

筑波大学 情報学群 情報メディア創成学類

卒業研究論文

手術支援を目的とした 3D プリント用
簡易臓器モデル生成システム

宮本恵未

指導教員 三谷純 金森由博

2016年 1月

概要

肝臓の手術前検証の際に腫瘍や血管の位置を把握するため、透過樹脂を材料として 3D プリンタで出力された肝臓模型が使用されている。この模型は材料コストが高く、内部構造の視認性が低い。そこで肝臓表面を数本のフレームで表現した簡易臓器モデルが考案された。本研究の目的はこの簡易臓器モデルを短時間で制作できるシステムの構築である。ユーザーが肝臓表面にフレームを配置する機能と出力形状に関する条件を満たしているか判定する機能を実装することで、簡単に簡易臓器モデルを生成できるシステムの実現を目指した。フレームを配置する手法は大きく分けて二通りある。対話的にフレームを配置する手法と既存のフレームを自動的に入力肝臓形状に合わせて変形・配置する手法である。前者は数人の被験者を対象に評価実験を行い、既存の 3D 編集ソフトよりも短時間で簡易臓器モデルを制作できた。後者は生成されたフレームの微調整が必要であり、改善が求められる。提案システムで制作した簡易臓器模型は実際の手術前検証で使用されている。

目次

第1章	はじめに	4
第2章	関連研究	5
2.1	3D プリントを用いた医療分野の研究	5
2.2	3D プリントのコスト削減に関する研究	5
2.3	自動的なワイヤーフレームの配置に関する研究	5
第3章	提案手法	8
3.1	提案システムの入力と簡易臓器モデル生成の流れ	8
3.2	前処理	9
3.2.1	データ構造	9
3.2.2	メッシュ削減モデル	11
3.2.3	モデルの分割	11
3.3	手動でのフレーム配置	12
3.4	芯線からのフレーム生成	15
3.5	フレームの変形操作	18
3.5.1	平滑化	18
3.5.2	移動	18
3.5.3	芯線のスナップ機能	19
3.6	自動でのフレーム配置	20
3.6.1	重心座標への変換	21
3.6.2	球状パラメーター化	21
3.6.3	対応点の局所的な位置合わせ	23
3.6.4	入力肝臓モデルへの芯線の移動	24
3.7	出力モデル形状の条件判定処理	24
3.7.1	血管保護の判定	25
3.7.2	一体形成の判定	26
3.7.3	交差判定の高速化	27
3.7.4	手動での連結柱の付与	27
第4章	結果	29
4.1	提案手法を用いた簡易臓器モデルの生成	29
4.1.1	手動生成によって作成したフレームモデル	29
4.1.2	手動生成におけるシステムの被験者実験	29
4.2	自動生成によって制作したフレームモデル	33
第5章	結論と今後の課題	36
5.1	結論	36
5.2	今後の課題	36
	謝辞	37
	参考文献	38
	付録	40

目次

図 1.1 透過樹脂を用いた肝臓モデルとフレーム構造の肝臓モデルの比較図	4
図 2.1 コスト削減処理が行われ、3D プリンタで出力されたモデルの例	6
図 2.2 メッシュの特徴形状から抽出されたワイヤーフレームの例	7
図 2.3 複数の領域分割手法で展開されたメッシュ	7
図 3.1 提案システムの操作画面	8
図 3.1.1 入力される肝臓モデルの例	9
図 3.1.2 提案システムで簡易臓器モデルを生成する流れの説明図	10
図 3.1.3 ハーフエッジ構造の概念図	11
図 3.2.1 メッシュ削減を行った肝臓モデルの例	11
図 3.2.2 複数の腫瘍を含む肝臓のフレームモデル	12
図 3.3.13 つの機能で生成したフレームの例	13
図 3.3.2 マウスの軌跡を芯線とする機能の説明図	14
図 3.3.3 輪郭抽出の説明図	14
図 3.3.4 geodesic shortest path の説明図	15
図 3.3.5 geodesic shortest path の提案システムにおける実行結果	15
図 3.4.1 芯線からフレーム生成をする際の説明図	16
図 3.4.2 図 3.4.1 を二次元的に表した図	17
図 3.5.1 芯線に平滑化を行った図	18
図 3.5.2 芯線移動の説明図	18
図 3.5.3 提案システムで芯線移動を行っている様子	19
図 3.5.4 芯線のスナップ機能の有無を比較した図	19
図 3.6.1 自動生成の流れ	20
図 3.6.2 重心座標系の説明図	21
図 3.6.3 球状パラメーター化の流れ	23
図 3.6.4 局所的な位置合わせ手法の式(3.1.3)を説明した図	24
図 3.7.1 血管保護の判定の説明図	25
図 3.7.2 提案システムにおける凸包生成の様子	26
図 3.7.3 連結柱を付与したモデル	26
図 3.7.4 一体形成判定の説明図	27
図 3.7.5 Bounding Volume Hierarchy の木構造の説明図と Axis-Aligned Bounding Box を構築した図	27
図 3.7.6 不適当な連結柱の例	28
表 4.1.1 被験者実験データ	29
図 4.1.1 既存の 3D 編集ソフトを用いて制作したフレームモデル	31
図 4.1.2 提案システムの手動生成手法を用いて制作したフレームモデル	31
図 4.1.3 被験者実験で使用した肝臓モデル	32
図 4.1.4 被験者実験で制作した肝臓モデル	32
図 4.2.1 自動生成の出力結果 1	33

図 4.2.2 自動生成の出力結果 2	33
図 4.2.3 処理時間とフレームの精度の比較結果 1	34
図 4.2.4 処理時間とフレームの精度の比較結果 2	35

第1章 はじめに

肝臓の手術において、血管の走査や腫瘍の位置を把握することが重要である。そのため、現在では透過樹脂を用いた肝臓の3Dプリントが活用されている。肝臓を透過樹脂、内部の血管や腫瘍を不透過樹脂で出力することで肝臓内部の構造を立体的に把握することができる。しかし、透過樹脂は材料コストが高いことや光の屈折によって視認性が低いという問題がある。3Dプリントのコスト削減を目的とした研究としては文献[3, 4]が挙げられるが、このような研究では物体の内部構造の視認性には着目しておらず、今回のような肝臓のモデルに適用することはできない。その解決策として考案されたのが図1.1の右図のような肝臓の表面を数本のフレームとして出力する簡易臓器モデルである[1]。肝臓表面をフレームで表現することで肝臓内部を空洞にすることができ、大幅なコスト低減と視認性の向上が期待できる。このフレームモデルは一般の3Dモデリングソフトを用いて作成することもできるが、熟練したユーザーでないと扱いが難しく作成に多大な時間を要する。そこで、本研究では患者の3D肝臓モデルデータから短時間で簡単にフレーム構造の簡易肝臓モデルが出力できるシステムの構築を目的とする。システムには肝臓表面にフレームを配置する機能と生成したモデルが出力に際する条件を満たしているかどうか、自動的に判定する機能を実装した。これらの機能によってユーザーがフレームモデルを生成する際の負担を減らし、実際の術前検証に用いることができるフレームモデルを短時間で生成するシステムの構築を実現した。

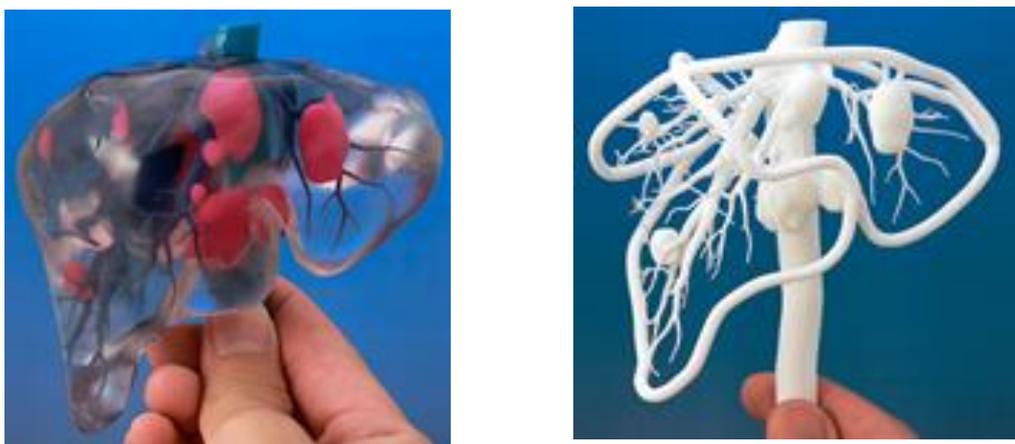


図 1.1: 3D プリンタで出力された二つの肝臓模型の比較図。(左)肝臓は透過樹脂、血管と腫瘍は不透過樹脂を使っている。(右)肝臓表面をフレーム構造で表現し、不透過樹脂のみを用いて出力されている。

第2章 関連研究

本章では本研究に関連する既存研究を紹介する。3D プリントを用いた医学系の研究、3D プリントのコスト削減に関する研究、自動的なワイヤーフレームの配置に関する研究を紹介する。

2.1 3D プリントを用いた医療分野の研究

3D プリントは 1980 年代頃から開発が始まり、機械の部品制作や芸術作品など幅広い分野で活躍している。現在は医療分野でも様々な用途で導入が開始されているが、未だ一般的であるとは言い難い。岡本らは膝関節の軟骨の変形が膝骨格系の運動にどのような影響をもたらすかを調べるために開発した膝筋骨格系ロボットの骨モデルを 3D プリントで造形しており[2]、この研究における 3D プリントの利用は医療分野での 3D プリントの活用促進に貢献している。本システムで生成したフレームモデルは 3D プリントによって造形され、手術支援に使用されるため同様の効果が期待できる。

2.2 3D プリントのコスト削減に関する研究

3D プリントにおけるコスト削減の手法としては Stava らの研究[3]や Wang らの研究[4]がある。Stava らは入力モデルの構造解析を行い、モデル内部の空洞化と支柱の追加によって材料コストの削減を図っている。図 2.1 の左図は Stava らの手法でコスト削減され、外部に支柱が追加された模型である。Wang らはこの研究をより発展させ、モデル内部をメッシュ構造にし、その密度を部位によって変化させることでモデルの重心位置を操作し、Stava らの手法で必要な支柱の追加を省いている。図 2.1 の右図は Wang らの手法によってコスト削減された模型である。模型表面の半分を取り除き内部のメッシュ構造露出させている。これらの研究は自動的にフレームの形状を最適化することでコスト削減を行った非常に有効な手法である。しかし、本研究ではコスト削減だけでなく、肝臓内部の視認性の向上を目的としているため、コスト削減のみを行うこれらの手法を用いることはできない。提案システムでは肝臓表面を数本のフレームで表現することで内部構造の視認性の向上とコスト削減を同時に実現している。

2.3 自動的なワイヤーフレームの配置に関する研究

自動的に入力形状の表面へワイヤーフレームを配置する手法としては Goes ら[5]が提案したものがあある。これは入力形状をパーツに分解し、パーツごとに形成した外骨格をワイヤーフレームとする方法である。この手法は自動的にワイヤーフレームを抽出することができるが、本研究は肝臓へのフレーム配置を目的としており、図 2.2 で使用されているモデルにくらべて丸みをおびた形状である。そのため配置されたワイヤーフレームが肝臓の外形把握に最適であるとはいえない。Hormann ら[6]はメッシュのパーツ分解に関する手法をいくつか紹介している。図 2.3 は 5 つの手法で領域分割されたメッシュの展開図を示している。これらの手法もメッシュを分割する境界線をワイヤーフレームとすることはできるが、抽出されたワイヤーフレームは肝臓の外形把握に適切でユーザーの望む形状だという判断が非常に難しい。そこで提案システムでは対話的にフレームを配置する手法と既存のフレームモデルの形状を参照するという手法を用いている。

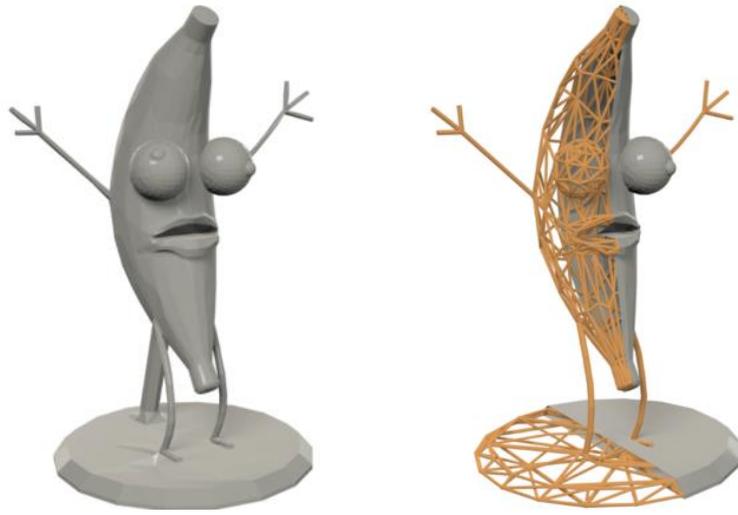


図 2.1: (左)Stava らの手法によってコスト削減されたモデル。モデルを支えるための支柱が追加されている。 画像出展:文献[3] (右)Wang の手法によってコスト削減されたモデル。表面を取り除いている。画像出展: 文献[4]

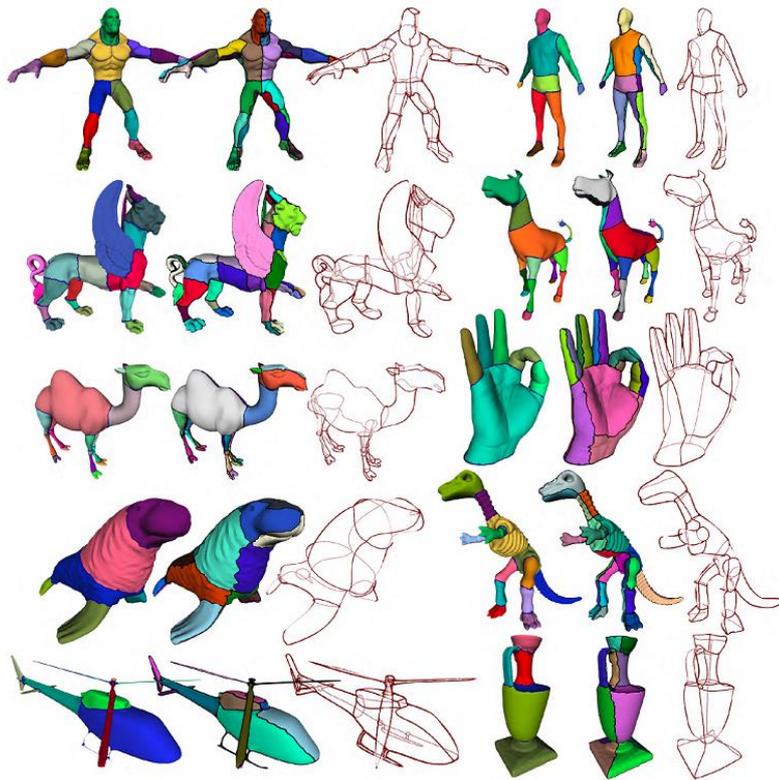


図 2.2: Goes らの手法で抽出されたワイヤーフレームの例 画像出展:文献[5]

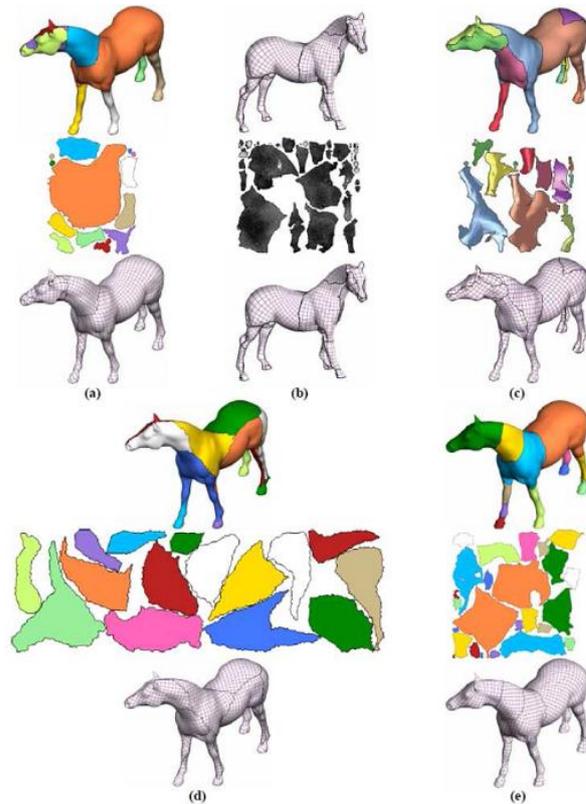


図 2.3: 複数の領域分割手法で展開されたメッシュ。画像出展:文献[6]

第3章 提案手法

本章ではフレーム構造の簡易臓器モデルを生成手法について述べる。はじめに大まかなフレームモデル生成の流れを説明し、次にフレーム生成の具体的な方法を述べる。図 3.1 は提案システムの操作画面である。

