

バイオフィードバックによる自律神経機能調節システムの開発

筑波大学・システム情報系・知能機能工学域 前田 祐佳

目 次

要約	1
1. 背景	2
2. 原理	3
3. 緑色光電脈波計の設計	7
4. 緑色光電脈波計の自律神経機能評価への応用	12
5. 自律神経機能調節システムの開発	16
6. まとめ	18
参考文献	18

前田 祐佳 田村俊世

要約

自律神経は、交感神経と副交感神経の 2 種類の神経系から成り立ち、運動開始時には、副交感神経活動を抑制し、交感神経を活発化させることで呼吸数を増加し、運動による血圧上昇に対する準備を行っている。アスリートは運動により頻繁かつ長時間交感神経を興奮させるが、交感神経優位状態が続くことは心身にとってストレスである。交感神経が過度な緊張状態に陥ると、副交感神経も機能が低下する。

このような自律神経機能のモニタリング及び調節の必要度の高いアスリートに向けた、バイオフィードバックを簡易に実現可能な自律神経機能の表示システムの実現を本研究の目的とした。そして、長時間かつ非侵襲にモニタリング可能な脈拍変動による自律神経機能評価に着目し、近年その体動耐性から着目されている緑色光による脈波センサの応用を試みたものである。そこで本研究では、バイオフィードバックを簡便に利用可能なシステムの実現にむけて、2 つの研究課題を設定した。

研究課題 I では緑色光電脈波計の設計を目的とし、LED-PD 間隔の検証を行った。波長の異なる緑色光と近赤外光においては最適な LED-PD 間隔の差が生じたが、これは両者の透過深度が異なるためであり、それぞれに適した間隔で脈波センサを作製する必要性が示された。

研究課題 II では緑色光電脈波計の自律神経機能評価への応用を検証した。脈波信号は指尖血流の変動を描出したものであり、指尖血流は指尖の血圧と血管抵抗によって規定され、心臓の自律神経や指尖の血管平滑筋の交感神経活性によってゆらぎが生じている。そのため厳密には同一でないものの、心拍変動の代わりに脈拍変動を用いた自律神経機能の評価が行われている。しかしながらこれまで検証されてきた脈波信号は従来の近赤外光のみであり、計測領域の異なる緑色光において同様に自律神経機能評価可能か検証する必要があった。脈拍変動の周波数解析パラメータなど自律神経機能評価への応用実現性を検証した結果、従来の近赤外光同様に利用可能であることを明らかにした。

さらには自律神経機能調節システムを開発し、自律神経機能変化の、システムの表示結果が対応しているか検証を行った。

以上の結果より、自律神経機能調節システムが有用であることが示されたが、バイオフィードバックを簡便に利用可能なシステム実現に向けては、個人差の検証など更なる検討が必要と考えられる。

1. 背景

現代社会ではコミュニケーションのトラブルや、生活環境への不適応など、様々なストレス原因が存在する。特に近年では、情報伝達の高速化による人々の迅速な情報処理や判断、精神作業負荷の増加によってストレスが蓄積されている。これらの蓄積されたストレスが、ヒューマンエラーを引き起こす原因や、身体的・社会的健康を阻害する要因[1]となる。リアルタイム計測によるストレスの定量化の実現は、詳細なストレスの状態の把握につながり、ストレス軽減方法を講じることが可能になる。

ヒトがストレスを受けると、心拍、脈波、末梢皮膚温、呼吸、皮膚電気活動、眼球運動、脳波などの自律神経系の生理反応に変化が生じる。ストレスの定量化の研究においては、これらの自律神経機能評価が用いられており、唾液中のクロモグラニン A の値をストレス指標とするもの[1]や、脳波による快・不快の評価[2]、また心拍変動からストレスを評価する研究[3, 4]が行われている。

自律神経は、交感神経と副交感神経の 2 種類の神経系から成り立ち、それらの相互作用は運動中の心血管反応の制御に対して重要な役割を果たしている。運動開始時には、副交感神経活動を抑制し、交感神経を活発化させることで呼吸数を増加し、運動による血圧上昇に対する準備を行っている。

交感神経優位状態が続くことは心身にとってストレスであり、交感神経が過度な緊張状態に陥り、副交感神経も機能が低下する。副交感神経の不調は運動後の体の修復や疲労回復不全を招き、さらには血管の緊張状態が解けないため、内臓などが正常に機能せず消化・吸収が行われず体に必要な酸素や栄養が不足し、心身の不調を招く。アスリートは運動により頻繁かつ長時間交感神経を興奮させるため、副交感神経の不調が生じやすいとされており、特に高地でのトレーニングなどにおいて交感神経の過活動が着目されている[5, 6]。

そこでわれわれはバイオフィードバックを簡易に実現可能な自律神経機能の表示システムを提案する。バイオフィードバックとは「意識に上らない情報を工学的な手段を用いてフィードバックし、体内状態を意識的に調節すること」であり[7]、通常、意識・制御することのできない自律神経機能を、生体情報の計測によって自律神経機能の評価を行い、利用者に提示（フィードバック）することにより交感神経の過活動や副交感神経の不調を利用者に認識させ、その対処を促すことである。本来自覚することのできない不調を捉え、早期に対処することは重要であり、自律神経機能に不調を招きやすい環境下にあるアスリートにとって重要と考えられる。そこで本研究ではこのバイオフィードバックを簡便に利用可能なシステムの実現を目的とする。

その中で長時間かつ非侵襲にモニタリング可能な脈拍変動による自律神経機能評価に着目し、さらにはより簡便に計測可能な脈波計から得られる脈拍変動を用いた自律神経機能評価の実現を目指している。脈派とは皮膚の末梢血管床の血液量変化を光学的に計測したものであり、一般的に心拍と連動した周期性をもつ[8]。

脈波計に用いられる光電脈波法は、皮膚表面のセンサを用いて血流量変化に 관련된 波形を非侵襲に観測するものである。特に反射形光電脈計では体表面での計測が行えるため、低拘束かつ簡便な計測や取り付けが可能となる。また心拍に連動した周期性を持つだけでなく、呼吸数、血圧や血管の硬さ等の循環機能に関する多岐にわたる情報を持つため、光電脈波法は 1930 年代 Herzman によって開発されて以来、脈拍モニタとして広く一般に用いられている [9, 10]。

一方で光電脈波法の大きな欠点として体動アーチファクトが挙げられる。微小な体動時においても体動アーチファクトが脈波信号に重畳するため、脈波信号のピークや心拍と同期した周期が不明瞭と

なる。体動アーチファクトは低周波数帯域にあるものが多く、単純なフィルタでは効果がない。加速度センサを用いたアーチファクト除去アルゴリズムなどの信号処理による解決手法が一般的であり、周期的な動きに対しては一定の効果があるが、日常生活の不規則な動きには対応できていない。

そこでわれわれは、計測光を従来法の近赤外光から短波長の緑色光に変え、得られる脈波信号そのものに対するアプローチもあわせて行うことにより体動の影響を受けにくい脈拍計の実現を行っている[11-13]。しかしながら緑色光による脈波計測は近年の光デバイス技術向上により可能となったものであり、その基礎的検討は不足している。

よって本研究では、バイオフィードバックを簡便に利用可能なシステムの実現にむけて、以下の 2 つの研究課題を設定した。

《研究課題 I》

緑色光電脈波計の設計

《研究課題 II》

緑色光電脈波計の自律神経機能評価への応用

2. 原理

2.1 脈波とは

脈波信号は非侵襲かつ簡便に計測可能であり、心拍に連動した周期性を持つため、利用者に少ない拘束で生体情報を得る方法として普及している。

光電脈波法とはフォトディテクタにより皮膚表面から脈波を検出する方法である。LED とフォトダイオードから構成され、LED から発せられた光が指尖の組織を反射、または透過してフォトディテクタに達した光を計測する。光は血液に吸収されるため、血管拡張期(diastolic)において指組織中の血流量が増すことで光の吸収量は増加し反射、もしくは透過する光の量は減少する。逆に血管収縮期(systolic)において血流量が減ると光の吸収量も減少し反射、もしくは透過する光の量は増加する。このように血管の容積変化を光量の変化に変化し、この光量の変化をフォトディテクタにより電気信号に変換する。図 1 に示すように血流が光を吸収するため出力信号と計測部位の血流量の増減は反比例の関係にある。

