三次元磁界計測を用いた運動負荷による健常者の心磁図解析

Analysis of Exercise-Induced Magnetocardiogram of Normal Subjects using Three-Dimensional Magnetic Measurement

小林宏一郎・佐藤良昭*・安藤大輔*・大芦和広*・金鳳洙**・内川義則*

岩手大学工学部, 岩手県盛岡市上田 4-3-5 (〒020-8551)

*東京電機大学大学院理工学研究科, 埼玉県比企郡鳩山町石坂 (〒350-0394)

**東京電機大学理工学部, 埼玉県比企郡鳩山町石坂 (〒350-0394)

K. Kobayashi, Y. Sato*, D. Ando*, K. Oashi*, B. S. Kim**, Y. Uchikawa*

Faculty of Engineering, Iwate University, 4-3-5 Ueda, Morioka, Iwate 020-8551

*Graduate School of Science and Engineering, Tokyo Denki University, Ishizaka, Hatoyama, Hiki-gun, Saitama 350-0394

**School of Science and Engineering, Tokyo Denki University, Ishizaka, Hatoyama, Hiki-gun, Saitama 350-0394

Three-dimensional vector measurement of exercise-induced magnetocardiograms (MCGs) of normal subjects were performed by using a bicycle ergometer made of wood and brass.

MCGs were measured by a three-dimensional second-order gradiometer connected to 39-channel SQUIDS, which can detect magnetic components perpendicular to the chest wall (B_z) and tangential to the chest wall (B_x , B_y) simultaneously. MCG data of normal subjects were analyzed by using time-frequency analysis and found that the power spectrum of the ST segment was different between rest times and exercise-induced stress for the heart. PCA was also applied to the result of time-frequency analysis and the time course of frequency for the QRS and ST segments were evaluated quantitatively.

Key words: three-dimensional vector measurement, magnetocardiogram, exercise-induced, time-frequency analysis, AR model, principal component analysis

1. はじめに

心磁図(MCG: magnetocardiogram)は心電図(ECG: electrocardiogram)に比べて媒質の影響が少なく局所情報を提供するなどの利点があり, 特に心電図では測定が困難な心筋などの傷害時に発生する直流電流の検出が可能である。また, 心磁図計測は非接触であるため心電図計測で問題となる電極による極端現象を考える必要がなく, ST分節などの低周波成分の評価に適する¹⁾。臨床応用において, WPW症候群や不整脈などの異常興奮部位や心筋梗塞など心起電力の評価に有用であることが示されている²⁾。

また, 狭心症患者の運動負荷によって誘発される虚血状態のMCG計測を行い, S-T分節の解析により心筋虚血部位の評価なども行われている^{3),4)}。しかし, 得られた磁界データの特徴を時間領域で捉える報告に対し, 周波数領域に着目した報告は少ないのが現状である。刺激伝導系での反応は時間経過における信号源の移動や構成周波数に変化していることが考えられる。このような時間と周波数が密着な関係があるデータで従来見落とされていた情報への解析に時間・周波数解析が有効であると考えられている⁵⁾。

そこで本研究では, 自作した非磁性のエルゴメータを用いて, 運動負荷実験による健常者の三次元MCG計測(B_z , B_x , B_y)を行い, 時間・周波数解析を用いて時間経過における安静状態及び運動負荷直後の構成周波数の変化について検討を行ったので報告する。

2. 実験・解析方法

2.1 実験方法

運動負荷実験は自作した非磁性エルゴメータを使用し, 仰臥位で負荷を与えた。負荷方法は多段階負荷増加法を用い, 初期負荷量 25watt から開始し, 3 分ごとに 25watt ずつ増加し目標心拍数(1)式に達するまで増加させた⁶⁾。

$$\text{Target HR} = (220 - \text{age}) \cdot 0.85 \quad (1)$$

三次元MCG計測は, 健常者 11 名(男:22~24 歳)に対して Fig. 1 に示すような前胸壁面上 48 点(・印:X 方向間隔 4cm, Y 方向間隔 4cm)について, 二次勾配型三次元磁界検出コイルを内蔵した SQUID 磁束計を用いて磁気シールドルーム内で行った。計測は Fig. 2 に示すように, 安静状態(rest)で 4 分間計測した後, 運動負荷を与え目標心拍数に達した直後から 10 分間行なった。計測した磁界データ

Fig. 1 Coordinate system and locations of the measurement positions on a subject's chest.

