

J0207-1-3 血管内を移動するガイドワイヤーの三次元経路予測に関する研究

Study on three-dimensional path of guide-wire in vessel

○学 宮村 拓馬 (山口大学院) 非 原田 大樹 (山口大学) 正 森 浩二 (山口大学院)
非 当麻 直樹 (三重大学院) 非 佐野 貴則 (三重大学院) 正 高嶋 一登 (理化学研究所)
正 南 和幸 (山口大学院) 正 齊藤 俊 (山口大学院)

Takuma MIYAMURA^{*1}, Taiki HARADA^{*1}, Koji MORI^{*1}, Naoki TOMA^{*2}, Takanori SANO^{*2}, Kazuto TAKASIMA^{*3}, Kazuyuki MINAMI^{*1}, Takashi SAITO^{*1}

^{*1}, Applied Medical Engineering Science, Graduate school of Medicine, Yamaguchi University, 2-16-1 Tokiwadai, Ube, Yamaguchi 755-8611

^{*2}, Department of Medicine, Graduate School of Medicine, Mie University, 1577 Kurimamachiya-cho, Tsu City, Mie Prefecture, 514-8507

^{*3}, RIKEN-TRI Collaboration Center for Human-Interactive Robot Research, RIKEN, 2271-130 Anagahora, Shimoshidami, Moriyama-ku, Nagoya-shi, Aichi, 463-0003

Guidewire through blood vessels for medical treatment of cerebral aneurysm used for minimally invasive treatment. Operator observes a position from the outside of body using X-rays imaging method at this time. Therefore, high skill is required when operator insert guidewire in a complicated blood vessel. It is necessary to know the deformation behavior of the guidewire. Guidewire and vessel were modeled with cylindrical segment and rotary spring. The guidewire was pushed in the bend blood vessel. Then the root of guidewire was rotated at a curved part. Following performance and torque transmissibility were evaluated. Following performance of guidewire tip was good. About torsion operation, contact forces distributed nonuniformly, movement of tip was different from operation at hand.

Key Words: Numerical Analysis, Flexible Structure, Simulation, Guidewire, Mass-spring simulation

1. 緒言

脳動脈瘤は脳動脈にでき、動脈が嚢状に拡大した瘤である。脳動脈瘤の破裂がクモ膜下出血の主要な原因である。そこで、クモ膜下出血予防のための治療が必要になる。近年、脳動脈瘤を適切に処置するために、開頭せずに大腿部内側から血管にアプローチし、頭部まで細長いガイドワイヤーを挿入し、瘤内に金属コイルを入れ瘤の内腔のみを閉塞させ、血管内で治療する低侵襲治療が行われている。術中はX線造影法を用い、術者が体外からガイドワイヤーの位置を観察しながら操作を行う。そのため、術者は複雑な血管に挿入する際に高度な技術が必要になる(図1)。挿入する際に血管への応力の増加が原因で血管壁が損傷される場合がある。損傷した血管壁で血栓が形成され閉塞を起こすことや、血栓が末梢の方に飛び脳梗塞を起こす可能性がある。また、脳動脈瘤は構造的に破裂の危険性の高い血管にできるため、穿孔や破裂が起こると、脳内出血を合併し致命的となることがある。そのため、安全に脳動脈瘤まで誘導しなければならない。しかし、ガイドワイヤーを操作するには術者の経験によるものが大きいのが現状である。このことから手元での操作に対するガイドワイヤーの変形挙動を知ることは重要である。

血管内治療の安全性向上のため、国内外で様々なガイドワイヤー挿入に関する研究が行われている。従来の研究の多くはトレーニング用のシミュレータや術前計画を目的としており、そのため計算時間を短縮する手法の開発を主眼においている。また、これらの研究の多くはガイドワイヤーを血管内での押し、引き方向の推進力の伝達性についての報告が多い。しかし、術中は血管の分岐部などでガイドワイヤー先端の向きを変えるためにねじり操作は多用されている。そのため、ガイドワイヤーの根元にねじりを加えた際の、先端の追従性の評価を行うことが重要であるが、高嶋ら⁽¹⁾がねじり操作について影響を評価しているが、ねじり操作に注目している研究は少ない。

本研究ではガイドワイヤーをセグメントと回転ばねの離散化モデルとして扱うことで解析を行った。解析では屈曲した血管にガイドワイヤーを押し進め、屈曲部でガイドワイヤーの根元を回転させることで、先端の追従性とトルク伝達性を評価した。

