

非接触センシングによる脈拍数推定技術における ノイズ除去手法に関する一検討

岡本 和也^{1,a)} 永田 尚志² 田中 貴久² 林 卓磨² 南 正樹² 国末 健一郎² 本田 新九郎²

概要: 血中のヘモグロビンが緑色の色素を吸収する性質に着目し、カメラから撮影した顔動画から非接触により脈拍数を推定する技術が提案されている。しかし、非接触による脈拍数推定は撮影環境によるノイズ影響に課題があり、カメラと被験者との撮影距離に対する推定精度について言及されていない。本稿では、撮影距離と脈波の信号強度の減衰との間の相関関係を明らかにし、撮影距離を変化させたときの最適なノイズ除去フィルタを検討した。その結果、計 18 回の計測で、脈拍数の真値と推定値の平均絶対誤差 1.3bpm 未満を可能にしたのでその報告をする。

キーワード: 非接触センシング, 脈波, 脈拍数, 画像解析

One examination about the noise reduction technique in the pulse rate estimate technology by the noncontact sensing

Abstract: Focusing on the property that hemoglobin in the blood absorbs green pigment, a technique for estimating the pulse rate by non-contact from a facial video taken from a camera has been proposed. However, the pulse rate estimation by non-contact has a problem in the noise effect due to the shooting environment, and the estimation accuracy for the shooting distance between the camera and the subject is not mentioned. In this paper, we clarified the correlation between the shooting distance and the attenuation of the signal intensity of the pulse wave, and examined the optimum noise removal filter when the shooting distance was changed. As a result, we report that the average absolute error between the true value and the estimated value of the pulse rate was less than about 1.3bpm in a total of 18 measurements.

Keywords: Non-contact sensing, pulse wave, pulse rate, image analysis

1. はじめに

近年、「重症化した後の治療」から「未病ケア・予防」へシフトしていく健康経営の動きが活発になっている。未病とは、健康から病気に遷移する前の中間状態を表す言葉である。未病ケア・予防により、個人としては健康寿命の延伸、企業としては生産性の向上や離職率の低下、自治体としては医療費や介護費の減少に繋がると考えられおり、非常に重要な取組みとなっている。よって、健康に対する意識は個人や企業や自治体問わずより一層高まっており、身

長、体重、体脂肪に加え、体温、脈拍数、血圧、消費カロリー、血中酸素飽和度 (SpO_2)、眠気、ストレス値などの多種多様なバイタルデータを取得し管理したいというニーズが強くなっている。

しかし、病気になる前の未病状態を早急に検知するためには、日常的にバイタルデータの計測と記録を行い、自分自身の体調推移を中長期的に正確に把握することが必要不可欠となる。特にバイタルデータは個人に大きく依存するため、未病の診断には中長期的な日々の変化から判断しなくてはならない。例えば、年に 1 度の定期検診では長期的な推移しか得られず、未病のような平常時との違いを敏感に検知することは難しい。そのため、現実的には未病ケア・予防は普及できていない。

一方で IoT デバイスやセンサーが急速に普及したことで、

¹ NDS 株式会社
NDS Co.,Ltd., Nagoya, Aichi NakakuChiyoda2-15-18, Japan

² 西日本電信電話株式会社
NIPPON TELEGRAPH AND TELEPHONE WEST CORPORATION, Osaka, Osaka ChuokuBanbacho3-15, Japan

^{a)} mieruka-tec@west.ntt.co.jp

バイタルデータの取得が身近になっている。例えば、ウェアラブル端末と呼ばれるヘルスバンドやスマートウォッチなどの接触型の機器を装着することにより、脈拍数を取得することができる。さらに、プレチスモグラフィにより光電容積脈波を取得することができる [1][2]。しかし、専用デバイスの装着や接触は利便性に欠け、煩わしさや個人ごとに必要となる端末費用など、利用者に負担を強いてしまうことや個々のデバイスに対するメンテナンスや操作マニュアルなどの対応が必須となる。また、サーマル画像から非接触により脈派を推定する手法が提案されているが [3]、デバイスの汎用性の面で劣る。さらに、最近ではコロナ禍の影響で、接触による計測に対して抵抗感が強まっていることなどが課題である。