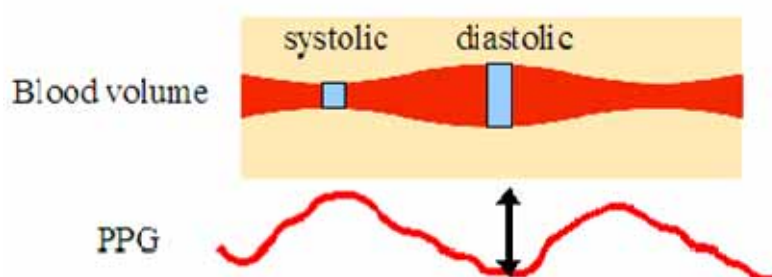


図 1 脈波信号と光の増減

光電脈波計はその光の経路により透過形と反射形に分けられる。従来、多くの光電脈波計は近赤外光によるものであって、その装着方法も透過形(図2(a))であり、その計測部位は指尖などの末梢部に限られていた。本研究の目的は日常生活での計測であり、指尖部にセンサを装着することは拘束性が高く、現実的でない。そこでわれわれは脈波センサに図2(b)で示す反射形による装着を採用している。

図2で示したように発光部より照射され、皮膚から入射した光は生体内で吸収、反射、散乱、透過した後受光部にて検出される。

血液が心臓の収縮に伴い変動するため、血液に吸収される光の量は変化する。その他の組織で吸収される光の量は大きく変化しないために受光部での光の増減は血液の変動に大きく影響を受ける。

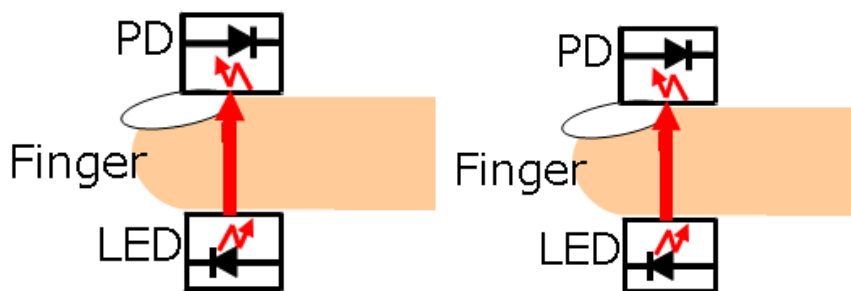


図2 脈波センサとその計測領域の概略図

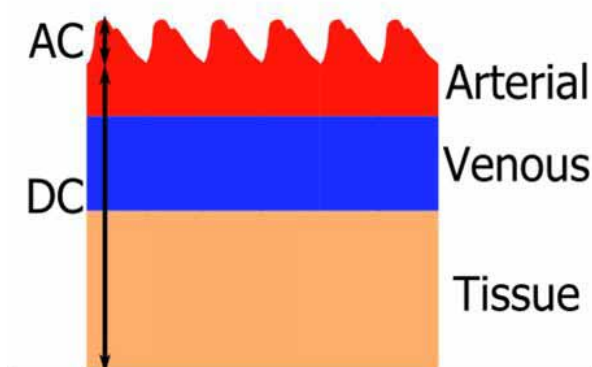


図3 脈波信号の成分

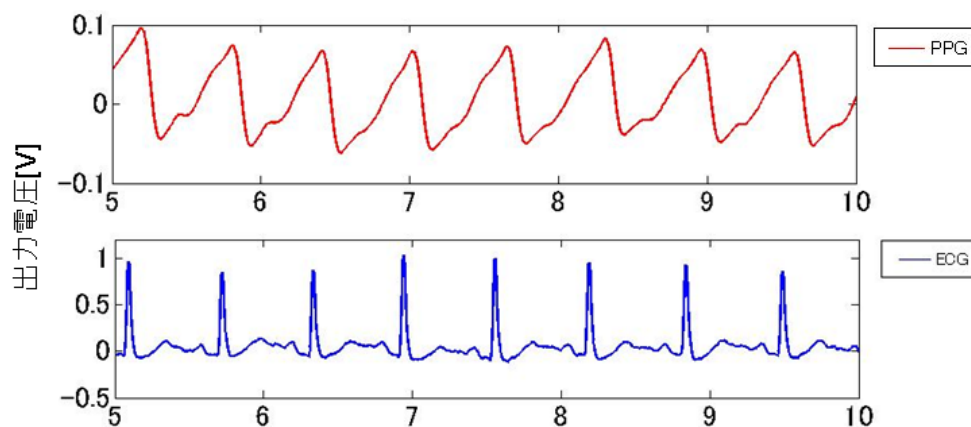


図4 脈波信号および心電図の例

このように血管の容積変化を出力の増減に変化し、心拍周期に対応した血流量の変化を起因とする成分が AC 成分、その他の生体組織からの影響、つまり呼吸、交感神経系活動、および温度調節の結果と考えられる様々な低周波成分からなる変化のゆるやかな基線成分(DC 成分)を併せ持つ (図3) [14]. 図4に脈波波形の例を示す. 上段がフィルタリング処理により AC 成分を抽出したものである. 下段は心電図の波形であり、心電図の周期と対応していることがわかる.

2. 2 緑色光電脈波

これまで光電脈波計測では可視長波長域の赤色から近赤外領域 (約 600~1300nm) の波長を用いて計測を行うことが多かった. この波長帯域は生体に対する透過特性の比較的すぐれていることから“生体の分光学的窓”と呼ばれ、各種の生体光計測に用いられている[15].

生体組織内での光の吸収は、主として皮膚のメラニン組織などの血液以外の組織によるものと血中のヘモグロビンによるものが多いと考えられており、この中でヘモグロビンだけが心臓の拍出による血流量変化に伴い増減する. ヘモグロビンでは、酸化あるいは還元の状態それぞれ吸光特性が異なり (図5), およそ 800nm 付近で両者の吸収は等しくなるがこれより長波長側では酸化ヘモグロビン、短波長側では還元ヘモグロビンの吸収が優位になる[16].

このような理由で、脈波計測に関するこれまでの報告の大部分は上記のような波長領域に限られ、他の波長域におけるデータはほとんど見られなかった[17]. また、ランバートベールの法則より短波長が長波長に比べ透過深度が小さいことが知られており[18], 透過形光電脈波計には短波長光が不適切であると考えられてきた.

一方、透過光ではなく反射光や散乱光を計測する反射形光電脈波計においては短波長光での計測が可能であると考えられる. 短波長光を用いると透過深度が小さいため、皮膚表層近辺の血行動態の識別や、血液以外の組織や静脈などから受ける影響が少なく、ヘモグロビンの吸光度が大きいことなどから脈波信号の AC 成分、つまり血流量の増減を示す脈動成分の大きく、コントラストのよい波形を検出できると考えられる. そこで近年では可視光、特に緑色光が着目されている.

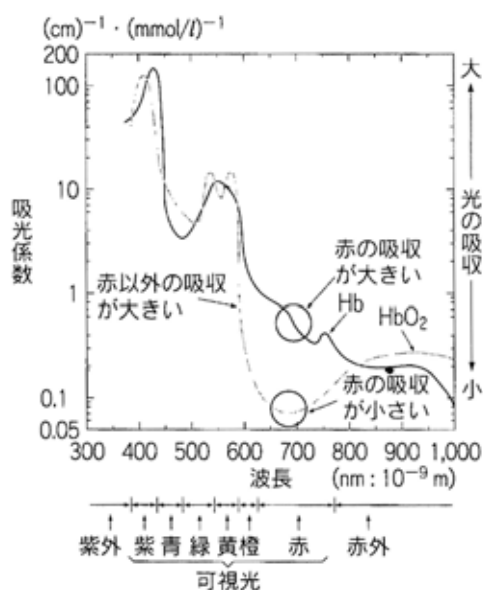


図5 ヘモグロビン吸光特性[15]

2.3 自律神経機能評価

心臓などの内臓器官は、交感神経と副交感神経からなる自律神経系の調整を受けて機能している。生体にストレスが印加されると、心臓交感神経が興奮し、同時に副交感神経が抑制されるため、心拍変動にも影響が現れる。心電図波形にみられる R 波の間隔を、RR 間隔 (RRI) といい (図 6)、この RR 間隔は体位や精神的活動の状態の影響を受けて変動する。

