

1方向画像からの血管内治療 デバイス形状の3次元再構築

山口大学大学院創成科学研究科（工学系学域）
機械工学分野

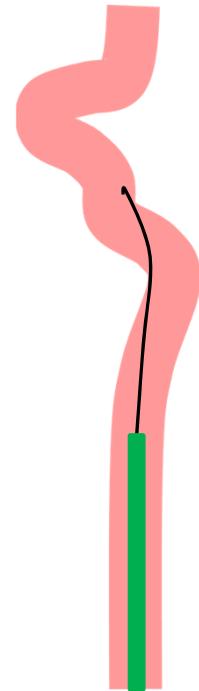
教授 森 浩二

2024年12月3日

従来技術とその問題点

血管内治療では、X線画像などで体内に挿入されたワイヤー状デバイスをモニターしながら、狙った病変部に誘導する

誘導途中で、思い通りに動かなくなったり、予想外の動きをして、術者の操作を誤らせる場合がある



従来技術とその問題点

- 画像に映ったデバイスの形状を抽出する技術はあるが、消えた奥行方向の形状は不明なままである。
- どれくらいの強さでデバイスが血管壁に押し付けられているか？が分からない

新技術の特徴・従来技術との比較

- 従来技術では、平面上のデバイス形状だけの抽出であったが、**奥行方向の形状再構築** + デバイスと血管壁の**接触部分**や**接触力を推測**できるようになった
- これによってデバイスに操作を加えた場合に、術者の思い通りに動くか？も予想できるようになることが期待される
- この技術の導入によって、形状の再構築精度は、ほとんど影響をうけない

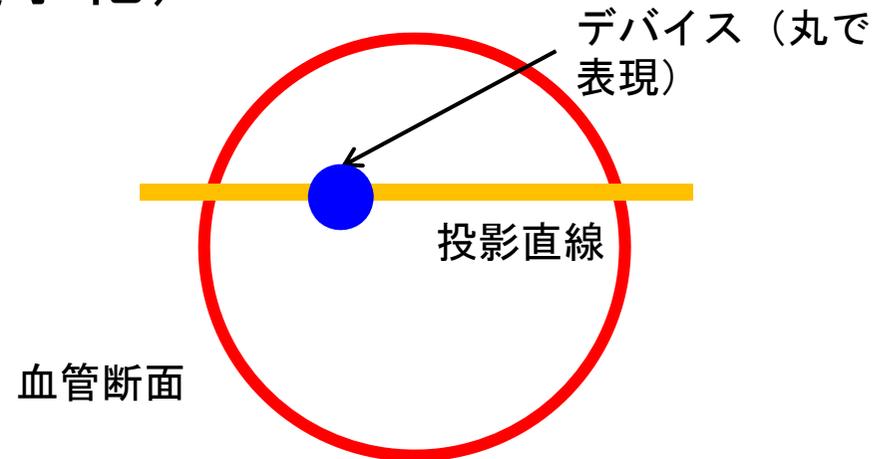
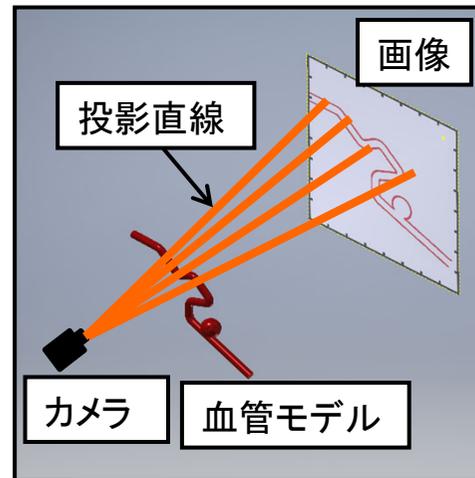
想定される用途

- 血管内治療に困難が予想される部位の治療時のサポート
- 柔軟な変形する細長い物体について制限された状況下（配置できるセンサーなどが限定される）で、いろいろな力学的な環境（変形量、作用する荷重など）を知りたい場合

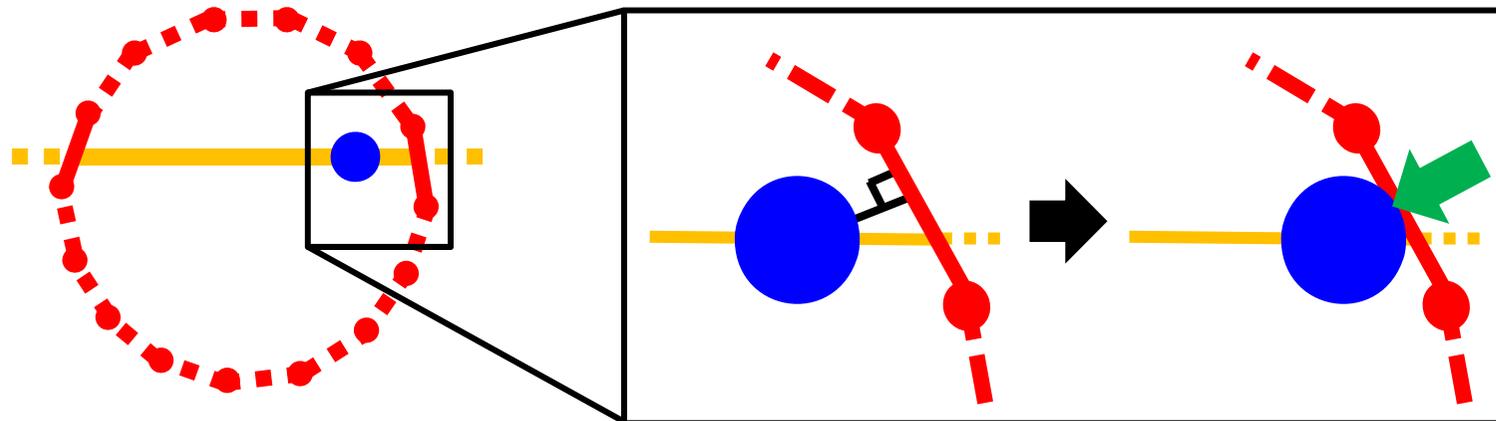
技術の内容

2つの技術の組み合わせ

- 1方向の画像からのデバイスの3D形状の再構築
(デバイスの変形エネルギー最小化)