本検討では、未病ケア・予防を日常生活の中で自然と実現させるため、画質が 1080p 以下で、フレームレートが 30FPS の安価な Web カメラから非接触により脈派を高精度に推定することを目指す。例えば、パソコンの前でデスクワークをしながら、運転をしながら、学校で勉強をしながらなど、対象者全員にデバイス配布や着用義務化できない企業や自治体、業務上デバイス装着が制限されるシーンでの利用を想定している。バイタルデータの収集の日常化により、健康の変化を敏感に検知することができ、早急に未病に対処することができると考えている。

2. 課題

脈派をカメラにより推定するには、画像から人体の血流情報を把握する必要がある。血液の大部分は赤血球で構成され、赤血球にはヘモグロビンが含まれる。ヘモグロビンは光の緑色成分を吸収するという性質がある。そのため、脈を打つタイミングで血流量が増加すると、それに伴いヘモグロビンは比例して増大し、緑色成分の吸収量は反比例して減少する。そのため、カメラで撮影した皮膚部分の緑色成分の変化量により脈派を表現できる。しかし、カメラからの脈派推定ではノイズの影響を大きく受ける。

ノイズ除去をするフィルタリング手法として、RGB の 3 つの要素から独立成分分析 (Independent component analysis:ICA) を用いてノイズを除去する手法 [4][5]、バンドパスフィルタ (Band-Pass Filter:BPF) を用いて脈派以外の周波数の信号を除外する手法 [6]、Savitzky-Golay フィルタ (Savitzky-Golay Filter:SGF) を用いて平滑化する手法 [7] が提案されている。しかし、どの脈派推定技術の手法も、顔とカメラとの撮影距離は固定的であり、撮影距離と脈拍数の精度に関して言及されていない。

日常的に多様な環境下で手軽に非接触でバイタルデータを取得できるようにするため、カメラの撮影距離に依存せずに高精度に脈拍数の推定を可能にすることを目指す。

3. アプローチ

カメラによる脈派推定では、画像から体表の微妙な色の変化を捉える必要があり、外部の影響を受けやすいという特徴がある。本検討ではそのようなカメラによる脈派推定における撮影距離におけるノイズ影響について分析し、分析結果をもとにノイズ除去に効果的な推定手法を検討する。ICA については適用後に得られる 3 つの信号のどれが脈派に相当するのか判別ができないという問題点があるため、検証対象から除外する。また、撮影距離が長くなると、脈波の信号強度が小さくなり、相対的に脈波以外の周波数である高周波成分が増加することが想定される。そのような高周波成分のノイズ除去に優れた BPF やローパスフィルタ (Low-Pass Filter:LPF) を用いる。さらに、脈拍数推定には脈波の山と谷を正確に推定する必要があり、ノイズが含まれる脈波を平滑化し山と谷を明確化するのに有効な SGF を用いる。これらのフィルタを単体で適用すると共に、ノイズ除去と平滑化のフィルタを組合せることで撮影距離が変動する状況下での脈拍数推定に最適な手法を検討する。

4. 脈派と脈拍数について

心臓が周期的に収縮することで血液を体中に循環させており、そのときに発生する拍動が脈拍数で、拍動に伴う血流量の時系列変化を表現したものが脈派である。脈拍数の単位は bpm (beat per minute) が用いられ、1 分間の脈拍数を表す。性別や年齢や体格により個人差があるが、一般的に安静時の平均脈拍数は成人正常値で 60~100bpm、60bpm 以下で徐脈、100bpm 以上で頻脈 [8] といった基準となっている。

人間の心拍数として、約 200 ± 40 bpm の範囲が観測されることがあるため [9]、BPF と LPF における高域のカットオフ周波数 $f_L = 4$ Hz とする。また、0.15~0.45 Hz の呼吸変動と 0.04~0.15 Hz の Mayer 派が存在するため [10]、BPF の低域のカットオフ周波数 $f_H = 0.15, 0.45$ Hz とする。

5. 脈派推定技術のアルゴリズム

カメラで撮影した皮膚部分の動画を RGB 形式で取得し、皮膚から反射した緑色成分の変化量の時系列データを取得することで、血中のヘモグロビンの変化量、つまり脈派を推定することが可能である。その原理を利用した接触型の脈派センサーは、直接皮膚に緑色の光を照射し、反射された緑色輝度から脈派を推定する。しかし、接触型と異なりカメラによる推定では、外部からの光を遮断した上で、緑色の光を至近距離から直接照射することができなく、可視光の反射により推定しなくてはならない。そのため、周囲のノイズによる影響を受けやすく、適切なノイズ除去、平

