

# Development of Equipment for Visualizing Peripheral Veins for Indwelling Catheters: Assessment of Visibility of a Vein Visualization System Using Light

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-04 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	<a href="http://hdl.handle.net/2297/33125">http://hdl.handle.net/2297/33125</a>

# 留置カテーテル用末梢静脈可視化装置の開発 — 光による静脈透過システムの可視性評価 —

木森 佳子, 須釜 淳子\*, 宮地 利明\*\*, 中山 和也\*\*

## 要 旨

点滴療法などに使用している末梢静脈内カテーテル留置法は対象静脈が目視困難な場合、穿刺の成否、合併症発生の頻度に影響を及ぼす。目視困難静脈とは駆血しても静脈の特徴色が見えない、怒張しない静脈のことである。

そこで目視困難静脈を可視化する機器が必要である。静脈を可視化する機器はいくつかあるが現在臨床に普及するものはみあたらない。既存機器が普及しない原因として、臨床使用における操作性と目視困難静脈を対象とした評価の検討が不十分であった。そこでこれらの課題を解決する機器を開発することとした。本研究では、臨床の操作性に適應する試作機器を作製し、目視困難静脈の可視化性能を評価した。

対象は、前腕部を走行する深さ3mmの目視困難静脈モデル (n=10) を用いた。各対象静脈をデジタルカメラで撮像した画像と試作機器で撮像した透視画像を、静脈の可視性について主観的、及び半定量的に比較した。主観的評価方法では可視化できなかったが、半定量的評価方法では、デジタルカメラで撮像した画像が目視困難静脈の10%を可視化 (1/10)、試作機器で撮像した透視画像は目視困難静脈の80%を可視化し (8/10)、試作機器による撮像が静脈を可視化する割合が高かった (2p=.0055)。

今後、臨床実用に向け、透視画像の画像処理技術などを検討することにより、さらに静脈可視化率を向上させ、3mmより深い目視困難静脈で可視化性能を評価する必要性が示唆された。

## Key words

末梢静脈穿刺(peripheral vein puncture), カテーテル留置(catheter placement), 可視性(visibility), 近赤外光(Near-infrared light), 可視化システム(Visualization system)

## はじめに

安全・確実な末梢静脈穿刺に影響を及ぼす要因の一つに、静脈の可視性がある。末梢静脈穿刺を安全、確実に実施する手順をみると、駆血帯を締め静脈を怒張させてから、適切な消毒、注射針の挿入へと移行する<sup>1)</sup>。すなわち、静脈を穿刺する前に静脈を目視することが必要である。しかし、臨床では駆血帯を締めても怒張に至らず、静脈の特徴色が観察できない目視困難な静脈がある。

目視困難な静脈は、穿刺成功率と穿刺関連合併症に影響を及ぼす。対象静脈の目視の可否による穿刺成功率は、目視可能な静脈が86.7%、目視しづらい静

脈のそれは62.5%であった<sup>2)</sup>。他にも、目視困難な静脈の穿刺成功率は目視可能な静脈より有意に低いことが報告されている<sup>3)</sup>。静脈穿刺関連合併症の一つである神経損傷を回避するには、目視可能な静脈の直上を穿刺することが推奨されている<sup>4-6)</sup>。また、静脈が目視できないまま穿刺し薬液を注入した事例では、動脈に誤穿刺したため、患者は余儀なく上肢を切断されたことが報告されている<sup>7)</sup>。これらから、静脈の目視の困難さは穿刺の成否と合併症の頻度に影響を及ぼし、患者に多大な苦痛と危険性を与えるといえる。

そこで、末梢静脈穿刺を成功させるため、目視困

金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻博士後期課程臨床実践看護学講座  
石川県立看護大学

\* 金沢大学医薬保健研究域保健学系看護科学領域臨床実践看護学講座

\*\* 金沢大学医薬保健研究域保健学系医療科学領域医療技術学講座

難静脈を可視化する技術が必要である。静脈可視化技術の使用は、使用しない方法に比べ、穿刺成功率が高い<sup>8-11)</sup>。しかしながら、臨床に普及していない現状がある。その原因となる問題点を、現在静脈の可視化技術に用いられている超音波と光について述べる。

超音波ガイドによる静脈穿刺は、中心静脈穿刺法の支援技術として有効性が示されているが<sup>12)</sup>、末梢静脈穿刺では透視画像の判読能力と穿刺技術に課題がある。例えば、末梢静脈走行中にカーブが有ると穿刺成功率が低下する<sup>13)</sup>、超音波を使用しない穿刺に比べ動脈を誤穿刺する割合が高い<sup>14,15)</sup>、静脈の直上の皮膚に探触子を接触させながら透視画像を観察し、穿刺する技術は新たなトレーニングが必要となること等が報告されている<sup>16)</sup>。

光は、皮膚表面に照射されると皮下を散乱しながら進み、一部は血液内のヘモグロビンに特異的に吸収され強度が低下した散乱光、または透過光となる。周囲組織からの反射光、または透過光と静脈からのそれとのコントラストで画像上に静脈を描出する。光を応用した既存機器はいくつかあるが、可視光、もしくは近赤外光が使用されている。静脈の描出には反射光、もしくは透過光が使用されている。