RR 間隔時系列データを周波数解析することにより求められる。RR 間隔時系列の主な周波数成分は、主に 0.15Hz~0.45Hz の帯域を持つ HF 成分 (High Frequency component)、0.05Hz~0.15Hz の帯域を持つ LF 成分 (Low Frequency component) から構成される (図 7)。HF 成分は主に副交感神経の支配を受けており、自律神経障害や精神的負荷により副交感神経の活動が低下すると HF 成分は小さくなるといわれている。LF 成分は副交感神経と交感神経の両方の支配を受けており、いずれの成分もストレスによりそのレベルが低下する。ストレス負荷時には LF/HF の値が増加することが知られている[19]。

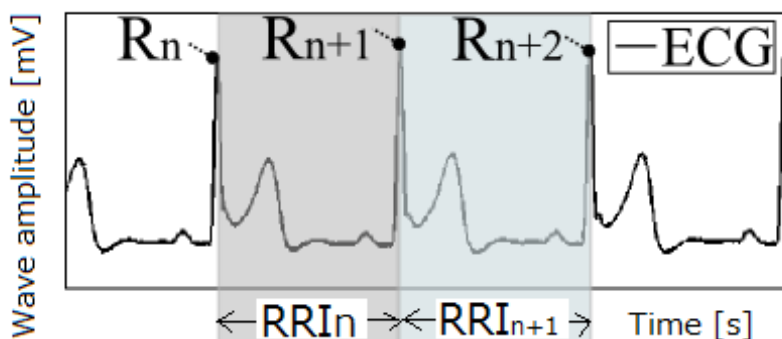


図6 心電図と RR 間隔 (RRI)

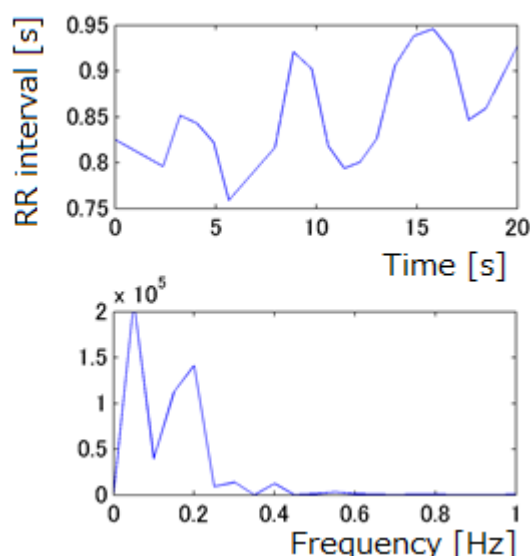


図7 RR 間隔時系列データと周波数解析結果

自律神経機能評価において主に心電図による心拍変動が用いられているが、高価な装置や電極配置に専門知識を要するなど、日常生活中に簡便に使用することは難しい。そこで心電図の周期と対応した周期をもち、かつ簡便に計測可能な脈波信号の自律神経機能評価への応用が進められている。Constant らによれば、厳密には同一ではないものの、心電図同様に脈波信号による自律神経機能評価の可能性が認められている[20]。一方で日常生活中の脈波計測に向けて、従来の近赤外光よりも体動中の計測精度の高い緑色光を用いた脈波計測が近年行われており、その応用が期待されている。しかしながら緑色光の生体への透過深度は近赤外光に比べ浅く、計測領域に存在する血管も従来とは異なることから、指尖血流のゆらぎへ影響する可能性が考えられる。

3. 緑色光電脈波計の設計 <<研究課題 I>>

3.1 目的

前述の通り、透過光ではなく反射光や散乱光を計測する反射形光電脈波計においては短波長光での計測が可能であると考えられる。先行研究より[11-13]、日常生活中の役は計測に緑色光が適していることを明らかにしたが、その基礎的検討は不足している。そこで本章では脈波計測の基本的な構成要素である発光部(LED)と受光部(PD)の配置について検証を行った。

図8に示すように、反射形光電脈波計は皮膚表面のLEDより光を入射し、生体内を伝播した光を皮膚表層のPDにより検出する方法である。生体内へ入射された光は、生体内の組織によって散乱されると同時に、皮膚のメラニン組織などの血液以外の組織や、血中のヘモグロビンに吸収されるため、伝播距離が長くなるほどその光強度は低下する。よってLED-PDの間隔が適切な値よりも大きければPDまで光が伝播しないために脈波信号が得られない。一方でLED-PDの間隔が適切な値よりも小さい場合は、LEDより入射された光が皮膚表面で散乱し、直接PDに入るために、生体内での血流量変化の情報を持たない信号となる。

そこで本実験ではLEDからの距離が異なる複数のPDの信号を同時計測可能な脈波センサを開発し、得られた信号のAC成分の比較から、脈波センサに適切なLED-PD間隔の評価を行った。

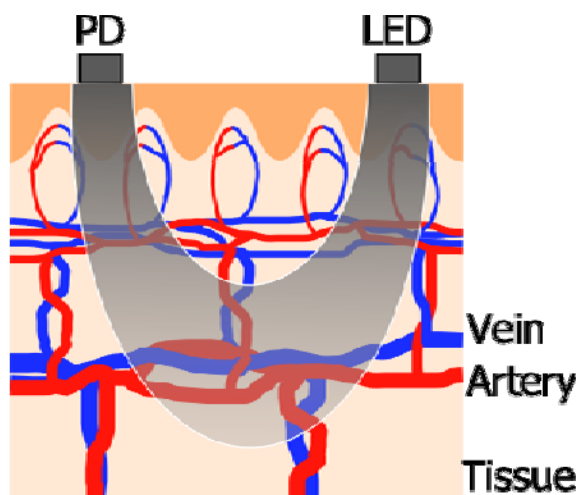


図8 光伝播経路

3. 2. LED-PD 間隔の異なる脈波センサの開発

脈波センサは発光部の LED および受光部の PD によって構成される。本実験では複数の PD を並べたセンサを作製し、同時に脈波信号を計測し、適切な LED-PD 間隔を検証した。LED-PD 間隔の分解能を上げるため、PD の選択の際には、パッケージのサイズを重視した。また使用した光デバイスの指向性は近赤外と緑色光の両方で等しいものを選択した。以下に使用した光デバイスを示す。

3. 2. 1 近赤外脈波センサに使用した光デバイス

近赤外脈波センサはピーク波長 880nm, 指向半値角 $\pm 60^\circ$ の発光素子 (SFH421, OSRAM) および最大感度波長 880nm, 指向半値角 $\pm 70^\circ$ の受光素子 (PS1101W, STANLEY) によって構成される。

3.2. 2 緑色脈波センサに使用した光デバイス

緑色脈波センサはピーク波長 525nm, 指向半値角 $\pm 60^\circ$ の発光素子 (NSCG100A, NICHIA) および最大感度波長 560nm, 指向半値角 $\pm 70^\circ$ の受光素子 (s10604, HAMAMATSU) によって構成される。

3. 2. 3 光デバイスの光量補正

本実験の目的は緑色光による脈波信号と従来の近赤外光による脈波信号と比較するものである。よって最終的な脈波センサでは近赤外脈波センサと緑色脈波センサの比較を行うにあたり、発光量および受光感度は等しく設定されなければならない。しかしながら、本実験においては PD のパッケージサイズの方がより優先度が高く、また PD の受光感度は LED-PD 間隔検証結果に影響を持たないため、本項の実験では LED の光量補正のみを行った。

LED の光量補正には小型分光器 (EPP2000-VIS-100, 東京インスツルメンツ) を用いた。実際の発光素子の光量を計測し、受光感度のピークである緑のライン (560nm, 880nm) において光量が等しくなるよう、LED に流れる電流を設定し、光量補正を行った。

3. 2. 4 PD の配置

図9に示すように赤外脈波センサ、緑色脈波センサにそれぞれ1つの LED と 8つの PD を配置した。なお PD は LED に近い方から①～⑧の順番付けた。なお図中に示した距離は LED の中心から PD の中心までの距離であり、その間隔を表1にまとめた。サイズはそれぞれ赤外脈波センサが 20W×9H×2D mm, 緑色脈波センサが 16W×9H×2D mm である。

