

# 光電脈波信号に重畳する体動アーチファクトの 除去に関する研究

大阪電気通信大学 関 根 正 樹  
(共同研究者) 筑 波 大 学 前 田 祐 佳  
大阪電気通信大学 田 村 俊 世  
同 吉 田 正 樹

## **A Study of Motion Artifact Reduction for The Photoplethysmographic Signal During Exercise**

by

Masaki Sekine, Toshiyo Tamura, Masaki Yoshida

*Osaka Electro-Communication University*

Yuka Maeda

*University of Tsukuba*

### ABSTRACT

Photoplethysmography (PPG) is widely used for pulse rate monitors. However, it is difficult to monitor the pulse rate accurately during exercise, because PPG is affected by the body motion. In this study, we attempted to develop a system which controls the contact pressure between body and the PPG sensor, and to remove the motion artifact from the PPG signal by the contact pressure control. Seven healthy subjects without any indication of peripheral arterial disease were participated in this study. They attached the green PPG sensor at their upper arm at three contact pressure conditions; no pressurization, pressurization without control and pressurization with control, and walked on a treadmill at 4 km/h. In the condition of pressurization with control, the contact pressure was maintained at 30 mmHg by the developed system.

We evaluated the error of pulse rates during walking as an index of motion artifact. As a result, the average errors at no pressurization, pressurization without control and pressurization with control conditions were 19.6 %, 5.4 % and 3.6 %, respectively. Although there were no significant differences among the conditions, the condition of pressurization with control tended to show the smallest error. In addition, the numbers of subjects with error less than 5% on no pressurization, pressurization without control and pressurization with control conditions were 2, 4 and 6 of 7, respectively. Our results suggest that the contact pressure control system maintaining the optimal contact pressure is useful to remove the motion artifact from the PPG signal.

## 要 旨

光電脈波計は、脈拍数のモニタとして広く用いられている。しかし、光電脈波は体動の影響を受けやすく、運動中の脈拍数を正確に計測することは困難である。そこで本研究では、光電脈波計の装着圧を制御するシステムを開発し、装着圧を制御することで光電脈波に重畳する体動アーチファクトを除去することを試みた。7名の被験者は加圧なし、制御なし加圧、制御あり加圧の3条件で緑色光電脈波計を上腕に装着し、トレッドミル上を4km/hで歩行した。制御あり加圧条件においては、開発したシステムによって装着圧を常に30mmHgに維持した。各条件における体動アーチファクトの影響を歩行中の脈拍数の誤差をもって評価した結果、加圧なし、制御なし加圧、制御あり加圧における平均誤差は19.6%、5.4%、3.6%となった。3つの装着条件に統計的な差は得られなかったが、制御あり加圧で誤差が最小になる傾向がみられた。また、誤差が5%未満となる被験者数は、加圧なしで7名中2名、制御なし加圧で4名、制御あり加圧で6名であった。これらの結果から、適切な装着圧を維持するシステムが光電脈波に重畳する体動アーチファクトを除去するために有効であると示唆された。

## 緒 言

日常生活の中での適度な運動の実践は、生活習慣病を予防し健康を維持・増進するために推奨されている<sup>1)</sup>。心拍数は運動強度を把握するための1つの指標となり、適切に心拍数をコントロールした運動は最大限の運動効果が期待される。また運動中の心拍数を把握することは、運動負荷に対するリスクを管理するためにも重要であり<sup>2,3)</sup>、簡便に心拍数を計測可能な装置は健康管理のために極めて有用であるといえる。

日常生活中や運動中の心拍数を計測する装置、心電計はすでに多数市販されている。しかしながら、電極を胸部に装着するの必要があり、日常生活の中で使用する際には煩わしさが生じる。一方、血管の容積変化を体表から光学的に計測する反射形光電脈波計は、装着部位の制限が少なく、一般に心拍数と同等と考えられる脈拍数が手首や上腕などでも計測可能である。しかしながら、これは安静状態の計測に限られ、運動中は脈波信号に体動由来の血流量変化による体動アーチファクトが重畳するため、脈拍数を正確に計測することは困難であった。

