

1方向から撮影した画像に基づいて
血管内のガイドワイヤー/カテーテルの
3次元形状を推定する技術

山口大学
大学院創成科学研究科
機械工学系専攻
准教授 森 浩二

令和2年12月15日

脳動脈瘤

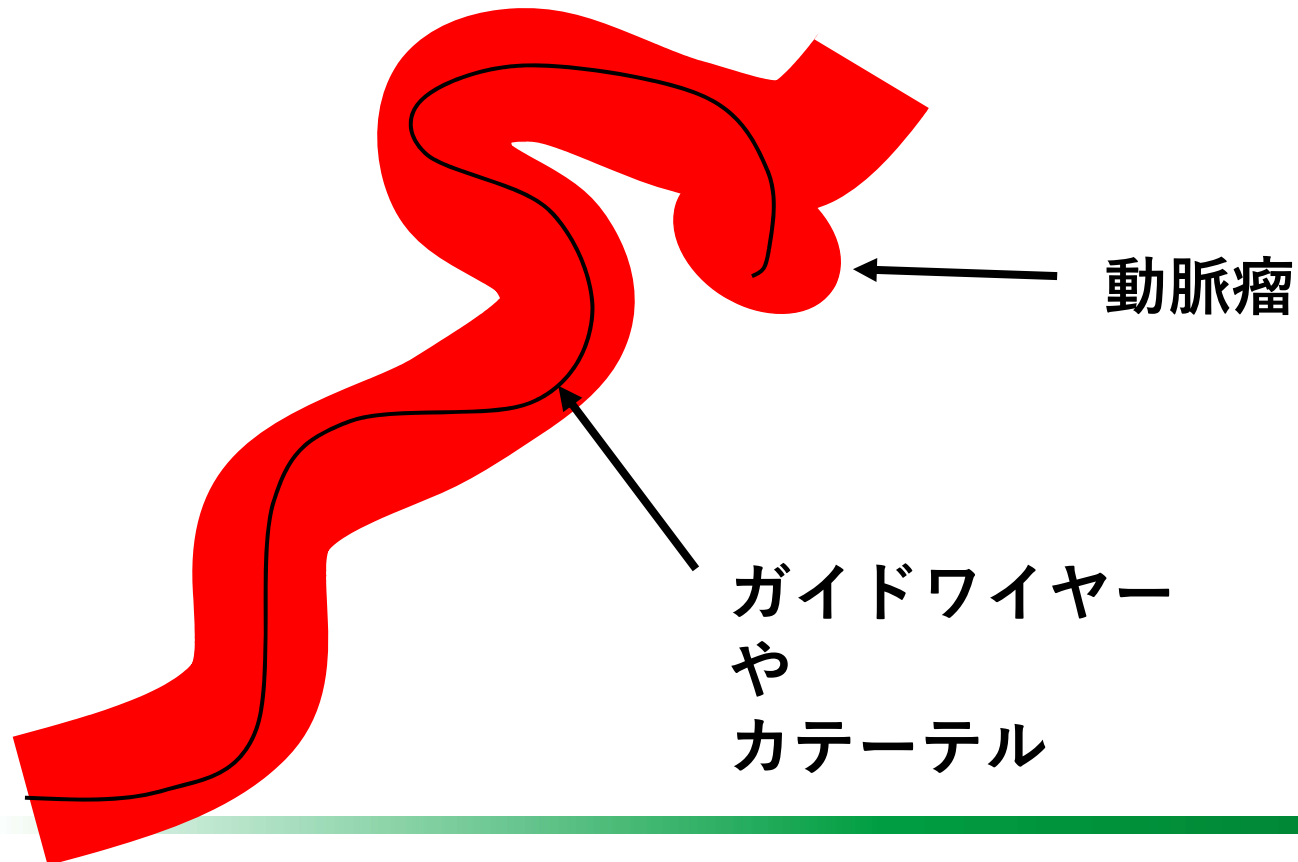
動脈壁の脆弱化により血管壁に瘤が発生

クモ膜下出血

激しい頭痛，意識障害
最悪の場合死に至る

血管内治療

血液の浸入を防ぐ治療



術者は
X線画像を
見ながら治療



X線画像は患者の放射被爆を抑えるため低品質にせざるを得ない

ワイヤー先端の視認不良などが原因で穿通事故が発生

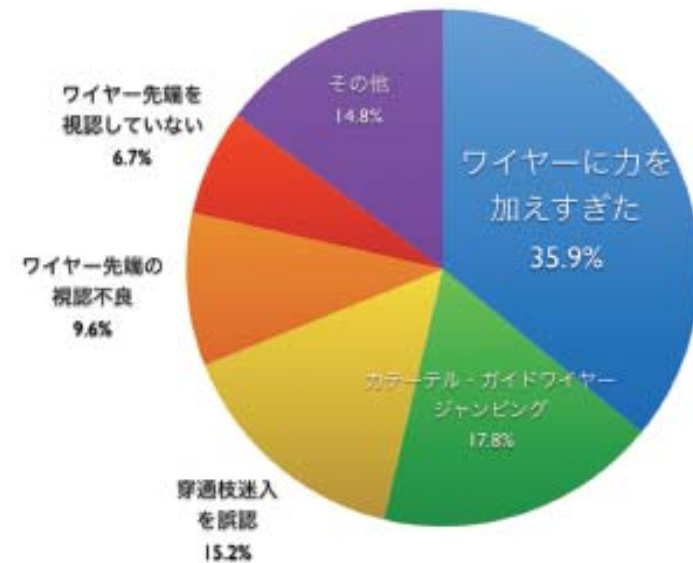
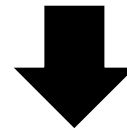


図9 事故の発生原因(複数回答可)

東登志夫, 桑山直也, “ガイドワイヤー穿通事故全国アンケート調査結果報告”, 脳血管内治療, Vol. 3, No. 2 (2018), pp. 87 - 90

術者
X線
見な

事故の可能性を減らすという観点から
手術中のデバイスの正確な位置を知ることは重要



しかし

2次元のX線画像から
デバイスの3次元位置を知る事は困難
(奥行き情報がX線画像では欠如する
るので)

X線
射被
低品
ない

見認

図9 事故の発生原因(複数回答可)

東登志夫, 桑山直也, “ガイドワイヤー穿通事故全国アンケート調査結果報告”, 脳血管内治療, Vol. 3, No. 2 (2018), pp. 87 - 90

血管内治療分野における新トレンド

ロボットの技術を用いた血管内治療

- 術者のX線被ばく量低減を主眼に



2012年 FDA承認
カテーテル 1mm単位で動かせる
術者の被曝線量 95%減少
多施設試験 98%手技成功

- 術者への力覚（デバイスに伝わる力を術者へ）提示することによって、より安全な治療を実現

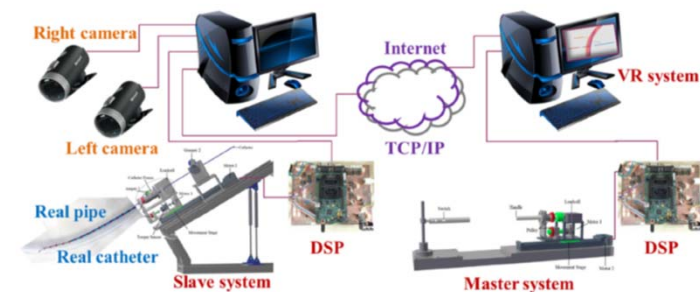


Figure 2. Surgical procedure using the proposed catheter operating system

Jin Guo et. al., A virtual reality-based method of decreasing transmission time of visual feedback for a tele-operative robotic catheter operating system, The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, Vol.12, (2016), 32-45.

