

**暗視カメラの近赤外画像情報とレーザセンサを用いた 3 次元情報の統合による
静脈注射支援システムの位置制御**

**Position control of intravenous injection support systems through the integration of
three-dimensional information using a laser sensor and image information of the
near-infrared night vision camera**

○片岸渉, 萩原由香里, アデルジャンイミティ, 萩原義裕, 三好扶

○Wataru Katagishi, Yukari Hagihara, Adiljan Yimit, Yoshihiro Hagihara, Tasuku Miyoshi
岩手大学

Iwate University

キーワード: 血管(Blood Vessel), 静脈注射(intravenous injection),
コンピュータ支援システム(Computer Aided System), 位置制御(Position Control)

連絡先: 〒020-5881 岩手県盛岡市上田 4-3-5 国立大学法人 岩手大学 工学部 機械システム工学科 萩原義裕,
TEL.: (019) 621-6400, FAX.: (019) 621-6400, E-mail: dhag@iwate-u.ac.jp

1. 緒言

近年, 医療従事者の不足と業務への従事時間の増加が問題となっている. この問題は医師だけでなく, 患者や看護に携わるものにとって大きな負担となっており, 地方の医療現場では特に深刻である. こうした問題に対処するため, 手術支援システムや診断システム, 教育支援システムなど様々な取り組みが行われている¹⁾.

血液採取や薬剤投与などに利用される静脈注射は, 投与した薬剤の効果が他の注射方式に比べて最も早く, また確実に現れ, 救急時の緊急処置の目的などで利用されている. しかし, 災害時や検診時など, 時を争い多数の患者等を扱う場合, 採血・静脈への薬剤投与・点滴など静脈注射実施による医療従事者への負担は大きく, 患者等への影響も少ない.

本研究の目的は, 静脈注射を支援するシステムを構築し, こうした医療従事者への負担を軽減することである. 災害時や集団検診など, 一刻を争う多くの患者を扱うケースには, 多数の注射支援システムが必要となるため, 一台あたりのコストは比較的小さいことが要求される. こうした背景を踏まえて, 我々は, 安価な光学カメラとロボットによる静脈注射支援システムの構築を目指して基礎検討を重ねてきた²⁾.

本稿では, 静脈注射支援システム用に開発したセンサとアクチュエータについて述べ, 基準位置検出およびアクチュエータの制御, 血管抽出, 3次元空間上での目標への移動手順を示す. また, これらに関する基礎実験を行った結果を示す.

2. システムの概要

穿刺する対象である静脈は人体組織であり、正確な位置への針の誘導が求められる。本研究の注射用アクチュエータは、ステッピングモータおよび送りネジ機構に基づく3自由度の制御によって針を正確な位置へ誘導する。

本システムは3次元的位置を把握するためのエリア型距離センサと皮下の血管を抽出するための近赤外カメラ（暗視カメラ）を用いている。この2台のセンサより得られる画像を基に位置を制御する。

エリア型距離センサは、針先端と目標物である静脈の高さを調整するのに用いる。画像の座標を指定することにより、その座標に映し出されている物体までの距離を計測することが可能である。座標の指定にはテンプレートマッチングを用いる。針先端にマークを設置しその箇所を検出する。

近赤外カメラは、XY軸方向の制御及び静脈の抽出に用いる。エリア型距離センサ同様、針先端部に設置されているマークを基にテンプレートマッチングをかけ、検出した箇所の座標を表示する。また、抽出された穿刺位置も座標として表示する。その後、針先端部と穿刺位置との距離の差分を制御する。