2. 解析方法

ガイドワイヤーと血管の離散化モデルを作成し⁽¹⁾⁻⁽³⁾、各セグメント間のばね部における力の釣り合いの式を導いた。

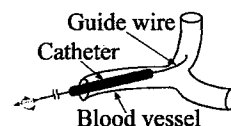


Fig. 1 Model of guidewire, catheter and blood vessel

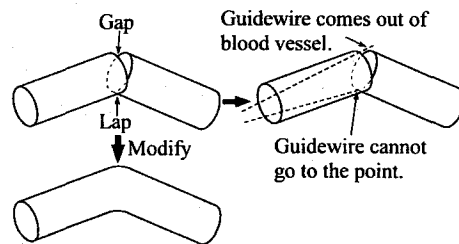


Fig. 2 Two segments discrete model

2-1. 血管、ガイドワイヤーの離散化

血管やガイドワイヤーは複数の中空又は中実円筒形状のセグメントとそれを結合する回転ばねを配置することにより、曲げ剛性を考慮したモデルを作成した。ただし、セグメントの伸縮剛性は無視できるものとした。

セグメントを組み合わせることで血管やガイドワイヤーを表現するが、図2のように屈曲部ではセグメント間の隙間、重なりが存在する血管のモデルの場合、隙間が存在すると、解析ではガイドワイヤーが血管外に出る。また、重なりが存在すると実際はガイドワイヤーが屈曲部を通過できないため図2のように修正を行った。

血管モデルのパラメーターは内径 4.0mm、外径 5.0mm、曲げ剛性 $3.62 \times 10^{-2} \text{N}\cdot\text{m}$ 、セグメント長 0.5mm、セグメント数 315 とし、図 3(a)のような屈曲部のあるモデルを形成した。これは、脳動脈の一部をモデル化したものである。ガイドワイヤーモデルのパラメーターは直径 0.3mm、曲げ剛性 $7.95 \times 10^{-6} \text{N}\cdot\text{m}$ 、セグメント長 0.5mm、セグメント数 331 とし、図 3(b)のように根元から 150mm のセグメントに 45° の屈曲角度があるものを形成した。ガイドワイヤーは一般的に NiTi 合金を用いることが多いので、その材料特性に一致するように曲げ剛性を決定した。

2-2. 接触解析

接触解析は、垂直抗力の算出に食い込み量 δ を定める。 δ , ばね定数 P_n を用いて、ポテンシャルエネルギー Π は以下ようになる。

$$\Pi = \frac{1}{2} P_n \cdot \delta^2 \quad (1)$$

Π を一般化座標 q で偏微分してマトリクスに組み込み、連立方程式を解いて Δq と λ を決定する。

$$\begin{bmatrix} \frac{\partial^2 U}{\partial q^2} + \frac{\partial^2 \Pi}{\partial q^2} & -J^T \\ J & 0 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \Delta q \\ \lambda \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \frac{\partial U}{\partial q} - \frac{\partial W}{\partial q} - \frac{\partial \Pi}{\partial q} \\ C \end{Bmatrix} \quad (2)$$

ただし、 U はセグメント間のばねのポテンシャルエネルギー、 C は拘束方程式、 λ はラグランジェ定数、 J はヤコビアンである。これを Newton 法で解いた。

接触解析に関しては、垂直抗力はペナルティ法を用いた。一方、接線力(摩擦力)は一般化力を用いて式(2)に組み込んだ。

摩擦係数は 0.04 とした。この値は高嶋ら²⁾の報告を参考にした。

2-3. 解析条件

屈曲した血管内にガイドワイヤーを押し進め、ねじりを加えた際の解析を行った。

ガイドワイヤーを y 軸に沿って $+y$ 方向に挿入させていった。ガイドワイヤーを血管内に 43.75mm 押し込み、血管の屈曲した部分までガイドワイヤーの先端を挿入する。実際の手術でも、血管の屈曲部を通過させるために、このあたりの位置でガイドワイヤーの先端を血管の屈曲の方向にねじると考えられる。回転は血管入口に位置するガイドワイヤーの節点を y 軸まわりに回転させた。ガイドワイヤーのねじり角が 180° に達するまで回転を加えた。ガイドワイヤーの先端の角度は、ガイドワイヤーを ZX-平面に投影して求めた。

ガイドワイヤーを押し進めた時とねじりを加えた時のガイドワイヤー先端の追従性と接触領域に作用する接触力を評価した。

4. 結果及び考察

ガイドワイヤーの押し込み量と先端の位置(血管の入口から血管中心軸に沿って求めた距離)との関係を図 4 に示す。線形的に増加しており、接触点や接触箇所に関係なく、根元の押し込み量に比例して、先端の位置も移動することがわかった。

ガイドワイヤーのねじり角と先端の角度の関係を図 5 に示す。ねじる角度を大きくすると、先端のねじれ角が徐々に追従しなくなることがわかった(図 6)。

ガイドワイヤーの押し込み量と節点位置とその節点にかかる接触力の関係を図 7(a) に示す。ガイドワイヤーの押し込み量が増えると、血管と接触する箇所が規則的に移動している。接触領域での接触力もほとんど変わらないことがわかった。