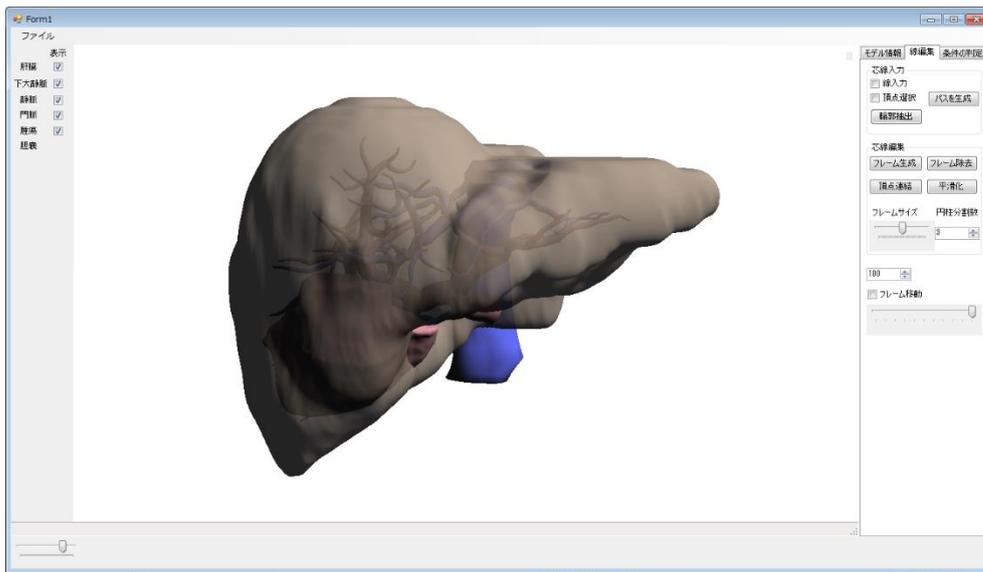


図 3.1 :提案システムの操作画面。表示された肝臓モデルは肝臓実質、下大静脈、静脈、門脈、腫瘍を含む。左のチェックボックスでモデルの表示切替えを行い、右のタブに表示された機能を用いてフレームモデルの生成を行う。

3.1 提案システムの入力と簡易臓器モデル生成の流れ

本システムで取り扱うデータは患者の CT スキャン画像群から 3 次元の幾何データに変換された STL ファイルであり、図 3.1.1 で示すような肝臓実質および静脈、門脈、腫瘍、および下大静脈の表面形状を含む。そして、フレーム構造を持つ肝臓模型の形状は以下の条件を満たす必要がある。

- ① おおよその肝臓の外形が把握できる
- ② 構造物が互いに連結され一体形成可能である
- ③ 血管構造がフレームによって保護される

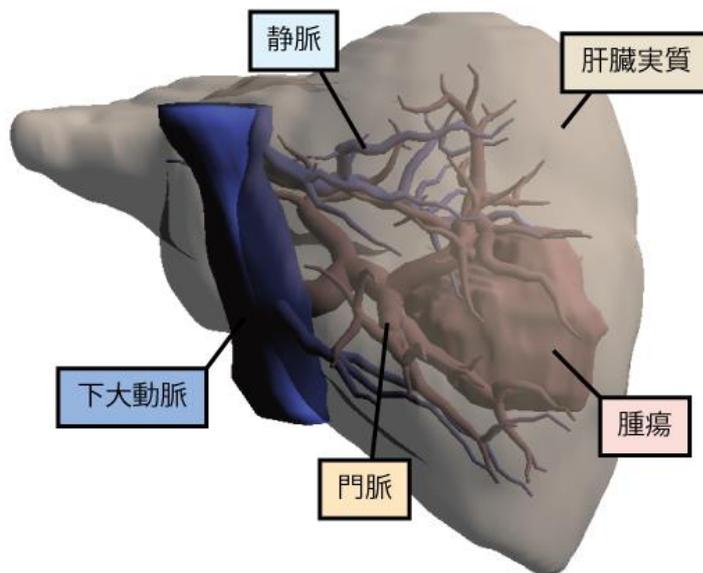


図 3.1.1:入力モデルに含まれる肝臓の部位とその名前を表した図である。
人によって肝臓の形状やそれぞれの部位の位置は異なる。

次に提案システムによって実際にフレームモデルを生成する流れを説明する。最初に肝臓実質など複数の STL ファイルを入力する。入力されたファイルは前処理を行い本システムに適したデータ構造に変換される。次に、フレームの芯線を 3.3 節で説明する手動生成や 3.6 節で説明する自動生成の手法によって複数配置する。配置した芯線に沿って円柱を生成し、フレームとする。フレームの配置が終了した後②、③の条件が満たされているかどうかを自動的に判定する。この判定手法は 3.7 節で紹介する。もし条件を満たしていなければ適切な修正をおこなう。最後に、得られた形状を 3D プリントするための STL ファイルを出力する。この過程を図 3.1.2 に示している。

3.2 前処理

3.2.1 データ構造

入力されるファイルは立体表面を構成する三角形群と各三角形の法線情報が記述された STL ファイルである。本システムではそのファイルから図 3.1.3 のようなハーフエッジ構造のデータを構築する。ハーフエッジ構造は頂点(vertex)、稜線(edge)、面(face)の他にハーフエッジ(halfedge)という要素を加えたもので、稜線を含む面に稜線の半分を割り当てている。このハーフエッジに隣接する面や頂点のポインタを持たせている。例えば図 3.1.3 のハーフエッジ h1 は v1, h2, h3, h4, f1 を参照するポインタを保持している。この参照関係は図 3.1.3 の点線の矢印で示している。ハーフエッジ構造を用いることで要素を効率的に参照することができるため、フレーム配置のために使用するアルゴリズムの構築に役立つ。

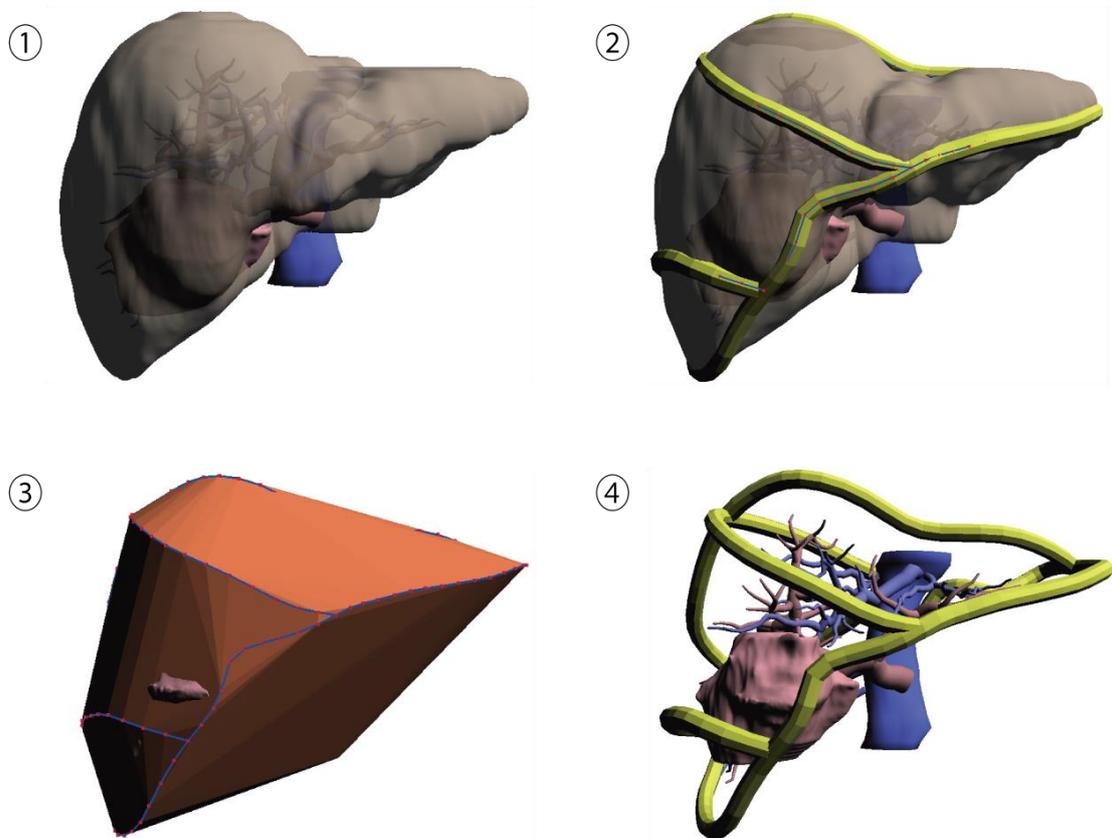


図 3.1.2: フレームモデルの生成の流れを表した図である。①最初に肝臓や静脈などの STL ファイルが入力され前処理が行われる。②3.3 節で説明する対話的な手動生成や 3.6 節で説明する自動生成の手法によってフレームを配置する。③フレームによって血管が保護されているか、一体形成がなされているかを既存のアルゴリズムを用いて判定する。③は凸包を生成することで血管の保護を判定している図である。④条件を満たしている場合、肝臓を除いた入力モデルとフレームモデルを STL ファイルとして出力する。

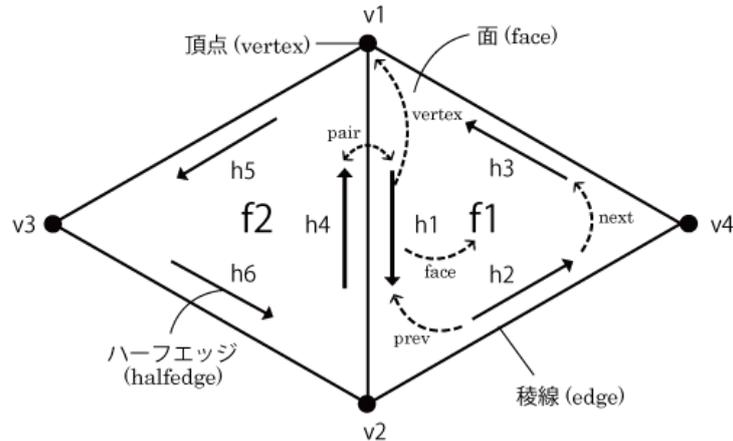


図 3.1.3: ハーフエッジ構造の概念図。面の頂点を反時計回りに辿るハーフエッジは h_1, h_2, h_3, \dots である。稜線の両側に割り当てられたハーフエッジはペアとされ、互いに参照することができる。

3.2.2 メッシュ削減モデル

入力された肝臓の三角形メッシュモデルはメッシュ数が数千～数万とデータ量が多い。特に肝臓実質のメッシュ数は7万以上の場合がある。スムーズなフレーム生成を行うため、肝臓実質のメッシュ数を減らしたモデルを生成する。画面に表示される肝臓はオリジナルのモデルだが、3章以降で説明するフレーム生成の処理においてはメッシュの削減を行ったモデルを用いる場合がある。メッシュを削減する手法としては Garland らによる手法 [7] を参考にした [8] のプログラムを組み込んでいる。図 3.2.1 に削減前と削減後の三角形メッシュモデルの比較図を示した。左のメッシュモデルはメッシュ数が 68,268 で、右はメッシュ数 3,412 (オリジナルの 5%) である。この時の処理時間は 0.443 秒であった。メッシュ数を削減したモデルを用いることで処理時間を短縮し、PC とユーザーへの負担を減らすことができるというメリットがある。

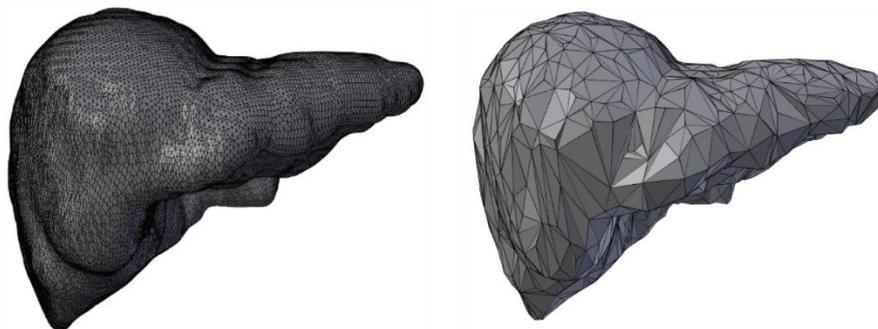


図 3.2.1: 左図は入力されたオリジナルの三角形メッシュモデルで、メッシュ数は 68,268 である。右図は 5% までメッシュを削減したモデルで、メッシュ数は 3,412 である。メッシュ削減モデルを用いることでスムーズな操作を行うことができる。

3.2.3 モデルの分割

入力された三角形メッシュモデルはそれぞれ肝臓 (肝臓実質)、下大動脈、静脈、などというように部位ごとに分かれている。そのため、1つのファイルに複数の要素が含まれている場合がある。例えば図 3.2.2 の赤く色づけされた腫瘍は複数あるがすべて 1

つのファイルに含まれる。STL ファイルは三角形メッシュとその法線のみが記述されているためそのままファイル読みをおこなうと1つの要素として認識される。これでは一体形成の判定を行う際独立した要素を正しく検出できないので、ファイルに含まれるモデルの分離処理を以下の手順で行う。入力モデルを M とし、 M に含まれる頂点を V とすると

1. ある1頂点 v_k に関して連結している頂点のリスト A をつくる。このリストに含まれる頂点は v_k と隣り合う頂点だけでなく、他の頂点を介して間接的に連結している頂点も含む。
2. V と A の数が異なる場合、複数のオブジェクトが含まれているので、 $B = V \setminus A$ とし、 V から A と B を分離し、新しいモデル M_A 、 M_B を生成する。

以上の処理を行うことでファイルに含まれる個々の物体を分離し、フレームの配置や条件の判定を正しく行うことができる。

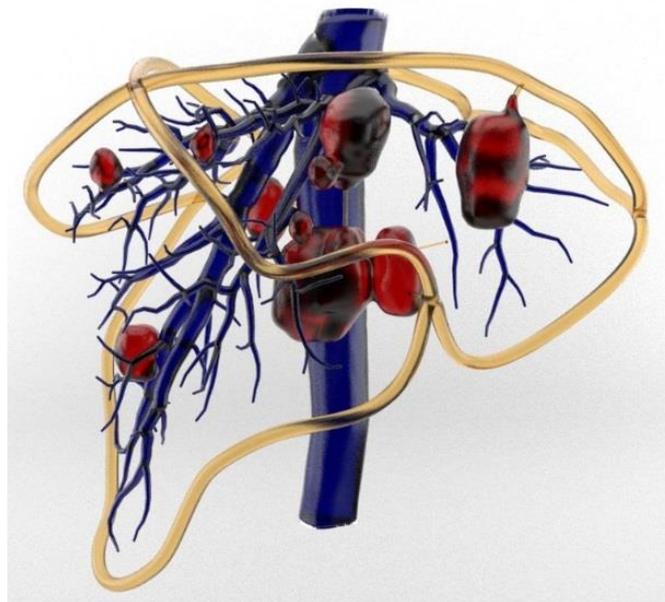


図 3.2.2: 複数の腫瘍を含む肝臓のフレーム模型

3.3 手動でのフレーム配置

本項では対話的な操作でフレームを配置するための機能とその実装方法を説明する。説明のために芯線という言葉を用いるが、この芯線とはフレームの軸を一本の折れ線で表現したものである。図 3.4.1, 図 3.4.2 の青い線がフレームの芯線である。

フレームを配置する上でユーザーの意図を反映しやすいのは、ユーザーがフレームの芯線に対話的に配置する方法である。そこで対話的なフレームの配置方法として以下の3つの機能を実装した。フレームの生成結果を図 3.3.1 に示す。

- ① 肝臓の表面上に、マウスカーソルの軌跡に基づいてフレームの芯線を配置する
- ② スクリーンに投影された肝臓モデルの輪郭を自動抽出し、フレームの芯線とする
- ③ 肝臓の表面上の複数点を指定し、その間の最短経路 (geodesic shortest path) をフレームの芯線とする

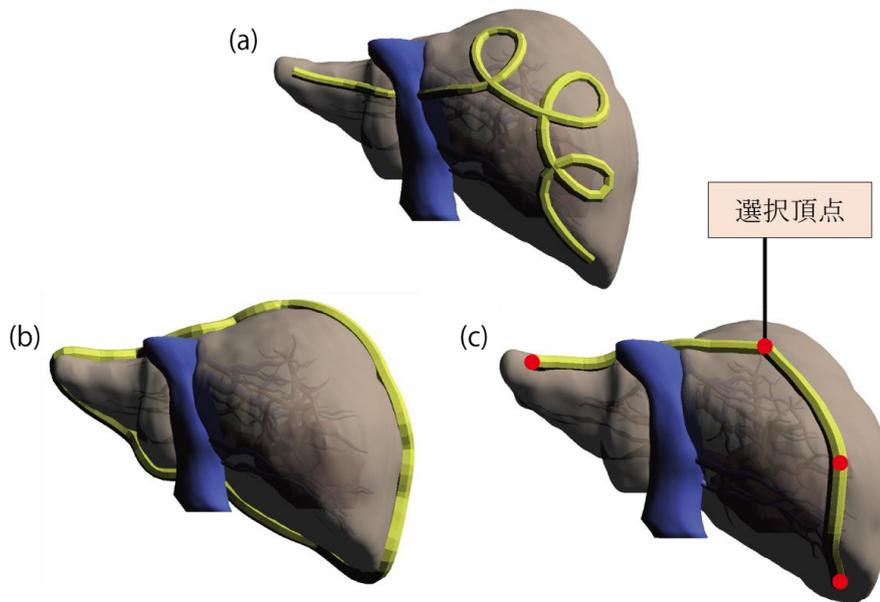


図 3.3.1:3 つの機能によって生成されたフレームを表した図。(a)マウスカーソルの軌跡に基づいて芯線の配置する機能(b)自動抽出した肝臓の輪郭線をフレームの芯線とする機能(c)選択された複数点間の geodesic shortest path をフレームの芯線とする機能