Fig. 2 Exercise-induced stress test protocol.

は、0.5～300Hzの帯域通過フィルタに通し、サンプリング間隔 1ms で A/D 変換し、PC に保存した。その後、ノイズ除去のため解析対象とする心拍数の前後 10 心拍を ECG の R 波同期にて加算平均し、呼吸による基線のゆらぎと ST 分節を対象として 1～40Hz のデジタルフィルタ処理を行った。基線補正は、PQ 分節間のデータの平均値を利用して行った。また参照信号として ECG(第Ⅱ誘導)を同時計測し、心拍数の変化を随時確認した。なお、被験者は、20 代前半の男性に限られているため、今回の実験結果はすべての健康者における特徴を表しているものではない。

2.2 解析方法 (時間周波数解析)

運動負荷によって運動負荷直後から安静状態に至るまでの変化を周波数領域から検討するため時間-周波数解析を行った。解析方法は、はじめにある幅の解析区間 N1 のスペクトル推定を行い、次に時間 L だけシフトした解析区間 N2 においてスペクトル推定を行う。この作業を繰り返すことによって、パワースペクトルの変化を時間的に解析する。短時間スペクトル推定には、周波数分解能の点で有効な結果が得られる自己回帰モデル(AR Model: autoregressive model)を用いた。式(2)に使用したスペクトル推定式を示す。

$$B(f) = \frac{\sigma_e^2 \Delta t}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p a_k^p \exp(-j2\pi f k \Delta t) \right|^2} \quad (2)$$

ここで、 $B(f)$ は磁界信号のパワースペクトル、 σ_e^2 は磁界信号の分散値、 a_k^p は AR モデルの係数(次数 p 次)、 Δt はサンプリング間隔を示している。本解析では、三成分の計測データに対し、解析区間 100ms でスペクトル推定を行い、この解析区間を 5ms ずつシフトしながらスペクトル推定を行い、周波数分布による比較を行った。ただし、AR モデルの次数は最終予測誤差(FPE: final prediction error)により決定した。

2.3 解析方法 (主成分分析)

時間-周波数解析により得られた特徴的な周波数成分を定量的に評価するために主成分分析を行った。時間-周波数解析により得られた各測定点(A1～H6)の 48 点の周波数スペクトルデータを変数とした分散共分散行列(48 行×48 行)を計算し、第一主成分を求めた。

3. 結果

運動負荷中止直後から 10 分間の心拍数の変化を 11 人の被験者で平均した結果を Fig. 3 に示す。HR1(負荷直後)の心拍数は式(1)より約 160 [Time/min]であり、HR2(負荷中止後 4 分間まで)は急激に心拍数が減少していくが、その後は緩やかに回復していくことが分かる。

1 例として、運動負荷直後と安静時の代表的な MCG 波形(Bz, Bx, By)の各測定点(48ch)の重ね書き波形を Fig. 4 に示す(図中印は後述する)。Fig. 4 を見ると、安静時に比較して HR1(運動負荷直後)では ST 分節において、著しい ST 偏位が確認できる。心筋細胞は心内膜側から心外膜側に脱分極が進行するときに QRS 波を形成し、心外膜側から心内膜側に進行して、ST 波を形成する。また運動時には、心筋の酸素需要量が高まり、血流量を増加することで酸素が供給され、心室の再分極過程において ST 区間の減少として心電図上で確認される⁹⁾。今回心磁図においても同様な結果が得られた。また、HR1(運動負荷直後)の心磁図波形の ST

Heart Rate-Time characteristic (mean±SD)

Fig. 3 Heart rate changes (mean±standard deviation) after cessation of exercise-induced stress in eleven normal subjects.

Fig. 4 Comparison of HR1 (heart rate =160 time/min and rest) MCG waveforms in a normal subject: (a) HR1 of Bz component, (b) HR1 of Bx component, (c) HR1 of By component, (d) rest of Bz component, (e) rest of Bx component, (f) rest of By component).

