

## 採血動作計測システムによる採血熟練者の穿刺特性の評価

Evaluation of puncture characteristics of blood sampling experts using blood sampling operation measurement system

○杉渕太称\* , 福土勇一\* , 長井力\* , 佐川貢一\*

○Takamitsu Sugibuchi\*, Yuuichi Hukushi\*, Chikara Nagai\*, Koichi Sagawa\*

\*弘前大学

\*Hirosaki University

キーワード : 採血(blood sampling), 動作計測(operation measurement),  
皮膚モデル(skin model), 6軸力覚センサ(six axis force sensor),  
光学式計測装置(Optical measurement device)

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 知能機械工学コース 佐川研究室

杉渕太称, Tel.:(090)7050-3348, E-mail :h17ms614@hirosaki-u.ac.jp

### 1. はじめに

採血は今日の臨床検査において、病気の発見や経過を知るために必要不可欠となっている。しかし、血管刺入の失敗などの問題が指摘されている<sup>1)</sup>。また、日本では少子高齢化社会の進行によって、医療従事者不足も進行しているため、医療従事者一人当たりの採血の回数が増加していくことが考えられ、現場での経験が少ない医療従事者にも高いスキルが求められることが考えられる。よって、学生の間で現在の水準よりも高い技術を身につける必要があることが考えられる。しかし、実習等での経験が少ないため、学生は採血に対して不安を抱いている<sup>2,3)</sup>。また、指導者は自身の経験による感覚的な部分を言葉で説明することが難しい。さらに、指導者によって教育方針が違い<sup>4)</sup>、指導者自身も気づ

いていないコツのようなものが存在していることが考えられる。そこで、学生の練習時の指標となるような特徴を明らかにし、把握する必要がある。本研究では、熟練者が穿刺している時の、注射器の動作をモーションキャプチャシステム(以下 MCS)によって撮影することで、注射針の皮膚表面からの針深さや、血管に対する針の角度を測定する。同時に、穿刺時に皮膚や血管から注射針に作用する穿刺力やモーメントも測定し、熟練者の採血動作の特性を評価する。

### 2. 原理

採血はまず、上腕に駆血帯を巻き、血管を怒張させる。次に、神経や動脈の損傷リスクが少ない静脈を選択する。その後、穿刺部位を消毒し、穿刺を行う。その時の針の角度は30度以下がよいとされている。血管に針が入

ったら、逆血を確認する。血管内に針が入ったことを確認後、針と皮膚の角度を小さくし、針をさらに進めて採血を行う。採血終了後は駆血帯をはずしてから針を抜き、止血を行う<sup>5,6)</sup>。本研究では、針を刺してから抜くまでの針の動作を計測するために、反射マーカを使用する光学式計測装置を用いた。また、穿刺時の力やモーメントを計測するために、6軸力覚センサを用いた。Fig.1に穿刺装置を示す。穿刺装置の位置や姿勢を決定するため、穿刺装置に取り付けた3つの反射マーカ $M_1$ ,  $M_2$ ,  $M_3$ より、直交する3つの単位ベクトル $i_1, j_1, k_1$ と原点 $O_1$ を求める。これらのベクトルの組をフレームマトリックス(以下FM)と呼ぶ。また、MCSによって計測開始時に定めたx軸, y軸, z軸からなる座標系を固定座標系と呼び、穿刺装置上のFMや、皮膚モデルの固定台上のFMからなる独自の座標系を移動座標系と呼ぶ<sup>7)</sup>。穿刺装置上のFM  $E_1$ と原点 $O_1$ を穿刺装置に取り付けた3つの反射マーカ $M_1, M_2, M_3$ の座標より導出する。Fig.2より、原点 $O_1$ は、 $M_3$ から線分 $M_1M_2$ に垂線を引きその交点とする。よって、原点 $O_1$ は、

$$O_1 = M_1 - \frac{\overrightarrow{M_2M_1} \cdot \overrightarrow{M_3M_1}}{\|\overrightarrow{M_2M_1}\|^2} \cdot \overrightarrow{M_2M_1} \quad (1)$$

