

Excel による生体信号解析 心電図・脈波・血圧

NTS





閲覧期間内における二次的利用は著作権法で定める場合を除いて禁じます。

Con Carton





H 5-	¢ · ≥					Book1 -	Excel		ی ہ در ز ز	サインイン		-		×
ファイル	ホーム 挿入	ページレイア	フト 数式	7 -9	校開	表示	ヘルプ	Ŷ	実行したい作業を入力し	CCEEU			月月	有
1000000000000000000000000000000000000	新しい 新しい クエリ・ 取得と変換	● すべて 更新・ 協続	21 <u>スス</u> え」並べ替え 並べ替え	71119- 271119-	$\mathbf{v}_{i} \in \mathbf{v}_{i}$	区切外 デ-	日 日 2回 -タツール	19 II 19	What-If 分析 ・ 予測 予測	間 アウトラ イン・	□ デー 分	9分析 忻		圮
3 4														_

図 1-31 分析ツール (データ分析)の確認 (p.21)



0 0.00 0.05 0.10 0.15 0.20 0.25 0.30 0.35 0.40 0.45 0.50 周波数 [Hz]

図 1-48 フリーソフト Kubios で解析したもの(比較のため、下部に図1-45のスペクトルを再掲) (p.30)







まえがき

心電図(心拍変動性),脳波その他の生体信号処理は周波数解析が主となることが多い。 この解析には、① 市販の生体信号解析プログラムを用いる、② 自分でプログラムを書 く、③ 測定機器に付属のプログラムを用いる、④ フリーのソフトを用いるといった手段 が考えられる。③ と④ はコストが掛からないが、市販のプログラムは高価なものが多 く、自分でプログラムを書くのも少しハードルが高い(MATlabのような有用なものも あるが、やはりライセンス料が高い)。フリーのソフトも有用であるが、機能の制限があ る。心拍変動に限れば、Kubios というフリーソフト(有償版もあり)は優れているが、 心拍変動に特化した解析ソフトであり、それ以外の生体信号には向かない。

そこで、ほとんどの PC ユーザが所有している Microsoft Excel で生体信号処理がど こまでできるかを考えてみようと思った。先に述べたように周波数解析(スペクトル解 析)ができることが必須であるが、幸い、Excel の分析ツールを使えばそれが可能であ る。本書では Excel のマクロを用いず、表計算、組み込み関数、分析ツールのみを用いた 生体信号処理の方法を紹介する。Excel でも「ここまでできる!」のは、驚きでもある。

本書では「Excel 16」を用いている。旧バージョンでは扱えるデータ数に制限がある ので、本書で用いた1 msec でサンプリングされた5分間の心電図データ(300000 点) が扱えるバージョンが必要である。なお。本書で扱う生体信号は1. 心電図、2. 脈波、3. 血圧の3種類であり、これらのサンプルデータは出版社の website(http://www.ntsbook.co.jp)よりダウンロード可能であるので、とりあえずサンプルデータを用いて Excel のワークシートを作成し、動作確認をするとよい。本書でのデータ処理の特徴は、Excel のワークシートの行を時間軸とみなしていることである。例えば、1 msec でサンプリン グされたデータを縦に一列で入力すれば、セルの行番号がデータの時間値を表すことに なる。なお、ここで算出された生体指標の生理学的意義については簡単な解説にとどめ たので、詳しくは他書¹⁾を参考にされたい。

本書の作成にあたり, Excel に関して多くの助言をいただいた産業医科大学産業保健学 部人間情報科学講座の黒坂知絵講師, Excel ワークシートの計算チェックをしていただ いた産業医科大学産業保健学部安全衛生マネジメント学講座の倉岡宏幸助教および 2018 年度産業医科大学産業保健学部の卒業研究として「Excel による生体信号処理 — 心電 図, 脈波, 血圧の解析—」のテーマに取り組んでくれた古川穂乃佳さんに深謝する。 1) 日本人間工学会 PIE 研究部会編,三宅晋司監修:商品開発・評価のための生理計測とデータ解 析ノウハウ,エヌ・ティー・エス,(2017)。

2020年5月

三宅 晋司



目 次

第1章 心拍変動性スペクトル解析

1	はじめに	3
2	心電図のノイズおよび基線変動除去	4
	【Excel での手順】	- 5
	① データの読み込み	- 5
	② ハムノイズの除去	- 6
	③ 基線変動除去	- 6
3	R波の検出	8
	【Excel での手順】	- 8
	① スライスレベルの決定	- 9
	② 差 分	- 9
4	R-R 間隔の算出	10
	【Excel での手順】	10
	 空白行の削除 	10
	 R-R 間隔の算出 	13
5	R-R 間隔の補間	13
	【Excel での手順】	15
	 直線の傾きと線形補間 	15
	② 再サンプリング	17
6	スペクトル解析	18
	6.1 前処理	18
	6.1.1 データを複数の小区間に分割する(時分割)	18
	6.1.2 トレンド除去	19
	6.1.3 平均偏差への変換	19
	6.1.4 データ・ウィンドウ	20
	6.2 フーリエ解析	21
	【Excel での手順】	21
	 R-R 間隔データの読み込み(配置) 	22
	② 時分割	22



	【Excel での手順】	31
7	R波振幅の計測	31
	⑧ スペクトル算出	27
	⑦ フーリエ解析	25
	⑥ データ点数の調整	24
	⑤ データ・ウィンドウ	24
	 ④ 偏差の算出 	23
	③ トレンド除去	23

第2章 心拍変動性時間領域の解析

1	ポアンカレプロット	35
	1.1 SD1, SD2 の算出	35
	1.2 指標の意義	36
	【Excel での手順】	36
	① SD1 の算出	36
	② SD2の算出	37
2	サンプルエントロピー	38
	【Excel での手順】	40
	① データの準備	40
	② 検索データの作成	40
	③ 連のカウント	40
	④ サンプルエントロピーの算出	43
	⑤ 各時系列のグラフ	43
3	その他の非線形解析	45

第3章 脈 波

1	はじめに	51
2	脈波のノイズおよび基線変動除去	52
3	ピークとボトムの検出	52
	【Excel での手順】	54
	① データ読み込み	54
	② ハムノイズ除去	54
	③ 基線変動除去	54

	④ ピーク検出	55
	⑤ 誤検出ピークの除去	55
	⑥ ピークデータの整列	58
	⑦ ボトム検出	59
	⑧ 振幅計測	60
4	脈波伝播時間	63
4	脈波伝播時間 4.1 最大傾斜点の検出	63
4	脈波伝播時間 4.1 最大傾斜点の検出 【Excel での手順】	63 64 64
4	脈波伝播時間 4.1 最大傾斜点の検出 【Excel での手順】 4.2 脈波伝播時間の算出	 63 64 64 67

第4章 血 圧

1	はじめに	71
2	収縮期血圧と拡張期血圧の計測	71
	【Excel での手順】	73
	① データ読み込み	73
	② 収縮期血圧の検出	73
	③ 拡張期血圧の検出	73
	④ 拡張期血圧の時間値の算出	75
3	脈波伝播時間から血圧の推定	77

第5章 圧受容体反射感受性の推定

1	圧受容体反射感受性の生理学的意義	81
2	圧受容体反射感受性の算出	83
	【Excel での手順】	83
	① データの準備	83
	② フーリエ解析とスペクトル算出	84
	③ LF 帯域の算出	85

第6章 1/fゆらぎ

1	はじめに	91
2	1/f ゆらぎの生成	92
	【Excel での手順】	94



	① 準 備	94
	② 正規乱数の作成	94
	③ 式 (3) 第1項の計算	95
	④ 式 (3) 第2項の計算	96
3	1/f ゆらぎの視覚化	97
3	1/f ゆらぎの視覚化 3.1 本目パターン	97 97
3	1/f ゆらぎの視覚化 3.1 本目パターン 【Excel での手順】	97 97 98





第1章

心拍変動性スペクトル解析









はじめに 1

心拍変動性(以下, HRV (Heart Rate Variability)と略記する)スペクトル解析は 最もよく使われている生体信号処理といえる。その理由は.

