

心拍数と呼吸との同期を障害者訓練に活用する検討

大野邦夫*

職業能力開発総合大学校

k-ohno@uitek.ac.jp

1. はじめに

スマホ、タブレットPCの拡張としてのウェアラブルコンピュータの可能性が検討されている。具体的な製品形状としては、腕時計形と眼鏡形が検討されているようであるが、腕時計形の場合はセンサーを用いることにより心拍数を測定することが可能になる。他方、心拍数は容易に入手可能な身体情報であり、この情報を用いてその人の心理状況を知る試みがなされてきた。例えば、当学会のVMA研究会におけるNTTの研究報告がある[1]。この報告で紹介された内容は、被験者が緊張状態にあるか、眠気を催しているかを判別することを試みたものであった。状態の推定は、特定時間区間における心拍数の平均値や分散値に加え、直線近似における傾き成分の持続時間や周波数成分といった時系列的特徴量を用いたSVM (support vector machine) により行っている。実験の結果、眠気の推定は74%、緊張の推定は66%で推定が可能であることを確認したとのことであった。

NTTの研究は会議での応用を想定しているようだが、教育や訓練にも適用可能であろう。特に視聴覚障害者の職業教育や訓練において、発言や指示内容が認知されているか否かの情報は有効であり、心拍数の変化などによりそれらが把握できれば、教育や訓練の内容や方法にフィードバックすることが可能となる。さらに他の障害者、特に発達障害や高機能障害などの精神機能に関する場合は、言語によるコミュニケーションが不十分な場合も多いので、心拍数情報を通じて心理的な状態が多少なりとも把握できれば教育や訓練におけるコミュニケーションにとっては大きな前進であろう。

しかし、NTTの研究から把握できる状況は、心拍数のみについてSVMのような高度な統計的な手法を駆使しても、推定制度のパーセンテージから推察されるとおり心理状態の版別はかなり大雑把なものでしかない。より正確な

心理状態把握のためには、心拍数だけでなく別の情報の活用の可能性を検討する必要があるであろう。そこで考えられたのが呼吸に関する情報である。

2. 心拍数変化のモデルと呼吸との同期

2.1 要因の分析

呼吸と心拍数は関係があり、意識状態・健康増進などに関係する。6月末に鎌倉女子大大船キャンパスで開催されたバイオ・フィードバック・セミナーにおけるUMDNJ (University of Medicine & Dentistry of New Jersey) の Paul Lehrer教授によるワークショップに参加してきた。簡単なセンサーで取得される心拍数と呼吸周期データから、その人の健康状態がある程度診断可能であるとのことで[2]、興味深いワークショップであった。本稿における検討は、その時の知見に基づいているのでまずはその概要について紹介する。

心拍変動の要因は多様であるが、1970年代から検討されている。例えば、心拍数はストレスで増加するのか、あるいは低下するのかといったことが検討されたが必ずしも明確な結果は得られなかった模様である。その後測定器の進歩と具体的な心拍データの周波数分析から、表1のような種々の要因が把握された[3]。

表1 心拍変動要因の分析

カテゴリ	周波数	要因
高周波	15 ~ 0.4	呼吸性不整脈, 迷走神経に由来 (迷走神経緊張・迷走神経による調整)
低周波	0.4 ~ 0.15	交感神経と副交感神経による制御, 圧反射制御
超低周波	0.15 ~ 0.003	交感神経による媒介, 体温調節
極低周波	0.003以下	警戒状態

心拍変動は健康な心臓血管系と自律神経調節を反映する。ある働きによって心拍が下がれば自律性の反射作用 (ホメオスタシス) はそれを上げる。以上の検討を通じ

* 職業能力開発総合大学校顧問・株式会社安土取締役

て、心拍変動の要因は、呼吸性の不整脈（RSA：心拍変動の高周波成分、迷走神経（副交感神経）の制御）と圧反射（baroreflex）によることが判明した。さらに圧反射については、心拍数（heart rate）と血管緊縮(vascular tone)によることが判明した。