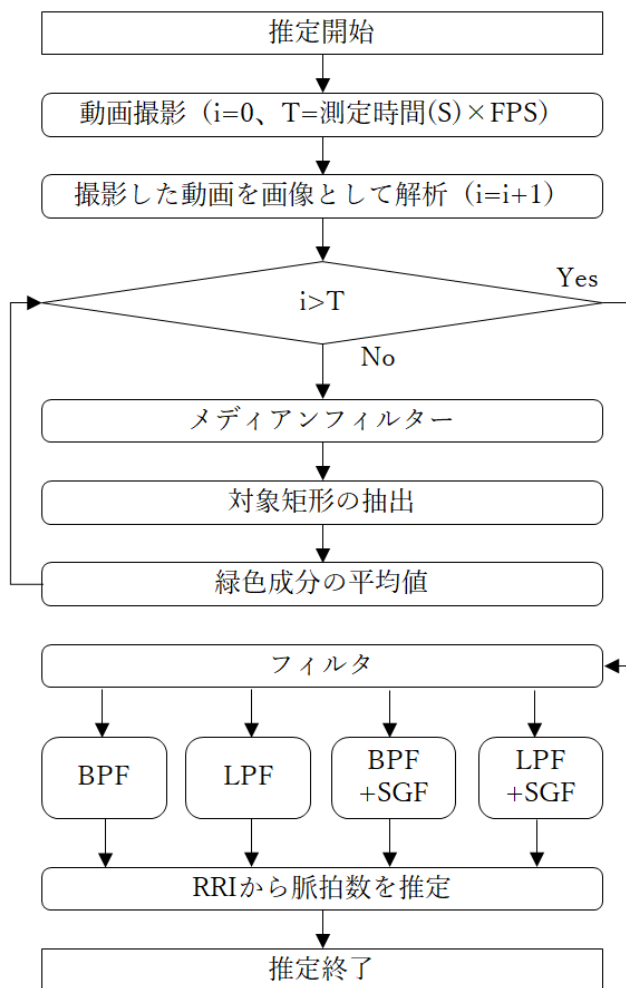


図 1 脈派推定フロー

滑化を用いなくては高精度に脈拍数を推定することができない。

脈拍数の推定フローは図 1 の通りである。まず、撮影した動画を画像として 1 枚ずつ解析処理を行う。取得した画像に対してメディアンフィルタを適用する。この処理により、撮影した画像内のノイズを輪郭などのエッジを損なわずに除去することができる。脈派を抽出するための撮影対象範囲は日常生活の中で皮膚部分の血流情報を容易に取得できる顔とし、顔認識を行い顔の対象とする皮膚部分を抽出する。具体的には、脈拍数推定に有効とされる頬部分を対象範囲とする。最初に顔認識により抽出した矩形の位置と大きさは固定して抽出し続ける。次に抽出した矩形内の緑色成分の平均値を算出し、それらを時系列の信号データとしてプロットすると脈派が得られる。緑色成分の値には脈派以外の成分が含まれている可能性がある。そのため、抽出した生データに対して、BPF、LPF、BPF+SGF、LPF+SGF の 4 パターンのフィルタの組み合わせを適用することで、ノイズ除去と平滑化により脈拍数を高精度に推定する。

以上により、ノイズ除去や平滑化を組み合わせ得られた時系列の信号データが脈派となる。脈拍数は、脈派から



図 2 実験環境

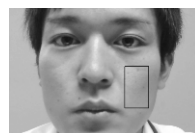


図 3 30cm

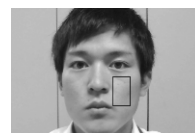


図 4 50cm



図 5 70cm

山と山の時間間隔 (R-R Interval:RRI) から脈拍数を推定する。そのため、時系列の信号データ間はスプライン補間により脈派の欠損データを補正することで RRI を正確に算出し、高精度に脈拍数を推定する。ただし、脈拍の時間間隔で、人間の現実的な脈拍数の間隔外のものについてはノイズとして除去する。

