

ステレオ視による鶏胸肉血管モデルの血管深さ推定

Estimation of blood vessel depth in chicken breast vessel model by stereo viewing

○菅原聖弥*, 大竹真央*, 佐川貢一*

○Seiya Sugawara*, Mao Otake*, Koichi Sagawa*

*弘前大学

*Hirosaki University

キーワード：自動穿刺(Automatic puncture), ロボットビジョン(Robot vision), 屈折(Refraction), 模擬血管(Simulated blood vessel), 深さ推定(Depth estimation)

連絡先：〒036-8561 青森県弘前市文京町 3

弘前大学大学院 理工学研究科 理工学専攻 機械科学コース 佐川・大竹研究室

菅原聖弥, Tel:090-4316-0116, Email:h24ms517@hirosaki-u.ac.jp

1. はじめに

今日の臨床検査において、採血は病気の予測や診断を行うために必要不可欠である。しかし、人員不足による検査時間の長期化¹⁾や血液接触による感染症の危険などの問題がある。これらの問題を解決するために採血の自動化についての研究が進められている²⁾³⁾。従来の研究では、ゼラチンと寒天をベースとする平坦な模擬皮膚を利用した血管モデルや市販の採血練習用のパッドを対象とした穿刺実験が行われてきた。本研究の最終的な目標は、ヒトを対象とした穿刺実験を行うことである。そして、正確な穿刺を行うためには、高精度な血管位置の推定が必須である。

そこで本研究では、ヒトにより近い外見のモデルとして、市販の鶏胸肉と模擬血管を使用したモデルを作製した。そして、より確実な穿刺を行うために、ステレオカメラを利用した血管位置推定法で血管深さを推定し、精

度の検証を行う。

2. 原理

本研究では、最初にモデルの皮膚表面形状を計測し、その後に血管位置推定を行う。

Fig.1 は皮膚形状計測の原理図である。皮膚形状計測には、ステレオカメラと可視光プロジェクタを用いる。プロジェクタから輝線画像を投影し、モデルのステレオ画像を取得する。カメラ 1 の画像に投影された輝線上の点 m_1 を定め、カメラ 2 の画像座標系のエピ極線の式を導出する。次に、カメラ 2 の画像に投影された輝線とエピ極線の交点 m_2 を求める。そして、対応点 m_1, m_2 から三次元点の座標 M を計算する。以上の手順を繰り返すことで、モデルの皮膚表面形状が三次元の点群として得られる。