2.2 圧反射によるモデル

図1は、基本的なモデルとして考えられている圧反射システムの二つの閉ループ系を示している。一つの系は心拍

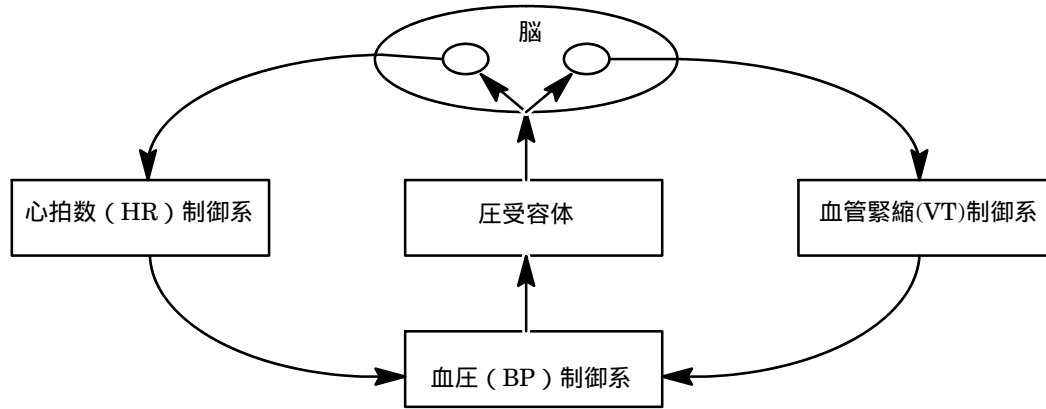


図1 圧反射システムの二つの閉ループ系モデル

数系であり、もう一つは血管緊縮系である。前者は概略時間遅れ（時定数）5秒、0.1Hzの共振系であり、後者は概略時間遅れ15秒、0.03Hzの共振系である。

圧反射は頸動脈洞と大動脈にある伸展受容器によって引き起こされ、血圧（BP）の調整を行う。図1の左側のループに相当する心拍(HR)圧反射は、血圧が上昇すると心拍数を低下させ、血圧が低下すると心拍数を増加させる。なお血圧の上昇は、血量の増大に対応するので、一定量の血量の供給が必要とすると妥当な関係と言えるであろう。

この機能は心拍変動低周波成分、交感神経と副交感神経が関係している。図1の右側のループに相当する血管緊縮(vascular tone)圧反射は、血圧が上昇すると血管を拡張させ、血圧が低下すると血管を収縮させる。以上は心拍変動超低周波成分、交感神経が関係していると言われる。なお、圧反射は延髄の孤束核によって制御されており、この中枢は大脳辺縁系と直接にやりとりしている。したがって、圧反射活動は情動反応と相互作用があると考えられている[4]。以上のモデルを通じて、下記の結論が得られている。

- (1) 心拍変動は心肺系システムを目標としたさまざまな反射を反映する複雑な変動システムである
- (2) 心拍変動は自律神経バランスを反映する

- (3) 心拍変動にみられるいくつかの反射は大脳辺縁系とやりとりをしながら脳によってコントロールされている。これはうつ病、痛み、その他の身体に関連するプロセスを含んでいる。

以上の応用として、心拍変動をコントロールし、呼吸性不整脈や圧反射を増大させることができれば、身体に関わる障害をもつ患者を支援する可能性があるとのことである。

2.3 心拍数と呼吸との同期

先のモデルに基づく実践的な応用として、呼吸を変化させることにより心拍に共鳴現象を生じさせ、体調を整え健康を増進させ得ることが判明した。レゾナンス(共鳴)周波数は、個人差があるが呼吸間隔をコントロールすることによりその値を把握することが可能である。レゾナンス周波数の決定のためには、下記の3段階の手順を必要とする。

- (1) 低周波成分の現れを見極めるために安静ベースラインをチェックする。
- (2) 被験者には心拍のピークと谷の振幅(心拍変動)が最大になるように、ゆっくりと呼吸をするように指示する。
- (3) ペース呼吸を行い、レゾナンス(共鳴)周波数を確認する。

なお、以上の手順において、呼吸間隔を一定にするために呼吸ペーサーを使用する必要がある。レゾナンス周波数を決めるために、その前後で呼吸数を変化させる。例えば、4.5/minから6.5/minの間でペース呼吸（一定間隔の呼吸）を0.5/min刻みで増やしていく方法が考えられる。正確な値を把握するためには、レゾナンス周波数でのペース呼吸を練習し、その感覚を体得する必要がある。

表2は、ある被験者のデータを示している。ペース呼吸を6.0/minから0.5/min刻みに4.0/minまで変化させた場合であるが、4.5/minの場合に振幅が最大になっている。このことから、この被験者のレゾナンス周波数のペース呼吸は、4.5/minであることが分かる。

表2 レゾナンス周波数の測定例

項番	ペース呼吸	パワースペクトル最大値
1	6.0 /min	390 msec/Hz
2	5.5 /min	390 msec/Hz
3	5.0 /min	690 msec/Hz
4	4.5 /min	910 msec/Hz
5	4.0 /min	350 msec/Hz