Fig. 5 Score proportions of principal component analysis (Bz,Bx,By) for the first principal component at Rest: ST segment (①to④).

分節が大きく変化している。さらに時相②～③において、波形の特徴（周波数）が変化していることが分かる。

4. 考察

時間-周波数解析で得られたパワースペクトルに対して主成分分析を行い、全測定点の特徴的な周波数成分について検討を行った。主成分分析の結果より、RestとHR1のST分節の各時相(①～④)における第一主成分の周波数に対する占有率をFig. 5, Fig. 6に、また、第一主成分で最も占有率の高い周波数及び占有率をTable 1, Table 2にそれぞれ示す。Fig. 5, Fig. 6は被験者11名の平均と標準偏差及び、解析時間を表すため、ECG波形とMCG波形(Bz,

Fig. 6 Score proportions of principal component analysis (Bz, Bx, By) for the first principal component at HR1: ST segment (①to④).

Bx, By)を示した。横軸に周波数、縦軸に占有率を示す。Fig. 5及びTable 1のRestについてBz成分を見ると、時相①～④にかけて6Hz付近に21.2～29.1%と最も占有率が高く、ST分節の各時相での周波数成分の変化は起きていないことが分かる。Bx, Byについても同様に6Hz付近の活動が大きいことが分かる。このことからRestでのST分節における最も特徴的な周波数成分は6Hz付近であることが分かる。次にFig. 6, Table 2より運動負荷直後のHR1では時相①において6Hz付近にBz成分は13.8%, Bx, By成分は9.1%, 7.6%の占有率を占めている。また、時相②を見ると、6.5～7.0Hzと高周波成分が現れていることが分かる。そして時相③では10.5Hzまで周波数が変化し占

Table 1 Frequency and score proportion of maximum value in the first principal component at rest

time	component	Bz	Bx	By
①	Frequency [Hz]	6.0	6.0	6.0
	Score proportion [%]	21.2	7.9	6.4
②	Frequency [Hz]	5.5	5.5	6.0
	Score proportion [%]	22.3	22.7	11.9
③	Frequency [Hz]	6.5	5.5	6.0
	Score proportion [%]	21.3	11.9	13.5
④	Frequency [Hz]	5.5	6.0	6.0
	Score proportion [%]	29.1	18.6	13.8

Table 2 Frequency and score proportion of maximum value in the first principal component at HR1

time	component	Bz	Bx	By
①	Frequency [Hz]	6.0	6.0	6.5
	Score proportion [%]	13.8	9.1	7.6
②	Frequency [Hz]	6.5	6.5	7.0
	Score proportion [%]	13.7	20.1	9.8
③	Frequency [Hz]	10.5	10.5	10.5
	Score proportion [%]	22.1	19.1	16.7
④	Frequency [Hz]	5.5	5.5	6.0
	Score proportion [%]	38.8	15.4	7.6

Fig.7 Score proportion of the first principal component with time-frequency analysis for time course of heart rate. (a) HR1 of Bz component, (b) HR2 of Bz component, (c) Rest of Bz component, (d) HR1 of Bx component, (e) HR2 of Bx component, (f) Rest of Bx component, (g) HR1 of By component, (h) HR2 of By component, (i) Rest of By component)

有率が 20%付近となり約 6~10Hz まで変化していることが分かる。その後時相④では 6Hz 付近まで変化していることが分かる。

Fig. 7 に主成分分析より得られた ST 分節の HR1, HR2, Rest の時間・周波数解析を示す。Fig. 7 は被験者 11 名の平均値である。横軸に周波数、縦軸に Rest (安静時)での ST 区間に相当する時間を示し、垂直方向に占有率を示している。Fig.7 は、(a), (d), (g)に HR1(運動負荷直後)、(b), (e), (h)に HR2(運動負荷後約 4 分)及び(c), (f), (i)に Rest(安静状態)の Bz, Bx, By を示す。Fig. 7 の Rest (安静時)について、

(c)Bz 成分を見ると、時刻 420ms~650ms では、6Hz 付近の活動が存在し、時間変化によらず同じ周波数である。(f)Bx 成分、(i)By 成分においても同様に時刻 500ms~650ms に 6Hz 付近の活動が存在する。

