

科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成 24 年 6 月 15 日現在

機関番号：22304

研究種目：基盤研究（C）

研究期間：2009～2011

課題番号：21592702

研究課題名（和文） 静脈注射時における近赤外線光を利用した穿刺部位の選択補助に関する研究

研究課題名（英文） Studies on the auxiliary choice of puncture site in the near-infrared light when using intravenous injection

研究代表者

土井一浩（DOI KAZUHIRO）

群馬県立県民健康科学大学 看護学部 講師

研究者番号：70381308

研究成果の概要（和文）：本研究の目的は、採血・静脈注射を行う際に静脈の選択を個人の経験や技術ではなく数値的な根拠をもって選択する、その補助的な情報を提供できる可能性を示すことである。本研究では、皮静脈周辺の近赤外線領域（780nm）の反射光を画像に取り込み、画像処理によって、静脈血管がどのくらいの太さであるかを『幅』として、どのように走行しているかを『走行の傾き』として静脈血管の走行を数値化することを可能にした。

研究成果の概要（英文）：The purpose of the present study is to show the possibility that the supplementary information that has not an individual experience and the technology but numeric grounds and selects the selection of the vein when collecting blood and the intravenous injection are done can be offered. In the present study, it enabled how it ran by the image processing as 'Width' of which saddle thickness the venous vessel was to take the reflected light in near-infrared radiation area (780nm) around the cutaneous vein into the image, and to express running in the venous vessel numerically as 'Inclination of running'.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2009年度	1,400,000円	420,000円	1,820,000円
2010年度	300,000円	90,000円	390,000円
2011年度	1,200,000円	360,000円	1,560,000円
総計	2,900,000円	870,000円	3,770,000円

研究分野：医歯薬学

科研費の分科・細目：看護学・基礎看護学

キーワード：近赤外、静脈注射、選択補助、画像処理、穿刺部位選択

1. 研究開始当初の背景

看護師による静脈注射は1951年の誤薬注射死亡事故以来、50年以上看護師の業務の範

疇を超えるものであるという行政解釈が示されて来た。しかし、平成14年9月、厚生労働省に設置された『新たな看護のありかた

に関する検討会』において、看護師による静脈注射の実施は『業務の範疇を超えるもの』から『診療の補助行為の範疇として取り扱うもの』へと行政解釈が変更された。この変更により患者の安全を保障するための看護基礎教育や臨床における体制整備がより一層求められ、看護基礎教育においてはその知識の他、技術の修得が大きく望まれるようになっている。

現在、その習得が望まれている看護基礎教育において、(点滴) 静脈内注射技術の注射針を刺入するまでの実施手順は次の様な流れに沿っている。i. 視診、触診を行い静脈血管を確認する。ii. 刺入する部位より上に駆血帯を締め、拇指を中にして手を握らせて静脈を怒張させる。iii. 再度、血管を確認して刺入する。この実施手順の中で、穿刺する静脈血管を選択するための基準となっているものは、日本臨床検査基準協会標準採血ガイドライン (GP4-A2) に記載されている①『できる限り太く怒張し、まっすぐで弾力性のある血管を穿刺することが望ましい』、②『弾力がなく、固い血管はなるべく避ける』、③『拍動のあるものは動脈なので、避ける』である。

しかし、このような選択方法では、『どの部位に』、『どの位の太さ』の静脈血管が『どの位の深さ』を『どのように走行』しているかを数値化等の客観的な根拠を基にして判断しているものではなく、実施者自身の視覚・触覚等の技術を頼りに判断していることになる。この数値化されていない選択方法では、実施者個人の経験や技術に多くを頼るあまり、その個人差が対象の危険性に影響してしまう可能性が大きくなる。

健康な成人であれば皮下静脈血管の位置と走行はある程度確認しやすい場合が多く、穿刺することは容易に可能である。しかし、小児や肥満、浮腫がある場合、また末梢循環機能がうまく保てていない場合等は、静脈血管を選択し注射針を穿刺する事は非常に困難となる。つまり、実施者個人の経験や技術による部分が大きくなる可能性がある。注射針を穿刺する失敗を繰り返し何度も穿刺し直すことは、よく経験することではあるが、それは神経損傷等の危険にさらし、さらには患者側にとっては受ける必要のない余計な苦痛を受けることにつながる。また、緊急時に、早急に静脈を確保しなければならない場合においては、生命に関わる大きな問題となる可能性もある。静脈血管を見つけ、条件の良い静脈を選択すること、この技術が実施者個人の経験・技術の差があることによって、同等の看護・医療提供が困難になることや、患者側に不利益となることがあってはならない。