心拍データの波形の増幅度と位相を、ペース呼吸を横軸に取ってプロットしたデータを図2に示す。このグラフ

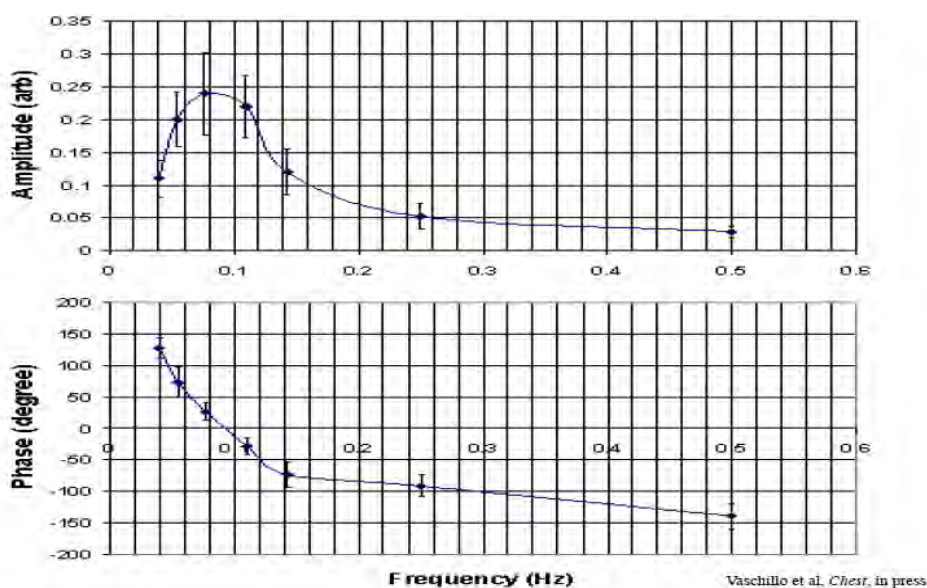


図2 心拍変動の呼吸頻度に対する伝達関数

は、心拍変動の呼吸頻度に対する伝達関数であるが、0.08Hzあたりで心拍変動は最大になり、0.09Hzあたりで位相は0になっている。おそらくは位相が0の場合に共鳴していると考えられるので、この図の被験者は、0.08～0.09Hzの呼吸数で共鳴を生じていると言えるであろう。

2.4 血管緊縮と呼吸との同期

前項の心拍数制御系の共鳴は、表1における超低周波域の現象であるが、血管緊縮運動制御に関わる極低周波帯域に生じる共鳴も呼吸などにより随意的に刺激・制御は、新しいバイオフィードバック研究の道筋を開く可能性がある。0.03 Hzの心臓血管系は、不快な刺激音や強い情動価値をもった刺激により共鳴を生じさせることが観測されている。なお、0.03Hzの共鳴は、は33秒の長さの変動に対

応する。臨済宗の禅僧が行う丹田呼吸は、毎分1回程度であり血管緊縮による共鳴の効果を活用している可能性があるとのことである。

2.5 心拍数変化と呼吸に関するまとめ

以上の呼吸回数と心拍数変化を活用する手法について総括すると以下ようになる。

- 1) 心拍変動の要因である圧反射システムは、心拍数系と血管緊縮系の二つの閉ループ系により構成される。
- 2) 圧反射システムの特性によってもたらされる4.5～6.5 (times/min)の個人特有の共鳴周波数がある。
- 3) 心拍変動バイオフィードバックは圧反射を刺激し、安静時の圧反射感度をより高めるように鍛錬可能である。

- 4) 共鳴周波数の呼吸は呼吸効率を高めている。
- 5) 呼吸以外の方法でもこのシステムを刺激することができる。
- 6) この他にも0.03 Hz以下の の刺激による心血管系に対する共鳴がある

以上から、被験者の健康状態や心理状態の把握に心拍情報を活用するよりは、呼吸のコントロールを活用して健康状態や心理状態を前向きに改善していく手法に着目する方が現実的な問題解決につながる示唆が得られたと考え以下の検討を試みた。

3. 心臓血管系の等価回路によるモデル化

3.1 心臓の負荷としてのウインドケッセルモデル

具体的なモデルを検討したいと考えるが、その出発点は、図1の圧反射システムの二つの閉ループ系と考えられる。この系は、抽象化された概念モデルであるために、この概念を具体的な物理的なモデルにブレークダウンすることが望まれる。そのためには、血流や血圧さらには血管のインピーダンス等を定量的に論じられるようなモデルが必要となる。そのような心臓血管系の分かりやすい単純なモデルとしてはウインドケッセルの3要素モデルが挙げられ

る。これは図3のように、心臓への負荷としての血管系をL,R,Cの3要素で代表して記述する単純なモデルであるが心臓への負荷の記述のために広範に用いられている[5]。