Fig.2 は血管の三次元位置推定の原理図である。ステレオカメラで撮影した血管像から、

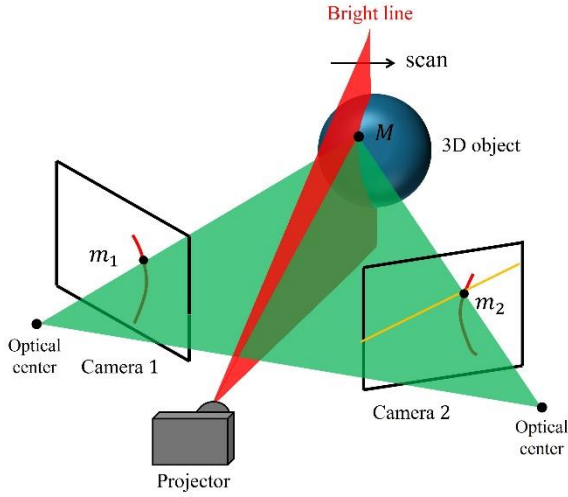


Fig. 1 Principle of skin surface shape acquisition

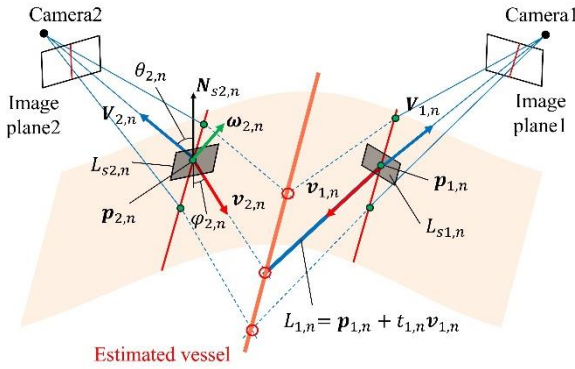


Fig. 2 Principle of 3D position estimation of blood vessel

カメラ位置まで向かう単位ベクトルをカメラの視線ベクトル $\mathbf{V}_{i,n}$ とする。 i はカメラの番号、 n は血管像の分割数である。得られた視線ベクトル $\mathbf{V}_{i,n}$ と皮膚点群を用いて、視線ベクトル $\mathbf{V}_{i,n}$ が入射する皮膚平面 $L_{si,n}$ を定義する。この時、皮膚平面 $L_{si,n}$ は視線ベクトルの近傍に位置する皮膚点群を選択し、平面近似することで導出する。本研究では、視線ベクトルの近傍 3 mm 以内の皮膚点群を選択した。対応する視線ベクトルと皮膚平面の交点を入射点 $\mathbf{p}_{i,n}$ とする。視線ベクトル $\mathbf{V}_{i,n}$ と

皮膚平面 $L_{si,n}$ の単位法線ベクトル $\mathbf{N}_{si,n}$ の内積を求めることで、カメラから入射点 $\mathbf{p}_{i,n}$ に対する入射角 $\theta_{i,n}$ を導出する。また、スネルの法則を用いて入射角から屈折角 $\varphi_{i,n}$ を導出する。

$$\theta_{i,n} = \cos^{-1}(\mathbf{N}_{si,n} \cdot \mathbf{V}_{i,n}) \quad (1)$$

$$\varphi_{i,n} = \sin^{-1}\left(\frac{n_{air}}{n_{skin}} \sin \theta_{i,n}\right) \quad (2)$$

ただし、モデルの模擬皮膚内の屈折率を $n_{skin} = 1.50$ 、空気中の屈折率を $n_{air} = 1.00$ とした。次に、屈折後の光路を表すベクトル $\mathbf{v}_{i,n}$ を求める。入射角と屈折角の差を、回転角 $\gamma_{i,n}$ と定義する。

$$\gamma_{i,n} = \theta_{i,n} - \varphi_{i,n} \quad (3)$$

屈折後の光路のベクトル $\mathbf{v}_{i,n}$ は、視線ベクトル $-\mathbf{V}_{i,n}$ を入射点 $\mathbf{p}_{i,n}$ で、式(3)で導出した角度分回転させることで導出する。回転するのに必要な回転軸を表す単位ベクトル $\boldsymbol{\omega}_{i,n}$ は、視線ベクトル $\mathbf{V}_{i,n}$ と皮膚平面の単位法線ベクトル $\mathbf{N}_{si,n}$ の両方と垂直である必要があるので、外積を用いて以下のように導出する。

$$\boldsymbol{\omega}_{i,n} = \mathbf{V}_{i,n} \times \mathbf{N}_{si,n} \quad (4)$$

屈折後の光路を表すベクトル $\mathbf{v}_{i,n}$ は以下の式で導出する。

$$\mathbf{v}_{i,n} = R_{i,n}^{\boldsymbol{\omega}_{i,n}\gamma_{i,n}}(-\mathbf{V}_{i,n}) \quad (5)$$

ここで、 $R_{i,n}^{\boldsymbol{\omega}_{i,n}\gamma_{i,n}}$ は $-\mathbf{V}_{i,n}$ を回転軸 $\boldsymbol{\omega}_{i,n}$ まわりに角度 $\gamma_{i,n}$ 回転させるロドリゲスの回転行列である⁴⁾。入射点 $\mathbf{p}_{i,n}$ から単位方向ベクトル $\mathbf{v}_{i,n}$ 方向へのベクトルを屈折光とする

と、屈折後の光路を表す三次元直線式は以下のようになる。

$$\mathbf{L}_{i,n} = \mathbf{p}_{i,n} + t_{i,n}\mathbf{v}_{i,n} \quad (6)$$

ただし、 $t_{i,n}$ は任意の実数とする。血管像の始点から終点までの点群を用いて $\mathbf{L}_{i,n}$ を求め、左右の $\mathbf{L}_{i,n}$ 同士の交点、または二つの直線の最短距離となる二点間の中点を三次元推定位置点とする。得られた点群を直線近似して模擬血管の三次元位置とする。

