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は、フレーム $\hat{e}_x^i, \hat{e}_y^i, \hat{e}_z^i$ まわりの回転角として、それぞれ次式で与えられる。

$$\begin{aligned} \text{Bend } \theta_x^{\bar{i}} &= \varphi_x^{i+1} - \varphi_x^i \\ &\cong (\beta^{i+1} - \beta^i) \sin \gamma^i - (\alpha^{i+1} - \alpha^i) \sin \beta^i \cos \gamma^i \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} \text{Bend } \theta_y^{\bar{i}} &= \varphi_y^{i+1} - \varphi_y^i \\ &\cong (\beta^{i+1} - \beta^i) \cos \gamma^i + (\alpha^{i+1} - \alpha^i) \sin \beta^i \sin \gamma^i \end{aligned} \quad (3)$$

$$\begin{aligned} \text{Tortion } \theta_z^{\bar{i}} &= \varphi_z^{i+1} - \varphi_z^i \\ &\cong (\gamma^{i+1} - \gamma^i) + (\alpha^{i+1} - \alpha^i) \cos \beta^i \end{aligned} \quad (4)$$

ここで、 φ_x^i, φ_y^i および φ_z^i は、セグメント i のオイラー角 $\alpha^i, \beta^i, \gamma^i$ をセグメント i に設置したフレーム $\hat{e}_x^i - \hat{e}_y^i - \hat{e}_z^i$ へ投影した成分、 $\varphi_x^{i+1}, \varphi_y^{i+1}$ および φ_z^{i+1} はセグメント $i+1$ のオイラー角 $\alpha^{i+1}, \beta^{i+1}, \gamma^{i+1}$ をフレーム $\hat{e}_x^i - \hat{e}_y^i - \hat{e}_z^i$ へ投影した成分である。