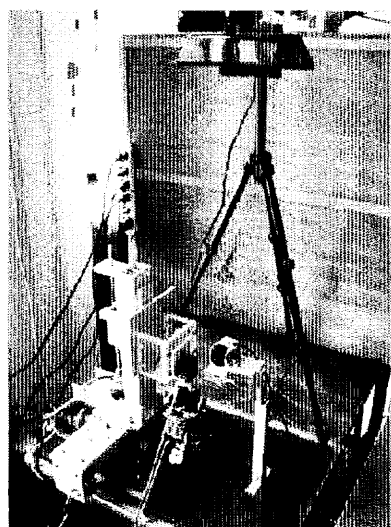


Fig.1 静脈注射支援システム

3. 静脈血管の抽出及び穿刺位置の決定

3.1 近赤外カメラによる画像取得

本研究では近赤外線(約 850nm)を照射するLEDを対象部位に照射し、赤外線領域を撮影可能なWEBカメラを利用して撮影を行っている。これは、近赤外領域である約760nmの波長の光を還元ヘモグロビンが吸収するため、肉眼では確認しづらい静脈も抽出可能という理由からである。

3.2 静脈抽出

静脈抽出は本システムにおいて最初に行う処理である。それゆえ、本システムの性能を左右する最も重要な部分である。以下に概要と詳細な手順を述べる。

3.2.1 抽出方法の概要

近赤外カメラから得られる画像を基に静脈抽出を行う。原画像をグレースケールへ変換した後、処理速度と抽出性能を向上させるためマスク処理を行う。そして、静脈を強調させるためDoGフィルタを用いた後、2値化で血管部を残す。最後に、画像中のノイズを除去し静脈抽出画像を作成する。使用する静脈の抽出手法のアウトラインを図2に示す。

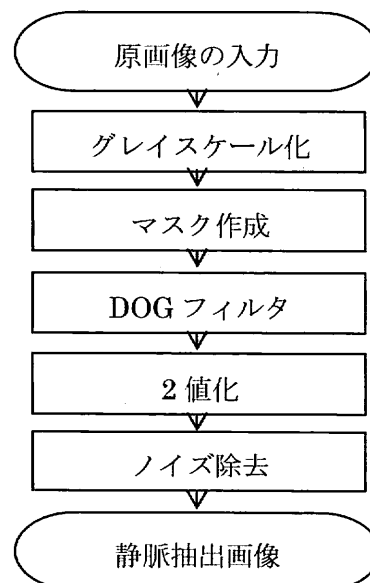


Fig.2 静脈注射の抽出手法

3.2.2 グレイスケール変換

RGB 撮影した画像はまず、グレイスケールへ変換を行う。これは本研究で使用する赤外線画像が、可視光のようにある程度の波長ごとに画像情報に反映されるのではなく、センサー（受光素子）の反応領域内の波長をすべて赤外線単色光としてデータ化するためであることと、扱うデータ量の圧縮、処理の簡略化のためである。静脈抽出に用いる赤外線画像では静脈と皮膚での吸収率の違いで静脈を抽出する。そのため、グレイスケール化を行っても、結果にほとんど影響はない。グレイスケール変換の方法は様々だが、本研究では NTSC 係数による加重平均法を利用する。よってグレイスケール化の輝度値の値は YIQ 表色系の Y（輝度）にあたる。以下に、カラー画像（RGB）からグレイスケール画像への変換式を示す。

$$\begin{aligned} \text{Gray}(x,y) = & 0.2989360212937 \times r(x,y) \\ & + 0.58704307445112 \times g(x,y) \\ & + 0.11402090425510 \times b(x,y) \quad (1) \end{aligned}$$

ここで $\text{Gray}(x,y)$ は作成されるグレイスケール画像の輝度値、 $r(x,y)$ 、 $g(x,y)$ 、 $b(x,y)$ はそれぞれカラー画像の RGB 値である。

3.2.3 マスク作成

画像の処理速度と抽出性能向上のために、マスク処理を行う。マスクを生成することで画像中の背景を無視し、かつ静脈のコントラストが十分に得られていない可能性が高い領域の削除を行う。赤外線画像において、背景部は比較的小さい輝度値を有している。また、静脈血管とそれ以外の部位のコントラストが良好になるのは反射が大きい部分のため、閾値処理により輝度値が大きい部位をマスク部とした。このとき、静脈部は近傍画素