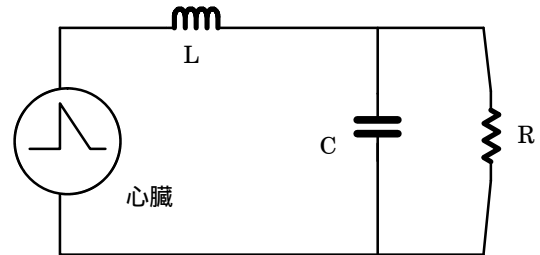


図3 ウインドケッセルの3要素モデル

3.2 ウインドケッセルモデルの拡張

ウインドケッセルモデルの拡張としては、図4のように血管の動脈を分布定数による管路と見なし、終端をウインドケッセルの3要素モデルで扱う手法もある。この手法は心拍のパルス周期と同期（共鳴）するような血管系の動的な特性やインピーダンスを論じる場合に有効に用いられる[6]。

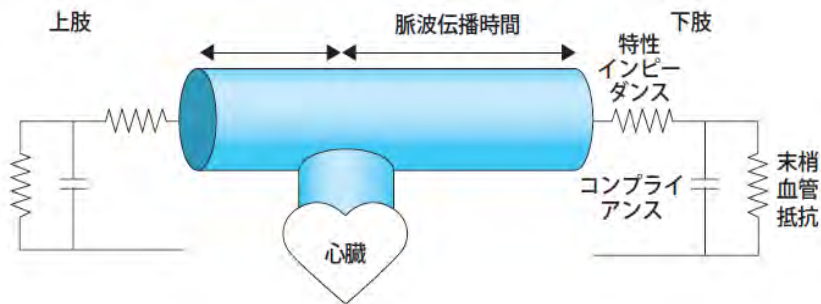


図4 動脈血管を分布定数系として扱うウインドケッセル拡張モデル

なお、ウインドケッセルモデルもその拡張モデルも、基本的には心臓を単一の血圧パルス原としてとらえ、血管系を容量や抵抗、慣性といったインピーダンス負荷として扱う。要するに心臓は図5に示すようなポンプであり、静脈から還流される前負荷と心拍により出力される血流パルスが出力する後負荷があるというモデルである[7]。

これらのモデルでは、心拍として出力されるパルス波が動脈を伝達して後負荷として末梢血管に到達し、静脈を経由して前負荷として心臓に還流することを説明する。このモデルと図1を対比すると、図1の右側の閉ループ（血管緊縮系）が図5の後負荷と前負荷に相当することになる。他

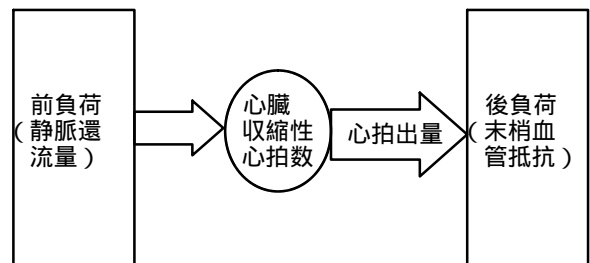


図5 心臓のポンプ作用のモデル図

方図1の左側の閉ループ（心拍系）は心臓の内部的なものとなり、明確ではない。より詳細で具体的なモデルが欲しいと考えたのであるが、富岡和人氏（ALIFE COM. バイオ研究室）による適格なモデルを見つけることができた。

3.3 富岡モデル

図6は、富岡和人氏のモデル[8]に基づく心臓血管系のモデルを示す。富岡氏のモデルは、接地部（アース）を中心に

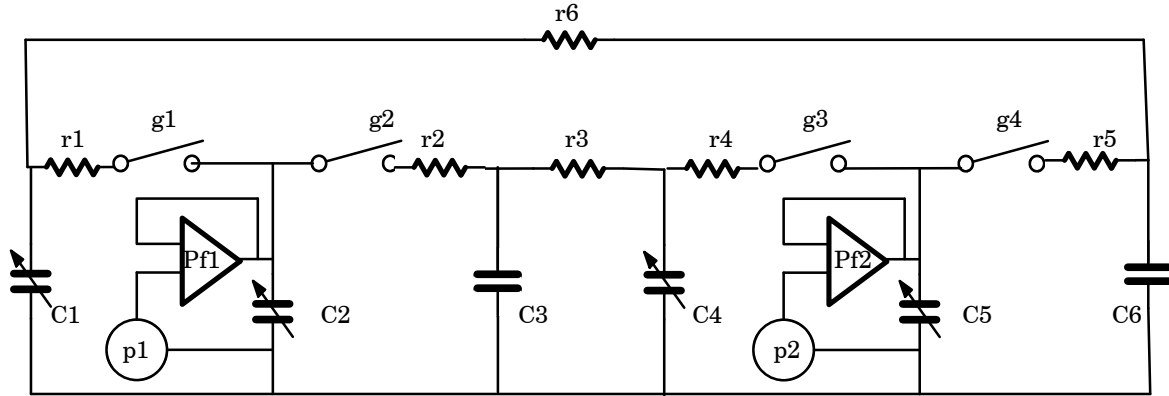


図6 富岡モデルを簡略化した心臓の集中定数系モデル

にした円周で示した回路になっていて、一般の回路に慣れた目には分かりにくいので、一般的な回路図のようにアースを下線で示している。さらに富岡氏のモデルでは、肺と末梢血管への負荷の部分（パイ）形回路とした冗長性が見られるので、それを図6ではT形回路に変換し単純化している。