光を用いた方法は操作に高度な技術を必要とせず、穿刺関連合併症の発生は報告されていない。だが、穿刺技術への影響と透視画像に課題がある。穿刺技術の影響については、機器が穿刺部位付近に接触性では穿刺技術の妨げになる、機器のサイズが大きいと使用場所が制限されてしまうこと等が報告されている<sup>17)</sup>。透視画像については室内光環境では描出静脈が観察しにくく<sup>18,19)</sup>、穿刺の際の暗い環境は針刺し事故の危険性を高める。また、描出した静脈は深さの程度が不明なため穿刺に失敗したという報告も有る<sup>18)</sup>。

以上のことから、臨床に応用するには静脈の可視化性能と、臨床での操作性の2つの観点が必要といえる。可視化性能とは、目視困難であった静脈の径や深さ、走行など、穿刺を成功させるために必要な情報が観察可能となる性能である。臨床での操作性とは、穿刺技術を妨げず可搬性に優れた性能である。これらを満たす静脈可視化技術が開発されれば、目視困難な静脈を安全・確実に穿刺する技術に大きく役立てるであろう。

現在、これらの観点を満たす既存の静脈可視化技術はないため、開発することとした。対象は末梢静

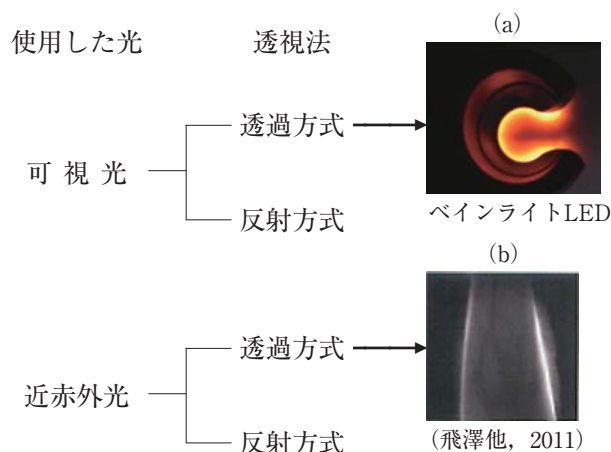


図1. 透視システム概念図

- (a) ポケット型静脈ライト ベインライトLED（コーケンメディカル株式会社）による静脈描出時の画像。光中央に横行しているのが対象静脈。室内の照明を消しカーテンを引いた暗い室内光環境で撮像した。
- (b) 前腕部背側よりピーク波長850nmの近赤外光LEDを照射し、前腕部屈曲側より静脈を描出したときの画像（飛澤、2010）。対象静脈が観察しにくい。

脈内カテーテル留置法に用いる静脈とした。この手法は技術難度が高いといわれており、本邦では化学療法や在宅医療に多く用いられている。今回、静脈を透視する原理は光を用いた方法とした。光を用いた方法では静脈の深さが不明だが、末梢静脈内カテーテル留置法で重要視される静脈の走行が一見して観察できる。一方、超音波診断装置は、探触子と穿刺する皮膚が接触すること、透視画像を観察するために穿刺部位から視線が離れることが回避できず、その対策に限界があると考えたためである。

本研究では、静脈可視化装置の開発に向け、臨床操作性を考慮した試作機器を作製し、目視困難静脈の可視化性能について評価することを目的とした。

#### 試作機器の作製

試作機器は、用いる光と透視法の組み合わせから4種類作製することが可能となる（図1）。しかし、今回は可視光による反射方式と、近赤外光による反射方式の2種類の試作機器を作製することとした。その理由は可視光による透過方式と近赤外光による透過方式の機器は、機器が穿刺付近の皮膚と接触すると穿刺を妨げることで、室内光環境下では透視像が観察しにくくなる<sup>18,19)</sup>、カテーテル留置法を実施する前腕部の静脈が見えにくい、等である<sup>21)</sup>。

試作機器の作製には、臨床に応用するための静脈の可視化性能と、臨床での操作性に着目した。静脈の可視化性能で考慮すべき点は使用する光である。光を用いた方法で、静脈の径・走行を可視化するこ

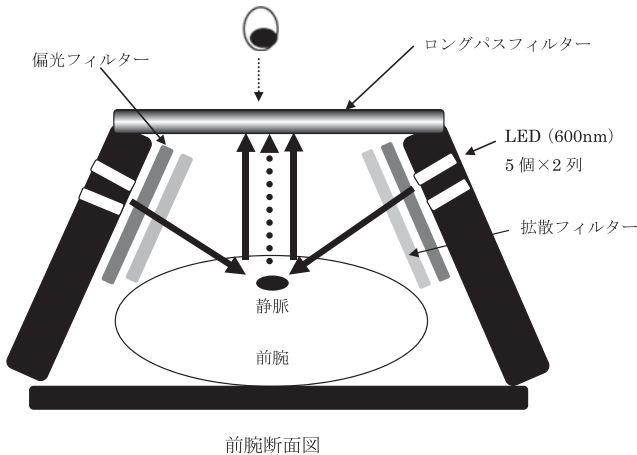


図2. 可視光による反射方式試作機器の構造

とはできるが、使用する光の種類と可視化する静脈の深さの関係については未だによく分かっていない。そこで、静脈の深さ、つまり皮膚深達度を左右する因子は主に光の波長であるため、目視困難な静脈の深さである3-7mm程度<sup>20)</sup>に応じて光波長を選択することとした。臨床操作性とは、穿刺技術を妨げないため、1. 穿刺付近の皮膚と非接触、2. 室内光環境下で透視像が観察可能、3. 透視像を観察するのに穿刺部位から視線を外さない、以上3点を満たす能力である。

