

## 自動採血のための6自由度穿刺ロボットの開発

### Development of 6-DOF puncture robot for automatic blood sampling

○小出達哉\*, 長井力\*, 佐川貢一\*

○Tatsuya Koide\*, Chikara Nagai\*, Koichi Sagawa\*

\*弘前大学大学院

\*Hirosaki University

キーワード： 自動採血 (automatic blood sampling), 医療ロボット (medical robot), 静脈穿刺 (venipuncture), カセンサ (force sensor), 逆血検知センサ (reverse blood detection sensor)

連絡先： 〒 036-8561 青森県弘前市文京町 3 番地  
弘前大学大学院 理工学研究科 理工学専攻 知能機械工学コース 佐川研究室  
小出達哉, Tel.: (080)4040-5307, E-mail: h19ms613@hirosaki-u.ac.jp

## 1. 諸言

臨床現場では、血液検査のために採血が日常的に行われており、病気の診断や病状の把握に必要不可欠である。しかし、採血は個人の技量に大きな差があり、穿刺ミスによる皮下出血や神経損傷のリスクがある。また、針刺し事故や血液接触による感染症といった重大な問題も抱えている<sup>1)</sup>。これらの問題を解決するために採血の自動化は有効であると考えられる。自動採血実現のためには、確実に、そして安全に静脈に穿刺するシステムが必要となる。そこで本報告では、高精度に針先位置制御が可能であり、針先に加わる力の変化や逆血検知により、血管後壁貫通を防止する、6自由度穿刺ロボットを開発する。そして、ステレオカメラを使用して、人の皮膚を模したファントム内に埋設した模擬血管の3次元位置を推定し、自動穿刺及び血管壁貫通の判断を行って、その有効性を検証する。

## 2. 実験装置

### 2.1 6自由度穿刺ロボット

確実な静脈穿刺を可能とするために、ロボットによる針先位置制御誤差の目標は $\pm 0.5$  [mm]とした。開発した6自由度穿刺ロボットをFig.1

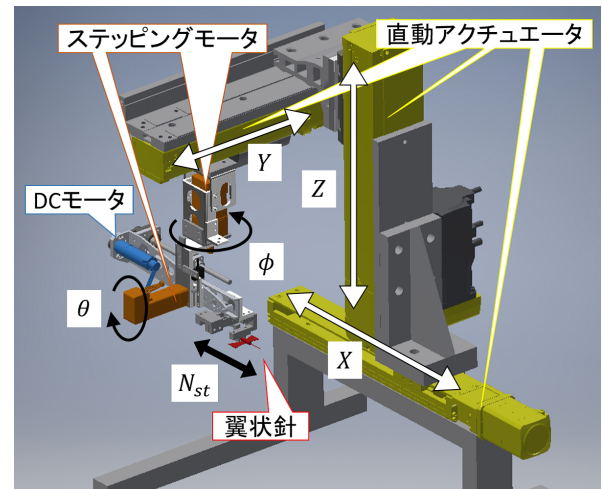


Fig. 1 6自由度穿刺ロボット

に示す。このロボットは、注射器の位置を決める3軸直動機構、注射器の姿勢を決める2自由度の回転機構、穿刺動作を行う直動機構の合計6自由度機構によって構成される。3軸直動機構には、ステッピングモータで駆動する直動アクチュエータを使用した。各直動アクチュエータの分解能は、X軸(LXM2602-T2E-3-2-R-300,MiSUMi)が0.002 [mm/pulse]、Y軸(EZS3-D010-AZAA-2,Orientalmotor)、Z軸(EZS6L-D015-AZAA-2,Orientalmotor)が0.01 [mm/pulse]となっている。回転機構の針の穿刺角度(伏角)の制御には、ハーモニックギヤタイプの減速機(CSF-5-100-1U-CC-F-SP,ハーモニック・ドライブ・システムズ)を有するステッピングモータ(AZM15AK,Orientalmotor)を使用した。針のX方向に対する方位角の制御には、ハーモニックギヤタイプのステッピングモータ(AR24SAK-H100-2,Orientalmotor)を使用した。これらのモータの分解能は、0.0036 [°/pulse]となっている。ハー

