

動脈圧波形の形状変化に対する周波数解析による検討

岡山大学医学部麻酔・蘇生学教室 (指導: 平川方久教授)

齋 藤 智 彦

(平成 8 年 3 月 11 日受稿)

Key words: 動脈圧波形, 周波数解析, フーリエ変換, 自己回帰モデル

緒 言

観血的動脈圧測定法は、近年の患者監視モニターの進歩に伴い、心臓血管系の手術のみならず、一般の全身麻酔管理や集中治療領域でのモニターとして広く一般的に用いられている¹⁾。しかし観血的動脈圧波形から得られる情報も短時間での急な変化に対応できる血圧計、心拍計であることが多く、血圧値の変化以外その形状変化はあまり評価されていない。動脈圧波形の形状は、循環血液量、心収縮力、末梢血管抵抗など様々な要因により変化する²⁾³⁾が、これらの変化に関して、定量的なパラメータで評価したものはあまりみられない。出血等の原因により血圧が低下してくる場合、血圧低下よりも先に動脈圧波形の形状が変化してくることはよく経験されるが、その変化を定量的に評価することができれば、より早期に的確な診断ができる可能性がある。

周期的に変化する波形の解析には、高速フーリエ変換 (fast Fourier transform, 以下 FFT)⁴⁾⁵⁾や、自己回帰モデル (autoregressive model, 以下 ARM)⁶⁾⁷⁾が使用されており、最近では自律神経系の変動をパワースペクトルから解析する報告が多くみられる⁸⁾⁹⁾¹⁰⁾。しかし、波形そのものの周波数解析を行い、構成成分の振幅、位相を定量化した報告はみられない。

今回、血管拡張薬の使用、脱血による循環血液量の減少、吸入麻酔薬による深麻酔など意図的に血圧を降下させた状態での観血的動脈圧波形をコンピュータに取り込み、正常血圧時との波形の変化を周波数解析の手法を用いて比較検

討した。波形から得られる血圧等の 1 次パラメータの他、FFT, ARM による周波数解析を行い、波形の形状の変化を構成周波数成分の振幅、位相の変化として定量化し比較検討した。

また、これら周波数解析から得られた振幅、位相データの変化が実際の波形にどのように反映されるかを、高速フーリエ変換の逆変換 (inverse fast Fourier transform, 以下 iFFT)⁴⁾¹¹⁾を用いて波形を再合成し、元の波形と比較した。

対 象 と 方 法

本研究では、動物研究と臨床研究の 2 つに分けて行った。動脈圧波形をコンピュータ上で解析する手法はどちらも同じ手法を用いた。

1. 動物研究

対象として Sprague Dawley 系雄性ラット 8 週齢 (体重 260~340 g, 日本クレア社より購入) を用いた。これを血圧を下げる処置方法により次の 4 群に分けた。

TNG 群: ニトログリセリン (以下 TNG) 100~150 $\mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$ 投与 (n=14)

SNP 群: ニトロプルシドナトリウム (以下 SNP) 8~14 $\mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$ 投与 (n=20)

HEM 群: 動脈より血液 10ml/kg を脱血処置 (n=18)

ISO 群: イソフルラン 3.0% の深麻酔 (n=17)

試薬としては、TNG はミリスロール注射液 (日本化薬), SNP は MR7S1 (丸石製薬より治療薬の提供を受けた), イソフルランはフォーレ

ン（日本ダイナボット）を用いた。

ラットは、酸素 1 ℓ/min, イソフルラン 3.0% を 5 分間吸入させ麻酔を導入した後、マスクにてイソフルラン 2～3% で維持を行い気管切開を施行した。気管内に 14G カニューラを挿入、シナノ製作所製 Respirator Model SN-480-7 に接続、酸素 1 ℓ/min, イソフルラン 2.0%, 換気量 10～12 ml/kg, 呼吸回数 60～70 回/min の設定で人工呼吸を行った。続いて外腸骨動脈、外腸骨静脈をそれぞれカットダウンし 22G 血管内留置針を挿入した。これら留置針には、加圧バックにてヘパリン加生理食塩水を満たした圧トランスジューサを接続し、動脈側は観血的動脈圧の測定ならびに採血路とし、静脈側は薬剤投与の輸液路とした。その他のモニターとして心電図と直腸体温計を使用した。これらの処置が終了した後、イソフルラン濃度を 1.2% に設定し、10 分間以上の安定時間をおいた後、動脈圧波形記録を行い、これをコントロールとした。

続いて、収縮期血圧が 70～90 mmHg となるように各群それぞれの処置を行い、安定したところで適宜データを記録した。

コントロール時の収縮期血圧が 110～140 mmHg, 処置後の収縮期血圧が 70～90 mmHg のペアをデータとして採用し、各パラメータの計算、解析に使用した。群間の比較には分散分析および Student-Newman-Keuls test を、群内での処置前後の比較には paired t-test を用い、危険率 0.05 以下を有意差ありとした。

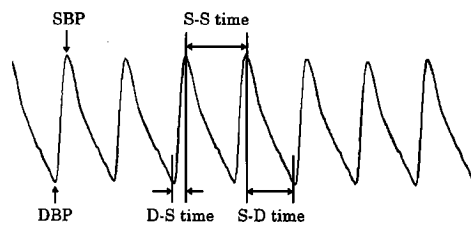
2. 臨床研究

岡山大学医学部附属病院で 1992 年 10 月より 1993 年 9 月に施行されたニトロプルシドナトリウム注射剤 MR 7 S 1 と TNG との低血圧麻酔における比較臨床試験¹²⁾を行った患者 16 名を対象とした。患者は ASA 1 ないし 2 の予定手術患者で、年齢は 30～59 歳、手術は開胸・開腹を除く低血圧麻酔が適応とされる症例で、肝・腎・心機能に異常が無く、貧血などの合併症の無い者に限った。なお、患者には治験および低血圧麻酔下に血圧のデータをとることの了承を得た。

血管拡張薬として TNG を投与した群 (7 名, tng 群) と、SNP を投与した群 (9 名, snp 群) に分け以下の実験を行った。

麻酔前投薬としては、ヒドロキシジン 25 mg およびアトロピン 0.3～0.5 mg を入室 1 時間前に筋注した。麻酔導入はミダゾラム 0.06 mg/kg を静脈内投与した後、酸素 3 ℓ/min, 亜酸化窒素 3 ℓ/min, イソフルラン 3.0% にて緩徐導入を行い、ベクロニウムあるいはバンクロニウム 0.08～0.10 mg/kg を投与して気管内挿管を行った。橈骨動脈に 22G 血管内留置針を挿入し、動脈圧波形のモニター、記録を行った。挿管後は、酸素 2 ℓ/min, 亜酸化窒素 2 ℓ/min, イソフルラン 1.2～1.5% 濃度として麻酔を維持し、1 回換気量 8～10 ml/kg, 呼吸回数 8～10 回/min で調節呼吸とした。筋弛緩薬としてベクロニウム、バンクロニウムを適宜使用した。麻酔導入よりデータ記録までの間、輸液は乳酸リンゲル液、5% ブドウ糖加

