

## [研究助成 (A)]

## 血管内治療中の X 線画像から事故の可能性を判断する技術

Expectation for an accident of endvascular intervention from single-plane X-ray image

2191033



研究代表者 山口大学大学院 創成科学研究科 准教授 森 浩 二

## [研究の目的]

脳動脈瘤をはじめとする血管に関する病気に対して、細く長いワイヤー状のデバイス（直径 0.3 mm 長さ 1500 mm 程度）を、血管内に挿入し、その先端を病変部まで誘導して治療する血管内治療法が広く普及している。この治療法は、X 線画像を見ながら、指先でデバイスを操作するために、その技術を口頭で説明することが難しく、経験と勘で技術を覚えなくてはならない。血管内治療では、まれにデバイスが大きく変形（大きなひずみエネルギーがデバイスに蓄えられる）する。それが何らかの拍子に解放されることによって、術者の意図を無視した挙動をデバイスが示し、血管を突き破ることが起こる。しかし上述のように、非常に繊細で言語化しにくい技術であるために、その対応策についても定性的なものになりがちであるという問題がある。

我々の目的は、術者が手術中に行っている「認知（デバイスが血管内でどんな変形をしているか?）」から「判断（このデバイス操作で事故は起きないか?）」の思考プロセスを定量化するである。本研究では、この目的の最初の段階として、2次元の画像（血管内治療中に撮影されている X 線画像）から、血管内でのワイヤー状デバイスの 3次元形状を推測する技術を開発することを目指した。これを実現できれば、血管損傷事故が起こる直前のワイヤー状デ

バイスの変形によるひずみエネルギーの閾値を推測することができる。このような技術を使って、事故の可能性を定量的に評価できることが期待できる。

本研究では、ワイヤー状デバイスの 3次元形状を 1枚の画像から推測する方法を提案し、その推定手法の精度や特徴を調べた。また実験において、実際のワイヤー状デバイスの画像から、ひずみエネルギーの推測を試みたので、これらを報告する。

## [研究の内容、成果]

我々は、すでに血管内治療中の X 線画像から、デバイス上の 1点についての 3次元位置を、一定の誤差で推定する方法について提案し、その精度を検証してきた。本研究では、この 1点での位置推定手法を、多点に展開することで課題を克服する。この方法で、複数点のデバイス位置をおおよそ推定できる。デバイスは最もひずみエネルギーが低い状態に落ち着くので、この大雑把に推定されたデバイス形状の候補群から、もっともひずみエネルギーが低くなる形状を決定すれば、実際のデバイスの 3次元変形形状を推定できる。

最初に、デバイス上の 1点についての 3次元位置を、一定の誤差で推定する方法について概略を説明する。撮影対象物と、それが投影された結果、得られる画像とカメラ（または X 線

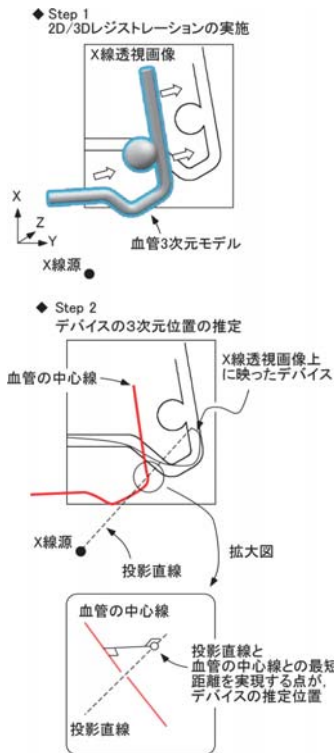


図1 デバイス上の1点の3次元位置を推定する方法の概略図

源)は、幾何学的な関係を有している。これを利用すれば、画像から、血管の位置を決定できる。血管はあらかじめ血管造影により3次元モデルを作成することができる。画像に映ったデバイス上の一点(例えばデバイスの先端)とカメラの間は、直線で結ばれる(投影直線と呼ぶ)。そして、デバイスは血管内に存在することから、この投影直線は、画像とカメラ位置から位置決めされた3次元血管モデルの内部を通過する。この線分内のどこかに実際のデバイスの先端が存在する。先行研究では、単純に、3次元血管モデルの中心線と、投影直線の最近点を、デバイス先端の位置と仮定する方法を提案した。