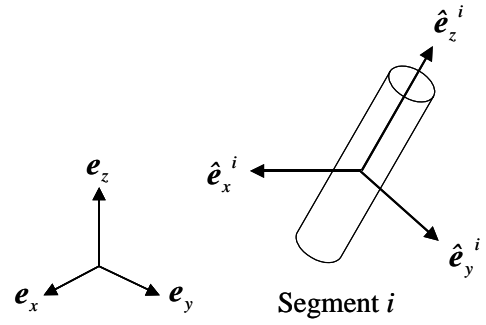


図 3 セグメントの姿勢

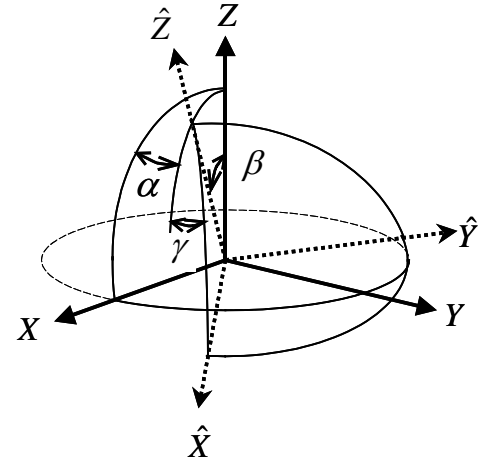


図 4 Z-Y-Z オイラー角

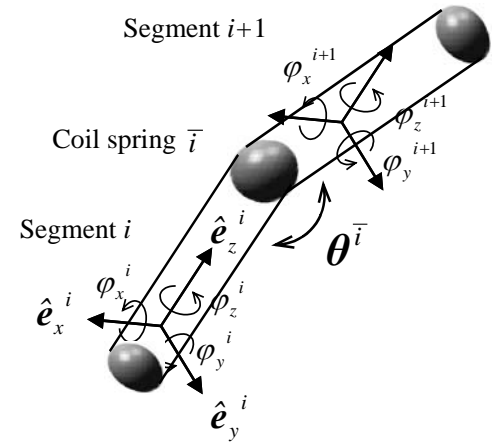


図 5 相対曲げ角と相対ねじり角

2.2. ラグランジュ乗数形式の定式化

ガイドワイヤーの解析は、幾何学的境界条件を制約条件として、停留ポテンシャルエネルギーの原理に基づくラグランジュ乗数法により定式化する。

2.2.1. ポテンシャルエネルギー U

部材の総ひずみエネルギーが部材の総弾性エネルギーに等しいと仮定する。自重を無視できるとすれば、ポテンシャルエネルギーは部材の弾性エネルギーのみから成る。弾性エネルギーは \hat{e}_x^i および \hat{e}_y^i に関する曲げ変形による寄与分、 \hat{e}_z^i 方向に関するねじり変形による寄与分をそれぞれ独立に算出できるとする。

変形前後で \hat{e}_z^i に垂直な部材の断面形状は不変であるとし、セグメントの断面積を A^i 、断面 2 次モーメントおよび断面 2 次極モーメントがそれぞれ I_x^i, I_y^i, I_p^i で与えられるとする。部材のヤング率 E およびせん断弾性係数 G が不変であるとするば、 \hat{e}_x^i および \hat{e}_y^i に関する曲げのばね定数 K_x^i, K_y^i と \hat{e}_z^i に関するねじりのばね定数 K_z^i は、それぞれ次式で与えられる。

$$\text{Bending: } K_x^i = \frac{EI_x^i}{l_0}, \quad K_y^i = \frac{EI_y^i}{l_0}, \quad \text{Torsion: } K_z^i = \frac{GI_p^i}{l_0} \quad (5)$$

このとき、部材のポテンシャルエネルギー U は、

$$U = \sum_{\bar{i}=1}^N U_e^{\bar{i}} = \sum_{\bar{i}=1}^N \frac{1}{2} \left\{ K_x^i \left(\text{Bend } \theta_x^{\bar{i}} \right)^2 + K_y^i \left(\text{Bend } \theta_y^{\bar{i}} \right)^2 + K_z^i \left(\text{Torsion } \theta_z^{\bar{i}} \right)^2 \right\} \quad (6)$$

で与えられる。ここで、 $U_e^{\bar{i}}$ は仮想ばね 1 つのポテンシャルエネルギー、 $\text{Bend } \theta_x^{\bar{i}}, \text{Bend } \theta_y^{\bar{i}}$ および $\text{Torsion } \theta_z^{\bar{i}}$ はそれぞれ、 \hat{e}_x^i および \hat{e}_y^i に関する相対曲げ角および \hat{e}_z^i 方向に関する相対ねじり角である。 N は曲げおよびねじり角を評価する点、すなわち仮想ばねの個数に一致する。(6)式に(2)-(4)式を代入して、仮想ばね 1 つのポテンシャルエネルギーは、オイラー角 α, β, γ を用いて、次式で与えられる。

$$\begin{aligned} U_e^{\bar{i}} = & \frac{1}{2} \left[K_x^i \left\{ (\beta^{i+1} - \beta^i) \sin \gamma^i - (\alpha^{i+1} - \alpha^i) \sin \beta^i \cos \gamma^i \right\}^2 \right. \\ & + K_y^i \left\{ (\beta^{i+1} - \beta^i) \cos \gamma^i - (\alpha^{i+1} - \alpha^i) \sin \beta^i \sin \gamma^i \right\}^2 \\ & \left. + K_z^i \left\{ (\gamma^{i+1} - \gamma^i) + (\alpha^{i+1} - \alpha^i) \cos \beta^i \right\}^2 \right] \quad (7) \end{aligned}$$

2.2.2. 境界条件の導入

節点変位に関する制約条件 P_k およびオイラー角に関する制約条件 Q_l の付帯条件を Lagrange 未定定数法により、全ポテンシャルに付与する。このとき、汎関数 Π は、次式で与えられる。

$$\Pi = U + \sum_{k=1}^{N_X} \lambda_k^X P_k + \sum_{l=1}^{N_A} \lambda_l^A Q_l \quad (8)$$