① 計測しやすい(電位が大 きい)心電図を用いること.② FFT 法を用いれば.スペクトル解析を比較的簡単に行え ること。③ 得られる指標の生理学的意味づけが十分考察されていること(注:後述)な どがあげられる。心拍情報は心電図を用いなくても脈波から得ることができ、その場合 は、高価な生体アンプが不要となり、最近ではスマートウォッチやスマートフォンで脈 波計測を行い。HRV パラメータに基づくストレス度を表示するものもある¹⁾。さらに、 脈拍計測では、ビデオカメラで撮影した顔画像の色変化から脈拍を推定することが可能 になっており²⁾,非接触でHRV 解析が行えるようになっている。

HRV スペクトル解析では、まず、心電図から R 波を検出して R-R 間隔を算出する。 次に基線変動成分の除去と等時間間隔データへの変換(直線補間)を行い、それを時分割



図 1-1 心拍変動性スペクトル解析のフローチャート

して FFT パワースペクトルを算出する (図 1-1)。このパワースペクトルでは、0.1 Hz 付近と 0.25 Hz 付近の 2 箇所に明瞭なピークが見られ (図 1-45 参照-後述),前者を低 周波数 (Low Frequency : LF)成分,後者を高周波数 (High Frequency : HF)成分と 呼び,それらの比である LF/HF は交感神経系活動の指標³⁾ として用いられているケー スが多いが,その妥当性については、近年、疑問視されている⁴⁾。

2 心電図のノイズおよび基線変動除去

まず心電図から R 波を検出しなければ ならない。R 波は図 1-2 に示すように鋭い ピークであり,比較的検出はしやすいが,交 流電源に起因するノイズ (ハムノイズ) や体 動に伴う筋電図の混入 (アーチファクト), 発汗や体動による基線の変動などが混入し ていると,予めそれらを除去しておく必要 がある。基線変動はドリフトあるいはトレ



図 1-2 心電図波形の例と R-R 間隔

ンドとも呼ばれるので、基線変動除去をデトレンディングという。これらはフィルタ処 理で除去でき、ここでは単純な移動平均を用いる。

移動平均とは,時系列 x_i について次式で示すように隣り合ういくつかの点の平均値で 置き換えるもので,高域遮断の特性(ハイカットフィルタ)を持ち,エクセルでは極め て簡単に実施できる。

$$y_{i} = \frac{1}{n} \sum_{j=-L}^{L} x_{i+j}$$
(1)

このとき、時系列のサンプリング間隔を Δt [秒],移動平均の点数を n 点 (2L+1) とすると、遮断周波数 f_c は f_c = $\frac{0.443}{n\Delta t}$ [Hz] となる。トレンドを除去するには、トレ ンドよりも十分速い周波数成分を除去するとトレンド成分だけが残るので、それを元の 波形から引けばトレンドを除去した波形が得られる。なお、心電図計測の際に、アンプ の時定数 τ を通常の記録条件である 1~1.5 秒より早い、0.03 秒などに設定するとトレ ンドは記録されない。ただし、心電図波形がひずむので、時定数を 2 通りに設定して、2 ch の記録を行うとよい (生体アンプ等に ch の余裕があれば)。なお、時定数 τ を無限大 にすると直流成分まで記録できる DC 記録となり、なんらかの値に設定すると低域遮断 フィルタを掛けることになる。その際の遮断周波数 f_c は $\frac{1}{2\pi\tau}$ [Hz] となる。したがっ



て、 $\tau = 1 \sec \operatorname{ct} f_c = 0.16 \operatorname{Hz}, \tau = 0.03 \sec \operatorname{ct} f_c = 5.3 \operatorname{Hz} \operatorname{ct} \sigma$ る(時定数で設 定できる値は装置によって異なる)。なお、時定数という呼称を用いず、ハイパスフィル タ(HPF)の表現を用いている装置もある。

本書では1 msec でサンプリングされた心電図を用いる。このサンプリング間隔は上 記の移動平均によるフィルタの遮断周波数に影響し、また後述の差分処理による最大値 検出にも影響する。したがって、1 msec 以外でサンプリングされた心電図データでは、 本書で用いたいくつかの設定値ではうまく解析が行えないことがあることに留意が必要 である。

【Excel での手順】

① データの読み込み

心電図を測定器で計測し, A/D 変換して 数値データとして保存する際, その書式は 使用するシステム (ソフトウェア等)によっ て異なるため, そのデータを Excel で読み 込む方法は記載しないが, 図 1-3 に示すよ うに縦にデータが並ぶように読み込む(改 行区切りで縦に 30 万行のテキストデータ であれば, そのまま Excel で読み込めるが (最大 1048576 行), カンマ区切りで横に並

1	A	в
1	原波形	
2	0.1117	
3	0.1152	
4	0.1155	
5	0.1145	
6	0.1134	
7	0.1114	
8	0.1072	

図 1-3 Excel へのデータの取り込み

んだデータは全部を読み込めないので注意(最大 16384 列))。その際,1 行目は名称表 記とし,2 行目からデータを配置する(2~300001 行まで)。ここで用いるサンプルデー タは-0.5~1 程度の値であるが,この数値も用いる装置によって異なる。A/D 変換の際 に実際の単位(心電図であれば mV)に換算された数値を出力するものもあるが,R-R 間隔の計測では振幅情報は不要であるので,相対値(任意単位)で差し支えない。R 波 の振幅情報を用いるとしても,個人内比較しか意味を成さないので,これも同一個人内 における相対値で十分である。後述のように振幅値そのものが意味をもつ血圧波形の処 理(収縮期血圧の算出等)では,絶対値単位が必要である(実際には標準得点化して統 計処理をすることが多いので,数値の相対的変化のみで十分である)。

なお, データ配置後は1秒程度, すなわち1000点程度で波形のグラフを描いてみると よい。そうすると次のステップのハムノイズの混入状況が確認できる(図1-5参照)。ま た, ここでは300000点のデータを貼り付けて解析するように記載しているが, 10000~ 30000点程度でワークシートを作り, 動作確認してから300000点を貼り付けたほうが いいかもしれない。300000点で演算させると計算に時間を要し, 一時的に「応答なし」 状態になる可能性がある(PCの処理速度に依る)。

② ハムノイズの除去

ハムノイズのないデータであればこの手順は不要であり、またノイズレベルが低い場 合も後段の R 波検出には大きな影響はないので、この手順を飛ばしてもよい。

ハムイズ (交流電源ノイズ) は電源周波数 (本例では 60 Hz)の正弦波に近い波が混 入するものである。したがって、移動平均の点数は 60 Hz を遮断周波数として算出すれ ばよい。前述の式より、 $n = \frac{0.443}{f_c \Delta t}$ となり、 $f_c = 60$ Hz、 $\Delta t = 0.001$ 秒であるので、 n = 7.38で、移動平均点数は 8 点となる。一方、60 Hz は周期約 17 msec であるので、 1 周期分、すなわち 17 点の移動平均を行えばこの周期成分は除去できることになる。こ こでは後者のn = 17を用いる。

図 1-4 に示すように原波形の隣列(B列) の 10 行目に、それより 8 点前と 8 点後ろの 計 17 点の平均値を算出する。この B10 の セルをデータの終わりまでコピーして貼り 付ける。ただし、データの最終点、すなわ ち 300001 行まで貼り付けても、使用でき るデータは 299993 行までとなる。移動平 均の場合は、このようにデータの初め部分 と終わり部分のいくつかのデータが失われ る。この B10 セルのコピー貼り付けにおい ては、300000 行下までドラッグするのは大 変なので、コピーしたいセルが緑枠で表示 される際、右下の小さい をダブルクリッ クすると自動的に隣のセルが空欄となる位 置までコピーされる。

図 1-5 はこの移動平均によるハムノイズ 除去前後の波形の比較である (100~950 行 の 0.85 秒分)。小さい起伏が除去されてい ることが確認できる。また,この図からは わかりづらいが, R 波のピークが低くなって おり,その先端がやや丸くなっている。た だし,それによる R 波検出の誤差は無視で きると考えられる。

③ 基線変動除去

基線変動がないデータではこの処理は不

	A		С	D
1	原波形	フィルタ処	理波形	
2	0.1117			
3	0.1152			
4	0.1155			
5	0.1145	·		
6	0.1134			
7	0.1114			
8	0.1072			
9	0.1019			
10	0.1023	=AVERAG	E(A2:A18)	
11	0.1047	0.111788		
12	0.1051	0.112712		
13	0.1033	0.1137		
14	0.1065	0.114747		
15	0.11	0.115718		
16	0.1152	0.116535		
17	0.1222	0.117294		
18	0.1239	0.118218		
19	0.1281	0.119018		
20	0.1309	0.119676		

図 1-4 移動平均によるハムノイズ除去



図 1-5 移動平均によるハムノイズ除去 前後の波形



要である。ここでは、上記とは別の基線変動を含むデータを用いて解説する。

基線変動はハムノイズのようにその周波数(周期)がわかっているわけではなく、ゆっ くりとした変動成分である。一方、心電図のR波の出現頻度は1秒前後、すなわち周期 は約1秒であるので、1秒以上の成分をドリフトとして除去する方法が考えられる。こ こでは1600点(1.6秒。f_c = 0.28 Hz,周期3.6秒)の移動平均を行う。移動平均はハ ムノイズ除去のときに示されたように、短い周期成分の除去を行うものであり、1600点 の移動平均を行うとR波は消失し、ほぼ基線変動成分のみが残る(図1-8の青線)。そこ で、この基線変動成分を元の波形から引くことで、基線変動を除去した波形が得られる。 ハムノイズ除去と同様の手順で、802行目のデータから1600点の移動平均を行う