ワイヤー状デバイスの変形は、図2のように

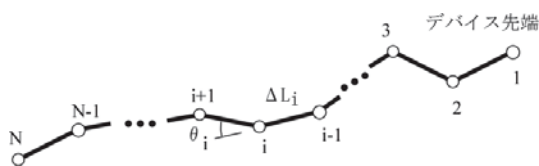


図2 離散化されたワイヤー状デバイス

短い剛体の棒として離散化できる。棒*i*の両端は、(*i*-1)番目の連結点と、*i*番目の連結点を有する。この棒同士を連結するバネを仮定する。棒同士の初期の角度からのずれが、このワイヤー状デバイスのひずみエネルギーに相当する(式(1)参照)。

$$F = \sum_{i=2}^{N-1} \frac{EI}{\Delta L_i} (\theta_i - \varphi(L_i))^2$$

ここで*E*と*I*は、ヤング率、断面二次モーメントである。それぞれの連結点は、3次元の血管モデル内しか移動できないという制約条件が加えられる。このような制約条件下で、ひずみエネルギーを最小化する。 $\theta_i$ は、棒*i*と棒(*i*+1)の連結点*i*における角度、 $\varphi$ は初期(無負荷状態)の角度である。 $\Delta L_i$ は、棒*i*の長さである。これらの投影直線上にある連結点の位置を求めれば、1枚の画像に映ったワイヤー状デバイスの3次元形状を推測できる。

ただし、このような最小化問題においては、初期値が得られる結果に影響をおよぼすことが想定される。そこで乱数によって連結点*i*の位置を与えたデバイスの初期形状を100個作成し、それらを独立に、最小化を行う。その100個の得られたデバイスの推定形状から、もっとも起こりうると考えられるデバイスの初期形状を決定する。

本研究では、最初に、この提案手法の有効性を検証するために、数値計算で得たデバイス形状と、その形状を投影した画像から、上述の提案手法で推定したデバイス形状の比較を行った。数値計算は、これまで著者らが用いていた方法を使った。血管モデルは、図3のような形状である。ここに、ガイドワイヤーを挿入した。ガイドワイヤーの材料特性は、一般的なそれを与えた。

瘤までガイドワイヤーを誘導する過程(図4)において、20か所でガイドワイヤーの3次元形状から疑似的なX線画像を作成した。

そのそれぞれの疑似的なX線画像に映った

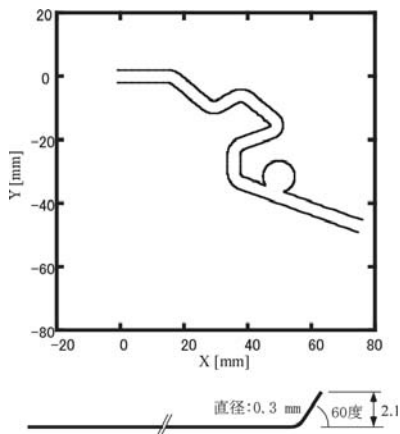


図3 血管モデル形状とガイドワイヤー形状

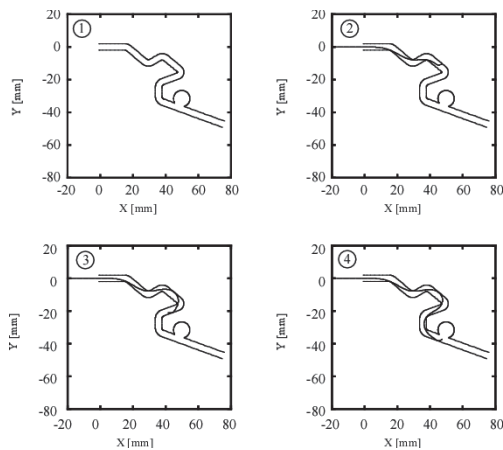


図4 挿入されたガイドワイヤーの様子

ガイドワイヤーの先端から（3次元空間中で）おおよそ 35 mm に相当するガイドワイヤー部分について、手動で 20 か所の点を選んだ。それぞれの点に対応する投影直線を求めて、上述の推定方法を使ってガイドワイヤーの3次元形状を推定した。一般に、手動で選んだ点数を増やすほど、復元されるガイドワイヤーの3次元形状は、滑らかになる。そして、正解値のガイドワイヤー形状に近づくことが期待される。しかし、選ぶ点数が増えるほど、解くべき連立方程式の数が増えて、計算時間が多くなる。この研究では、これらのバランスを考慮して 20 点という数字を決定した。