A



B

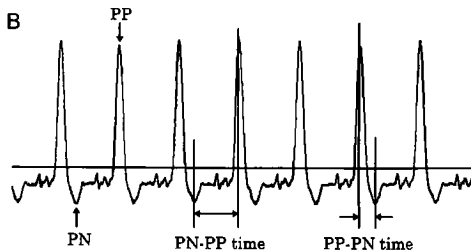


図1 動脈圧波形ならびに微分波形の各測定項目

A. 動脈圧波形

B. 動脈圧 1 次微分波形 (dP/dt)

図中の各測定項目の略号は以下のとおり

SBP: systolic blood pressure

DBP: diastolic blood pressure

S-S time: systolic-systolic time

D-S time: diastolic-systolic time

S-D time: systolic-diastolic time

PP: peak positive dP/dt

PN: peak negative dP/dt

PN-PP time: peak negative-peak positive time

PP-PN time: peak positive-peak negative time

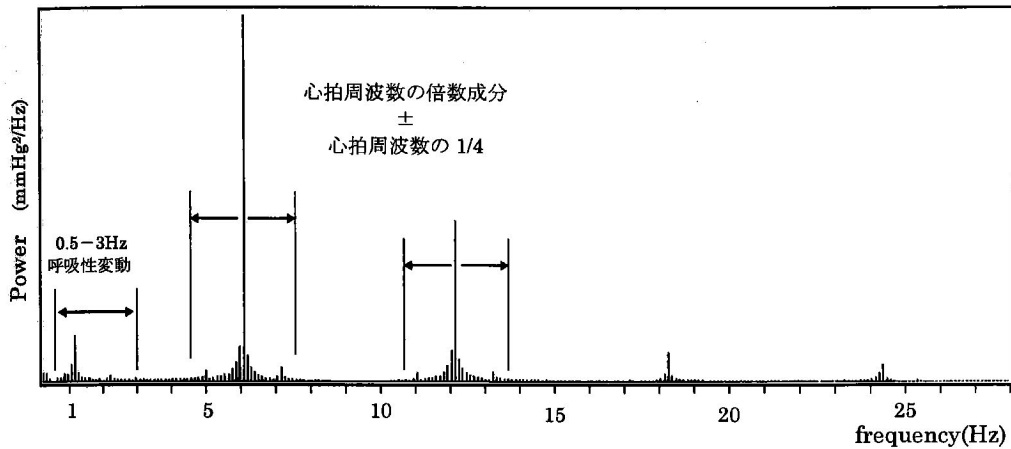
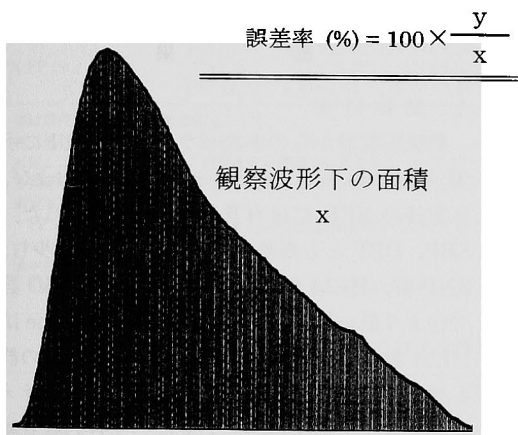


図2 複数波形におけるパワースペクトルの取り扱い

図はフーリエ変換によるパワースペクトル。心拍数約360の動物研究の結果を例として示した。各周波数成分の扱いは、図に示すように0.5～3 Hzを呼吸周波数成分とし、心拍基本周波数の倍数高調波は、各々のスペクトルを中心として心拍周波数の4分の1ずつの範囲を合わせたものを成分とした。

A



B

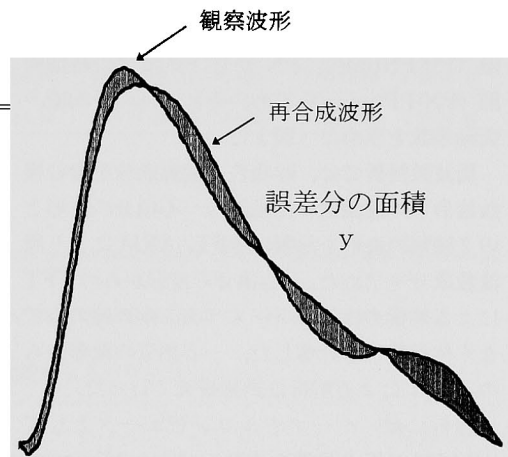


図3 逆フーリエ変換 (iFFT) による再合成波形と誤差率

A. 測定した動脈圧波形

B. もとの動脈圧波形と iFFT による再合成波形の合成図

観察した動脈圧波形と拡張期血圧を結ぶ図形面積 (図中 x) と、もとの波形と再合成波形の差分の図形の面積 (図中 y) の比率を誤差率とした。

乳酸リンゲル液、ヒドロキシエチルデンプン液を用い、カテコラミンや他の血管作動薬は使用しなかった。

低血圧麻酔を開始する前の安定時をコントロールとし、データを記録した。続いて吸入麻酔薬濃度を一定とし、指定した血管拡張薬を投与

することで平均血圧が70mmHg 前後になるように適宜投与量を調節しデータを記録した。このペアのデータを計算、解析に使用した。群間の比較には Student t-test、群内での処置前後の比較には paired t-test を用い、危険率0.05以下を有意差ありとした。

3. 動脈圧波形の解析方法

動脈圧波形の記録は、動脈ラインに接続した圧トランスジューサの出力を Hewlett Packard 社製患者監視モニター78342A (動物研究)あるいは M1106A (臨床研究)に接続し、そのアナログ出力を TEAC 社製データレコーダ DR-F 1に入力し、A-D 変換とフロッピーディスクへの記録を行った。患者監視モニターからの出力は100mmHg/V, A-D 変換の入力レンジは2.5V, A-D 変換の精度は14bit, サンプリング周波数は1,000Hz, サンプリング点数は51,200とした。このデータをパーソナルコンピュータで読み込み、パラメータの計算、周波数解析を行った¹¹⁾¹³⁾。

波形から直接得られる1次パラメータとしては、収縮期血圧 (SBP), 拡張期血圧 (DBP), 心拍数 (HR), 収縮期-収縮期間隔 (S-Stime), 収縮期-拡張期間隔 (S-Dtime), 拡張期-収縮期間隔 (D-Stime), 動脈圧微分波形 (dP/dt) からは、収縮期変化率の最大値 (PP), 拡張期変化率の最大値 (PN), PP から PN までの時間間隔 (PP-PNtime), PN から PP までの時間間隔 (PN-PPtime) を求め、それぞれの平均値、変動係数を求めた (図1)。

周波数解析では、呼吸性的変動成分を含む複数波形と、拡張期-拡張期の一心拍分の波形との2種類の波形を対象に FFT, ARM により周波数成分を求めた。一心拍分の波形からの FFT による解析では、パワースペクトルの値のみでなく位相変化も計算した。一心拍分の波形からの ARM による解析は動物研究で行った。

解析には、パーソナルコンピュータとして IBM-PC/AT 互換機を使用し、OS は、Microsoft 社製 Windows を使用、解析プログラムは、Microsoft 社製 Visual C++ Ver. 2.0 を使用して自作した。

プログラムに関しては、動脈圧微分波形は、計測データ1 msec 毎の差分を4 msec の移動平均により平滑化した。周波数解析に使用した FFT は Sande-Tukey⁴⁾, ARM は赤池⁶⁾⁷⁾¹⁴⁾ のアルゴリズムに従った。複数波形解析では、FFT は8,192点, ARM は2,048点で回帰次数は動物研究では128, 臨床研究では512を使用し、FFT と同じ0.122Hz からのパワーを求めた。これら複数波

形からのデータは図2のように、呼吸周波数成分、心拍基本周波数の高調波成分を分離し、これらの全体に占めるパワーの割合 (%) をそれぞれ算出した。一心拍分の波形解析では、拡張期-拡張期のデータを直線補間、移動平均をとり256点にした後、FFT は256点, ARM は256点で回帰次数は32, 64, 128の3種類とし、パワーの全体に占める割合を算出するとともに、FFT では位相データも計算した。位相は0~360度の範囲で扱った。

波形の再合成は、まず一心拍分の波形のFFT による解析の結果を実成分、虚成分、周波数を軸とする3次元で表示した。次に各々の周波数成分の振幅と位相の結果から iFFT 256点で逆変換し、もとの波形と重ね合わせることで比較した¹¹⁾。比較には波形の面積と、再合成した波形と元の波形の差分面積の比率を使用した (図3)。再合成に必要な高調波の次数と振幅、位相を変化させることによる波形の変化についても検討した。

結 果

1. 動物研究

動脈圧波形からの1次パラメータを表1に示す。群間においてコントロールのSBP, および、処置後のSBPには有意差はみられなかった。SBP, DBPとも変動係数は、ISO群で減少し、SNP群, HEM群で増加した。DBPはISO群で他より低い値を示した。S-Stime, D-StimeはHEM群以外で増加し、S-Dtimeはいずれの群も増加した。動脈圧微分波形からの1次パラメータを表2に示す。PP, PNはいずれの群も減少したが、HEM群では他の群に比べ低下が著しかった。また、HEM群ではPPの変動係数が増加した。ISO群では逆にPPの変動係数が減少した。

複数波形からの周波数解析結果を表3に、一心拍波形からの結果を図4に示す。呼吸周波数成分の割合はHEM群で有意に増加、ISO群では有意に減少した。心拍基本周波数成分の割合は各群ともに増加した。血圧の下降につれてTNG群, SNP群, HEM群ともにパワーの絶対値は減少するにもかかわらず、ISO群では、処置前