- ロボットを用いた手術をするためには、目に相当する機能（認知機能）が必要

 - 人間が手術を行う場合でも、X線画像から、奥行の情報を復元することは役に立つ
-

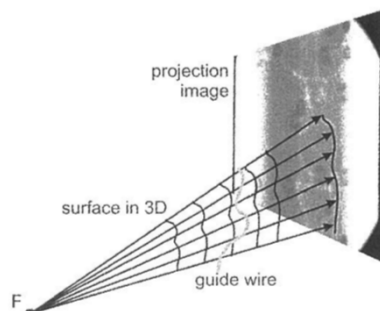
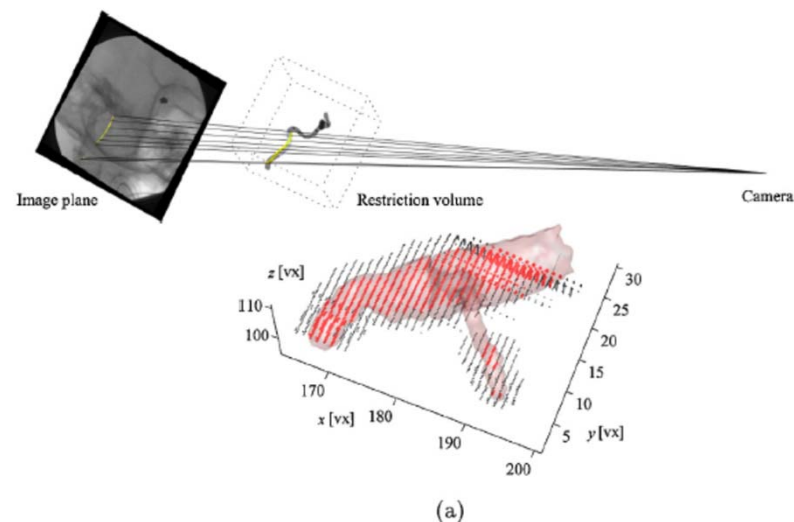


Fig. 2. Visualization of the 2-D surface between the focal spot and the guide wire on the projected image. The guide wire in 3-D must be on this surface.



▶ Theo van Walsum et, al., Guide wire reconstruction and visualization in 3DRA using monoplane fluoroscopic imaging, IEEE transaction on medical imaging, Vol.24(5), (2005), 612-623.

▶ T. Petkovic, et, al., Real-time 3D position reconstruction of guidewire for monoplane X-ray, Computerized Medical Imaging and Graphics, Vol.38, (2014), 211-223.

■ 両者ともに、半経験的に決めた「コスト関数」に基づいて血管内デバイスの3次元形状を決定している

- 推定精度の精度が、あまり良くない（1 mmから5 mm程度との報告）

■ 得られた結果に対する「確からしさ」について計算できない

- この手法では、誤差の存在は不可避なので、それを無視して情報提示をすることに対して懸念を感じる

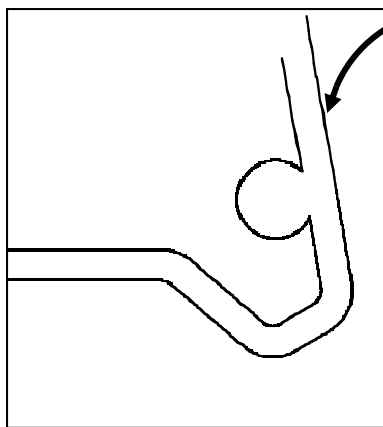
（将来、ロボット手術への利用を考える際には、特に）

(血管内治療で良く用いられる)
1枚のX線画像から、
ガイドワイヤーなどの3次元形状を推定する

➡ 誤差 (信頼性) も、一緒に提供することにより、
より安全性に配慮した情報を術者に提供する

方法 ～基本原理～

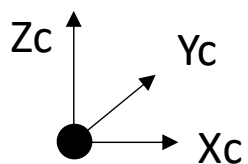
X線画像



X線画像に映った血管



3次元
血管モデル

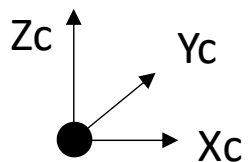
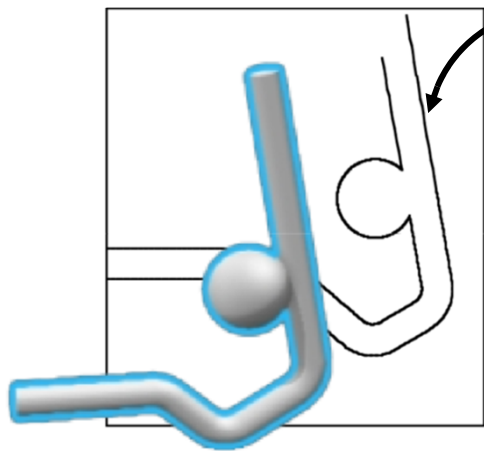