(図1-6)。次にこの B 列のデータを元の波形である A 列から引くことで,基線変動を除去した波形(C 列)が得られる(図1-7)。図1-8は原波形,その基線変動成分(青線),および基線変動除去波形の一部(8.5 秒分)を示したもので,この設定で基線がうまく検出されており,基線変動成分の除去も行われていることがわかる。

	А	В	С	D
798	-0.3509			
799	-0.345			
800	-0.3401			
801	-0.3373			
802	-0.3324	=AVERAGE	E(A2:A1602	þ
803	-0.3265	-0.00821	-0.31829	
804	-0.3167	-0.00821	-0.30849	
805	-0.3006	-0.0082	-0.2924	
806	-0.2793	-0.0082	-0.2711	

図 1-6 移動平均によるハ基線変動成分の抽出

	A	В	C	D
798	-0.3509			
799	-0.345			
800	-0.3401			
801	-0.3373			
802	-0.3324	-0.00821	=A802-B80	2
803	-0.3265	-0.00821	-0.31829	
804	-0.3167	-0.00821	-0.30849	
805	-0.3006	-0.0082	-0.2924	
806	-0.2793	-0.0082	-0.2711	

図 1-7 基線変動成分の除去



図 1-8 基線変動成分(青)と基線変動除去後の心電図波形(8.5 秒分)





R 波の検出は最大値検出アルゴリズムで行う。すなわち, 微分値が正から負に変わる 位置の検出であり,離散データでは差分を用いる。ただし,最大値といっても全区間の 最大値を求めるのではなく,一拍毎の心電図の最大値(すなわち,R波)を求めるので あり,また差分が正から負に変わる点(ピーク)はP波やT波など多く存在するので, それらからR波を同定する必要がある。基線変動のない「平坦な」心電図であれば,R 波以下でT波以上の高さに基準線(スライスレベル)を設けておき,それを超えるピー クを同定すればよい。このスライスレベルは目視で予め設定しておく必要がある。なお, なんらかの理由によりT波がR波に匹敵するほど大きい場合(図1-9上)は,T波がス ライスレベルを超え,スライスレベルを高くすると,今度はR波の振幅変動が起きた場 合(呼吸に同期して,R波振幅が増減することがある)にR波がスライスレベルに届か ず,検出漏れが生じることがある。このような場合はフィルタ(移動平均)によりT波 を減弱させるか,心電図計測の際の電極位置をずらせばT波が小さく記録できることも ある。また,S波が大きければ,極性を反転させてS波を検出する方法もある(図1-9 下。R-Sの時間差は一定であると仮定すると,R-R間隔とS-S間隔は等価である)。



図 1-9 T 波が R 波と同じ程度に大きい場合(上)とその極性を反転させた心電図波形(下) (5 秒間)(青線は R 波検出用の基準線(スライスレベル))

【Excel での手順】

前述のハムノイズ除去を行ったデータ(ワークシート)を用いる。図 1-10 はこのワー クシートの B 列の B10~B5010 の 5000 個(5 秒)のグラフである。







図 1-10 スライスレベルの例

① スライスレベルの決定

解析データ(心電図)の最初の10秒程度のグラフ(図1-10)を描き,目測でスライス レベルの値を決める。このデータでは呼吸による基線変動(R波も上下に動揺している) が見られるが,スライスレベルを0.3~0.4程度に設定すればR波の検出に支障はない。

2 差 分

上下に隣り合う2つの値の差を算出し(C列),波形(B列)がスライスレベル(0.4) 以上でかつC列の値が正から負に変わる位置を同定する。IF文を用いて上記の条件を満 足する場合はD列に波形の値(B列)を書き,満足しない場合は空欄とする。D11のセ ルのIF文は,IF(AND(B11>0.4,C11>0,C12<=0),B11,"")となる(図1-11) が,B11>0.4はB11>=0.4でもよく,C11>=0,C12<0でもよい。このD11の セルを下までコピペする。この例で検出される最初のR波は402行であり,D412のセ ル値は0.9318となる。これはR波の振幅値である。図1-10を見ると,最初のR波は 0.4秒辺りにあり,その振幅は0.9より少し大きいことがわかる。

	А	В	С	D	E	F	G	Н
1	原波形	フィルタ処	理波形					
2	0.1117							
3	0.1152							
4	0.1155							
5	0.1145							
6	0.1134							
7	0.1114							
8	0.1072		差分	R波				
9	0.1019							
10	0.1023	0.110824						
	0.1047	0.111788	0.000965	=IF(AND(B11>0.4,C1	1>0, <mark>C12</mark> <	=0), <mark>B11</mark> ,‴")	
12	0.1051	0.112712	0.000924					
13	0.1033	0.1137	0.000988					
14	0.1065	0.114747	0.001047					

図 1-11 差分による R 波の検出





図 1-12 検出された R 波の位置

正しく R 波が検出されているかどうかは、例えば、図 1-10 に検出された R 波を表示 してみてみればよい。そうすると図 1-12 に示すように R 波は正しく検出されているこ とがわかる。この図の R 波のデータ(青)はマーカ付き折線で示されており、D 列の空 白セルはゼロとして表示されるので、X 軸の太い青線は マーカが連続的に並んでいる ものである。

4 R-R間隔の算出

上記の手順で R 波が検出され,その位置は行番号が対応する。すなわち,最初の R 波は 402 行であるので,400 msec の位置にあることがわかる。したがって,R 波のある行

番号の差を算出すれば,R–R 間隔が得られる。ただし,R 波の位置が離れているので, 空白行を詰めて配置する必要がある。

【Excel での手順】

① 空白行の削除

現在, D 列の R 波の位置に心電図の値が入っており, それ以外のセルは空欄である (図 1-13)。

移動平均によるハムノイズ除去のため、心電図データの最初の8点は無効となり、次 に差分算出のためデータが1個ずれるため、これ以降は11行目以降のデータを扱う。ま ず、E列にR波の番号を記入する。もし、D列のセルが空白であれば、1つ上のセルの 値(E10)を入れ、もしD列に数値があれば(すなわちR波の位置)、1つ上のセルの値 に1を足す(図1-14)。この方法により最初に0が並び、最初のR波が出ると、次のR 波まで1が並ぶというように、R波の番号が連続して表示される(図1-15)。





	A	В	С	D	E
397	0.8463	0.810235	0.047859		
398	0.9113	0.850447	0.040212		
399	0.9669	0.883094	0.032647		
400	1.0288	0.907765	0.024671		
401	1.0861	0.924418	0.016653		
402	1.1238	0.9318	0.007382	0.9318	
403	1.1445	0.930071	-0.00173		
404	1.1319	0.919376	-0.01069		
405	1.0805	0.899541	-0.01984		
406	1.0148	0.869959	-0.02958		

図 1-13 検出された R 波の位置 (D402 のセル (402 行) に B 列の同じ行の値 (心電図のデータ)が表示されている。)

	А	В	С	D	E	F	G
4	0.1155			13 7 23 A			
5	0.1145						
6	0.1134						
7	0.1114						
8	0.1072	ECG	差分	R波	R波番号		
9	0.1019						
10	0.1023	0.110824			ĺ		
11	0.1047	0.111788	0.000965		=IF(D11="	"E10E10	+1)
12	0.1051	0.112712	0.000924		0		
13	0.1033	0.1137	0.000988		0		
14	0.1065	0.114747	0.001047		0		

図 1-14 検出された R 波の番号 (D 列のセルが空白でない場合, 1 つ上のセルの数値を加算する ことにより, R 波の番号を算出できる。)

	А	В	C	D	E	F
398	0.9113	0.850447	0.040212		0	
399	0.9669	0.883094	0.032647		0	
400	1.0288	0.907765	0.024671		0	
401	1.0861	0.924418	0.016653		0	
402	1.1238	0.9318	0.007382	0.9318	1	
403	1.1445	0.930071	-0.00173		1	
404	1.1319	0.919376	-0.01069		1	
405	1.0805	0.899541	-0.01984		1	

図 1-15 検出された R 波の番号が E 列に並ぶが、次の R 波が出るまで同じ数字が続く。

次に,同じ数字が続かないように,R波の位置のみにその番号を表示するようにする (F列)。これはE列の値が1つ上の数値と同じであれば空欄にし,違っていればその値 をF列に記すようにすればよい(図1-16)。

以上の手順で, R 波の位置のみのその番号が F 列に表示される (図 1-17)。 F 列には空白セルが並ぶので, これを除去して, R 波の出現位置を縦に並べて表示す





	A	В	С	D	E		G	Н
8	0.1072	ECG	差分	R波	R波番号	R波番号		
9	0.1019							
10	0.1023	0.110824			123			
11	0.1047	0.111788	0.000965		0			
12	0.1051	0.112712	0.000924		0	=IF(E12=E	11."".E12)	
13	0.1033	0.1137	0.000988		0			
14	0.1065	0.114747	0.001047		0			