### 1. 可視光による反射方式試作機器の構造 (図2)

光源は、ポケット型静脈ライト ベインライトLED (コーケンメディカル株式会社) を参考に、ピーク波長を600nmとするLED (Light emitting diode) を計20個使用した。600nmは可視光域 (400-700nm) において皮膚深達度が高いと期待できる。ベインライトLEDは600nm程度と推測される赤色光では皮下6mm、それより波長が短いと考えるオレンジ色光だと皮下3mmの静脈を可視化するとしている<sup>22)</sup>。700nm付近も皮膚深達度が高いと期待できるが、室内光環境下だと肉眼ではかなり見えにくい。以上のことから600nmをピーク波長とするLEDを選択した。LEDは5個2整列を1辺として2辺で、前腕部の左右上方から照射した。LEDの前面には入射光を前腕部に均一に照射させるための拡散フィルターと、過剰反射を低減させるための偏光フィルターを設置した。また、室内光に含まれる可視化に不必要な短波長の光を制限するために、透視像を観察する部位にロングパスフィルター (カットオン波長500nm) を設置した。

### 2. 近赤外光による反射方式試作機器の構造 (図3)

光源は、近赤外光のLEDを計32個使用した。

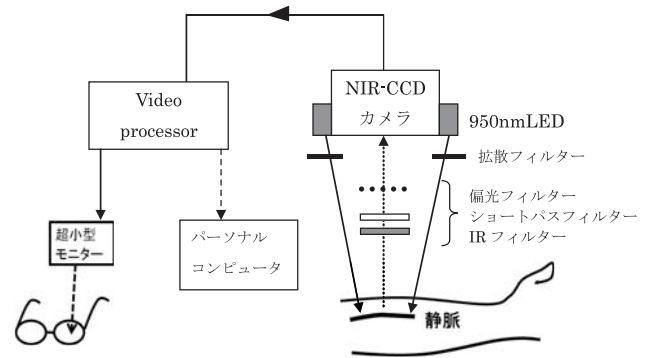


図3. 近赤外光による反射方式試作機器の構造

主観的評価方法はVideoprocessorと超小型モニターを接続し眼鏡の左側に接続して実施した。半定量的評価方法ではVideoprocessorとパーソナルコンピュータを接続して処理に用いた画像を取り込んだ。

LEDは4個2整列を1辺とする4辺でカメラの周辺に正方形を形成し取り付けられた。LEDの前面には、入射光を前腕部に均一に照射させるための拡散フィルターを、カメラレンズの前面には受光に不要な波長帯を取り除くための赤外線透過フィルターとショートパスフィルター (カットオフ波長1050nm)、そして過剰反射を低減させるための偏光フィルターを設置した。

受光には、近赤外光に感度を持つ電荷結合素子カメラを用い (以下CCDカメラとする: XC-EI50/50E Sony株式会社)、CCDカメラで撮影された画像は超小型モニターに表示し、眼鏡の左側に取り付けた。片側に取り付けたのは、右眼で肉眼像を観察することで穿刺部位から視線を外さないためである。

この試作機器に使用する材料とそれらの配置は、以下のような方法により決定した。なお、選択する基準は主観的な静脈可視性とし、静脈と周囲組織とのコントラストの強さを比較した。

#### 1) 光波長の選択

目視困難な静脈の深さ<sup>20)</sup>に適する光波長は850-950nmと考えられる<sup>23-25)</sup>。そこでピーク波長850nmのLEDとピーク波長950nmのLEDを使用し静脈の可視性を比較した。その結果、ピーク波長950nmを選択した (図4)。

#### 2) 光源部とCCDカメラの位置角度 (図5)

光源部とCCDカメラの位置によって形成される角度、つまり、入射光とその一部がヘモグロビンにより吸収され、弱まった散乱光、そして受光の位置関係が透視像の静脈可視性に影響すると考えられた。そこで、CCDカメラの周辺に取り付けた光源部を離し、角度を変えながら静脈可視性を比較した。角度は臨床技術を妨げないように、上肢中枢側に光源部の



みを0 (near) 度 (光源部とCCDがほぼ同位置)、30度、60度での撮像を比較し、0度を選択した (図4)。

### 3. 臨床操作性の評価と試作機器の選択

#### 1) 室内光環境

2つの試作機器使用時の室内の照度は、共に同じ照度であった。全般照明730lx、局部照明880lxでJIS Z 9110の照度基準に表記されている病院の視診・注射の基準を満たしていた。

#### 2) 非接触性

対象部位の皮膚表面と試作機器までの直線距離は、可視光による反射方式の試作機器が15cm、近赤外光による反射方式の試作機器は18cmであった。これらの直線距離で形成する空間は、皮膚表面で実施した模擬的な穿刺技術を妨げないために、十分であった (実際の皮膚穿刺は除いた)。

#### 3) 実像と透視画像の一致性

可視光による反射方式の試作機器においては、実物の対象部位と透視画像が完全に一致していた。近赤外光による反射方式の試作機器においては、完全には一致していなかったが、透視画像を観察するために視線が対象部位から外れることはなかった。

試作機器比較のための対象静脈は、コントラストの強弱を分かり易くするため、静脈の特徴色が目視可能な静脈とした。近赤外光による反射方式の透視画像は、可視光による反射方式の透視画像に比べ、コントラストが強く静脈が見えやすかった (図6)。

以上のことから、2種類の試作機器を比較すると、同じ室内光条件下での臨床操作性は同等であるが、静脈可視性は近赤外光による反射方式の試作機器の方が静脈が見えやすかった。従って、近赤外光による反射方式の試作機器を今回使用する撮像装置として選択した。