3. 実験

3.1 作製モデル

作製した鶏胸肉血管モデルを Fig.3 に示す。モデルの寸法は約 50 mm×60 mm×15 mm である。モデルは、模擬血管上部付近で模擬皮膚が少し盛り上がった形状となっている。模擬皮膚には薄切りにした鶏胸肉、模擬血管にはシリコンチューブ(内径 3 mm×外径 4 mm)を使用した。厚さ約 10 mm の鶏胸肉を土台とし、その上に模擬血管を置き、さらにその上に模擬皮膚を被せてモデルを作成した。また、模擬血管が動かないように両端を黒テープで止めており、模擬血管には模擬血液を入れている。模擬血液は、水に濃度 0.3 w/v % の模擬血液作製用粉末(11266-080, 京都科学)を溶かした溶液と濃度 0.5 v/v % の墨汁を混合して作製した。墨汁を付加することで、近赤外光の吸収特性を実現した。作製したモデルの皮膚表面から血管中心までの深さを超音波画像診断装置で計 3 カ所実測した。その結果、深さの実測値(平均±標準偏差)は 3.7 ± 0.1 mm であった。

3.2 実験装置

実験装置の概略を Fig.4 に示す。実験装置

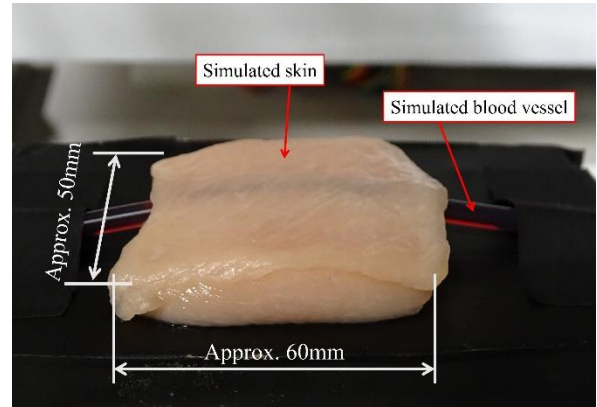


Fig. 3 Chicken breast vessel model

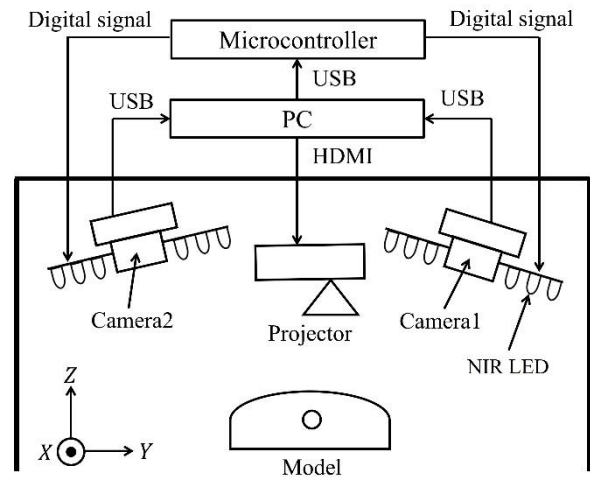


Fig. 4 Schematic of experimental apparatus

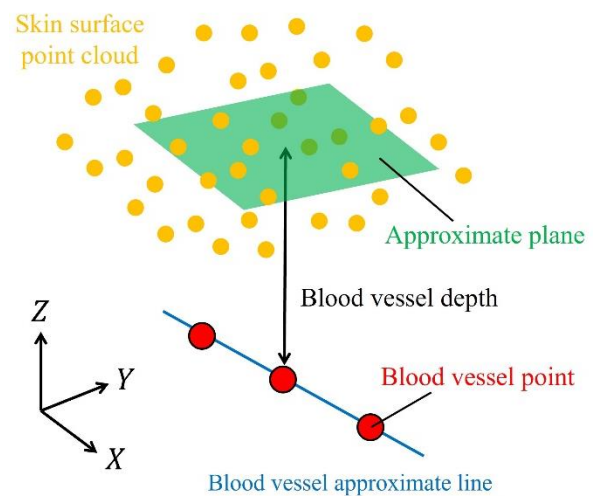


Fig. 5 Principle of blood vessel depth measurement

はプロジェクタ、2台のカメラ、暗幕、模擬血管、画像処理用コンピュータから構成される。本研究で使用するプロジェクタ (Smart Beam Laser, United Object) は、レーザー投写型の充電式超小型モバイルプロジェクタである。プロジェクタを用いて、皮膚表面形状の取得のために輝線を投影した。