

肝臓外科手術ナビゲーションのための CT 画像と超音波画像における門脈の対応付け

Correspondence of portal vein in CT and ultrasound images for liver surgery navigation

○細島慎友*, 張山昌論*, 下田貢**

○Noritomo Hosojima*, Masanori Hariyama*, Mitsugi Shimoda**

*東北大学, **東京医科大学

*Tohoku University, **Tokyo Medical University

キーワード： 外科手術支援 (surgical support), 医療情報システム (medical information system), グラフマッチング (graph matching)

連絡先： 〒 980-8579 宮城県仙台市青葉区荒巻字青葉 6-3-09
東北大学 大学院情報科学研究科 張山研究室

細島慎友, Tel.: 022-795-7155 E-mail: noritomo.hosojima.p4@dc.tohoku.ac.jp

1. はじめに

肝臓は血管構造が複雑であり、肝臓外科手術の際には慎重に切除することが求められる。肝臓内部は静脈や動脈、門脈といった様々な血管が複雑に入り組んでいる。手術の際にはこれらの血管を切り分け、慎重に切除を行う必要があり、非常に難しい手術となっている。そのため、手術前に CT 画像を元にした術前プランニングと手術中に超音波画像によって切除する部位をナビゲーションするような術中ナビゲーションが大切になってきている。

手術前のプランニングとして、CT 検査から取得した 3 次元画像が得られる。この 3 次元画像を元に、血管・腫瘍の位置の確認・切除領域の推定を行う。これによって、手術前に切除領域を決定する。¹⁾ 手術中は超音波から取得した 2 次元画像が得られ、医者は超音波画像に映る

肝臓内部を確認し、CT 画像との対応付けをしながら手術を進めていく。ここで 2 枚の画像の対応付けが難しいため、手術時間の増大やプランニング通りに切除することができないなどの問題がある。²⁾

そこで、本研究では術前の CT 画像と術中の超音波画像の血管構造の対応付けの自動化を行い、切除領域のナビゲーションを行うシステムの開発をする。これによって、手術時間の減少や医者への負荷・ミスの軽減、さらには患者の安全性を高めることを目指す。

2. グラフ構造に基づく血管マッチング

CT 画像と超音波画像に映る血管構造を対応付けるために、血管画像をグラフ構造に変換してからマッチングを行う。

2.1 血管のグラフ構造化

血管画像をグラフ構造に変換することについて説明する。グラフ構造に変換する理由として、画像を単純化するためである。本システムでは実際の手術時間でのマッチングをしなければならないので、できるだけ素早い処理時間でのマッチングが求められる。よって画像をグラフ構造に変換することで、マッチングの処理時間を軽減することができる。

具体的な変換方法を説明する。肝臓内の血管の1つである門脈をグラフ化する。門脈の3次元CT画像 (Fig. 1) を血管の枝の画素数を1にした細線化画像 (Fig. 2) に変換する。何かしらのグラフの重み情報を取り出し、細線化画像からグラフ構造に変換する。実際に門脈の3次元CT画像をグラフ構造に変換したものを Fig. 3 に示す