機能①

マウスカーソルの軌跡に基づいてフレームの芯線を配置する方法を説明する。ユーザーはスクリーン上に投影された肝臓表面をクリックし、マウスをドラッグする。マウスカーソルの2次元のウィンドウ座標とデプス値から3次元座標を取得する。このデプス値とは描画スクリーンからオブジェクトまでの距離、つまり奥行きのことである。取得した3次元座標を芯線の頂点座標とし、マウスクリックが解除されるまでこの頂点をつなぐことで芯線を生成する。図 3.3.2 に、この様子を示している。

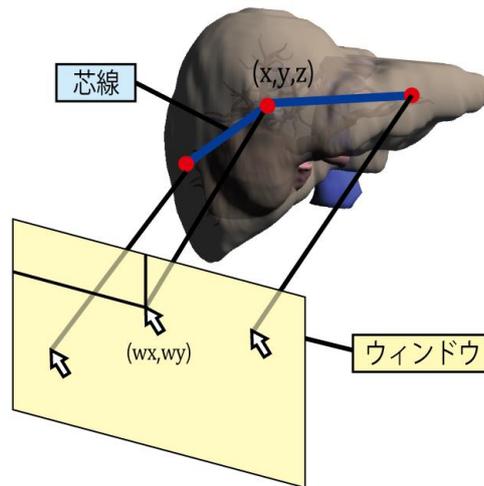


図 3.3.2: 機能①の手法を説明した図。マウスマーカーソルの 2 次元座標 (wx,wy) とデプス値から 3 次元座標 (x,y,z) を取得し、芯線上の点の位置を決定する。

機能②

スクリーンに投影された肝臓モデルの輪郭を自動抽出し、フレームの芯線とする方法を説明する。ユーザーは肝臓モデルを回転させ、図 3.3.3 の(1)のように輪郭線を抽出する肝臓の位置を決定する。既定のボタンを押すと、そのタイミングで処理が開始される。最初にスクリーンに投影された画像の画素を、肝臓が描画された部分とそれ以外の 2 つに分ける。この様子を図 3.3.3 の(2)に表している。黒い部分が肝臓を描画した画素である。このようにある画像の画素を 2 つに分けることを 2 値化処理という。文献[9]の手法を参考にした画像の輪郭追跡処理を図 3.3.3 の(3)のように行い、輪郭線を構成する画素の画像における座標値を得る。文献[9]は輪郭を構成する 1 画素を検出した後、注目画素の周囲 1 近傍を反時計回りに探索する処理を繰り返すことで輪郭をなす画素を辿るという方法である。取得した座標値を用いて機能①の手法と同様に輪郭線の 3 次元座標を取得し芯線を配置する。輪郭線となる有効画素すべてを芯線の点とすると密度が高すぎるので、使用する点数は有効画素数の 1/10 まで間引く。

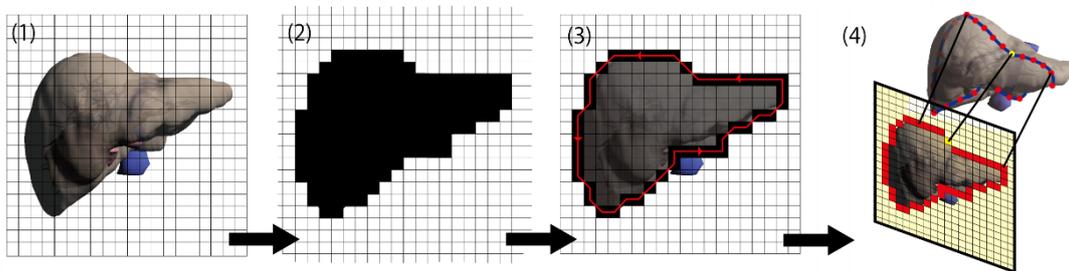


図 3.3.3: 輪郭抽出の処理方法を説明した図。デプス値を用いて取得した画素を 2 値化し、2 次元における輪郭抽出を行った後、輪郭線を表す有効画素のウィンドウ座標をワールド座標に変換する。

機能③

肝臓表面を構成する頂点を複数選択することで、その頂点をつなぐ最短経路、すなわち geodesic shortest path をフレームの芯線とする。geodesic shortest path とはグラフ理論における最短経路とは異なり、図 3.3.4 のように選択された二点間の距離的に最短な経路のことである。頂点の選択のみで芯線を生成することができ、機能①のように肝臓表面をドラッグする必要がないためユーザーの負担を減らすことができる。図 3.3.4 のように選択頂点間をつなぐ芯線をメッシュ表面に沿って生成するため、この芯線は滑らかなである。提案システムでは図 3.3.5 のように芯線が生成される。この手法には Mitchell らによる手法[10], とその高速化に関する文献[11]を参考にした文献[12]のプログラムを組み込んでいる。肝臓実質のメッシュモデルは頂点数が多く処理時間が膨大であるため前処理でメッシュ削減を行ったモデルを用いている。

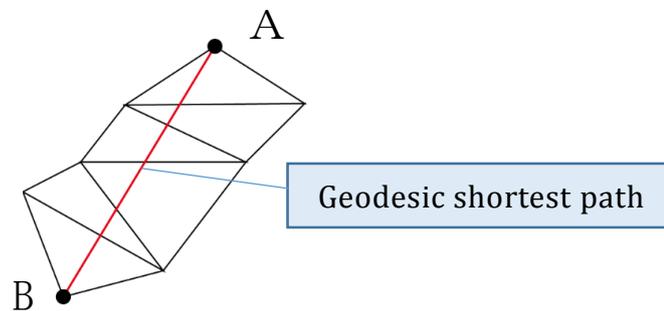


図 3.3.4: 点 A,B をつなぐ geodesic shortest path(赤線)。頂点をたどらずメッシュ上にパスが生成される。

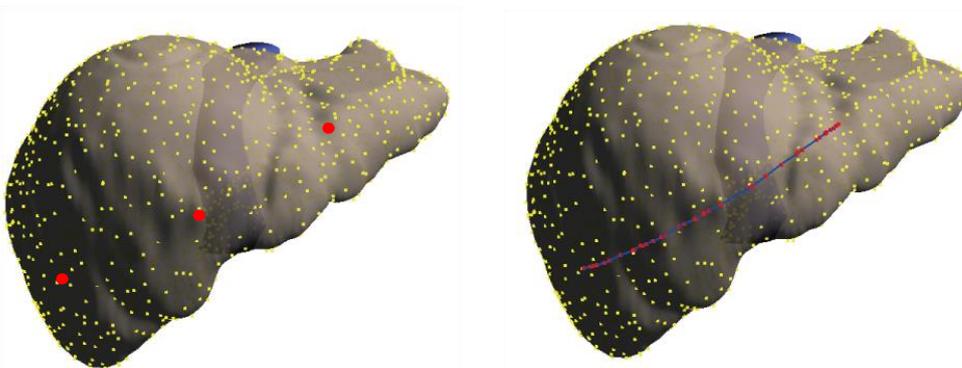


図 3.3.5: (左)肝臓の頂点を 3 点選択している(右)選択された頂点間に geodesic shortest path を生成している。

3.4 芯線からのフレーム生成

入力された芯線に沿ってどのようにフレームを生成するかについて述べる。図 3.4.1 と図 3.4.2 はフレーム生成の様子を表している。以下で記述する記号や変数はこの 2 つの図に示されている。

フレームは図 3.4.1 の青い線で示された芯線の頂点をつなぎ目とした複数の円柱で構成される。芯線を構成する点を v_i ($i = 1, 2, 3 \dots n$) とする。ここで n は任意の芯線を構成す

る点の数である。 v_i は図 3.4.1 において赤い点で示される。フレームの半径を r , 軸の分割数を m とする。 v_i を円柱のつなぎ目とするため v_i を中心としてフレームの頂点を生成する。 v_i 周りの頂点を $v_i^k(k = 1,2,3 \dots m)$ とすると v_i^k は図 3.4.2 で示される $\vec{n} = (\overline{v_{i-1}v_i} + \overline{v_iv_{i+1}})/\|\overline{v_{i-1}v_i} + \overline{v_iv_{i+1}}\|$ を法線を持つ平面 S の、 v_i を中心、半径を r とする円上にある。この円は図 3.4.1 の平面 S を白くくり貫いた部分であり、円柱の境界面となっている。フレームにねじれが生じるのを防ぐため、 $\overline{v_{i-1}^0 + v_{i-1}v_i}$ と S との交点を c とすると、 $v_i + (\overline{v_{i-1}^0 + v_{i-1}v_i}/\|\overline{v_{i-1}^0 + v_{i-1}v_i}\|) * r = v_i^0$ とし、 \vec{n} を軸として v_i^0 を角度 $2\pi/m$ ごとに回転させた点 v_i^k をフレームの頂点とする。 v_i^k は図 3.4.1 において黒点で示されている。

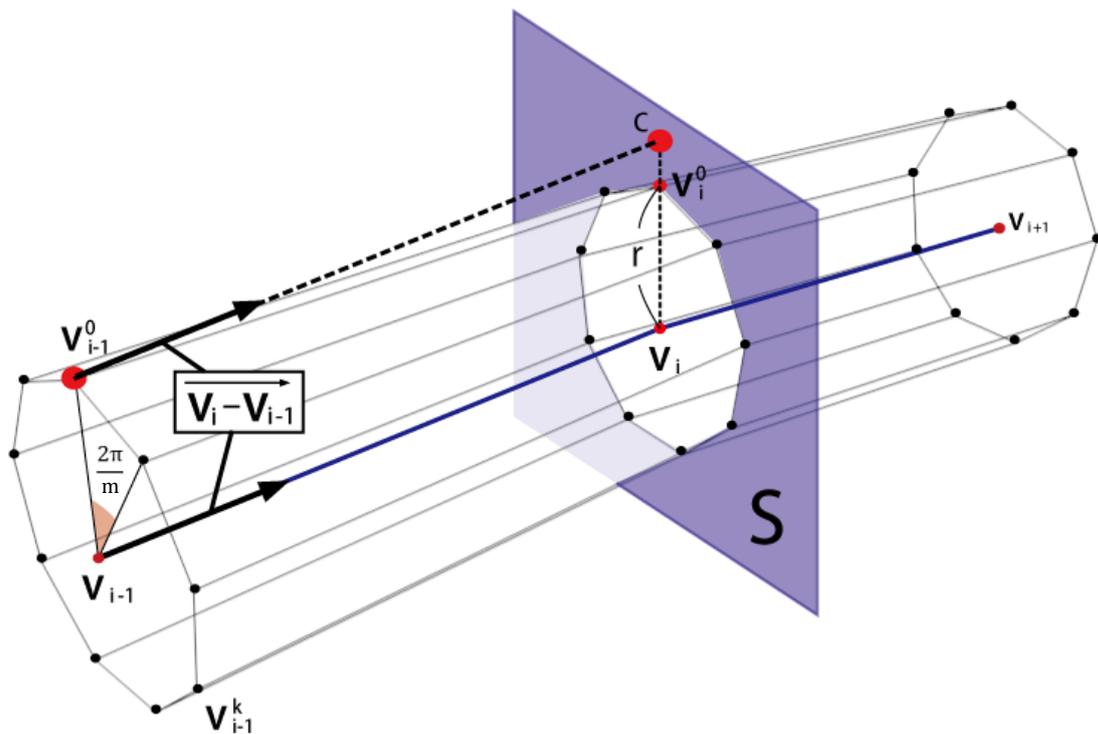


図 3.4.1: 3つの点で構成されるフレームの3次元概要図

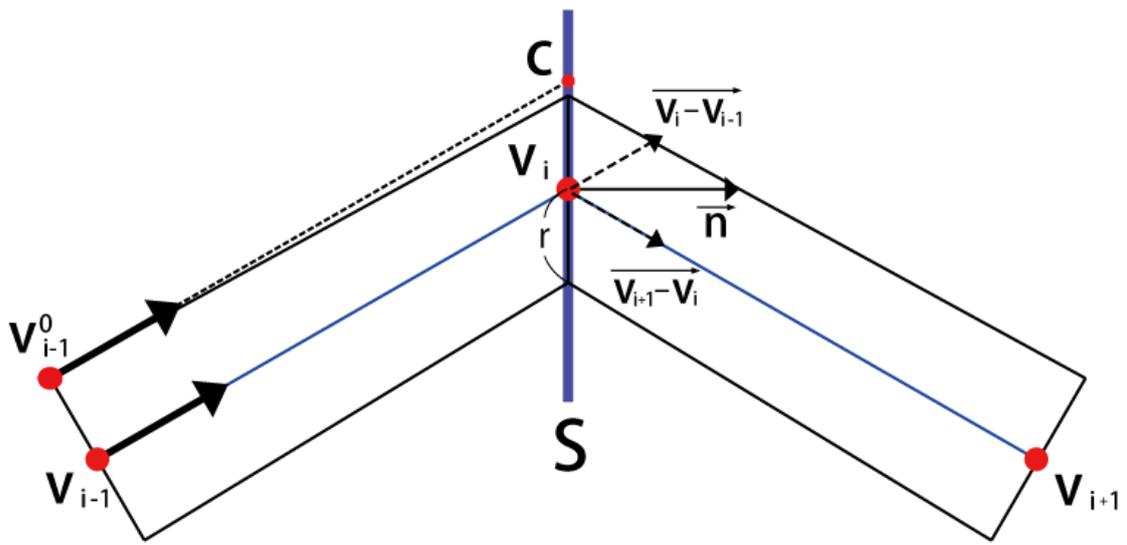


図 3.4.2: 3つの点で構成されるフレームの2次元概要図

3.5 フレームの変形操作

入力された芯線をより理想の配置に近づけるため、入力された芯線の平滑化・移動を行う機能を実装した。

3.5.1 平滑化

入力した芯線を周辺の頂点位置を考慮し、以下の式を頂点に適用することで芯線の平滑化を行う。提案システムでは図 3.5.1 のように描画される。

$$v'_i = \frac{1}{4}v_{i-1} + \frac{1}{2}v_i + \frac{1}{4}v_{i+1} \quad (i = 2, \dots, n-1) \quad (3.1)$$

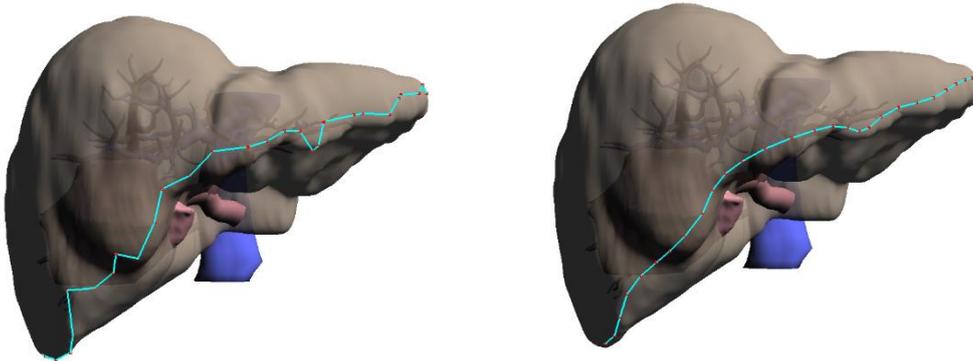


図 3.5.1:(左)入力された芯線が平滑化される前の図である。(右)は左図の芯線を 1 回平滑化した図である。

3.5.2 移動

芯線上の 1 点を選択・ドラッグすることで、同じ芯線上の他点も移動量を減少しながら移動させる。芯線の点を $v_i (i = 1, 2, 3, \dots, n)$ 、マウスによって選択された点を v_k 、 v_k の移動ベクトルを \vec{d} とすると、 v_i の移動後の点 v'_i は式 (3.2) によって決定され、図 3.5.2 のように移動する。またシステムの画面では図 3.5.3 のように描画される。

$$v'_i = \begin{cases} v_i + \frac{i-1}{k-1} * \vec{d} & \text{if } (i < k) \\ v_i + \frac{n-i}{n-k} * \vec{d} & \text{if } (i > k) \\ v_i + \vec{d} & \text{if } (i = k) \end{cases} \quad (3.2)$$