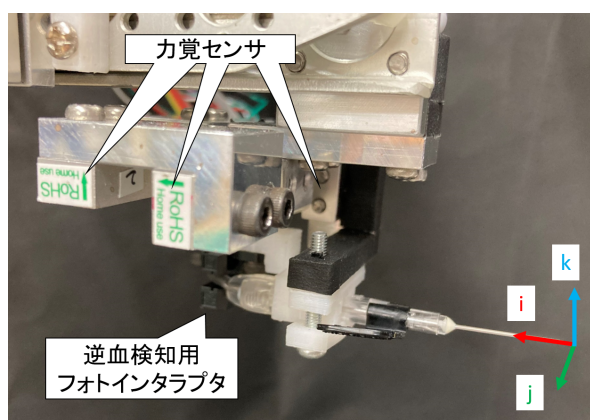


Fig. 2 センサユニット

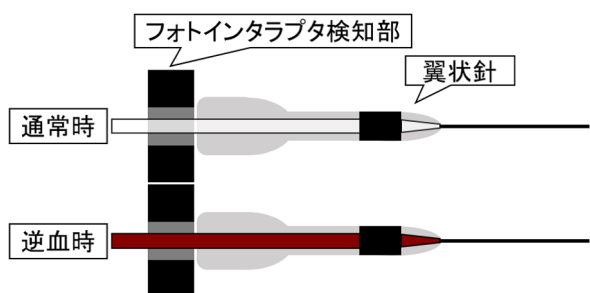


Fig. 3 逆血検知センサ

モニックギヤタイプのモータを使用することでバックラッシュによる針先位置制御誤差を減少させることが可能である。穿刺動作を行う直動機構には、ボールねじとエンコーダ(ENX10EASY,maxon)付きのDCモータ(DCX16L,maxon)を使用した。

Fig.2に、血管壁貫通判断用センサユニットを示す。穿刺ロボットには、針が短く、変形の影響が少ない翼状針(ルアーアダプター付きセーフタッチPSVセット,NIPRO)を用いた。翼状針に加わる3軸方向の力を計測するために、針上部に3つの力覚センサを組み込んだ。血管壁の貫通判断には、針の軸方向(i軸)に加わる力の値を利用する。針の軸方向に加わる力が0.5 [N]以上かつ、ローパスフィルタで平滑化した力覚センサ計測値の微分値が2サンプル連続で負になった時に血管壁貫通と判断する。また、逆血を検知するためのフォトインタラプタを翼状針のチューブ根本に取り付けた(Fig.3)。フォトインタラプタの出力値はA/D変換ボードで読み取り、閾値を下回ったときに逆血が検出されたと判断する。

## 2.2 力学等価ファントム

穿刺対象には、人に近い力学特性が得られることが明らかとなっている力学等価ファントム<sup>2)</sup>を作製し、これを用いた。ファントムは、真皮層、皮下組織層、基層の三層構造(Fig.4)となっており、各層の力学特性が異なるため、材料であるゼラチンとアガールの配合割合を変えることで特性を再現した。模擬血管には、外径4 [mm]、内径3 [mm]のシリコンチューブを使用し、ファントム表面から血管中心までの深さが4 [mm]となる位置に配置した。模擬血液には、赤色染料(模擬血液粉末11266-080,京都科学)と墨汁を水に溶かしたものを使用した。

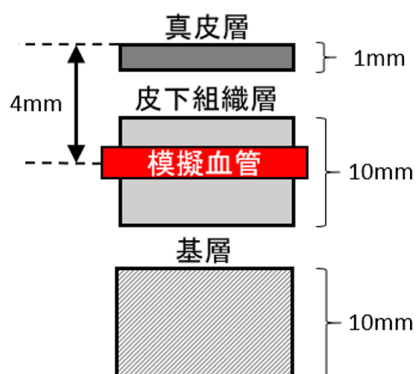


Fig. 4 力学等価ファントム

### 2.3 血圧負荷装置

採血を行うときには駆血を行うことで穿刺対象となる静脈の血圧を高める。そこで、ファントムの状態を実際に人に穿刺する時の状態に近づけるために、ファントム内の模擬血管に疑似的に血圧を負荷する装置を作製した (Fig.5)。ロボットの上部に、貯水容器 (ペットボトル) を配置し、その底面に取り付けたシリコンチューブと模擬血管をチューブコネクタで接続することで血圧を簡易的に負荷する。貯水容器を上下させることで、任意の血圧を負荷することが可能である。本実験では、逆血が確認できた、700~800