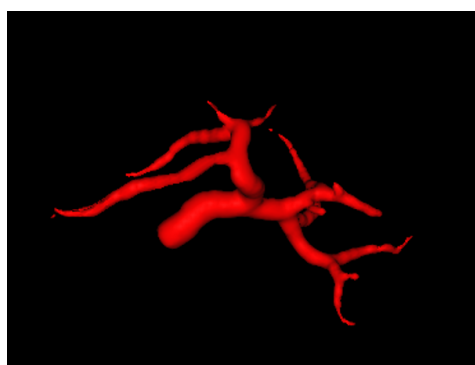


Fig. 1 門脈の3次元CT画像

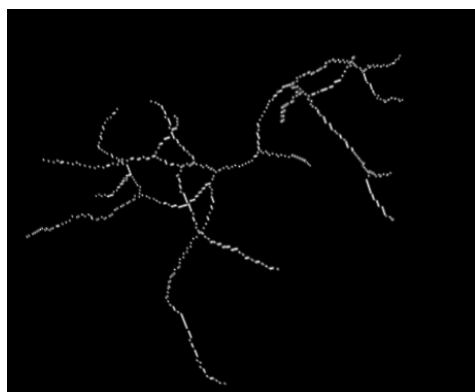


Fig. 2 門脈の細線化画像

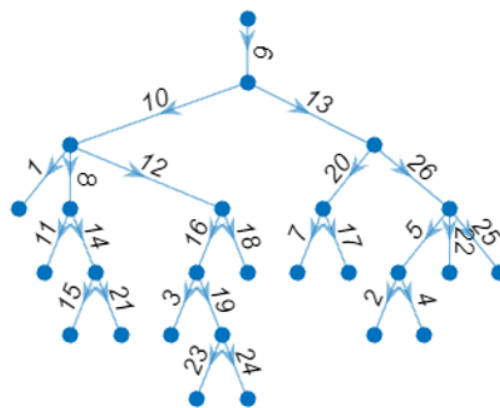


Fig. 3 門脈のグラフ構造

グラフの重みとして使用する情報は太さ情報と角度情報がある。この文章以降で、枝とは血管が分岐するまでの1本の短い血管のことを指す。太さ情報は枝単位で Fig. 1 に示すような3次元CT画像から抽出している。太さ情報の特徴は、2~10mm程度の太さを持っていて、根元から末端に行くにつれて値が小さくなっている。角度は Fig. 2 に示すような細線化画像から親子の枝のなす角度として抽出している。角度情報の特徴は、枝によってばらばらで規則性がないことである。また、角度は親と子供のなす角度を求めているので、根元の角度は求めることが出来ない。そのため根元の重みは0に設定している。

続いて、本システムの方針である。術前と術中でそれぞれ得られた画像をグラフに変換する。ここで、CT画像は全体グラフ、超音波画像は部分グラフと命名する。超音波画像に映る血管はCT画像に映る血管の一部であると考えられるので、部分グラフとしている。そして、得られた2つのグラフを重み情報などから対応付けて、どの部分にあたるのかをプログラムによって求める。最終的に、CT画像内に超音波に映っていた血管の対応箇所がわかるように可視化できるようにする。現在取り組んでいる部分は、2つのグラフを対応付ける部分である。

2.2 マッチングプログラム

2つのグラフを対応付けるマッチングプログラムについて説明する。プログラムの内容として、全体・部分グラフが与えられたとき、部分グラフが全体グラフのどの部分にあたるのか求めるプログラムである。このプログラムの前提条件として、部分グラフは全体グラフの一部であることである。

本プログラムのアルゴリズムは、全体グラフから部分グラフと同じグラフ構造を探し、重みによって評価して正解を見つけることである。アルゴリズムの具体的な流れについて以下で説明する。

1) 根元を選定する

部分グラフの根元の候補を全体グラフから探す。太さの値が20%の誤差以内に当てはまる枝を選択するように設定している。

2) 選定した根元以降について、部分グラフと同じ構造のグラフを候補とする

根元の候補に対して、部分グラフと同じ構造をしたグラフを全て探索し、候補とする。

3) 候補と部分グラフの類似度を重み情報を使用した評価関数により評価し、最適なグラフを1つ決定する

探した候補と部分グラフの類似度を太さや角度情報から評価関数を用いて求め、最適なグラフを1つ決定する。

グラフの類似度を評価する評価関数について説明する。評価関数は太さと角度を使用した3種類の評価関数が考えられる。評価関数1は太さのみで評価を行う。具体的な評価値の計算は

$$(\text{評価値}) = \sum_{\text{枝数}} |(\text{部分グラフの太さの値}) - (\text{全体グラフの太さの値})| \quad (1)$$

で求める。この計算式は、重み情報の差の絶対値を全て足し合わせていることを意味する。評

価関数2は角度のみで評価を行う。具体的な評価値の計算は

$$(\text{評価値}) = \sum_{\text{根元を除く枝数}} |(\text{部分グラフの角度の値}) - (\text{全体グラフの角度の値})| \quad (2)$$

で求める。求め方としては太さのみの計算式と類似している。しかし、角度では根元の評価を行わない。なぜなら角度は枝の親と子供のなす角度としているので根元は求めることが出来ないからだ。評価関数3は、太さと角度で複合的に評価を行う。具体的な評価値の算出方法は、評価関数1,2で求めた角度と太さの評価値を用いて、

$$(\text{評価値}) = \sqrt{(\text{角度の評価値}) * (\text{太さの評価値})} \quad (3)$$

で求める。2つの評価値の幾何平均をとっている。これは太さと角度の評価値のバランスが取れている候補を出力にするためである。これにより、片方の評価値が極端に悪い場合に最終的な出力から除外することができる。以上の3種類が評価関数として考えられる。求めた評価値が最も小さいグラフを最適なグラフとする。

3. 評価

作成したマッチングプログラムの実行時間やマッチング成功率を評価する。

3.1 テストプログラム

マッチングプログラムの精度や計算時間を評価するためのテストプログラムを作成した。プログラムの動作は、全体グラフから部分グラフを抜き出して、グラフの重みや構造を変化させたグラフを作成する。変化した部分グラフと全体グラフのマッチングを行い、そのマッチングの結果を出力する。

使用するデータは共同研究先の東京医科大学より提供された患者1名の門脈の3次元CT画像から生成した血管グラフを使用する。使用する血管グラフの太さのグラフをFig. 4、角度の

グラフを Fig. 5 に示す. また, 実行環境は以下の通りである.

