

血液透析患者に対する検査への応用を加味した

近赤外線による血管可視化技術を用いた検査機器の開発

東京都市大学 臨床器械工学研究室 山下諒祐

要旨

近赤外線は、外部から不可視な血管を可視化する手法として注目されている。本研究では、近赤外線を用いて取得した血管画像から血管内径を計測する手法の確立を目指した。

血管画像の輝度値に対して二値化処理を行う事で、光散乱の補正を行い、血管内径を計測した。作製した検査機器における計測精度の評価を行った結果、脈拍による血管内径変化を検出可能である事が確認された。

1. はじめに

近赤外線は、生体透過性と生体内のヘモグロビンに吸収される性質を有し生体に対する侵襲性が極めて低い。上記の性質から近赤外線は、生体外部から不可視な血管を可視化し血管形状を観察する技術として注目されている¹⁾。そこで、可視化した血管画像から血管内径を計測する事で、脈拍計測や血管内皮機能評価が可能な技術として医療分野に応用可能であると考えた。又、近赤外線による血管可視化技術は、シャント異常に対する検査である超音波法と比較して、簡便かつ医療的な技術を必要としない手法として応用できる可能性がある。故に我々は、近赤外線を用いて取得した血管画像から血管内径の計測を行う検査機器の開発に着手した。

2. 研究目的

本研究では近赤外線を用いて取得した血管画像から血管内径を計測する手法の確立を目指す。そこで、CMOSカメラと近赤外線を発光するLEDを組み合わせたリアルタイム観察が可能な血管可視化装置を作製した(図1)。又、血管可視化装置を用いて取得した血管画像から血管内径を計測するプログラムの作成を行った。近赤外線を生体に照射した際、生体内で光散乱が繰り返される。よって、取得画像から血管内径を計測するには、生体内における光散乱の影響を補正し、血管と他組織部の境界線を明確化する必要がある。作成したプログラムは、血管画像の輝度値に対して二値化処理を行う事で生体内における光散乱の影響を補正する。又、光散乱の影響を補正した血管画像から血管部のピクセル数を計測する事で、血管内径の計測を行う。血管内径を計測する事による脈拍計測や血管内皮機能評価において、血管内径に対して5~10[%]の内径変化を計測する必要がある。故に本研究では、作製した検査機器による脈拍計測の可否検討を行い、血管画像から血管内径を計測する手法を確立する為、血管内径の計測精度を評価した。

3. 研究方法

作製した検査機器を用いた脈拍計測の可否検討を行った。血管内径を計測する事による脈拍計測において、血管内径に対して約 10[%]の内径変化を検出する必要がある。そこで、血管ファントムを用いる事で約 10[%]の内径変化を検出可能であるか評価し、作製した検査機器における脈拍計測の可否について検討した。

3.1 血管ファントムの作製方法

作製した血管ファントムは、皮下組織部、血管壁部、血液部から構成される(図 1)。皮下組織部には食肉(鶏むね肉)、血管壁部にはテフロンチューブ(中興化成工業株式会社 TUF-100 シリーズ)、血液部にはラット下大静脈から採取した血液を用いた。

本研究では、固有掌側指動脈等の末梢血管を用いた脈拍計測の可否を検討する為、血管内径を 0.5[mm]に設定した。又、脈拍計測の可否を検討する為、0.5[mm]に対して 8[%]内径が小さい 0.46[mm]の血管ファントムを作製した。

3.2 血管ファントムを用いた脈拍計測の可否検討

本実験では最初に、3.1 項で述べた方法で血管内径 0.5[mm]と 0.46[mm]の血管ファントムを作製した。その後、作製した検査機器を用いて血管ファントムにおける血管画像を取得した(表 1)。取得した血管画像は、1[pixel]あたり 0.01[mm]であった。血管画像の取得後、手動で閾値を設定し血管画像の輝度値に対して 8[bit]で二値化処理を行った。血管内径の計測は二値化処理後の血管画像に対して 10[pixel]毎に計測し平均値を計測結果とした(図 2,図 3, 図 4)。以上の方法を用いる事で、取得した血管画像に対して最も適切な閾値で二値化処理を行った際、8[%]の血管内径の差を検出可能であるか評価した。