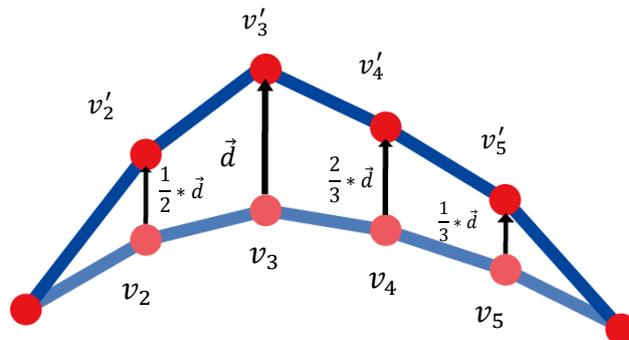


図 3.5.2: $n=7$, 選択頂点が v_3 である時の芯線の移動の様子。芯線の両端は固定し、式 (3.2) に従って点の座標が決定される。

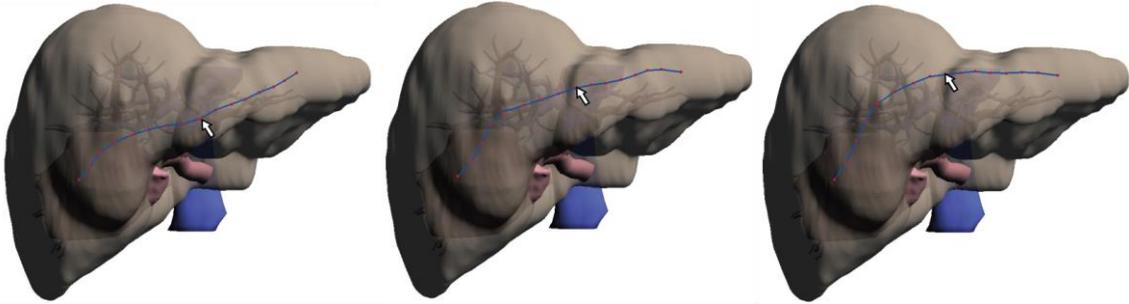


図 3.5.3: 芯線が移動する様子。左図から順にみていくと、マウスカーソルが上に移動するにつれて芯線全体の形状も変化している。

式(3.2)を用いて芯線の点を移動すると肝臓表面から離れてしまうので、芯線移動の後に芯線の点を肝臓表面に戻す処理（フィッティング処理と呼ぶ）を行う。これは芯線の点と肝臓実質の頂点との単純な最近傍探索で実現する。肝臓実質上の最も距離の短い頂点へと芯線の点が移動される。最近傍探索に用いるのはメッシュ削減を行った肝臓のモデルであり芯線の点数は多くても数十程度であるため、フィッティング処理は1秒以下で行われる。

3.5.3 芯線のスナップ機能

芯線の端点をマウスで選択しドラッグで移動させると、ある距離内の他の点へとスナップすることができる。選択した端点を v_i 、 v_i と隣り合う点を v_j とするとスナップする点は $\|v_i - v_j\|$ より近い最近点である。この機能によってフレーム同士を連結することが容易になり、フレームの連結部分のずれを防ぐことができる。実装上、スナップされた点同士はお互いの参照を保持しているため、平滑化やスナップされた途中点を含む芯線の移動を行っても互いが離れることはない。スナップした端点を選択し、 $\|v_i - v_j\|$ より遠くへ移動させることでスナップを解除することもできる。頂点がスナップされたことによる比較画像を図 3.5.4 に示した。頂点を連結することでフレーム連結部分のずれを軽減することができる。

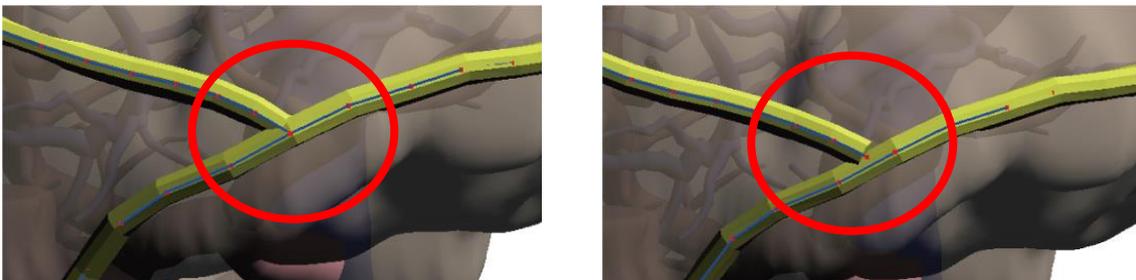


図 3.5.4: 芯線の端点がスナップされている場合（左）とそうでない場合（右）にフレームを生成した比較図。右図はフレーム間のずれが生じているが、左図はフレームの点同士が連結されているためずれが生じていない。

3.6 自動でのフレーム配置

対話的にフレームを配置するアプローチは自由度が高く、意図した形状を制作できる反面、操作に習熟するまでのコストが大きい。また、フレームの配置パターンは無数に存在する。その中から外形把握や血管保護の条件を満たした最適な配置を見つけ出すのは非常に困難である。そこであらかじめフレームの配置された参照肝臓モデルを用意し、同じ配置パターンのフレームを入力肝臓モデルへ自動で生成するという方法を用いた。フレームの配置処理の自動化によってユーザーは二つの肝臓の対応頂点を選択するだけでフレーム生成が行われる。これを実現するため提案システムでは Alexa によるモーフィングの手法[13]を参考にした。モーフィングとはある形状から別の形状へと連続的に変形する手法である。Alexa の手法は入力された2つの3次元モデル間の対応頂点をユーザーが選択することで、残りの頂点については自動的に2つの形状間で対応付けを行い、モーフィングを行うというものである。この形状間の対応付けを行う部分を参考にしてフレームの配置パターンを一致させる処理を行った。Alexa の手法では手順の一環として入力形状を球状パラメータ化するため、これを高速に行う方法として Lai らの手法[14]を用いた。球状パラメータ化とは入力された三次元形状の頂点を半径1の球に展開することである。この時、球上の面は重ならないように展開される。Lai らの手法は単純で実装が容易であり、かつ処理が高速に行われるため本システムで参考に行っている。自動でのフレーム配置では処理の高速化のためメッシュを削減したモデルを使用している。以降では、どのようにして自動的にフレームを配置するかを説明する。図 3.6.1 では自動的にフレームを配置する流れを示している。

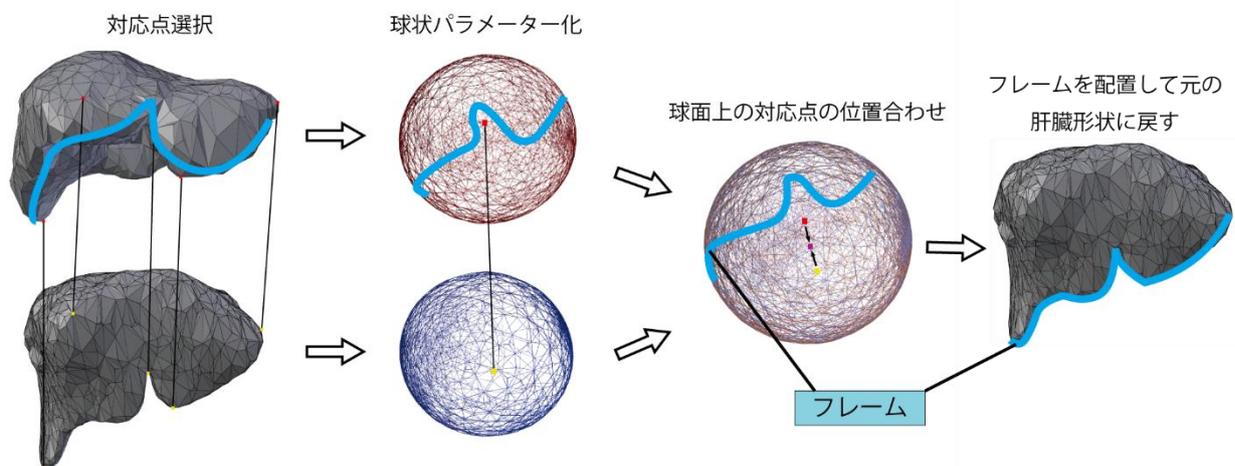


図 3.6.1:(左上)参照フレームモデル(左下)入力肝臓モデル。自動生成におけるフレーム配置の手順を表した図。ユーザーが対応点の選択を行い、次に肝臓を球状パラメータ化する。そして球面上での対応点の位置あわせを行うことで対応点周辺の肝臓の形状を一致させる。最後に重ね合わせた球面上におけるフレームの位置を算出し、入力肝臓モデルへとフレームを配置する。

既にフレームを配置された肝臓モデルを A 、 A に配置されたフレームを A_f 、 A_f と同様のフレームを配置したい肝臓モデルを B とするとフレーム配置の流れは以下ようになる。

1. ユーザーが A と B の形状特徴の一致する頂点对を選択し、対応点とする
2. A_f の芯線を構成する点について、 A 上の三角形での重心座標を取得する
3. Lai らの手法を用いて A, B を球状パラメーター化し A', B' とする
4. A', B' を重ね合わせ、対応点の位置合わせを行う
5. 手順 1 で取得した重心座標を用いて A' 上に A_f を再配置する
6. A_f の芯線を構成する点の B' における重心座標を取得する
7. 手順 5 で取得した重心座標を用いて B に A_f を配置する

3.6.1 重心座標への変換

フレームの芯線は肝臓表面に配置されており、肝臓表面は三角形メッシュで構築されているため、芯線の点はそれぞれある 1 つの三角形上に位置している。また、球状パラメーター化は面の重なりがないように展開されるため、位相は変化しない。つまり同じ三角形上に点を置けば、芯線も肝臓と球面それぞれで位相を変えずに配置できる。芯線を平滑化すると、肝臓表面から点が離れてしまうため、その場合は最近傍探索によって重心の最も近い三角形を保持すべき三角形とし、点はその重心へと移動する。これによって全ての点がいずれかの三角形内に含まれる。また、点を三角形の 3 頂点と 3 つのパラメーター $t, u, v \in \langle 0; 1 \rangle$ で式 (3.3) のように表現すれば 3 頂点の座標が変化しても常に同じ三角形上に点を配置できる。これを重心座標系という。

芯線のある点を p とし、 p を含む面 f を構成する頂点を v_1, v_2, v_3 とすると p は、重心座標 t, u, v を用いて

$$p = tv_1 + uv_2 + vv_3 \quad (3.3)$$

と表すことができる。そして t, u, v は以下のように計算される。この様子を図 3.6.2 に示す。

$$t = \frac{|\Delta pv_2v_3|}{|\Delta v_1v_2v_3|}, u = \frac{|\Delta pv_1v_3|}{|\Delta v_1v_2v_3|}, v = \frac{|\Delta pv_2v_1|}{|\Delta v_1v_2v_3|} \quad (3.4)$$

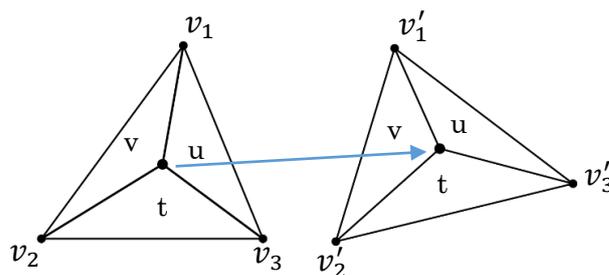


図 3.6.2: 重心座標系

3.6.2 球状パラメーター化

二つの肝臓モデルを Lai らの手法を用いて球状パラメーター化する。この手法は単位球への頂点の投影と、Catmull-Clark 法に基づいた面展開を行う過程を面の重なりがなくなるまで繰り返すというシンプルかつ高速なものである。図 3.6.3 は肝臓の三角形メッシュモデルを球状パラメーター化する流れを示している。真ん中は頂点を球に投影した図で、右は面が重ならないよう展開され、パラメーター化が終了した図である。Catmull-Clark 法は細分割手法の一つであり、メッシュを平滑化することができる。面を展開する際の頂点 v の新しい座標は Catmull-Clark 法により以下の式で計算する。

$$V_i^\infty = \frac{1}{n_i(n_i + 5)} (b_{ii}V_i + \sum_j b_{ij} E_j + \sum_j b_{ij} F_j) \quad (3.5)$$

$$b_{ii} = (n_i - 1)n_i + n_i\alpha + \sum \frac{4}{d_{ij}}$$

$$(V_i, V_j) \text{がエッジである時、} b_{ij} = \left(2 - \alpha + \frac{4}{d_{ij}} + \frac{4}{d_{ji}}\right)$$

$$(V_i, V_j) \text{が同じ面に属さないとき、} b_{ij} = 0$$

ここで α は $0 \leq \alpha \leq 1$ の数、 d_{ij} は頂点 (V_i, V_j) が成すエッジを含む面を構成するエッジの数、 n_i は頂点 V_i と接続する頂点の数である。この定義に基づき頂点数が次数である正方行列Aを

$$A_{ij} = \frac{1}{n_i(n_i + 5)} b_{ij} \quad (3.6)$$

とする。 M を単位球に投影された頂点の行列とすると、以下の式で面を展開する

$$M_i = P(A * M_{i-1}) \quad (3.7)$$

ここでPは面を単位球に投影する作業である。全ての面の展開の高速化を図るため、式(3.7)の後に次の二つの式を用いて頂点座標を更新する。

まず1つ目の式は

$$M_i = u * (M_i - M_{i-1}) + M_i \quad (3.8)$$

ここで u は任意のパラメーターであり、Laiらは $u = 0.25$ としている。本研究でも同じ値を用いた。

2つ目の式は以下のようなになる

$$\tilde{v}_i = \sum_j^k \frac{F_j * A_j}{\sum_j^k A_j} \quad (3.9)$$

ここで、 k は頂点 v_i を含む面の数、 A_j は j 番目の球面三角形の面積、 F_j は j 番目の面の重心である。式(3.7)、(3.8)、(3.9)を面の重なりがなくなるまで繰り返すことで球状パラメーター化できる。球の中心座標を O 、それぞれの面を f_i 、面の重心座標を c_i 、面の法線を n_i とした時、 $\overrightarrow{Oc_i}$ と n_i のなす角が90度以上、つまり $\overrightarrow{Oc_i} \cdot n_i < 0$ の時その面は他の面と重なっているとみなす。全ての面に対して $\overrightarrow{Oc_i} \cdot n_i > 0$ が成り立てば面は正しく球面上に展開されたといえることができる。

球上パラメーター化された後、①で求めた重心座標を用いて球面上に芯線を移動する。

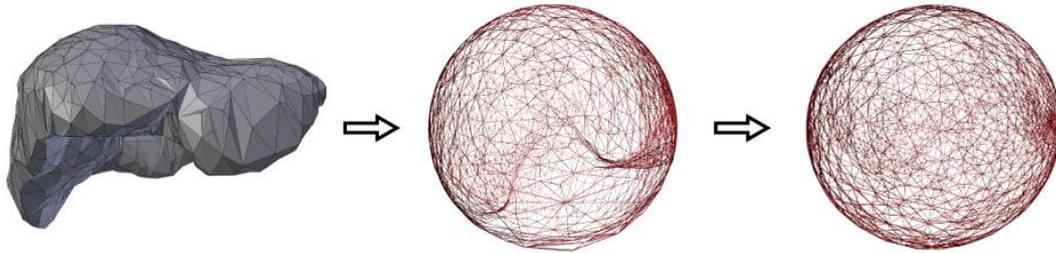


図 3.6.3: 入力された肝臓モデルを球状パラメーター化する手順。入力された肝臓(左)の頂点を球面に投影し(中央)、Catmull-Clark 法に基づいた面展開を行うことで面の重ならない球面(右)を生成する。

3.6.3 対応点の局所的な位置合わせ

次はユーザーによって選択された対応点を球面上において一致させる。球状パラメーター化された、参照モデルと入力モデルを M_1 、 M_2 とし、それぞれの頂点集合を V_1 、 V_2 として対応点のインデックス番号集合を F_1 、 F_2 とする。ここで F_1 と F_2 に含まれる要素数は等しい。 F_s における i 番目のインデックス番号を f_i^s と表す。対応点の位置あわせにおける最終的な目標は以下のように表すことができる。

$$v_{f_i^1}^1 = v_{f_i^2}^2 \quad (3.10)$$

次に、位置合わせの手順を説明する

1. 対応点同士の距離が最小となるよう球を回転させる

$$\min \sum_i \left\| v_{f_i^1}^1 - v_{f_i^2}^2 \right\|^2 \quad (3.11)$$

2. 対応点の中点を球面に投影した点を p_i とする。 p_i は対応点を移動させる目的位置であり、以下のように計算する。この時 p_i は必ず球面上に位置するよう正規化を行い、以下の式における $(\cdot)^*$ は正規化を表す。球の中心は原点にあるものとする。図 3.6.4 において p_i は緑色の点である。

$$p_i = (v_{f_i^1}^1 + v_{f_i^2}^2)^* \quad (3.12)$$

3. M_1 、 M_2 それぞれの頂点を式 (1.13) によって移動させる。

$$v_j^s = \begin{cases} \left(v_j^s + \vec{t} \left(d - \|v_j^s - v_{f_i^s}^s\| \right) \right)^* & \text{if } \|v_j^s - v_{f_i^s}^s\| < d \\ v_j^s & \text{if } \|v_j^s - v_{f_i^s}^s\| \geq d \end{cases} \quad (3.13)$$