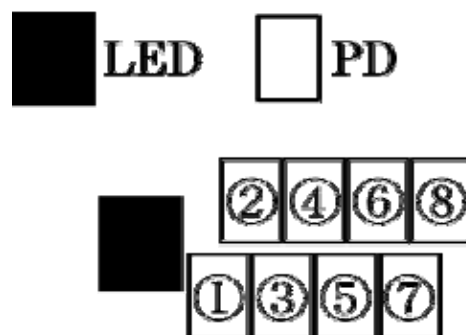


図9 LED および PD の配置

表 1 LED-PD 間隔 [mm]

	①	②	③	④	⑤	⑥	⑦	⑧
緑色	2.1	2.8	3.4	4.1	34.7	5.4	6.0	6.7
近赤外	2.7	3.8	4.9	6.0	7.1	8.2	9.3	10.4

3.3 実験

末梢血行障害のない健常成人男性 9 名 (年齢 23.1 ± 1.4 歳) を対象に実験を行った。なお本研究は当該倫理委員会の承認を得た後、被験者には実験の内容及び主旨に関する十分な説明の上、書面による承諾を得て行った。

計測項目は近赤外脈波センサ、緑色脈波センサの各 8 信号とし、それぞれの信号はサンプリング周波数 100Hz に設定した A/D 変換ボード (NI USB-6211, National Instruments) を介して PC に接続した。近赤外脈波センサ、緑色脈波センサをそれぞれ装着し、5 分間の安静座位状態を保った後に 2 分間計測を行った。

3.4 評価方法

前述の様に本実験では脈波の AC 成分である脈波波高を評価に用いた。図 10 に示すように、0.7-2Hz のバンドパスフィルタ後の脈波信号に対して閾値 (Thr = 0) を設定し、ピーク検出から最大点 $I_{max}(n)$ および最小点 $I_{min}(n)$ をそれぞれ求め、その差を $amp(n)$ とし、その平均を脈波波高とした。

3.5 実験結果

近赤外脈波センサ、緑色脈波センサによって計測した脈波信号の典型例を図 11 に示す。それぞれ上から順に①～⑧の PD (図 9) で計測された脈波信号に 0.7-2Hz のバンドパスフィルタをかけた後の波形である。縦軸が電圧、横軸が時間で左側が近赤外脈波センサの結果、右側が緑色脈波センサであり、グラフ右上の数字は算出した脈波振幅である。近赤外、緑色脈波信号ともに LED と PD が接近した距離にあるとき、脈波波高は小さく、離れていくと次第に大きくなり、ある距離で (近赤外では④、緑色では③) で最大となった後は、減少傾向にあることが分かる。

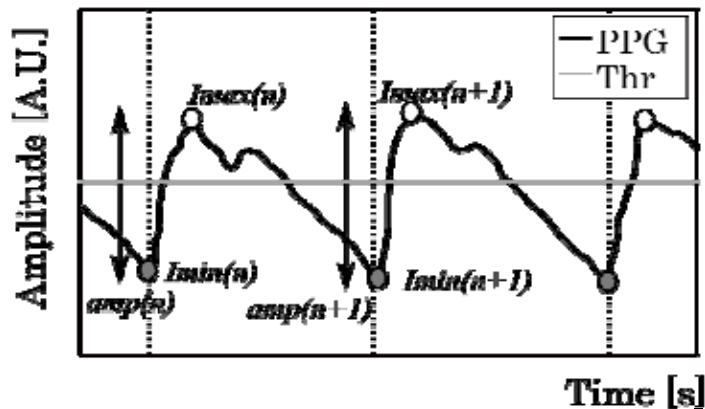


図 10 脈波波高算出方法

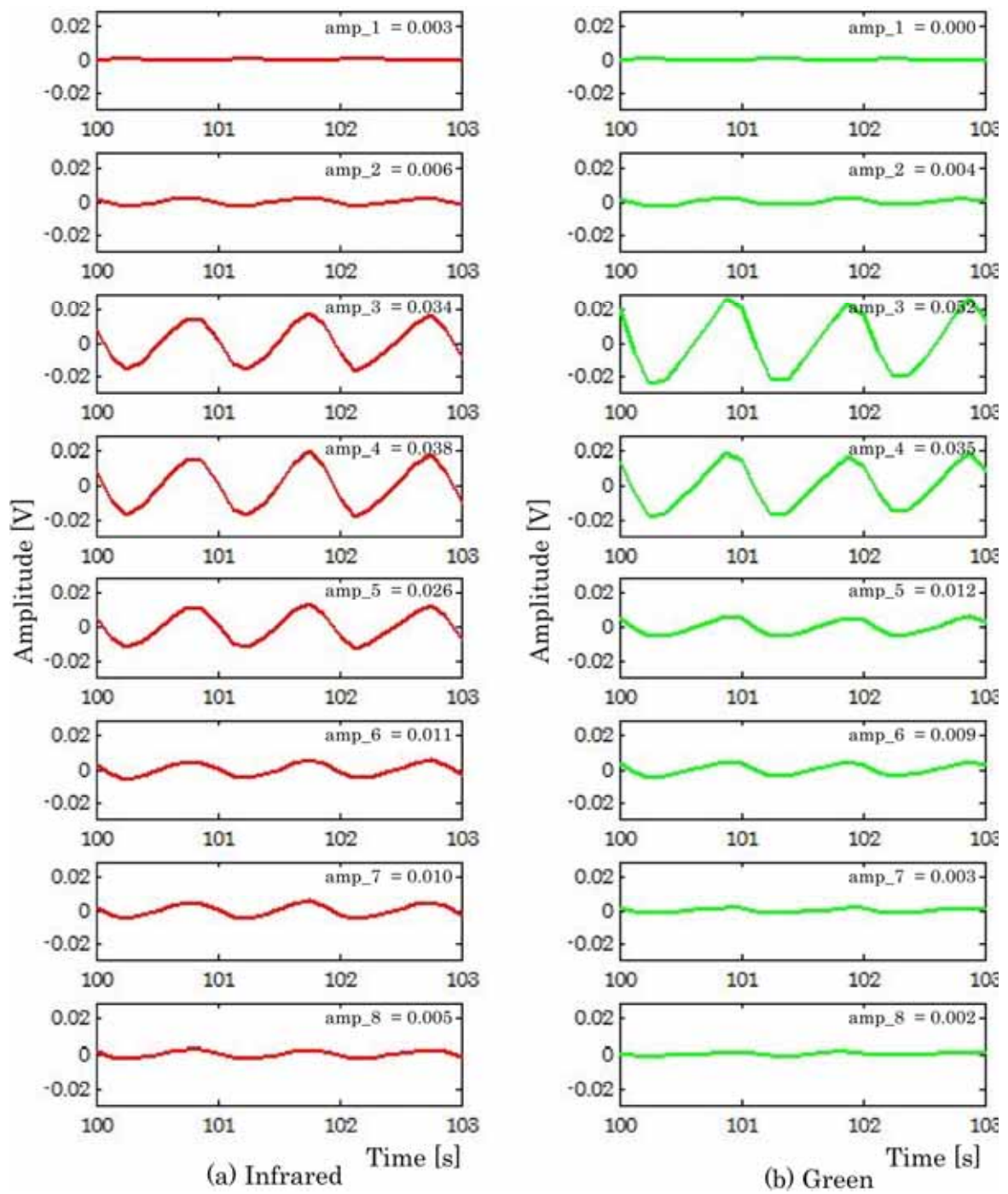


图 11 典型例

図 12 に近赤外脈波センサの、図 13 に緑色脈波センサについて全被験者の脈波振幅解析結果を示す。グラフの縦軸は最大脈波振幅の値で正規化したものである。これらも典型例と同じく近赤外で④、緑色では③の間隔の際に脈波振幅が最大となり、それ以上に LED に近づくもしくは遠ざかると減少する傾向がみられた。

また最大脈波振幅での脈波信号から算出した脈波間隔と心電図の RR 間隔の相関係数は、緑色・近赤外光ともに 0.9 以上であり、脈波が正常に計測されていたことが確認できた。