X線源

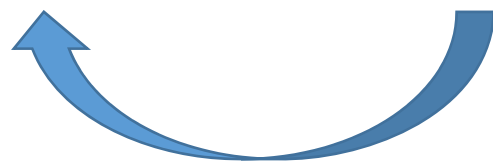
方法 ～基本原理～

X線画像

X線画像に映った血管

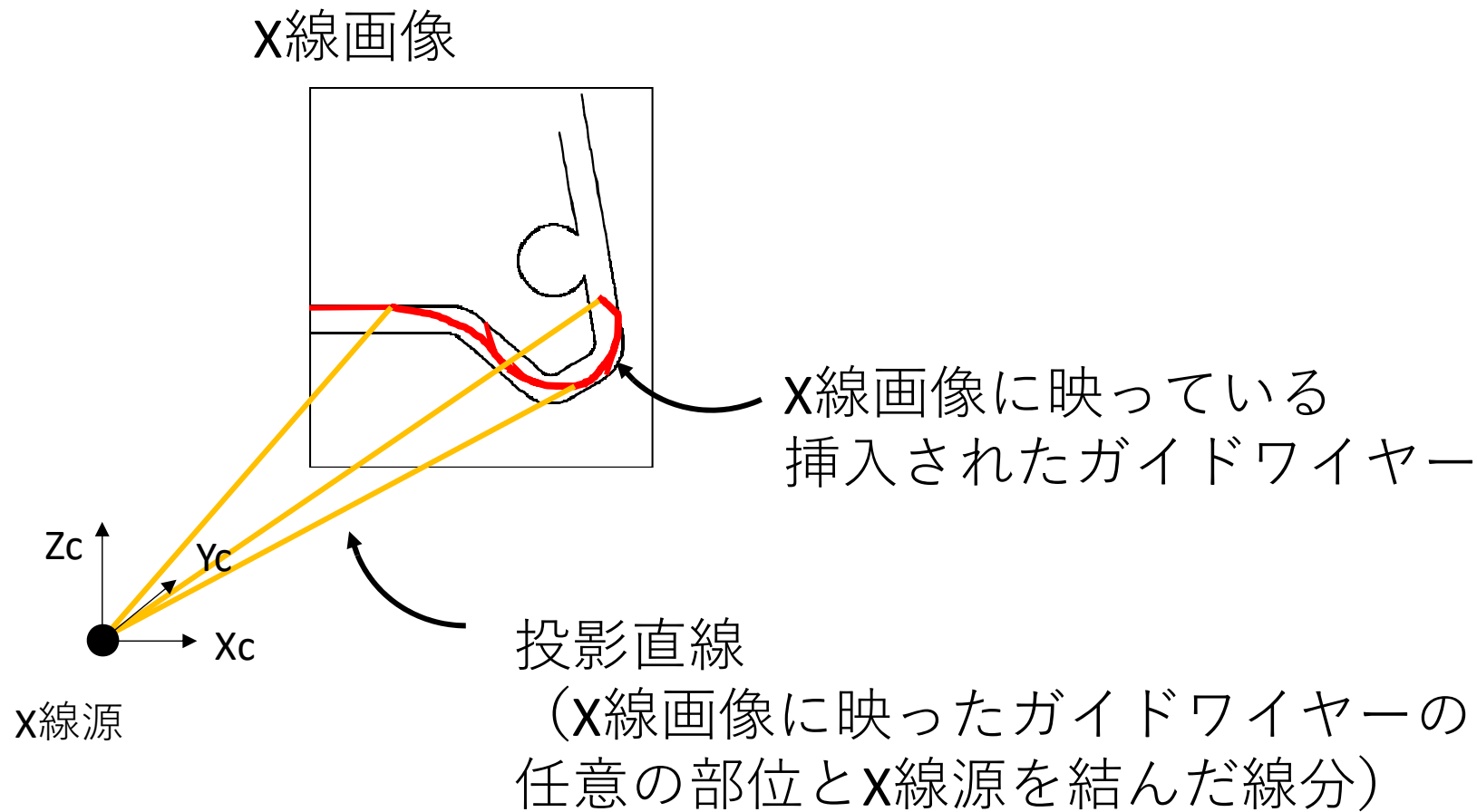


X線源



2D/3Dレジストレーションによって、
X線画像に映った血管と、
3次元血管モデルの位置合わせを行う

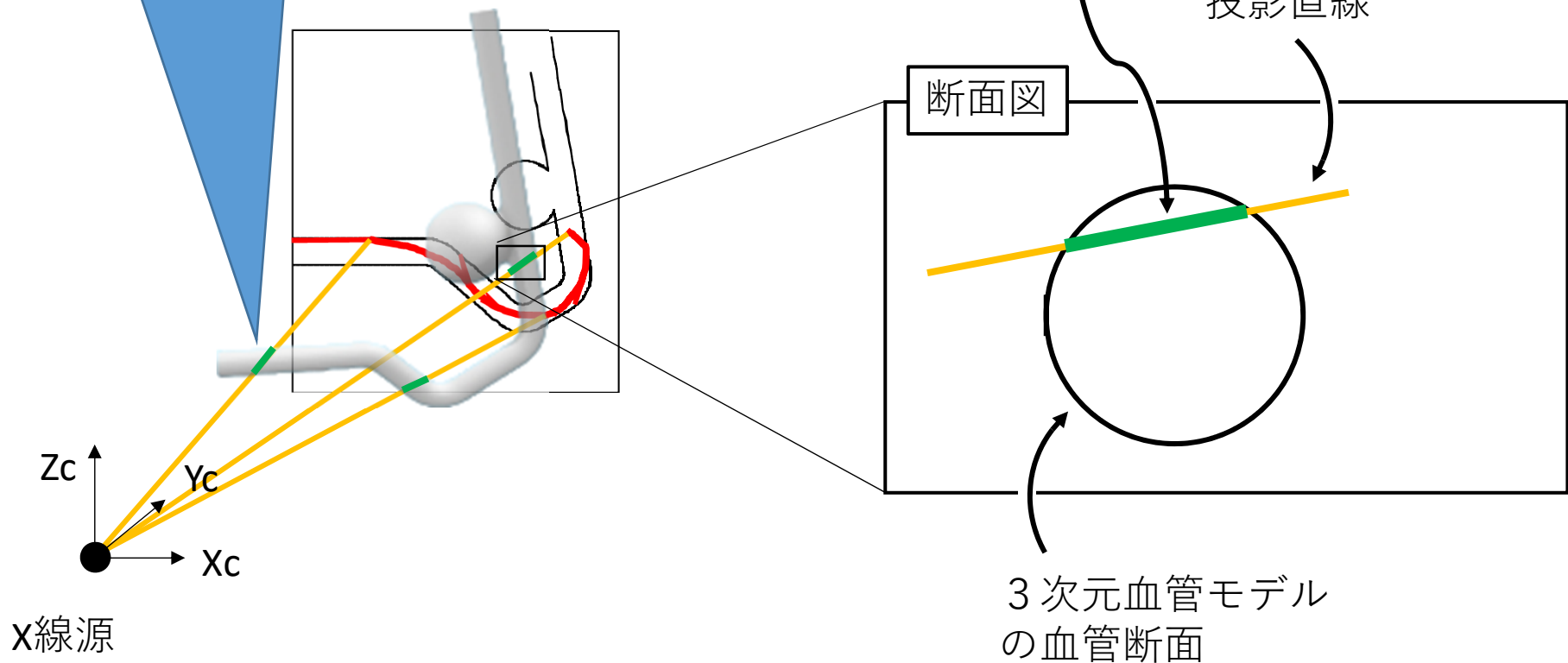
方法 ～基本原理～



方法 ～基本原理～

3次元空間中で
実際にガイドワイヤーが存在
している区間

投影直線が、3次元血管モデルを横切っ
ている部分



N本の投影直線において
それぞれの線分上の任意の1点を選
び、それらを結んだ形状



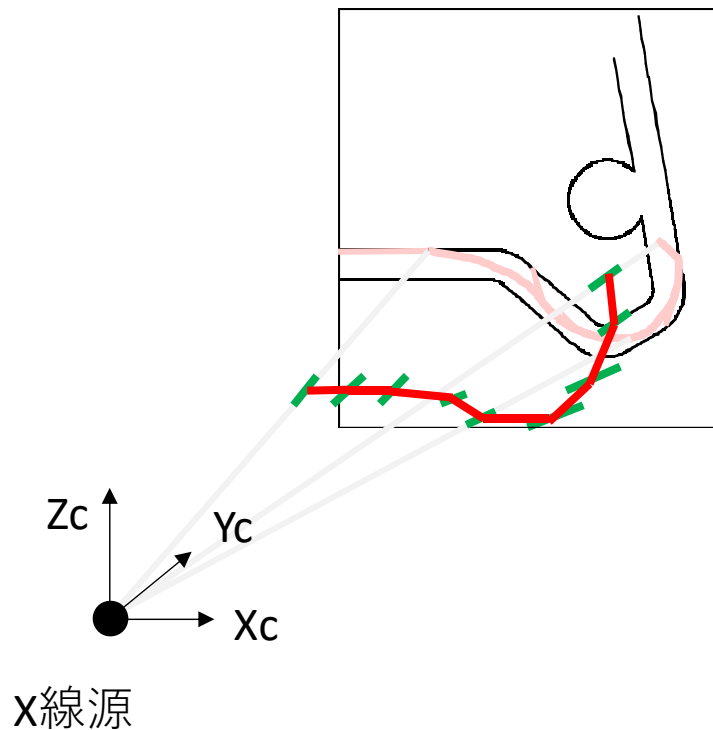
ガイドワイヤーの3次元空間中
での形状のはず

どんな**根拠**に基づいて結ぶのか？

数値計算で使われる

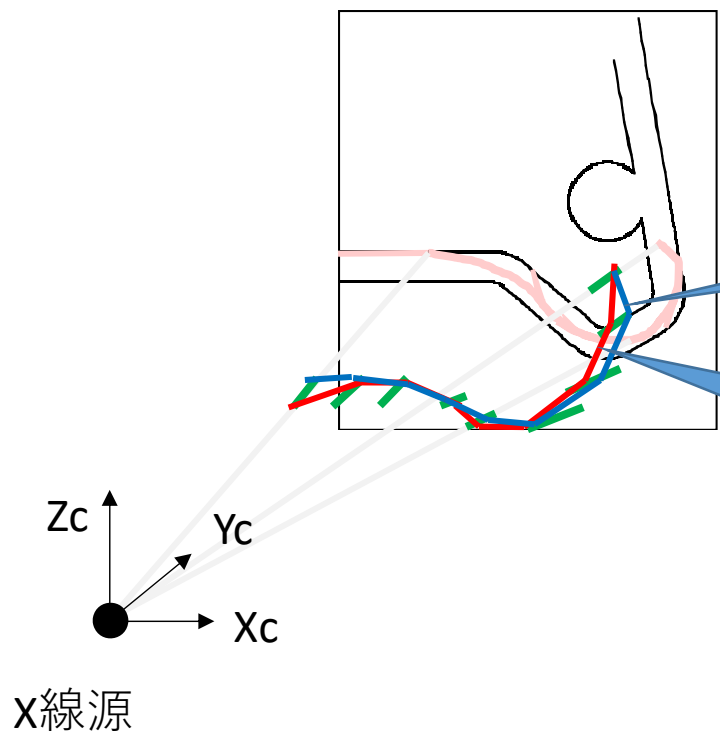
ひずみエネルギーが最小になる

がシンプルで分かりやすい



最小化の問題点

初期の点の位置によって、
最小化の結果が異なる



すべてカメラから最も近い位置
を初期状態とする場合

すべてカメラから最も遠い位置
を初期状態とする場合

最終的に計算された形状は
初期状態に依存する

方法 ～提案する形状推定方法～

最小化

初期の点の位置によって、
最小化の結果が異なる

- 初期の点を乱数によって発生させる
(複数の候補を作る)