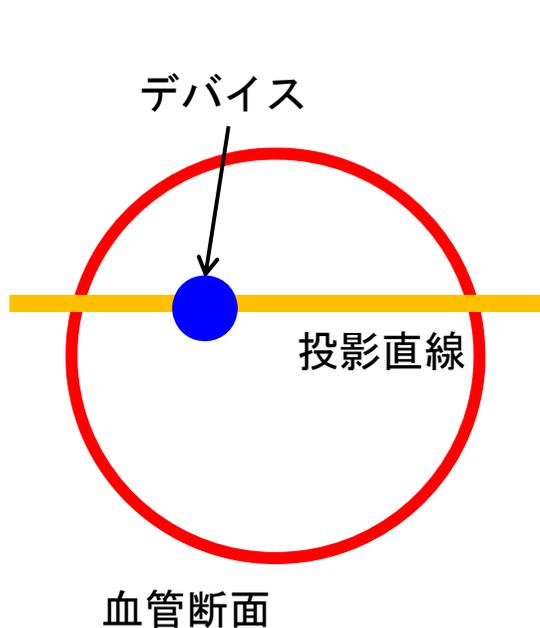
- 壁面を考慮した拘束条件の導入 (拘束力が接触力を反映)



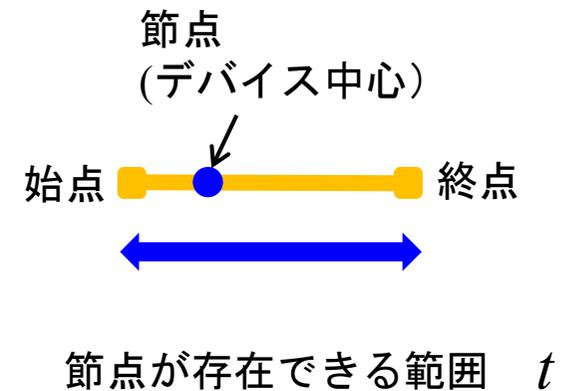
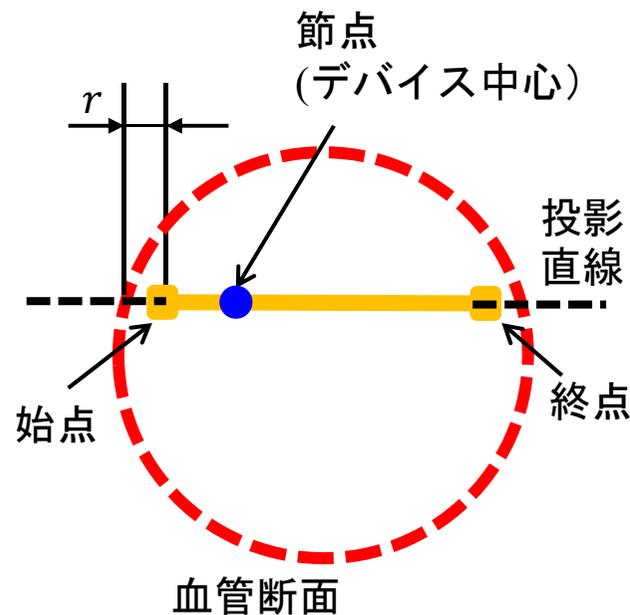
技術の内容

- 1方向の画像からのデバイスの3D形状の再構築
(デバイスの変形エネルギー最小化)

投影直線と血管壁が
交わる点のカメラの
近位側を始点
遠位側を終点



始点と終点をデバイス半径 r 分だけ血管の内側に移動させることで、節点（デバイス中心）は始点-終点の範囲内に存在するため媒介変数 t で表し節点位置を推測する



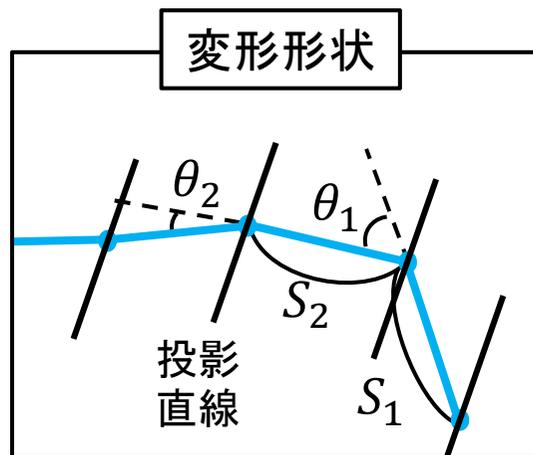
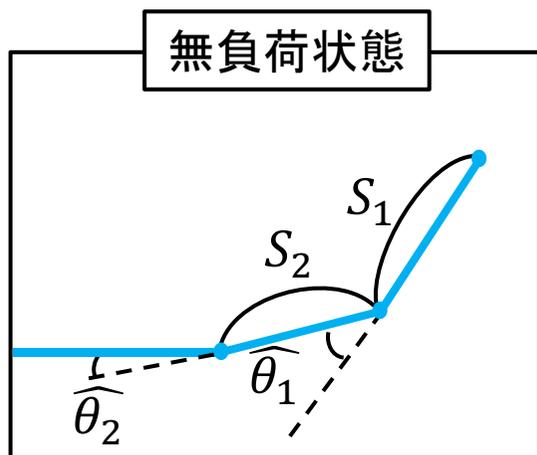
技術の内容

● 1方向の画像からのデバイスの3D形状の再構築 (デバイスの変形エネルギー最小化)