ここで、 λ_k^X および λ_l^A は Lagrange 定数であり、 N_X および N_A はそれぞれ制約条件式の総数を表す。

節点変位の境界条件 第 n 番目節点の i 方向変位が規定される場合、節点変位の制約条件は次式で与えられる。

$$\lambda^X P = \lambda_{in}^X [x_{in} - x_{in}^*] \quad (9)$$

ここで、 x_{in}^* は規定された節点座標である。ただし、第 n 番目の節点座標 x_{in} はセグメント端に取った始点座標 \mathbf{x}_0 とオイラー角の関数として、次式で与えられる。

$$\begin{cases} x_{1n} = x_{10} + \sum_{j=1}^n l_j \sin \beta_j \cos \alpha_j \\ x_{2n} = x_{20} + \sum_{j=1}^n l_j \sin \beta_j \cos \alpha_j \\ x_{3n} = x_{30} + \sum_{j=1}^n l_j \cos \beta_j \end{cases}, \begin{cases} n = 0, N+1, \\ \text{if } j=1 \text{ or } N+1 \text{ then } l_j = \frac{1}{2} l_0 \\ \text{otherwise } l_j = l_0 \end{cases} \quad (10)$$

オイラー角の境界条件 第 m 番目のセグメントの i 方向まわりのオイラー角が規制される場合、オイラー角の制約条件は次式で与えられる。

$$\lambda^A Q = \lambda_{im}^A [A_{im} - A_{im}^*] \quad (11)$$

ここで、 A_{im}^* は規定されたオイラー角である。

(9)式および(11)式を(8)式に代入して、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。

$$\left\{ \frac{\partial \Pi}{\partial u_k} \right\} = \{0\} \quad (12)$$

ここで、 $\{u_k\}$ に対応する独立変数は、各セグメントのオイラー角、始点座標 \mathbf{x}_0 およびラグランジュ乗数である。最終的に、(12)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。

2.3. 数値解析例

図 6 に示す、自由端に強制変位を受ける片持ちはりの曲げ変形解析を行った。はり長さは $L = 30\text{mm}$ 、半径 1mm の円形断面とし、材料特性値はヤング率 $E = 200\text{GPa}$ 、ポアソン比 $\nu = 0.3$ とした。セグメントの分割数は 4 および 101 とした。

表 1 に変形終了時(強制変位 1mm)に固定端に生じる曲げモーメントおよび自由端に生じる反力について、厳密解との誤差を示す。解析結果 $R_{cal.}$ と厳密解 R_{theory} の誤差は次式で定義した。

$$\text{error}(\%) = \frac{R_{cal.} - R_{theory}}{R_{theory}} * 100 \quad (13)$$

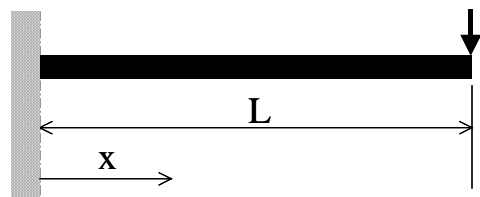


図 6 片持ちはりの曲げ変形

表 1 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

図7に固定端からの距離とはりのたわみ量 δ の関係について、厳密解との比較を示す。曲げモーメント，反力，変形形状ともに，分割数を増やすことにより厳密解と良い一致を示しており，本手法の有効性と妥当性が確認された。