また、この血管形状に相当する形状を、アクリル平板上に作製した。断面は円形ではなく、長方形である。このような簡易的な血管モデル

にガイドワイヤーを挿入し、その様子をカメラで撮影した。そして得られたカメラ画像から、デバイスの3次元形状を推定することを試みた。

数値計算によって得られた結果と、本推定手法の比較を以下に示す。本推定手法は、制約条件下におけるひずみエネルギーの最小化を行っている。典型的な例を示すと、100 個の初期形状について、最小化されたひずみエネルギーの範囲は、平均と標準偏差が  $0.594 \pm 0.0746$  Nmm（最大値 0.910 Nmm，最小値 0.540 Nmm）であった。得られたガイドワイヤー形状の多くのひずみエネルギーが、狭い範囲に集中していることがわかった。

それぞれのガイドワイヤーの節点の位置を、記録する。ある一つの投影直線に注目すると 100 個の記録された節点は図 5 のように分布していた。ゼロは始点（投影直線と 3次元血管モデルの交点のうち、カメラに近い側の点）を表し、1 は終点を表している。10 個の区間に分けて、その頻度を表示している。2つの山が出来ているのは、ひずみエネルギーが最小化されたガイドワイヤーの形状は、2つの種類に分けられていることを意味している。ひずみエネルギーが最小化されたガイドワイヤーの形状は、この投影直線の 0.3 付近を通過するガイドワイヤーと、0.7 付近を通過するガイドワイヤーの 2種類が存在する。

一例として、正解値と推定形状 A と推定形

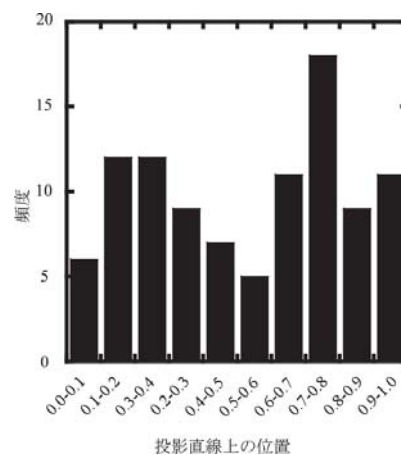


図5 求められたデバイス形状の連結点位置の分布

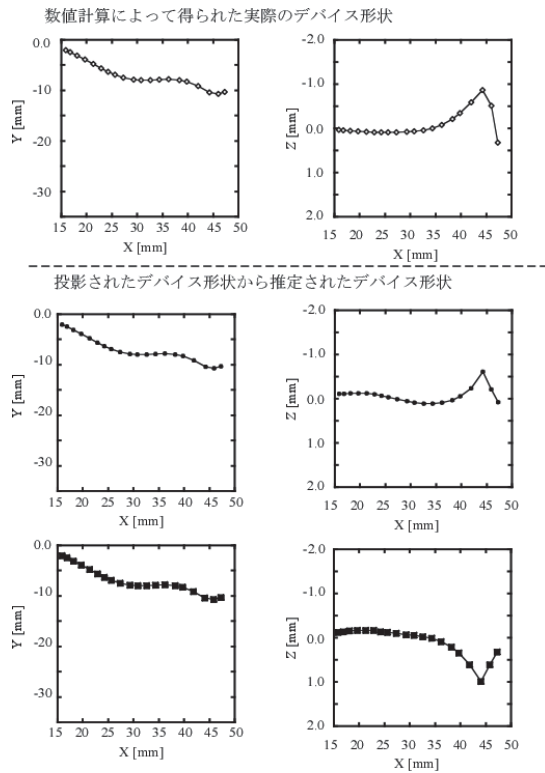


図6 推定されたデバイス形状

状Bの形状を図6に示す。推定形状Aは、得られた100個のデバイス形状の中で、もっとも確からしいと判断されたデバイス形状である。推定形状Bは、その推定形状Aと、もっとも異なると判断された推定形状である。

X線は、Z軸の正の方向から負の方向に向かって照射されていると仮定している。正解値の形状は、X線の照射方向(Z方向)に大きく曲がっている。しかしそれはX線画像(XY平面のグラフ)からは分からない。しかし実施例では、そのような状況下においても、ガイドワイヤーの変形形状を再現出来ている。特に第一候補では、屈曲の方向を正しく推定できている。本研究で扱った20か所のデバイスの形状推定において、デバイスの先端の位置推定精度は、血管の軸方向について $0.0473\text{ mm} \pm 0.0731\text{ mm}$ 、血管断面内における半径方向について $0.110\text{ mm} \pm 0.142\text{ mm}$ 、位相について $20.9\text{ 度} \pm 20.1\text{ 度}$ の精度で求めることができた。血管の軸方向と、血管断面内における半径方向の位置推定精度については、ガイドワイヤーの一般的