変形形状と無負荷状態のデバイス形状
を比較してひずみエネルギーを求める

デバイス形状を推定するためひずみエネルギー
 $U(t)$ が最小になる媒介変数 t を計算する

$$U = \frac{EI}{2L} \sum_{i=1}^{N-1} (\theta_i - \hat{\theta}_i)^2$$



θ_i : 推定形状の偏角

$\hat{\theta}_i$: 無負荷状態の偏角

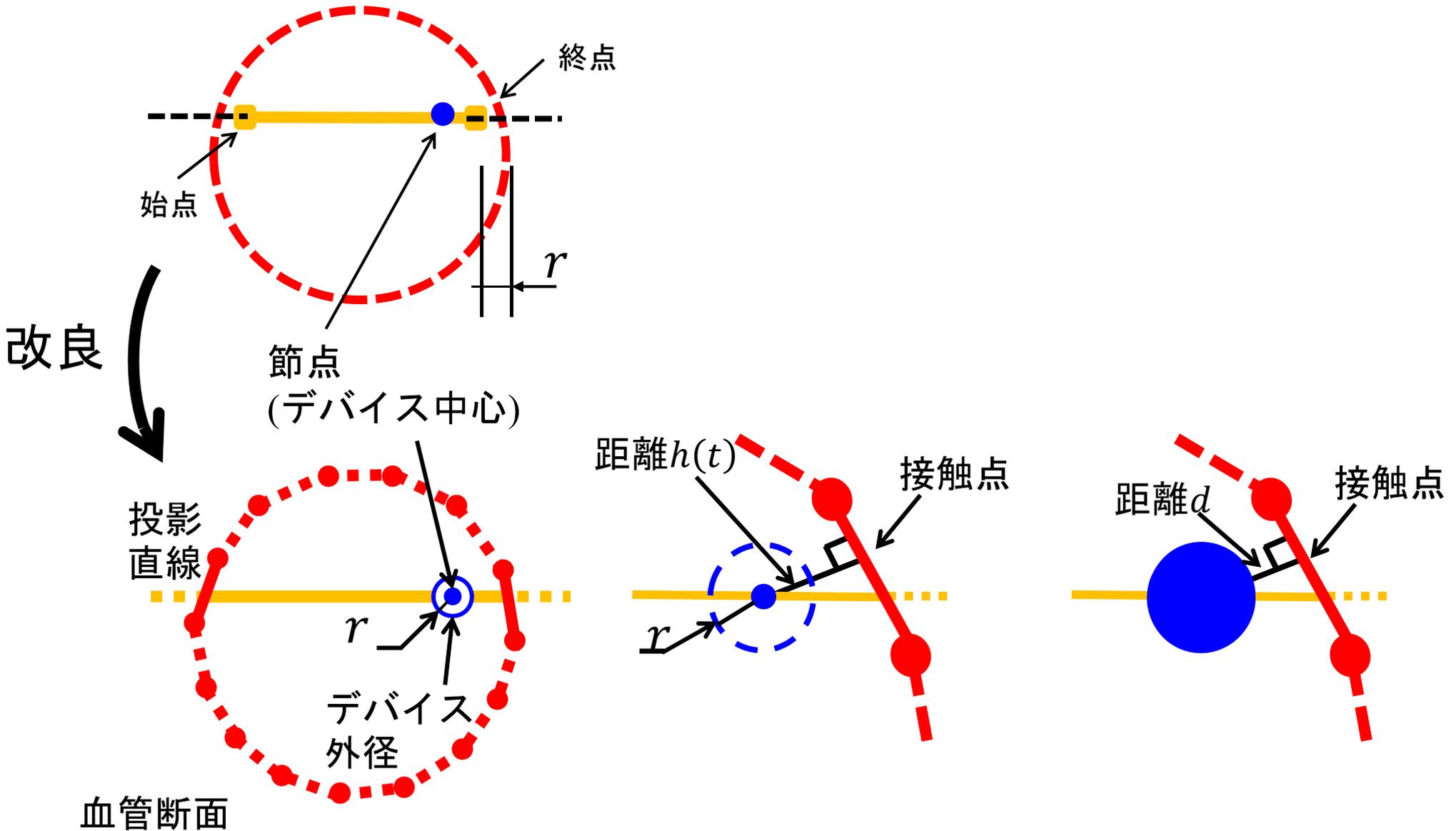
L_i : セグメントの長さ

E : ガイドワイヤーのヤング率

I : 断面二次モーメント

技術の内容

- 壁面を考慮した拘束条件の導入 (拘束力が接触力を反映)



技術の内容

- 壁面を考慮した拘束条件の導入 (拘束力が接触力を反映)

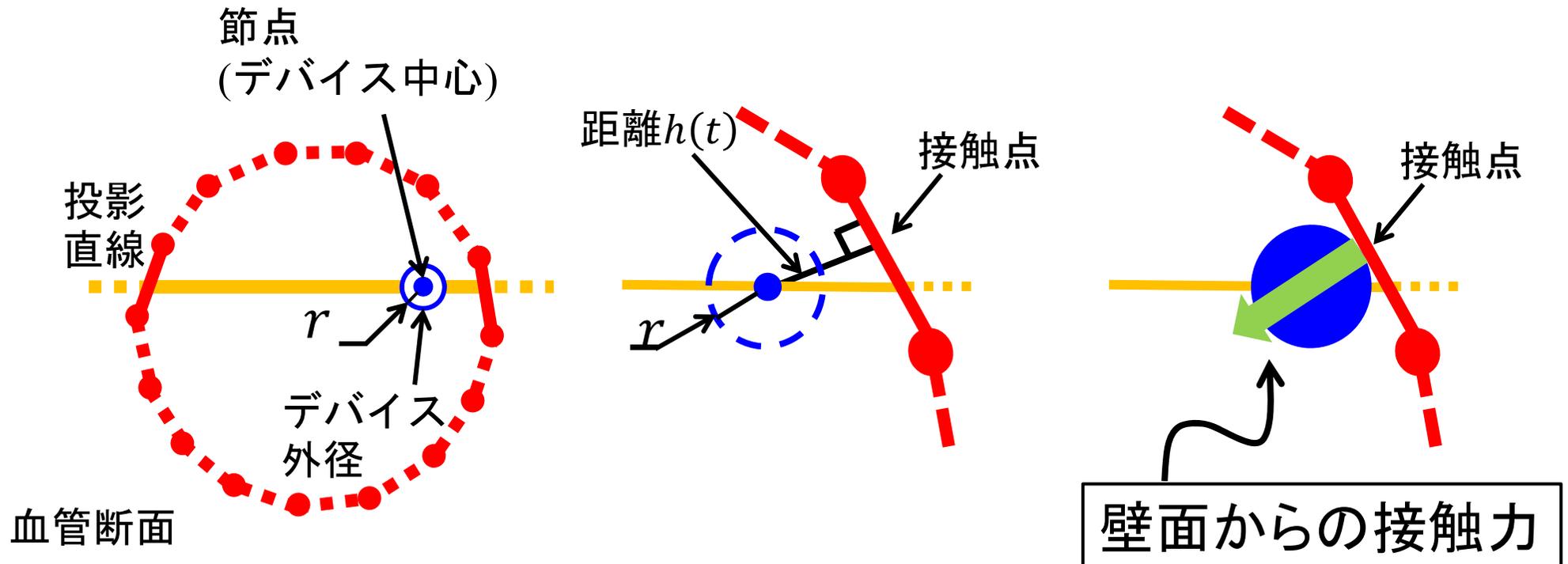
第一段階

血管壁とデバイスの距離

$$d(t) = h(t) - r = 0$$

を拘束条件とする条件の下, 前スライドの式を解く

節点が動く範囲を血管断面とデバイスの接触によって制限する
(拘束力を計算で取得できる)