で表される。また $\overrightarrow{M_2M_1}$ の単位ベクトルを $i_1$ ,  $\overrightarrow{M_3O_1}$ の単位ベクトルを $j_1$ と置くと、以下のよう求められる。

$$i_1 = \frac{\overrightarrow{M_2M_1}}{\|\overrightarrow{M_2M_1}\|} \quad (2)$$

$$j_1 = \frac{\overrightarrow{M_3O_1}}{\|\overrightarrow{M_3O_1}\|} \quad (3)$$

さらに、単位ベクトル $k_1$ は、

$$k_1 = i_1 \times j_1 \quad (4)$$

となる。FM  $E_1$ は単位ベクトル $i_1, j_1, k_1$ を成分として以下のように表す。

$$E_1 = [i_1 \ j_1 \ k_1] \quad (5)$$

Fig.2にFMの原点 $O_1$ から針先端および針根

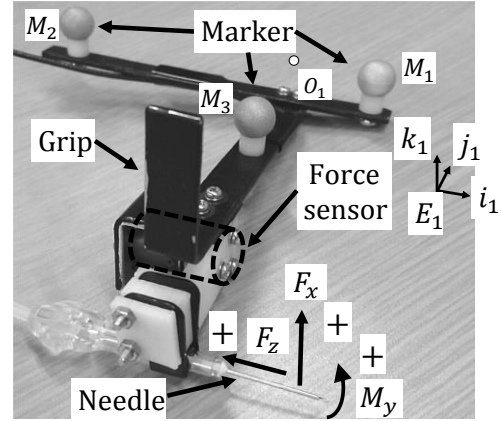


Fig.1 Puncture device

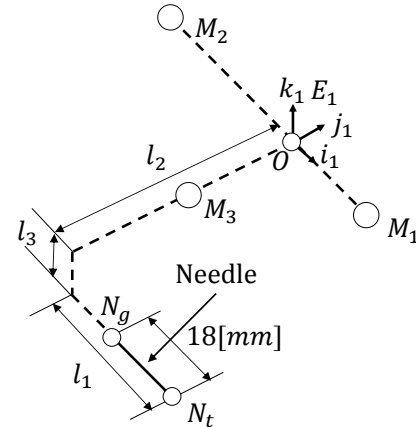


Fig.2 Frame matrix on the puncture device

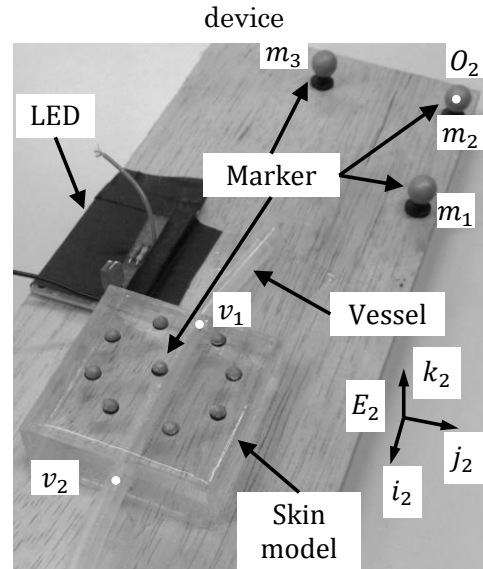


Fig.3 Transparent skin model

元までの距離の定義を示す。針先端と根元に反射マーカを取り付け、MCSによって撮影することで、原点 $O_1$ から針先端の位置 $N_t$ と、針根元の位置 $N_g$ までの $i_1, j_1, k_1$ 方向の距離 $l_1, l_2, l_3$ を計測した。その結果は、 $l_1 =$

28[mm],  $l_2 = 81.8[mm]$ ,  $l_3 = 24.4[mm]$  であつた。求めた距離 $l_1, l_2, l_3$  と原点 $O_1$ の位置より, 針先端の位置 $N_t$ および針根元の位置 $N_g$ は以下の通りである。

$$N_t = O_1 + E_1[l_1 \quad -l_2 \quad -l_3]^T \quad (6)$$

$$N_g = O_1 + E_1[l_1 - 18 \quad -l_2 \quad -l_3]^T \quad (7)$$

また, 同様に皮膚モデルの固定台 (Fig.3) に取り付けられた3つのマーカー $m_1, m_2, m_3$ より,  $m_3$ から線分 $m_1m_2$ へ垂線を引いたときの交点である FM の原点 $O_2$ と台上の単位ベクトル $i_2, j_2, k_2$ を以下の通りに求める。