3.5 考察

これまで光電脈波法は近赤外光による透過形計測が用いられてきた。そのため装着部位が指や耳朶などの末梢部に限られていたが、近年、装着部位に依存しない反射形光電脈波法が用いられるようになり、さらに従来用いられていなかった波長の短い緑色光も試用されている。今回、緑色光による脈波計測を試みた結果、緑色光を計測光に用いても脈波計測が可能であることが確認された。また LED-PD 間隔について検証を行った結果、近赤外光では④の 6.4mm、緑色では③の 3.4mm が適していることが分かった。このように緑色光と近赤外光において最適 LED-PD 間隔の差が生じたが、これは波長により透過深度が異なるためである。近赤外光では生体深部まで光が到達するため、比較的広い LED-PD 間隔において脈波が得られるが、緑色光は主に皮膚表層の血流量変化の情報を持つため、最適距離よりも PD が遠ざかると脈波波高が急激に低下したと考えられる。

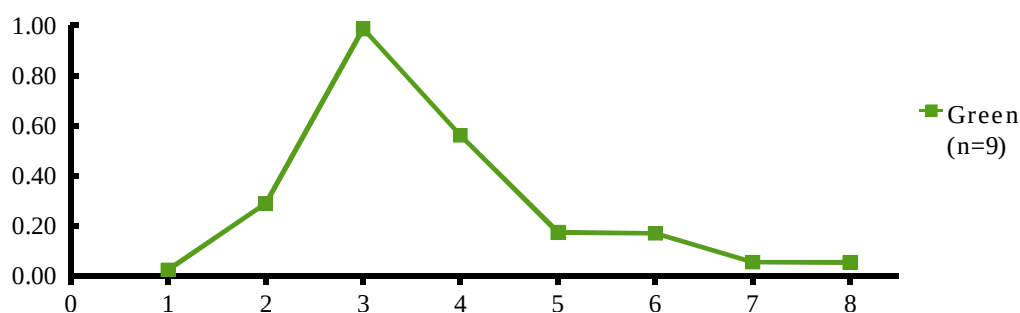


図 12 脈波振幅解析結果 (緑色)

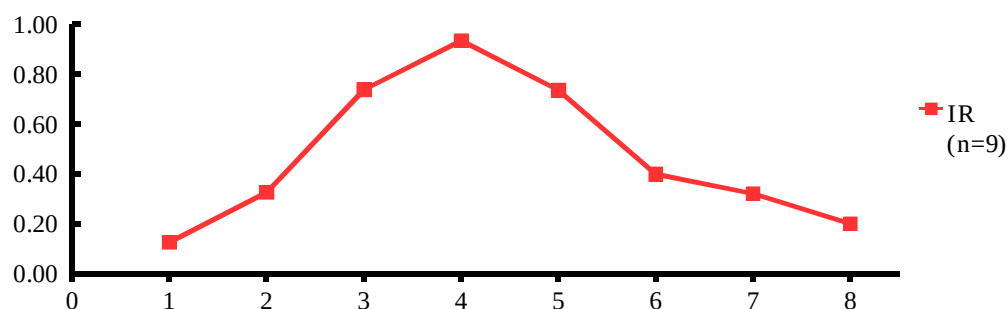


図 13 脈波振幅解析結果 (近赤外)

4. 緑色光電脈波計の自律神経機能評価への応用 <<研究課題 II>>

4.1 目的

前章より、脈波計測に有効な LED-PD 間隔が明らかとなり、緑色光も近赤外光同様に脈拍計測可能であることが示された。

脈波信号は指尖血流の変動を描出したものであり、指尖血流は指尖の血圧と血管抵抗によって規定され、心臓の自律神経や指尖の血管平滑筋の交感神経活性によってゆらぎが生じている。そのため厳密には同一でないものの、心拍変動の代わりに脈拍変動を用いた自律神経機能の評価が行われている[20]。一方で日常生活での脈波計測に向けて、体動耐性のある緑色光を用いた計測が近年行われており[11-13]、従来の近赤外光に比べ緑色光による脈波信号は皮膚の表層部分の情報を反映していると考えられている[21]。そこで本研究では従来の近赤外光、緑色光を用いて計測された脈拍変動及び心拍変動を用いて自律神経機能評価を行い、その違いを検証した。

4.2 実験

末梢血行障害のない健常成人男性 12 名(年齢 23.6 ± 1.5 歳)を対象に実験を行った。なお本研究は当該倫理委員会の承認を得た後、被験者には実験の内容及び主旨に関する十分な説明の上、書面による承諾を得て行った。

計測項目は作製した近赤外脈波センサ、緑色脈波センサ(図 14)、心電図(ベットサイドモニター BIOVIEW-W2000, NEC)とし、それぞれの信号はサンプリング周波数 1024Hz に設定した A/D 変換ボード(NI USB-6211, National Instruments)を介して PC に接続し信号集録を行った。10 分間の安静座位状態を保った後に 5 分間計測を行った。

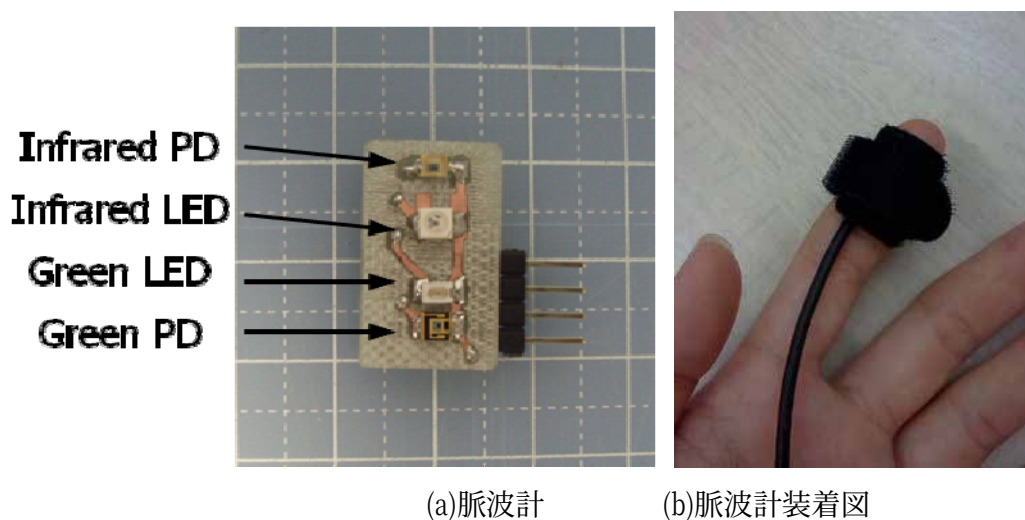


図 14 脈波計及び脈波計装着図

4.3 評価方法

2.3 自律神経機能評価で述べた評価方法と同様に行う。脈波信号、心電図よりそれぞれ脈波間隔 (PPI) および RR 間隔 (RRI) を算出し、PPI・RRI の時系列データを求める。その後周波数解析を行い、HF 成分 (0.15Hz~0.45Hz) と LF 成分 (0.05Hz~0.15Hz) の帯域の積分値を算出する。

また算出された緑色光・近赤外光それぞれの PPI 時系列データと RRI 時系列データの相関係数を算出した。

4.4 実験結果

心電図、近赤外脈波センサ、緑色脈波センサによって計測した脈波信号の典型例を図15 に示す。脈波信号は 0.7-2Hz のバンドパスフィルタをかけた後の波形である。縦軸が電圧、横軸が時間であり、上段から心電図、緑色脈波センサ、近赤外脈波センサである。