図 1-16 検出された R 波の番号が E 列に並ぶが,次の R 波が出るまで同じ数字が続く。

1	Α	В	C	D	E	F
398	0.9113	0.850447	0.040212		0	
399	0.9669	0.883094	0.032647		0	
400	1.0288	0.907765	0.024671		0	
401	1.0861	0.924418	0.016653		0	
402	1.1238	0.9318	0.007382	0.9318	1	1
403	1.1445	0.930071	-0.00173		1	
404	1.1319	0.919376	-0.01069		1	
405	1.0805	0.899541	-0.01984		1	

図 1-17 検出された R 波の番号の表示。

る。これには VLOOKUP 関数を用いる。まず, G 列に時間軸に相当する数値を記入す る。データは 11 行から始まるので, 最初の点を 1 とし, 以下, 1 ずつ増えるように数値を 記入する(1 と 2 を縦に打っておいて, その 2 つのセルをドラッグし, 右下の をダブル クリックすれば, 自動的に最下行まで入力される)。次に H 列に R 波の番号を 1 から順 に記入しておく。想定される最大の R 波個数まででよい(5 分間の心電図であれば数百 程度)。I 列に VLOOKUP 関数を用いて, F~H 列を検索範囲に指定し, H 列の R 波番 号を F 列から探し, その時の G 列の値(検索範囲の 2 列目)を戻り値とする(図 1-18)。 この手順により, I 列に R 波の出現位置がデータの最初の点からの時間値[msec]として 並ぶ。図 1-18 では, 最初の行(I11) は数式に隠れて見えないが, ここには 391 が入っ

1	E	F	G	Н	1	J	К	L
7								
8	R波番号	R波番号	番地	R波番号	R波検出位	上置		
9								
10								1
11	0		1	1	=VLOOKU	P(H11,F1	1:H299993,	2.0)
12	0		2	2	985			1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
13	0		3	3	1581			
14	0		4	4	2159			
15	0		5	5	2728			
16	0		6	6	3299			

図 1-18 空白行削除による R 波位置の連続表示(I列)



ており, 最初(1番目)のR波は 391 msec に出現し, 2番目のR波は 984 msec で出 現していることがわかる。

② R-R間隔の算出

I列の値は R 波の位置 (msec) を示して いるので, R-R 間隔の算出は I 列のデータ の差 (上の行の値を引く) を算出すればよ い。図 1-19 の J 列にこの値を示している。 J12 は数式に隠れて見えないが, ここの値 は 593 msec である。

1	G	Н	I	J
6		0.477		
7				
8	番地	R波番号	R波検出位	RR
9				
10				
11	1	1	392	
12	2	2	985	=[12-[11]
13	3	3	1581	596
14	4	4	2159	578
15	5	5	2728	569
16	6	6	3299	571

図 1-19 R-R 間隔の算出



上記の手順で R-R 間隔データが得られ、この R-R 間隔のグラフを描くと図 1-20 の ようになる(前節までに用いたデータとは異なるので注意)。この図では 417 個の R-R 間隔データを示しており、横軸の単位が [拍] になっている。これをこのままスペクト ル解析を行うと、得られるスペクトルの周波数の単位は [1/拍] となる。すなわち、元 の信号の時間単位の逆数がスペクトルの周波数単位となる。通常の生体信号時系列デー タの時間軸は [秒] 単位であるので、そのスペクトルの周波数単位は [1/秒]、すなわち、 Hz となる。[1/拍] は beat⁻¹ (ビート・インバースと読む)あるいは cpb (cycle/beat サイクル・パー・ビート) とも表記される。 Δt を平均 R-R 間隔とすることで、この cpb を Hz に換算することはできるが、R-R 間隔データを時間軸に変換すれば Hz 単位のスペ クトルを得ることができる。R-R 間隔データそのものが、データ位置の時間情報を持っ







ているので、それを用いて補間を行えば、実時間軸(msec 等)のデータを得ることができる。

補間にはいくつかの方法があり, R-R 間隔の補間には3次スプライン関数がよく用いられている。しかし, この方法は Excel で実施するのは大変なので, ここでは最も単純な線形補間を行う。線形補間とは, 図 1-21 に示すように, 隣り合う点を直線で結び, その直線上の点の値を等間隔(この図では 500 msec であり, ▼の位置)で求めるものである。R-R 間隔データは次の R 波までの時間値を表しているので, 例えば, 図の最初のデータが 980 msec であれば, 2 番めの R 波は 980 msec の位置に生じていることになる。図では R-R 間隔値を示す縦矢印をそのまま横に 90 度倒した位置に次の R-R 間隔 データがプロットされていることを示しており, 補間によって得られるデータを○で示している。因みに前述のスプライン補間は, データ点を滑らかな曲線で結ぶ方法の1つである。

このように補間とは、離れた点の間を直線や曲線で結んで連続した(実際には離散デー タであるが)データに変換し、改めて一定の時間間隔でデータを読み取る(これを再サ ンプリングという)ものである。したがって、用いる再サンプリング間隔によって得ら れるデータ点数を決めることができるので、後述のFFTによるスペクトル解析を行う のに必要な2のべき乗個のデータを得ることができる。

図 1-21 の黒矢印は R 波の位置を表しており,それに対して補間および再サンプリン グによって得られるデータ(○)は, R-R 間隔データとはいうものの,実際には R 波の ない位置を表していることになる。しかし,この補間後のデータは R-R 間隔のゆらぎ を表しているので,これをスペクトル解析することで, R-R 間隔の周波数特性を得るこ とができる。



図 1-21 R-R 間隔の直線補間

	Н	I	J	K	L	M
8	R波番号	R波 検出位置	R波累積	RR	傾き	時間軸
9						
10						
11	1	201				
12	2	897	696	696	-0.057751	0
13	3	1555	1354	658	0.0436047	1
14	4	2243	2042	688	0.0431154	2
15	5	2962	2761	719	0.0244233	3
426	416	297950	297749	646	0.0358209	414
427	417	298620	298419	670	0.0261628	415
428	418	299308	299107	688	#N/A	416
429	419	#N/A	#N/A	#N/A	#N/A	417
430	420	#N/A	#N/A	#N/A	#N/A	418
431	421	#N/A	#N/A	#N/A	#N/A	419

図 1-22 R-R 間隔の直線補間 ①

【Excel での手順】

R-R 間隔データは数百程度(図 1-20 は 417 個)であるが、補間を行うには R 波の位置を再現しなければならず、300000 msec の時間軸(30万行のワークシート)が必要となる。そこで、R-R 間隔データの最初の行(12行)を0として、そこから300000 までの数値を M 列に入れておく(図 1-22。実際には 300000 までは必要ないが)。さらにそれより前の列になるが、R 波の累積時間値を J 列に算出しておく。例えば、J13 のセルは「=J12+K13」である。これを下まで貼り付ける。K 列の R-R 間隔データがなくなる 429 行以降はエラー(#N/A)となるが無視してよい。

① 直線の傾きと線形補間

図 1-21 に示すように、補間後の最初の点 a は R-R 間隔データの 1 と 2 を結んだ直線 上にある。この直線の傾き α は $\frac{RR_2 - RR_1}{RR_1}$ であり、再サンプリング間隔を t (R-R 間 隔より小さい値とする)とすれば、 α の値は $RR_1 + \alpha \times \frac{t}{RR_1}$ となる。傾きは隣り合う 2 つの R-R 間隔データの差を最初の R-R 間隔の値で割ったものであるので、容易に計 算できる。この傾きを L 列に算出する。例えば L12 のセルは 「=(K13-K12)/K13」と なり、これを下まで貼り付ける。ただし、R 波のなくなる時点(この例では 428 行)以 降は傾きが算出できないのでエラー(#N/A)となるが、これも無視してよい。

傾きが算出できたら、次に各時点(時間軸の位置)における傾きを N 列に記載する。 これはある R 波の位置から次の R 波の位置まで同じ値となる。例えば、最初の傾き値 -0.057751(L12 のセル)は J 列の R 波累積の列の値から 696 msec の時点の値となり、 この傾きは次の R 波の出現する 1354 msec(J13)まで同じである。したがって、M 列



	M	N	0	P	Q	R	S
8	時間軸	時間軸位 置の傾き	R波位置	線形補間	再サンプリ ング番号	再サンプリ ング位置	
701	689	0		0	690	158700	#N/A
702	690	0		0	691	158930	#N/A
703	691	0		0	692	159160	#N/A
704	692	=IFERROR(VLOOKUP(N	1704,\$J\$12:\$	L\$600,3),N70	3) 159390	#N/A
705	693	0		0	694	159620	#N/A
706	694	0		0	695	159850	#N/A
707	695	0		0	696	160080	#N/A
708	696	-0.057751	696	696	697	160310	#N/A
709	697	-0.057751	=IFERROR(VLOOKUP(N	709,\$J\$12:\$	K\$500,2,0),"")	1
710	698	-0.057751		695.8845	699	160770	#N/A