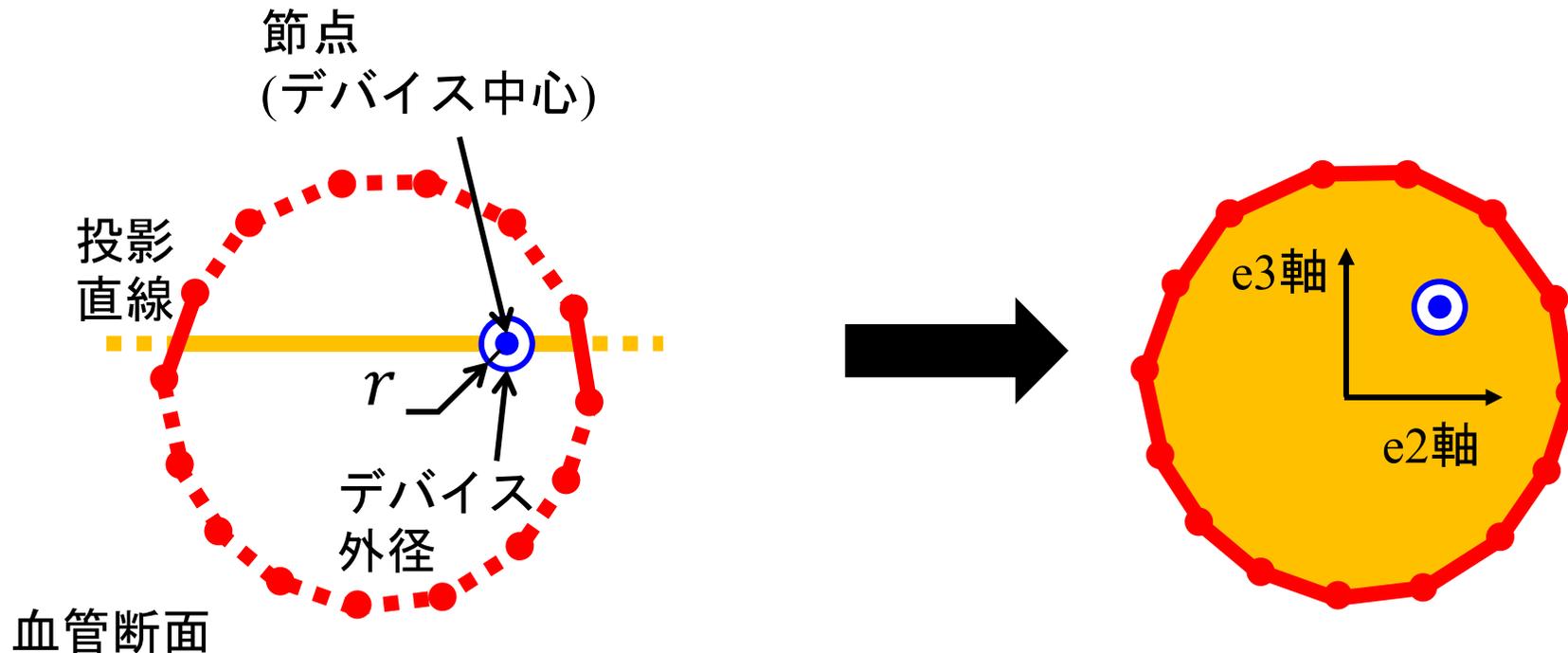


技術の内容

- 壁面を考慮した拘束条件の導入(拘束力が接触力を反映)

第二段階

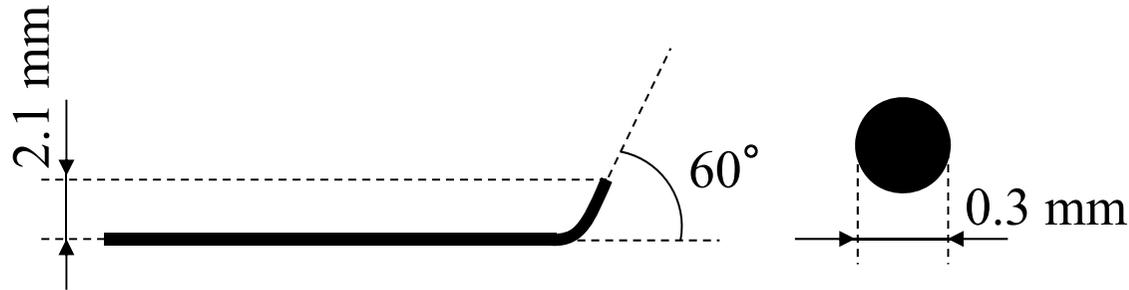
節点は、断面内なら自由に動けるように、拘束を緩める
(投影直線から外れることを許容する)



検証方法

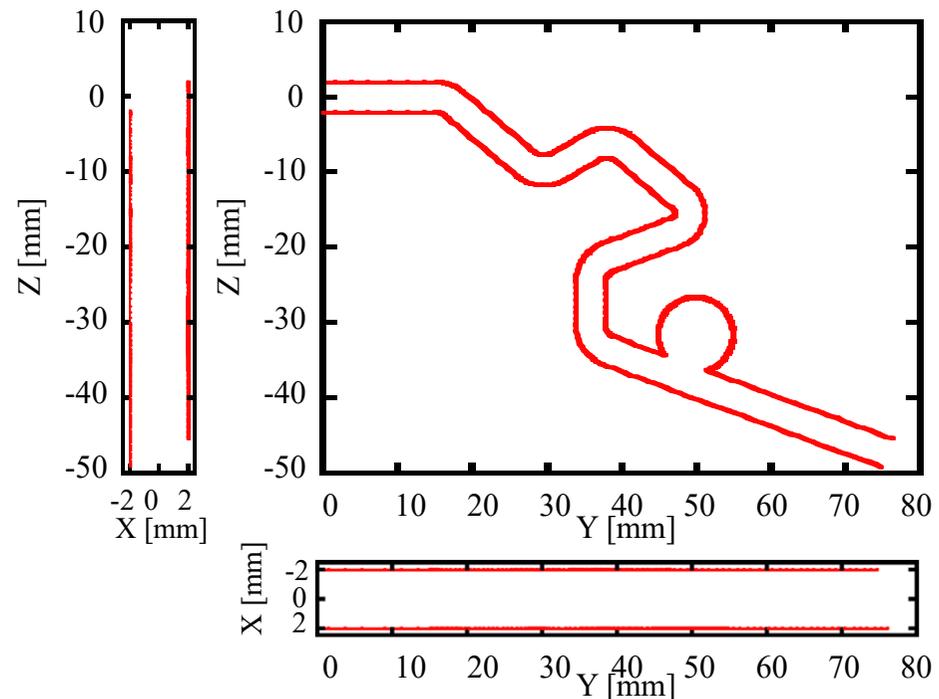
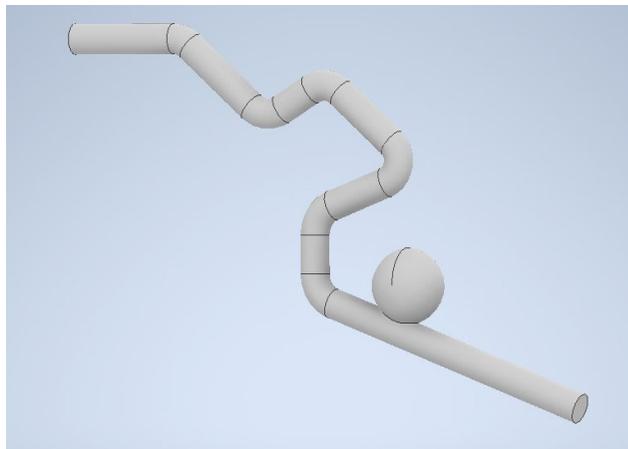
- 推定に使用したガイドワイヤーと血管形状