6. 実験内容

実験環境は図 2 の通りである。動画撮影用のカメラは市販品で行い、アスペクト比は 16:9 とし、フレームレートは 30FPS で動画撮影をする。動画撮影においてフレーム落ちなどを防ぐために、脈派推定はリアルタイムで行わず、撮影した動画データを一度保存し、別途、脈派推定を行う。撮影時間は 20 秒とし、測定距離は、被験者の位置を前後に移動することでカメラの撮影距離を 30, 50, 70cm に変更する。脈拍数推定にあたって、撮影距離を変化させたときに抽出する頬部分の対象範囲は図 3-5 となる。

また、太陽光などの時間変動が大きい外的要因の影響を最小限に抑えるために動画撮影は室内の蛍光灯配下とする。被験者は椅子に座り、体動による影響を最小限に抑えるためにカメラのレンズを直視し、リラックスした状態で静止して撮影を行う。また、着席時に被験者の目線がカメラのレンズに位置するように椅子で高さ調整を行う。

実験では、市販品の上腕式カフタイプの脈拍数計測機器から得られる脈拍数を真値とする。上腕式カフタイプによる脈拍数計測は、カメラの撮影と同時に進行。上腕式カフタイプの脈拍数は整数表示のため、カメラでの推定結果は

表 1 撮影距離とフィルタによる脈拍数誤差 [bpm]

Table 1 Pulse rate absolute error with shooting distance and the filter

撮影距離 [cm]	30						50						70					
高周波成分割合 [%]	0.22	0.26	0.23	0.22	0.27	0.22	0.23	0.28	0.33	0.26	0.25	0.31	0.38	0.39	0.36	0.42	0.44	0.41
フィルタ 脈拍数真値	77	79	80	74	74	75	78	85	87	72	72	73	92	93	95	71	71	72
BPF(fH=0.15, fL=4)	2	-1	0	0	5	7	0	-2	-3	2	1	0	-6	3	1	1	-1	0
BPF(fH=0.45, fL=4)	2	-1	0	0	5	7	0	-1	-3	2	1	0	-6	4	1	1	-1	0
LPF(fH=4)	2	-1	0	0	5	7	0	-2	-3	2	1	0	-6	3	1	1	-1	0
BPF(fH=0.15, fL=4)+SGF	2	-1	0	0	4	6	0	-1	1	2	0	0	-6	-1	0	1	-1	0
BPF(fH=0.45, fL=4)+SGF	2	-1	0	0	4	3	0	-1	-3	2	1	0	-6	-1	-1	1	-1	0
LPF(fH=4)+SGF	2	-1	0	0	4	3	0	-1	1	2	0	0	-6	-1	0	1	-1	0