ここで $\vec{t} = p_i - v_{f_i^s}^s$ であり、図 3.6.4 の黒い矢印で表す。 d は図 3.6.4 における円の半径である。この移動処理を行った後、もし面の重なりが生じていれば移動処理を初期化し、 \vec{t} の長さを小さくして再度式 (3.13) に基づいた移動処理を行う。頂点座標に変化がなくなるまで手順 3 を繰り返す。

4. 対応点の位置が手順 2 で定義した位置 p_i と異なりかつ値 d が 0 よりも大きければ d を小さくし、手順 3 に戻る。

この頂点移動の様子を図 3.6.4 で示している。赤い点と青い点是对応点であり、緑の点は二点の中点を球面へ投影した点であるこれは。赤点の周囲の円は半径が d である。この半径内にある頂点を赤い点と同じ方向へ移動させる。移動させた頂点は必ず球面上に位置するよう、正規化を行う。

3.6.4 入力肝臓モデルへの芯線の移動

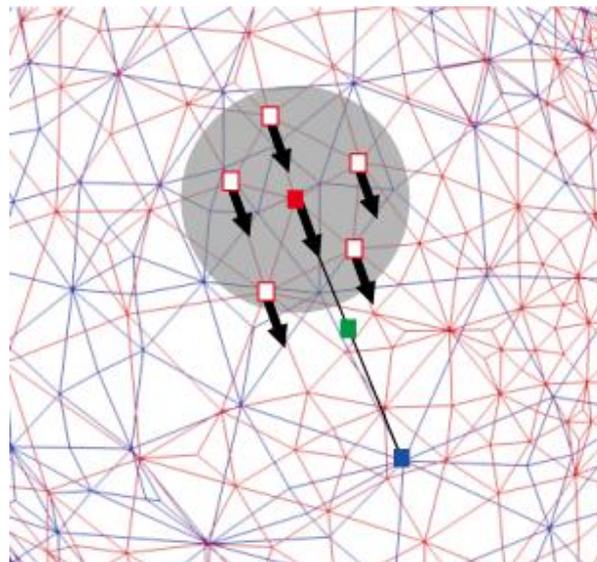


図 3.6.4: 式 (3.13) を表した図である。赤い点は $v_{r_i}^1$, 青い点は $v_{r_i}^2$ を表す。赤点の半径 d 内にある頂点を $\tilde{t}(d - \|v_j^i - v_{r_i}^s\|)$ 移動させ、 $v_{r_i}^1$ と $v_{r_i}^2$ の移動させる目的位置とされる緑の点の p_i へ近づける。

最後に入力肝臓モデルへと芯線を移動させる。球面を二つ重ね合わせ、式 (3.3) で新たな芯線の点の座標を計算することで入力肝臓モデルの球面上にも参照モデルの芯線が配置された状態となる。参照肝臓モデルの球面に配置された芯線の頂点に対し、3.6.1 項と同様にその頂点を含む球状の入力肝臓モデルの三角形メッシュを探索し、式 (3.4) を用いて再び重心座標を計算する。球を元の肝臓形状に戻し、式 (3.3) で芯線を入力肝臓モデルの表面に配置する。

3.7 出力モデル形状の条件判定処理

3.1 節で述べたように出力できる簡易臓器モデルにはいくつかの条件がある。条件①を満たしているかどうかの判断は人によって異なるので、機械的に決定することは難しい。条件②、③は出力するうえでの必要条件であり、既存のアルゴリズムを用いて判定することができる。そこで本システムでは条件②、③を自動的に判別する機能を実装した。

3.7.1 血管保護の判定

血管のつくる凸包がフレームと下大静脈の作る凸包の内部に存在するならば血管はフレームによって保護されているとみなすことができる。具体的な判定の手順を示す。

1. フレームと下大動脈の成す凸包 A(図 3.7.1 の赤い図形)を生成する
2. 静脈、動脈の成す凸包 B(図 3.7.1 の青い図形)を生成する
3. A,B 両方の凸包で三角形メッシュの交差判定を行う
4. A,B で交差するメッシュが存在しなければ血管が保護されているとみなす。もし衝突するメッシュがあれば血管が保護されていないとみなし、図 3.7.2 のように保護されていない血管を表示する。

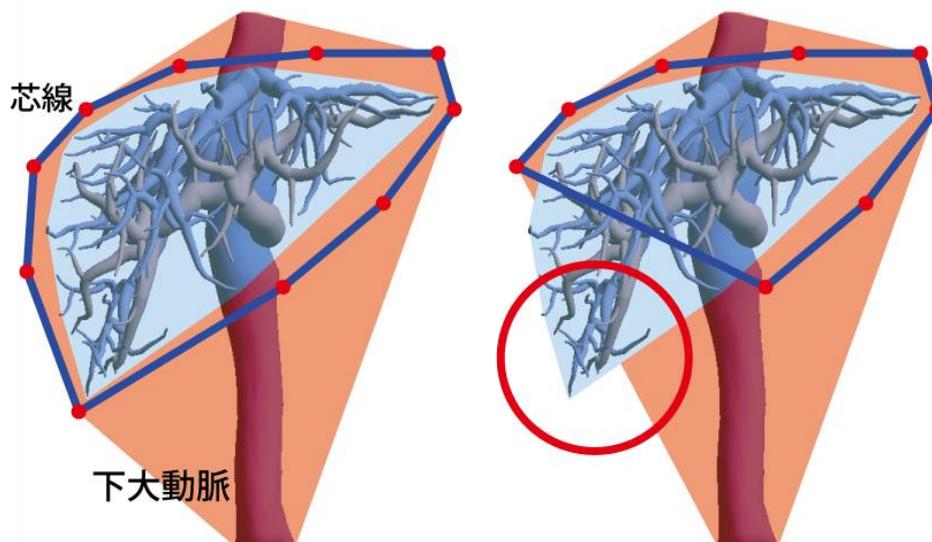


図 3.7.1:血管保護判定の様子を二次元で表した図。青い多角形は静脈と門脈のつくる凸包、赤い多角形は下大動脈とフレームのつくる凸包を表す(左)青い凸包が赤い凸包の内部にあるので血管が保護されている。(右)丸で囲まれた部分は青い凸包が突出しているため血管が保護されていない。

フレームは肝臓表面に作られ、血管は肝臓と下大静脈の作る凸包の内部にあるので、A が B の内部に存在するという可能性は考えなくても良い。凸包の生成には Barber らの Quick hull アルゴリズム [15] を用いた。Quick hull アルゴリズムの計算量は $O(n \log n)$ で、最悪の場合計算量は $O(n^2)$ である。本システムで実装した Quick hull アルゴリズムの処理時間は静脈、門脈の総頂点数が 16,736 の時 6.26 秒であった。一度血管の作る凸包を生成すればその後はフレームのつくる凸包のみを生成すれば良い。フレームの凸包は芯線の頂点によって作られ、その総数は百程度である。そのため血管保護の判定はユーザーに負荷をかけることなく繰り返し行うことができる。図 3.7.2 は入力されたフレームの芯線によってつくられた凸包である。凸包上部から血管が付き出しており、この部分はフレームによって保護されていない。よって肝臓上部にフレームを配置する必要がある。フレーム芯線の配置、凸包生成による血管保護の判定を繰り返し行うことで条件②を満たすフレームモデルを作成する。

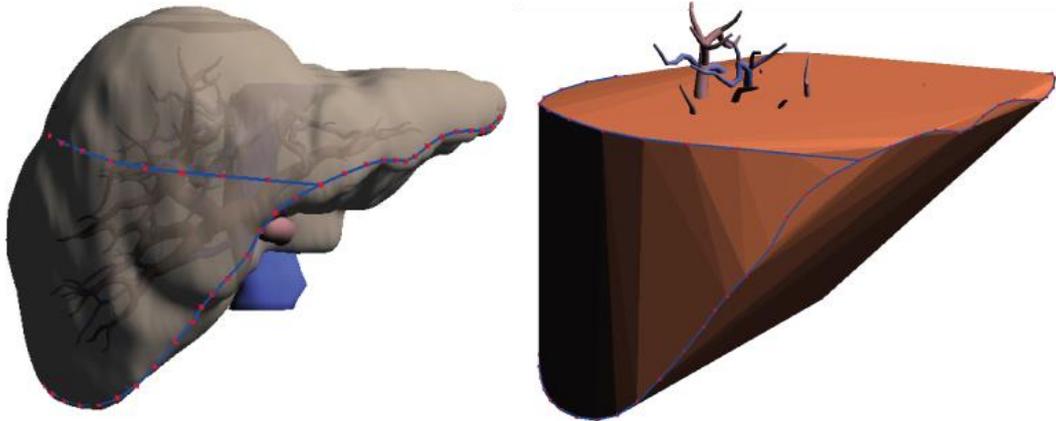


図 3.7.2:入力された芯線(左)と芯線によって生成された凸包

3.7.2 一体形成の判定

入力されたモデルは他のどの要素とも接しておらず、宙に浮いていることがある。そこで肝臓実質を除く構成要素間の交差判定を行うことで一体形成可能かどうか調べる。宙に浮いたモデルは最近傍のモデルの最も近い頂点同士間に図 3.7.3 のような四角柱を自動的に付与することで一体形成を行う。

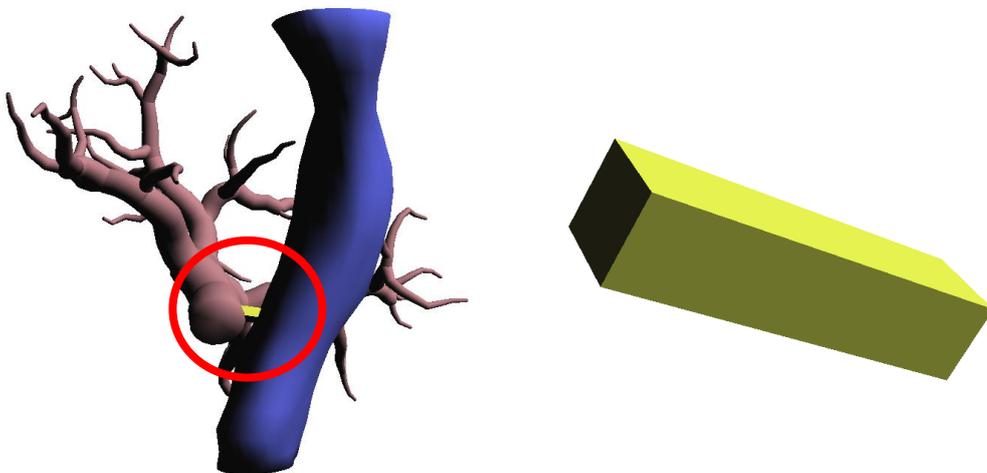


図 3.7.3:(左)下大動脈と門脈が右図のような四角形の連結柱によって連結されている図。(右)連結柱の例。

しかし、最近傍のモデルと連結しただけでは一体形成がなされていないことがある。例えば図 3.7.4 は DE が互いに連結されたとしても一体形成が成されていない。そこで要素ごとの連結リストをつくり、連結リストに含まれる要素に重複がなく、かつ要素の数が自身を除く全オブジェクト数と等しければ一体形成がなされているとみなす。独立した要素は最近傍の要素間に連結柱を付与し、接している要素ごとにグループを作る。次にグループ間での交差判定を行い、連結柱を生成し、更にグループ化を行うという過程を一体形成可能となるまで繰り返す。

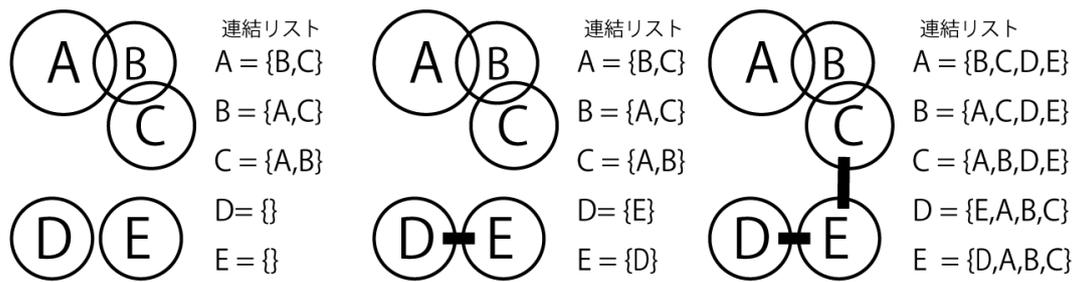


図 3.7.4:交差判定と連結リストの作成によって一体形成を行う手順を表した図

3.7.3 交差判定の高速化

入力モデルのメッシュ数は数千～数万と非常に大きいのでメッシュ同士の交差判定には膨大な時間がかかる。そこで[16, 17]の手法を参考にして BVH (Bounding Volume Hierarchy) を構築し、探索時間の短縮を図った。BVH はメッシュ群を AABB (Axis-Aligned Bounding Box) のなかのメッシュ群を再び AABB で 2 つに分割し、それをまた分割するというように再帰的な分割処理を繰り返すことで図 3.7.5 の右図のような AABB の二分木を構築するものである。図 3.7.5 の左図は静脈に BVH を構築した図である。赤い直方体は AABB を表している。この AABB 間の交差判定を行い、AABB 同士が交差しなければそのノードより下の階層のメッシュが交差することはないとみなし、探索を打ち切ることによって大幅に計算時間を削減することができる。

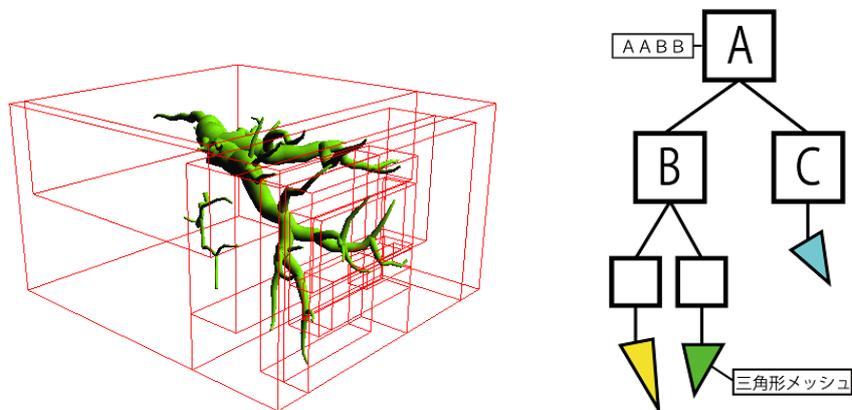


図 3.7.5:(左)は静脈に BVH を構築した際の AABB を表した図。赤い立方体は AABB を表す。(右)BVH の木構造を表す。四角は AABB を表し。三角形は 1 つの三角形メッシュを表す。

3.7.4 手動での連結柱の付与

最近傍探索によって付与された連結柱は、静脈の先端など不適當な部分に生成されることがある。図 3.7.6 がその例である。その場合は手動で連結柱を付与する必要がある。また、連結柱が 1 つでは不十分な場合もあるため完全に自動的な一体形成には強度解析が必要であり、今後の課題である。手動で連結柱を生成する場合、ユーザーが二点を選択することでその間に連結柱を生成する。

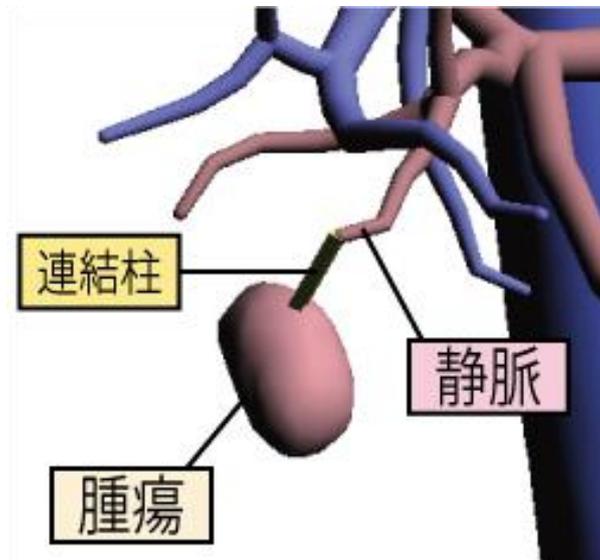


図 3.7.6:自動的な一体形成の探索によって不適切な位置に生成された連結柱。血管の先端は細くもろいので腫瘍と連結することはできない。この場合は手動でその他の部分と連結する必要がある。

第4章 結果

本章では手動、自動両方のアプローチによるフレームモデルの生成例と手動生成手法の被験者実験結果を示す。

4.1 提案手法を用いた簡易臓器モデルの生成

4.1.1 手動生成によって作成したフレームモデル

3章で述べた手動生成の機能を使って作成し、実際に手術で使われたフレームモデルを図4.1.2に示す。左の列は3Dプリンタで出力されたフレームモデルと入力モデルであり、右2つの列は3Dモデリングソフトでレンダリングしたものである。3つのモデルすべて実際の作成にかかった時間はおよそ20~30分程度である。フレーム制作に特化した機能を実装しているため制作にかかる時間を短縮することができた。