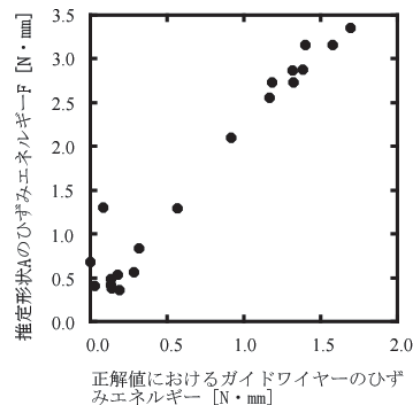


図7 形状推定されたデバイスのひずみエネルギー

な直径が $0.3\text{ mm}$ 程度であることと比較すると、十分な精度を有していると言える。

図6に示す第一候補と第二候補のひずみエネルギーは、それぞれ $0.565\text{ Nmm}$ と、 $0.554\text{ Nmm}$ であった。この数値計算で得られた正解値のひずみエネルギーと推定形状Aのひずみエネルギーの関係を示す。図7のように相関関係が認められる。このことからX線画像に映ったガイドワイヤーのひずみエネルギーの変化の様子を、提案する形状推定手法はX線画像から推測できることがわかる。

この技術を利用すれば、術者は、実際のガイドワイヤーに、ひずみエネルギーが蓄えられていく様子を、適切に把握できる。現在、この形状推定したいガイドワイヤー長さ、投影直線の数の関係について調査を行っている。

この適切な範囲を明らかにできれば、一枚の画像から、デバイスの3次元形状が分かるだけでなく、そのひずみエネルギーの大きさを見積もることが可能になり、デバイスが、ジャンプ直前であるか？否か？の評価が可能になると考えている。

#### [今後の研究の方向、課題]

本研究では、この後、実験を実施し、取得した血管モデル内に挿入されたガイドワイヤーの画像から、ガイドワイヤー形状の推定、およびひずみエネルギーの推定を行った。ガイドワイ

ヤー先端が、血管モデルの途中で引っかかり、その後、それが解消する（先端が血管内で大きくジャンプする）プロセスの画像に対して、本手法を適用したが、想定とは異なるひずみエネルギーの変化が得られた。

詳細に調査を進めたところ、注目するガイドワイヤーの長さの範囲と、投影直線の関係には適切な値が存在することが明らかになってきた。特にひずみエネルギーの見積もりにおいては、この関係が、影響していることが分かってきた。上述の数値計算での推定精度検証では、偶然、適切な範囲に収まっていたと推察される。繰り返しになるが、推定したいガイドワイヤー長さ、投影直線の数の適切な範囲を明らかにすることが、今後の課題である。

#### [成果の発表, 論文等]

- [1] 三宅亮太, 森浩二, 高嶋一登, 当麻直樹, 門脇弘子, 齊藤俊: 1枚の画像からガイドワイヤー先端の3次元位置推定手法の提案, 日本機械学会第32回バイオエンジニアリング講演会, 2E21, 2019年12月21日, 金沢市石川県
- [2] 中川賀文, 森浩二, 高嶋一登, 当麻直樹, 門脇弘子, 齊藤俊: 血管内治療デバイスの挿入操作に関する応答性の評価方法の提案, 日本機械学会第32回バイオエンジニアリング講演会, 2E22, 2019年12月21日, 金沢市石川県
- [3] 菊地斐子, 森浩二, 高嶋一登, 当麻直樹, 門脇弘子, 齊藤俊: 回転操作が与えられたガイドワイヤーの血管内での挙動, 日本機械学会 中国四国学生会第50回学生員卒業研究発表講演会, 01c5, 広島県東広島市, 2020/03/05
- [4] 李和信, 森浩二, 高嶋一登, 当麻直樹, 門脇弘子, 齊藤俊: 3次元血管モデルの位置合わせがデバイスの3次元位置推定の精度に及ぼす影響, 日本機械学会 中国四国支部第58期総会・講演会, 01a3, 広島県東広島市, 2020/03/06