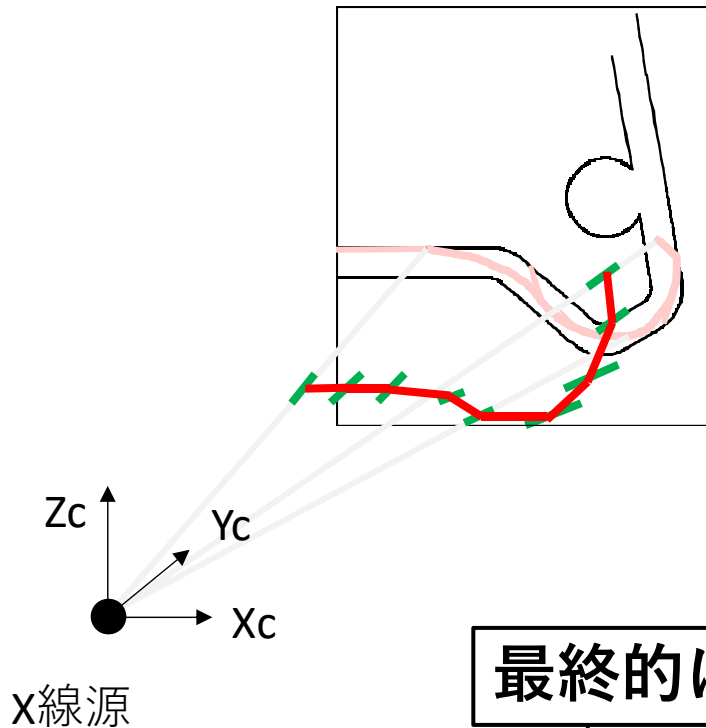
➡ 100個の候補

- すべての形状候補に対して最小化を行い、得られた推定形状についてばらつきを調べる

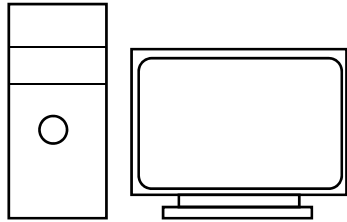
- 推定形状の誤差も評価できる

最終的に推定する形状 (2種類)

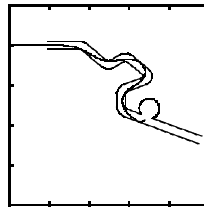
もっとも起こりうると思われる形状
と
その選ばれた形状と最も異なる形状



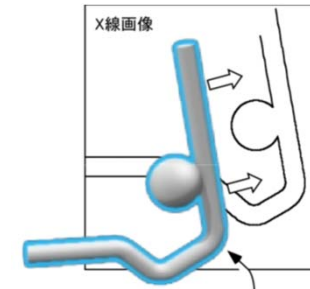
数値計算
を利用



疑似X線画像
を作成

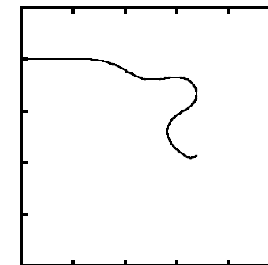


形状推定プログラム



3D血管モデル

3次元形状を推定
(ひずみエネルギー)

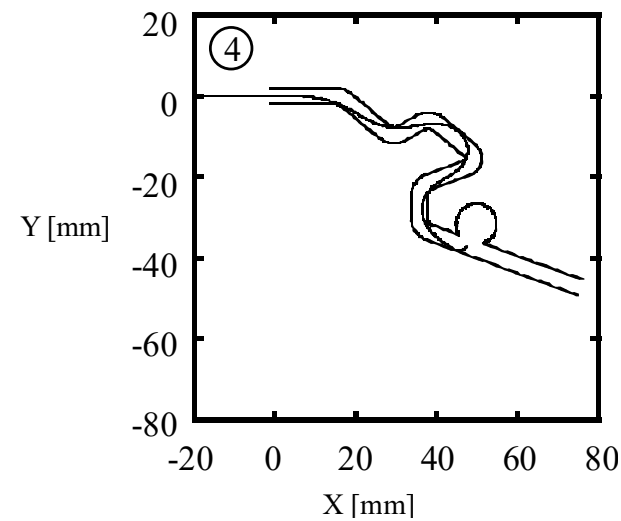
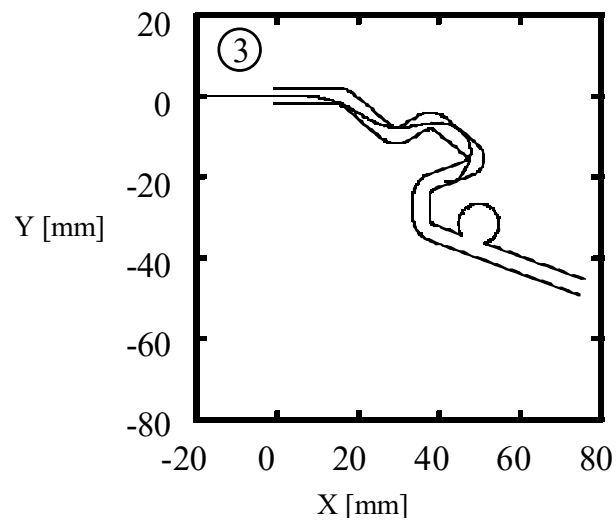
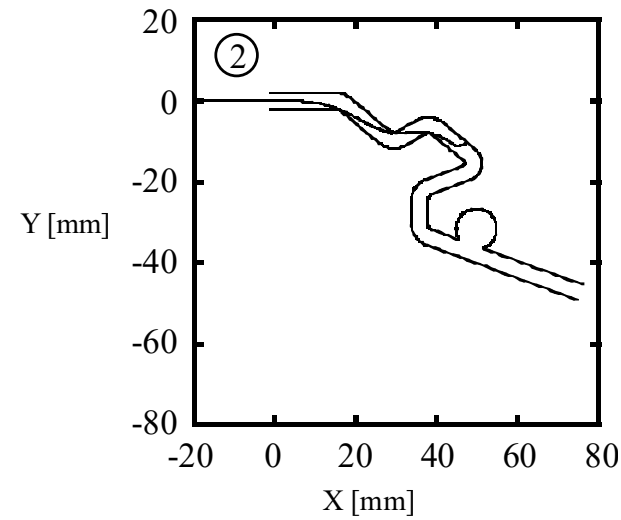
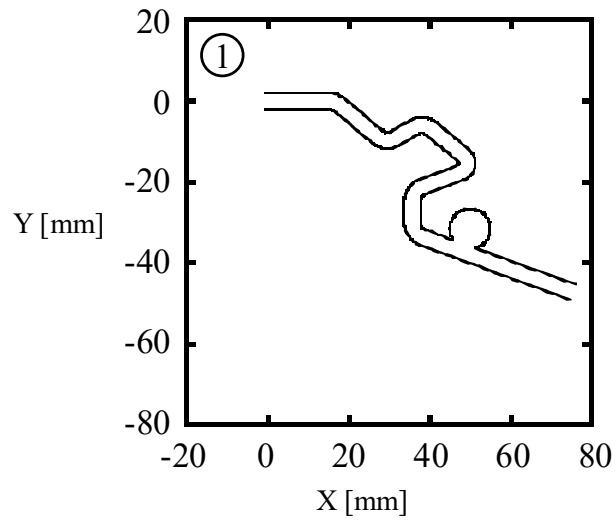