そこで我々は、光電脈波信号に重畳する体動アーチファクトを除去あるいは軽減し、運動中においても正確な脈拍数を計測できるウェアラブル

光電脈波計の研究開発を行っている<sup>4-7)</sup>。その主な成果として、光源に緑色光を用いた光電脈波計は、従来の近赤外光を用いたものに比べて運動中の脈波信号に含まれる体動アーチファクトが大幅に軽減することを明らかにした。さらに、反射形緑色光電脈波計を用いた場合、上腕、前腕、手首の3カ所を比較すると上腕で最も体動の影響が少ない脈波信号が得られること、脈波計を装着する際に加圧すると体動アーチファクトが減少すること、装着圧が30mmHgのときに計測される脈波信号の振幅が最大となることを明らかにした。

これらの研究成果を踏まえ、本研究では、反射形緑色光電脈波計を上腕部に装着する際に、装着圧30mmHgを維持するような制御システムが脈波信号に混入する体動アーチファクトを除去し、正確な脈拍数の計測に有効であると仮説を立て、その検証を行った。

## 1. 研究方法

### 1.1 装着圧制御システム

反射形光電脈波計の装着圧を一定に維持するために、ナイロンバンド、空気パッド、シリコンチューブ、圧力センサ、インフレーター、ソレノイドバルブ、マイクロプロセッサで構成される装着圧制御システムを開発した。システムの構成と装着方法を図1と図2に示す。本システムは、体表に装着される反射形光電脈波計と脈波計を固定するナイロンバンドの間に空気パッドが挿入されており、空気パッドの内圧が一定になるようパッド内の空気量が制御される。具体的には、空気パッドに取り付けた圧力センサからの出力信号をマイクロプロセッサでA/D変換し現在の圧力値を読み取り、予め設定した圧力値と比較してインフレーターとソレノイドバルブをON-OFF制御する。本研究では、反射形光電脈波計の装着圧と脈波信号に関する先行研究の報告<sup>7)</sup>を踏まえ、装着圧つまり空気パッドの内圧が30mmHgより低い場

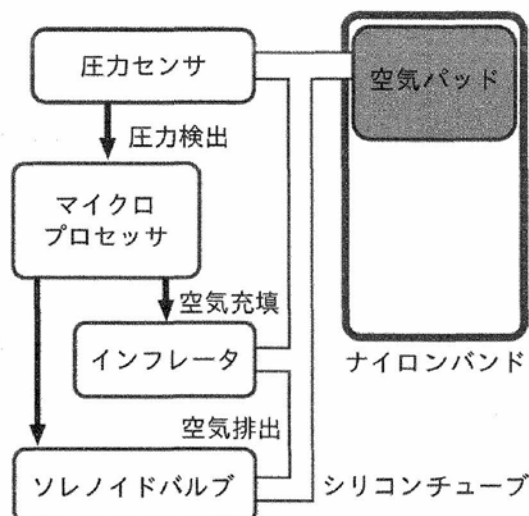


図1 装着圧制御システムの構成

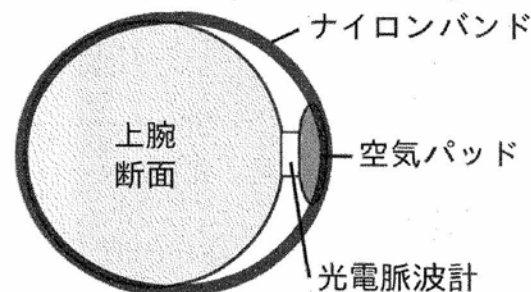


図2 装着圧制御システムの装着方法

合はインフレーターをONにしてパッドに空気を充填し、内圧が30mmHgより高い場合はソレノイドバルブをONにしてパッド内の空気を排出し、脈波計装着圧が常に30mmHgを保つようにマイクロプロセッサで10msごとに制御した。

### 1.2 反射形光電脈波計

反射形光電脈波計は発光部、受光部、信号増幅部によって構成される。光源の波長と体動アーチファクトに関する先行研究の報告<sup>5)</sup>を踏まえ、発光部にはピーク波長525nmの緑色LED(NSCG100A, 日亜化学工業, 阿南, 日本)、受光部には最大感度波長560nmのフォトディテクタ(S9067-01, 浜松ホトニクス, 浜松, 日本)を用いて脈波計を開発した。この脈波計の外形寸法は13.5×22.3×5.1mm、重さは1.5gである。