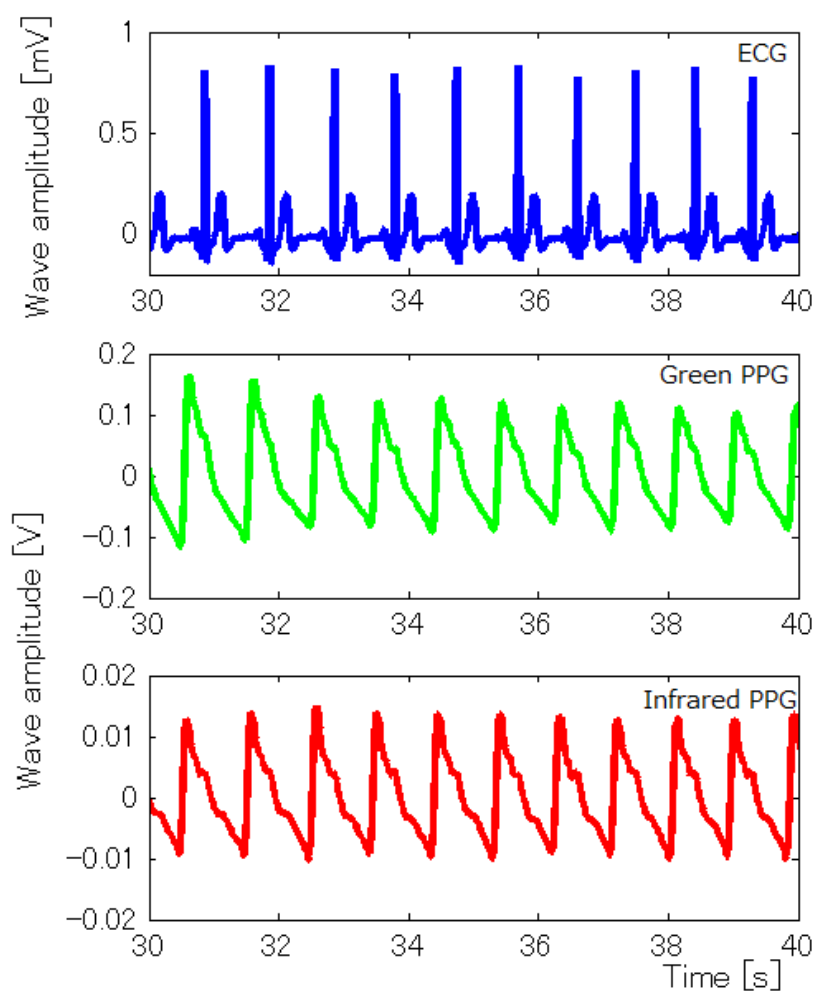


図 15 計測結果典型例

心電図, 近赤外脈波センサ, 緑色脈波センサによって計測した脈波信号より算出した RRI,PPI 時系列データの典型例を図16 に示す. 青線が RRI, 緑線が緑色脈波センサの PPI, 赤線が近赤外脈波センサの PPI である. また RRI,PPI 時系列データの周波数解析結果を図17 に示す. 上段から心電図, 緑色脈波センサ, 近赤外脈波センサである.

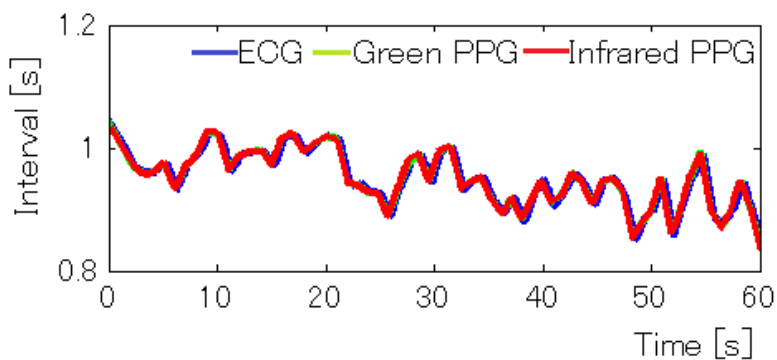


図 16 RRI,PPI 時系列データ典型例

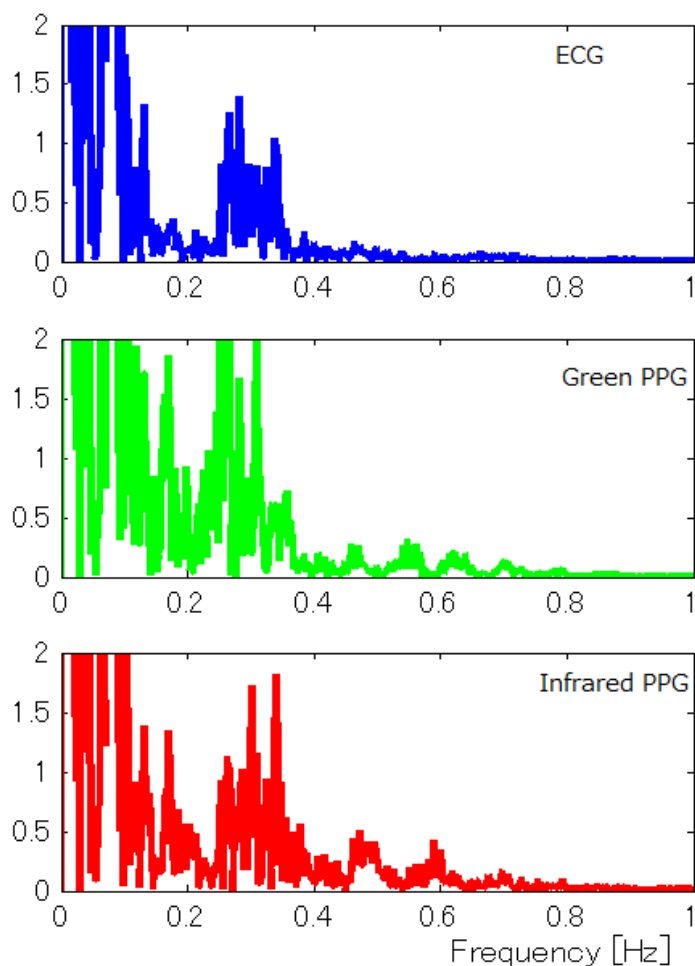


図 17 RRI,PPI 周波数解析結果典型例

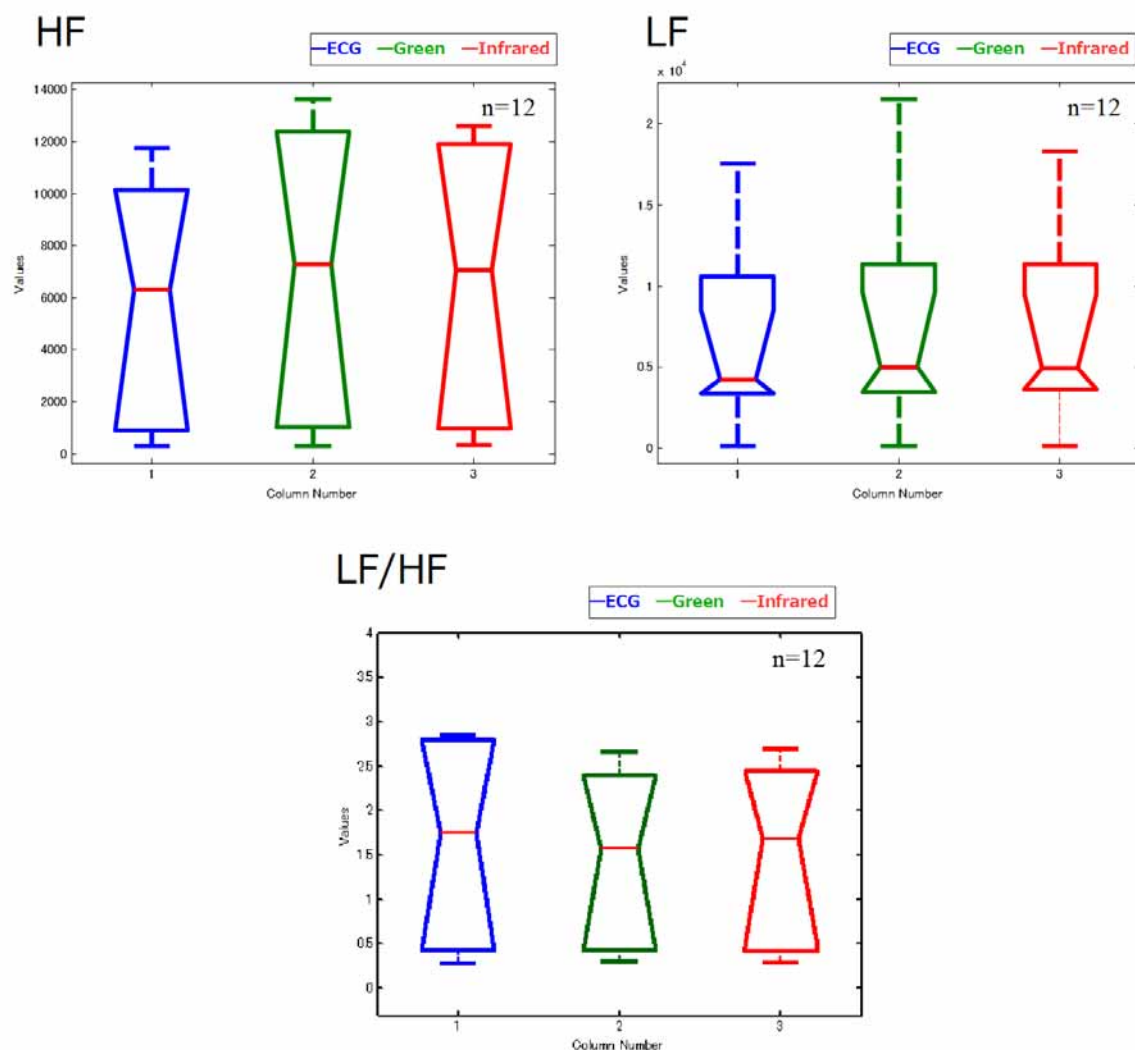


図 18 周波数解析パラメータ結果

心電図, 近赤外脈波センサ, 緑色脈波センサより算出された周波数解析結果について全被験者分を図 18 にまとめた. 各図ともに左から心電図, 緑色脈波センサ, 近赤外脈波センサであり, 上段左が HF, 右が LF, 下段が LF/HF である. 3つのパラメータそれぞれに分散分析を行ったが, 有意な差は見られなかった.