## 方 法

### 1. 撮像対象

撮像の対象は木森他<sup>20)</sup>の報告を参考に、深さ3mmの目視困難静脈モデルを用いた。対象者は若年健康女性で、座位をとり前腕部を机の上に置いた。対象部位は、末梢静脈内カテーテル留置法に使用する上肢の肘部屈側、肘関節屈曲部より遠位2-7cmとした。静脈の種類は、対象部位を走行する橈側皮静脈・前腕正中皮静脈、もしくは肘正中皮静脈・尺側皮静脈とした (図7)。これらの静脈のうち、静脈の特徴色が観察できず、成人用血圧計による80mmHgの駆血で静脈の怒張が観察できない静脈を対象とした。静脈の目視の可否を観察した室内照度は、撮像

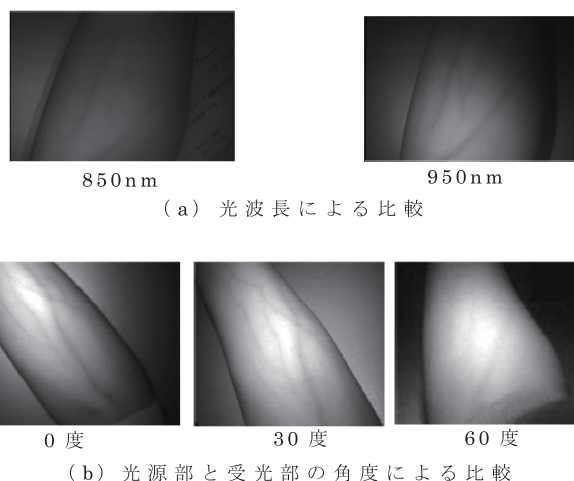


図4. 近赤外透視画像の比較

- (a) 光波長による比較  
ピーク波長850nm、950nmのLEDで照射し撮像した画像。主観的に950nmを使用したほうが静脈描出のコントラストがよく、静脈が見えやすいと判断した。
- (b) 光源部と受光部の角度による比較  
上肢中枢側に光源部のみを移動させ、受光部から対象部位への垂直線と、光源から対象部位までの直線が皮膚表面上で交差することで形成する角度が0度 (光源部とCCDが同位置)、30度、60度で撮像した画像。主観的に0度を使用した画像が最も静脈描出のコントラストがよく、静脈が見えやすいと判断した。画像はピーク波長950nmのLEDを使用した時の画像。

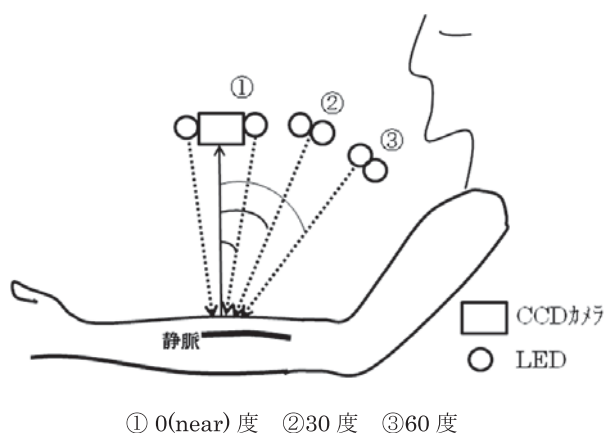


図5. 光源部とCCDカメラの位置角度

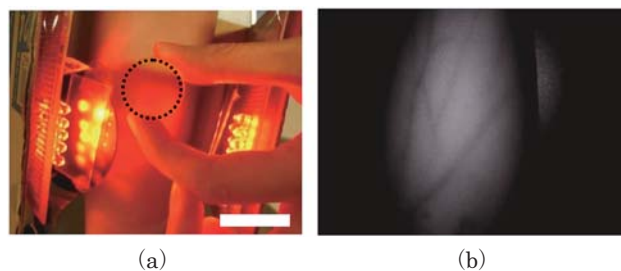


図6. 2種類の試作機器による透視画像

- (a) 可視光による反射方式試作機器による透視画像  
○はロングパスフィルターで、フィルターの下に静脈が描出されるはずであった。
- (b) 近赤外光による反射方式試作機器による透視画像

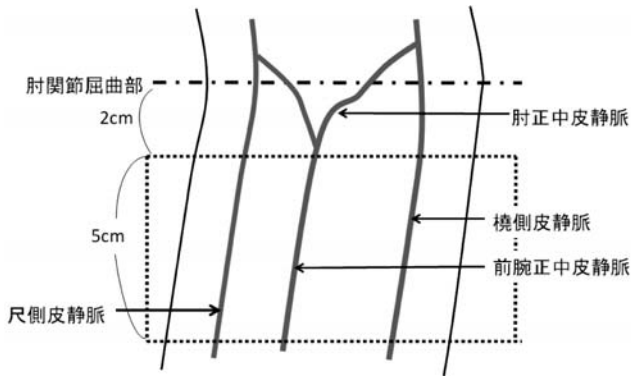


図7. 対象部位と対象静脈

装置を選択する時と同じとした。

次に、対象静脈から深さ3mmの部位を特定した。その計測方法は、対象静脈を触診により検知し、点線で静脈の走行に沿いマーキングした後、駆血を解除し超音波診断装置を用いて非接触的に計測した。非接触的な計測方法とは、対象者の上肢を水中に浸漬し（水温35-37℃）、対象部位の皮膚と超音波診断装置の探触子が接触しない状況下で透視、計測する方法である<sup>20)</sup>。横断像で静脈の深さが3mmと計測した部位に、計測上肢を水中からだした後、マーキングの走行に沿い中枢側と末梢側の2か所に、1cm離してシールを貼用した。シール間とその周辺組織を撮像の対象とした。撮像対象は、対象者の左上肢から1部位ずつ特定した。