### 1.3 計測

反射形光電脈波計の装着圧と体動アーチファクトとの関係を明らかにするために、末梢血行障害のない若年健常成人男性7名(23.4±0.8歳, 169.3±8.7cm, 59.6±8.5kg)を対象に運動中の光電脈波計測を行った。被験者は光電脈波計を下記の3つの条件で左上腕に装着し(図3)、それぞれの条件下で2分間の安静立位を保持した後に2分間の歩行を行った。



図3 装着圧制御システム使用時の計測風景

加圧なし：装着するのに最低限の固定を粘着テープを用いて行うが、その上から加圧しない

制御なし加圧：装着圧制御システムを用いて装着するが、装着時に加圧量を30mmHgに設定し、その後の制御は行わない

制御あり加圧：装着圧制御システムを用いて装着し、装着圧が常に30mmHgで維持されるように加圧量を制御する

歩行はトレッドミル(BM-2200, S&ME, 東京, 日本)上で4km/h, 傾斜角0%で行い、履物は運動靴とし、歩行周期や歩幅, 腕振り自由とした。

光電脈波計から得られる脈波と装着圧制御システムで得られる装着圧は, 16bitのA/D変換器(NI USB-6211, National Instruments, テキサス, 米国)を用いてサンプリング周波数1024HzでPC

に記録し, 計測終了後オフラインで解析を行った。また同時にベットサイドモニタ(BIOVIEW2000, NEC, 東京, 日本)を用いて胸部第II誘導心電図を計測した。

なお, 本研究は当該倫理委員会の承認を得た後, 被験者に書面と口頭にて実験内容を十分に説明し, 同意が得られた後に実施した。

### 1.4 評価

本研究の目的は, 脈拍数を計測する上で問題となる体動アーチファクトが装着圧によって除去可能であるかを検証することである。そこで, 体動アーチファクト影響を評価するために, 心電図信号で得られる瞬時心拍数を基準として光電脈波信号で得られる瞬時脈拍数の誤差を算出した。

瞬時脈拍数は, 光電脈波信号のピークと次のピークの間隔(脈拍間隔)から求めた。一般に脈波のピークは心室から大動脈へ駆出される血流量が最大になった時点で現れ, 脈波の一拍の間隔と心電図の一拍の間隔は等しいと考えられる。本研究では, 光電脈波信号に1.0~3.0Hzのバンドパスフィルタを適応して脈拍のピーク強調を行った後, 閾値処理によるピーク検出を行い, 瞬時脈拍数を算出した。一方, 瞬時心拍数も同様に, 心電図信号に10.0~30.0Hzのバンドパスフィルタを適応して心電図のR波を強調した後, このR波を用いて瞬時心拍数を算出した。瞬時脈拍数と瞬時心拍数の算出されるタイミングは, それぞれのピーク検出時刻であり等時間間隔ではない。そこで, 瞬時脈拍数と瞬時心拍数の時系列データを0.2s間隔の等時間間隔データに線形補完した後, 下記の式で脈拍数計測の誤差E(t)を算出した。

$$E(t) = |PR(t) - HR(t)| / HR(t) \times 100$$

ここで, PR(t)とHR(t)はそれぞれ時刻tにおける脈拍数と心拍数である。なお, データの評価区間は, 歩行動作の安定などを考慮し, 計測開始30秒と終了直前の30秒を除く1分間とした。