図4.1.1は3Dモデリングソフトである3dsmaxの2013年版[20]を使用して制作したフレームモデルである。これを制作するには1,2日を要した。フレーム制作に特化したソフトではないので制作に時間がかかる。また、3Dモデリングソフトには本システムのような形状に関する条件を判定する機能が備わっていないため、血管保護や一体形成判定を視覚で行う必要がある。これには手間がかかるうえ信頼性に乏しい。機械的に条件の判定を行う本システムは有効であるといえる。また、図4.1.1と図4.1.2のフレームモデルを比較しても本システムで制作したフレームモデルは遜色ないものである。

4.1.2 手動生成におけるシステムの被験者実験

本システムを評価するため、4人の方々に協力して頂き、本システムの評価実験をおこなった。今回は手動生成手法によるフレームモデルの制作のみを行っている。実験は以下のような手順で行った。

1. スライドを用いたフレームモデルの説明
2. フレームモデルの生成の様子を記録した動画の視聴
3. 完成見本図をみながらのフレームモデルの制作
4. アンケート評価

完成見本図と動画に使用した肝臓モデルは図4.1.3の肝臓モデル(1)である。被験者実験で使用した資料は付録として添付しておく。フレームモデルの説明と動画の視聴は被験者全員で行い、フレームモデルの作成は被験者1,2,3の順番で行った。被験者4は別の日に実験を行っている。実験結果を表4.1.1で示す。

表 4.1.1:被験者実験データ

	制作時間(分)	使用肝臓モデル	PCの主な使用用途	所属
被験者1	20	(1)	Word,PowerPoint	医学
被験者2	15	(1)	研究等	情報
被験者3	12~13	(2)	ソフトウェア開発	情報
被験者4	15~20	(1),(2)	Word,インターネット	医学

普段 3D モデリングソフトを使用しないユーザーも 20 分程度でフレームモデルを制作することができた。被験者 3 の制作時間が最も短いのは被験者 1, 2 のフレームモデルの制作を見ていたことが関係している。このことからフレームの配置パターンが提示され、ある程度操作に習熟すれば制作時間はもっと短縮すると考えられる。被験者 3 と 4 が制作したフレームモデルを図 4. 1. 3 で示す。

最後に行ったアンケート評価で得られた改善点としては以下のようなものがある。

- 操作によってマウスポインタの表示を変える
- スナップされている点の色分けを行う
- 芯線を移動する際、移動量の大きさによって頂点や線が色分けを行う
- フォルダを選択するとファイル名を自動的に識別して入力する
- 芯線の点がかみづらいので点をつかむ際の当たり判定の範囲を広くする

これらは主にユーザーインターフェースの改善を求めるものであった。本システムの対象ユーザーである医師は 3D モデリングソフトの使用経験がないことがほとんどであるため、より直感的なインターフェースが必要とされる。



図 4.1.1:(左)入力肝臓モデル(右)3dsmax 2013 を用いて生成し、3D プリンタで出力したフレーム模型

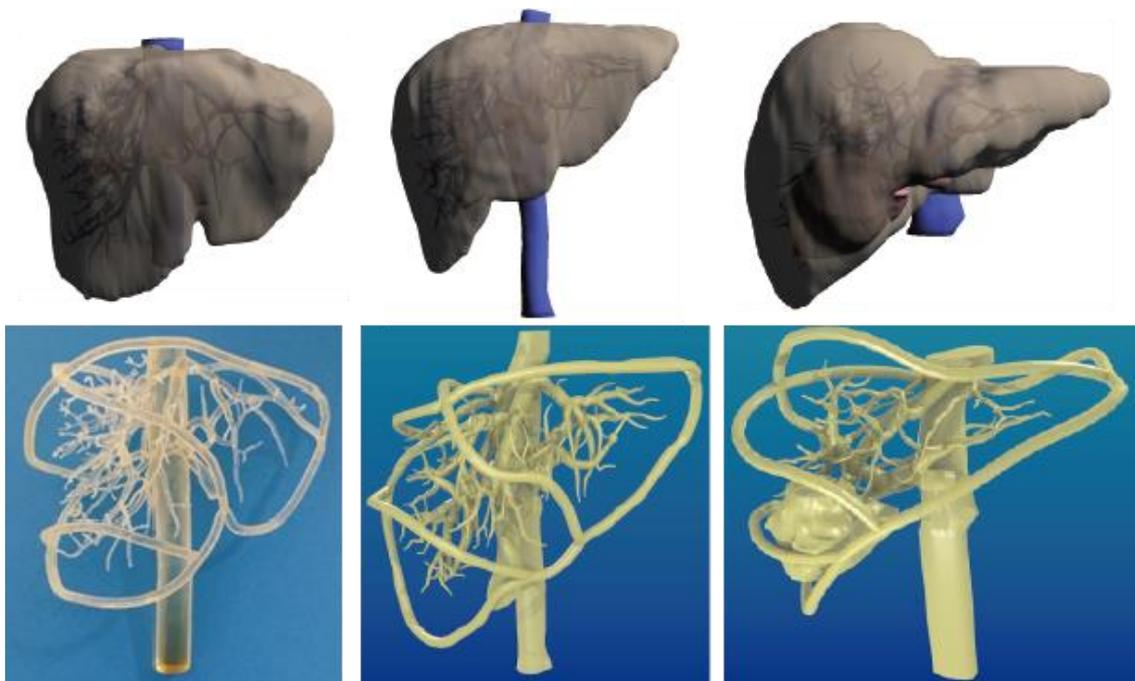


図 4.1.2:(下)本システムを用いて作成したフレーム構造の簡易臓器モデル。左は実際に3D プリンタで出力されており、右の2つは3D モデリングソフトを使ってレンダリングした画像である。3例とも実際の手術前検証で用いられている。(上)それぞれのフレームモデルに対応する患者の肝臓モデル.下大動脈の下部を把持するため伸張処理を行っている。



肝臓モデル (1)



肝臓モデル (2)

図 4.1.3: 被験者実験で使用した肝臓モデル

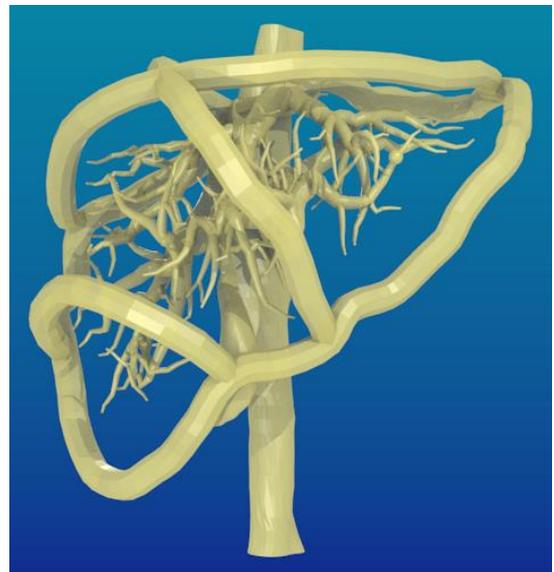
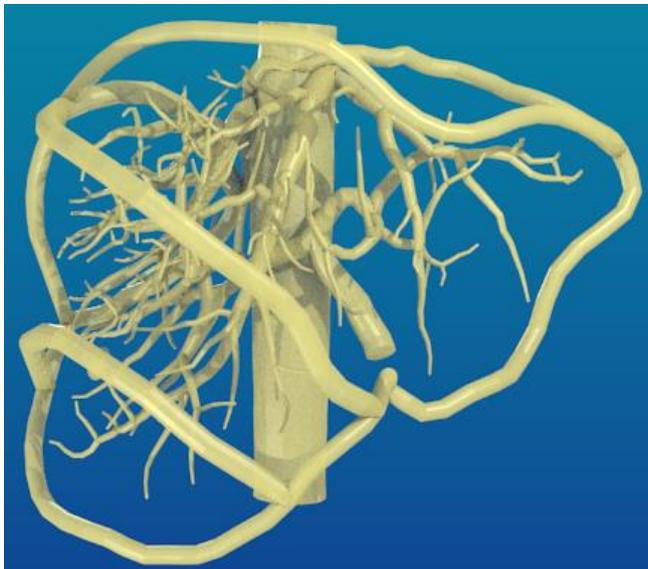


図 4.1.4 : (左)肝臓モデル(2)を用いて被験者 3 が作成したフレームモデル(右) 肝臓モデル(1)を用いて被験者 4 が作成したフレームモデル

4.2 自動生成によって制作したフレームモデル

複数の肝臓モデルを対象に3章で述べた自動生成の手法を用いて配置したフレームの精度や処理時間を検証した。

まず図4.2.1は異なるモデルに同一の配置パターンを適用した結果である。上の段は肝臓とフレームを表示しており、下の段はフレームのみを表示している。この図から、参照モデルのフレーム配置が入力モデルにも再現できていることが確認できる。また、図4.2.2は同じ参照・入力モデルのペアに異なる配置パターンを適用した結果である。こちらもおおよそ同じ配置パターンを再現できている。よって本手法が配置パターンや肝臓の形状によらずおおよそのフレーム配置を実現できるということを示している。しかし、図4.2.1, 図4.2.2の両方ともフレーム位置に微小なずれが見られるため、これらの改善が必要とされる。

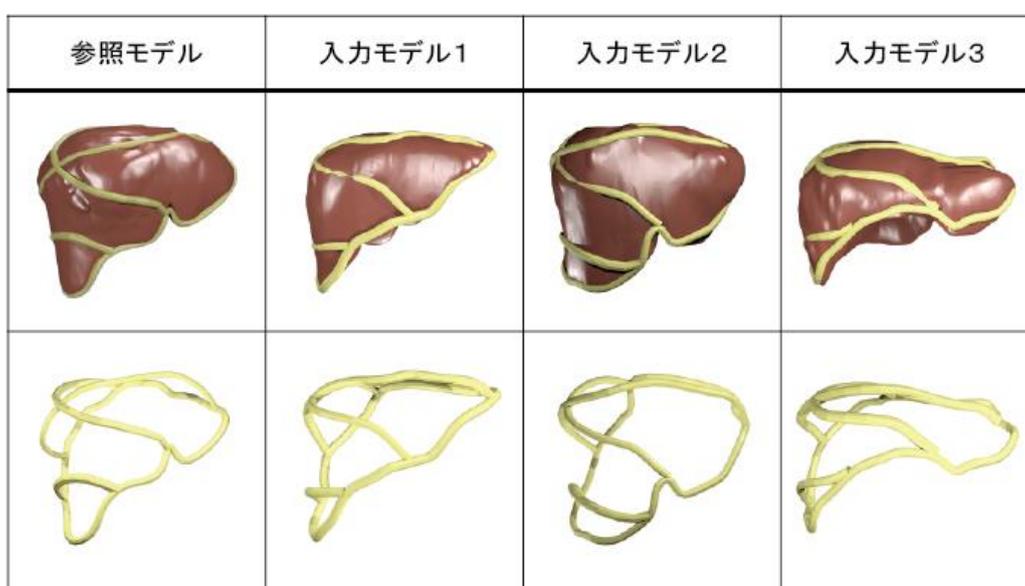


図 4.2.1 : 同一の配置パターンを異なる3つの入力モデルに適用した結果

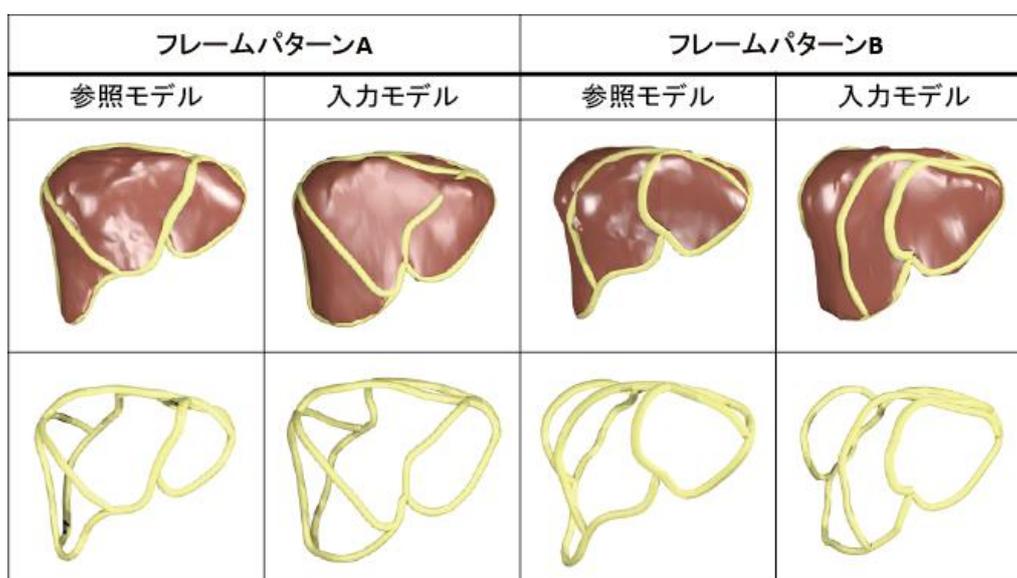


図 4.2.2 : 同じ参照・入力のペアに異なる2つの配置パターンを適用した図

また、本手法の処理時間や生成されたフレームが対応点数の差や使用モデルによってどのように変化するか検証した。図 4.2.3 は対応点の数が及ぼす影響を検証した結果である。対応点を増やすごとにフレームの精度は向上している。しかし、グラフから分かるように対応点数は処理時間に大きく影響しない。

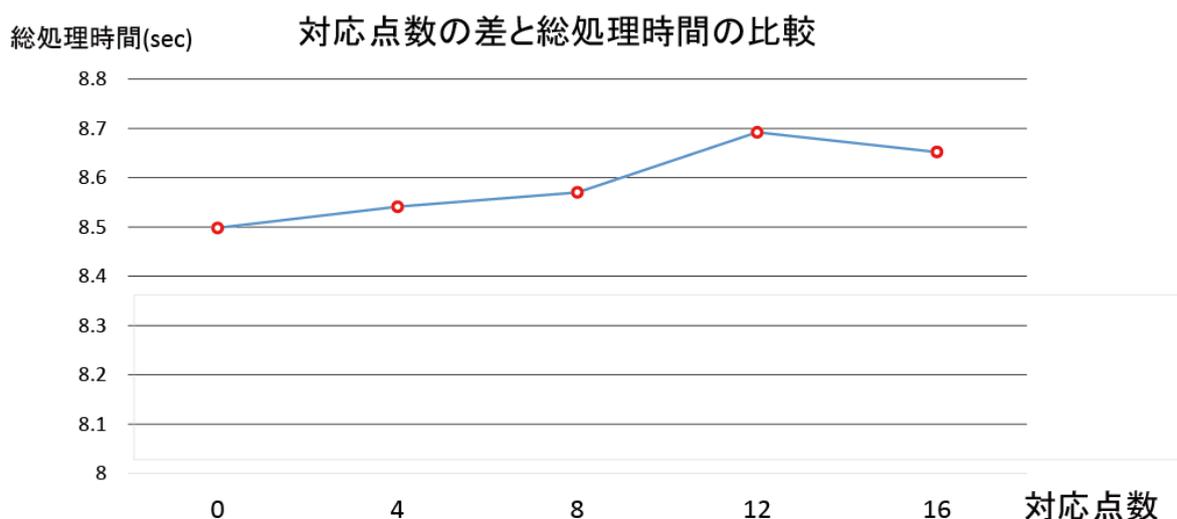
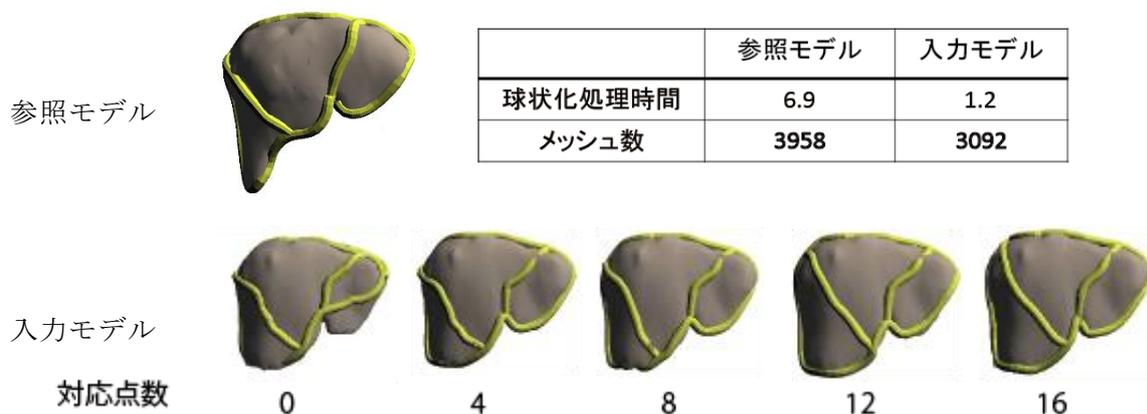