OS: Windows 10 Home

CPU: AMD Ryzen 7 5700U

メモリ: 16.0 GB

実装言語: MATLAB R2022b, ImageJ

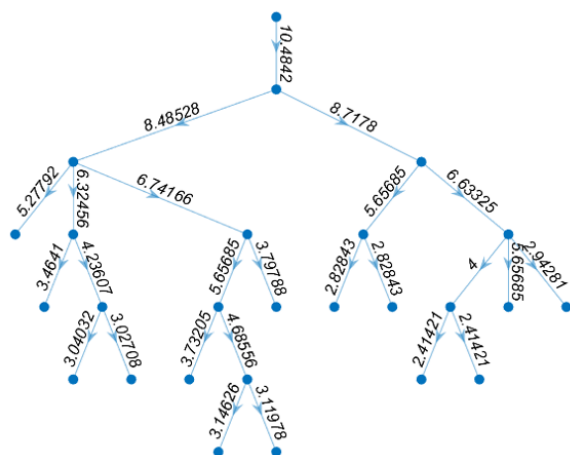


Fig. 4 テストで使用する太さの血管グラフ

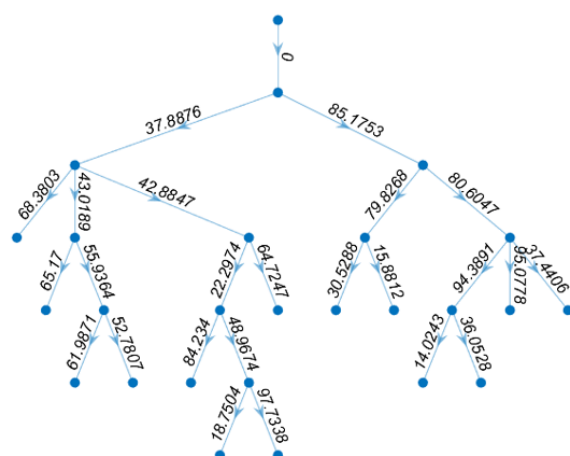


Fig. 5 テストで使用する角度の血管グラフ

3.2 テストプログラムの条件・出力

テストプログラムの部分グラフの変化条件や出力する変数, 結果の種類について説明する. まず, テストプログラムの条件について説明する. 部分グラフの変化処理は2つある. 1つ目

は部分グラフのすべての枝の太さを0.8~1.2倍する. 2つ目は部分グラフのすべての枝の角度を-25~25度加算する.

テストプログラムは500回繰り返し行い, 結果を求め, その出力結果の平均をとる. 出力は計算時間, マッチング成功率, 根元一致率である. 計算時間はマッチング1回にかかった時間の平均のことである. マッチング成功率は出力と正解のグラフが完全に一致した割合のことである. 根元一致率は出力と正解との根元の枝の一致した割合である. 根元の一一致率を求める理由として, 実際の手術において部分グラフの根元を元に手術を行うからである.

求める結果の種類について説明する. まず, 先ほど説明したように評価関数が3つ存在するので, それぞれで実行結果を求める. また, 部分グラフの枝数を3~7本に固定して, 実行結果を求める. 具体例として, 枝数が3本のグラフを Fig. 6 に示し, 7本のグラフを Fig. 7 に示す. このように分けて結果を求める理由として, 評価関数・枝の数によって結果に差異が生まれるのか確認するためである.

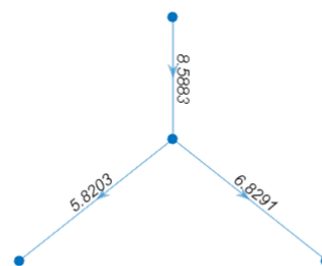


Fig. 6 枝数3本のグラフ

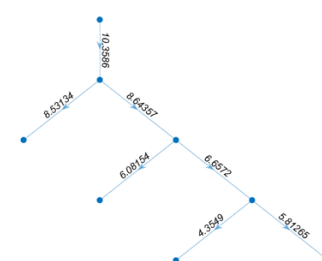


Fig. 7 枝数7本のグラフ

3.3 評価結果

テストプログラムを先ほど述べた部分グラフの変化条件で500回繰り返し行ったときの評価結果について、計算時間をFig. 8、マッチング成功率をFig. 9、根元一致率をFig. 10に示す。グラフの見方について説明する。x軸が部分グラフの枝数を表しており、y軸が計算時間と割合を表している。紫の折れ線グラフが太さのみの評価、青の折れ線グラフが角度のみの評価、オレンジの折れ線グラフが太さ+角度での評価した結果になる。