ガイドワイヤー形状



全長	120 mm
断面直径	0.3 mm
ヤング率	20 GPa

血管形状



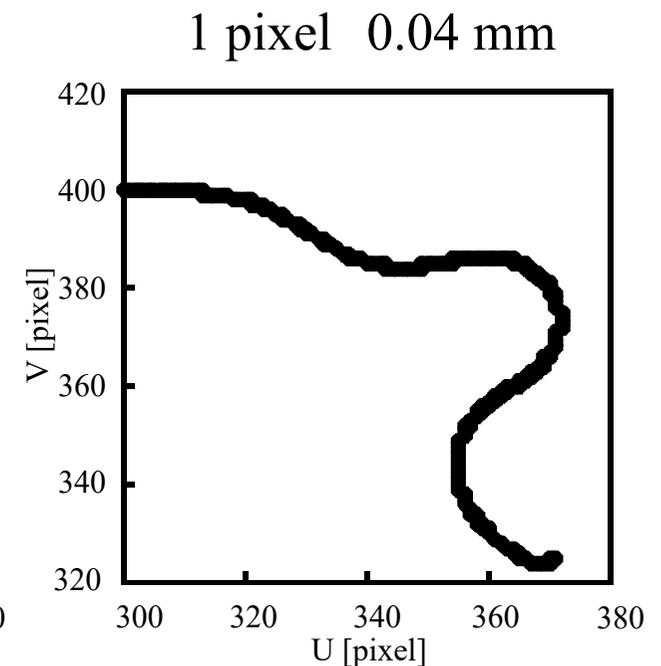
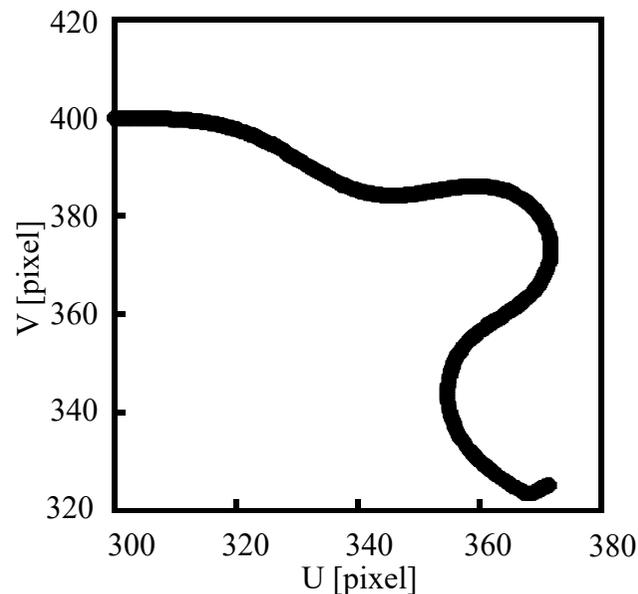
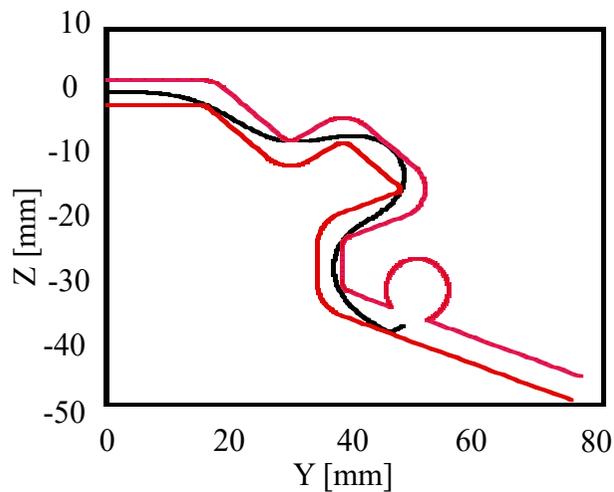
検証方法

● 推定に使用した画像

数値計算の結果
(XYZ座標)から
模擬X線画像
(u, v)を作成

模擬X線画像から
デバイスの画像座標
を求める
(カメラ行列Pでデバイス
節点位置XYZをuv座標へ
投影 uvはfloat)

画像座標(uv)を
整数値に変換した
疑似画像

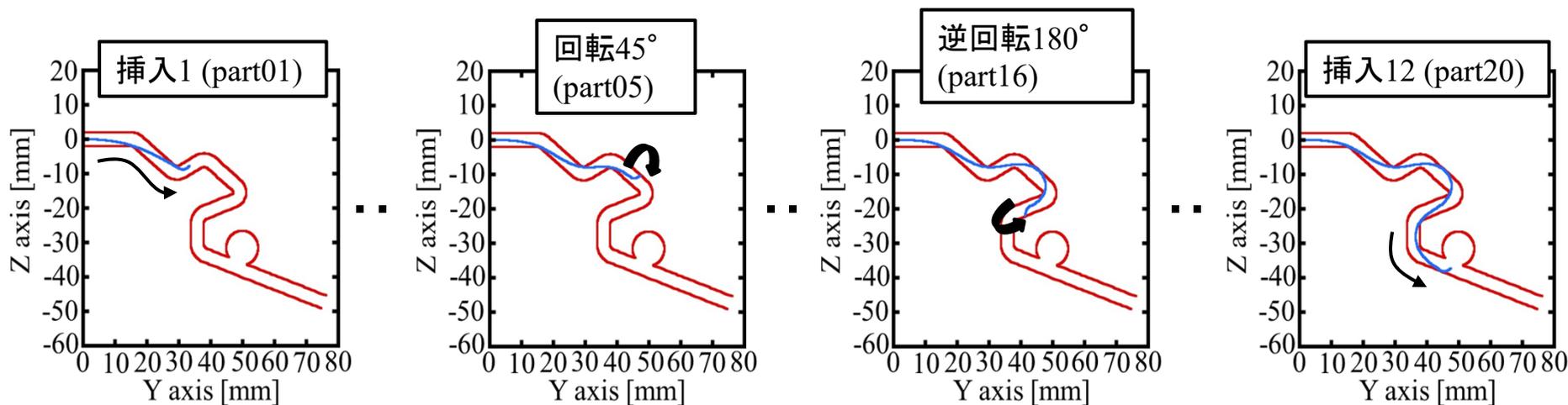


検証方法

● 推定に使用した画像

ガイドワイヤーに溜まるひずみエネルギーの値が
既知である数値計算のデータから瘤までガイドワ
イヤーが進む過程で挿入と回転を与えた, 20形状

操作を与えた順番にpart1~part20としている(正解
値として評価)