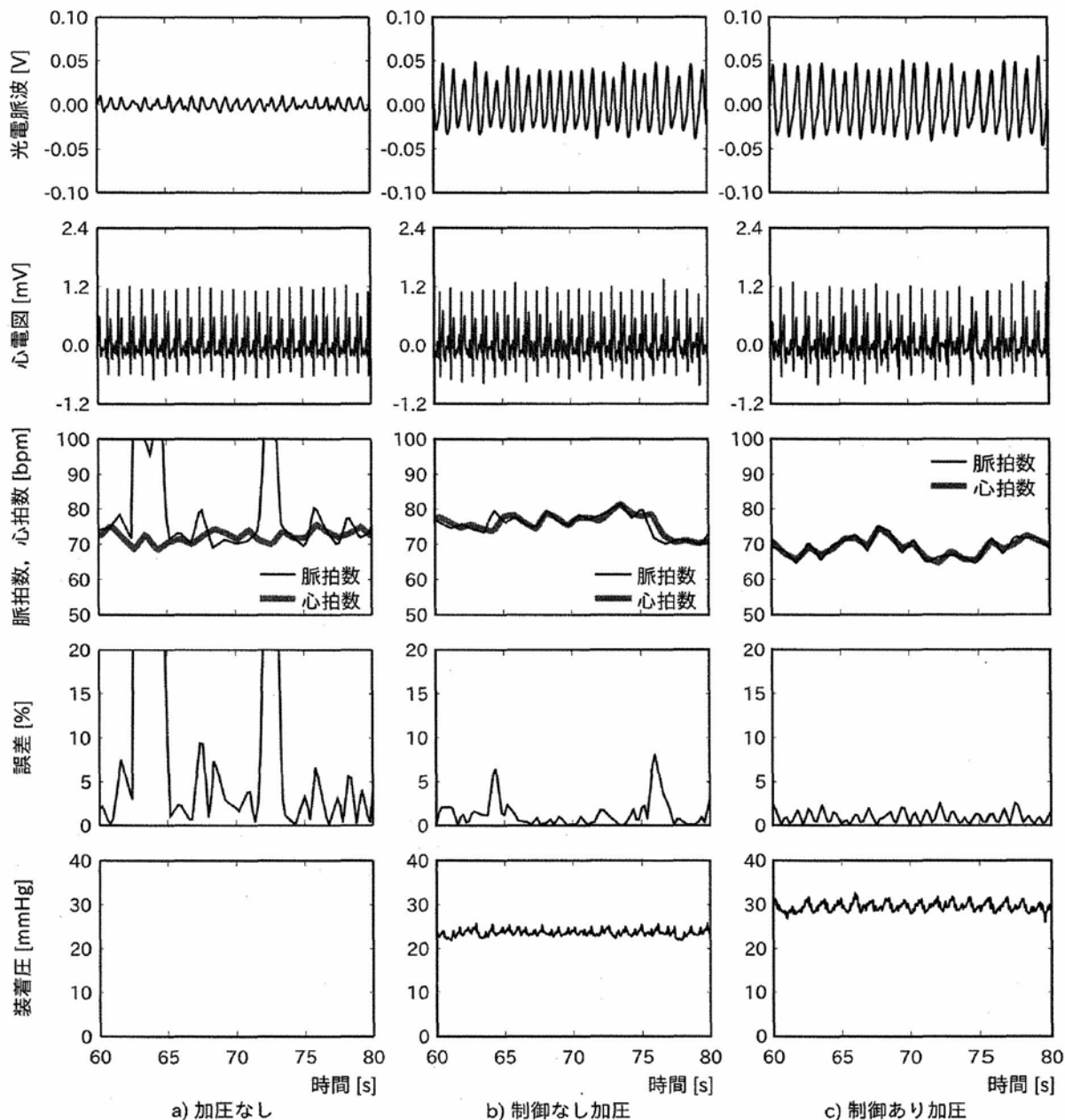


図4 歩行時の脈波信号, 心電図, 誤差, 装着圧の典型例

## 2. 研究結果

光電脈波計を3つの加圧条件で装着して歩行した際の脈波信号, 心電図, 誤差, 装着圧の典型例を図4に示す。なお, 脈波信号と心電図はそれぞれバンドパスフィルタ適応後の信号である。

加圧せずに光電脈波計を装着した場合に比べて, 加圧した場合には得られる脈波信号の振幅が増加した。また, 信号の主要な成分は心電図のR波の出現周期に同期し, 不要な変動が軽減した。

その結果, 加圧して装着した場合には算出した脈拍数と心拍数がほぼ一致し, 加圧なしに比べて誤差が減少した。さらに本被験者においては, 制御あり加圧の場合, その脈拍数の誤差は計測中5%以下を維持した。装着圧の状態を確認すると, 制御あり加圧の場合では目標値である30mmHgを維持していた。一方, 制御なし加圧の場合では, 光電脈波計を装着する際に30mmHgで加圧し固定したが, 歩行の計測中には装着圧が25mmHg以下に低下していた。