まず計算時間について結果を述べる。(Fig. 8)部分グラフの枝数が増えることで、計算時間が増加している。また、1回あたりの計算時間は大きくて0.013秒ほどであった。次にマッチング成功率について結果を述べる。(Fig. 9)太さ+角度で評価した結果が他の2つの評価方法より約10%ほど成功率が高かった。また、枝数が5本以上のとき、成功率は80%前後であった。最後に根元一致率について結果を述べる。(Fig. 10)枝数が6本以上の時、成功率は90%程度であった。枝数が少ない時は太さ+角度で評価した結果が他の2つの評価方法よりも高い成功率が得られた。

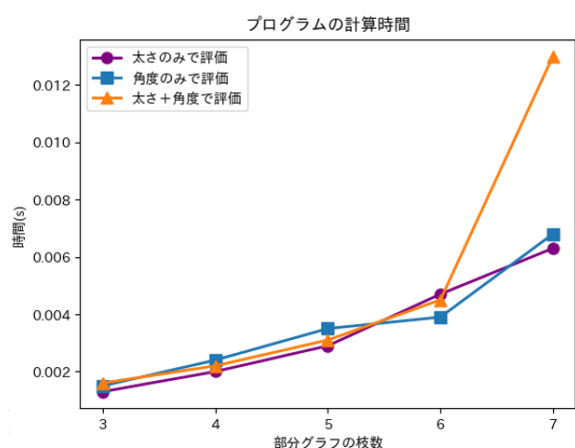


Fig. 8 プログラムの1回あたりの平均計算時間

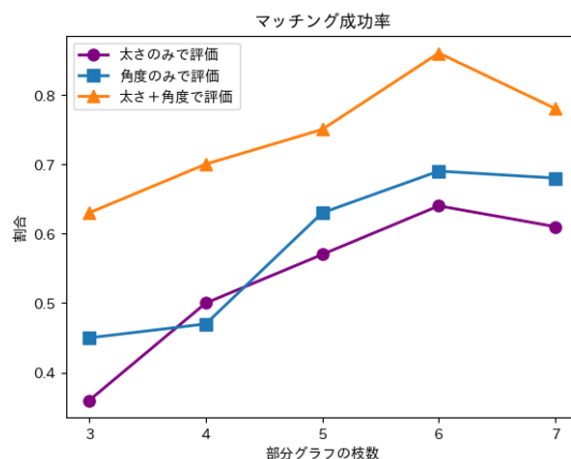


Fig. 9 マッチング成功率

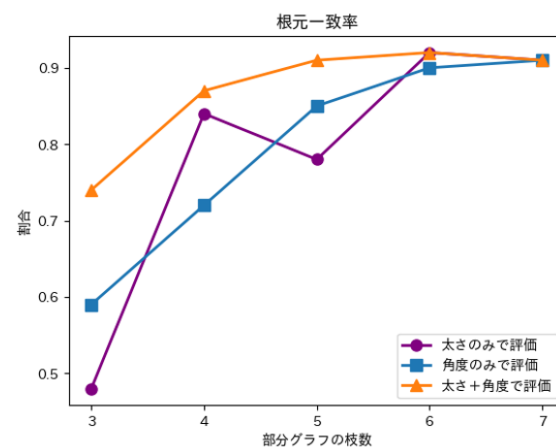


Fig. 10 根元一致率

3.4 考察

計算時間は0.01秒ほどであり、手術中に使用しても問題ない実行時間であると考えられる。

複合的に評価した方がマッチングの成功率は高かった。この要因として2つ考えられる。1つ目は情報量が増えるためである。複合的に評価することで単一で評価するよりも重みに関する情報量が2倍になっているため、マッチングが有利になっていると考えられる。2つ目は幾何平均で評価値を求めていることで、2つの評価値のバランスが良いものが選ばれる可能性が高いためである。2章で説明したように幾何平均によって片方の評価値が極端に悪い候補を排除できていると考えられる。

4. おわりに

本研究ではグラフ構造に基づき、血管を対応付けるマッチングプログラムを作成した。部分グラフの枝数が3～7本の場合、単一な評価関数ではなく太さ+角度を用いた複合的な評価関数を用いた方が高いマッチング成功率が得られた。

今後の方針として、他の患者のデータでも同様な特徴を持つ結果が得られるのか確かめる。その結果、複合的な評価が有効であることが分かれば、マッチングに使用できる新たな情報を探し、マッチングプログラムを改良することで成功率を上昇させたいと考えている。

参考文献

- 1) 来栖弘美, 張山昌論, 下田貢, "静脈を考慮した肝臓切除領域の最適推定", 1C1-5, 第66回自動制御連合講演会.
- 2) 西田統尊, 張山昌論, 下田貢, "手術ナビゲーションのための超音波画像からの3次元再構成", 2F3-6, 第66回自動制御連合講演会.