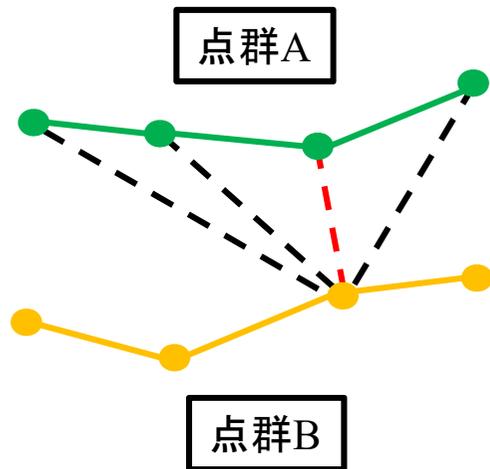
検証方法

● 評価方法(形状に関して)

ハウスドルフ距離

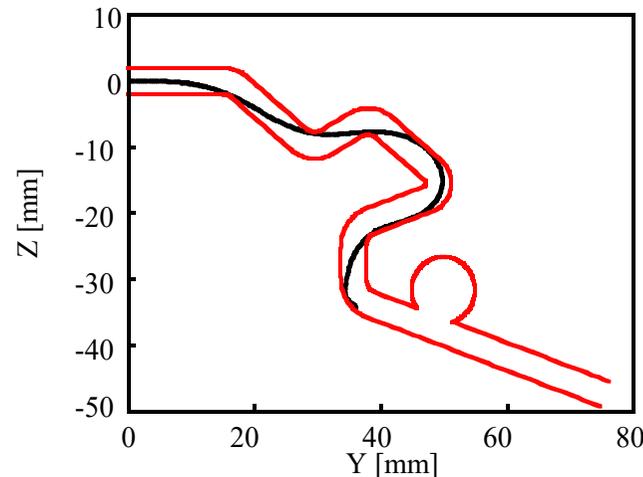
2点群同士においてそれぞれの点群の各点での最小距離を求め、平均した値が点群間の距離

ハウスドルフ距離を用いて推定形状が正解の形状にどれだけ似ているかで評価

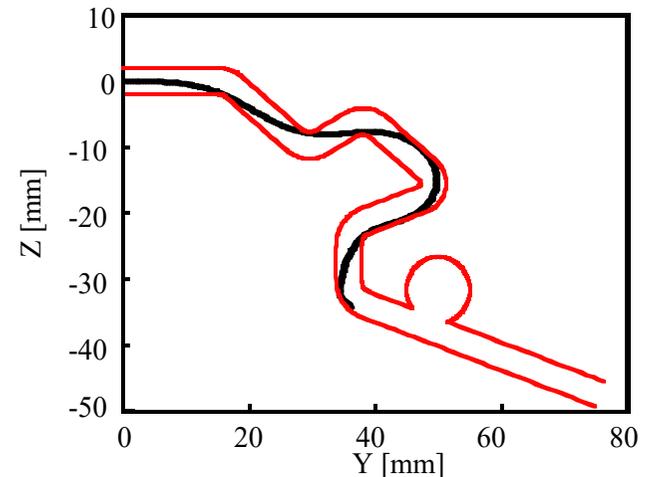


ハウスドルフ距離の値が小さいほど点群同士は「似ている」

正解の形状
(点群A)



推定形状
(点群B)