## 2. 静脈可視性の評価方法

評価方法は、主観的方法と半定量的評価方法を用いた。

主観的評価方法は、我々が作成した質問紙を使用した。質問は静脈の可視性を問い、回答方法は4件法からの1件選択式とした（見えない・よく見えない・うっすら見える・見える）。評価者は10年の臨床経験を持つ看護師1名とした。

半定量的可視性評価方法は、対象静脈の特徴色が目視可能な部位と静脈が走行しない部位を対象に、以下に示す手順で画像を解析した。その結果、静脈の有無が判断できれば妥当な評価方法であるとみなした。静脈走行の有無は、撮像の前に超音波診断装置を用いて確認した。

### 1) 画像の獲得

対象部位をデジタルカメラで撮像した画像と（Caplio R7；画素数3264×2448、株式会社リコー、以下デジタルカメラ画像とする）、近赤外光による反射方式の試作機器で撮像した画像（以下近赤外透視画像とする）をそれぞれ1枚ずつ獲得した。尚、



図8. 関心領域の選択

□が関心領域

静脈が走行する部位の関心領域は、長辺と短辺で形成する長方形とし、長辺と静脈が垂直で中央位置となり、左右に皮膚周辺組織を含めた。静脈が走行しない部位は、超音波診断装置で静脈の走行がないことを確認してから、関心領域全体が皮膚組織で、静脈が走行する場合と同等のサイズとなるよう領域を選択した。このサイズは実物の前腕部において約0.3cm×0.8cmに相当する。画像は静脈が走行する場合のものである。

半定量的評価方法に使用するための近赤外透視画像は主観的評価方法の後、透視している動画像を超小型モニターではなく、パーソナルコンピュータに取り込み、静止画像として獲得した（以下、近赤外透視画像とする）。

### 2) 画像処理

画像処理・解析には画像処理ソフトImage Jを使用した。獲得した画像は、ピクセルの持つ輝度情報を同じ256階調として解析するため、すべて同等のグレースケールに変換した。

### 3) 領域選択（図8）

獲得したデジタルカメラ画像と近赤外透視画像から、静脈が走行する部位と走行しない部位を画像解析に使用する関心領域として選択した。

### 4) 静脈の画像解析（図9）

Image Jによって獲得した関心領域内のピクセル数と平均輝度についてExcel 2007でグラフ化した。さらに平均輝度の変化を確認するために多項式近似を行った（次数=6）。

静脈が走行する部位の平均輝度は、グラフの中央付近で特異的に輝度が低下し、その後上昇した。この推移を示したのは対象静脈の特徴色が目視可能な部位のデジタルカメラ画像と近赤外透視画像のみであった。静脈が走行しない部位のデジタルカメラ画像と近赤外透視画像では、選択した領域に特異的な変化を示さなかった。特異的な変化は、ヘモグロビ

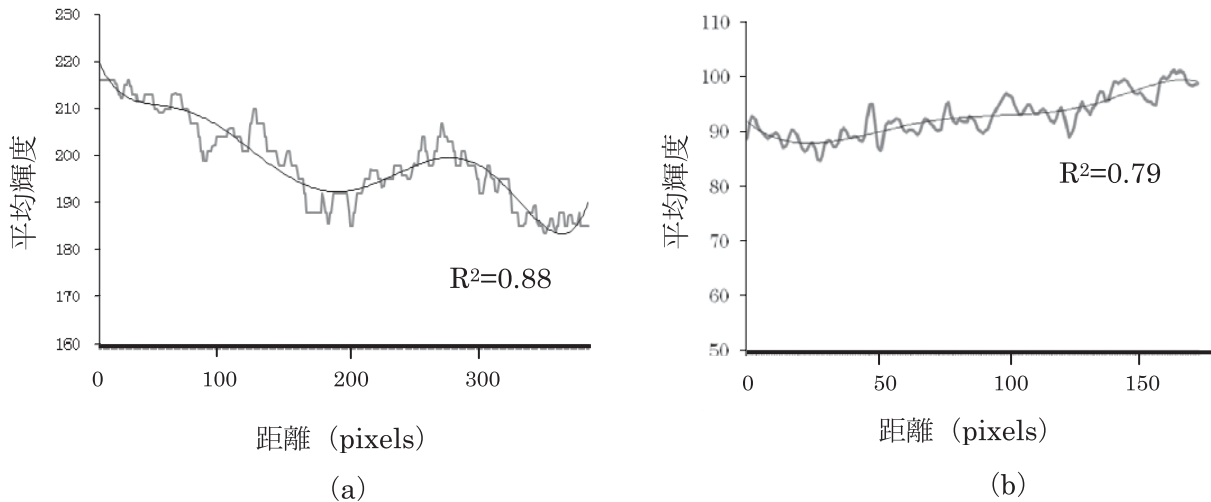


図9. 関心領域の平均輝度

グラフの横軸は、選択した領域の長辺方向一端を原点とし、他端方向への距離をpixel数で示す。縦軸は、長辺方向の各位置において短辺方向へ沿った平均輝度を示す。

- (a) 関心領域に静脈が走行する場合のグラフ
- (b) 関心領域に静脈が走行しない場合のグラフ

ンが持つ光を吸収し強度が低下する光学特性に合致しているためと考えた。

多項式近似では、静脈が走行する部位について、近似曲線を中心として測定した平均輝度が上下に振動していた。この振動幅に比較して、静脈が存在すると思われる部分と、その周囲の部分の平均輝度の差が大きいと思われるものを「静脈有り」と評価した(図9(a))。静脈が走行しない部位についても、近似曲線を中心として平均輝度に上下の振動はみられたが、図9(a)のような変化は見られなかった(図9(b))。このように、平均輝度の差が無いと思われるものを「静脈無し」と評価することにした。