表1 動物研究における動脈圧波形からの1次パラメータ

	TNG		SNP		HEM		ISO	
	コントロール	低血圧	コントロール	低血圧	コントロール	低血圧	コントロール	低血圧
収縮期血圧(mmHg)	122±7.1	83±3.3*	125±8.7	82±4.9*	124±7.7	77±5.7*	127±8.1	79±4.2*
(CV)	1.73±0.78	1.72±0.55*	1.32±0.42	1.96±0.81**	1.17±0.45	2.02±0.73**	1.31±0.35	1.07±0.66*
拡張期血圧(mmHg)	89±5.5	58±5.0**	91±6.9	56±4.4**	93±8.0	56±4.8**	93±6.4	49±3.7**
(CV)	1.49±0.66	1.33±0.58	1.19±0.49	1.77±0.98*	1.00±0.43	1.56±0.63*	1.10±0.29	0.75±0.39*
S-S time (msec)	159±13.1	186±19.7*	166±13.4	182±19.1*	168±19.8	169±18.1	165±19.1	186±20.4*
(CV)	0.64±0.17	0.93±0.47**	0.59±0.25	0.66±0.25**	0.54±0.16	0.57±0.13*	0.53±0.13	0.50±0.15*
S-D time (msec)	119±11.8	139±16.9**	124±12.9	134±16.2**	124±17.3	119±14.9*	123±17.1	134±18.7**
(CV)	0.86±0.33	1.17±0.54*	0.77±0.32	0.90±0.31**	0.70±0.22	0.89±0.23**	0.67±0.20	0.66±0.18*
D-S time (msec)	40±3.4	48±3.8*	43±3.7	48±5.1**	43±3.8	50±5.1**	42±3.0	53±2.8**
(CV)	1.79±0.84	1.49±0.35*	1.50±0.43	1.48±0.37*	1.42±0.48	1.67±0.38*	1.33±0.34	1.12±0.20**

値は群内での平均値±標準偏差を示す。

*：処置前後で有意差あり (p<0.05)

a, b：同じアルファベットを含まない群間で有意差あり (p<0.05)

各測定項目の下段のCVは各々の個体内でのその項目の変動係数を示す。

測定項目の略号は次のとおり。

S-S time：systolic-systolic time, S-D time：systolic-diastolic time, D-S time：diastolic-systolic time

表中の群は以下のとおり。

TNG：ニトログリセリン処置群, SNP：ニトロプルシドナトリウム処置群, HEM：脱血処置群, ISO：イソフルラン高濃度処置群

表2 動物研究における動脈圧微分波形からの1次パラメータ

	TNG		SNP		HEM		ISO	
	コントロール	低血圧	コントロール	低血圧	コントロール	低血圧	コントロール	低血圧
PP (mmHg/sec)	1490±335	977±196**	1509±332	1010±203**	1367±248	781±206**	1494±198	1064±155**
(CV)	3.42±1.11	3.87±0.93*	2.67±0.60	4.14±1.19**	2.72±1.06	5.78±1.57**	2.76±0.78	2.23±1.27**
PN (mmHg/sec)	-626±228	-408±87**	-628±173	-445±88**	-530±130	-334±95**	-666±172	-500±108**
(CV)	6.86±3.48	7.44±3.34	7.56±2.82	8.54±3.19	5.46±2.99	5.31±1.76	5.60±3.33	6.16±4.40
PP-PN time (msec)	41±6.9	52±5.4*	44±7.2	51±7.0*	45±7.6	50±4.5*	42±5.7	54±6.2*
(CV)	3.87±3.99	1.94±0.41*	4.26±4.66	2.17±0.84*	3.60±3.70	3.78±4.53	2.40±2.30	1.38±0.42*
PN-PP time (msec)	118±12.1	134±18.7**	121±9.3	130±15.5**	122±15.8	118±15.2*	123±15.7	131±18.2**
(CV)	4.84±4.32	5.49±4.44	6.08±4.44	5.26±4.44	4.13±4.29	4.21±4.32	4.25±4.05	4.56±4.32

値は群内での平均値±標準偏差を示す。

*：処置前後で有意差あり (p<0.05)

a, b, c：同じアルファベットを含まない群間で有意差あり (p<0.05)

各測定項目の下段のCVは各々の個体内でのその項目の変動係数を示す。

測定項目の略号は次のとおり。

PP：peak positive dP/dt, PN：peak negative dP/dt, PP-PN time：peak positive-peak negative time, PN-PP time：peak negative-peak positive time

表中の群は以下のとおり。

TNG：ニトログリセリン処置群, SNP：ニトロプルシドナトリウム処置群, HEM：脱血処置群, ISO：イソフルラン高濃度処置群

表3 動物研究における周波数解析によるパワースペクトル

	TNG		SNP		HEM		ISO	
	コントロール	低血圧	コントロール	低血圧	コントロール	低血圧	コントロール	低血圧
FFT								
呼吸周波数	2.5±2.2	1.0±0.7*	1.1±0.6	1.1±1.0*	1.1±0.8	2.4±1.4**	1.3±0.9	0.5±0.7**
心拍基本周波数	72.0±3.4	78.3±3.9**	73.9±4.9	76.7±5.5*	76.0±3.7	81.3±3.6**	72.7±3.7	82.3±4.4**
第2次高調波	20.7±4.0	16.2±2.5**	20.6±5.0	17.1±5.0*	19.6±2.5	13.8±2.8**	21.5±3.5	14.6±3.3**
第3次高調波	3.0±1.3	2.2±0.8**	2.5±1.2	2.0±0.8**	2.4±1.0	1.1±0.7*	2.8±1.3	1.4±1.0**
第4次高調波	0.5±0.3	0.5±0.2*	0.5±0.4	0.4±0.3**	0.5±0.2	0.2±0.1*	0.4±0.3	0.3±0.1**
ARM								
呼吸周波数	3.2±3.3	2.1±2.5	3.3±3.9	2.3±2.2	4.6±4.4	5.3±5.1	5.1±4.3	1.3±1.8*
心拍基本周波数	75.1±15.0	71.7±18.4	68.9±19.6	71.1±18.4	67.1±18.1	69.1±18.4	72.1±18.2	70.5±19.6
第2次高調波	10.5±10.6	14.6±8.7*	7.6±8.4	11.6±10.9*	10.5±10.2	13.1±12.9	11.8±10.5	14.9±12.4
第3次高調波	3.0±2.2	5.2±5.2*	2.7±3.1	2.2±2.8	3.8±4.0	2.7±3.0	3.6±4.0	2.2±3.2
第4次高調波	1.1±1.0	1.4±1.6	0.6±0.6	0.6±1.1	1.4±2.0	0.6±1.2	0.9±1.3	0.6±0.6

値はパワーの全体に占める割合(%)の平均値±標準偏差を示す。

FFT：サンプリング1kHz, 8,192点のフーリエ変換によるパワースペクトル。

ARM：2,048点の自己回帰モデルによるパワースペクトル。回帰次数は128, 計算する周波数はFFTと同じ範囲とした。

*：処置前後で有意差あり (p<0.05)

a, b, c：同じアルファベットを含まない群間で有意差あり (p<0.05)

表中の群は以下のとおり。

TNG：ニトログリセリン処置群, SNP：ニトロプルシドナトリウム処置群, HEM：脱血処置群, ISO：イソフルラン高濃度処置群

28.7±0.8, 処置後26.7±0.7 (×10⁵mmHg²/Hz) とほぼ同じ値を示した。第2次高調波成分は各群減少するが, HEM 群が, SNP 群, TNG 群より減少率が大きかった。血管拡張薬使用の SNP 群, TNG 群は, HEM 群, ISO 群に比べより多くの高調波成分を含んでいた。

位相の変化は, 基本周波数では, SNP 群, TNG 群で位相角が増加し, HEM 群で位相角は著しく減少, ISO 群では変化はなかった。第2次高調波では, SNP 群, TNG 群では変化なく, HEM

群, ISO 群で位相角は減少した。第3次高調波では HEM 群で有意な低下, 第4次高調波では SNP 群を除き増加した。

FFT と ARM による解析の比較を図5に示す。一心拍分の波形に対する ARM 解析では, 回帰次数が増えると高調波成分のピークの割合が大きくなり, 第2次, 第3次高調波の変化が大きく見られた。また, 個体間のばらつきが大きくなり, 標準偏差も大きくなった。全体の変化としては, ARM256点に対して回帰次数64の