4. 研究結果

図 4 より、血管内径 0.5[mm]の血管ファントムにおける計測結果は、閾値 182 に設定した際の 0.50[mm]であり、計測に伴う標準誤差は ± 0.01 [mm]であった。又、標準誤差 ± 0.01 [mm]は設定した血管内径である 0.5[mm]に対して ± 2 [%]である。通常、血管内径は脈拍によって 10[%]変化するとされる。又、血管内皮機能の評価において 5[%]の血管内径変化を計測する必要がある。よって、作製した検査機器は、脈拍計測や血管内皮機能評価が可能である事が示唆された。

同様に図 4 より、閾値 182 に設定した際における血管内径 0.46[mm]の血管ファントムの計測結果は 0.43[mm]であり、計測に伴う標準誤差は 0.01[mm]であった。よって、設定した血管内径の差によって計測結果が異なった為、対象血管における 8[%]の血管内径変化を検出可能である事が明らかとなった。故に、作製した検査機器を用いる事で脈拍計測が可能である事が示唆された。しかし、血管内径 0.46[mm]の血管ファントムにおける計測結果は、設定した値である 0.46[mm]に対して 7[%]小さい値となった。よって、血管内径の変化に伴って二値化処理に用いる適切な値が変化する事が確認された。故に、血管内径変化に伴って、動的に閾値を変更するシステムが必要である事が明らかとなった。

5. 結論

本研究では、作製した検査機器による脈拍計測の可否検討を行った。研究結果より、作製した検査機器を用いる事で脈拍の計測が可能である事が示唆された。しかし、血管内径の変化に伴って二値化処理に用いる最適な値が変化する事が確認された。よって、二値化処理に用いる閾値を動的に変更・決定するシステムを構築する事で、脈拍による血管内径変化を計測する事が可能となる。又、本研究における計測対象は、血管内径が既知である血管ファントムであった為、二値化処理に用いる閾値を決定する事が可能であった。しかし、通常の脈拍計測時には、血管内径が不明な血管画像に対して二値化処理を行い、血管内径を計測する必要がある。よって、血管画像のヒストグラムから二値化処理に用いる閾値を決定するモード法や判断分析法を用いた閾値決定方法の検討が必要である。

今後の展望として、作製した検査機器を用いた血管内皮機能評価の可否検討を行う。将来的には、脈拍や血管内皮機能を日常的にモニタリングする装置として応用する事で、血管疾患の早期発見に繋がると考える。又、血液透析患者におけるシャント異常に対して、簡便かつ医学的な技術を必要としない検査方法として臨床現場に応用できる可能性がある。

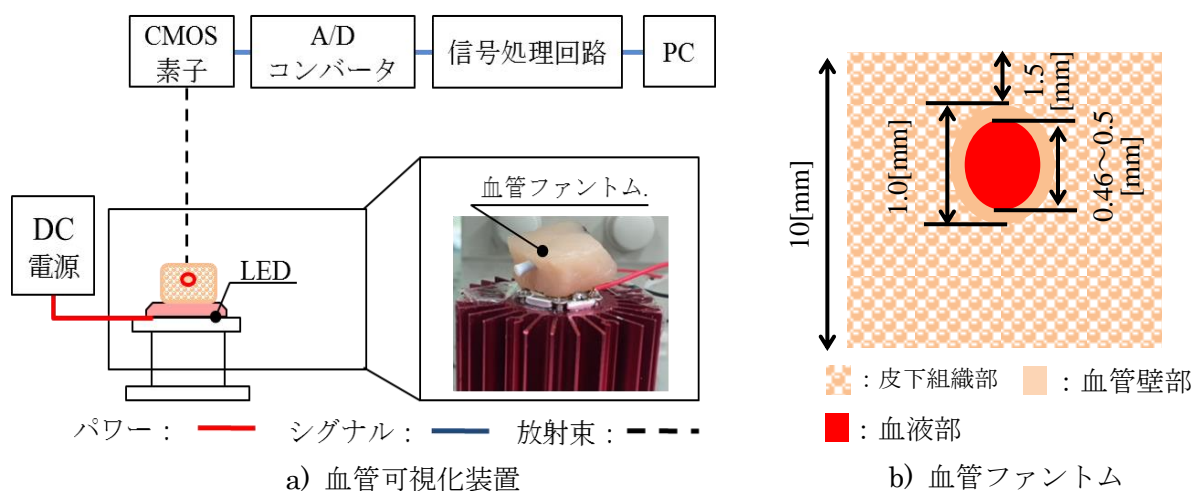
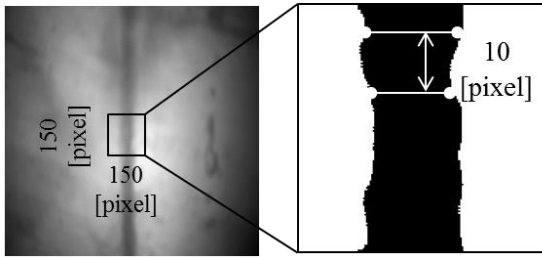