また緑色・近赤外脈波センサの PPI と心電図の RRI との相関係数はそれぞれ 0.99 ± 0.04 , 0.98 ± 0.06 であった.

4.5 考察

本章では従来の近赤外光, 緑色光を用いて計測された脈拍変動及び心電図による心拍変動を用いて心拍・脈拍変動のパラメータを算出し, その違いを検証した. 健常成人 12 名を対象に, 安静座位時の脈波及び心電図を計測し, 脈拍, 心拍変動を算出した. 緑色・近赤外の脈拍変動と心拍変動の相関係数はそれぞれ 0.99 ± 0.04 , 0.98 ± 0.06 であり, 心電図, 緑色, 近赤外の周波数解析パラメータ (LF, HF, LF/HF) に有意な差がみられなかったことより, 安静座位時において緑色光電脈波による自律神経機能評価への応用が可能であることが示唆された.

5. 自律神経機能調節システムの開発

本研究で開発する自律神経機能調節システムは、図19に示すように日常においてアスリートの自律神経機能を簡便に計測・評価し、その結果のフィードバックから自己制御を促し、バイオフィードバックを行うものである。

図20に示すシステムをLabviewにて構築し、自律神経機能の評価及び表示を行った。脈波信号の解析区間は30秒とし、10秒ごとにデータを更新することで経時変化をモニタリングした。

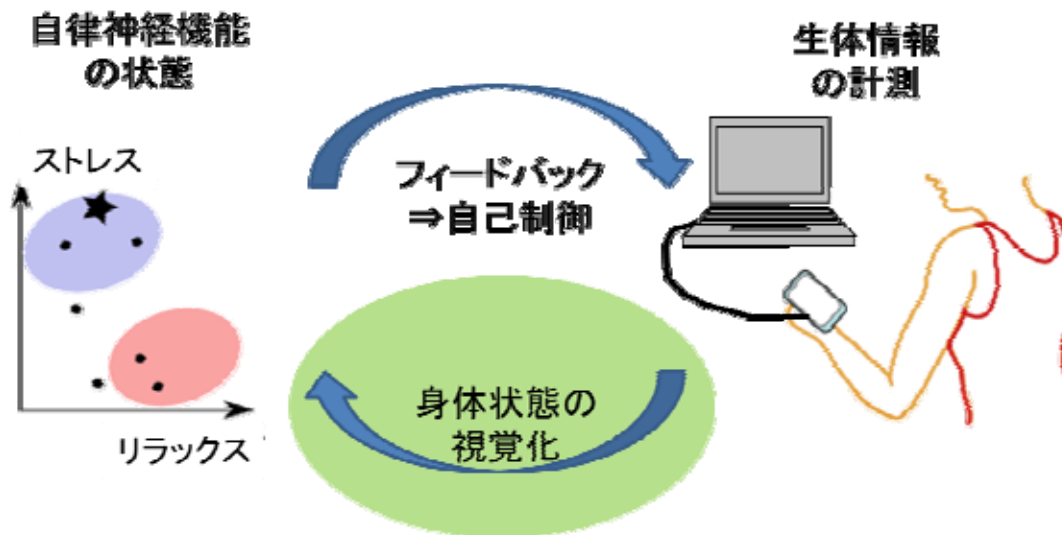


図19 自律神経機能評価調節システムとバイオフィードバック

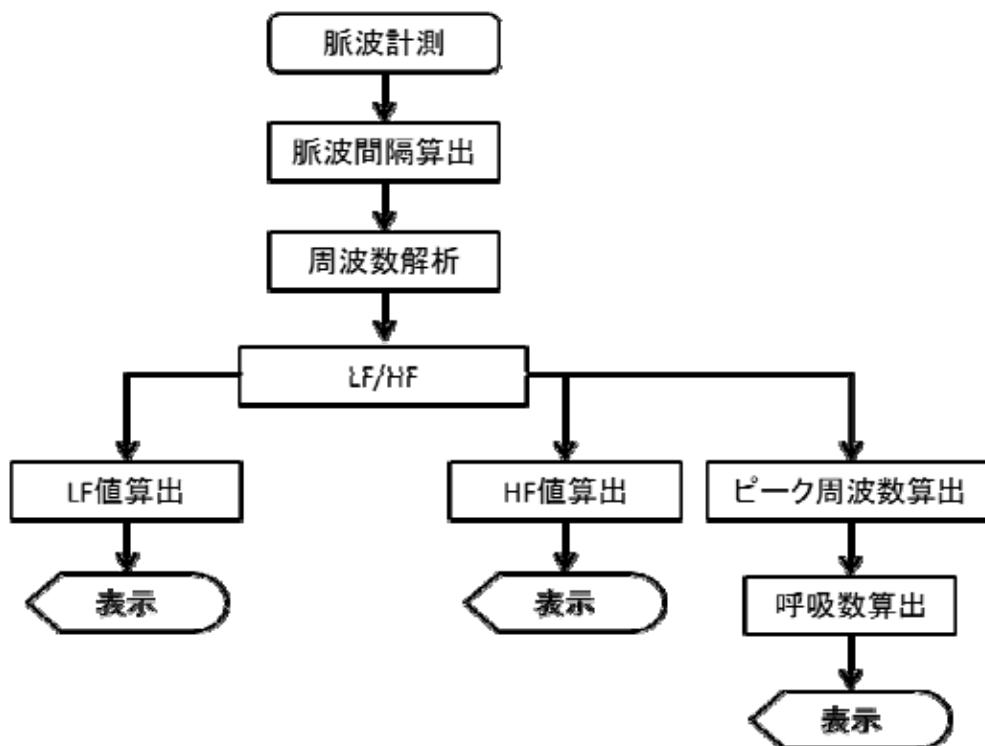


図20 自律神経機能評価および表示

図 21, 22 に表示結果を示す. 図 21 はリラックス時, 図 22 は緊張時の結果である. リラックス時の図 21 においては HF 優位であった周波数解析パラメータが, リラックス時の図 22 では LF 有意となっていることが分かる.

またバイオフィードバックにおいて副交感神経活動活性化のために呼吸法が用いられることから[7], 周波数解析パラメータの他に呼吸数も同時に提示した.