比較



精度検証

～血管モデルとガイドワイヤーの挿入～



押す操作と回転操作を数度行い、瘤までガイドワイヤーを誘導する

精度検証 ～条件～

- ◆ 誘導途中の20か所において、デバイス形状を疑似X線画像にする

投影直線の本数は、20本

- ◆ 形状候補は100個

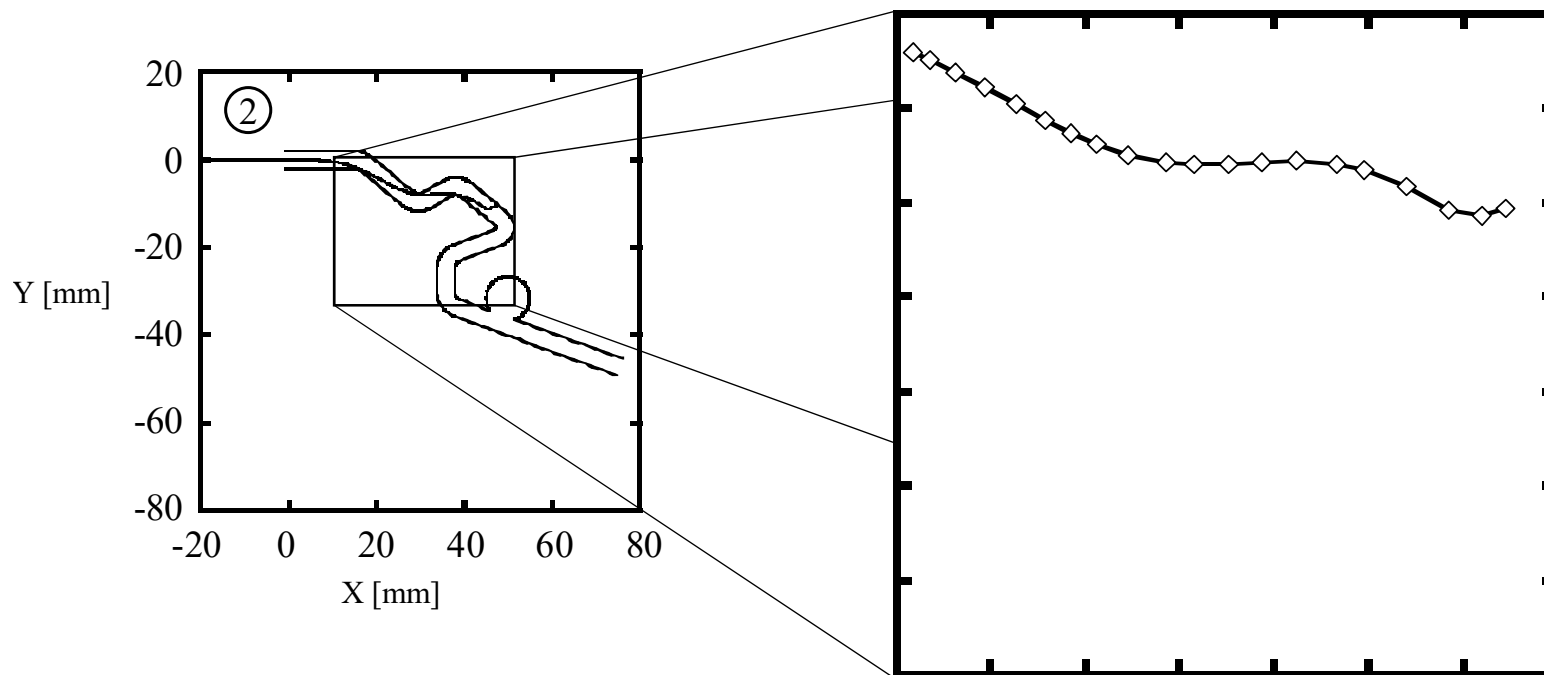
- ◆ 注目するのは、もっとも起こりうると予想される形状と、それとはもっとも異なる形状の2種類

比較方法

- ◆ 形状
 - 全体形状 → ハウズドルフ距離
点群同士の距離の近さを比べる比較方法
 - 先端位置

- ◆ ひずみエネルギー

疑似X線画像 (X線源の位置(0, 0, 400))

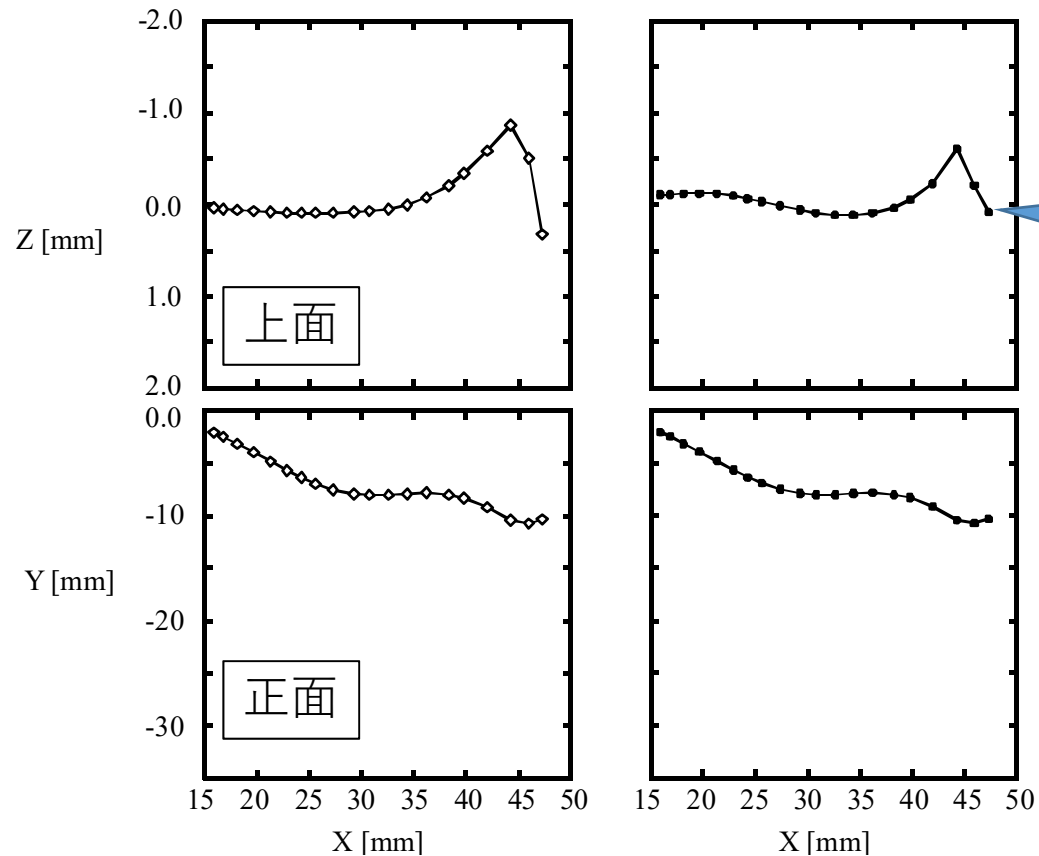


ガイドワイヤー上に20点の注目点を設定
(手動にて決定)

典型的な結果

正解値
(数値計算の結果)