以上のことから、半定量的評価方法として1-4)の手順を静脈可視性の評価方法として採用することにした。

### 3. 静脈可視化性能の評価

静脈の可視化性能の評価は、目視困難な静脈を撮像した画像を対象に、すべての画像の内、主観的評価で静脈が「うっすら見える」と「見える」、半定量的評価で「静脈有り」と評価した画像の割合(以後可視化率とする)をデジタルカメラで撮像した画像と透視画像で比較した。

### 4. 統計解析

解析、又は計算には統計解析ソフト、JMP<sup>®</sup>8.0を使用した。可視化率はFisherの正確確率検定を用いて比較した。有意水準は5%とした。

### 5. 倫理的保証

対象者には、文書と口頭で研究主旨、参加は自由

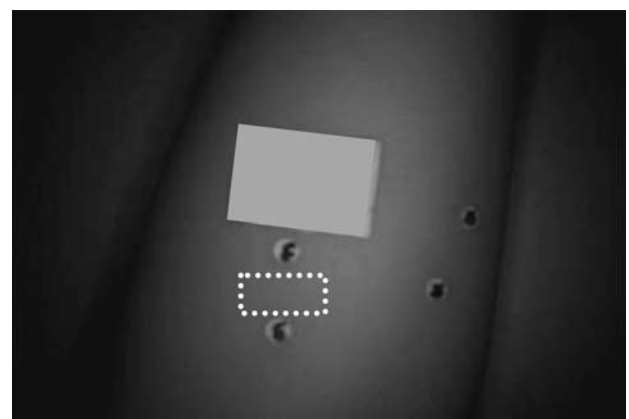


図10. 目視困難な深さ3mmの静脈透視画像  
[ ]は関心領域で上下のシールの間を静脈が走行している。

意思であること、研究協力の同意と撤回、調査中断の権利の保障、匿名性の保持、目的以外にデータを使用しないことを説明し、書面にて同意を得た。調査では、駆血による有害事象をきたす可能性があるため、2分間を超えないようにした。また、その時間内でも耐え難いしびれがある場合は休止し、対象者の意向を確認した上で再開、あるいは中止した。本研究は、金沢大学医学倫理審査委員会の承認を得て実施した(承認番号234)。

## 結 果

### 1. 対象者、及び対象画像の概要

対象者は5名、年齢は中央値25(22-29)歳、BMIは中央値18(17-20)であった。対象画像は深さ3



表 1. 半定量的評価による可視化率の比較

	静脈波形あり	静脈波形なし	合計	2p
デジタルカメラ画像 (n=10)	1	9	10	
近赤外透視画像 (n=10)	8	2	10	.0055*
合計	9	11	20	

Fisherの正確確率検定 \* p&lt;.05

mmの目視困難な静脈を、各対象者の両上肢で1箇所ずつ特定、その部位を撮像した透視画像とデジタルカメラで撮像した画像、それぞれ10枚であった。

### 1) 主観的評価 (図10)

デジタルカメラ画像、近赤外透視画像における静脈はすべて「見えない」であった。すなわち、主観的評価での可視化率は0%であった。

### 2) 半定量的評価 (表1)

デジタルカメラ画像の「静脈有り」は1枚、「静脈無し」は9枚であった。つまり可視化率は10%であった。近赤外透視画像の「静脈有り」は8枚、「静脈無し」は2枚で可視化率は80%であった。デジタルカメラ画像と近赤外透視画像で「静脈有り」の画像の割合は近赤外透視画像が有意に高かった (2p=.0055)。

## 考 察

本研究の結果は、静脈可視化技術が医用生体工学として技術進展するだけでなく、臨床で重要視される実用性、操作性を包含した成果である。実用的な静脈可視化とは、合併症である神経損傷や動脈穿刺の回避を考慮し、現在の臨床技術をもってしても目視困難な静脈を可視化することである。研究者はこれまでに神経損傷、動脈穿刺の危険性に関する解剖学的研究<sup>6)</sup>と目視困難静脈の血管径・深さに関する実態調査を行った<sup>20)</sup>。その結果、神経損傷の危険性を低減する透視・穿刺部位として推奨されるのは前腕部であること<sup>6)</sup>、この部位で浅層動脈が走行するのは深さ10mmより深層であること、目視困難静脈が走行するのは深さ3-7mmであることがわかった<sup>20)</sup>。つまり、深さ3-7mm程度の目視困難静脈を可視化することが、動脈穿刺を回避し、目視困難静脈を可視化する性能として臨床のニーズを満たすといえる。さらに、臨床の穿刺技術を妨げない構造を持つ試作機器は、実用的な末梢静脈穿刺の支援技術として価値が高い。また静脈可視性の評価方法は主観的評価だけでなく、画像解析による半定量的評価も使用しており結果の信頼性が高いと考える。その結果についての検討は、さらに臨床実用性を高める