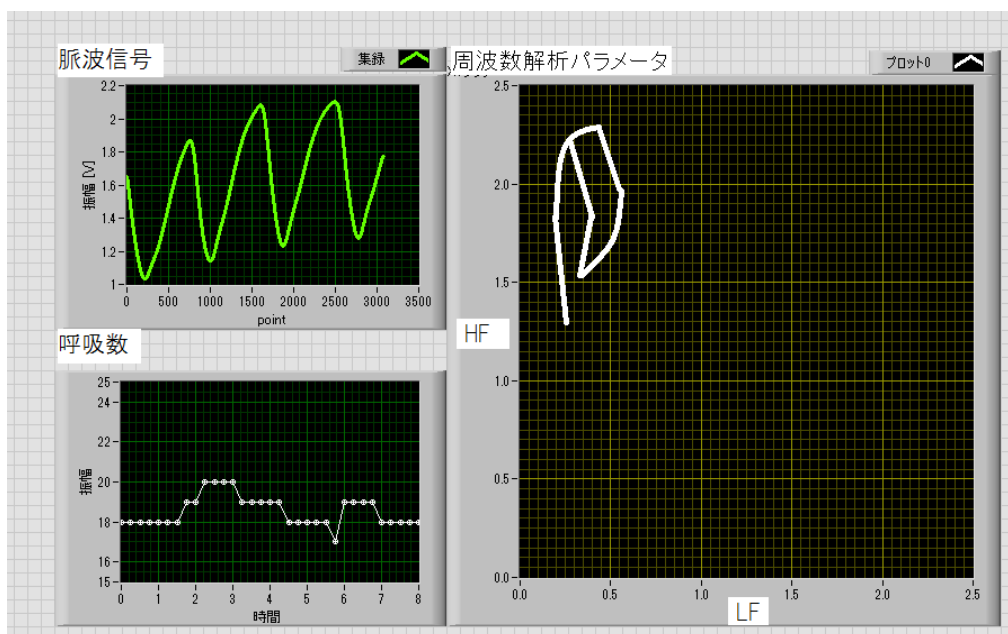


図 21 表示結果 (リラックス時)

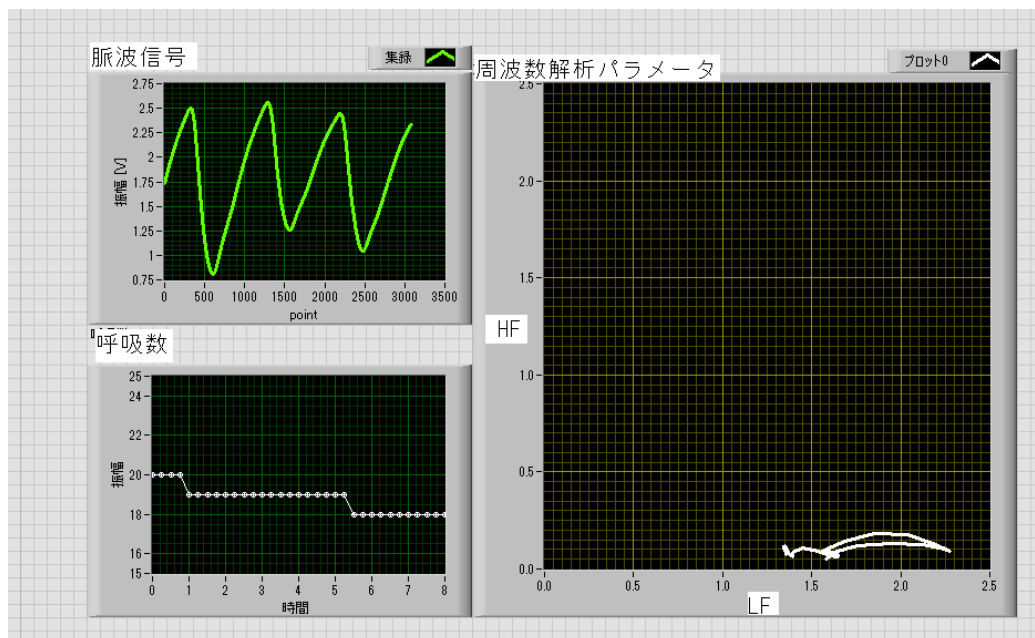


図 22 表示結果 (緊張時)

6. まとめ

自律神経は、交感神経と副交感神経の 2 種類の神経系から成り立ち、運動開始時には、副交感神経活動を抑制し、交感神経を活発化させることで呼吸数を増加し、運動による血圧上昇に対する準備を行っている。アスリートは運動により頻繁かつ長時間交感神経を興奮させるが、交感神経優位状態が続くことは心身にとってストレスである。交感神経が過度な緊張状態に陥ると、副交感神経も機能が低下する。

このような自律神経機能のモニタリング及び調節の必要度の高いアスリートに向けた、バイオフィードバックを簡易に実現可能な自律神経機能の表示システムの実現を本研究の目的とした。そして、長時間かつ非侵襲にモニタリング可能な脈拍変動による自律神経機能評価に着目し、近年その体動耐性から着目されている緑色光による脈波センサの応用を試みたものである。

基礎的検討の不足している緑色脈波センサの LED-PD 間隔の検証を行った後に、自律神経機能評価への応用実現性を検証した結果、従来の近赤外光同様に利用可能であることを明らかにした。さらには自律神経機能調節システムを開発し、実際に自律神経機能変化時に、システムの結果が対応していることが確認できた。

これらの結果より、自律神経機能調節システムが有用であることが示されたが、バイオフィードバックを簡便に利用可能なシステム実現に向けては、個人差の検証など更なる検討が必要と考えられる。

謝辞

本研究は、財団法人上月スポーツ・教育財団 第11回(2013年度)スポーツ研究助成事業の助成を受けたものである。ここに謝意を表する。

参考文献

- [1] 井澤修平:唾液中ストレスバイオマーカーを用いた人の注意機能の評価, 労働安全衛生総合研究所 特別研究報告, pp.159-162, 2010
- [2] 林拓世, 水野由子, 岡本永佳, 石井良平, 鵜飼聡, 篠崎和弘:情動ストレス負荷に伴う脳機能の経時的変化, 電子情報通信学会論文誌. D 情報・システム J91-D(7), pp.1874-1885, 2008
- [3] Pomeranz B, Macaulay R J, Caudill M A: Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis, Am. J. Physiol. 248, pp.151-153, 1985.
- [4] Rajendra Acharya U1, Paul Joseph K, Kannathal N, Lim CM, Suri JS: Heart rate variability: a review, Med Biol Eng Comput. 44(12), 1031-51, 2006.
- [5] Lenvine B D: Mountain medicine and the autonomic nervous system, In handbook of clinic neurology. 75, pp.259-280, 2000
- [6] Passino C, L Bernardi, G Spadacini, A Calciati, R Robergs, I Anand, E R Greene, E Martignoni, O Appenzeller: Autonomic regulation of heart rate and peripheral circulation, Clin.Sci. 91, pp. 81-83, 1996

- [7] Grossan, M.: Treatment of subjective tinnitus with biofeedback. *Ear Nose Throat Journal*, 55(10), pp. 314-318, 1976
- [8] Challoner A V J: Photoelectric plethysmography for estimating cutaneous blood flow, *Non -Invasive Physiological Measurements*, 1st ed, London, pp 125-51, 1979
- [9] Herzman, A.B.: The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph. *Amer J Physiol.* 124: 328-340, 1938.
- [10] Allen J.: Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiol. Meas.* 28: 1-39, 2007
- [11] Maeda Y, Sekine M, Tamura T : Relationship between measurement site and motion artifacts in wearable reflected Photoplethysmography, *Journal of Medical Systems*, Springer, 35, 5, pp 969-976, 2011
- [12] Maeda Y, Sekine M, Tamura T : The Advantages of Wearable Green Reflected Photoplethysmography, *Journal of Medical Systems*, Springer, 35, 5, pp 829-834, 2011
- [13] 前田祐佳, 関根正樹, 田村俊世, 鈴木琢治, 亀山研一: 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 年
- [14] 電気学会 (編), バイオメディカルフォトリクス, オーム社, 東京, (2009)
- [15] 電気学会 次世代バイオメディカル・レーザ応用技術調査専門委員会編: バイオメディカルフォトリクス. 電気学会. 東京. 2009
- [16] 鶴川貞二: パルスオキシメータ. *日本循環器学会専門医誌*. 11(1): 163-169, 2003
- [17] 榎本幹, 鈴木健之, 宇佐史, B.Devaraj, 石幡浩志, 堀内博, 稲場文男: 可視短波波長から近赤外域における光電脈波出力の分光的特性. *分光研究*. 45: 183-188, 1996
- [18] Anderson RR, Parrish JA : The optics of human skin. *J of Invest Dermatol.* 77: 13-19, 1981
- [19] Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Circulation*. 93(5), pp.1043-65, 1996
- [20] Constant I, Laude D, Murat I, Elghozi JL: Pulse rate variability is not a surrogate for heart rate variability. *Clin. Sci.* 97(4), pp.391-397, 1999
- [21] Futran ND1, Stack BC Jr, Hollenbeak C, Scharf JE : Green light photoplethysmography monitoring of free flaps. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 126(5), pp.659-62, 2000