に比べて暗く（輝度値が小さく）写っているが、背景に比べて十分に明るい静脈部がマスクとなる可能性はほとんどありえない。また、手や腕と背景の境界エッジも輝度値が比較的低いため、ここにマスクをかけることで誤抽出を低減する効果も期待される。

3.2.4 DoG フィルタ

本研究では、ガウシアン差分フィルタ（Difference of Gaussian filter : DoG filter）を利用して静脈抽出を行う。ガウシアン差分はガウス関数のスケール空間の異なるガウシアンフィルタにより平滑化された画像の差をとる処理である。

ガウシアンフィルタ（Gaussian filter）はノイズ低減のために利用される平滑化フィルタの一種である。光学カメラ等で撮影された画像には、外乱の影響等による様々なノイズが存在している。そこで、平滑化を行うことでこれらのノイズを低減する手法が多く研究、利用されている。

ガウシアンフィルタは線型空間フィルタの一種であり、円対称で式(2)に示されるガウス関数にしたがって変化する重み付きのカーネルを利用する。

$$f(x,y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}\right) \quad (2)$$

ここで、 $f(x,y)$ はガウス関数に沿った重み、 σ は標準偏差、 x,y はフィルタカーネル内の位置である。ガウシアンフィルタには、ローパスフィルタと同様の効果があり、画像全体を滑らかにする効果があるが、同時に画像のエッジ情報を損なうという特徴がある。

赤外線画像における静脈部と皮膚部のマクロ的なコントラストはある程度強いものの、ミクロ的にはその境界は滑らかで、曖昧であることが多い。そのためカーネルサイズ

が小さいエッジ抽出フィルタでは静脈部の抽出が困難である。また、単純な閾値処理を適用しただけでは、照明ムラ等により皮膚部の誤抽出が多くなってしまふ。そこで本手法では、血管径が手の甲や腕に対して十分に小さいことから、静脈部が輝度変化の滑らかなエッジであるとし、DoG フィルタを利用して静脈抽出を行う。DoG フィルタはガウシアンフィルタのフィルタサイズ等のスケールの組み合わせを変化させることで、一般的なエッジ抽出よりも、滑らかな変化のエッジ部を抽出することが可能となる。DoG フィルタは (3) 式で表される。

$$g_{\text{DoG}}(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma_e^2} \exp\left(-\frac{x^2+y^2}{2\sigma_e^2}\right) - \frac{1}{2\pi\sigma_i^2} \exp\left(-\frac{x^2+y^2}{2\sigma_i^2}\right) \quad (3)$$

本研究では $\sigma_e=0.8493218$ と $\sigma_i=5$ のものを適用し、カーネルサイズはそれぞれ 5 と 15 とした。

3.2.5 2 値化

ここでは、静的 2 値化で血管部を残す。DoG フィルタを適用した画像上ではエッジ部と認識された部位の輝度値、すなわち静脈候補部の輝度値はほぼ 0 となっている。そのため、輝度値 0 の部分を抽出する 2 値化を行うことで静脈候補部の抽出を行う。

3.2.6 ノイズ除去と血管の補間

静脈抽出を行う際の画像中には様々なノイズが存在する。その結果、2 値化を行った画像にも少なからずノイズが存在している。これらのノイズまたは誤抽出した部分を低減し、静脈部の抽出をより正確なものとするために、ラベリング処理とモルフォロジー演算を用いてノイズ除去と静脈の補間を行う。