第一候補



正解値と同じ
方向に先端が
向いている

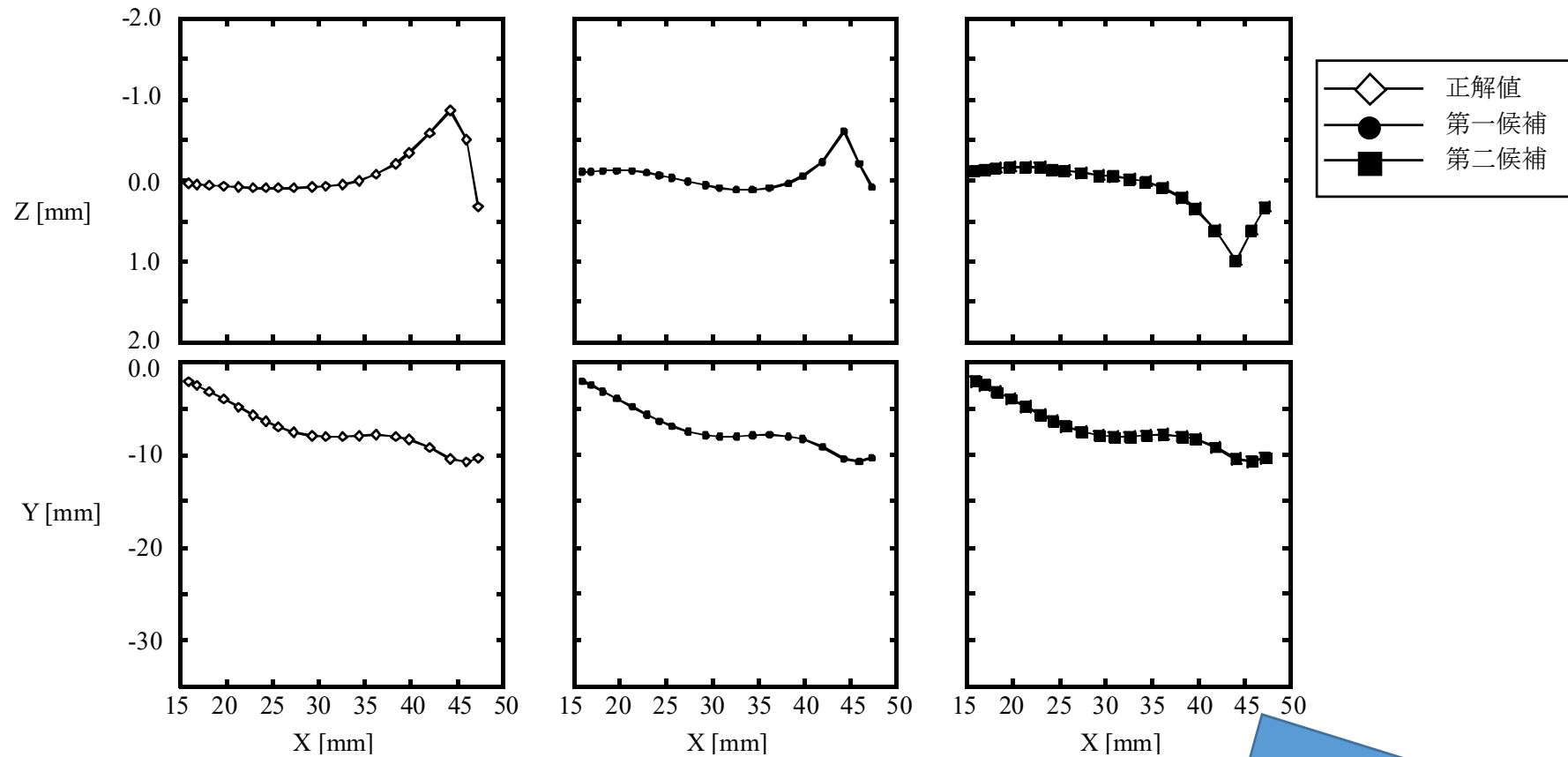
先端は、X線源の方に向かっている
(正面像からは判別できない)

典型的な結果

正解値
(数値計算の結果)

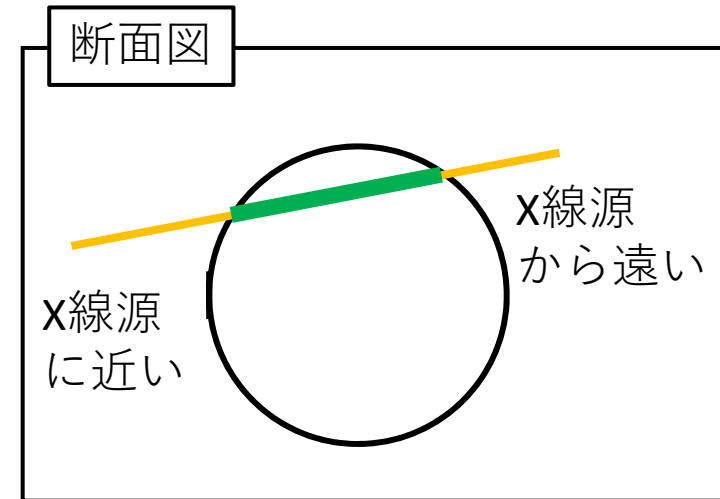
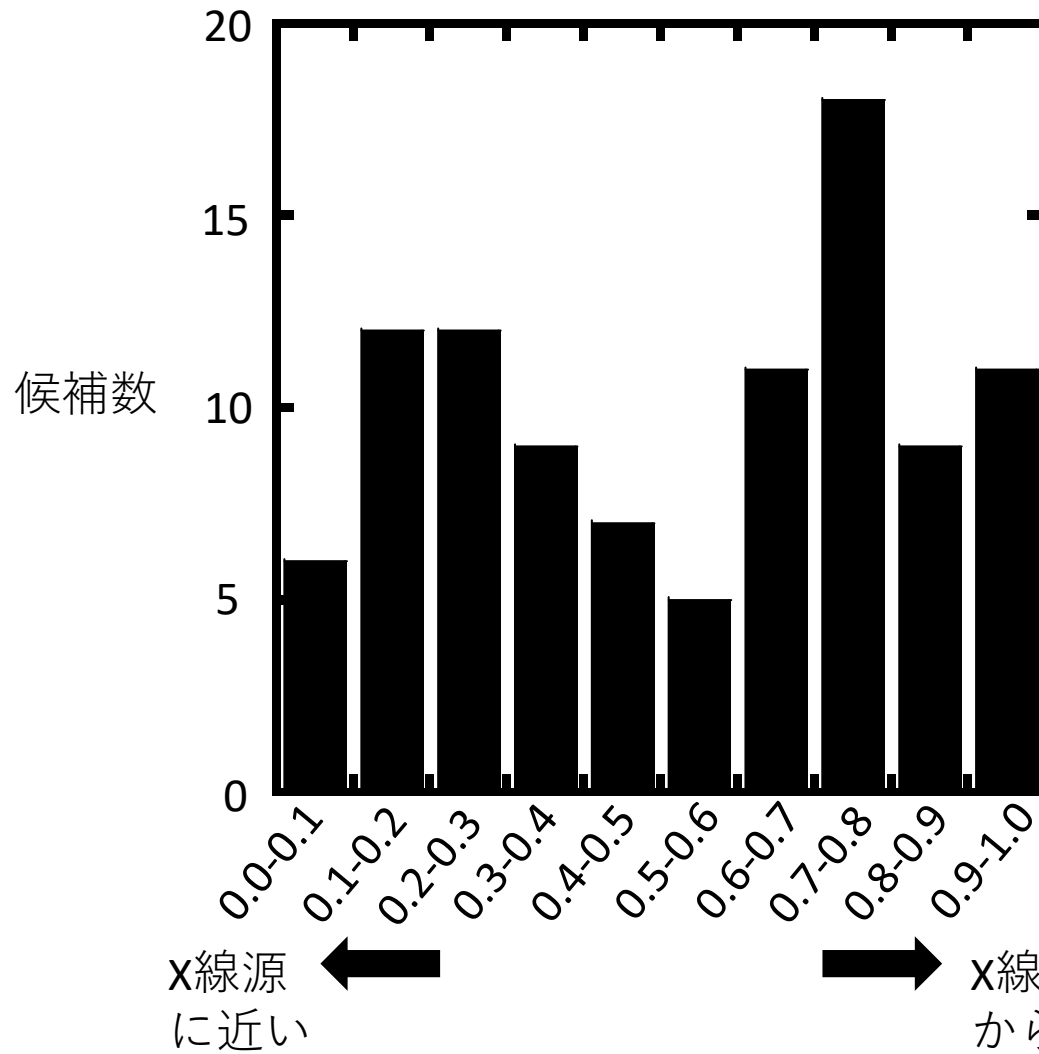
第一候補