一方、HR1 (運動負荷直後)において、(a) Bz, (d) Bx, (g) By 共に、はじめ時刻 420msでは 6Hz 付近の活動が存在し、時刻 500ms までに 10Hz 付近へ推移し、さらに時刻 550ms では 6 Hz 付近へ周波数が変化することが分かる。そして HR2 (運動負荷後約 4 分経過)においては時刻 420ms~600ms では 6 Hz 付近の活動が支配的であり、心拍の回復

に伴い Rest の分布に近づいていくことが分かる。このことは、心室の再分極過程つまり、心室の興奮がさめる過程において、安静時では 6Hz 付近の活動が大きい、運動負荷による心拍の上昇により、周波数のより高い 10Hz 付近の活動が本実験の被験者に現れ、運動負荷による心磁図の変化として捉えることができたことを示唆している。

一般に狭心症患者の運動負荷検査では、心電図において ST 分節の下降が起こり虚血性心疾患の診断の 1 つの目安となる。また、心磁図においても同様な結果が報告されている。狭心症患者の運動負荷試験において、心磁図は心電図よりも検出感度が高く早期診断に有効であることが示されている⁷⁾。一方、健常者の運動負荷検査では、心電図において ST 分節の下降が狭心症患者と比較して非常に少ない。また、心磁図においてはさまざまな報告がある^{3), 8), 9)}。著者らは、心磁図において健常者の運動負荷後の約 2 分間では ST 分節の変化が起きる事を報告している。

今回の実験結果では、健常者の運動負荷試験において、ST 分節の変動の中に 6~10Hz の周波数変化を伴うことを示した。健常者の運動負荷検査による ST 分節での周波数の変化は、心磁図においては新たな報告である。今後、健常者での年齢差や性差の検討を行うとともに、狭心症患者においても同様の実験及び解析を行いどのような周波数変化を伴うのか検討が必要である。

5. まとめ

非磁性のエルゴメータを用いた健常者(男性:20代前半)の運動負荷における三次元 MCG 計測を行った。HR1(運動負荷直後)と Rest(安静状態)の MCG 波形(ST 分節)の時間・周波数解析を行い、主成分分析によって定量化を計った。その結果、今回の実験において Rest(安静状態)の ST 分節では 6Hz 付近の活動が支配的であるのに対し、運動負荷に

よる心拍の増加により、6~10Hz 付近まで構成する周波数が変化することを示した。今後は高次の主成分においての検討や狭心症患者の運動負荷 MCG 計測を行い、健常者との比較・検討が必要である。

謝辞 本研究の一部は、東京電機大学総合研究所、東京電機大学フロンティア共同研究センター、文部科学省「21 世紀 COE プログラム」の助成の下で行った。

文 献

- 1) D. Cohen and L. Kaufman: *Cir. Res.*, **31**, 414 (1975)
- 2) M. Kotani, Y. Uchikawa, Y. Nakaya, H. Mori, S. Kuriki: *Measurements of Biomagnetism* (CORONA PUBLISHING, Tokyo, 1995)
- 3) A. Kandori, H. Kanzaki, K. Miyatake, S. Hashimoto: *Med. Biol. Eng. Comput.*, **39**, 29 (2001)
- 4) H. Hanninen, P. Takala, M. Makijarvi: *A.N.E.*, **5**, 147 (2000)
- 5) K. Kobayashi, I. Izumi, Y. Uchikawa: *Journal of the magnetism society of Japan*, **25**, 1163 (2001)
- 6) K. Kawakubo: *ECG of exercise test* (IGAKUSYOIN, Tokyo, 2000)
- 7) Kanzaki H, Nakatani S, Kandori A, Tsukada K, Miyatake K: *Basic Res Cardiol*, **98**, 2, 124-132 (2003)
- 8) K. Kobayashi, Y. doi, Y. Uchikawa: *Journal of the magnetism society of Japan*, **27**, 469 (2003)
- 9) K. Brockmeier, M.D., L. Schmitz, M.D., J.D.J.B.Chavez, M.D.: *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, **8**, No.6 (1997)

2003 年 10 月 27 日受理, 2004 年 3 月 11 日採録