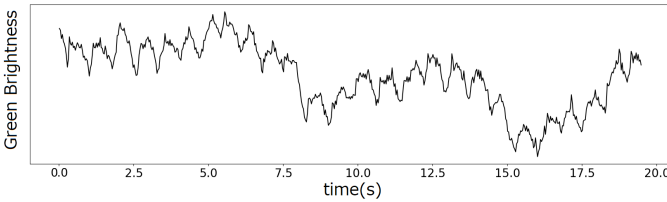


図 6 撮影距離 30cm の生データの波形

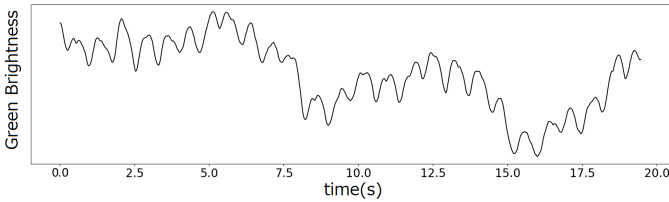


図 9 撮影距離 30cm の SGF フィルタリング波形

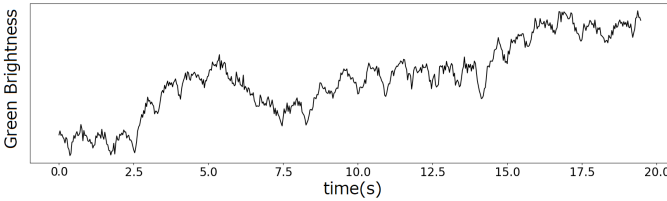


図 7 撮影距離 50cm の生データの波形

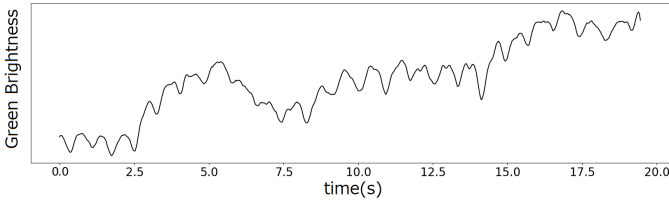


図 10 撮影距離 50cm の SGF フィルタリング波形

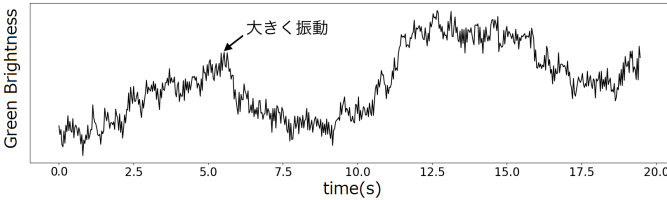


図 8 撮影距離 70cm の生データの波形

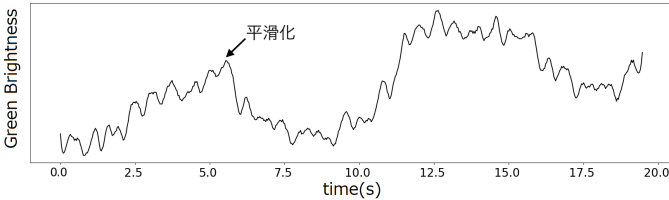


図 11 撮影距離 70cm の SGF フィルタリング波形

整数値とする。被験者は 2 人で、撮影距離が 30, 50, 70cm に対して各 3 回ずつ計 18 回行い、脈拍数に関する評価は、推定値から真値を引いた誤差 [bpm] と 18 回の計測での絶対誤差合計 [bpm] と平均絶対誤差 [bpm] を用いる。

7. 実験結果

7.1 フィルタリングの精度比較

撮影距離毎に BPF, LPF, BPF+SGF, LPF+SGF のフィルタリングを適用したときの推定精度を評価する。計 18 回行ったときの被験者の脈拍数の真値は 71~95bpm である。

撮影距離とフィルタ毎での誤差は表 1 の通りとなった。BPF や LPF のみのときと比較し、SGF を適用するこ

とで、過大に推定している脈拍数が減少している傾向が見られた。脈波に含まれた微小な振動を脈拍としてカウントすることを防ぎ、正確な脈拍数を推定できたと考えられる。実際、フィルタリング適用前の生データの波形は図 6-8 で、ノイズ影響で微小に振動している。これらの生データの波形に SGF を適用すると、図 9-11 となり、平滑化されることで脈派の山と谷が明確化されていることがわかる。

また、BPF(fH=0.15, fL=4), BPF(fH=0.45, fL=4) を比較し、推定精度にほぼ差はなかったため、推定精度に関して低周波成分のノイズ影響は小さく、Mayer 派の影響は見られなかった。

表 2 撮影距離毎の絶対誤差合計と平均絶対誤差 [bpm]

Table 2 Total absolute error for each shooting distance

フィルタ \ 撮影距離 [cm]	30	50	70	絶対誤差合計 /平均絶対誤差
BPF(fH=0.15, fL=4)	15	8	12	35/1.94
BPF(fH=0.45, fL=4)	15	7	13	35/1.94
LPF(fL=4)	15	8	12	35/1.94
BPF(fH=0.15, fL=4)+SGF	13	4	9	26/1.44
BPF(fH=0.45, fL=4)+SGF	10	7	10	27/1.50
LPF(fL=4)+SGF	10	4	9	23/1.28

表 3 撮影距離と高周波成分の割合 [%]

Table 3 Ratio of shooting distance and high-frequency component

撮影距離 [cm]	30	50	70
高周波成分の割合 [%]	23.7	27.7	40.0

表 1 で得られた結果を、撮影距離とフィルタ毎での絶対誤差合計と平均絶対誤差でまとめると表 2 の通りとなった。BPF(fH=0.15, fL=4), BPF(fH=0.45, fL=4), LPF(fL=4), BPF(fH=0.15, fL=4)+SGF, BPF(fH=0.45, fL=4)+SGF, LPF(fL=4)+SGF のフィルタに対するそれぞれの絶対誤差合計は 35, 35, 35, 26, 27, 23bpm であり、今回の実験では LPF(fH=4)+SGF で最も精度は向上し、平均絶対誤差 1.28bpm となった。ノイズ除去と平滑化のフィルタの組み合わせにより、全ての撮影距離に対して脈拍数推定精度は向上し、ノイズ除去のみの単一フィルタと比較し、ノイズ除去と平滑化の多重フィルタを適用することで絶対誤差合計について最大 12bpm の精度向上が見られた。