図 1-23 R-R 間隔の直線補間 ②

の時間軸の 696(M708)~1353(M1365)までの N 列の値は-0.057751となる。これ は図 1-23 のように VLOOKUP 関数を用いて, R 波累積時間のある J12 から傾き値の ある L600 の範囲(600 は R 波の最大個数を見積もって適当な値でよい。ここでは 300 秒のデータなので R 波は多目に見積もっても 600 個未満と想定した)を指定して現在の 時間値(ここでは M704 の値で, 692 msec)を J 列より探し,見つかれば L 列(指定範 囲の 3 列目)の値,すなわち傾き値を返し,なければ 1 つ上のセルの値(N703)を返す。

次に O 列に, M 列の時間軸上で R 波の出現する位置に次の R 波までの時間(すなわち R-R 間隔)を記載する。R 波のない場所は空欄のままにしておく。これも VLOOKUP 関数を用い,J12~K500(500は先ほどと同じ 600 でもよい)の範囲を指定し,J列の時 間値が M 列の時間軸と一致すればそこに R-R 間隔の値を記入する。一致しなければ空 欄("")とする。例えば,図 1-23 に示すように,時間軸 M 列の値が 696 の O 列に 696 があり(O708),それ以外の O 列は空欄となる。

以上で線形補間を行う準備ができたので、P列に線形補間した値を算出する。R 波と R 波の間,すなわち O 列が空欄の場合は、1 つ前の値に傾き値(N 列の値。すなわち、 増分)を加える。R 波の出現位置には、その R-R 間隔の値を記入。最初の R 波の位置

	М	N	0	P	Q	R	S
8	時間軸	時間軸位 置の傾き	R波位置	線形補間	再サンプリ ング番号	再サンプリ ング位置	
708	696	-0.057751	696	696	697	160310	#N/A
709	697	-0.057751		695.94225	698	160540	#N/A
710	698	-0.057751		=IF(0710<>	"",0710,P70	9+N709)	#N/A
711	699	-0.057751		695.82675	700	161000	#N/A
712	700	-0.057751		695.769	701	161230	#N/A
713	701	-0.057751		695.71125	702	161460	#N/A

図 1-24 R-R 間隔の直線補間 ③





(時間軸 696) までの値は用いず,時間軸 696 から補間されたデータが並ぶ (図 1-24)。

② 再サンプリング

以上の手順で P 列に,補間された値(図1-21において1,2,3…の各点を結んだ直線) が揃った。P 列の計算式はワークシートの最後の行まで貼り付けても差し支えないが, 最後の R 波の出現する時点(この例では 299107 msec,データの最初からだと 299308 msec)まで有効である。

任意のセルに再サンプリング間隔を入れておく。再サンプリング間隔は任意に設定で きるが、再サンプリング後のデータ点数が2のべき乗個(例えば $2^{10} = 1024$) あるいは 2のべき乗の整数倍(例えば、 $2^8 \times 10 = 1280$)になるように設定すると FFT スペクト ル解析の際に都合がよい。ただし、再サンプリングは msec 単位で行うので、端数は切 り捨て、整数値とする。例えば、現在の例では 300 秒のデータがあり、そこから 299107 msec の補間データが得られた。これから 1280 点を得るには、299107÷1280 = 233.68 であるので、再サンプリング間隔を 233 msec にすればよい。最初の R 波と最後の R 波 の間の長さが補間データ長となるので、実際には、補間データの長さは解析するまでわ からないので,予め決めておくには 233 msec より小さめの 230 msec などを設定すれ ばよい。ここではこの値(230)を用い,R5のセルに入れておく。再サンプリング番号 は1から順に先に決めた1280までの値を Q 列に入れておく。再サンプリングで読み出 す位置は最初のR波の位置(J12=696)に再サンプリング間隔の整数倍(Q列の再サン プリング番号 –1)を掛けたものを足した値である(R列)。ただし、行番号にしなけれ ばならないので、時間軸開始の行番号の12を足す必要がある。これを ADDRESS 文字 列に変換し(読み出す値はP列の線形補間の値であり、列番号は16である)、S列に記 入する。そのアドレスに対応するセルの値を T 列に記載する(INDIRECT 関数)。これ で補間された1280点のデータがT列に並ぶ(図1-25)。実際には1280点より多い補間 データが得られる(Q列の値を1280以上の値まで延長する)。

正しく補間されているかどうかは、補間前後のグラフを比較すると良いが、補間前は

1	М	N	0	Р	Q	R	S	T	U	1
8	時間軸	時間軸位 置の傾き	R波位置	線形補間	再サンプリ ング番号	再サンプリ ング位置	最サンプリン グアドレス	補間後 データ		
9										
10										
11										
12	0	(0	0	1	=\$J\$12+(Q1	2-1)*\$R\$5+1:	2 696		
13	1	(0	0	2	938	\$P\$938	682.7173		
14	2		0	0	3	1168	=ADDRESS(R14,16)		
15	3	(0	0	4	1398	\$P\$1398	659.3953		
16	4		0	0	5	1628	\$P\$1628	=INDIREC	T(S16,TRL	JE)
17	5	(0	0	6	1858	\$P\$1858	679.4535		
18	6	(0	0	7	2088	\$P\$2088	689.4659		

図 1-25 R-R 間隔の直線補間 ④ 再サンプリング





図 1-26 補間前後の R-R 間隔トレンドグラム

拍単位であるので,部分的に位置のずれが生じる。図 **1-26** は図 1-20 の再掲と補間後の R-R 間隔トレンドグラムであり,例えば 50~150 拍あたりにずれが見られる。



6.1 前処理

FFT スペクトル解析を行う際の前処理は下記のとおりである⁵⁾。データ数は先に述べたように2のべき乗の整数倍とする。

6.1.1 データを複数の小区間に分割する(時分割)

これは各小区間から得られたスペクトルの平均値を算出することでスペクトルの平滑 化(激しい起伏の抑制)を行うためである。ここでの例では1280点のデータがあるので、 2のべき乗個の小区間に分けるのは、例えば512点の区間を半分オーバーラップさせ、4 区間を作成できる(図1-27)。スペクトル解析では解析データ長をT [sec] とすると、得 られるスペクトルの最小周波数(=周波数分解能 Δf)は1/T [Hz] となる。上述の512 点では、サンプリング間隔が230 msec であるので、データ長は512×0.23 = 117.76 sec となり、 $\Delta f = 0.0085$ Hz となる。





図 1-27 データの時分割

心拍変動スペクトル解析において、0.04~0.15 Hz の低周波数成分 LF より低い周波 数成分(0.04 Hz 以下。VLF)を検討の対象から除外すれば、データ長約 120 秒は十分 な長さといえる。256 点でもよいが、その場合は小区間が 9 個でき、FFT の実施回数が 倍増するので、手間がかかる。

6.1.2 トレンド除去

基線変動成分を除去する。6.1.1 で述べたたように LF 成分以下の成分を無視すること にすると、これより低域の成分(すなわち基線変動成分。これをトレンド、ドリフトとも 言う)をフィルタにて除去する。このフィルタは R 波検出の際に用いた移動平均を用い ることができる。LF 帯域は 0.04 Hz までなので、遮断周波数をこれより低い値に設定 する。サンプリング間隔 Δt 、移動平均点数 n の場合、移動平均における遮断周波数 f_c は 0.443/n Δt [Hz] であるので、 $\Delta t = 0.23$ [sec]、 $f_c = 0.04$ [Hz] であれば、n = 49となる(n は整数なので、この場合は $f_c = 0.039$ [Hz])。この方法で各区間を移動平均 するとデータが 48 個使えなくなる(最初と終わりに 24 個ずつ)。したがって、移動平均 は小区間に分割前に行っておくのが良いかもしれない。この場合もデータ個数が 48 個 減るので、再サンプリング時に 50 個程度多目に取り出しておくとよい。

移動平均により2のべき乗個から欠損した場合は、0を追加してデータ点数を2のべ き乗個に戻す(6.1.4のウィンドウ処理後)。

6.1.3 平均偏差への変換

各小区間のデータを平均からの偏差に置き換える。すなわちデータ区間の平均値が0 になるようにデータ変換を行う。この変換を行わず、区間の平均値が0以外の値をとる と、それは直流成分となり、スペクトル全体が上方へシフトすることになる。



6.1.4 データ・ウィンドウ

データの両端が滑らかに0に収束するようなウィンドウ関数を掛ける。これには三角関数 (余弦波)を用いたものがいくつかある。最も単純なハニング・ウィンドウは元のデータに cos を掛けるだけであり, n 点のデータ x の i 番目の値 W_i は $W_i = 0.5 \left(1 - \cos \frac{2\pi i}{n}\right) x_i$ である。図 1-29 は、図 1-28 の波形にハニング・ウィンドウを掛けたものである(青線 はウィンドウ関数)。このウィンドウを用いると全体の振幅が 0.87 倍に減少するので、得られたスペクトルを 1/0.87 倍しなければならない。