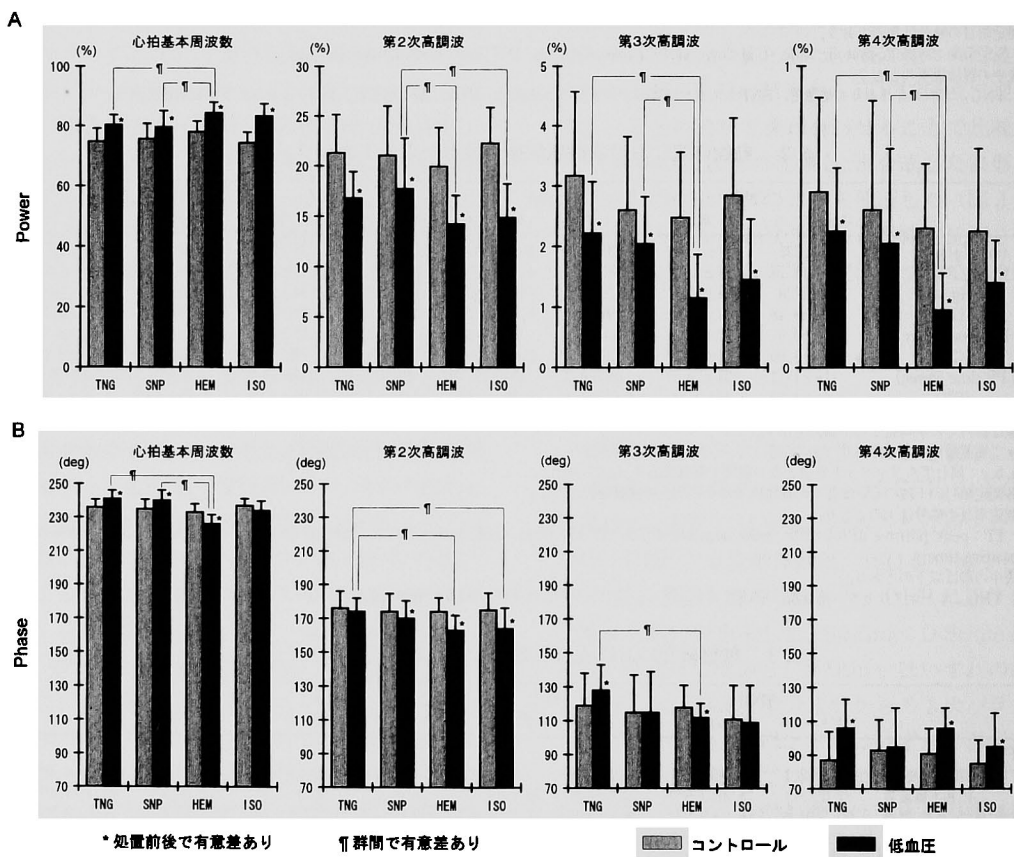


図4 動物研究における1心拍分の波形のフーリエ変換結果

A. パワースペクトル

値は各スペクトルが全体に占める割合(%)

B. 位相

単位はdegree. 0~360°の範囲で扱った。

A, Bとも左から, 心拍基本周波数, 第2次高調波, 第3次高調波, 第4次高調波の順に表示した。グラフは平均値±標準偏差で示した。

図中の群は以下のとおり。

TNG: ニトログリセリン処置群, SNP: ニトロプルシドナトリウム処置群, HEM: 脱血処置群
ISO: イソフルラン高濃度処置群

場合に FFT とほぼ同じ結果を示し、標準偏差も最小となった。

2. 臨床研究

2 群間で年齢、体重に有意差はみられなかった。動脈圧波計からの 1 次パラメータを表 4 に示す。群間においてコントロールの平均動脈圧、および低血圧麻酔時の平均動脈圧には有意差はみられなかった。心拍数は snp 群が有意に多かった。SBP の変動係数は両群とも低血圧時に増加した。動脈圧微分波形からの 1 次パラメータを表 5 に示す。PP は、tng 群では有意に減少したが、snp 群では変化がなかった。PP の変動係数は両群ともに増加した。その他、PP-PNtime は両群とも減少するが、tng 群でより大きく減少した。PN-PPtime は tng 群で有意に増加した。

複数波形からの周波数解析結果を表 6 に、一

心拍波形からの結果を図 6 に示す。呼吸周波数成分は両群とも増加し、tng 群の増加がより大きかった。心拍基本周波数成分はいずれも減少、第 2 次高調波成分はいずれも増加するが、tng 群の変化がより大きかった。第 3 次、4 次高調波成分の割合は tng 群で有意に増加、snp 群で増加傾向にあった。

ARM による複数波形の解析では、観察区間の両端の連続性により FFT と似た結果を示すもの、基本周波数より低い成分の多いもの、第 2 次高調波が主となるものなど、同じ回帰次数でも様々な結果を示した。

位相の変化は、基本周波数では両群とも位相角が増加したが、第 2 次高調波では tng 群の増加が有意だった。第 3 次高調波以上では有意な変化はみられなかった。

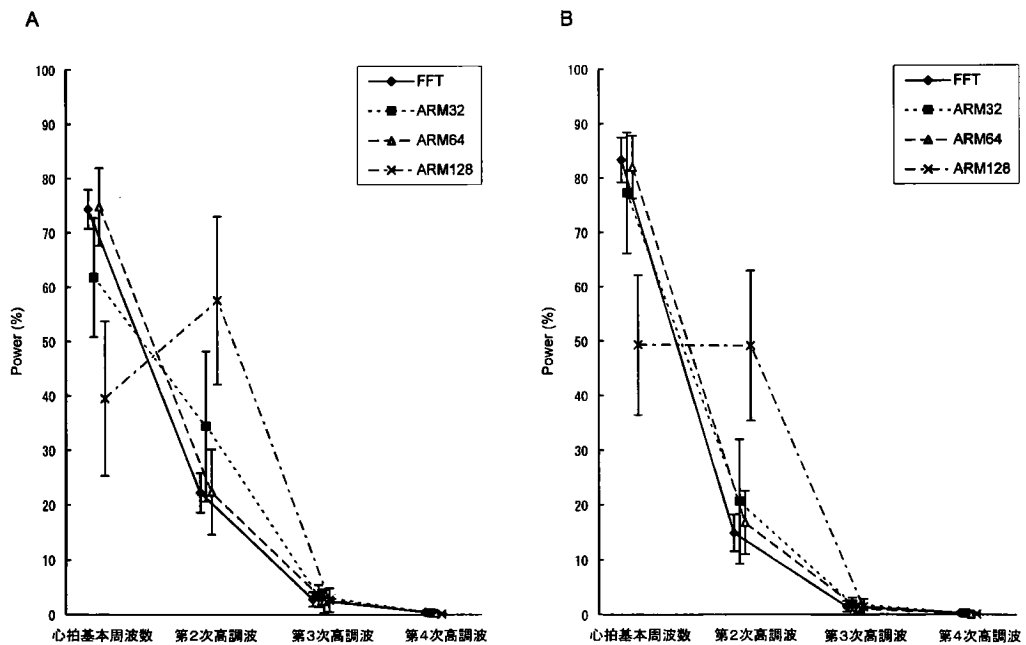


図5 フーリエ変換 (FFT) と自己回帰モデル (ARM) によるパワースペクトルの比較

A. コントロール群

B. 低血圧群

図は 1 心拍分の動脈圧波形の FFT および ARM によるパワースペクトルの比較を示す。イソフルラン高濃度処置による動物研究を例として示す。

FFT, ARM とともにデータ点数は 256 で、ARM は回帰次数を 32, 64, 128 の 3 種類とした。縦軸の値はパワースペクトルが全体に占める割合 (%) とし、平均値士標準偏差で示した。図中の群は以下のとおり。

FFT: フーリエ変換, ARM32: 自己回帰モデル, 回帰次数 32

ARM64: 自己回帰モデル, 回帰次数 64, ARM128: 自己回帰モデル, 回帰次数 128

3. iFFT による波形の再合成

図 7 に iFFT による波形再合成の結果を示す。心拍基本周波数の第 4 次高調波までの再合成で誤差率は 2 % 以下、第 5 次高調波までで 1 % 以下となった。

考 察

1. 波形変化

動物研究において、血圧を降下させた時の波形変化を概括すると、それぞれの特徴は次のようになる。

脱血により循環血液量が減少した場合は、全体としては呼吸による変動が増加し、一波形毎の脈圧は減少し、SBP, DBP の変動は大きくなる。また、dP/dt は SBP とともに減少し、いわば丸い小さな波形が、呼吸の大きなうねりの上に重ね合わされた形となる。これは、周波数解析においては、複数波形の解析で呼吸周波数およびその第 2 次高調波といった呼吸周波数成分が心拍基本周波数に比べて大きくなることと、心拍周波数のすべての高調波成分、特に第 3 次