図6の等価回路モデルでは、血流は電流に、血圧は電圧に対応付けられている。抵抗成分（ $r1 \sim r6$ ）は、血流への抵抗成分であり、容量成分（ $C1 \sim C6$ ）は心臓や血管の弾力性（コンプライアンス）である。スイッチ（ $g1 \sim g4$ ）は弁を意味している。図6は、左から静脈流を受け入れ、右に動脈流を出力するモデルである。 $C1$ は右心房のコンプライアンス、 $g1$ は三尖弁（入口弁）である。 $g2$ は肺動脈弁（出口弁）である。 $p1$ は、右心室の内圧で $C2$ は右心室のコンプライアンスである。 $Pf1$ は右心室の内圧を外部の影響から保持するプレッシャフォロワ要素である。 $C3$ は、肺循環における血流路のコンプライアンス、 $r2 \cdot r3$ は肺循環における血流抵抗である。

$C4$ は左心房のコンプライアンス、 $g3$ は僧帽弁（入口弁）、 $g4$ は大動脈弁（出口弁）である。 $p2$ は、左心室の内圧で $C5$ は左心室のコンプライアンスである。 $Pf2$ は左心室の内圧を保持させるプレッシャフォロワ要素である。 $C6$ は体循環におけるコンプライアンス、 $r5 \cdot r6$ は体循環における血流抵抗である。なお、 $C1, C2, C4, C5$ において矢印が付されているのは、コンプライアンスが可変パラメータ

であることを意味している。このパラメータは脳神経からの命令による可変量である。なお、 $p1, p2, Pf1, Pf2$ も脳神経からの命令による可変量である。

図1と図6とを対比させると、下記ようになる。

- (1) 図1の左側のループは、図6の $r2, r3, C3$ で構成される肺循環の負荷に対応する。
- (2) 図1の右側のループは、図6の $r5, r6, C6$ で構成される血管緊縮系の負荷に対応する。
- (3) 図1の圧受容体は、図6の $p1, p2$ の右心室、左心室の内圧に対応する。
- (4) 図1の血圧制御系は、図6の $Pf1, Pf2$ の右心室、左心室におけるプレッシャフォロワ要素に対応する。
- (5) 図6の $C1, C2, C4, C5$ のコンプライアンス量および、 $p1, p2$ の右心室と左心室における内圧、 $Pf1, Pf2$ の右心室・左心室に付随するプレッシャフォロワ要素は、脳からの意識・無意識によるコントロールを受けるため図1の脳の部分に対応する要素でもある。

以上のように、図1と図6とは明確に対応し、図1の概念的なモデルは図6の等価回路モデルとして具体化することが可能である。プレッシャフォロワとは、血圧の出力インピーダンスを下げるための仕掛けである。すなわち、肺循環においても、血管緊縮系においても、負荷の変動に応じて血圧が大きく変動しないためのメカニズムで、一種のネガティブ・フィードバックである。この概念は電子回路的には古典的なもので、真空管におけるカソードフォロア回路、トランジスタにおけるエミッターフォロア回路として

使用されていた。このモデルでは増幅素子として演算増幅器（オペアンプ）が使用されている。

3.4 共鳴現象への適用

図6のモデルで共鳴現象を分析するには、若干の問題がある。というのは、富岡モデルでは血流の質量による慣性

効果が含まれていないためである。血流の慣性効果を考慮すると、図の抵抗成分に、慣性項としてのインダクタンスを付与する必要がある。図7は、図6のモデルの肺循環系部分について慣性項のL2～L4を加えたモデルである。