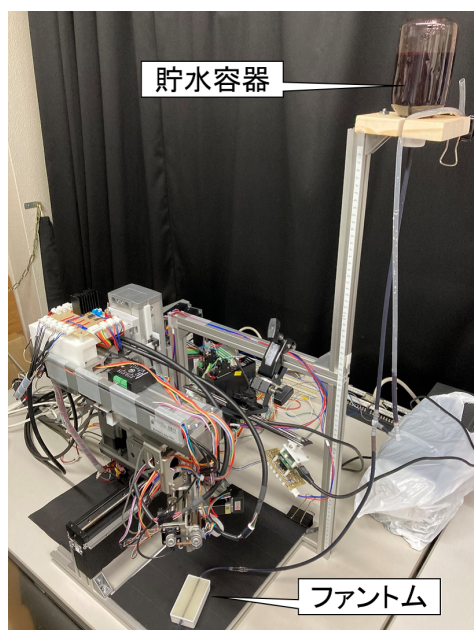


Fig. 5 血圧負荷装置

[mmH<sub>2</sub>O](約 50~60 [mmHg]) の血圧を負荷した。

### 2.4 赤外線撮影装置

穿刺対象となる模擬血管の 3 次元位置推定を行うために、赤外線撮影装置を使用する。赤外線撮影装置は、2 台の赤外線カメラ (MCM-303NIR,Gazo)、赤外線 LED(OSIR5113A 波長 940 [nm],OptoSupply)、LED 拡散キャップ (OS-CAP-5MK-1,OptoSupply) から構成される。

## 3. 実験方法

はじめに、チェスボードを撮影し、各カメラレンズの歪み補正を行うために必要な焦点距離や画像中心などの内部パラメータを推定する。次に、ロボットに取り付けたマーカーを適当な 12 点に移動させて、ステレオカメラで撮影し、3 次元座標値計算することで、カメラの位置や姿勢などの外部パラメータを推定し、ワールド座標 (ロボット座標) と画像座標を結びつける透視投影行列を導出する。

実験では、血圧を負荷したファントムを適当な位置、方向で配置する。そして、左右二つのカメラで撮影し、画像処理により模擬血管部を抽出して、3 次元位置推定をする<sup>3)</sup>。なお、本報告では、センサにより穿刺動作の停止制御を行うため、針先目標値は、血管の推定位置よりも 4 [mm] 深い値とした。模擬血管の 3 次元位置が得られたら、穿刺角度 30 度で針先目標値までロボットを制御し、穿刺を行う。力覚センサまたは、逆血検知センサで血管壁貫通を判断したら、針をさらに 0.3 [mm] 進めて穿刺動作を停止する。逆血を検出しなかった場合や、針が模擬血管後壁を貫通し、ファントム内に模擬血液が溢れる、または一度チューブに流入した模擬血液が流出した場合は穿刺失敗とし、それ以外の場合を穿刺成功とする。以上の方法で、ファントムの位置を変えながら、5 回実験を行った。