以上の成分の減少により表現される。Perel らによれば、SBP の変動 systolic pressure variation (SPV) の観察においても呼吸による変動が大きくなり、循環血液量の評価になる¹⁵⁾¹⁶⁾と報告されているが、人工呼吸下で呼吸回数が一定の場合、SPV に比べ周波数解析による結果の方が呼吸周波数成分を定量化できるため、より有用であると思われる。

吸入麻酔薬による深麻酔において、全体として波形間のばらつきは減少、波形毎の脈圧は保たれたまま均一に波形の形が揃うようになり、平均血圧のみが低下した形となる。いわばきれいに同一波形が繰り返された形となる。イソフルラン 3.0 % の濃度では、体血管の拡張の他、心収縮力の抑制および、自律神経系の抑制も強く¹⁰⁾¹⁷⁾、波形間でばらつきが減少するものと考えられる。これは、周波数解析において呼吸周波数成分の減少、心拍基本周波数成分の割合の増加に反映されており、脈圧が変化しないことは、心拍基本周波数のパワーの絶対値が変化していないことに反映されていると思われる。ま

表 4 臨床研究における動脈圧波形からの 1 次パラメータ

	tng		snp	
	コントロール	低 血 圧	コントロール	低 血 圧
心拍数 (bpm)	81±17	75±12	82±11	88±18*
平均動脈圧 (mmHg)	88.7±12.2	70.6±5.5*	93.2±7.9	70.3±6.6*
収縮期血圧 (mmHg)	114.8±13.7	98.7±8.2*	121.6±12.1	99.6±10.5*
(CV)	1.27±0.65	2.58±0.62*	1.68±0.74	3.07±1.51*
拡張期血圧 (mmHg)	69.2±9.4	58.6±5.1*	71.9±6.4	55.8±6.7*
(CV)	1.28±0.63	2.13±0.79*	1.60±0.64	2.98±1.31*
S-S time (msec)	770±164	825±138	741±101	705±151
(CV)	1.04±0.45	1.53±1.49	0.92±0.59	1.44±2.42
S-D time (msec)	628±163	683±145	574±60	565±174
(CV)	1.12±0.44	7.82±11.28	1.45±0.95	3.45±5.17
D-S time (msec)	142±22	130±13	167±61	137±57
(CV)	2.70±1.85	9.98±22.64	2.87±1.51	1.84±0.53

値は群内での平均値±標準偏差を示す。

*：処置前後で有意差あり ($p<0.05$)

☆：群間で有意差あり ($p<0.05$)

各測定項目の下段の CV は各々の個体内でのその項目の変動係数を示す。

測定項目の略号は以下のとおり。

S-S time：systolic-systolic time, S-D time：systolic-diastolic time, D-S time：diastolic-systolic time
表中の群は以下のとおり。

tng：ニトログリセリン処置群, snp：ニトロプルシドナトリウム処置群

表5 臨床研究における動脈圧微分波形からの1次パラメータ

	tng		snp	
	コントロール	低 血 圧	コントロール	低 血 圧
PP (mmHg/sec)	678±146	547±93*	743±163	747±277 [☆]
(CV)	2.37±0.93	5.09±1.02*	2.68±2.03	5.28±2.49*
PN (mmHg/sec)	-317±118	-238±40	-358±320	-320±187
(CV)	3.41±1.26	3.65±1.24	5.17±5.76	5.76±3.41
PP-PN time (msec)	233±10	104±12*	236±52	153±83*
(CV)	3.98±3.83	4.24±1.53	3.24±3.06	4.33±3.26
PN-PP time (msec)	534±158	721±139*	503±75	552±136 [☆]
(CV)	1.94±1.19	1.85±1.53	2.54±2.01	2.93±2.70

値は群内での平均値±標準偏差を示す。

*：処置前後で有意差あり (p<0.05)

☆：群間で有意差あり (p<0.05)

各測定項目の下段のCVは各々の個体内でのその項目の変動係数を示す。

測定項目の略号は以下のとおり。

PP：peak positive dP/dt, PN：peak negative dP/dt,

PP-PN time：peak positive-peak negative time, PN-PP time：peak negative-peak positive time
表中の群は以下のとおり。

tng：ニトログリセリン処置群, snp：ニトロプルシドナトリウム処置群

表6 臨床研究における周波数解析から得られるパワースペクトル

	tng		snp	
	コントロール	低 血 圧	コントロール	低 血 圧
FFT				
呼 吸 周 波 数	1.47±1.02	3.99±1.21*	1.51±0.88	2.57±1.41* [☆]
心拍基本周波数	68.04±11.15	45.30±9.76*	72.22±8.18	63.81±14.47 [☆]
第2次高調波	19.26±7.19	30.49±13.39*	17.85±5.51	19.39±8.20 [☆]
第3次高調波	4.79±3.95	7.52±6.70	4.05±1.22	4.56±3.11
第4次高調波	1.97±0.60	2.25±1.20	2.21±1.69	1.94±1.76
ARM				
呼 吸 周 波 数	0.42±0.61	1.96±1.14	1.19±1.55	2.09±3.68
心拍基本周波数	79.42±20.21	66.79±23.12*	63.56±27.64	51.02±18.72
第2次高調波	3.69±3.68	13.92±13.51	3.60±4.47	11.21±11.62
第3次高調波	1.71±2.49	6.37±6.71*	0.84±1.62	8.44±11.84*
第4次高調波	0.33±0.63	0.64±0.60	0.26±0.35	2.39±3.20*

値はパワーの全体に占める割合(%)の平均値±標準偏差を示す。

FFT：サンプリング1kHz, 8,192点のフーリエ変換によるパワースペクトル

ARM：2,048点の自己回帰モデルによるパワースペクトル, 回帰次数は512, 計算する周波数はFFTと同じ範囲とした。

*：処置前後で有意差あり (p<0.05)

☆：群間で有意差あり (p<0.05)

表中の群は以下のとおり。

tng：ニトログリセリン処置群, snp：ニトロプルシドナトリウム処置群

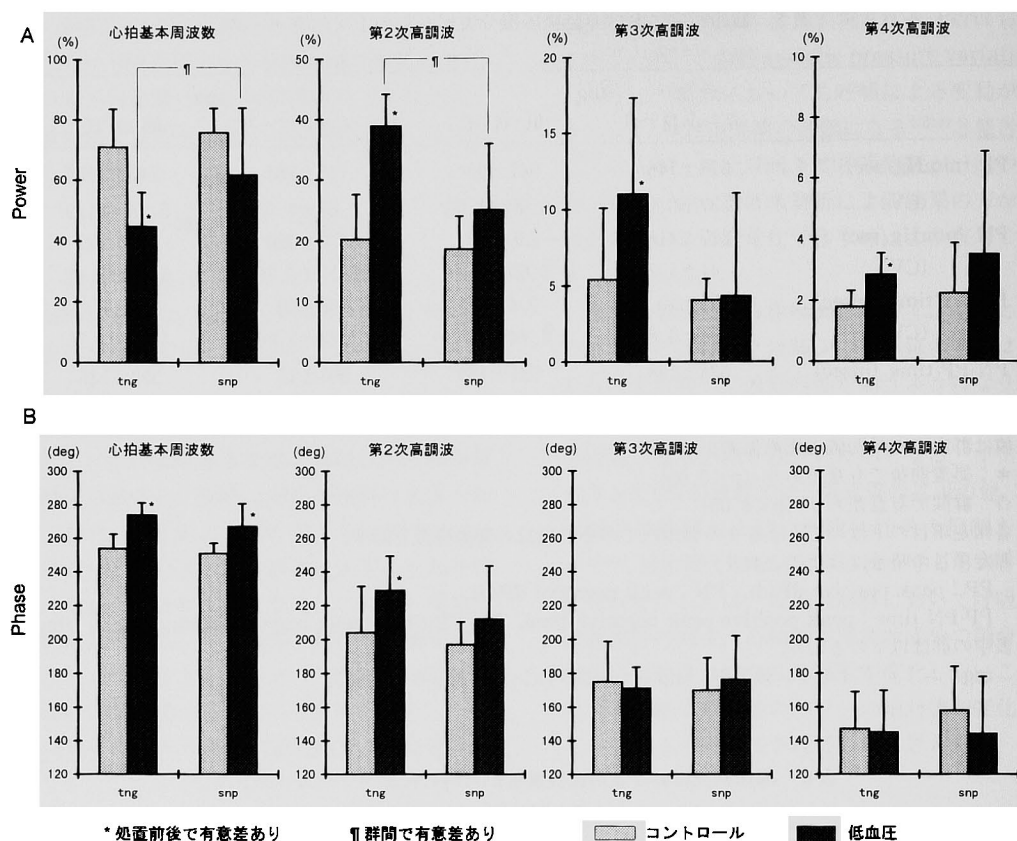


図6 臨床研究における1心拍分の波形のフーリエ変換結果

A. パワースペクトル

値は各スペクトルが全体に占める割合(%)