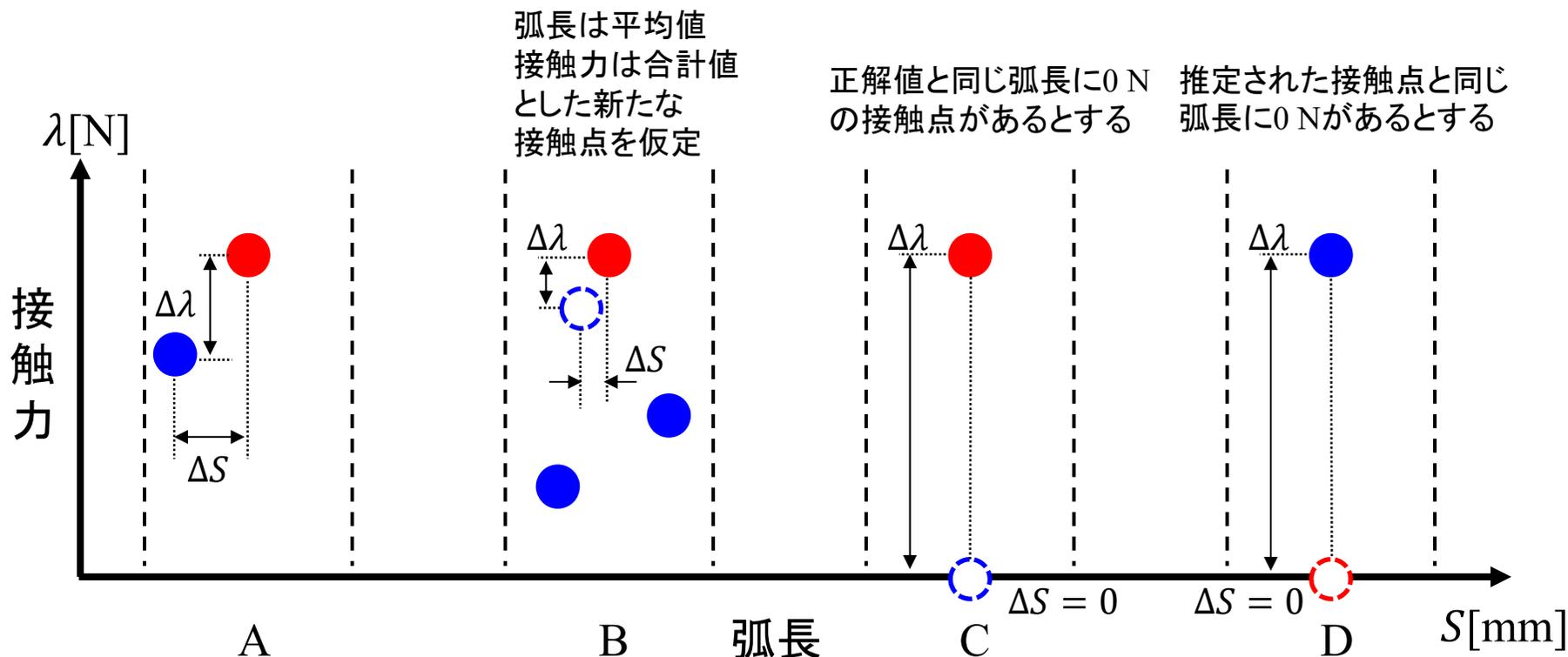
検証方法

● 評価方法（接触に関して）

正解値の接触点
から前後1 mmの
範囲内で推定された
接触点がある場合
対応関係とする

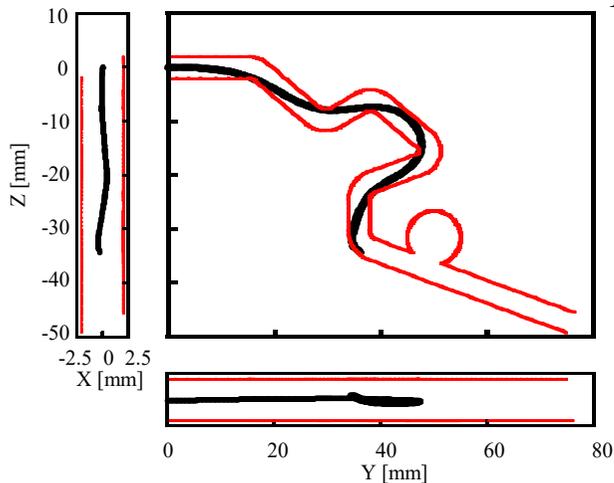
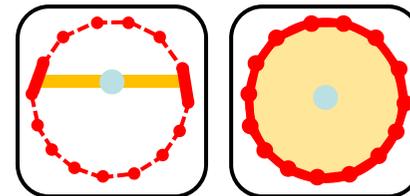
A~Dの4パターン
を考える

弧長と接触力の
絶対誤差を算出



結果(形状に関して)

(PL+C)法で得られる第一形状を初期値にしてMF法でデバイス全体形状と接触力分布を推定



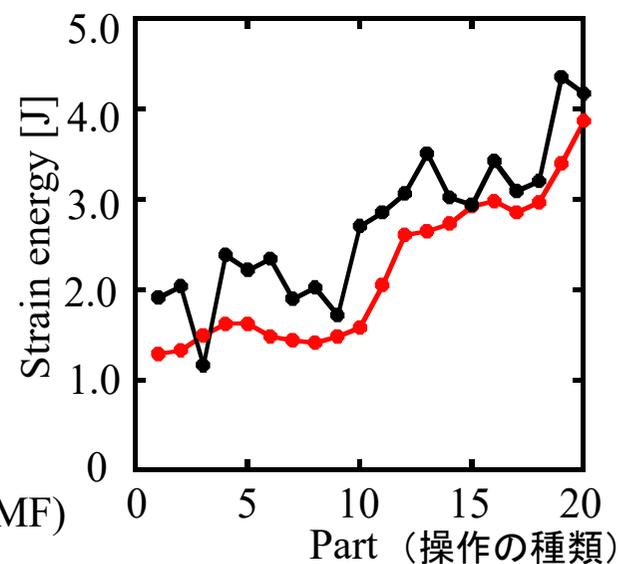
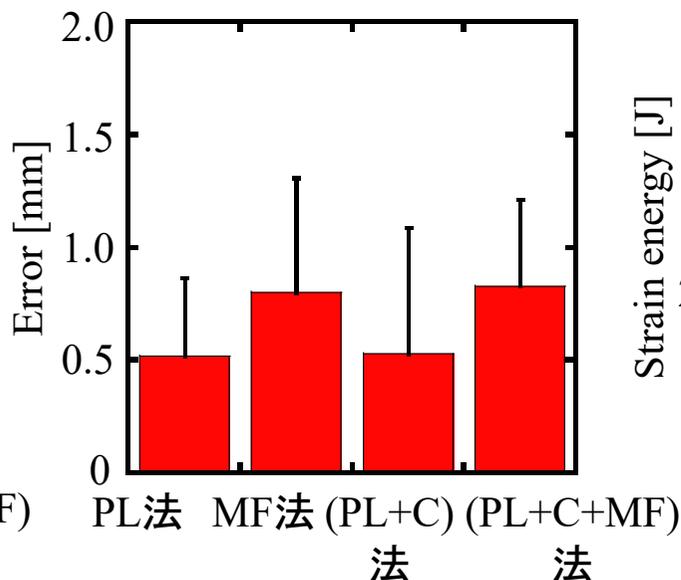
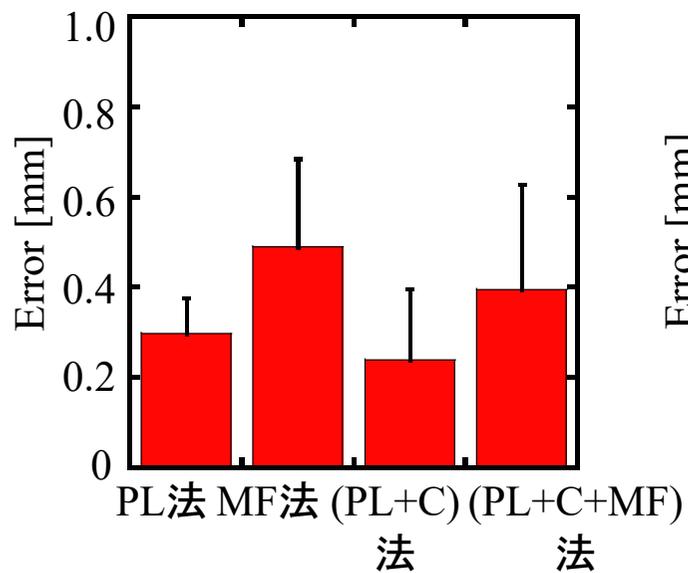
ハウンドルフ距離(デバイス全体形状)0.39 mm
先端の3次元位置は0.82 mmの誤差