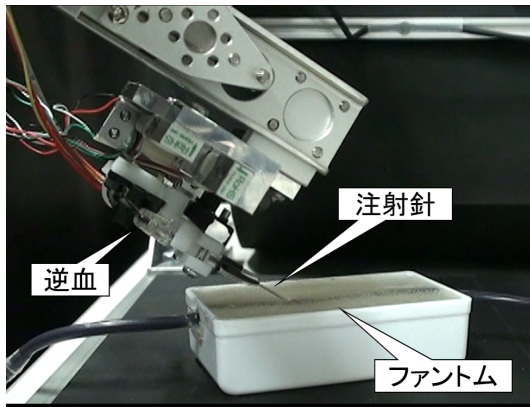


Fig. 6 穿刺成功例

#### 4. 結果と考察

実験の結果、5回の穿刺中5回すべてに成功した (Fig.6)。これにより、開発した6自由度ロボットは様々な位置、姿勢の模擬血管に対して穿刺可能な精度を有していることを確認した。Fig.7は、針の軸方向に加わる力の時間変化の一例である。また、力の計測値の微分値を Fig.8に示す。穿刺動作開始から約2.7 [s] (A点) でファントム表面に針先が接触、約4.4 [s] で力のピークを迎える。ピークを越えた直後 (B点) に力の微分値は負となり血管壁貫通の判断が行われる。逆血は、約4.5 [s] の時点 (C点) で検知されており、力の減少による血管壁貫通判断よりもわずかに遅れて逆血を検知していることがわかる。両者の検知時間の差は、0.1~0.2 [s] 程度である。血圧が高くなれば、検知時間の差は小さくなり、ある血圧を超えれば逆血検知のほうが速くなると考えられる。2つのセンサを用いることで、より速く、確実に血管壁貫通を判断することが可能になり、血管後壁貫通などを防ぎ、安全性が増すと考えられる。

#### 5. 結言

本報告では、自動採血実現のため、6自由度穿刺ロボットを開発した。開発したロボットを使用して、位置推定した模擬血管への穿刺動作を行ったところ、穿刺成功率は100%となり、有

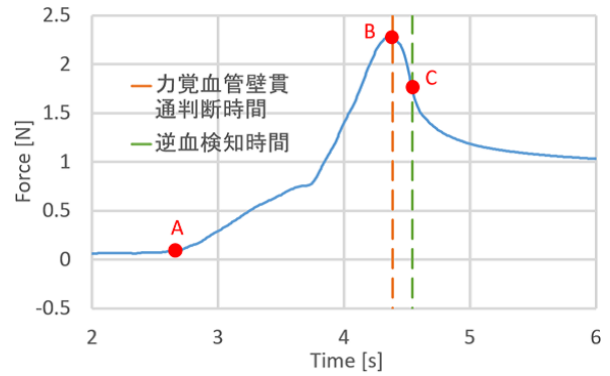


Fig. 7 針の軸方向に加わる力の時間変化

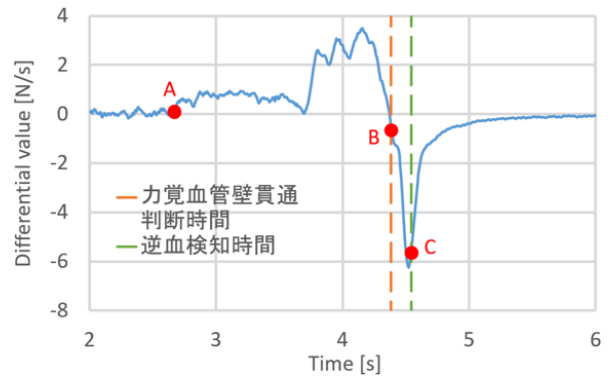


Fig. 8 力の微分値

効性を確認した。また、針先に加わる力を変化を力覚センサで検知することと、逆血をフォトインタラプタで検知することにより血管壁の貫通を判断し、それを制御に用いることで、より安全な穿刺が可能になった。今後は、動物実験によりさらに有効性を検証していく予定である。

#### 参考文献

- 1) 日本臨床検査標準協議会: 標準採血法ガイドライン (GP4-A3) (2018)
- 2) Alvin Chen, Max Balter: Multilayered tissue mimicking skin and vessel phantoms with tunable mechanical, optical, and acoustic properties, Medical physics, Vol.43, No.6 (2016)
- 3) 佐川貢一, 遠藤善生, 杉渕太称, 長井力, 萱場広之: 模擬血管の非接触3次元位置推定法を利用した自動採血ロボットの開発, 第58回日本生体医工学会大会プログラム・抄録集, PO-M-089 (2019)