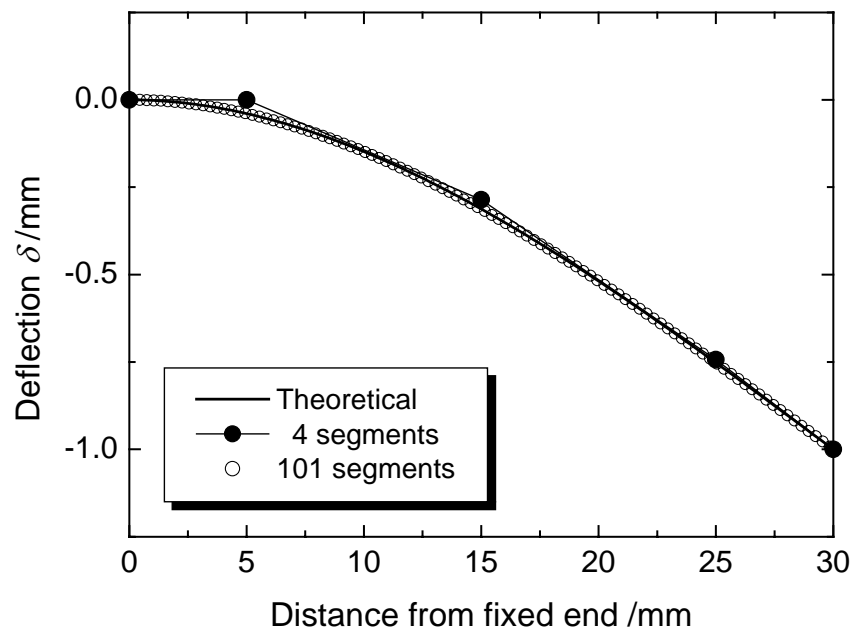


図7 片持ちはりのたわみ量 δ

2.4. 接触の取り扱い

一般に，血管や心臓など軟組織を用いるシミュレーションでは，軟組織それ自体はボクセルあるいは有限要素メッシュによりモデリングされる．ガイドワイヤーのシミュレーションでは，ワイヤーは血管壁に沿って進行するため，解析精度の観点から有限要素メッシュによるモデリングが望ましい．現在，非破壊による生体試料のデジタル化には X 線 CT や MRI が用いられている．しかしながら，これら手法で得られるグレースケール(輝度値)の情報から，軟組織の構造を有限要素メッシュによりモデリングすることは，非常に困難を有する．

そこで，本研究では 3DCT などから得られた輝度値のデータを直接扱うことのできるボクセルデータを用いて血管をモデリングした．ここでは，ボクセルデータで表現された血管モデルとガイドワイヤー節点の接触問題の取り扱い手法を示す．

2.4.1. 血管（血管壁）のモデリング

血管のモデリングを図8に示す．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，それぞ

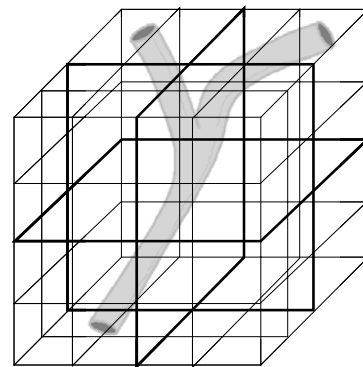


図8 ボクセル情報による血管モデル

れの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。本研究では、ある適当な輝度値の等値面を血管壁と定義する。

2.4.2. 数値解析における接触の取り扱い

接触探査 有限要素メッシュを用いることなく、輝度値により血管壁を表現する手法の利点の1つに接触探査がある。有限要素メッシュによるモデル化では、節点が対象となる物体のどの要素に接触したかどうか、効果的な手法は数多く提案されているが、要素ごとにチェックする必要がある。一方、ボクセルモデルでは、節点の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。

接触探査では、まず、ガイドワイヤーの節点を含むボクセルを参照し、**図9**に示すような節点を含むボクセル重心からなる8節点要素を作成する。このとき、8節点要素内のガイドワイヤー節点の輝度値は、この要素のtri-linearな補間により計算される。次に、求められたガイドワイヤー各節点 P の輝度値 $Br(P)$ と血管壁を規定する輝度値 $Br(BVW)$ を比較して接触判定を行う。次式を満足するとき、ガイドワイヤー節点は血管壁に接触したと判定する。

$$Br(P) \leq Br(BVW) \quad (14)$$

接触節点の扱い ガイドワイヤー節点 P が血管と接触したとする。このとき、節点 P の変位変分 $\delta \mathbf{x}_p$ と接触力 $F_p(Br)$ により、次式の仮想仕事を与えらるるとする。ただし、血管壁とガイドワイヤー間の摩擦は無視できるものとする。

$$\delta W_c = F_{Br} \hat{\mathbf{e}}_3^p \cdot \delta \mathbf{x}_p \quad (15)$$