本研究で使用するカメラ (MCM-303NIR, Gazo) は、USB3.0 で PC と接続可能な CMOS カメラである。モデルの血管像やプロジェクタから投影される輝線を2台のカメラによって撮影した。それぞれのカメラには、ピーク波長が 940 nm の近赤外 LED (OSIR5113, OptoSupply) を 81 個使用した投光基板を取り付けており、撮影時に点灯、撮影終了時に消灯させるようにマイクロコントローラ (Arduino UNO R3, Arduino) でデジタル信号による制御を行っている。近赤外の光は生体透過性が高く、生体内のより深い位置の情報を得ることが可能であるため、血管のコントラストが明確になる。モデルをカメラで撮影し、血管位置を推定する際、室内光による可視光波長の影響を抑えるため、暗幕によって遮光した。また、計算には MATLAB R2019a を使用した。

3.3 実験方法

鶏胸肉血管モデルを適当な位置に配置し、遮光環境下でプロジェクタにより輝線を投影して、ステレオカメラで撮影し、皮膚表面形状の取得を行った。次に、遮光環境下で鶏胸肉血管モデルをステレオカメラで撮影した。その際、カメラに付随する近赤外投光器のみを光源とした。次に、画像からモデルの模擬血管部のみを抽出し、空気とモデルの境界面でのカメラ視線の屈折の影響を考慮して模擬血管の三次元位置を推定した。

本研究では、皮膚表面から推定した血管中心までの深さを計測し、実測値との比較を行

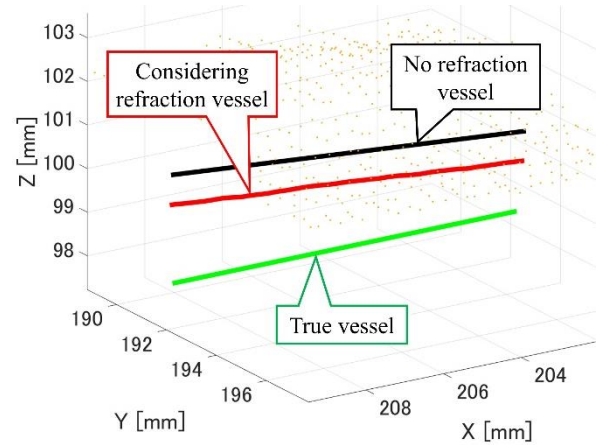


Fig. 6 Estimated location of blood vessel

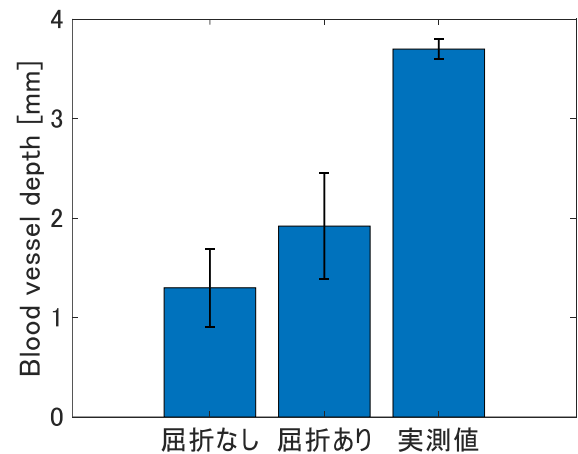


Fig. 7 Comparison of blood vessel depth

った。以下に血管深さの計測方法を説明する。Fig.5 は血管深さ計測の原理図である。血管点と皮膚点を XY 平面に投影し、血管点の二次元座標を (X_b, Y_b) 、皮膚点の二次元座標を (X_s, Y_s) とすると、血管点と皮膚点との距離 d は、