この様な静脈血管の選択が困難な状況下

にある場合、穿刺しようとする静脈血管の鮮明な可視化がなされ、そしてその『位置』、『太さ』、『傾き』を数値的に表すことができれば、実施者個人の経験や技術に頼りきりならない同等な医療・看護を提供する方法の一つとして、重要な意味をもつ可能性がある。

近赤外線による皮下静脈血管の可視化を行う方法については、2004年に Vladimir P. Zharov らが近赤外線の LED と通常の CCD カメラによって映像として捉え、2006年には Miyake RK、Zeman HD らによって、取り込んだ静脈血管の画像を皮膚上に映し出す方法等が考え出されている。相津らは皮膚から血液層までの深さと太さをファントム上で計測している。しかし、静脈注射・採血を行う静脈血管が『どの位置に』『どの位の太さ』(幅)で、『どのように走行しているか』(傾き)の3条件を同時にヒトの上腕で数値化したデータとして示しているものはない。

そこで本研究では、静脈血管を選択する根拠として必要な静脈血管の鮮明な可視化を行い、それが走行している『位置』、『太さ』(幅)、『傾き』を数値的に示す方法について検討した。

2. 研究の目的

本研究の目的は、採血・静脈注射を行う際、穿刺する静脈の選択を数値的な根拠をもって最適な静脈血管を選択する、その補助的な情報を提供できる可能性を示すことである。

3. 研究の方法

(1) 装置

近赤外 CCD カメラ (Sony XC-E50)、バンドパスフィルター (780nm 半値幅 20nm)、画像ボード (solos 6M 1A)、画像検証用ツール (Matorox inspector9)、LED780nm、光拡散フィルター、超音波診断装置 (東芝 SSA-550A/C7)

(2) 方法

使用した装置の概略を図1に示す。

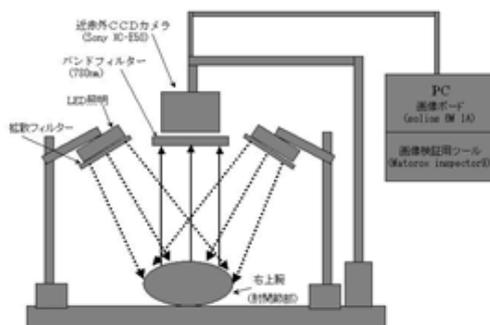


図1. 実験装置

光源 (LED780nm) から出た光は、駆血し

ていない状態の正中皮静脈（肘屈曲面）を中心として約 30 度の傾きで照射する。反射した光は、肘屈曲面に対して垂直に、バンドパスフィルター（780nm 半値幅 20nm）を通過する。この反射した光を近赤外 CCD カメラ（Sony XC-E50）、画像ボード（solios 6M 1A）を介して PC に取り込まれた。カメラと肘屈曲面までの距離は約 20 cm とした。

取り込まれた画像データを画像検証ツール（Matorox inspector9）にて次の手順で解析を行った。

- ① 駆血を行わない状態で、肘関節屈曲側を中心撮影領域に挿入
- ② 目的の血管が存在する可能性のある領域を選択
- ③ 同等の反射光を捉える為にカメラと照明の位置を②の領域に対して垂直になるように移動
- ④ 撮影（図 2 左）
- ⑤ ④の画像を反転させ、差分をとってエッジを強調（図 2 右）
- ⑥ 目的の静脈血管周囲を選択（図 3 左）
- ⑦ 二値化画像処理（図 3 右）
- ⑧ 1 回の収縮と膨張画像処理を行い、ノイズを除去（図 4）
- ⑨ 画像上座標（300, 200）を中心として 250 × 20 の計測枠を

水平方向 0 度として 15 度傾斜させ、10 面に配置し、静脈血管の『太さ（幅）』と『傾き』を測定今回測定に用いた画像データを画像検証ツール（Matorox inspector9）は測定枠を指定し、計測枠の矢印方向に対し垂直の方向に白-黒-白の境界線ができれば静脈血管の『太さ（幅）』、そしてその『傾き』を測定することができる。しかし、この測定枠にある矢印に対して平行方向であれば、白-黒-白の境界線ができて静脈血管を捉えることはできない。また、画像処理後の画像は水平垂直成分の多い画像となり、計測が垂直方向に影響を受けてしまう。しかし、実際静脈注射を行う場合を考えてみても、中枢側に向かって薬液を注入するため、血管抵抗が高くなる角度の静脈血管は選択しない。（採血する場合も同様。）このような考え方から、測定枠を座標（300, 200）を中心として 250 × 20 の測定枠を 15 度傾斜させ、10 面配置した。