$$O_2 = m_1 - \frac{\overrightarrow{m_2m_1} \cdot \overrightarrow{m_3m_1}}{\|\overrightarrow{m_2m_1}\|^2} \cdot \overrightarrow{m_2m_1} \quad (8)$$

$$i_2 = \frac{\overrightarrow{m_2m_1}}{\|\overrightarrow{m_2m_1}\|} \quad (9)$$

$$j_2 = \frac{\overrightarrow{m_3O_2}}{\|\overrightarrow{m_3O_2}\|} \quad (10)$$

$$k_2 = i_2 \times j_2 \quad (11)$$

Fig.4 に穿刺装置上の FM  $E_2$ と,  $m_1$ から血管の両端までの $i_2, j_2, k_2$ 方向の距離 $l'_1, l'_2, l'_3$ を定義する。 $l'_1 = 84[mm]$ ,  $l'_2 = 47[mm]$ ,  $l'_3 = 1.5[mm]$ であつた。これにより FM  $E_2$ と, 血管の両端の位置 $v_1(v_{1x} \ v_{1y} \ v_{1z}), v_2(v_{2x} \ v_{2y} \ v_{2z})$ は以下ようになる。

$$E_2 = [i_2 \quad j_2 \quad k_2] \quad (12)$$

$$v_1 = m_2 + E_2[l'_1 \quad -l'_2 \quad l'_3]^T \quad (13)$$

$$v_2 = m_2 + E_2[l'_1 + 54 \quad -l'_2 \quad l'_3]^T \quad (14)$$

以上より求めた $N_t, N_g, v_1, v_2$ から, 血管と注射針の角度はFig.5のように

$$\theta = \cos^{-1} \frac{\overrightarrow{N_tN_g} \cdot \overrightarrow{v_1v_2}}{\|\overrightarrow{N_tN_g}\| \|\overrightarrow{v_1v_2}\|} \quad (15)$$

と定義する。

皮膚表面から $N_t$ までの深さ $d$ は以下のように求められる。まず, 皮膚表面に取り付けたマーカーから複数の三角形を作成し, その中から Fig.5 の様に穿刺部位を含む三角形を取り出し, それらのマーカーをそれぞれ $S_1, S_2, S_3$ とする。次に,  $S_1, S_2, S_3$ から, ベクトル $\overrightarrow{S_1S_2}$ と $\overrightarrow{S_1S_3}$

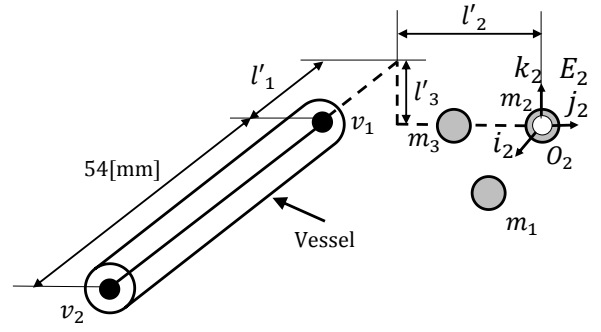


Fig.4 Frame matrix on the fixed way of the transparent skin model

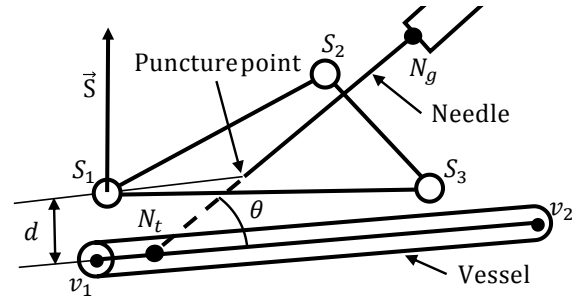


Fig.5 Relation between skin, vessel and needle

を作成し, 法線ベクトル $\vec{S}$ を求める。

$$\vec{S} = \overrightarrow{S_1S_2} \times \overrightarrow{S_1S_3} \quad (16)$$

さらに, 針先端 $N_t$ と, マーカー $S_1$ より作成したベクトル $\overrightarrow{S_1N_t}$ と法線ベクトル $\vec{S}$ より, 針深さ $d$ は, 以下のように求められる。