$$d = \sqrt{(X_b - X_s)^2 + (Y_b - Y_s)^2} \quad (7)$$

で表せる。次に、血管点の近傍 2 mm 以内の皮膚点を探索し、外れ値データを除去して、平面近似により皮膚平面を定義する。定義した平面式は、以下のように表せる。

$$aX + bY + cZ + d = 0 \quad (8)$$

ここで、 a, b, c, d は平面式の係数である。次に、定義した皮膚平面と血管点の距離を求める。血管点の三次元座標 (X_b, Y_b, Z_b) と皮膚平面との距離 h は、

$$h = \frac{|aX_b + bY_b + cZ_b + d|}{\sqrt{a^2 + b^2 + c^2}} \quad (9)$$

で表せる。この距離を血管深さとする。本研究では、分割した血管点ごとに皮膚平面からの深さを計測し、平均を求める。

4. 実験結果と考察

Fig.6 は、推定した血管の位置を示している。また、Fig.7 は、カメラの視線の屈折を考慮しない場合および、カメラの視線の屈折を考慮した場合での血管深さと、超音波画像診断装置で測定した血管深さの比較である。まず、屈折を考慮しない場合の血管深さ(平均±標準偏差)は、 1.3 ± 0.4 mm であった。一方、屈折を考慮した場合の血管深さは、 1.9 ± 0.5 mm であり、屈折を考慮した場合の方が血管は深く推定された。次に、屈折を考慮した場合の血管深さと実測値を比較すると、屈折を考慮した場合の血管は約 1.8 mm 浅い位置に推定された。この結果に対する考察として、作製したモデルの屈折率が妥当ではないことが考えられる。本研究では、作製したモデルの屈折率を 1.50 と設定した。しかし、このパラメータは先行研究で使用していた採血練習用のパッドの屈折率であるため、鶏胸肉血管モデルの屈折率とは異なる可能性がある。したがって、推定された血管深さに誤差が生じていると考えられる。次に、モデル内部での光の散乱の影響が考えられる。光の散乱の影響

が無い場合、血管の側面部や下部付近の情報もステレオカメラで撮影できるため、血管深さの推定精度は良くなる。しかし、散乱の影響がある場合、血管の側面部や下部付近の情報が消され、残りの部分から血管軸の探索を行うため、血管がより浅く推定されると考えられる。モデル内部の光の散乱の影響下で血管深さの推定精度を向上させるには、見えにくい血管の側面部や下部付近の情報を復元させる必要がある。

5. おわりに

本研究では、ヒトにより近い外見のモデルとして、鶏胸肉血管モデルを作製した。そして、モデルの血管深さを推定した結果、カメラの視線の屈折を考慮した場合の血管は、屈折を考慮しない場合の血管よりも約 0.6 mm 深く推定された。次に、カメラの視線の屈折を考慮した場合の血管深さと実測値を比較すると、血管は約 1.8 mm 浅く推定された。この結果の原因には、モデルの屈折率や、モデル内部での光の散乱の影響が考えられる。今後は、屈折率測定装置を使用してモデルの屈折率を正確に測定し、モデル内部での光の散乱を考慮した血管位置推定法の検討を行う予定である。

参考文献

- 1) 斉藤順子, 井上文緒, 小島佳也, 松本一博, 保嶋実, “弘大病院中央採血室におけるトラブルについて”, 臨床病理, Vol. 58-6 (2010), pp. 577-580
- 2) 佐川貢一, 藤本拓人, 小出達哉, 長井力, “赤外線カメラを用いた非接触位置計測による半透明皮膚モデル内の模擬血管へ

の自動穿刺法の開発”，日本機械学会論文
集，Vol. 89，No. 917 (2023)

- 3) Alvin I. Chen, Max Loeb Balter, Timothy J. Maguire, Martin L. Yarmush, “Deep learning robotic guidance for autonomous vascular access”, Nature Machine Intelligence VOL 2 (2020), pp104-115
- 4) 牧野洋, “3 次元機構学” (1998), 日刊工業新聞社, pp. 26-27