まず、ノイズ除去のために、2 値化した静脈画像にラベリング処理を行う。ここで述べている 2 値化画像でのラベリング処理とは、連結成分ごとに区別された記号 (ラベル: label) を各画素に入れた画像により、個々の連結成分を区別するものである。このラベリングにより、各連結成分のピクセル単位での面積計算等が可能になる。静脈抽出画像上に存在するノイズの面積は、血管部の面積に対して比較的小さいものが多い。また、血管部であっても抽出されている範囲が小さい場合は、穿刺を行うことが難しい可能性が高いため、穿刺候補から外しておきたい。よって一定の面積以下のパターンを削除することで、上記のような問題部を削除する。ラベリング処理には、4 近傍でラベリングを行うものと 8 近傍でラベリングを行うものがあるが、本研究ではノイズ低減が主な目的のため、4 近傍のラベリングを行う。

また、血管部補間のために、モルフォロジー演算の一種であるクロージング処理とオープニング処理を利用した。2 値化を行った静脈画像における静脈部は DoG フィルタによって曖昧なエッジ領域が強調、抽出されているため、静脈形状が滑らかではない。このことは後の穿刺部位の決定にも大きく影響するので、補間処理を行うことは必要である。

3.3 穿刺位置の決定

医療従事者が静脈注射において穿刺を行う血管は、穿刺針の太さや長さといった情報を基に選択している。そこで、本研究では抽出した静脈において、一定以上直線的な長さを保ち、血管の枝分かれが付近になく、血管径が可能な限り大きい位置を静脈注射の穿刺位置とする。ここで、静脈幅は静脈を横切る複数の線分中で最も小さい長さとして定義する。最適注射位置の算出では、始めに抽出し

た静脈画像に対し、Hilditch の方式を用いて細線化を行う。その後、穿刺対象血管を選定するために、血管交差部、抽出長さの短い血管の削除を行い、静脈幅を算出する。

静脈各部の幅を比較する際、一枚の画像において複数の静脈幅情報が必要である。しかし、静脈の形状、位置、太さは人により異なるため一概に静脈幅のサンプル点を決定できない。静脈注射が比較的容易にできるような皮膚が薄い領域は、個人差はあるものの一般的にさほど広くないことを考慮し、静脈が確認できる全ての位置の静脈幅情報の抽出を行い、幅を比較することにする。算出された全ての静脈幅を比較し、最大幅を求める。最大幅となる線分の中心線上の点が穿刺位置である。