ことに役立つであろう。

### 試作機器の可視化性能

試作機器による透視画像は、半定量的評価によって深さ3mmの目視困難静脈を80%可視化した(表1)。可視化につながったのは近赤外光の波長域を選択したことと画像解析による。以下にその論拠を述べる。

目視困難静脈の描出には可視光より近赤外光が有効であった。室内光環境下で深さ3mm以上の静脈が目視困難となりやすいということは<sup>20)</sup>、可視光が深さ3mm程度までは透過するともいえる。近赤外光は可視光より生体透過性に優れるため<sup>26)</sup>、3mm以上の深さに透過し画像解析での可視化につながったと考える。よって、光波長の相違が生体透過性に影響するため、目視困難静脈の可視化には近赤外光を選択することが適切であると提案できる。ただし、今回の結果は深さ3mmの目視困難静脈に限定して実験を行った結果である。先行研究から目視困難静脈が走行するのは深さ3-7mmであった<sup>20)</sup>。今後は、その深さ範囲での評価が必要である。

近赤外透視画像の主観的評価では、深さ3mmの目視困難静脈を可視化できず、画像解析を用いた半定量的評価で目視困難静脈の80%を可視化した。一方、室内光のみのデジタルカメラ画像は、半定量的評価で目視困難静脈の10%を可視化した。これは、肉眼では差異が認識できない画像でも、ピクセルの持つ256階調の客観的情報では差異があったためと考える。これらのことは、目視困難静脈の可視化に画像処理が必要であることを示唆している。

深さ7.8mmの静脈が観察可能だったと報告する試作機器は、近赤外光を使用し画像処理が施されている<sup>23)</sup>。深さ1.5-2mmの静脈が観察可能だったとする試作機器は、近赤外光を使用しているが画像処理はしていない<sup>25)</sup>。

これらの報告から、同等の近赤外光を使用しても画像処理の必要性が異なるのは静脈の深度が影響すると考えられる。現在の臨床技術で目視可能となる浅層静脈は画像処理を使用しなくても可視化し、目視困難となる深層静脈を可視化するには画像処理が



必要となると考える。これは、皮膚深達度、つまり深さは光の波長によって深層静脈に到達するには限界があるためと考えられる。今回得られた結果からも、3 mm以上の深層静脈を可視化するには画像処理技術を用いた改良が大きく貢献することを示唆している。

一方、今回の透視画像について画像解析による静脈の可視性は、デジタルカメラで撮像した画像に比べ有意に高かったものの2枚、つまり20%は静脈の存在を解析できなかった。この割合は臨床では性能不十分とみなされる可能性がある。これは、静止画像撮影時の画像処理に課題があったと考える(加算平均など)。製品化に静止画像獲得の配慮は不要だが、今後は適切な画像処理の検討により可視化率を向上させる必要がある。

#### 本研究の限界

試作機器の構造について、光源部とCCDの角度の検討が冠状面の方向のみになっている。臨床使用を考慮したためであるが、今後矢状面方向での検討も必要である。また、偏光フィルターについてはどの偏光方向の光が静脈描出に有用であったかの検討はされていない。

可視性を評価した撮像対象は、目視困難静脈モデルを用いた。静脈が深い状況は皮下脂肪と細胞水分含有量が多い健常若年女性を対象者とすることで、また、脱水やショックなどで静脈が怒張できない状況を非駆血下で外挿したが、実際の臨床現場での対象ではない。透視画像も10枚と少なく予備的研究にとどまっている。透視画像の比較対象は既存の静脈可視化技術による透視画像がのぞましいことが挙げられる。

#### 結 論

末梢静脈内カテーテル留置法に使用する目視困難静脈を可視化する試作機器を作製し、可視性を評価した。臨床操作性を満たすのは、近赤外光による反射方式の試作機器で、その透視画像の可視化性能は、深さ3 mmの目視困難静脈に対し80%の可視化率であることがわかった。今後は透視画像の画像処理技術などを検討することにより、さらに可視化率を向上させ、3 mmより深い目視困難静脈で評価する必要性が示唆された。