$$d = \frac{\vec{S} \cdot \overrightarrow{S_1N_t}}{|\vec{S}|} \quad (17)$$

針に作用する力の計測には力覚センサを用いた。また, 皮膚モデル内の針の動作が見えるように, 血管の軸に対し垂直横方向からビデオカメラで撮影した。その動画から, 注射針の先端と根元の平面座標 $N'_t, N'_g$ と, 血管の両端の平面座標 $v'_1, v'_2$ を取得し, その値から針と血管の角度 $\theta'$ を導出する。

$$\theta' = \cos^{-1} \frac{\overrightarrow{N'_tN'_g} \cdot \overrightarrow{v'_1v'_2}}{\|\overrightarrow{N'_tN'_g}\| \|\overrightarrow{v'_1v'_2}\|} \quad (19)$$

皮膚表面からの針深さ $d'$ は, 針先端が皮膚に触れたときのy座標 $N'_{t0}$ と, 針先端のy座標

$N'_{ty}$ より，以下の様に求められる。

$$d' = N'_{t0} - N'_{ty} \quad (20)$$

$\theta$ と $\theta'$ や， $N_t$ や $N'_t$ の軌跡と力覚センサで計測した抗力やモーメントと比較しながら，採血動作の詳細な特性を把握していく。

### 3. 実験方法

#### 3.1 実験装置

Fig.1 は，穿刺時の特性を測定するための穿刺装置である。針の位置は，穿刺装置に取り付けた3つの反射マーカから推定し，針に作用する力は，6軸力覚センサ(ニッタ TFS12-25)で測定する。Fig.6に穿刺装置を真横から見たときの力とモーメントの定義を示す。針先から根元へ向かう方向に作用する力を $F_z$ の正と定め，針先が持ち上がる方向に作用する力を $F_x$ の正と定める。モーメントは，針先が持ち上がる方向を正と定める。力覚センサより得られたy軸回りのモーメントを $M_y$ とする。また，x軸方向の力によって生じたy軸回りのモーメントを $M_y(F_x)$ とし，z軸方向の力によって生じたy軸回りのモーメントを $M_y(F_z)$ とする。Fig.3は，穿刺対象の皮膚モデルである。穿刺時の注射針と血管の様子を確認するために，透明なアクリル板で製作したケース(54[mm]×54[mm]×17[mm])の側面に穴を開け，血管を模擬するシリコンチューブ(外径6[mm]，内径4[mm])を通した。また，ケース内に透明なゲル(エクシール H00-100J)を満たした。血管の位置を推定するために，モデルの固定台座に反射マーカ $m_1, m_2, m_3$ を3つ取り付け，また，皮膚表面の位置と変形量を調べるため，皮膚表面に半球状の反射マーカを9つ取り付けた。実験装置全体の概略を Fig.7 に示す。MCS には OptiTrack Prime 13 を使用し，カメラ6台を1台の三脚に取り付け，穿刺動作を計測す