第二候補



第二候補は逆方向に先端が向いている例を採択

投影直線上におけるガイドワイヤの存在確率



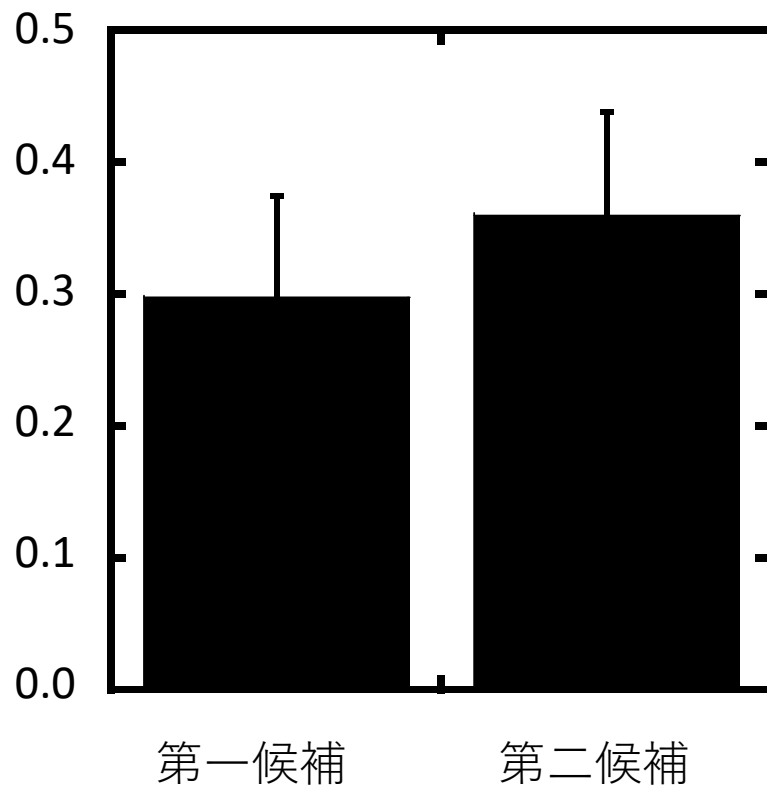
形状候補が、2か所に集まっていることを示している



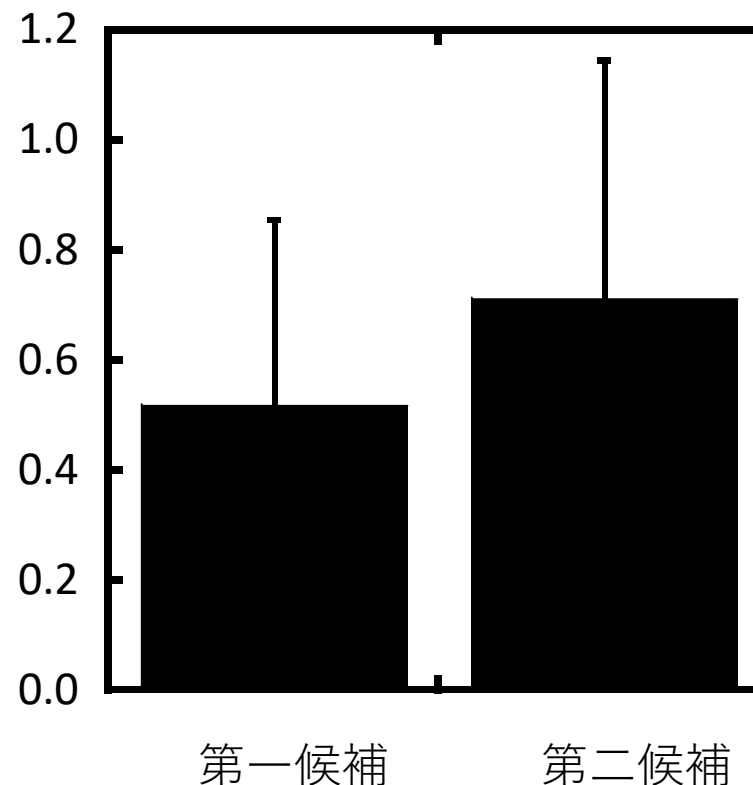
画像から、一つの形状になっていると思ってしまうことは危険であることを示している

全体形状と先端位置の推定精度

ハウスドルフ距離
(形状全体の精度)



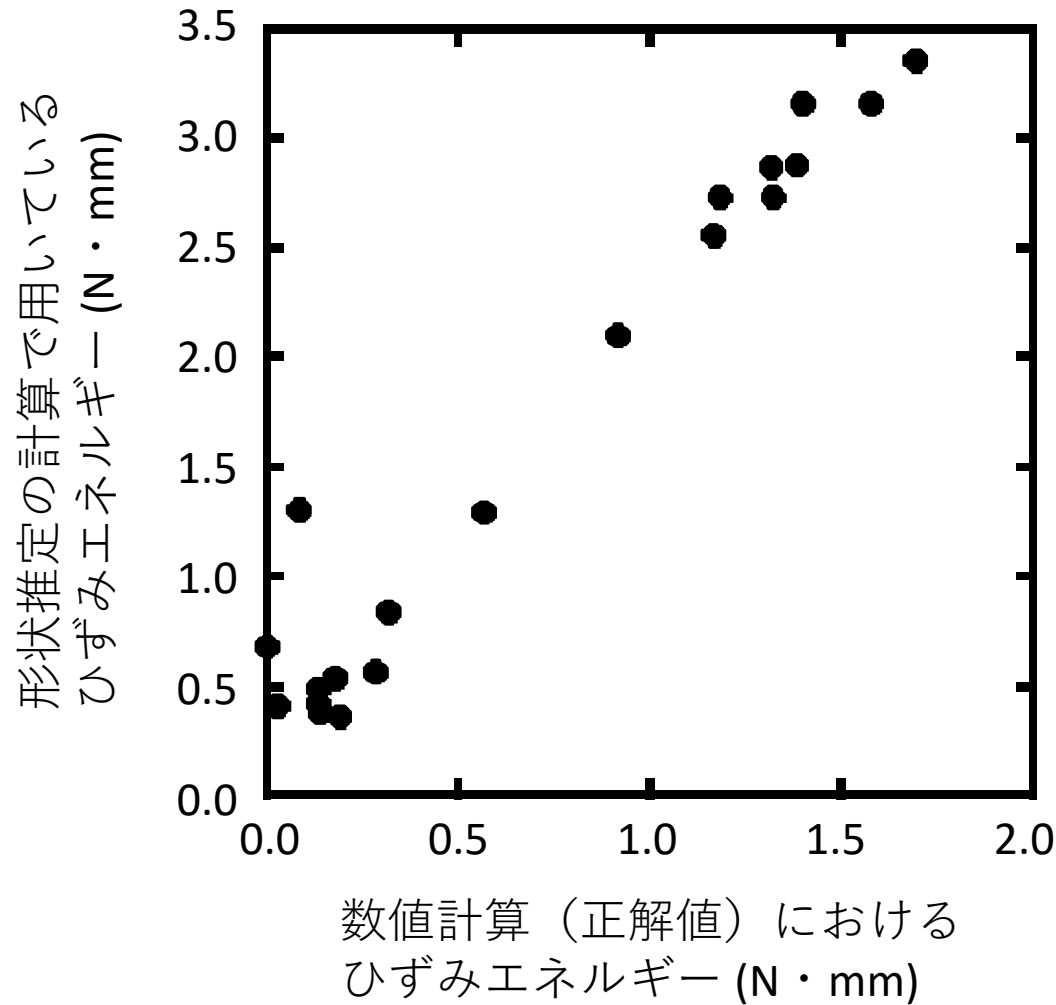
先端位置の精度



先行技術と比べると，全体形状で約1/18，先端位置で1/2程度の誤差

参考：ガイドワイヤーの直径は約0.3 mm

推定されたひずみエネルギー



おおよそ線形の関係が得られているが、両者の範囲にずれが存在している

補正方法については、今後の課題

形状推定までの詳細

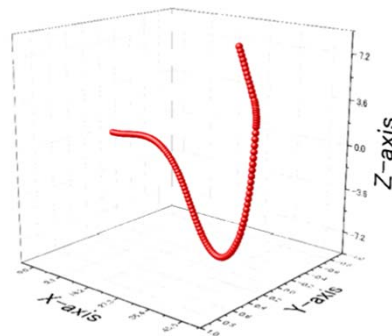
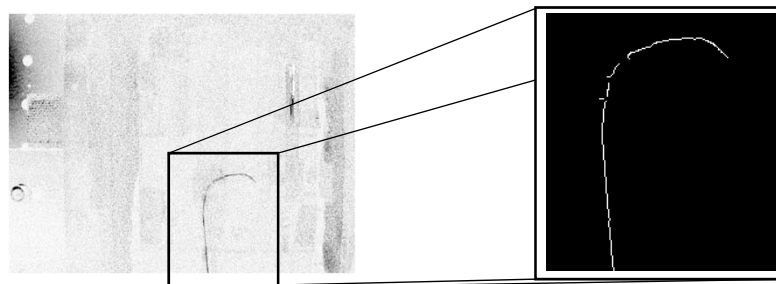
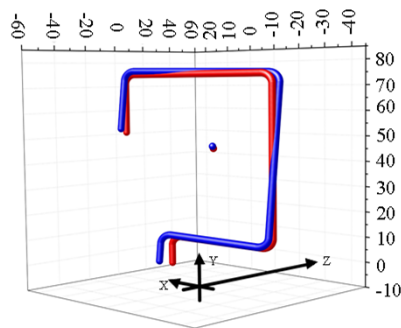
血管モデルの
2D/3Dレジストレーション