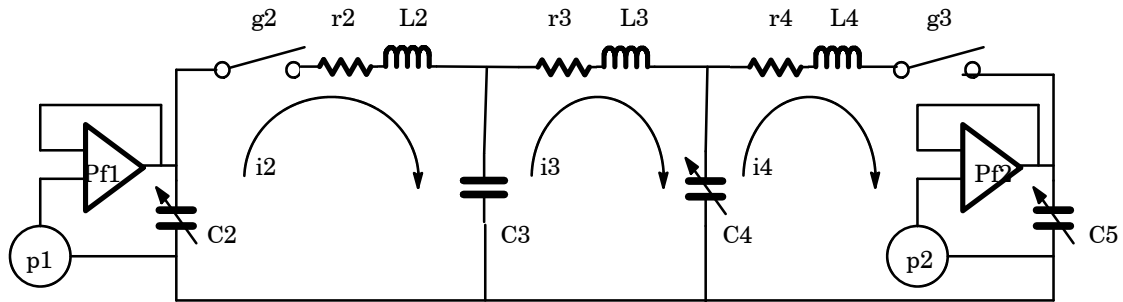


図7 図6の肺循環系部分について慣性項を加えた等価回路モデル

図7の回路について、キルヒホッフの法則を適用すると下記ようになる。

$$q_2/C_2 + r_2 \cdot i_2 + L_2 \cdot (di_2/dt) + (q_2 - q_3)/C_3 = 0$$

$$(q_2 - q_3)/C_3 + r_3 \cdot i_3 + L_3 \cdot (di_3/dt) + (q_3 - q_4)/C_4 = 0$$

$$(q_3 - q_4)/C_4 + r_4 \cdot i_4 + L_4 \cdot (di_4/dt) + q_4/C_5 = 0$$

なお、 $q_2 \sim q_4$ は、 $i_2 \sim i_4$ に対応する電荷で、下記の関係により示される。

$$dq_2/dt = i_2$$

$$dq_3/dt = i_3$$

$$dq_4/dt = i_4$$

以上の6式の間を整理すると下記のように連立1階微分方程式として記述される

$$di_2/dt = \{q_2/C_2 + r_2 \cdot i_2 + (q_2 - q_3)/C_3\} / L_2$$

$$di_3/dt = \{(q_2 - q_3)/C_3 + r_3 \cdot i_3 + (q_3 - q_4)/C_4\} / L_3$$

$$di_4/dt = \{(q_3 - q_4)/C_4 + r_4 \cdot i_4 + q_4/C_5\} / L_4$$

以上において、ベクトル、 $\mathbf{q} = (q_2, q_3, q_4, i_2, i_3, i_4)$ とすると、上記の連立1階微分方程式は、下記のベクトル・マトリクス微分方程式で記述される。

$$d\mathbf{q}/dt = \mathbf{B} \mathbf{q}$$

具体的にベクトル・マトリクス表示すると図8のようになる。

図8におけるマトリクス \mathbf{B} は、系の状態マトリクスであり、ジョルダンの標準形を用いて対角化することが可能である。線形解析により対角化された条件下でのベクトル（固有ベクトル）に対応した固有値が得られるが、その最小値が最小の固有振動数に対応する。その振動数が図1における心拍数制御系の共鳴周波数に対応すると考えられる。

4. 教育訓練システムへの適用

4.1 プログラム階層構造

スマホやタブレットPCを教育・訓練に活用する試みは多方面で取り組まれているが、身体情報を収集してそれをフィードバックして活用する場面は少ないと思われる。だが今後、ウェアラブル・コンピュータが普及すると、そのような可能性が増大すると考えられ、手始めに収集を試みられるのが心拍情報であろう。

そのようなバイオフィードバックシステムの相互運用アプリケーションの構築のためには、センサー、データ収集デバイスから、個々人の情報レベル、社会的な枠組みまでを包含する標準化の枠組みを構築することが必要である

$$\frac{d}{dt} \begin{pmatrix} q_2 \\ q_3 \\ q_4 \\ i_2 \\ i_3 \\ i_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ (1/C_2 - 1/C_3) & 1/C_3 & 0 & r_2 & 0 & 0 \\ 1/C_3 & (1/C_3 - 1/C_4) & -1/C_4 & 0 & r_3 & 0 \\ 0 & 1/C_4 & (1/C_5 - 1/C_4) & 0 & 0 & r_4 \end{pmatrix} (q_2, q_3, q_4, i_2, i_3, i_4)$$