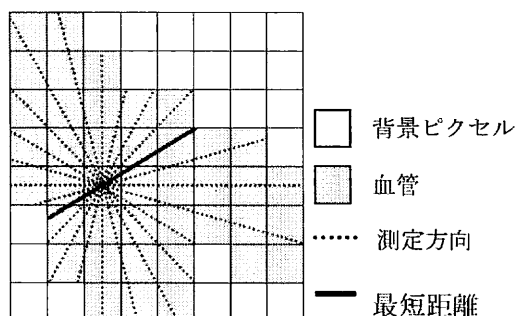


Fig.3 血管径計測方法

3.4 制御プログラムとの統合

本研究では、位置制御を行う他に、静脈抽出と制御プログラムとの統合を行った。現時点で、実験までに至ってはいないが、穿刺位置の座標表示、注射角度表示が可能である。

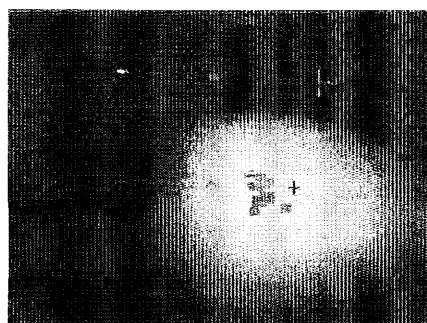


Fig.4 穿刺位置の表示

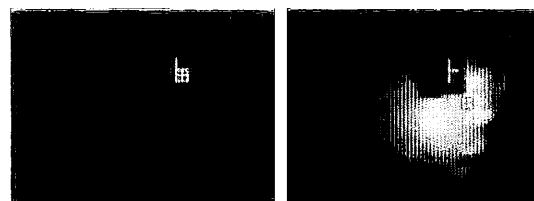
4. 針先端部の検出

4.1 テンプレートマッチング

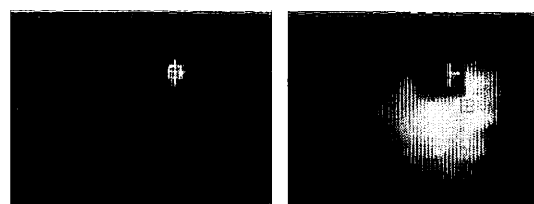
本研究では、針先端部の検出にテンプレートマッチングを用いている。テンプレートマッチングとは、あらかじめ標準パターンをテンプレートとして用意しておき、このテンプレートを用いて入力画像とのマッチングを行うこと³⁾である。また、テンプレートマッチングには Intel によって開発された、画像処理ライブラリ OpenCV を使用している。

テンプレートマッチングの評価尺度を決定するため、OpenCV で使用可能な輝度差の 2 乗和、相互相関、相関係数を比較した。比較結果の一部を以下に示す。

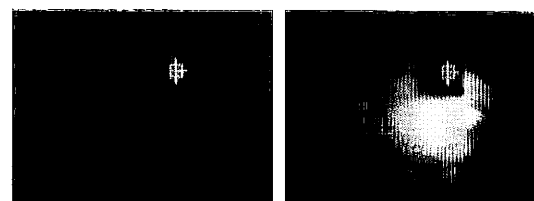
なお、実験は各 5 回ずつ行った。その結果、相関係数が 5 回とも目標物の有無で検出結果に変化が見られず適切な位置を示した。これより、本研究では相関係数を評価尺度に使用することにした。



a)輝度差目標物なし b)輝度差目標物あり



c)相互相関目標物なし d)相互相関目標物あり



e)相関係数目標物なし f)相関係数目標物あり

Fig.5 各評価尺度での実験結果

5. アクチュエータの制御

本システムはモータの位置、回転数を検知するセンサ類は設置されていない。そのため、実験を行う際にはカメラを用いて目的位置を検出する。

テンプレートマッチングにより現地点のマークの座標を取得し、目的となる座標と比較することにより制御を行う。また、高さ方向を計測するには、Microsoft 社製 Kinect を用いている。Kinect とは赤外線レーザを用いた距離画像センサである。PC とは USB によって接続でき、比較的簡単に距離データを取得できる。また、RGB カメラも装着されており、このカメラより取得した画像に、テンプレートマッチングを行うことで検出したい箇所の距離を取得する。



Fig.6 Kinectより得られるRGB画像

6. 実験準備

6.1 実験の概要

まず、位置検出と制御プログラムの統合のために、画像上の位置と実際の位置の関係を計測する。次にそのパラメータを用いた時のアクチュエータの移動精度を評価する。その後、誤差を調整するため、誤差を考慮に入れて再度計測を行う。移動精度を高精度に測定するために、カメラを移動させるのではなく、カメラを固定してテンプレートと同じ形状のマークを針先端部に設置し移動させ、移動する際の誤差を測定する。

6.2 実験材料

検出画像とテンプレート画像を図7に示す。なお、テンプレート画像は検出画像から必要箇所を切り抜いて使用した。



a) Kinect用 b) 近赤外カメラ用

Fig.7 検出画像とテンプレート画像

7. 事前実験

7.1 事前実験の目的

原点から目的位置に移動するのに、位置検出から得られた画像のXY座標の原点座標と目的位置の座標の差を使用する。そこで、移動距離と画素座標の変化の関係を明らかにすることがこの実験の目的である。

7.2 事前実験の方法

本システムの駆動部を1~5mmでX軸方向には10回ずつ、Y方向には8回ずつ制御し、1mmあたりの画素の変化を調べる実験を行い、各々の平均を出した。なお、高さ方向であるZ軸が変化すると、1mmあたりの画素変化に違いがみられる。そこで、Z軸方向も固定台より30~110mmの範囲で10mmずつ移動させ、各地点で同様の実験を行った。