表1 安静立位時と歩行時における脈拍数の誤差

| 被験者  | 安静立位       |            |      | 歩行         |            |       |
|------|------------|------------|------|------------|------------|-------|
|      | 加圧なし<br>加圧 | 制御なし<br>加圧 | 制御あり | 加圧なし<br>加圧 | 制御なし<br>加圧 | 制御あり  |
| 1    | 2.49       | 2.04       | 0.55 | 7.11       | 6.52       | 1.78  |
| 2    | 2.39       | 0.56       | 1.51 | 3.79       | 4.07       | 0.60  |
| 3    | 0.53       | 0.49       | 1.50 | 7.22       | 6.34       | 11.49 |
| 4    | 0.45       | 2.03       | 0.26 | 3.10       | 2.35       | 2.22  |
| 5    | 0.58       | 2.05       | 0.49 | 22.19      | 3.65       | 2.43  |
| 6    | 0.90       | 0.88       | 1.23 | 77.97      | 12.27      | 4.08  |
| 7    | 0.63       | 0.70       | 1.48 | 15.83      | 2.39       | 2.80  |
| 平均   | 1.14       | 1.25       | 1.00 | 19.60      | 5.37       | 3.63  |
| 標準偏差 | 0.90       | 0.75       | 0.55 | 26.64      | 3.48       | 3.62  |

単位：%

表1に各被験者の安静立位時と歩行時における脈拍数の誤差を示す。なお表に示した各被験者の誤差は、評価区間の平均値である。安静立位時における脈拍数の誤差は全ての装着条件、全ての被験者で3%未満であった。歩行時の被験者全体の誤差は、加圧なしの場合に比べて、加圧した場合に減少する傾向が得られた。ただし、加圧なし装着における誤差の個人差が大きく、3つの装着条件に統計的な有意差はみられなかった。誤差を5%の基準で分けてみると、加圧なしの条件では誤差が5%以上の被験者が7名中5名であるのに対し、装着圧を制御しない加圧では3名に減少した。さらに装着圧を制御した場合では誤差が5%以上の被験者は7名中1名となり、被験者の多くは誤差が5%未満になった。

### 3. 考察

本研究では、光電脈波計の装着圧を一定に維持するための装着圧制御システムを開発し、体動アーチファクト軽減に対する有用性の検証を行った。安静立位時における脈拍数の誤差は3%未満であった。体動がない状態では正確に脈拍数を計測していることから、運動中における誤差の増加は体動によるアーチファクトが要因であると考えられる。その運動中の誤差は加圧装着することで低下し、装着圧を30mmHgに保つことでさらに低下した。つまり、加圧装着や装着圧制御は体動

アーチファクト軽減に有用であると示唆された。

光電脈波計測における加圧効果はYamakoshiらにて報告されており、その原理は血管の力学特性である圧-容積曲線に基づいている<sup>8,9)</sup>。動脈血管の力学特性は内外圧差と管内容積との関係である管法則、血管の静的圧-容積関係によって表され、内外圧差がほぼ0の時に脈波波高が最大となる。つまり血管外圧と平均血圧が等しい時、血管の管壁が無負荷状態となり、計測される脈波は振幅が大きくなる。本研究で用いた反射形緑色光電脈波計が対象とする計測領域は、主に細動脈や毛細血管など皮膚表層の血管であり、これら細動脈や毛細血管の平均血圧は約20~40mmHgである<sup>10)</sup>。そこで今回の実験では30mmHg加圧を最適装着圧と設定した。その結果、静止立位時の脈波振幅は、加圧しない場合に比べて被験者全体で平均3.2倍に増加していた。

反射形光電脈波計は体表面から光を入射させ、生体内を伝播した光を体表面に配置したフォトディテクタにより検出し脈波を計測するため、その計測信号は心臓の拍動に対応した容積変化に起因する拍動成分と静脈や血液以外の組織からの反射光や散乱光からなる安静時にはほぼ一定の直流成分で構成される。加圧装着しない場合、拍動成分の計測信号全体に対する割合は10%未満であり<sup>4)</sup>、体動によって伝搬経路中の直流成分が変動すると計測信号に多大な影響を及ぼす。加圧装着

や装着圧制御が、体動アーチファクト除去と誤差改善に有用であった大きな原因は、適切な装着圧で加圧することで拍動成分が増加し、相対的に直流成分の影響が減少したためであると考えられた。これは装着圧制御システムを用いて適切な装着圧を維持した場合により誤差が低下する傾向になることから妥当であると考えられる。