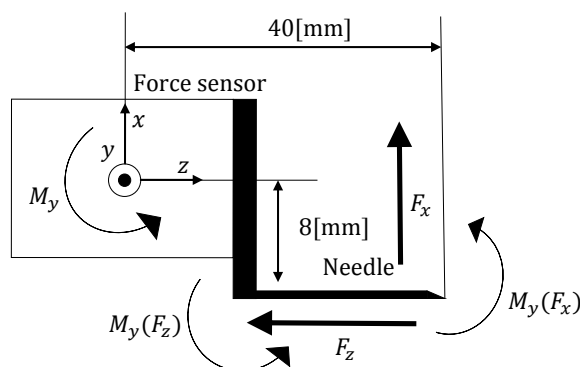


Fig.6 Direction of force and moment of force sensor

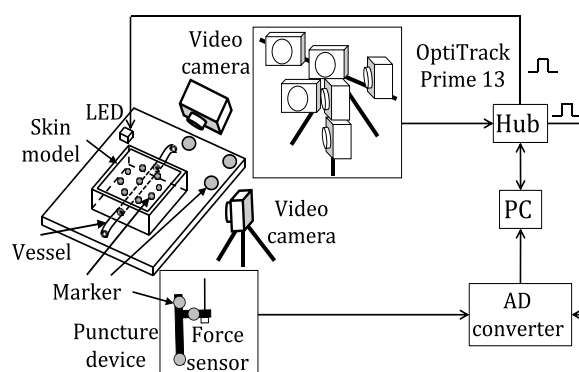


Fig.7 Outline of experimental system

る。計測開始時には，OptiTrack のハブから AD 変換装置(NI USB-6218)へ出力される電圧によって，力覚センサとの同期を取った。また，皮膚モデルの様子を撮影するために，ビデオカメラを使用した。ビデオカメラは30[fps]，MCS は120[Hz]で撮影を行い，ハブからの出力で発光させた LED をビデオカメラで撮影することで，撮影時間の同期を取った。

#### 3.2 実験方法

本実験では，人体への穿刺経験が豊富な小児科医一人から協力を得て，採血動作を計測した。穿刺者には，あらかじめ針を刺すときと抜くときの動作を普段どおり行ってもらいように指示した。穿刺者は，穿刺装置のグリップを翼状針と同じように人差し指と親指でつかんでもらい，計測者の合図で皮膚モ

デルに注射針を穿刺し、数秒間血管に注射針を留置した後、針を抜いた。以上の実験を5回行ってもらい、その様子を力覚センサおよびMCS、ビデオカメラで計測した。実験後には、皮膚モデルと人の皮膚や血管との違いや、穿刺時に皮膚モデルの不便であった点や、改善すべき点を熟練者に聞くことで、今後の皮膚モデル改良のための参考にする。

#### 4. 実験結果と考察

実験から得られた結果を Fig.8 に示す。上から順に、(a)は針と血管の角度 $\theta$ 、(b)は針先位置の深さ $d$ 、(c)は力覚センサで計測した針の軸に対して鉛直上向き方向穿刺力 $F_x$ と穿刺時の針の軸方向穿刺力 $F_z$ 、(d)は力覚センサで計測した穿刺装置のy軸回りのモーメント $M_y$ と、 $F_x$ および $F_z$ から求めた穿刺装置のy軸回りのモーメント $M_y(F_x)$ と $M_y(F_z)$ の合成モーメント $M_y(F_x) + M_y(F_z)$ である。(e)は $F_x$ と $F_z$ から求めた穿刺装置のy軸回りのモーメント $M_y(F_x)$ と $M_y(F_z)$ であり、それぞれ針の先端が持ち上げられたことによるモーメントと針が進むことによって生じるモーメントである。 $F_z$ が正のときに $M_y(F_z)$ は負となる。(b)は皮膚表面を0[mm]とし、血管壁上面は-4[mm]である。AからFはそれぞれ、ビデオ動画内で特徴のある動作をした時刻である。Aで皮膚に接触し、Bで血管に接触した後、Cで血管壁を貫通する。Dでは針を引き抜くための準備をしており、E→Fは針を引き抜いている。以下に時間ごとの現象を説明する。

まず、Aでは(b)より針が皮膚表面に接触したことがわかる。A→Bでは、針が皮膚表面から反力を受けながら穿刺を行っているため、 $F_x$ と $F_z$ は正の方向に増加していく。(e)から、 $M_y(F_z)$ の減少に対し、 $M_y(F_x)$ の増加の方が大きいことがわかるので、モーメント(d)の