ハニングのようにデータ全域にウィンドウを掛けるのではなく,データの初めと終わ りの 1/10 の部分のみに cos を掛けるのがコサイン・テーパ・ウィンドウである。この 場合はスペクトルを 1/0.875 倍する。図 1-30 は図 1-29 と同じデータにコサイン・テー パ・ウィンドウを掛けたものである(青線はウィンドウ関数)。

このようにウィンドウ処理をするとデータの両端が0になるので、オーバーラップな



図 1-28 時分割データ第1区間の基線変動成分および基線除去波形



図 1-29 ハニングウィンドウ





図 1-30 コサイン・テーパ・ウィンドウ

しで時分割を行うと、分割点のデータが0になり、情報が消失する。そのため、時分割 では分割区間がオーバーラップ(通常 50%)するように分割する。

6.2 フーリエ解析

エクセルにはデータ分析という標準のアドインがあり、この中にフーリエ解析がある。 フーリエ解析結果は複素数として算出され、解析データ点数の半分の位置で折り返した 同じデータが出力される。例えば512点のフーリエ解析を行うと、256点で折り返され、 この位置のデータは実数のみである。この複素数データの絶対値(実数部分と虚数部分 の二乗和の平方根)× $\Delta t/N$ ×2がスペクトルである。2倍にしているのは、±無限大の 周波数範囲のスペクトル(0 Hz に対して左右対称)を正の周波数範囲のみで扱うためで ある。

【Excel での手順】

まず,分析ツールが利用可能になっているか確認する。データタブをクリックしたとき,図1-31に示すように,上部のツールバーに「データ分析」が表示されていればよい。 もし表示されていなければ設定する必要がある。ファイル→オプション(最下部)→ア

H 51					Book1 - Excel	9 -	00 - 0	
JEAN 0	kム		つト 数式	データ 校園	期 表示 ヘルプ 💡	実行したい作業を入力してくた		A 共有
小部データの 取り込み・	 第しい クエリ・ 取得と変換 	● すべて 更新・ 登続		-EULICE	■ 日本 100 km 100 k	マイン マン マン	19 19 10 10 10 10 10 10 10 10 10 10 10 10 10	环
3 4								

※口絵参照

図 1-31 分析ツール(データ分析)の確認



ドインと進み,設定(G)のボタンをクリックすると図 1-32 のメニューウィンドウが開 くので,ここの「分析ツール」をチェックする。再度,データタブをクリックし,「デー タ分析」が表示されていることを確認する。

① R-R間隔データの読み込み(配置)

補間処理の終った R-R 間隔データを読 み込む。ここではファイルを新規に作成し, まず, A 列にデータ点数である 1~1280 を 記入し, B 列へ前の処理の T 列 12 行以下 のデータを貼り付ける。コピー貼り付けで もよいが, リンクさせておく方がよい。た だし, 最初の行は空けておく。

2 時分割

1280 点のデータを 50% (256 点) オー バーラップさせた 512 点のデータ列を 4つ 作成する。この分割データ数を A 列の第 1 行 (A1) に記入しておく。最初にデータの 位置を表す数値列を作成し,その数値で示 されたアドレスのセル値を読み出す方法を



図 1-32 アドイン設定ウィンドウ

用いる。D~G列の4つの列を使用し、その第1行D1、F1、E1、G1に分割データセットの番号1~4を記入しておく。D列には2~513の数値を記入する。これはデータが第2行から配置されているためである。E列の2つ目の分割データは257番目(258行)から始まるが、これはD列に256(=512/2)を加えたものである。同様にF列はD列に512(=512/2×(3-1))を加えたものである。このようにして列番号F1、E1、G1を用いて、数値列を作成できる。2行目にこの数式を作っておき、513行までドラッグすればよい(図1-33)。このセル番地をADDRESS 関数を用いて文字列に変換し、INDIRECT 関数でセルの値を読み出す(図1-34)。この4つのデータ列を示したのが図1-27である。

	A	В	С	D	E	F	G	Н	1
1	512			1	2	3	4		
2	1	696		2	258	514	=\$A\$1/2*(G	\$1-1)+\$D	2
3	2	682.7173		3			1		
4	3	669.4347		4					

図 1-33 データ分割 ① アドレスの作成





第1章 心拍変動性スペクトル解析

1	Н	1	J	K	L	Μ	N	0	Р	Q
1										
2		=ADDR	ESS(D2,2)	\$B\$514	\$B\$770		696	863.8256	718.3928	743.8824
3		\$B\$3	\$B\$259	\$B\$515	\$B\$771		682.7173	865.6848	713.0265	746.9572
4		\$B\$4	\$B\$260	\$B\$516	\$B\$772		669.4347	=INDIREC	T(J4)	735.9365
5		\$B\$5	\$B\$261	\$B\$517	\$B\$773		659.3953	818.982	687.3206	717.6825
6		\$B\$6	\$B\$262	\$B\$518	\$B\$774		669.4244	793.2953	685.888	699.4286

図 1-34 データ分割 ② データ列の作成

③ トレンド除去

49点の移動平均より基線変動成分(トレンド)を算出し、それを元の数値から引くこ とによりトレンドの除去ができる。移動平均の値は計算範囲の中央(例えば,3点の移動 平均であれば、2番め)に記入する。25 行目に AVERAGE 関数を作成し、これを S~ V列の488行まで貼り付ける。計算範囲の中央に算出されているので、N~Q列の同じ 行の値が対応しているので、そのまま N 列 – S 列のように差をとれば、基線変動が除去 されたデータ列を作成できる(図 1-35 X~AA 列)。

④ 偏差の算出

X~AA 列のデータを各列で平均からの差値(偏差)に置き換え, AC~AF 列に記入 する。これによりデータの平均値が0になる。まず、各列の平均値をその列の上部(22

1	Q	R	S	T	U	V	W	X	Y	Z	AA
1			移動平均					差			
26	669.3299		736.684	769.1032	708.3186	=AVERAG	E(Q3:Q51)	-18.9524	-23.7933	-17.0933	-27.4285
27	672.7474		738.3881	765.8825	708.5729	695.6506		-7.84297	-8.66053	-19.6877	-22.9032
28	683.5297		740.2583	763.2205	709.2643	694.8478		4.116909	5.893021	-20.6435	=Q28-V28
29	694.8997		742.2719	761.403	710.3928	694.4976		15.93333	19.60203	-20.7734	0.402121
30	706.2698		744.0309	760.4301	711.7253	694.6138		17.66665	32.46651	-21.1074	11.65598

図 1-35 トレンド除去

1	W	X	Y	Z	AA	AB	AC	AD	AE	AF	AG
22		=AVERAG	E(X25:X488)	0.203707		3.32E-15	-2.2E-15	1.78E-15	4.4E-16	
23											
24							deviation				
25		-25.0917	-38.9638	-14.6119	-32.0033		-25.9851	-39.2545	-13.9785	-32.207	
26		-18.9524	-23.7933	-17.0933	-27.4285		-19.8457	-24.0841	-16.4598	-27.6322	
27		-7.84297	-8.66053	-19.6877	-22.9032		-8.73632	-8.95128	-19.0542	=AA27-SAA	\\$22
28		4.116909	5.893021	-20.6435	-11.3181		3.223558	5.602272	-20.01	-11.5218	
29		15.93333	19.60203	-20.7734	0.402121		15.03998	19.31128	-20.1399	0.198414	

図 1-36 偏差への変換



行)に算出しておき,この値を引けば良い。偏差に変換されたデータ列も,念のため平 均値を算出し,0になっていることを確認するとよい(図1-36 AC22~AF22)。

⑤ データ・ウィンドウ

ここではコサイン・テーパ・ウィンドウを用いる。まず、AH列に0から始まるデー タ番地を作成する。また全データ点数の463を適当なセル(ここではAC1)に入れてお く。コサイン・テーパ・ウィンドウはデータの最初と終わりの1/10の区間にコサイン 波を掛けるものなので、データ点数463を10で割った値を算出しておく(AH1)。AI 列にテーパ関数を算出する。AH列のデータ番地がAH1で算出したデータ長の1/10 (46.3)までの場合(最初の1/10)、AB1に記入されている全データ長(463)からAH1 を引いた値より大きい場合(終わりの1/10)、それ以外の場合についての二重の入子の IF 文を作成する(図1-37)。図ではわかりづらいので、AI25のセルの計算式を記して おく:=IF (AH25 < \$AH\$1,0.5*(1 - COS(PI()*AH25 / \$AH\$1)),IF (AH25 > \$AC\$1-\$AH\$1,0.5*(1 + COS(PI()*(1 + AH25 / \$AH\$1))),1)。