ここで、 $\hat{\mathbf{e}}_3^p$ は接触点における血管壁の単位法線ベクトルである。接触力 $F_p(Br)$ は節点 P の輝度値 $Br(\mathbf{x}_p)$ に依存し、次式で定義される。

$$F_p(Br) = \frac{Br(BVW) - Br(\mathbf{x}_p)}{Br(\mathbf{x}_p)} k \quad (16)$$

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 $\hat{\mathbf{e}}_3^p$ は、次のように定める。まず、輝度値の算出と同様に、節点 P を含むボクセル重心を頂点にもつ8節点要素を作成する。次に、**図10**に示すように、節点 P を8節点要素のすべての面に投影し、その投影点での輝度値 $Br(i)$ 、 $Br(i')$ 、 $i = x, y, z$ を求める。それら輝度値を用いて、各方向に線形近似して、次式の輝度値の勾配ベクトルを得る。

$$grad(i) = \frac{Br(i') - Br(i)}{pitch(i)}, \quad (i = x, y, z) \quad (17)$$

ここで、 $pitch(i)$ は8節点要素各辺の長さを表す。

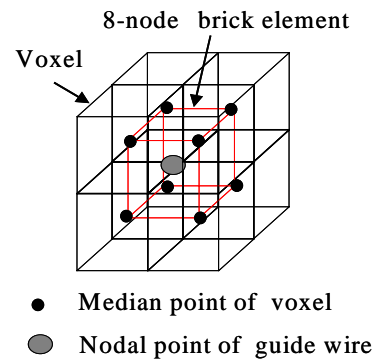


図9 ボクセル重心より作られる8節点要素

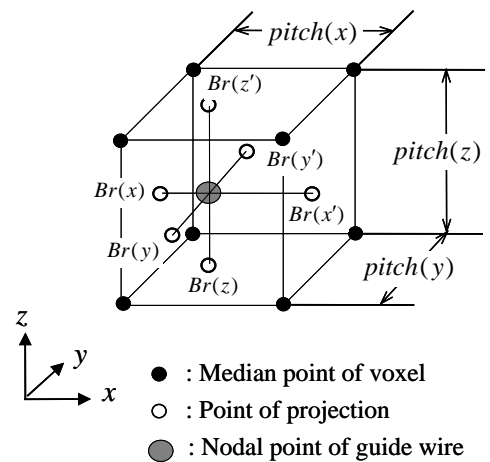


図10 輝度値の勾配ベクトル(血管壁の法線ベクトル)の定義

ここでは、(17)式で与えられる輝度値の勾配ベクトルを血管壁の法線ベクトルと定義する。このとき、血管壁の単位法線ベクトルは次式で与えられる。

$$\hat{e}_{3k} = \frac{\text{grad}(k)}{\|\text{grad}(k)\|}, \quad (k=1, 3) \quad (18)$$

最終的に、すべての接触節点について和を取り、変分原理に加えると、

$$\delta\Pi^* = \delta\Pi - \delta W_c = 0 \quad (19)$$

を得る。(19)式より離散化方程式が得られ、これを逐次線形化して解くことにより、接触を考慮した解析を行う。

2.5. ガイドワイヤーの解析例

血管壁との接触を考慮したガイドワイヤーの解析例を図 11 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ーのみ示している。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ばねを設置する。それら節点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ものとする。最後方の節点を始点とし、ガイドワイヤーの進行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により与えた。

ガイドワイヤーは始点への強制変位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た。将来的には接触力の大きさにより、ガイドワイヤーが血管壁を穿破するかどうかの判定も可能である。

3. まとめおよび今後の展望

本報では、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、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、ガイドワイヤーの変形は良好な結果が得られた。しかしながら、血管モデルによっては収束計算において解が発散する場合もある。

今後、実際の血管モデルにより検証を進めるとともに、接触の取り扱いについても改良する余地があるだろう。さらに、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。

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.