● 提案手法でのE
● 正解の形状でのE

ハウンドルフ距離

先端の3次元位置

ひずみエネルギー

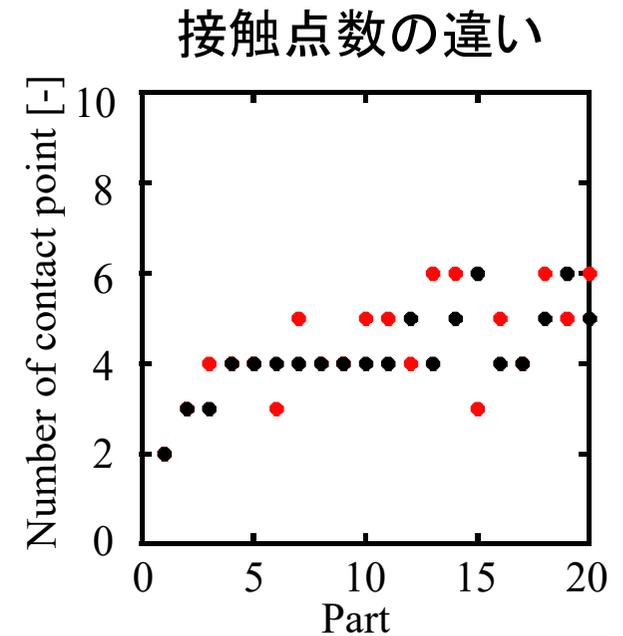
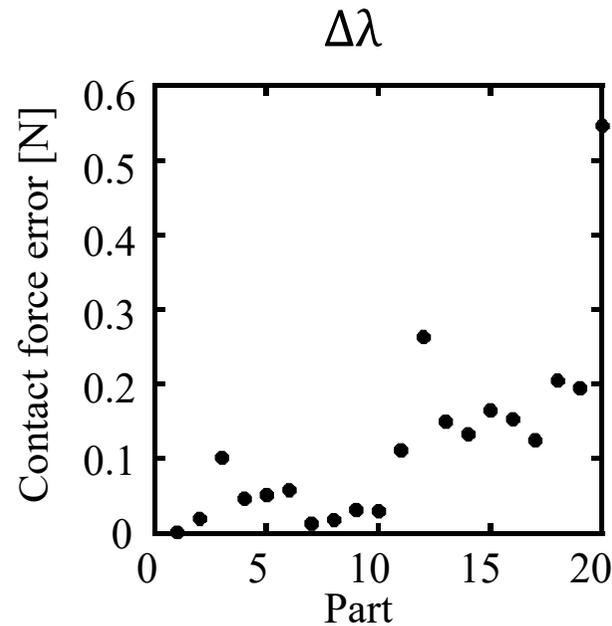
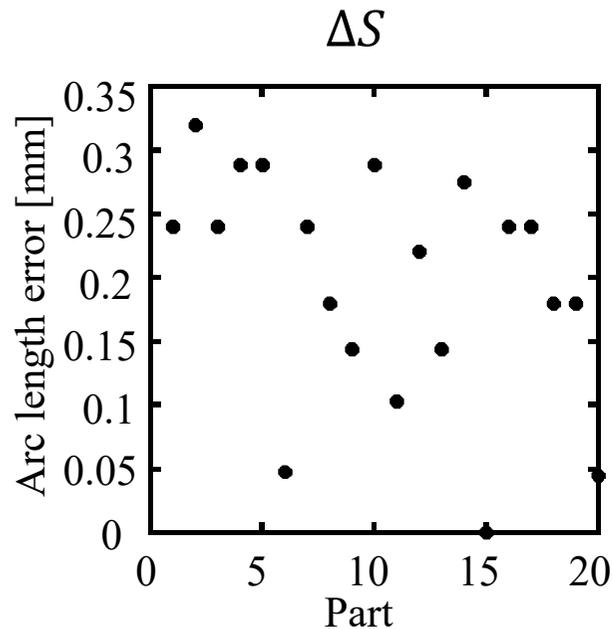
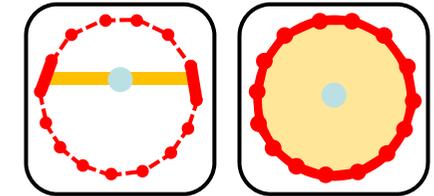


結果(接触に関して)

弧長の誤差は
約0.20 mm ± 0.09 mm

接触力の誤差は
約0.12 N ± 0.12 N

接触点数は
0~3個のずれがあった



結果のまとめ

- デバイスの3D形状の再構築する手法において、拘束条件を付加することで血管壁との接触の様子を推測できるようになった
- 拘束条件の付加による形状推定精度への影響は小さく（0.1 mm程度の悪化）、ほぼ無視できることがわかった。
- 接触部位と接触力の推定精度は、それぞれ0.20 mmと0.12 Nであり、接触の特徴はとらえられていると思われる。

実用化に向けた課題

- 論文発表された同種の技術のうち、形状の推定精度はトップクラスだが、それと比べると接触力の推定精度は物足りない
- 本手法によって得られた数値と実験値による比較はこれから行いたい
- 接触力の大小と、術者の操作に対してデバイスの動きやすさの関係については、まだ曖昧な部分が残り、追加の実験が必要
- 結果を得るまでのプログラムの速度が遅い（測定に時間がかかる）

企業様への期待

- 接触力の精度向上については、微細な力の空間的分布を把握することが必要なので、そのような技術について心当たりをお持ちでないか？
- 接触力分布とデバイスの動きやすさの関係を調べる際に、ワイヤーを正確に送ったり回転させる技術が必要なので、心当たりをお持ちでないか？
- 早く動作するプログラムの実装については、実践的なノウハウをもっておられるのでは？

企業様への貢献、PRポイント

- 本技術は、血管内治療における体内の状況の「認知」部分に相当する技術なので、「判断」技術や「操作」技術と組み合わせると、将来的にロボット支援治療などにつながる可能性がある
- もっと軽微な治療においても、より安全な治療が可能になるという視点で、本技術あるいは、これを発展させた技術を適応する余地がある

本技術に関する知的財産権

- 発明の名称 : 画像処理装置と画像処理プログラムと画像処理方法
- 出願番号 : 特願2020-090902
(特許7356714)
- 出願人 : 山口大学
- 発明者 : 森 浩二

お問い合わせ先

国立大学法人 山口大学
大学研究推進機構
産学公連携・研究推進センター 上島 一夫

〒756-8611

山口県宇部市常盤台2-16-1

T E L 0836-85-9972

e-mail life-s@yamaguchi-u.ac.jp