デバイスのトラッキング



デバイスの形状推定



論文を参考に自作した（発表済み）

形状推定までの詳細

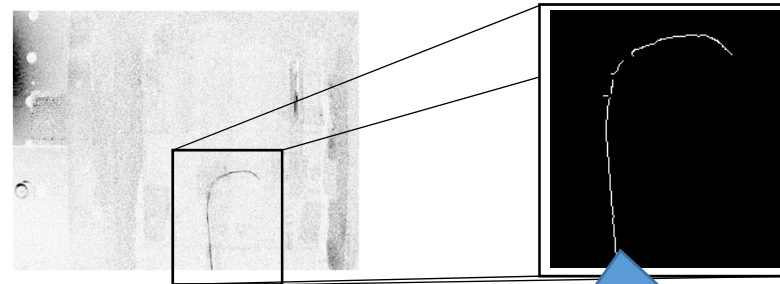
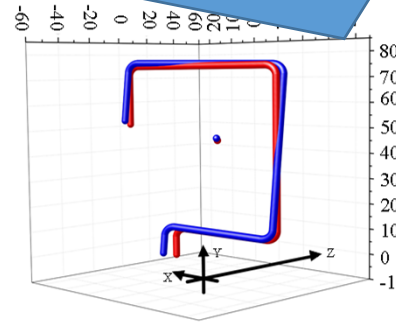
血管モデルの
2D/3Dレジストレーション



デバイスのトラッキング



デバイスの形状推定



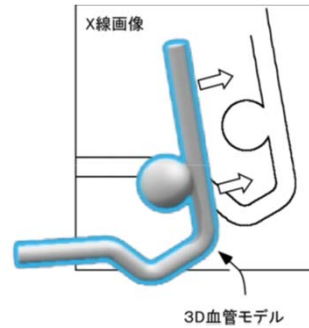
この技術が，形状推定精度に影響をおよぼすことが分かってきた。
（自作しているが，満足する出来ではない）

将来像

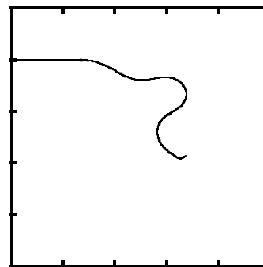
近い未来

提案手法
の
機能強化

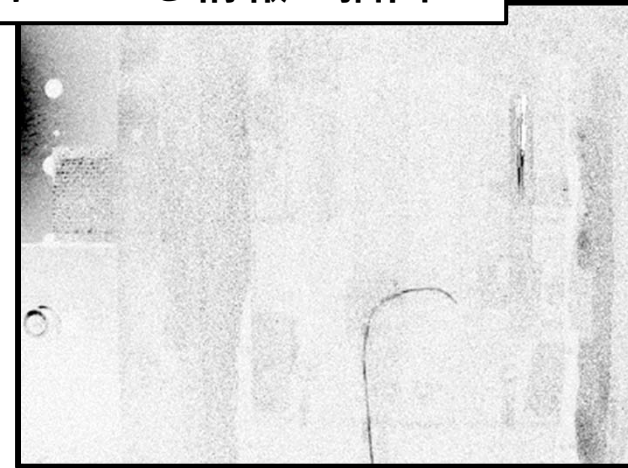
形状推定プログラム



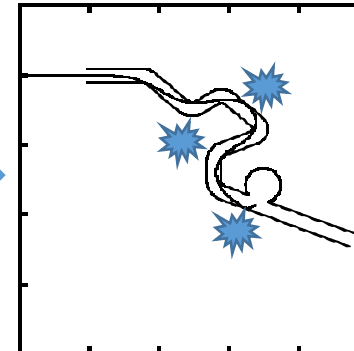
3次元形状の推定
(ひずみエネルギー)



手術中に使っている画像に
埋もれている情報の抽出



接触力の分布など



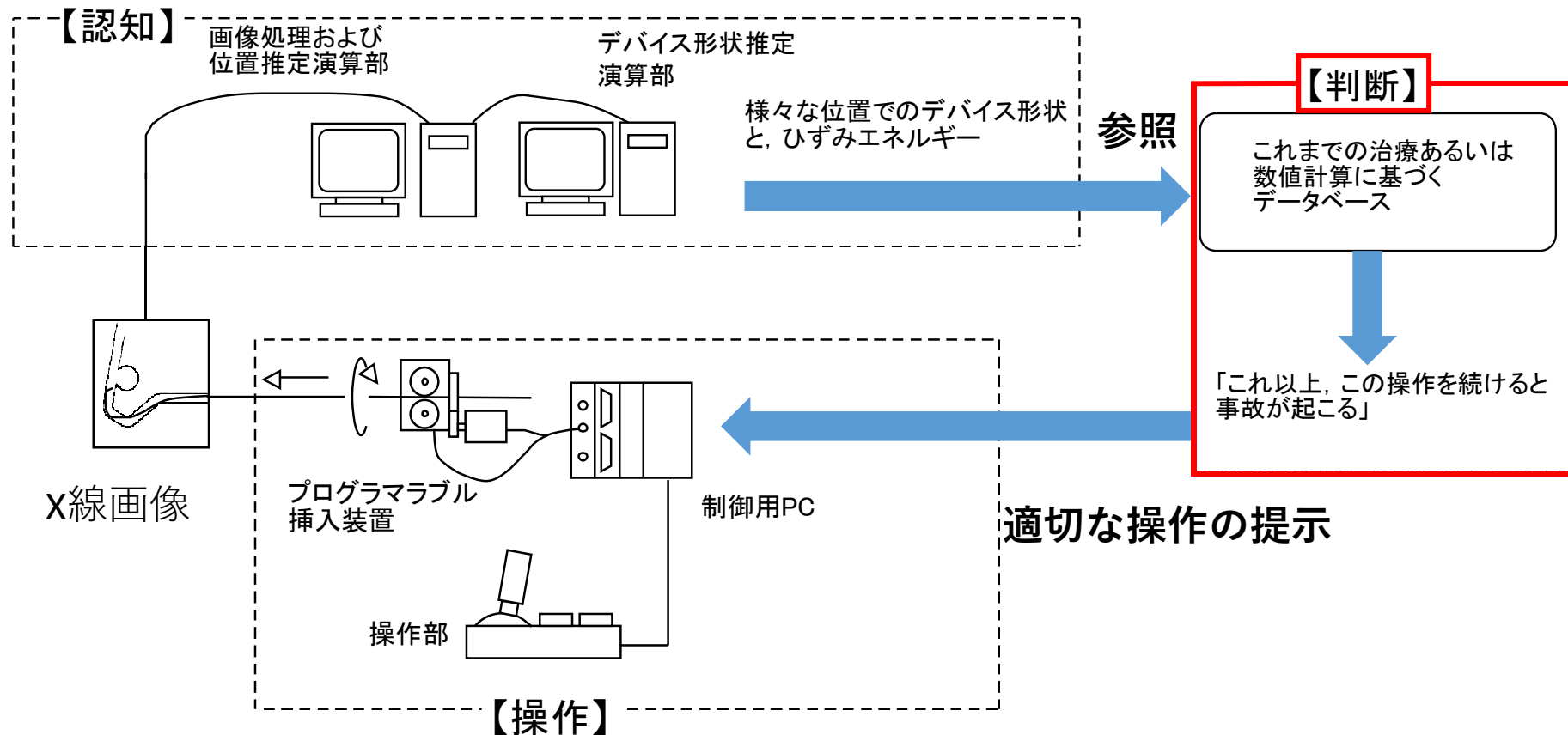
数値計算
の併用

将来像

中長期の未来

手術中の画像から情報を集めて
最適な操作方法の提示へ

→ 認知だけではなく判断もできるように**機能拡張**



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

番号： 特願2020-090902

出願人： 山口大学

発明者： 森 浩二

〒756-8611
山口県宇部市常盤台2-16-1

国立大学法人 山口大学
大学研究推進機構

E-mail: yuic@yamaguchi-u.ac.jp
TEL 0836-85-9961, FAX 0836-85-9962