今回の研究においては、装着圧を制御した場合、7名中6名の被験者で誤差が5%未満になった。しかし、残りの1名の被験者では加圧なしと制御なし加圧に比べて誤差が増加した。その主な原因として、今回の制御方法がON-OFF制御であったことが考えられる。ON-OFF制御は設定値に達したのち行き過ぎるオーバーシュートが存在し、設定値のまわりで振動するハンチングが生じる。誤差が増加した被験者では、適切な制御が行えずハンチングが大きくなり、その外圧の変化によって計測される脈波が乱れたと推測される。機構が複雑となるが、装着圧の制御方式をProportional Integral Derivative Controller (PID制御)などに変更しオーバーシュートやハンチングを抑えることで安定した誤差の軽減効果が得られると考えられる。

また、今回の計測対象である歩行以外の運動中においても、同様に適切な装着圧で加圧することによる脈動成分の増加と相対的な直流成分の減少が期待できるため、体動アーチファクトを除去し誤差を軽減するために有効であると考えられる。しかし、末梢動脈で大きな血流量変化を伴う運動の場合、本手法だけで全ての体動アーチファクトを取り除くことは原理的に困難である。最適な装着圧制御方法の確立と平行して、加速度センサなどで体動を検出し、その情報を基に脈波から体動アーチファクトを除去する信号処理の開発が今後の課題である。

#### 4. まとめ

本研究では、運動中の光電脈波に重畳する体動アーチファクトを除去するために、光電脈波計の装着圧に着目し、装着圧を制御可能なシステムを開発した。健常成人7名を対象に反射形緑色光電脈波計を上腕部に装着し、その装着圧を30mmHgに維持しながら歩行中の脈拍数を計測した結果、その誤差は6名の被験者で5%未満となった。実用を考慮した際にシステムの小型化や簡略化に関して更なる検討が必要であるが、適切な装着圧を維持する機構は光電脈波に重畳する体動アーチファクトを除去するために有効であると示唆された。

#### 謝 辞

本研究の一部は、公益財団法人デサントスポーツ科学振興財団第35回研究助成の補助を受けて行われました。ここに深甚な感謝の意を表します。

#### 文 献

- 1) Mizukura I., Tamura T., Kimura Y., Yu W.: New application of IEEE 11073 to home health Care, *The Open Medical Informatics Journal*, 3, pp.44-53, (2009)
- 2) 運動所要量・運動指針の策定検討会, 健康づくりのための運動指針 2006~生活習慣病予防のために~, (2006)
- 3) 宮地元彦: 特定健診・保健指導に向けての運動・身体活動指導, *日本補完代替医療学会誌*, 5(2), pp.115-122, (2008)
- 4) Maeda Y., Sekine M., Tamura T.: The advantages of wearable green reflected photoplethysmography, *Journal of Medical Systems*, 35(5), pp.829-834, (2011)
- 5) Maeda Y., Sekine M., Tamura T.: Relationship Between Measurement Site and Motion Artifacts in Wearable Reflected Photoplethysmography, *Journal of Medical Systems*, 35(5), pp.969-976, (2011)
- 6) 前田祐佳, 関根正樹, 田村俊世, 鈴木琢治, 亀山研一: 歩行中の光電脈波計に関する計測部位と計測光の比較, *生体医工学*, 49(1), pp.132-138, (2011)

- 7) 前田祐佳, 関根正樹, 田村俊世: 光電脈波計における装着圧と体動アーチファクトの関係, *生体医工学*, 50(1), pp.78-83, (2012)
- 8) Yamakoshi K., Shimazu H., Shibata M., Kamiya A.: New oscillometric method for indirect measurement of systolic and mean arterial pressure in the human finger. Part 1: model experiment, *Medical & biological engineering & computing*, 20(3), pp.307-313, (1982)
- 9) Yamakoshi K., Shimazu H., Shibata M., Kamiya A.: New oscillometric method for indirect measurement of systolic and mean arterial pressure in the human finger. Part 2: correlation study, *Medical & biological engineering & computing*, 20(3), pp.314-318, (1982)
- 10) O'Rourke M.F., Hashimoto J.: Mechanical factors in arterial aging: a clinical perspective, *Journal of the American College of Cardiology*, 50(1), pp.1-13, (2007)