#### 謝 辞

本研究はJSPS科研費23660012の助成を受けたものである。

#### 文 献

- 1) 日本看護協会：静脈注射の実施に関する指針 [オンライン、www.nurse.or.jp/home/publication/pdf/iyouchuu.pdf] 社団法人 日本看護協会, 4,2003.
- 2) 青木謙典, 小久保荘太郎：末梢静脈確保の成功率に及ぼす手袋装着の影響, 聖隷浜松病院医学雑誌2(1)(2), 18-21, 2002.
- 3) Jacobson AF, Winslow EH: Variables influencing intravenous catheter insertion difficulty and failure: an analysis of 339 intravenous catheter insertions. *Heart Lung* 34(5): 345-59, 2005.
- 4) 大西宏明: 採血に伴う神経損傷回避への取り組み, *臨床病理* 55(3), 251-256, 2007.
- 5) 堀美保, 三浦真弘, 荒尾博美, 他: ヒト上肢の皮静脈と皮神経の位置的関係の形態学的研究. *日本看護技術学会誌* 8(2): 20-28, 2009.
- 6) 木森佳子, 臺美佐子, 須釜淳子, 他: 肘窩における皮静脈と皮神経の走行関係: 静脈穿刺技術のための基礎研究. *形態・機能* 8(2), 67-71, 2010.
- 7) 深谷翼: 判例に学ぶ看護事故の法的責任. *日本看護協会出版会*, 122-126, 2001.
- 8) Costantino TG, Parikh AK, Satz WA, et al: Ultrasonography-guided peripheral intravenous access versus traditional approaches in patients with difficult intravenous access. *Ann Emerg Med* 46(5): 456-461, 2005.
- 9) Katsogridakis YL, Seshadri R, Sullivan C, et al: Veinlite transillumination in the pediatric emergency department a therapeutic interventional trial. *Pediatr Emerg Care* 24(2): 83-88, 2008.
- 10) Stein J, George B, River G, et al.: Ultrasonographically guided peripheral intravenous cannulation in emergency department patients with difficult intravenous Access: A randomized trial. *Ann Emerg Med* 54(1): 33-40, 2009.
- 11) Hess HA: A biomedical device to improve pediatric vascular access success. *Pediatr Nurs* 36(5): 259-263, 2010.
- 12) Randolph AG, Cook DJ, Gonzales CA, et al.: Ultrasound guidance for placement of central venous catheters: a meta-analysis of the literature. *Crit Care Med* 24(12): 2053-2058, 1996.
- 13) Chang WM, Amesur NB, Klatzky RL, et al.: Vascular access: Comparison of US guidance with the sonic flashlight and conventional US in phantoms. *Radiology* 241(3): 771-779, 2006.
- 14) Chinnock B, Thornton S, Hendey GW: Predictors of success in nurse-performed ultrasound-guided cannulation. *J Emerg Med* 33(4): 401-405, 2007.
- 15) Resnick JR, Cydulka RK, Donato J, et al: Success of ultrasound-guided peripheral intravenous access with skin marking. *Acad Emerg Med* 15(8): 723-730, 2008.
- 16) Walker E: Piloting a nurse-led ultrasound cannulation scheme. *Br J Nurs* 18(14): 854, 856, 858-9, 2009.

- 17) Perry AM, Caviness AC, Hsu DC: Efficacy of a near-infrared light device in pediatric intravenous cannulation: a randomized controlled trial. *Pediatr Emerg Care* 27 (1): 5-10, 2011.
- 18) 長内優二, 西村公男, 前田陽子, 他: 「ポケット型静脈ライト (ベインライトLED)」の使用経験, *プレホスピタル・ケア* 20 (1): 1-5, 2007.
- 19) 滝川稚也, 山野修司, 田村隆教: 血管位置検出器具「ベインテクター<sup>®</sup>」を用いた基礎的検討 (第2報) - ベテラン看護師による臨床利用 -, *機器・試薬* 29 (4): 365-370, 2006.
- 20) 木森佳子, 須釜淳子, 中谷壽男, 他: 末梢静脈カテーテル留置において目視困難な静脈を確実に安全に穿刺するための基礎研究 - 血管径・深さ・皮膚色の非侵襲的計測 -, *日本看護技術学会誌* 10 (1): 103-110, 2011.
- 21) 飛澤直哉, 加藤祐次, 清水孝一, 他: 体表血管の可視・近赤外透視像同時観察システムの開発, *生体医工学* 49 (5): 730, 2011.
- 22) Lindsey J: No More Stab-in-the-Dark IV Sticks!, *JEMS*, 9, 2005.
- 23) Miyake RK, Zeman HD, Duarte FH, et al: 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: 1031-1038, 2006.
- 24) Zeman H D, Lovhoiden G, Vrancken C (2004): The Clinical Evaluation of Vein Contrast Enhancement, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2, 1203-1206.
- 25) Zharov VP, Ferguson S, Eidt JF, et al: Infrared imaging of subcutaneous veins. *Lasers Surg Med* 34: 56-61, 2004.
- 26) Jöbsis FF: Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters. *Science* 198: 1264-1267, 1977.

## Development of Equipment for Visualizing Peripheral Veins for Indwelling Catheters

### — Assessment of Visibility of a Vein Visualization System Using Light —

Keiko Kimori, Junko Sugama\*, Tosiaki Miyati\*\*, Kazuya Nakayama\*\*

#### Abstract

Catheter placement in peripheral veins used in treatment such as infusion therapy influences the success or failure of the puncture and frequency of onset of complications when visual observation of the target vein is difficult. Difficult to observe veins include those in which the characteristic color is difficult to distinguish despite avascularization and veins that do not engorge.

Therefore, a device for visualizing difficult to observe veins is required. Although a number of devices for visualizing veins exist, no such device is commonly used in current clinical practice. The reason for this lack of popularization of currently available devices may be that not enough investigations have been conducted regarding operability for clinical use and evaluation of difficult to observe veins. In light of this, I decided to develop a device to solve these issues. The present study involved the creation of a prototype device suitable for clinical operability and the evaluation of its visualization capability for difficult to observe veins.

This study targeted difficult to observe vein models ( $n = 10$ ) of 3 mm depth that ran through the antebrachial region. The visibility of images of each target vein taken with a digital camera and transparent images taken with the prototype device were subjectively and semi-quantitatively compared. Visualization was not possible with the subjective evaluation method. However, with the semi-quantitative method, digital camera images could visualize 10% of difficult to observe veins (1/10) while transparent images taken with the prototype device could visualize 80% of difficult to observe veins (8/10). Thus, a high ratio of images taken with the prototype device could visualize veins ( $2p = .0055$ ).

This study suggested the necessity of further improving the vein visualization rate and evaluating visualization capability with difficult to observe veins deeper than 3 mm through investigations involving topics such as transparent image processing technology.