正しくテーパ関数が算出されているかは、まず最初(AI25)と最後(AI488)が0で あり、中間(AI72~AI441)が1になっているかで確認できるが、図1-30のようなグラ フを描いてみるとよい。このテーパ関数の値を AC~AF 列の対応する同じ行の値に掛 ければよい(AJ~AM 列)。

1	AC	AD	AE	AF	AG	AH	A	AJ	AK	AL	AM	AN	A
1	463					46.3							
22	3.32E-15	-0.6026	-1.52685	-0.68964									
23								1	2	3	4		
24	deviation						COS taper						
25	-25.9851	-39.8571	-15.5053	-32.8966		0	0	0	0	0	0		
26	-19.8457	-24.6867	-17.9866	-28.3219		1	=IF(AH26	<\$AH\$1,0.5	*(1-COS(PI	0*AH26/\$	AHS1)),IF(A	H26>\$AC	2\$1-
27	-8.73632	-9.55388	-20.5811	-23.7965		2	SAH\$1,0.5	*(1+COS(P	1()*(1+AH2	6/SAH51))),1))		
28	3.223558	4.99967	-21.5368	-12.2114		3	0.010323	0.033278	0.051613	-0.22233	-0.12606		
29	15.03998	18.70868	-21.6668	-0.49123		4	0.018303	=\$A129*A0	329	-0.39657	-0.00899		
30	16.7733	31.57315	-22.0007	10.76263		5	0.0285	0.478043	0.899842	-0.62703	0.306737		

図 1-37 コサイン・テーパ・ウィンドウ

⑥ データ点数の調整

フーリエ変換を行うためにデータ点数を2のべき乗にする。もともと512点のデータ であったが,移動平均によりデータを欠損したので,0を追加して512点に戻す。これは 単純に AJ~AM 列のデータの下部に0を貼り付けるだけでよい。AH 列の値を512ま で伸ばしておき,そこまで0を貼り付ければよい(図1-38)。



	AH	Al	AJ	AK	AL	AM	AN	AO
485	460	0.010323		-0.32351	0.204829	-0.59557	0.348172	
486	461	0.004597		-0.12426	0.093908	-0.32068	0.126002	
187	162	0.001151		-0.02618	0.024173	-0.09108	0.024372	
488	463	0		0	0	0	0	
489	464			0	0	0	0	
490	465			0	0	0	0	

図 1-38 0の追加

⑦ フーリエ解析

エクセルのデータ分析のフーリエ解析を使用する。エクセルメニューバーのデータタ ブ→データ分析をクリックすると、データ分析のメニューウィンドウ(図1-39)が表示さ れるので、そこにあるフーリエ解析を選択し、OKボタンをクリックする。次に図1-40 のウィンドウが表示されるので、入力範囲にAI列の1番目の時分割データを指定し、出 力先をAO25に指定する(どこでもよいが)。この際、入力範囲のデータ点数が2のべ き乗個になっていないと、図1-41のエラーメッセージが表示される。データ列左のAH 列のデータ番号があり、0から始まっているのでここの値が511までの範囲を指定し、 OKボタンをクリックする。

結果は図 1-42 に示すように AO 列に複素数の形で出力される。これは 512 個出力さ れるが、6.2 で述べたように真ん中で折り返され、同じ数値が並ぶ。折り返し点は AH 列の値が 256 (AH281 のセル)であり、この値は実数のみになっている。この手順を残 りの3つの時分割データについて繰り返し、AP~AR 列に出力する。その際、入力範囲 も出力先も列を変えるだけでよいので、再試行の際に図 1-40 のウィンドウが表示され たら、あらためてドラッグして範囲指定をするのではなく、入力範囲に表示されている

──夕分析	?
分析ツール(A)	ОК
共分散 基本統計量 指数平滑	キャンセル
F 検定: 2 標本を使った分散の検定 フーリエ解析	へルプ(日)
ヒストグラム 移動平均 乱数発生 順位と百分位数	
回帰分析	•

図 1-39 データ分析のフーリエ解析





入力元 入力範囲(<u>I</u>):	\$AJ\$25:\$AJ\$536 ↑	ок
- 先頭行をラベルとして使用	(<u>L</u>)	キャンセル
出力オプション		ヘルプ(日)
 田力先(<u>Q</u>): 	\$AO\$25]
○ 新規ワークシート(₽):		I
○ 新規ブック(<u>₩</u>)		
□ 逆変換(<u>N</u>)		

図 1-40 データ分析のフーリエ解析設定画面

Microsoft Exce	:1	×
1 フーリエ解れ	折入力範囲の数は 2 の偶数乗でなければ	なりません。例:2,4,8,16,32,64,128…
	ОК ЛІ	プ(H)

図 1-41 フーリエ解析エラーメッセージ

1	AH	AI	AJ	AK	AL	AM	AN	AO
24		COS taper						
25	0	0	0	0	0	0		-206.159580172313
26	1	0.001151	-0.02283	-0.0284	-0.02069	-0.03259		62.0697938743306+66.5657975794604i
27	2	0.004597	-0.04016	-0.04392	-0.09461	-0.10939		23.3206057883365-139.865707385445i
28	3	0.010323	0.033278	0.051613	-0.22233	-0.12606		-266.959899601896-13.299689618925i

図 1-42 フーリエ解析結果(AO列)

「\$AJ\$25:\$AJ\$536」のJをKに変え,出力先に表示されている「\$AO\$25」のOをP に変えるだけでよい。

なお、これまでのワークシート上での処理は、計算式の貼り付けやデータのリンクな どで、最初の ECG データのセルに別の ECG データを貼り付ければ、自動的に前節 ⑤)までの結果が算出される。しかし、フーリエ解析を行う分析ツールはその都度、「手作 業」を行わなければならず、新しいデータを貼り付けてもフーリエ解析結果は自動的に は更新されない。これについては FFT のマクロが公開されているので、それを利用す



るとよい (https://imagingsolution。net/office/excel/fast_fourier_transform/)。

⑧ スペクトル算出

このフーリエ解析結果の複素数を $A_k + B_k i$ とすると、k 番目のパワースペクトル P_k は $P_k = \frac{\Delta t}{N} E[A^2 + B^2]$ で定義される。ここで、 Δt はサンプリング間隔、N はデータ 点数、E は平均を表し、4つの時分割データの平均を算出することに相当する。 $A^2 + B^2$ は複素数の絶対値の2乗であるので、これはエクセルの組み込み関数 IMABS で算出で きる。IMABS は $\sqrt{A^2 + B^2}$ であるので、これを2乗する(図 1-43)。

1	AQ	AR	AS	AT	AU	AV	AW	AX	AY	AZ	BA	
23		3	4	1	2	3	4	平均				
24												
25	-166.476528975781	-450.215414456882		42501.77	111217.5	=IMABS(/	Q25)^2	98.60419				
26	204.185117362804+156.9120446739311	-76.5999	749926961-5	8283.665	51174.19	66312.95	9021.827	34.60079				
27	-193.709526634118+277.118893666321i	-214.226	407554267-1	20106.27	14149.46	114318.3	66299.54	=2*AVER/	GE(AT27:	AW27)/0.87	5/512*0.23	
28	312.643535202758-104.00448131551i	1.978215	47837674+4	71444.47	6555.258	108562.9	237238.8	108.7883				
29	397.24669581279+615.228477430703i	123.5568	17297875+40	328597.1	157109.2	536311	180636.8	308.717				

図 1-43 スペクトルの算出

AX 列の平均値の算出では、上述のとおりデータ点数 512 で割り、サンプリング間隔 0.23 sec を掛ける。またコサイン・テーパ・ウィンドウの補正で 1/0.875 も掛ける。2 倍 しているのは、スペクトルは ± 無限大の周波数範囲で得られ、それを正の領域のみの片 側で表示するので、スペクトル全体の面積が等しくなるようにするためである (図 1-43)。

このスペクトルの図を描く前に、周波数軸の値を算出しておく。6.1 に記載したよう に、周波数分解能 $\Delta f = 1/T = 1/(N \cdot \Delta t) = 0.0085$ Hz である。これを整数倍したも のがスペクトルの横軸の値となる。まず、AZ23 にこの値を算出しておき、AH 列の値 を用いて、AZ 列に周波数軸の値を算出する(図 1-44)。算出されたスペクトルの全ての 周波数帯域を表示する必要はなく、心拍変動スペクトルは 0.5 Hz 程度までの描画で十分 である。したがって、スペクトルの描画は 84 行まででよい。BA 列に AX 列の平均スペ クトルの値をコピーし、この 2 列のデータから散布図を作成する(図 1-45 左)。

さらに、LF 成分と HF 成分を算出するには 0.05~0.15 Hz のスペクトル成分と 0.15~ 0.4 Hz のスペクトル成分を横の列 BB と BC 列にコピーしておき、それらの総和を算出 すればよい(BB23 と BC23)。ただし、これはそれらの周波数帯域におけるスペクトル の面積であるので、図 1-45 右に示す棒の面積の総和である。スペクトルの値はこの棒の 高さであるので、これにこの棒の巾、すなわち AZ23 の周波数分解能を掛けたものの総 和を算出する必要がある。