B. 位相

単位はdegree. 0~360°の範囲で扱った。

A, Bとも左から, 心拍基本周波数, 第2次高調波, 第3次高調波, 第4次高調波の順に示した。グラフは平均値±標準偏差で示した。

図中の群は以下のとおり。

tng: ニトログリセリン処置群, snp: ニトロプルシドナトリウム処置群

た位相の変化は心拍基本周波数には見られないが, 第2次高調波において出血の場合と同じく位相角の減少がみられる。これは, 第3次以上の高調波成分の減少とともに, 収縮期のピークを中心に波形が比較的左右均一に変化していることを反映していると思われる。

SNP群, TNG群は細かな差異はあるもののほぼ同様な変化を示しているため血管拡張薬として一括すると, 血管拡張薬による場合, SBP, DBPの変化に関しては前二者の中間の変化をとるが, HRの変化すなわちS-Stimeの変動が大

きくなる。この傾向はTNG群でより強い。これはSNPが動脈系と静脈系に対して, ほぼ同程度の拡張作用を有するのに対して, TNGがより静脈系に作用が強く前負荷に与える影響が多い²⁾¹⁸⁾¹⁹⁾ため, 呼吸による静脈還流へ影響が生じて心臓の充満の間隔に変動が生じるからと考えられる。これら血管拡張薬の使用により, 波形の立ち上がりは比較的急峻でなだらかに下降するため左右の非対称性が大きくなる。これを反映する形で心拍周波数の第2次高調波以上の成分, 特に第3次成分が多くなり, 位相角も心拍

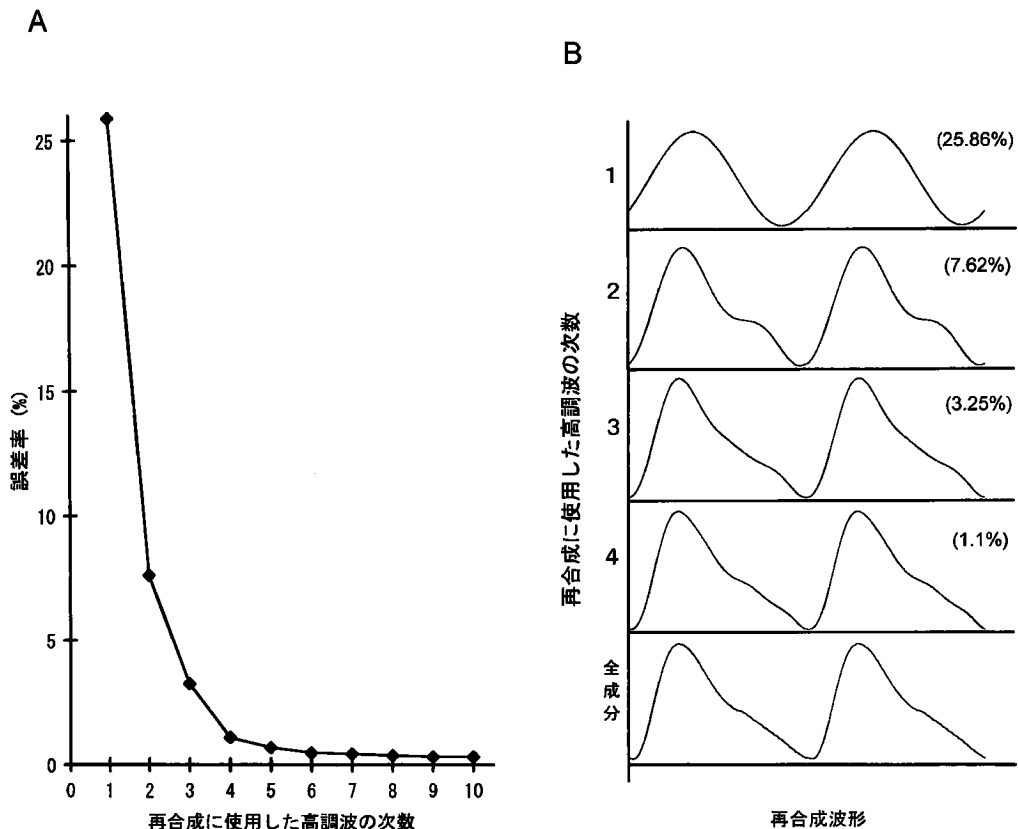


図7 再合成に使用する高調波の次数と再合成波形

A. 使用する高調波の次数と誤差率の変化

B. 使用する高調波の次数と実際の再合成波形

Aに代表的な波形の再合成に使用する次数と、その誤差率の変化をグラフに示す。誤差率は図3に示すとおり。Bに実際の再合成波形を示す。上から順に、基本周波数、第2次高調波、第3次高調波、第4次高調波までを使用して再現した波形で、最下段に全成分を使用した波形を示す。

図中の（数字）は、誤差率を示す。

基本周波数で増加しており、これは出血による場合の基本周波数位相角減少とは逆になっている。

臨床研究では血圧の下降とともに、動物研究と同じく呼吸による変動が大きくなった。特に静脈系への作用が強いとされる tng 群の方が変動は大きかった。HR は、snp 群の方が tng 群より有意に多かった。TNG の HR に与える影響は報告により様々²⁰⁾だが、snp 群は血圧低下に対して反射的に HR が増加したものと思われる。dP/dt において、PP、PN は snp 群では変化しないが、tng 群では有意な低下がみられる。これは、snp 群では動脈系の拡張による後

負荷の減少で、血圧は低下しても心拍出量は維持あるいは増加する²¹⁾ことにより、収縮早期により多くの血流変化があるため PP は維持されることが考えられる。このため、波形としては立ち上がりは比較的急峻でなだらかに下降するため左右の非対称性が大きくなる。一方 tng 群では、前負荷減少作用で心拍出量が減少し、循環血液量が減少した状態に近いことや、胸腔内圧の変化による1回毎の拍出量の変化が PP の変動係数を増大しているものと思われる。また、tng 群では動脈切痕が大きくなり波形としては大小二峰性となっている。TNG は動脈系にはあまり作用せず、snp 群と同じ程度の血圧低下をきたし

た場合、心拍出量の減少とそれを代償する動脈系の緊張が増加すると思われる。これは周波数解析で心拍周波数の第2次高調波成分が大きくなっているのに相当する。深い動脈切痕を持つ波形の中には、第2次成分の方が大きくなり、一心拍周期の中で2つの大きなピークが存在するものもみられる。このため、第2次高調波成分が波形の主周波数となって、このことが次の周波数である第3次高調波成分の増加に反映されていると考えられる。PP-PNtimeは両群とも減少しているが、tng群の方がより大きく減少している。波形としては幅が狭く尖った形になっており、心臓からの拍出がより早期に終了することと関係する。このことも心拍基本周波数の第3次高調波成分が増加していることと関係すると思われる。また尖ってくることは、心拍基本周波数の位相角増加、第2次高調波の位相角増加と関連していると思われる。

以上から、絶対的な循環血液量が減少した場合、心拍基本周波数成分は減少し、位相角も減少、呼吸性変動成分が増加、高調波成分は減少

して丸い波形となる。吸入麻酔薬による深麻酔では、呼吸周波数成分の減少、心拍周波数成分の増加、心拍基本周波数の位相角には変化は無く、第2次高調波以上の成分の減少がみられる。血管拡張薬を使用した場合、血圧値および心拍数の呼吸による変動が増加し、収縮期と拡張期で波形が非対称となるため高調波成分の増加と、心拍基本周波数での位相角の増加がみられる。また臨床研究から、動静脈を同程度拡張し心拍出量が維持される SNP より、静脈系の拡張が主な TNG の方が、より高調波成分が増加し位相角の変化も大きい。TNG のような血管拡張薬を用いる場合、波形の変化は測定値そのものの変動と、測定値の時間間隔の変動の両方に現れるため、一心拍分の解析のみでなくより長時間の観察も大切だと思われる。これは、複数波形からの解析で心拍基本周波数のパワースペクトルのピークがその前後の周波数に分散することと、より高次数の高調波成分が増加することに反映されると思われる。