図 4.2.3 : 対応点数の変化が処理時間とフレームの精度に及ぼす影響

次に使用するモデルによってどのような変化が生じるか、検証を行った。図 4.2.4 を見てみると、同じ参照モデルを使用した例 1、2 は 50 秒以上の処理時間に対し、例 3 は 10 秒程度の処理時間である。また、例 1、2 は例 3 に比べてフレームが滑らかでない。球状化の処理時間にはほとんど差異がないため、対応点の位置あわせに時間がかかっており例 1、2 の参照モデルを使用した場合、処理時間が長くなると推測される。つまり、使用する肝臓モデルの形状によって処理時間が大きく変化し、フレームの精度にも影響すると考えられる。

	例 1		例 2		例 3	
	参照	結果	参照	結果	参照	結果
						
球状化時間 (sec)	1.5	1.5	1.5	1.2	1.4	1.9
総処理時間 (sec)	57.9		55.5		11.4	
メッシュ数	3478	3092	3478	3958	3092	3754

図 4.2.4：使用モデルの差が処理時間とフレームの精度に及ぼす影響

以上より、処理時間は対応点数にはあまり影響を受けないが、肝臓形状によって左右されることがわかる。また、三角形メッシュ数を増やすと処理時間は大きく増加する。このように処理時間は入力肝臓モデルの形状や三角形メッシュ数など複数の要素によって変化するため、図 4.2.4 の例 1 と例 3 のように触れ幅が大きく結果が不安定である。また、提案手法ではユーザーが対応点の入力を行っており、対応点の選択によってフレームの位置が変化するため再現性に乏しいという問題がある。本手法ではある程度の大まかなフレーム配置を実現することはできるが、手動生成で作成したような精度の高いフレーム生成は実現できておらず、改善が望まれる。また、参照したフレームモデルを配置することで外形把握に適したフレームの生成ができたとしても血管保護などの条件を満たしているとは限らない。これらの条件を満たすようフレーム形状を最適化することも視野にいたしたフレームの改善が望まれる。

第5章 結論と今後の課題

5.1 結論

本研究ではフレーム構造の簡易肝臓モデルを短時間で作成できるシステムの構築を目指し、実際に作成時間を短縮することができた。手動生成によって作成したフレームモデルは実際の手術前検証でも用いられており有効な結果をだすことができた。被験者実験でのフレーム作成時間は20分程度あり、一般ユーザーでも提案システムを用いたフレーム作成が可能だということができる。自動的なフレーム配置では参照フレームを入力モデルの形状に合わせて変形、配置するという手法を用いた。おおまかな位置は合っているものの、手動での位置調整が必要であり、実用的な手法とはいえない。手動でのフレームモデルの最短制作時間は10分であるが、更なる時間の短縮を望む場合やはり自動でのフレーム生成が必要となる。

5.2 今後の課題

手動生成における改善方法は、4.1節で述べた通り、ユーザーインターフェースをより直感的にすることである。インターフェースの改善は被験者実験から得られた意見が重要であるため、今後もシステムの改善と被験者実験を交互に行い、より良いシステムを開発したい。

自動生成においてはまだ望ましい結果が得られていないので、現在の手法の改善、または異なる手法での実験が必要である。参考になる研究としては、内臓の統計モデルを作成する際の対応点を抽出する手法であるLiらの手法[18]や、2つの入力形状の頂点群を変形をゆるして位置合わせするBrownらの手法[19]がある。Liらの手法は内臓の対応点を抽出するという目的が本研究と合致しており成果が期待できる。芯線の点に対応する点を抽出することでユーザーが対応点を選択する必要がなくなるという利点がある。Brownらの手法は入力モデルの形状特徴を考慮してモデルの全体の変形と位置あわせを行うため本研究で用いた局所的な位置あわせ手法よりも高い精度でのフレーム配置が可能だと考えられる。フレームの自動配置が実現すれば手動生成の改善を行うよりもユーザーの負担を軽減できるのでこれらの文献の調査と検証を行いたい。

謝辞

本研究に際して、ご指導賜りました三谷純先生と金森由博先生に感謝いたします。三谷純先生には研究や論文の執筆、発表の仕方まで丁寧なご指導やご助言をいただきました。金森由博先生には貴重なお時間を割いていただき研究に役立つ手法や文献を提案して頂きました。お二人に深謝いたします。また、本研究のため実験に快くご協力いただきました大城先生と実験協力者の方々に感謝の意を表します。日頃からご指摘、ご協力いただきました非数値処理アルゴリズム研究室の皆様、ご支援いただきました全ての方々に感謝の気持ちと御礼を申し上げたく、謝辞にかえさせていただきます。

参考文献

- [1] 『毎日新聞』 茨城県版 2015年7月16日「大日本印刷と筑波大、医療用の臓器立体模型を3Dプリンタで安価に作成する手法開発」.
- [2] 岡本信吾、李在勲、三浦裕正、菊池恵一、「膝周辺の骨の3D造形と膝骨格系ロボットの開発」『日本コンピュータ外科学会誌』 Vol. 17 (2015年) 183-184.
- [3] Ondrej Stava, Juraj Vanek, Bedrich Benes, Nathan Carr, Radomír Měch. Stress Relief: Improving Structural Strength of 3D Printable Objects. ACM Transactions on Graphics, Vol. 15, No. 4, Article 48, 2012.
- [4] Weiming Wang, Tuanfeng Y. Wang, Zhou wang Yang, Ligang Liu, Xin Tong, Weihua Tong, Jiansong Deng, Falai Chen and Xiuping Liu. Cost-effective Printing of 3D Objects with Skin-Frame Structures. ACM Transactions on Graphics, Vol. 32, No.6 (2013), Article 177, 2013.
- [5] Fernando de Goes, Siome Goldenstein, Mathieu Desbruna and Luiz Velho. EXOSKELETON: Curve Network Abstraction for 3D Shapes. Computers and Graphics, Vol. 35 No. 1, pp.112-121,2011
- [6] Kai Hormann, Bruno Lévy and Alla Sheerz. Mesh parameterization: theory and practice.2007.
- [7] Michael Garland and Paul S. Heckbert. Surface simplification using quadric error metrics. SIGGRAPH '97 Proceedings of the 24th annual conference on Computer graphics and interactive techniques. pp. 209-216.
- [8] Quadric Mesh Simplification with Source Code.
<http://voxels.blogspot.jp/2014/05/quadric-mesh-simplification-with-source.html>. (参照 2016-1-8).
- [9] 酒井理雄. C言語による輪郭追跡処理について.
<http://homepage2.nifty.com/tsugu/sotuken/binedge/#algorithm>. (参照 2016-1-8).
- [10] Joseph S. B. Mitchell, David M. Mount and Christos H. Papadimitriou. THE DISCRETE GEODESIC PROBLEM. SIAM Journal on Computing, Vol. 16, No. 4, pp. 647-668, 1987.
- [11] Joseph O'Rourke. Computational Geometry Column 35. ACM SIGACT News, Vol. 30 No. 2, pp. 31-32, 1999.
- [12] geodesic. <https://code.google.com/p/geodesic/> (参照 2016-1-8).
- [13] Marc Alexa. Merging Polyhedral Shapes with Scattered Features. The Visual Computer, Vol. 16, No. 1, pp. 26-37, 2000.
- [14] Shuhua Lai, Fuhua (Frank) Cheng and Fengtao Fan. Fast Spherical Mapping for Genus-0 Meshes. Advances in Visual Computing Volume 5876 of the series Lecture Notes in Computer Science. pp. 982-991, 2009.
- [15] C. Bradford Barber, David P. Dobkin and Hannu Huhdanpaa. The Quickhull Algorithm for Convex Hulls. ACM Transactions on Mathematical Software, Vol. 22, No. 4, pp. 469-483, 1996.

- [16] Bounding Volume Hierarchy (BVH) の実装 - 構築編.
<http://qiita.com/omochi64/items/9336f57118ba918f82ec>. (参照 2016-1-8)
- [17] Ingo Wald, Solomon Boulos and Peter Shirley. Ray Tracing Deformable Scenes Using Dynamic Bounding Volume Hierarchies. ACM Transactions on Graphics, Vol. 26, No. 1, Article 6, 2007.
- [18] Guangxu Li, Hyungseop Kim, Joo Kooi Tan and Seiji Ishikawa. 3D Organic Shape Correspondence Using Spherical Conformal Mapping. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering Volume 39 of the series IFMBE Proceedings, pp. 943-946, 2013.
- [19] Benedict J. Brown and Szymon Rusinkiewicz. Global Non-Rigid Alignment of 3-D Scans. ACM Transactions on Graphics, Vol. 26, No. 3, Article 21, 2007.
- [20] Autodesk 3ds Max. <http://www.autodesk.co.jp/products/3ds-max/overview>. (参照 2016-1-8).

付録

第 4 章で述べた被験者実験で使用した資料を添付している。

資料の目次

肝臓のフレームモデル制作ソフトウェアの評価実験概要	41
肝臓のフレームモデルと提案システムの紹介スライド	42
フレームモデル制作チュートリアル	45

肝臓のフレームモデル制作ソフトウェアの評価実験概要

実験の目的

肝臓の手術に用いる肝臓のフレームモデルを制作するソフトウェアの評価を行い、機能の向上や改善を図ること。

実験の手順

1. フレームモデルとは何か(5分程度)
2. ソフトウェアの紹介・フレームモデル制作のチュートリアル(20分程度)
3. 異なる肝臓データを用いたフレームモデルの作成(20分程度)
4. アンケート評価(10分程度)

評価アンケート

1. ソフトウェアに関する項目

設問	<div style="display: flex; justify-content: space-between; width: 100%;"> 全くそう 思わない どちらとも いえない そう思う </div> <div style="text-align: center; margin-top: 5px;"> 1 2 3 4 5 </div>				
	機能の使い方がわかりやすい	1	2	3	4
操作が簡単である	1	2	3	4	5
思い通りにフレームを配置できる	1	2	3	4	5
機能は十分である	1	2	3	4	5
完成したフレームモデルは満足のものである	1	2	3	4	5
完成したフレームモデルは手術前検証に用いることができる	1	2	3	4	5

2. 被験者に関する項目

手術の経験回数（おおよそ）	
普段どのくらいパソコンを使うか	<div style="display: flex; justify-content: space-between; width: 100%;"> 全く使わない 週2程度 毎日使う </div> <div style="text-align: center; margin-top: 5px;"> 1 2 3 4 5 </div>
パソコンの主な使用用途	
フレームモデルに対する感想	

アンケートは以上です。ご協力ありがとうございました。

肝臓のフレームモデルと提案システムの紹介スライド

肝臓のフレームモデル制作ソフトウェアの機能紹介

本システムの目的

肝臓の3次元モデルから肝臓表面をフレーム構造とした3Dプリンタで出力可能な肝臓モデルを生成すること



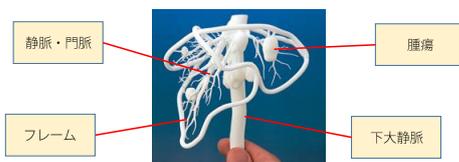
患者のCT画像から生成された肝臓の3次元モデル

本システム



肝臓表面をフレーム構造とした簡易臓器モデル

フレームモデルとは



肝臓の外形把握の支援、血管の保護、そして材料コスト削減を実現することのできる形状手術前検証に用いることを目的としている

フレーム制作の流れ

1. ファイルの入力
2. フレームの配置
3. 一体形成の確認
4. フレーム保護の確認
5. データ出力



フレームモデル制作ソフトウェア

ファイルの入力

入力されるファイル
シナプス・ヴィンセントから作った複数のSTLファイル
(肝臓、下大静脈、静脈、門脈、腫瘍、胆嚢)



入力された肝臓モデルの例



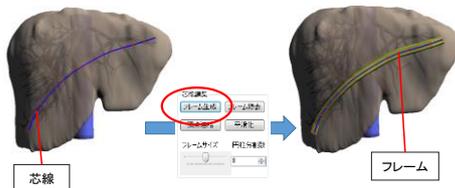
ファイル読み込み画面

フレーム制作の流れ

1. ファイルの入力
2. フレームの配置
3. 一体形成の確認
4. フレーム保護の確認
5. データ出力

フレームの配置

- フレームの芯線を入力し、フレーム生成ボタンを押すとフレームが生成される



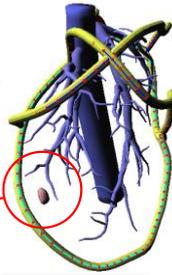
フレーム制作の流れ

1. ファイルの入力
2. フレームの配置
3. 一体形成の確認 ←
4. フレーム保護の確認
5. データ出力

一体形成の確認(1/3)

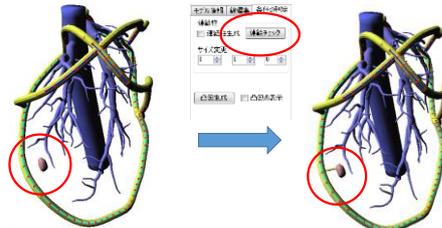
一体形成とは??
3Dプリンタで出力する際、
全てが連結され1つのモデルに
なっている必要がある。

一体形成がなされていない例
腫瘍が宙に浮いている



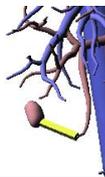
一体形成の確認(2/3)

連結チェックボタンを押すことで一番近いモデルに自動的に
連結柱が追加される



一体形成の確認(3/3)

• ただし、静脈や門脈の先など連結するのにふさわしくない場所の場合、手動で連結する必要がある



連結にふさわしくない例
門脈の先は強度の問題により連結できない

フレーム制作の流れ

1. ファイルの入力
2. フレームの配置
3. 一体形成の確認
4. フレーム保護の確認 ←
5. データ出力

フレーム保護の確認(1/2)

- 血管は非常に壊れやすい
- 入力したフレームで保護されているかどうか自動的に判定してあげる必要がある



フレーム保護の確認(2/2)