図1 脈拍計測の可否検討を行った血管可視化装置と使用した血管ファントム

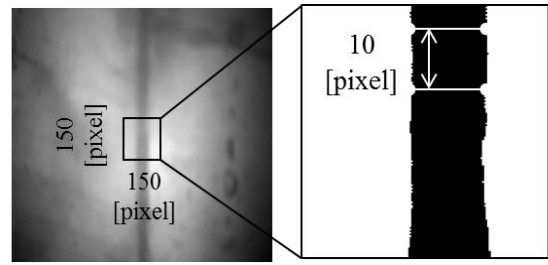
表1 血管画像の取得条件

周囲温度[°C]	25	波長[nm]	940
順電流[mA]	30	順電圧[V]	9.6
放射束[mW]	118	シャッター速度[mm]	10
フレームレート[fps]	50	サンプリングビット数[bit]	12



a) 血管画像 b) 二値化処理後画像

図2 血管画像に対する二値化処理(0.5[mm])
血管画像に対して設定した関心領域における二値化処理結果を示す。(閾値 182)



a) 血管画像 b) 二値化処理後画像

図3 血管画像に対する二値化処理(0.46[mm])
血管画像に対して設定した関心領域における二値化処理結果を示す。(閾値 187)

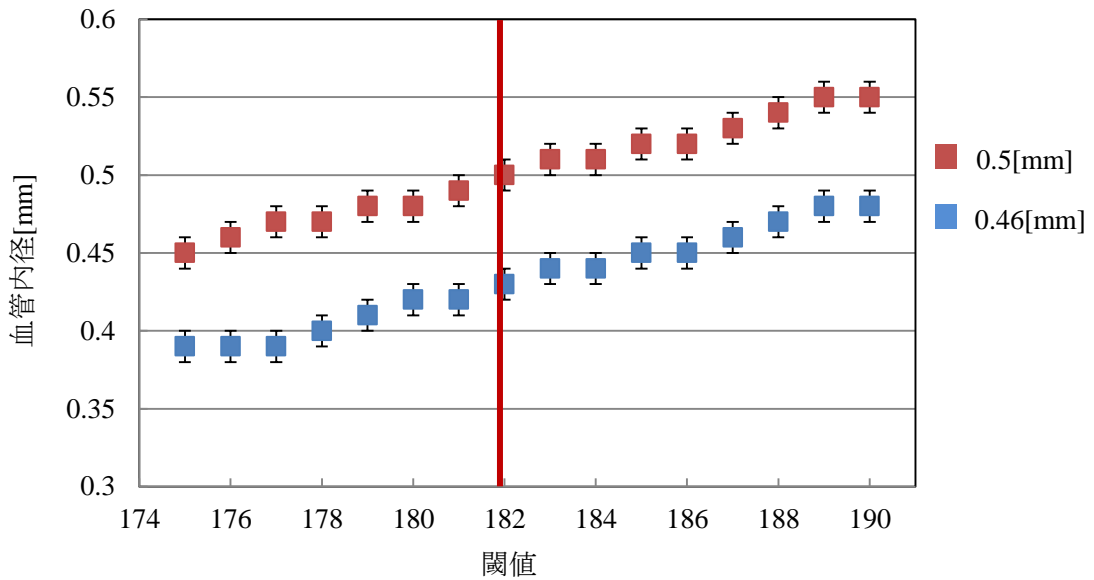


図4 二値化処理に用いる閾値の変化に伴う血管内径計測結果の変化
閾値を1ずつ変化させた際の内径0.5[mm]及び0.46[mm]の血管ファントムにおける血管内径計測結果と計測に伴う標準誤差を示す。

文献

- 1) 斉藤聡,八木雄史,岡崎嘉一 他:「下肢静脈瘤診療におけるペインビューアビジョンの使用経験」, 第32回日本静脈学会総会 Vol.24, No.3, pp. 345-349(2012)

指導教員

東京都市大学工学部生体医工学科臨床器械工学研究室

森 晃