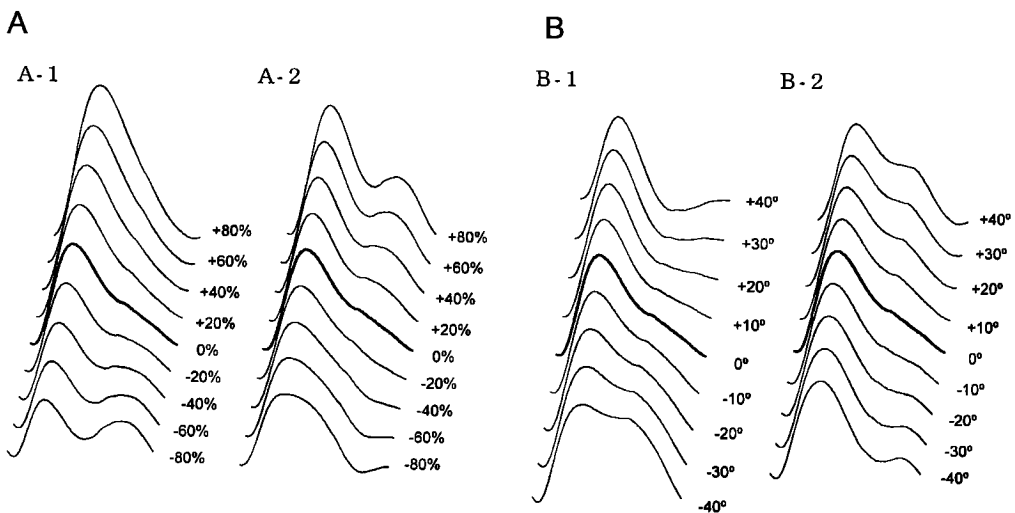


図8 周波数成分の変化による再合成波形の変化

A. 振幅成分の増減による波形の変化

B. 位相成分の増減による波形の変化

各図とも、中央段の太線が観察されたもの動脈圧波形を示す。

A-1: 基本周波数の振幅を、-80%から+80%まで20%おきに变化させた再合成波形。

A-2: 第2次高調波の振幅を、-80%から+80%まで20%おきに变化させた再合成波形。

B-1: 基本周波数の位相角を、-40°から+40°まで10°おきに变化させた再合成波形。

B-2: 第2次高調波の位相角を、-40°から+40°まで10°おきに变化させた再合成波形。

2. 周波数解析手法

FFTによる周波数解析では、その総観察時間が最小周波数、データ採取間隔が最大周波数を決定する⁴⁾。今回の解析では心拍基本周波数の高次数の解析も行ったが、解析の結果、心拍基本周波数の第4次高調波までで実用上は十分と判断した。その理由としては、通常使用するカテテルを用いた圧導出系の周波数帯域は上限が20~40Hz程度であり²²⁾²³⁾、心拍数が360回/min程度のラットでは心拍基本周波数の5倍で30Hzとなること、今回の周波数解析の結果でも心拍基本周波数の第5次以上の高調波成分は全体の割合として1%にも満たないこと、iFFTによる逆変換で第3次までで5%未満、第4次までで2%未満の誤差率しか示さないことによる。特に拡張期一拡張期でサンプリングした一心拍分の波形の解析の場合、観察区間両端での不連続性が少ないため5次以上の高調波の成分はほとんどみられず、4次までの情報で観察波形の99%の情報を含んでいる。

この結果は、元の波形の特徴は、心拍基本周波数からその第4次高調波までの4つのベクトルと、観察区間の周波数、実成分のオフセット値の10個の値で表すことができることを示している。呼吸周波数成分を別に計測しても11個の値を評価すればよい。つまり、これらの11個の値の変化をみることで、細くなる、丸くなるといった波形の変化が表現できることになる。これらの波形の周波数ベクトルの変化が実際の波形にどのような変化をおこすかをiFFTによる逆変換で、基本周波数、第2次高調波を順に変化させた結果を例として図8に示す。

一般にFFTによる周波数解析の報告では、パワーによる値のみを検討している場合がほとんど⁵⁾⁸⁾⁹⁾¹⁰⁾であり、位相情報を扱ったものはみられない。これはベクトルの持つ情報の位相成分を利用していないことになり、例えば、第2次高調波の位相が-20度と+20度の2つの波形を区別できない。今回の解析ではこれら位相の変化のみの波形変化も検討できるうえ、位相を扱うことで逆変換による再合成が可能になるメリットは大きい。しかし、位相を扱うには観察波形のどの部分を周波数解析に用いるかでその結果

が異なり、正確に1波形分を切り出して処理する必要がある。今回は、波形として最も標準的な拡張期から拡張期までの波形を対象にしたが、その範囲の決定は、微分値を用い16点の移動平均をとりそのゼロ点をとる周囲の最小点を拡張期位置とした。しかし、なだらかに下降する波形の場合、位置が決定しにくいため、収縮期の最高点、あるいは心電図を同時に記録することでR波の位置を基準とした方が客観的なデータを得られる可能性がある。特にR波を基準にすればリアルタイムでの波形の切り出しも行いやすく、電気活動から収縮活動までの時間変化も位相の変化としてとらえられる可能性がある。

一方、ARMによる解析では観察区間より長い低周波数域や、サンプリング間隔より短い高周波数域を得られるなど、観察区間からの周波数の範囲を任意に設定し推測できる点、回帰次数を高くすることでFFTよりもピークの検出能力が鋭くなる等の利点がある。また観察区間も2の累乗でなくてもよい。しかし、計算が複雑である点や、回帰次数の指定によりピークの大きさが変化するため、ピーク値そのものの比較が難しいこと、観察波形の形状により適する回帰次数が異なるため、次数の指定が難しいなどの欠点がある⁴⁾⁷⁾。その他、位相情報が利用できないことや、逆変換に相当するものがなく、検出されたピークの変化を検討する点でFFTに劣る。

今回の研究では、複数波形の処理において観察区間の両端が不連続になった場合、FFTでは、基本周波数の倍調波の周囲にピークが分散し、高い周波数まで小さなピークが続くのに対して、ARMではこのような場合でもピークは鋭いが、観察区間以上の周波数成分を推定する傾向から、心拍周波数以下の成分が増加したり、第2次高調波が強調されたりといった変化がみられた。これは、観察波形毎に最適な回帰次数が異なっていることを意味する。今回の研究でも、心拍数が80前後の臨床研究と、300前後の動物研究では、2,048点の観察区間に対し回帰次数512と128がほぼ同じ結果を示した。

一心拍分の波形の処理においては、ARMでは観察点数の1/2~1/3を回帰次数にするとよい

とされている⁴⁾が、観察点数256に対して回帰次数を32, 64, 128と3種類変えて解析を行った。一心拍分の波形の場合、両端の連続性があるためFFTとARMとは同様の変化を示している。ARMで回帰次数64が、FFT解析256点のものとはほぼ同一のスペクトル分布を示しており、回帰次数が128になると心拍周波数よりも第2次高調波のピークがより大きく変化している。この点では、第2次以降の成分の大きさを検討する場合、回帰次数を大きくしたARMの方がより鋭敏である可能性がある。

ARMは、未知の周波数のピークを検出する場合には、FFTより有用であるとされる¹⁷⁾²⁴⁾が、今回の研究のように、呼吸周波数や心拍周波数の高調波など解析すべき周波数が決まっている場合には、FFTによる解析の方がより有用であると思われる。特に臨床でのモニターとしての利用を考えた場合、FFTならば、ほぼリアルタイムで計算を行うことが可能²⁵⁾であり、周波数帯も限定されていることから、ベッドサイドでのモニターとしての使用も十分可能だと思われる。その他、手術開始前の患者からの波形をFFTで解析し、その結果に対して出血等の代表的波形成分の変化を加えたものをiFFTで逆変換することで、あらかじめ危険な状態の波形が合成でき、モニター上での波形変化からより早期に危険を察知できる可能性がある。