- ⑩ ⑨で計測した静脈の『太さ（幅）』と超音波診断装置で計測した数値と比較

超音波断層装置での計測は、目的の静脈血管を中心として約 1cm 幅の断層写真を 10 サンプル撮影し、皮膚に対して最も幅の広い血管径（幅）を計測した。超音波断層装置のプロローベを皮膚に当てる際には、皮膚に圧力の影響が極力かからないようゼリーを冷やした状態で厚く盛り、皮膚とプロローベが直接触れない状態で撮影した。（図 5 左）

- ⑪ ⑨で測定した静脈の『傾き』を原画像の静脈血管のラインプロファイル（画像の輝度）から計測した数値と比較

原画像から、目的の静脈血管のラインプロファイル（画像の輝度）をグラフ化し、最も 0（256 階調の内の 0：黒）に近い 2 点を取り、水平を 0 度として角度を計測した。（図 5 右）

- (3) 被験者

44 歳 男性 1 名 BMI : 31.5

- (4) 実験日

2011 年 10 月 2 日

室温 : 26.0°C 湿度 : 41%

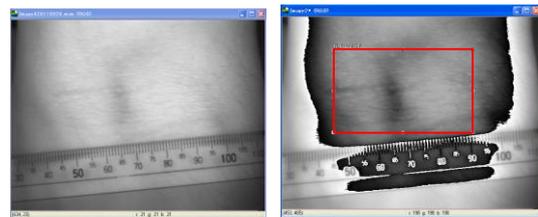


図 2. 左：バンドパスフィルターを通して撮影した原画像

右：エッジを強調した画像と選択領域

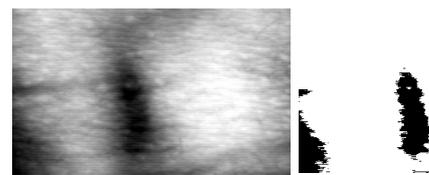


図 3. 左：選択領域の拡大画像

右：2 値化画像



図 4. 1 回の収縮と膨張画像処理を行い、ノイズを除去

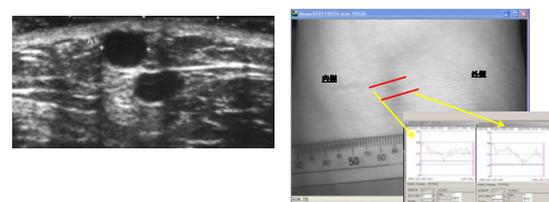


図 5. 左：超音波診断装置で撮影計測

（+と+間を計測）

右：プロファイル（画像の輝度）から計測方法

4. 研究成果

画像の取り込みから 10 の計測枠での計測終了までは約 15 秒であった。(図 6) 計測枠の中にある赤い線は画像に表れた白 - 黒 - 白間の『幅』、そして『走行の傾き』を表している。

この測定枠で測定した静脈血管の『幅』と『走行の傾き』は表 1 のような結果となった。なお、目的の静脈血管は 1 本なので、静脈血管を捉えられていれば、Edge は 2 箇所となる。3 箇所以上測定した計測枠はデータから除外した。①から⑩の 10 箇所内の計測枠の内、①、②、④、⑥、⑦、⑧、⑨の 7 箇所において静脈血管の『幅』と『傾き』を計測することができた。

皮膚表面画像から計測した静脈血管の『幅』は平均 $4.74 \pm 0.37\text{mm}$ 、『傾き』は平均 100.30 ± 8.55 度であった。

超音波断層装置の計測 (実測値) では、静脈血管の『幅』は平均 $5.93 \pm 0.33\text{mm}$ であった。

原画像の静脈血管のラインプロファイル (画像の輝度) から計測した静脈血管の『走行の傾き』は、 107.13 度であった。

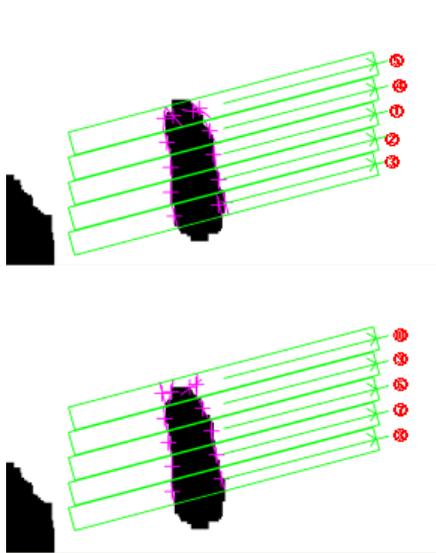


図 6. 10 の計測枠と計測した結果

計測枠の中にある赤い線は画像に表れた白 - 黒 - 白間の『幅』、そして『傾き』を表している。

今回の方法で、肘屈曲側の静脈血管の『幅』と『走行の傾き』を検出し、数値として表すことができた。また、三上の研究ではファントム上で $20 \times 20\text{mm}$ 、ピッチ 0.5mm のスキャンをする時間に約 14 分を費やしているが、画像取り込みから計測まで約 15 秒で行うことができた。