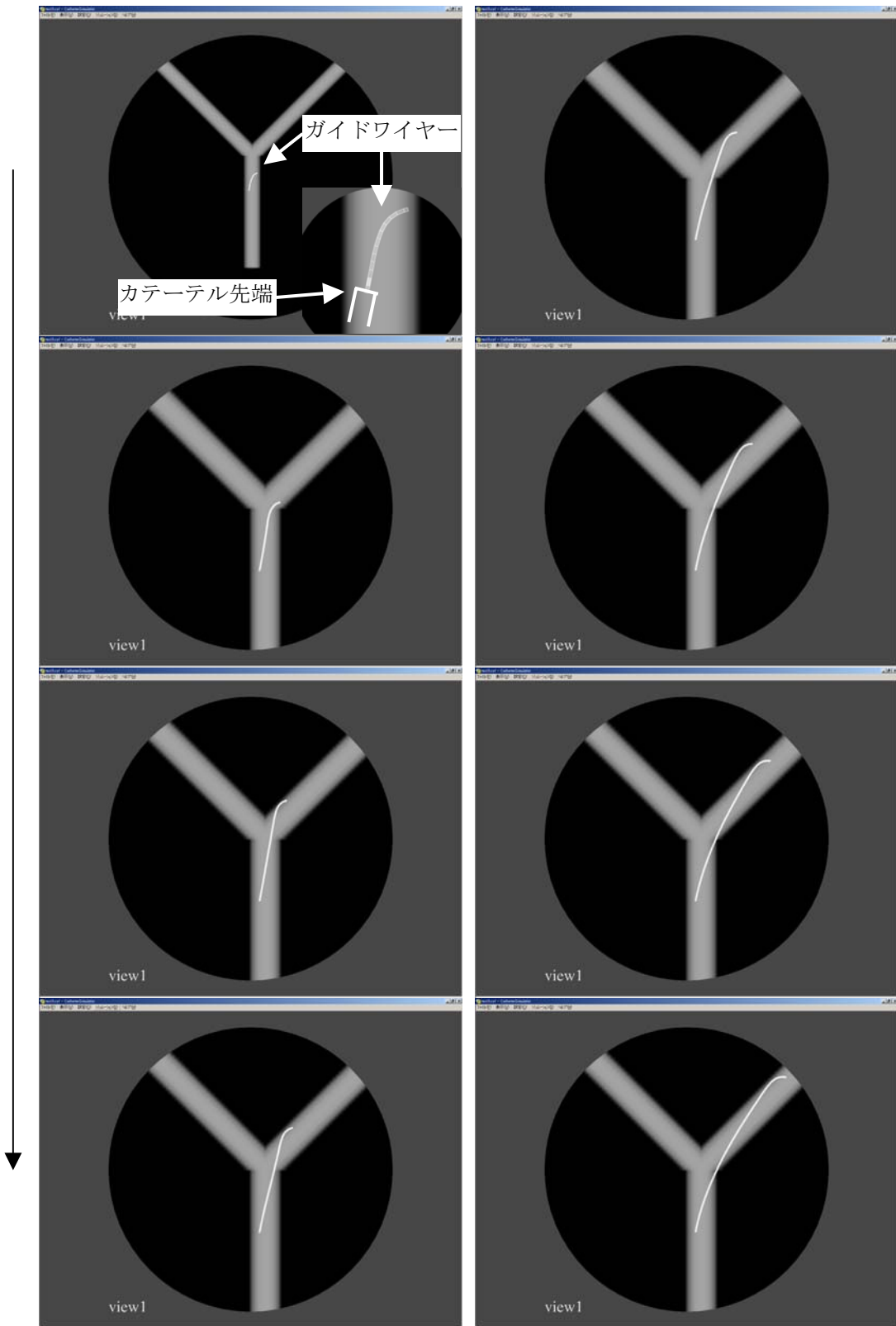


図 11 血管壁との接触を考慮したガイドワイヤーのシミュレーション