結 論

動脈圧波形変化の周波数解析による手法を血

圧下降時を例にとって検討した。呼吸数や心拍数といった既知の周波数の高調波を解析する場合、ARMに比べ位相情報も扱えるFFTの方が有用であった。

血圧下降時の代表的な波形変化は以下のよう
にまとめられる。

1. 出血による場合：呼吸周波数成分の増加、心拍周波数の2次以上の高調波成分の減少と、心拍基本周波数ならびに第2次高調波の位相角の減少。

2. 深麻酔による場合：呼吸周波数成分の減少、心拍基本周波数成分の相対的な増加、位相角は心拍基本周波数で無変化、第2次高調波で減少。

3. 血管拡張薬による場合：呼吸周波数成分の増加、心拍周波数の3次以上の高調波成分の増加、心拍基本周波数の位相角の増加。

動脈圧波形の変化を解析するには、FFTによる複数波形解析からの呼吸周波数成分の変化および、一心拍分の波形の解析から心拍基本周波数の第4次高調波までの振幅および位相の変化をとらえることが重要である。

稿を終えるに臨み、終始懇切なる御指導、御校閲を賜りました、岡山大学医学部麻酔・蘇生学教室平川方久教授に深謝致します。また、本研究において御指導、御助言をいただきました同教室太田吉夫先生に感謝致すとともに、教室の皆様にも御礼申し上げます。

文 献

- 1) 山崎陽之介, 杵淵嘉夫, 滝口 守: 直接動脈圧測定 (20年の臨床経験). 臨床麻酔 (1995) 19, 1095-1108.
- 2) Kaplan JA: Cardiac anesthesia third edition. W. B. Saunders Company, Philadelphia (1993) pp53-58, pp261-269, pp1085-1089.
- 3) 奥村福一郎: 循環系のモニターA-1 動脈圧; モニタリングから何が分かるか. 諏訪邦夫, 奥村福一郎編, 中外医学社, 東京 (1993) pp31-39.
- 4) 南 茂夫: 科学計測のための波形データ処理. CQ 出版, 東京 (1986) pp140-180.
- 5) 横山博俊, 元塚郎子, 岸槌進次郎, 山本 健, 小林 勉, 村上誠一: 動脈圧波形のフーリエ解析による検討. 循環制御 (1990) 11, 353-357.
- 6) Akaike H: Power spectrum estimation through autoregressive model fitting. Ann Inst Stat Math (1969) 21, 407-419.
- 7) 笹木敬司, 南慶一郎: 自己回帰モデルによるスペクトルの推定と減衰信号の解析. インターフェース (1994)

- 20, 152—159.
- 8) Cerutti S, Alberti M, Baselli G, Rimoldi O, Malliani A, Merri M and Pagani M : Automatic assessment of the interaction between respiration and heart rate variability signal. *Med Prog Technol* (1998) **14**, 7—19.
 - 9) Billman GE and Dujardin JP : Dynamic changes in cardiac vagal tone as measured by time-series analysis. *Am J Physiol* (1990) **258**, H896—902.
 - 10) Kato M, Komatsu T, Kimura T, Sugiyama F, Nakashima K and Shimada Y : Spectral analysis of heart rate variability during isoflurane anesthesia. *Anesthesiology* (1992) **77**, 669—674.
 - 11) 斎藤智彦, 太田吉夫, 平川方久 : 逆フーリエ変換による動脈波形再合成の試み ; 麻酔・集中治療とテクノロジー—1993, 本多夏生ほか編, 克誠堂出版, 東京 (1993) pp48—50.
 - 12) 池田和之, 稲田 豊, 沼田克雄, 藤田昌雄, 森健次郎, 盛生倫夫, 並木昭義, 土田英昭, 福島和昭, 武田純三, 天木嘉清, 安田信彦, 外丸輝明, 武田昭平, 大沼哲郎, 島田康弘, 下起 明, 新井豊久, 浦野博秀, 畑埜義雄, 伊良波浩, 平川方久, 太田吉夫, 弓削孟文, 前川隆英, 吉村 望, 原口正光, 竹原彦彦, 門田善民, 中島光好, 楠 正 : 低血圧麻酔におけるニトロプルシドナトリウム注射液 (MR 7 S 1) とニトログリセリン注射液 (ミリスロール注) の比較臨床試験. *麻酔と蘇生* (1994) **30**, 205—215.
 - 13) 斎藤智彦, 太田吉夫, 平川方久 : 自己回帰モデル, FFT によるパワースペクトル解析プログラムの作成 ; 麻酔・集中治療とテクノロジー—1995, 新井豊久ほか編, 克誠堂出版, 東京 (1995) pp 24—27.
 - 14) Akaike H : Statistical predictor identification. *Ann Inst Stat Math* (1970) **22**, 203—217.
 - 15) Perel A, Pizov R and Cotev S : Systolic blood pressure variation is a sensitive indicator of hypovolemia in ventilated dogs subjected to graded hemorrhage. *Anesthesiology* (1987) **67**, 498—502.
 - 16) Perel A : Cardiovascular assessment by pressure waveform analysis ; 1991 ASA annual refresher course lectures. San Francisco (1991) #264 pp1—7.
 - 17) 藤里正視, 大和田哲郎, 稲葉英夫, 水口公信 : 心拍変動からみた吸入麻酔薬の自律神経機能に与える影響. *麻酔* (1994) **43**, 665—671.
 - 18) Stoelting RK : Pharmacology & Physiology in Anesthetic Practice 2nd edition. J. B. Lippincott Company, New York (1991) pp324—339.
 - 19) Edwards JC, Ignarro LJ, Hyman AL and Kadowitz PJ : Relaxation of intrapulmonary artery and vein by nitrogen oxide-containing vasodilators and cyclic GMP. *J Pharmacol Exp Ther* (1984) **228**, 33—42.
 - 20) 古謝武志, 福崎好一郎, 永田良一, 馬越史歩, 河井祥一郎, 田村 隆, 佐藤信勝 : MR 7 S 1 (ニトロプルシドナトリウム (SNP) 注射液) の無麻酔ビーグルにおける血圧降下作用. *薬理と治療* (1994) **22 Suppl.** 8, 251—262.
 - 21) Ornstein E, Young WL, Ostapovich N, Matteo RS and Diaz J : Deliberate hypotension in patients with intracranial arteriovenous malformations ; Esmolol compared with isoflurane and sodium nitroprusside. *Anesth Analg* (1991) **72**, 639—644.
 - 22) Geddes LA : The direct and indirect measurement of blood pressure. Year Book Medical Publishers, Chicago (1970) pp 46—66.
 - 23) 杵淵嘉夫, 鈴木利夫, 山崎陽之介, 山本道雄 : カテーテルを用いた圧導出系の周波数特性とその評価法. *循環制御* (1991) **12**, 111—119.
 - 24) Kubota T, Itaya R, Alexander J Jr., Todaka K, Sugimachi M and sunagawa K : Autoregressive analysis of aortic input impedance : comparison with Fourier transform. *Am J Physiol* (1991) **260**, H998—H1002.
 - 25) Kuo TB and Chan SH : Continuous, on-line, real-time spectral analysis of systemic arterial pressure signals. *Am J Physiol* (1993) **265**, H2208—H2213.

Spectrum analysis of arterial blood pressure waveforms

Tomohiko SAITO

Department of Anesthesiology and Resuscitology,

Okayama University Medical School,

Okayama 700, Japan

(Director: Prof. M. Hirakawa)

It is known that the shape of arterial blood pressure waveform reflects the hemodynamic status, but quantitative analyses of waveform are seldom reported. In this study, the arterial pressure wave was recorded with an intra-arterial catheter and pressure transducer, converted to digital data, and stored in a computer. The data were analyzed by two methods of spectrum analyses, i.e., fast Fourier transform (FFT for both power spectrum and phase information) and the autoregressive model (ARM). Pressure waveforms during normotension were compared with pressure waveforms during hypotension induced by vasodilators (sodium nitroprusside and nitroglycerin) in the human study, and by the vasodilators, hemorrhage or 3% isoflurane in the animal study. Reconstruction of waveforms by inverse FFT was also performed, and compared with the original waveforms.

FFT is more useful than ARM for analysis of data with known frequencies, such as respiratory and heart rates. Using inverse FFT, the wave can be reconstructed by the base frequency (heart rate) to 4th harmonic data with an error margin of less than 2%. The amplitude and phase information of heart rate frequency up to its 4th harmonic, and amplitude of respiratory frequency, were found to be the essential parameters to describe the shape of the arterial pressure waveform.