ガイドワイヤーの根元にねじりを加えた時の、ねじり角と節点位置とその節点にかかる接触力の関係を図 7(b) に示す。ガイドワイヤーのねじり角が $43.6^\circ \sim 180.0^\circ$ において先端は血管に接触しており、接触力がかかっている。この時、ガイドワイヤー先端にかかる接触力はガイドワイヤーの中央付近にかかる接触力より小さいことがわかった。また、先端部以外の接触点は、接触領域の長さや、接触力は様々に変化し、特別の規則性は見出せなかった。

5. 結言

ガイドワイヤーを血管内に押し進め、回転させたときの、先端の追従性や接触力に及ぼす影響について検討を行った。ガイドワイヤーを押し進めた際は、先端の追従性もよく、接触力の分布もばらつきはなかった。ねじり操作に関しては、図 3 のような単純な環境下においても非線形性が顕著であった。つまり、手元の操作と先端の動きが異なっていることがわかった。

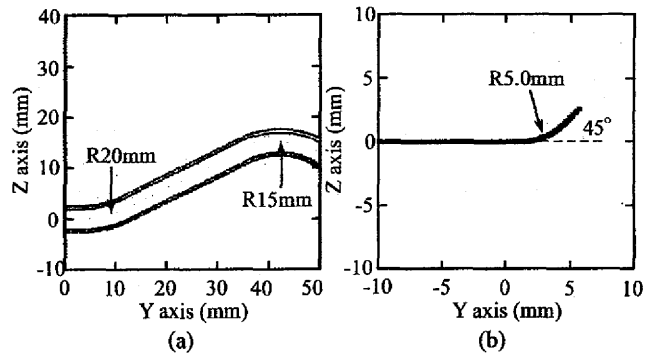


Fig. 3 Analysis method using former (a) blood vessel model and (b) guidewire model

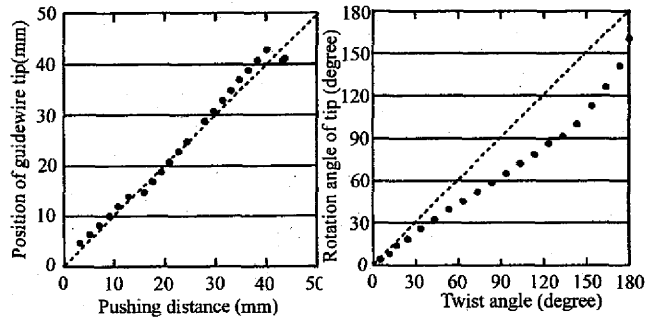


Fig. 4 Variation of pushing distance with position of tip

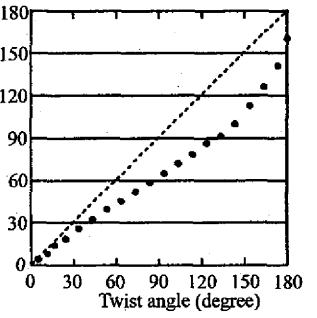


Fig. 5 Variation of twist angle with rotation angle of tip

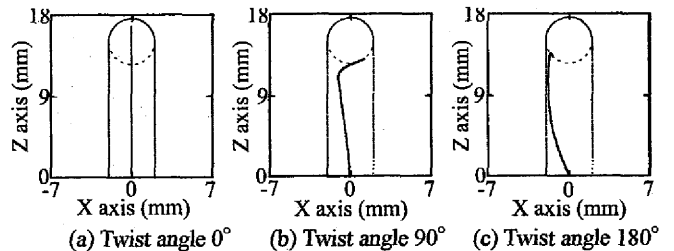


Fig. 6 Effect of deformation property rotation angle of tip in each twist angle

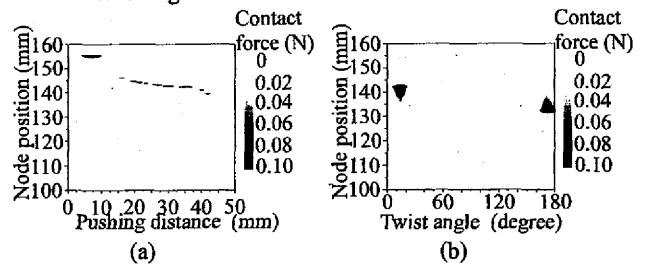


Fig. 7 (a) Contour Gray Scale Map with contact forces to pushing distance and node position
(b) Contour Gray Scale Map with contact forces to twist angle and node position

参考文献

- (1) Yamamura, N. et al., Development of Catheter Simulator (in Japanese), Proceedings of Riken symposium on Computational Biomechanics, (2003-5), pp.136-144.
- (2) Takashima, K et al., Development of Computer-based Simulator for Catheter Navigation in Blood Vessels (2nd Report, Evaluation of Torquability of Guidewire), Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C, Vol.73, No.735 (2007), pp.2988-2995.
- (3) Ikuta, K et al., Virtual Endoscope System with Force Sensation Journal of the Robotics Society of Japan, Vol.18, No.3 (2000), PP.366-373 (in Japanese).