図 1-46 にこの処理で用いた時分割データを示し,図 1-47 に各時分割のスペクトルを示した。いずれも最上部が第1区間である。図 1-46 は図 1-27 と同等であるが,基線変





	AX	AY	AZ	BA	BB	BC	BD
23	平均		0.008492		710.0288	344.99	
24			FREQ	SPECT	LF	HF	
25	76.1057		=AH25*\$A	Z\$23			
26	21.29022		0.008492	21.29022			
27	68.28367		0.016984	68.28367			
28	100.5996		0.025476	100.5996			
29	288.9227		0.033967	288.9227			
30	725.1175		0.042459	725.1175	725.1175		
31	1141.224		0.050951	1141.224	1141.224		
32	784.0403		0.059443	784.0403	784.0403		
33	1584.326		0.067935	1584.326	1584.326		
34	8302.11		0.076427	8302.11	8302.11		
35	14314.12		0.084918	14314.12	14314.12		
36	14758.01		0.09341	14758.01	14758.01		
37	17058.36		0.101902	17058.36	17058.36		
38	11665.13		0.110394	11665.13	11665.13		
39	4473.208		0.118886	4473.208	4473.208		
40	2407.343		0.127378	2407.343	2407.343		
41	2615.196		0.13587	2615.196	2615.196		
42	3784.805		0.144361	3784.805	3784.805		
43	2375.847		0.152853	2375.847		2375.847	
44	1244.731		0.161345	1244.731		1244.731	

図 1-44 スペクトル描画と LF, HF の算出



図 1-45 心拍変動のパワースペクトル (左は散布図で描いたもの、右は複合グラフで棒グラフを描いたもの。 周波数ラベルが微妙に異なる)



図 1-46 時分割した R-R 間隔



図 1-47 時分割した各区間のスペクトル

動除去とコサイン・テーパ・ウィンドウ処理がされたものである。最下部の第4区間は ゆっくりした変動が大きく、スペクトルでも 0.1 Hz 成分が大きくなっている。

ここで得られた平均化されたスペクトル(図1-45)とLF, HFの値を別のプログラム で解析されたものと比較する。図1-48はフリーソフトのKubios HRV Standardで解 析した結果である。このプログラムでは、エクセルでの処理に処理条件を近づけるため、 前処理 (pre-processing)で、再サンプリング周波数 (Interpolation rate)を4 Hz (250 msec)、基線除去 (Detrending)のSmoothing parameterを400 (Cutoff frequency 0.39 Hz)とし、解析オプションでは、ウィンドウ幅128 s、オーバーラップ50%に設定 した。図1-48の上部の R-R 間隔のグラフに基線が表示されており、Kubios では全デー





※口絵参照

図 1-48 フリーソフト Kubios で解析したもの(比較のため,下部に図 1-45 のスペクトルを再掲)

タに対して、基線変動除去を行っていると推察される。この章で行ったエクセルの処理 では、時分割した後に基線変動除去を行っている。スペクトルの形を比較すると、ピー クの起伏位置はほぼ同じであるが、Kubios では LF が大きく、LF と HF の値はエクセ ルでは 710 と 315 であるのに対し, Kubios は 647 と 537 となっている。LF/HF はエ クセルでは2を超えるが、Kubiosでは1.2であった。Kubiosで算出された自己回帰ス ペクトル (AR spectrum) では、LF = 881, HF = 394, LF/HF = 2.4 であり、ここ で行ったエクセルの値により近い。

このようにスペクトル解析では、用いる方法や条件設定によって結果は異なる。特に



スペクトル推定のアルゴリズムが大きく異なる FFT 法と AR 法では結果の差異も大き くなる場合がある。また,同じ FFT 法であっても,前処理や補間,再サンプリング間隔 などが異なると結果が異なることがある。特に比の指標である LF/HF は,この差異が 拡大される。スペクトル解析ではどの方法でも一長一短があり,どの方法が正しいとい うものではない。

7 R波振幅の計測

通常, R 波の振幅は指標として用いられることはない。しかし,心電図波形を観察す ると R 波の振幅にゆらぎが見られることが多い。図 1-49 はこの章で解析した心電図の 最初の 10 秒間を示したもので, R 波振幅に規則的な起伏が見られる。これは呼吸によ る胸郭運動に伴い,体表面上の電極位置と心臓の位置がずれることによって生じる。し たがって,心電図には呼吸リズムと一致した R 波振幅の変動が含まれている。



図 1-49 R 波振幅変動

R 波の振幅は3 で示した R 波の検出により得ることができる。R 波の時間軸上の位置 がわかっているので,その位置の心電図の値を読み出せば良い。R 波振幅を Q 波または S 波とのボトム-ピークの差として算出すれば基線変動の影響はなくなるが,Q 波も S 波 も検出していないので,基線変動を除去した心電図波形を用いる必要がある。

【Excel での手順】

U列に R 波の位置を記載する。R 波検出位置は I 列に算出されているが、これを行番 号に変換するため、11を加える。次に心電図データのある第1列(A列)のその行番号 のデータを ADDRESS 関数で読みだす。これが R 波振幅である(図 1-50)。

図 1-51 は R 波振幅(青線)と胸郭伸展法による呼吸波形(黒線。吸気時に下方にな





1	1	J	K	L.	M	Ν.	0	P	Q	R	S	Τ	U	V	W	X
8	R波 検出位置	R波累積	RR	傾き	時間軸	時間軸位 置の傾き	R波位置	線形補間	再サンプリ ング番号	再サンプリ ング位置	最サンプリン グアドレス	補間後	ECG位置	R波振幅		
9																
10																
11	201												FI1+11	0.5231		
12	897	696	69	6 -0.05775	1 0)	0	()	1 700	8 \$P\$708	696	5 908	0.5011		
	1555	1354	4 65	8 0.043604	7 1	()	0	() ;	2 938	8 \$P\$938	682.7173	3 1566	=INDIREC	ADDRES	S(U13,1))
14	2243	2042	2 68	8 0.043115	4 3	2	0	0) :	3 1160	8 \$P\$1168	669.4347	2254	0.5602		





図 1-51 R 波振幅(青線)と呼吸曲線(黒線。軸を反転して表示))の重ね描き

るように軸を反転)を重ね描きしたものである。ピーク位置が非常によく一致しており, 230000 msec 辺りのあくびと思われる呼吸の大きな振幅変動に伴い, R-R 間隔も大きく 変化していることがわかる。

心拍変動性スペクトルの HF 成分を副交感神経系の指標として用いるには呼吸のリズムと深さが一定であることが必要であり、そのためには呼吸のモニターが必要である。 しかし、R 波振幅の変動が呼吸情報を表すのであれば、呼吸計測を行わなくても呼吸リズムの評価ができる。呼吸波形はさまざまな解析により有用な情報が得られるとされているが⁶⁰、R 波振幅をその代用として用いることができるかどうかはわからない。

文 献

- 1) https://www.garmin.co.jp/products/intosports/vivosmart-4-black-r/
- M. Lewandowska, J. Rumiński and T. Kocejko: Measuring pulse rate with a webcam

 a Non-contact method for evaluating cardiac activity. Proceedings of the Federated Conference on Computer Science and Information Systems, pp405–410 (2011).
- Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology: Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal*, **17**, 354–381 (1996).
- 4) GA. Reyes del Paso, et al.,: The utility of low frequency heart rate variability as an index of sympathetic cardiac tone: A review with emphasis on a reanalysis of previous studies. *Psychophysiology*, **50**, 477–487 (2013).
- 5) 日野幹雄:スペクトル解析. 朝倉書店 (1978).
- 6) 大須賀美恵子:呼吸の測り方・ノウハウ. 日本人間工学会 PIE 研究部会編:商品開発・評価 のための生理計測とデータ解析ノウハウ. pp125-132, エヌ・ティー・エス (2017).

この先をご覧いただくには、パスワードが必要です。

制限つきPDFで全ページをご覧いただけます。 (制限内容:閲覧期間の設定、コピーやプリントの禁止など)

- ・PDFの閲覧
 「パスワード」と「専用のビューア」(無料)が必要です。
 費用は一切かかりません。
 *WindowsのPCでのみご覧いただけます。予めご了承ください。
- ・パスワード ※電子試読ページよりお申込みください <u>https://www.nts-book.com/ntsの電子試読</u> ページ下部にお申込みフォームがあります。

右のQRコードからも 電子試読ページにアクセス いただけます。



・ビューアのダウンロード
 PDFは、株式会社スカイコムの SkyPDF Viewer (無償のPDFビューア)をダウンロードしてご覧いただけます。
 ※Adobe Acrobat Readerなど他のPDF閲覧アプリケーションではご覧になれません。

SkyPDF Viewer 無償ダウンロード: https://www.skycom.jp/free/