図8 連立微分方程式のベクトル・マトリクス表示

う。先の年次大会の企画セッションにおいて、図9に示す基本的な構想を述べたが[9]、今回のサービスについても、その枠組みで考える必要がある。

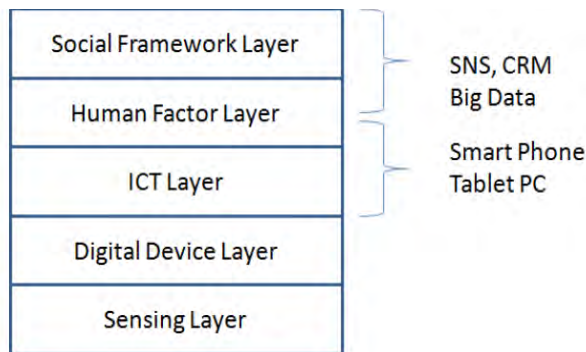


図9 身体情報活用の相互運用階層モデル

下層から、センシング層、デジタルデバイス層、ICT層、人間要因層、社会的枠組層として構成される。センシング層は、物理信号を電気信号に変換する機能を持つ層である。デジタルデバイス層は、電気信号をデジタル化して情報処理を可能とする層で、ICT層は、インターネットを包含する情報通信処理層であり、下位の電子デバイス層とはUSBのような標準的なプロトコルでインタフェースされる。人間要因の層は、利用者アプリケーション・プログラムそのものであり、スマホやPC上で利用者が使用するコンピュータ機能である。さらに上位の社会的枠組の層は、社会的な組織が個々人を利用者として提供するサービスの枠組みであり、今日ではWebサイトを經由してデータベースを活用・管理するアプリケーションの枠組みである。従来から話題になっている、SNS、CRMといったサービス分野に近く、ビッグデータと呼ばれる大量データの選択や最適化のようなカテゴリを包含する。

先に述べた心拍数と呼吸を同期させて教育・訓練を支援するようなシステムの場合には、下記のような構成になると思われる。

(1) センシング層

腕時計形コンピュータだと時計バンドに相当する部分にセンサーを装着し心拍を取得することになる。耳たぶにセンサーを装着し、スマホやPCに接続する方法も考えられる。

(2) デジタルデバイス層

センサー入力をデジタル化してUSBのような標準インタフェースとプロトコルでスマホやPCに取り付ける機器である。腕時計形コンピュータだと内蔵されることになる。

(3) ICT層

スマホ・PC上のデバイス寄りのアプリケーションで、心拍数や波形の表示、ペース呼吸のための指示、それらの操作のインタフェースなどの機能を提供する。

(4) 人間要因層

教育・訓練サービスや医療・健康サービスに関して個人の実時間的な情報の履歴管理、オフラインでのサービス機能を提供する。

(5) 社会的枠組層

ネットワーク上のデータベースやWebを活用するサービス。

4.2 心拍と呼吸のシミュレーション

実用的なシステムを構築する上で鍵となるのは、心拍数をモニターしながらペース呼吸を支援する機能とそのヒューマンインタフェースであろう。この機能については、”emWaveDesktop”という専用のデバイスを用いる専用のアプリケーションソフトが既に販売されている[10]。要するにこの機能を心拍デバイスとスマホ、又は腕時計形のウェアラブルコンピュータに実装することが当面の狙いということになる。

emWave Desktopの中身は不明であるが、ペース呼吸に対応した心拍データの振幅を記録し、得られたデータを外挿・内挿することにより、最大振幅におけるペース呼吸値を設定するものであろうと考えられる。だがより優れた機能を実現するためには、より厳密なモデルに基づくデータ処理を行うことが望まれ、その手法として3章の等価回路モデルの検討を試みている。

表2と図2から得られたレゾナンス周波数に対応するペース呼吸は、図1の心拍数制御系（左側）の共鳴に対応するもので、これは図7に示した心臓の肺循環系モデルに対する動作機構に関係すると考えられる。emWave Desktopも、このアプリケーションだが、これらの高機能化のためには、図7における肺による呼吸と心臓の機能をさらに実験的に検証しモデルを精密化することが望まれる。

5. 考察

本研究の狙いは、元々障害者の教育・訓練に心拍データが活用できないかという素朴なものであったが、心拍のモデル化を試みる過程でより基礎的な分野に入り込んでしまった感がある。バイオフィードバックに関するUMDNJ（University of Medicine & Dentistry of New Jersey）のPaul Lehrer教授のワークショップにおける検討内容は、非線形振動モデルの観点で興味深いものであった。Paul Lehrer教授に、図1のモデルに基づきコンピュータ・シミュレーションを通じて検討する方法があるのではないかと質問したのであるが、Lehrer教授の周辺ではうまく行っていないので検討してはいないとの回答であった。なお、今後の研究手法としては十分可能性があり、関心を持つならぜひ試みて欲しいとのことであった。

そのアドバイスに基づき漠然と考えたのは、自励振動の系に対して外力を強制するモデルである。いわゆる強制自励系の振舞いの問題で、ファン・デル・ポール方程式に関しては引っ込み現象をはじめとしてかなり研究が行われて

いるはずである。心拍を自励振動と捉え、ペース呼吸を外力により強制するモデルとして扱えば、強制自励系の研究成果を活用して容易にモデル化が可能ではないかと考えたのである。