7.3 事前実験の結果

実験結果を表1に示す。各地点での平均にばらつきが見られたため、最小2乗法により、最適な1mmあたりの画素変化を求めた。この結果を基に、位置検出と制御プログラムの統合を行った。

ここで、画素とは本来XY軸とも同様の幅

を持つはずである。しかし、本研究では実験データを基に 1 画素あたりの幅を算出したため XY 軸で違いが見られた。そこで、誤差の評価には、XY 軸で幅の大きい方を選択することにした(0.189mm と 0.196mm では 0.196mm を選択する)。

高さ [mm]	1mm あたりの 画素[pixel]		1 画素あたり の幅[mm]	
	x	y	x	y
	30	3.497	3.512	0.286
40	3.721	3.711	0.269	0.269
50	3.944	3.911	0.254	0.256
60	4.168	4.110	0.240	0.243
70	4.392	4.310	0.228	0.232
80	4.615	4.510	0.217	0.222
90	4.839	4.709	0.207	0.212
100	5.063	4.909	0.198	0.204
110	5.286	5.108	0.189	0.196

8. アクチュエータの移動精度の測定

8.1 移動精度の測定方法

位置検出によって得られた画像から目的位置まで移動するまでの精度を計測する。そのため、得られた目的位置と実際移動した後の目的位置を比較する実験を行った。

針先端部に設置したマークを基に、原点と設定したところからアクチュエータを制御し、目的位置まで移動させ、誤差を測定した。なお、目的位置は XY 座標とも位置を変え各 5 回ずつの計 50 回測定した。また、Z 軸も 30~110 の範囲で 10mm ずつ変化させ、同様の実験を行った。

8.2 移動精度の測定結果

測定した結果、原点から目的位置までの距離が短いと誤差はごくわずかであり、長い距離

になると X 軸で最大 5pixel、Y 軸で最大 4pixel の誤差が検出された(表 2)。なお、表 2 において負符号は、目的地点に達しておらず、正符号は目的地点を通り過ぎたことを意味する。

Table2 各高さにおける最大誤差

高さ[mm]	最大誤差[pixel]	
	X 軸方向	Y 軸方向
30	+2	-4
40	-2	+3
50	-3	+2
60	-4	-2
70	-5	-1
80	-5	-1
90	-5	+1
100	-4	+2
110	-4	+3

6.3 移動精度に関する考察

誤差が見られたのは、1mm あたりの画素変化を算出する際に、本システムの特性を無視し、最小 2 乗法により計測値のばらつきを一定にしたことが原因だと考えられる。

最大誤差を mm に換算すると X 軸で 1.138mm、Y 軸で 1.139mm という結果を得た。実際に穿刺する血管の太さは 2~3mm の範囲である。血管の太さが 2mm のところを対象とすると、針が血管の中におさまらず穿刺失敗となる可能性がある。そこで、誤差をもとに再度調整を行うことにした。

9. 誤差を考慮に入れた実験

9.1 実験方法

測定の結果、1 回の制御では針先端部と目的位置との間に大きな誤差が見られた。そのため、調整が必要である。調整には、各高さ 1mm あたりの画素変化を用いた。1 回目の

制御をした後、新たにテンプレートマッチングをかけ、針先端部の現在位置と目的位置を比較し、差を算出する。そして、その距離分を再度制御する。これを針先端部と目的位置が一致するまで繰り返す。この時、調整によって目的位置を通り越し逆方向に戻る場合、同じ動作を防ぐため、制御距離を 0.05mm 減らすことにした。

9.2 実験結果

実験結果の一部を表 3 に示す。実験の結果、一回の調整で誤差が最大 1pixel となった。これを mm に換算すると 0.196~0.286mm である。ここで、画素において誤差が 0pixel である場合でも、画素中には 0.196~0.286mm の幅があるということになる。したがって、1pixel の誤差でも 2 倍の 0.392~0.572mm の幅が存在する。