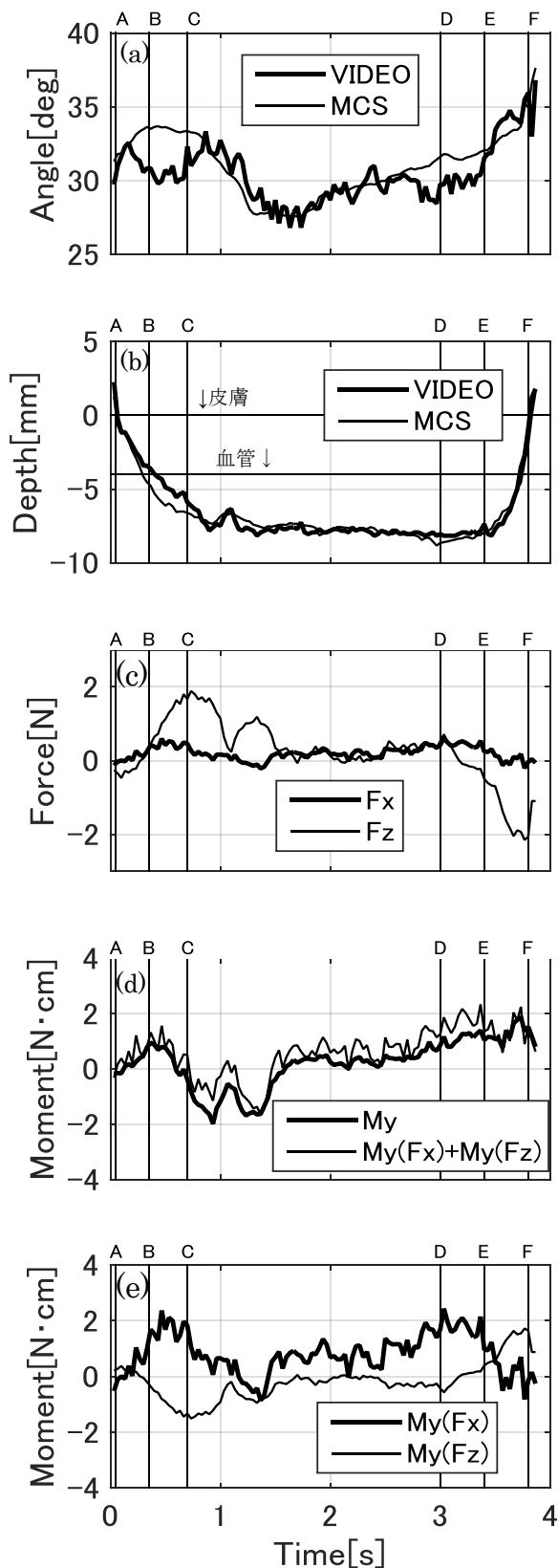


Fig.8 Time trajectory of angle, depth, force and moment

合成モーメントは正の方向に増加していく。同時に、力覚センサのモーメントも増加していることがわかる。この時、(a)より MCS で求めた角度は増加していくのに対して、ビデオ動画から求めた角度は途中から減少しているのがわかる。これは、皮膚からの反力によって針が曲がり、さらに、穿刺装置の翼状針の翼が柔らかいため、翼が変形したことが考えられる。角度の差は B の直後に最大となり、(b)の推定深さについても差が最大となっていることがわかる。これは反力による針の変形や血管の変形を MCS で表現できていないことから生じる差である。B→C は、針を血管に入れるための動作を行っているので、(c)より前に進める力を強めたことから、 $F_z$ は増加したことがわかる。C で血管壁を貫通したため、C の直後で $F_x, F_z$ は減少していく。また、角度の差も小さくなっている。すなわち、針の曲がりか戻って針がまっすぐになったと考えられる。(d)のモーメントが C の後に、ともに負の方向へ作用したのは、人が血管壁貫通に気づき、針を止めるまでの反応の遅れによって、針がまっすぐになって、 $F_x$ がなくなった後も、穿刺方向の力 $F_z$ が残ったためであると考えられる。また、その後に角度が浅くなり再び $F_z$ が増加していることから、注射針の角度を浅くして深くまで進めたことがわかる。D では皮膚に針を押し付けたため、ビデオ動画から求めた角度は一定となっているにもかかわらず、MCS の角度が増加した。つまり、注射針の角度は変わっていないが、手元の角度は増加したことによって翼状針の翼が変形し、推定した深さも深くなった。それと同時に $F_x, F_z$ がわずかに増加したため、(d)のモーメントが共に増加している。E→F では針を引き抜くため、 $F_z$ が負の方向に作用した。その際も、翼状針の変形によって、角度の推定誤差が生じている。実験終了後、熟