しかし、ファン・デル・ポール方程式の強制自励系は、自励振動数よりは高い周波数による加振の検討が大半であり、今回のように自励振動数（心拍数）よりは低い周波数（ペース呼吸）で加振するような場合については系統的な検討は行われていないようであった。

そこで、生体の要素モデルをコンピュータ表現化する手法について調査してみた[11][12]。工学系のモデル化手法に譬えると有限要素法のようなアプローチであるが、データが微細すぎて心拍と呼吸の共鳴現象の検討などには不適合であった。そのような過程で見つけたのがA LIFE COM. バイオ研究室の富岡和人氏の研究内容である。富岡和人氏のモデルは、心臓と肺、血管の動作を集中定数系で扱うもので、電気回路における等価回路手法を活用するものである。この手法は、機械系の電気回路アナログと類似で、自動制御分野などで活用される方法である。このようなモデルを生体機能の定性的な分析に活用するのは興味深いと思う。ただし、私から見ると富岡氏のモデルは静的な負荷に関しては冗長さが残存するので、さらに単純化した。

さらに富岡氏のモデルは、血流に対応する慣性項を含んでいないので、それを補うモデルを考えた。一応この手法を用いることに寄り、Paul Lehrer教授のペース呼吸に基づく心拍の共鳴現象のシミュレーションモデルの検討が可能になった。さらに、本校（職業大）の不破先生からウインドケッセルモデルに関するアドバイスをいただき、従来検討されてきたモデルと富岡モデルとの間の関係も把握することができた。図1の右の血管収縮のループについては、ウインドケッセル拡張モデルに基づく図4のようなアプローチでモデル化が可能と思われる。

6. おわりに

以上検討の端緒に過ぎないが、Paul Lehrer教授が明らかにした心拍とペース呼吸の共鳴現象について、富岡和人氏の集中定数モデルを基本にして解析し、連立微分方程式の固有値解析に基づく共鳴現象の解析への方向付けを明らかにできたと思う。富岡和人氏のモデルに慣性項を追加した集中定数モデルの妥当性が確認できれば、このモデルを用いて共鳴現象をもたらすペース呼吸をガイドすることが可能になる。そのようなサービスを通じて、障害者の教

育・訓練の新たな手法を開拓することが可能になれば素晴らしいと考える。最後に本稿を執筆するにあたり、心臓血管系モデルについての情報をご提供いただいた職業能力開発総合大学校心身管理ユニットの不破輝彦先生に感謝します。またこの検討は、本校のユニバーサル支援ユニットの伊東久美子先生のグループにおける研究の一環として進められたものであり、このような機会を頂いたことに関して伊東先生ならびに関係者の方々に御礼申し上げます。

文献

- [1] 村山卓弥, 手塚 博久, 武藤伸洋, 阿部匡伸; “脈拍数を用いた平常/非平常 (眠気, 緊張) 推定方法”, 画像電子学会第26回VMA研究会報告 (2010.1)
- [2] PaulLehrer; “心拍変動バイオフィードバック: 心臓血管系および圧反射機能に対する効果”, 鎌倉女子大学バイオ・フィードバック・セミナー, (2013.6)
- [3] Task force of European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing & Electrophysiol, Circulation, 1996
- [4] C.G. Goetz, “Textbook of clinical neurology”, Elsevier, p. 38 (2007)
- [5] 加藤健司ほか; “遺伝的アルゴリズムによる血圧推定モデルの同定”, 福井大学工学部研究報告第51巻 第2号 (2003.9)
- [6] 杉町勝; “基礎: AIと動脈の力学的特性”, http://www.arterial-stiffness.com/pdf/no09/024_029.pdf
- [7] 小川聡・井上博; “標準循環器病学”, 医学書院, ISBN 4-260-11981-8, pp.96-99, (2001)
- [8] 富岡和人; “循環系の回路モデルの簡単な初級講座 2007第2回”, <http://book.geocities.jp/alifecominfo/alifecom/forbeginners2007/forbeginners20072.pdf>
- [9] 垣本映, 大野邦夫; “職業能力開発総合大学校における視覚障害者支援の研究事例について”, 第41回画像電子学会年次大会企画セッション講演論文 (2013.6)
- [10] Institute of HeartMath; “emWave Desktop”, <http://store.heartmath.org/emwave-pc/emwave-desktop-mac-pc>
- [11] 天野晃, 松田哲也; “電気生理学モデルに基づく心臓拍動シミュレーション”, <http://www.ritsumei.ac.jp/~a-amano/publications/S3-4.pdf>
- [12] 渡邊浩志, 杉浦清了, 岡田純一, 鷲尾巧, 久田俊明; “マルチフィジックス心臓シミュレーターの開発”, http://www.kgt.cybernet.co.jp/avs_conso/event/vc11/summary/data/2-2.pdf