Table3 110mm 地点での実験結果

移動距離 [pixel]	調整前誤差 [pixel]		調整後誤差 [pixel]	
	x	y	x	y
1	0	0	0	0
10	-1	0	0	0
20	-2	-1	+1	+1
30	-2	-1	+1	+1
40	-2	0	+1	0
50	-3	0	+1	0
60	-4	0	0	0
70	-3	+1	+1	0
80	-3	+2	+1	+1
90	-3	+2	+1	+1
100	-4	+3	+1	+1

9.3 考察

静脈注射に使用される針の径は 0.65~0.8mm である。血管の太さが 2mm のところを対象としたとして、血管の中心を穿刺位置とするため、画素の幅が 0.572mm あったとしても問題ないといえる。したがって、カメラから逐次抽出しながら動作をさせれば針が血管から外れる誤差にはならず、静脈注射に使用する水準を満たしていると考えられる。

10. 問題点

本研究では、最初に近赤外カメラから取得画像を基に制御を行っている。そのため、移動中にカメラが動いてしまったり、目標物が多少なりとも動くものであれば、移動前の目的位置と移動後の目標位置が変化してしまう。その結果、アクチュエータを正確に目的位置まで移動させることができない。この問題を解決するためにも、目標物の固定方法を考える必要がある。また、Kinect の分解能は最小 1mm 程度であり、穿刺するには精度が足りない。そのため、新たに分解能が高い距離計測センサが必要であると考えられる。

11. 結言

ステッピングモータからなるアクチュエータを使用し、カメラを用いて位置検出を行い、そのデータから制御するプログラムの統合を行った。そして、実際の動きの精度の検証を行い、その有用性を示した。また、静脈抽出の流れを示した。

今後の課題は、マークのみの実験を本来の目的である静脈抽出に置き換えての実験、腕の固定方法、誤差を考慮に入れたフィードバック制御の取り入れ、高精度の距離計測機器の導入である。

参考文献

- 1) 尾上守夫, 医療画像処理, 朝倉書店, 1982
- 2) アデルジャン・イミティ他, 静脈注射支援システムのための血管抽出, 日本機械学会 2009 年次大会議演論文集, 7-1602-2-4, 377/378 (2009)
- 3) 奥富正敏他, デジタル画像処理, 203/383, 財団法人画像情報教育振興協会 (2004)
- 4) 呉宗, 孟宗, 張儀中, 静脈注射装置, 特開 2005-66310
- 5) 後閑哲也, C 言語による PIC プログラミング入門, 株式会社技術評論社, (2002)
- 6) GrayBradski, AdrianKaehler, 松田晃一, 詳細 OpenCV-コンピュータビジョンライブラリを使った画像処理・認識, 219/609, オイラリー・ジャパン(2009)
- 7) 立成育医療センター,
<http://www.ncchd.go.jp>
- 8) 藤田広志, コンピュータ支援診断(CAD) 研究-過去から未来へ-, 日本放射線技術学会雑誌, 59-11, 1327/1337 (2003)
- 9) Naoto Miura, Akio Nagasaka, Takafumi Miyatake, Feature extraction of finger-vein patterns based on repeated line tracking and its application to personal identification, Machine Vision and Applications 15, 194/203 (2004)
- 10) J.Song, E.J.Delp, The analysis of morphological filters with multiple structuring elements, Computer Vision Graphics Image Process, 50, 308/328 (1990)
- 11) 石田隆行, 大倉 保彦, 青山 正人, 川下 郁生, 言語で学ぶ医用画像処理, オーム社, (2006)
- 12) 中川 俊明, 畑中 裕司, 林 佳典, 青山 陽等, 眼底画像におけるモルフォロジーフィルタを用いた血管抽出および視神経乳頭部の認識, 電子情報通信学会技術研究報告. PRMU, パターン認識・メディア理解, 105-62, 67/71 (2005)