練者に、穿刺時に感じた実際の腕との違いや改善点を聞いたところ、血管壁が厚く血管に刺したときの「プチッ」という感覚が少ないこと、皮膚モデルの血管の深さが一般の人よりも少し深いことや、皮膚モデルが血管軸方向に長い方が穿刺しやすいという意見をいただいた。そのため、角度のグラフが 30 度を越えているのは、皮膚モデルの血管の深さが一般の人よりも深い位置に存在したため、実際よりも角度が大きくなったことが考えられる。

以上のことから、穿刺する際はまず、血管が逃げないようにするために、針を皮膚に押し付けるように刺し、皮膚にしっかり入ってから針の軸方向に針を進めることがわかる。また、穿刺力 $F_z$ は血管を貫通する時と、貫通後に再び刺した時でピークが 2 回あり、血管貫通後の針の角度が減少していることから、針先が血管内に入ったことを確認後、針を寝かせさらに針を進めていることがグラフから読み取ることができる。これらは、実際の採血動作でも行っている<sup>5)</sup>ことであり、穿刺時の動作の特徴が計測できているといえる。また、ビデオ動画との比較によって、MCS によって推定された皮膚や血管への接触や、血管壁貫通、針を抜く際のタイミングが正しく推定できており、計測したパラメータからも十分読み取ることが可能であることがわかった。このことから、光学的計測装置や力覚センサによる動作計測が採血動作の各状態での特徴をつかむ際に有効な手段であることがわかる。一方で、皮膚や血管に刺す時と抜く時は、実際の様子と MCS による推定には誤差が生じることがわかった。その原因は、針の軸方向穿刺力や、皮膚と血管からの反力によって、針と翼状針の翼の変形が生じることで、MCS の推定とズレが生じることがわかった。

## 5. おわりに

本報告では、熟練者の穿刺動作を、MCSを用いて撮影し、穿刺時の動作と注射針に作用する穿刺力やモーメントを計測することによって、それらの関係性について考察した。その結果、針を皮膚に押し付けるように刺していることや、針先が血管内に入ったことを確認後、針を寝かせさらに針を進めているというように、実際の手順と同様の特徴がグラフから読み取ることができた。よって、光学的計測装置や力覚センサによる動作計測が採血動作の各状態での特徴をつかむ際に有効な手段であることがわかる。今後は、翼状針の翼の変形によって推定誤差が生じたので、針の固定方法を検討する。また、より多くの熟練者の採血動作を計測して、血管の追従法や針の角度を変えるタイミングなど、より詳細な採血動作の特徴を明らかにしていくことで、採血動作をモデル化できるのではないかと考えている。さらに、穿刺後に熟練者から意見を聞くことで、皮膚モデルの改善点も見つかったため、実際の腕の様子に近づけるために、血管に使用する管の変更や、穿刺時に血管が針先から逃げる様子<sup>9)</sup>を再現するモデルを製作する。将来的には、実際に人体への穿刺時の動作を計測し、よりリアルな動作特性を把握していくことを考えている。

## 参考文献

- 1) 中谷 直史, 青木 和夫: 注射器型力覚センサを用いた静脈採血モデルの評価, 日本大学理工学部, 学術講演会論文, 333/334 (2012)
- 2) 成 順月, 佐々木 秀美, 山内 京子, 加藤重子, 松井 英俊, 岡平 美佐子, 村松 真千子, 岡本 響子, 奥田 泰子, 島内 節: 臨地

実習による看護技術の経験及び技術水準の到達状況-看護学生の「看護技術経験録」から-, 広島文化学園大学看護学部, 看護学統合研究 14(1):, 1/12 (2012)

- 3) 南 妙子, 岩本 真紀, 栗納 由記子, 名越 民江: 静脈血採血実習における看護学生の学びの分析, 香川大学 看護学雑誌 第 12 巻 第 1 号, 37/46 (2008)
- 4) 永嶋 由理子: 看護 学生の学習意欲の比較検討-専門学校・短期大学・大学の看護学生について-, 山口県立大学看護 学部紀要 第 6 号, 37 (2002)
- 5) 福家 幸子, 山本 麗, 千 陽子: 注射・採血ができる, 59/69, 医学書院 (2015)
- 6) 渡邊 卓: 標準採血法ガイドライン (GP4-A2), 日本臨床検査標準協議会 (2011.1)
- 7) 牧野 洋: 3次元機構学, 1/62, 日刊工業新聞社 (1998)