また、撮影距離が 70cm のときのフィルタリング適用前の生データの波形は、図 8 の通りで、30cm や 50cm のときと比較して波形の中に大きな振動が見られる。距離毎の 4Hz 以上の高周波成分の割合は表 3 となり、撮影距離が長くなると、観測される脈波に含まれる高周波成分が増加していることがわかる。これは、撮影距離が離れることにより脈波成分の信号強度が減衰し、相対的な高周波成分の増加によると考えられる。特に、撮影距離が 70cm の図 8 では、波形の中に大きな振動が見られ、よって、撮影距離が長くなると、生データの波形から正確に RRI を捉え脈拍数を推定することは困難であるため、BPF や LPF によるノイズ除去が効果的だと考えられる。

8. まとめ

カメラから脈派を非接触により推定することを試みた。抽出対象とする矩形を頬矩形とし、カメラのフレームレートを 30FPS、測定時間を 20s の環境設定で、2 人の被験者に対して計 18 回の実験を行なった。

カメラと顔の撮影距離が長くなるほど、脈波成分以外の

高周波成分が増加するという正の相関関係が見られた。また、ノイズ除去と平滑化の多重フィルタが効果的で、今回の実験では LPF(fL=4)+SGF で最も精度は向上し、平均絶対誤差 1.3bpm 未満を達成した。ただし、被験者人数は 2 人で計 18 回の実験結果であるため、今後、人数や測定回数を増加させることで汎用性の向上を検討する必要がある。

実用面については、カメラでの動画撮影は静止した状態での実験であったが、被験者が動いているときや屋外などの明るさが一定ではない場所で、高精度に脈波を推定する技術を確認することが課題である。また、脈派により脈拍のリズムを可視化することができ、不整脈や徐脈や頻脈の判断に繋がると考える。

さらに、脈派からストレス値や血圧や眠気といったバイタルデータを推定できる可能性があるため、多種多様なバイタルデータをカメラから手軽に取得することを目指し、日常生活の中で自然とバイタルデータを取得し管理することで、未病ケアを実現していきたい。

参考文献

- [1] W. Verkruyse, L. O. Svaasand, and J. S. Nelson, "Remote plethysmographic imaging using ambient light," *Opt. Express* 16(26), 21434-21445 (2008).
- [2] S. Hu, J. Zheng, V. Choularas, and R. Summers, "Feasibility of imaging photoplethysmography," in *Proceedings of IEEE Conference on BioMedical Engineering and Informatics (IEEE, 2008)*, pp. 72-75.
- [3] M. Garbey, N. Sun, A. Merla, and I. Pavlidis, "Contact-free measurement of cardiac pulse based on the analysis of thermal imagery," *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 54(8), 1418-1426 (2007).
- [4] P. Comon, "Independent component analysis, a new concept?," *Signal Process.* 36(3), 287-314 (1994).
- [5] Ming-Zher Poh, Daniel J. McDuff and Rosalind W. Picard, "Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation," *Optics Express*, 18-4, 10762-10774 (2010).
- [6] Ming-Zher Poh, Daniel J. McDuff, and Rosalind W. Picard, "Advancements in Noncontact, Multiparameter Physiological Measurements Using a Webcam," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, Issue:1, Jan. 2011.
- [7] A. Savitzky, M. J. E. Golay, "Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures," *Analytical Chemistry*, 36, 1627-1639, 1964.
- [8] 厚生労働省:e-ヘルスネット
<https://www.e-healthnet.mhlw.go.jp/information/dictionary/exercise/ys-032.html>
- [9] 日循学術委員会 研究班報告, 調査研究: 頻脈性, 特に心室性不整脈の長期予後についての大規模調査, 日本循環器学会専門医誌 循環器専門医第 5 巻第 2 号
- [10] Madwed JB, Albrecht P, Mark RG, Cohen RJ: Low-frequency oscillation in arterial pressure and heart rate: a simple computer model, *American Journal of Physiology Heart and Circulation Physiology*, 256-6, H1573-H1579 (1989)