これまで行ってきた研究では、計測枠の約 22% しか静脈血管を捉えることはできなかつ

たが、今回の方法では 70% の確立で捉えることができた。また、静脈血管の『幅』については、実測値の 62.9% とかなりの開きがあったが、今回の研究では実測値の 79.9% とかなり改善した。これは、腕が湾曲、または平面の状態ではない為、原画像からの反射光が同程度の領域を選択し、画像処理を行ったことが大きいと考えられる。しかし、今回行った方法では、肘屈曲側にある静脈血管を広範囲に計測し、条件の良い静脈血管を選択する方法は困難となる。反射光が同条件に近い状況を作り出すことが今後の課題として必要である。

また、腕が湾曲していれば、表在する静脈も湾曲し、静脈自体も蛇行して存在している。その静脈血管を見て、穿刺する静脈血管がどのくらいの距離と湾曲している状態であれば真っ直ぐな血管であると認識し、穿刺可能であると実施者が考えるのかの検討も今後必要となってくる。

	『幅』 (単位: mm)	『走行の傾き』 (単位: 度)
①Edge1	4.64	99.63
①Edge2	0	93.89
②Edge1	5.19	91.12
②Edge2	0	95.27
③Edge1	4.75	105
③Edge2	0.72	105
③Edge3	0	105
④Edge1	4.6	103.8
④Edge2	0	119.42
⑤Edge1	0.99	85.36
⑤Edge2	2.2	128.08
⑤Edge3	0.675	172.26
⑤Edge4	0	141.59
⑥Edge1	4.61	96.95
⑥Edge2	0	94.49
⑦Edge1	4.79	89.66
⑦Edge2	0	106.79
⑧Edge1	5.27	97.75
⑧Edge2	0	107.1
⑨Edge1	4.08	97.81
⑨Edge2	0	116.52
⑩Edge1	0.92	105
⑩Edge2	2.11	78.99
⑩Edge3	0.67	37.49
⑩Edge4	0	88.42

表 1. 10 の計測枠で計測した数値。これから 3 箇所以上計測した計測枠を除外した。

参考文献

1) 看護問題研究会：厚生労働省「新たな看護問題のあり方に関する研究会」報告書，日本看護協会出版会，2004.

- 2) 今井秀考：標準採血法ガイドライン (GP4-A1)，日本臨床検査標準協議会，2007.
- 3) 生体情報の可視化技術編集委員会：生体情報の可視化技術，コロナ社，1997.
- 4) V.P. Zharov, S. Ferguson, J.F. Edit, P.C. Howerd, L.M.Fink, M. Waner, Infrared imaging of subcutaneous veins, Laser Surg. Med. 34(1)(2004)56-61.
- 5) R.K. Miyake, H.D. Zeman, F.H. Duarte, R. Kikuch, E. Ramacciotti, G.Lovhoiden, Vein imaging: a new method of near infrared imaging, where a processed image is projected onto the skin for the enhancement of vein treatment, Dermatol. Surg. 32(2006) 1031-1038.
- 5) 三上朗子，森田真史，馬淵清資：近赤外光による血管位置検出とその画像化，日本機械学会 2004 年度年次大会（札幌）講演論文集，No. 04-1 Vol.5, 139-140, 2004.

5. 主な発表論文等

（研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線）

〔学会発表〕（計 2 件）

土井一浩，森田真史，三木将仁：静脈注射支援の手法開発 近赤外を利用する穿刺部位の選択表示に関する研究(1)，看護総合科学研究会，2009.11，北海道大学

土井一浩：静脈注射支援の手法開発 1 - 3 ー 近赤外を利用する穿刺部位の選択表示に関する研究ー，群馬県立県民健康科学大学共同研究・若手研究発表会，2011.3.17，群馬県立県民健康科学大学

6. 研究組織

(1) 研究代表者

土井一浩 (DOI KAZUHIRO)
群馬県立県民健康科学大学
看護学部 講師
研究者番号：70381308

(2) 研究分担者

森田真史 (MORITA MASAFUMI)
埼玉大学 理工学研究科 教授
研究者番号：20112667