凸包生成ボタンを押すとフレームで保護されている部分が表示される血管が全て覆われるように配置する

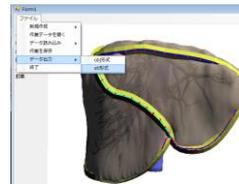


フレーム制作の流れ

1. ファイルの入力
2. フレームの配置
3. 一体形成の確認
4. フレーム保護の確認
5. データ出力 ←

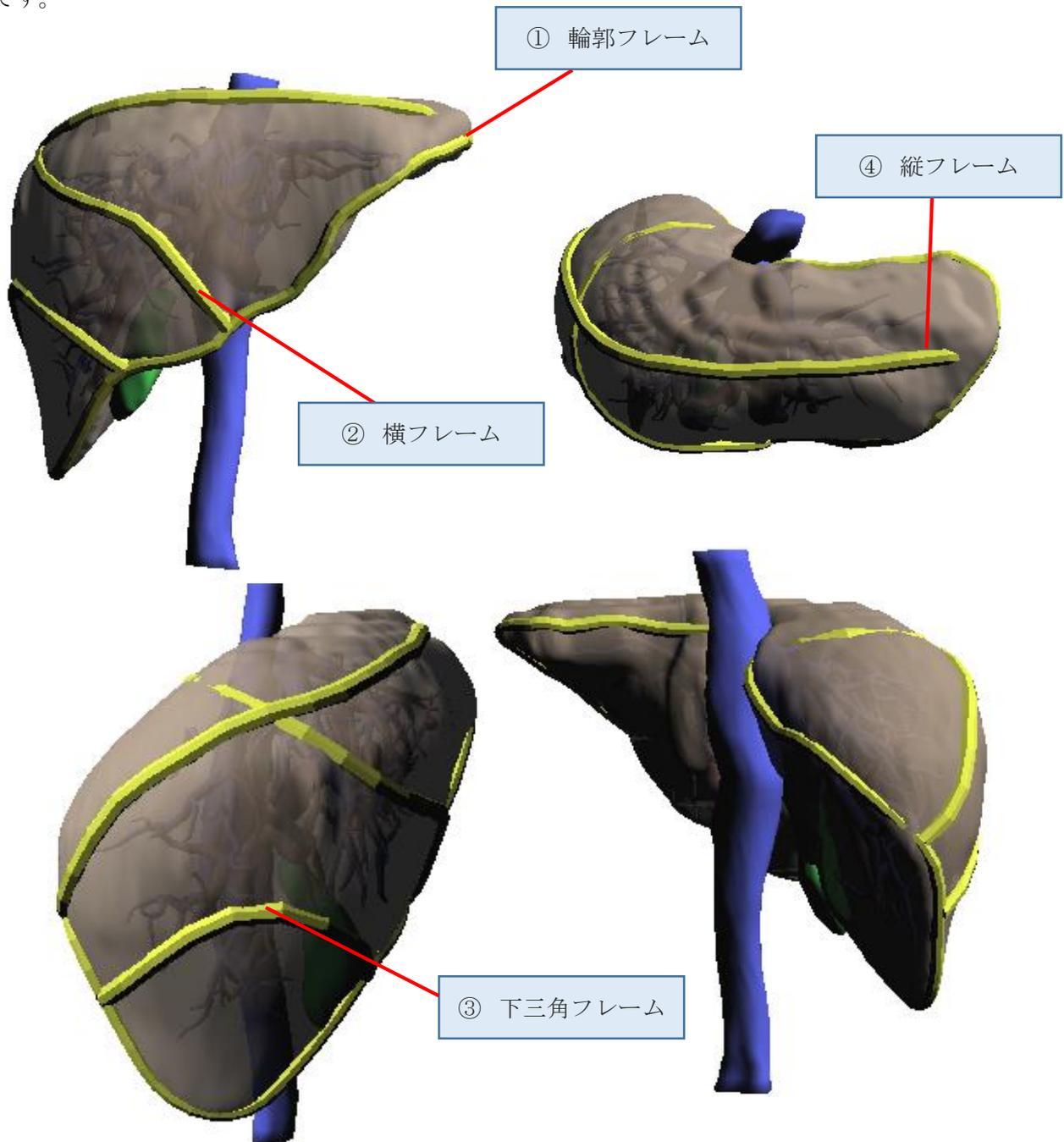
データ出力

完成したフレームモデルを出力する



フレームモデル制作チュートリアル

説明した機能を使って下図のようなフレームモデルを制作します。4 つとも同じフレームモデルです。



フレームモデルを生成するのに必要なのは上図の4つのフレームです。それぞれ

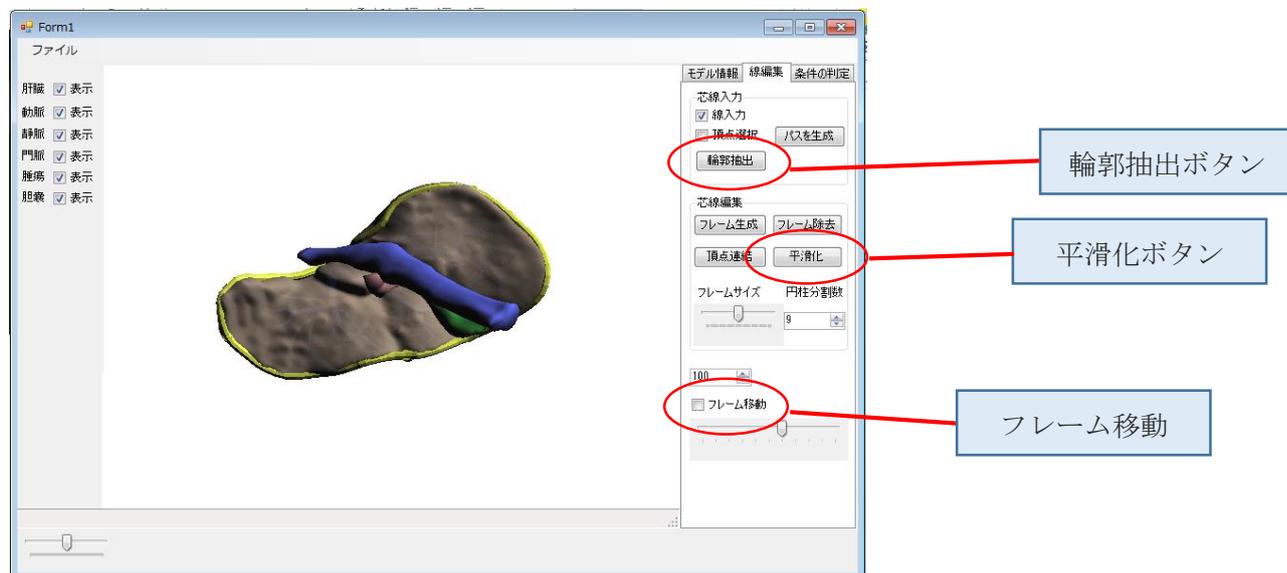
- ① 輪郭フレーム
- ② 横フレーム
- ③ 縦フレーム
- ④ 下三角フレーム

と呼ぶことにします。

手順 1

輪郭抽出 を使って輪郭フレームを抽出します。肝臓を下図のように回転させ、輪郭抽出ボタンを押します。

マウスの右ボタンを押しながらドラッグすることでモデルを回転することができます。



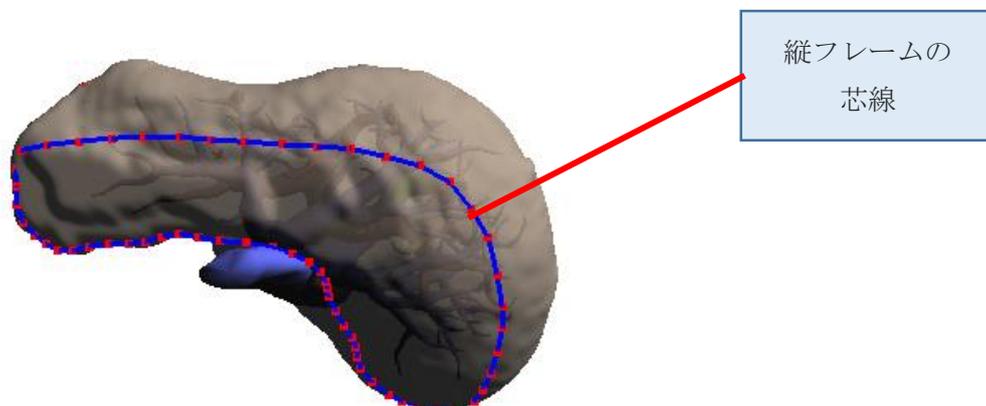
平滑化ボタンを使って抽出した輪郭線を滑らかにします。

位置の微調整はフレーム移動にチェックを入れ、頂点をドラッグすることで行うことができます。

手順 2

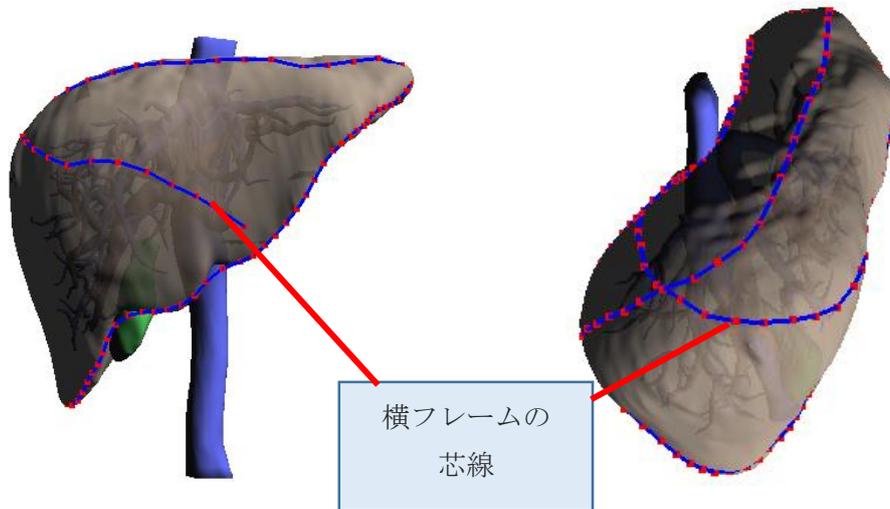
縦フレームを作ってきます。線入力にチェックを入れると肝臓表面に芯線を描くことができます。

芯線のかき始めとおわりはダブルクリックでおこないます。図のように上から見て肝臓を半分に分割するような芯線を描きます。



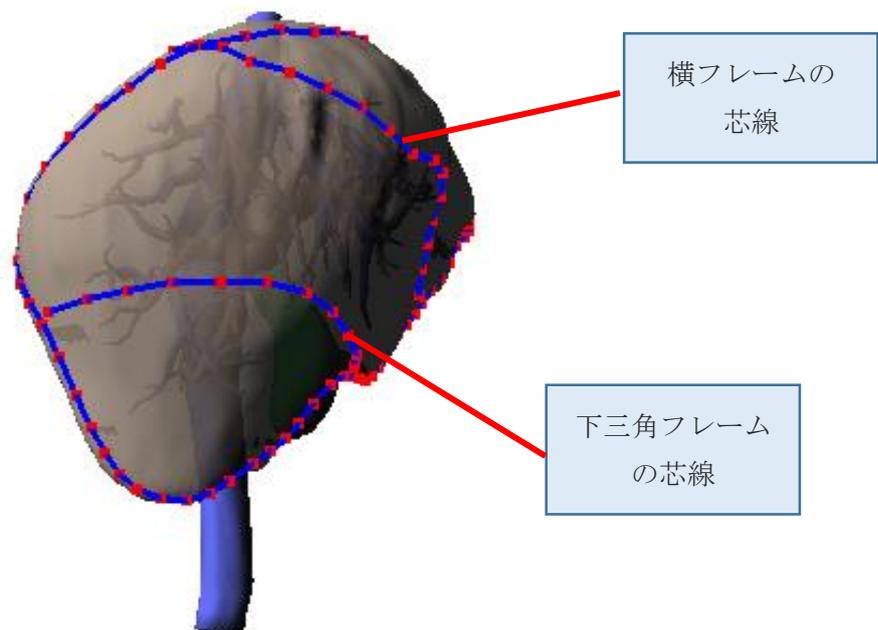
手順 3

横フレームをつくります。肝臓の膨らみ大きい部分を横切るように芯線を描いていきます。



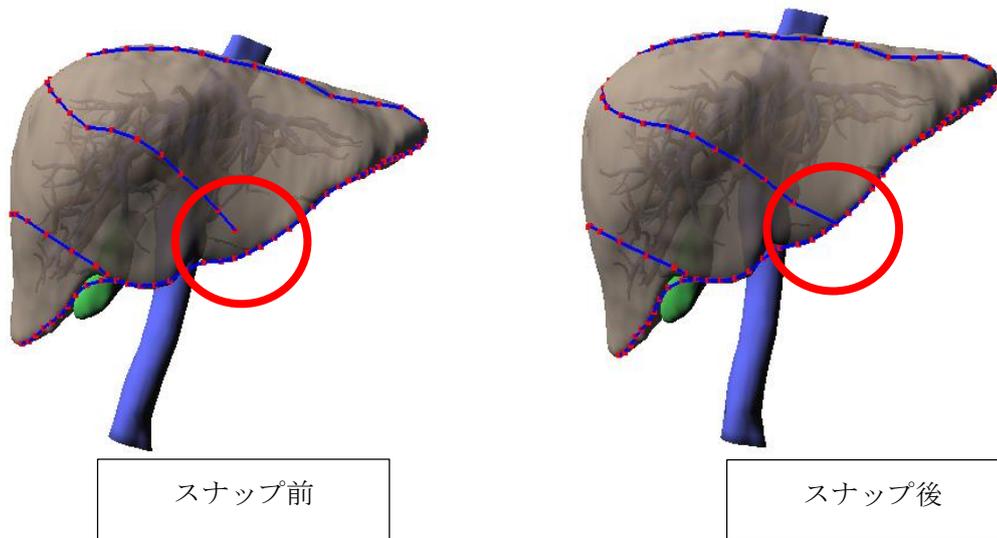
手順 4

下三角フレームをつくっていきます。肝臓を右葉側からみて図の部分横切るように芯線を入力します。



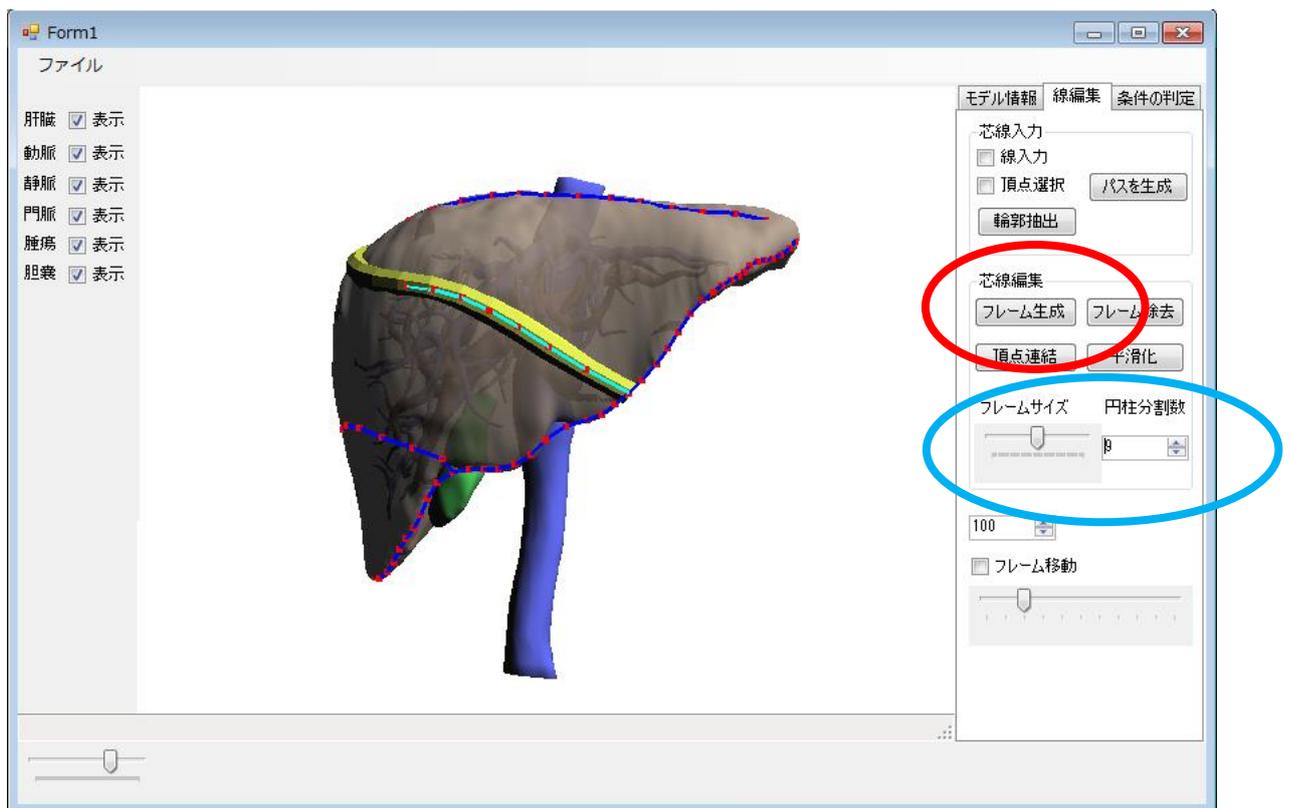
手順 5

芯線同士を連結させます。フレーム移動にチェックを入れ、連結させたい頂点の近くまでドラッグします。



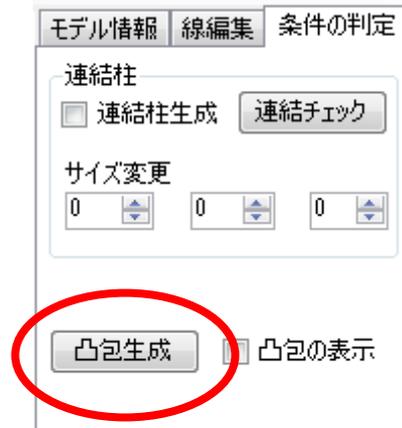
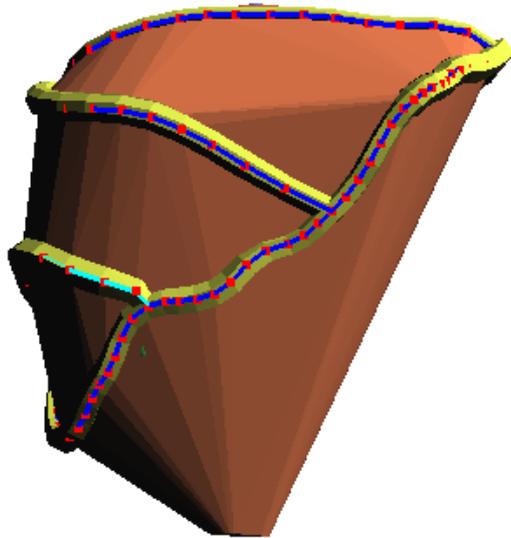
手順 6

配置した芯線にそったフレームを生成します。芯線を選択し、フレーム生成ボタンを押すとフレームができます。フレームを構成する円柱の半径や分割数は青丸の部分で変更することができます。



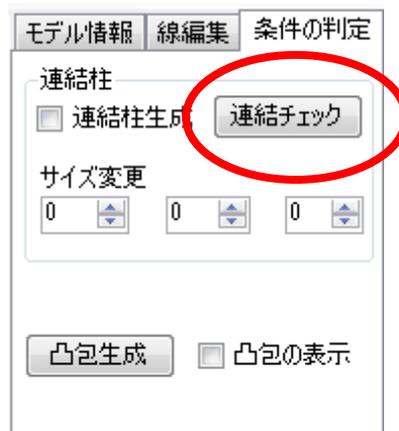
手順 7

フレームが保護されているかどうかを確認しましょう。凸包生成ボタンで確認できます。赤い部分はフレームによって保護されているところです。血管がはみ出ていなければ血管はフレームによって保護されています。



手順 8

一体形成の確認を行います。連結チェックボタンを押すと自動的に連結されているかチェックし、支柱を配置しますが、手作業で支柱を配置する必要がある場合もあります。



手動で支柱を追加する場合は任意の 2 点間を選択することで支柱をつくることができます
以上でフレームモデルの完成です。

