三次元心磁図計測に基づく心筋梗塞・心室性期外収縮患者の周波数分析 Frequency Analysis of Myocardial Infarction and Premature Ventricular Contraction Based on 3D MCG Measurement

小林宏一郎^{*,**}・多和田一穂^{*}・内川義則^{*}・矢久保修嗣^{***}

^{*}東京電機大学理工学部応用電子工学科, 埼玉県比企郡鳩山町石坂 (〒350-0394)

^{**}東京電機大学超電導応用研究所, 千葉県印西市武西学園台 2-1200 (〒270-1382)

^{***}日本大学医学部第2内科, 東京都板橋区大谷口上町 30-1 (〒173-0032)

K. Kobayashi^{*,**}, K. Tawada^{*}, Y. Uchikawa^{*}, and S. Yakubo^{***}

^{*}College of Science and Engineering, Tokyo Denki University, Hatoyama-cho, Hiki-gun, Saitama 350-0394

^{**}Applied Superconductivity Research Laboratory, Tokyo Denki University, Muzaigakuendai, Inzai, Chiba 270-1382

^{***}School of Medicine, Nihon University, 30-1 Kami-machi, Oyaguchi, Itabashi-ku, Tokyo 173-0032

(1998年10月14日受理、1999年1月21日採録)

We carried out 3D vector measurement of magnetocardiograms (MCGs) of normal subjects and subjects with myocardial infarction (MI) or premature ventricular contraction (PVC), using a 3D second-order gradiometer connected to 39-channel SQUIDS, which can detect the magnetic field components perpendicular to the chest wall (B_z) and tangential to the chest wall (B_x, B_y) simultaneously. We used principal component analysis in order to compare the frequency characteristics in the MCG waveforms of MI, PVC, and normal subjects. The results showed that the frequencies in the MCG waveforms of MI and PVC subjects were dominated by lower frequencies (less than 10 Hz) than in normal MCGs, and that the score proportion characteristic of B_x was different from those characteristic of B_z and B_y .

Key Words: 3D vector measurement, MCG waveform, principal component analysis, myocardial infarction, premature ventricular contraction.

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る。また突然死の成因となる心臓の不整脈を対象とした研究として、WPW 症候群の MCG 計測により、早期興奮部位の信号源推定およびそのモデル解析による検討が報告されている¹⁾。不整脈の中でも直接生死に関わるものに心室細動があり、心室細動発生の原因の一つに心筋梗塞がある。心筋梗塞急性期には、拡張期傷害電流が傷害部から非傷害部に流れ²⁾、心筋傷害部上の誘導で記録した ECG の ST 部は上昇することが知られている。MCG 計測は非接触であるため ECG 計測で問題となる電極による分極現象を考慮する必要がなく、ST 部などの低周波成分の評価³⁾に適する。現在、これらの理由によりその臨床応用に対する成果が期待されている⁴⁾。しかし、MCG に関する解析は時間領域に関する報告が多く、周波数領域に注目した報告は極めて少ないのが現状である。

本研究の目的は、二次勾配型三次元磁界検出コイル^{5), 6)}を用いて、心筋梗塞患者、不整脈(心室性期外収縮)患者および健常者の MCG 計測を行い、三次元磁界計測における

接線磁界成分の有用性を検討するとともに、主成分分析を用いた周波数解析から心筋梗塞患者、心室性期外収縮患者および健常者の MCG 波形における周波数分布の特徴を明らかにし、各者を定量的に比較することである。

2. 実験方法

MCG 計測は、前壁中隔および側壁に梗塞部位を持つ心筋梗塞患者(MI:myocardial infarction)1名(男:81歳)、心室性期外収縮患者(PVC:premature ventricular contraction)1名(男:22歳)と健常者10名(男:21~24歳)の計12名について前胸壁上を、二次勾配型三次元磁界検出コイルを内蔵した39ch-SQUID 磁束計⁷⁾を用いて磁気シールドルーム内にて行った。検出コイルの形状は、3×3×6 cm からなる直方体(材質:TI 樹脂)に三つのコイルが互いに直交するように二次勾配型で巻かれている^{5), 6)}。検出コイルは法線成分を検出するコイルと二方向の接線成分を検出する二つのコイル、計三つのコイルから構成されて

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

いる。測定部位は、Fig. 1 に示すような測定部位に従って、A1~H6 に至る 48 点（・印：X 方向間隔 4 cm, Y 方向間隔 4 cm）を前胸壁面上に設定し測定した。図中の太線は心筋梗塞患者の胸部 X 線像から求めた心臓部の輪郭を示す。また、参照信号として ECG（第Ⅱ誘導）を同時計測した。磁界計測データは、0.1~300 Hz の帯域通過フィルタ（アナログフィルタ）に通し、サンプリング間隔 1 ms で A/D 変換し、ECG の R 波同期にて約 50 回の加算平均を行った後、80 Hz の低域通過フィルタ（デジタルフィルタ）にて信号処理を行った。

Fig. 2 Isofield contour maps of 10 ms (①), 25 ms (②), 40 ms (③), and 70 ms (④) after the onset of a QRS complex of the ECG.

3. 実験結果および検討

3.1 実験結果

Fig. 2 に健常者での ECG の Q 波オンセット後、10 ms（時相①）、25 ms（時相②）、40 ms（時相③）、70 ms（時相④）の時相における法線磁界成分 (B_z) および接線磁界成分 (B_x , B_y) の等磁界分布図例を示す。Fig. 3 の B_z 成分において、白い部分は磁界の吸い込み、陰影部は磁界の湧き出しを示し、 B_x , B_y 成分においては、Fig. 1 に示した座標系に従い、白い部分は座標のプラス方向の磁界、陰影部は座標のマイナス方向の磁界を示す。また、両者とも白い部分と陰影部の境界はゼロラインを示している。

Fig. 2 の等磁界分布図を見ると、時相①において、 B_z 成分では測定位置 D6 付近を境界として D4 に 23.4 pT、C6 に -11.3 pT の極値を持つような双極子性の分布が見られる。一方、 B_x , B_y 成分では、信号源の直上で検出磁界が信号源の向きによって最大または最小となる本コイルの検出特性^{5,6)}を考慮すると、 B_x 成分では D5 の位置に最小値（約 -10.0 pT）があり、下向き（Y の正方向）の信号源が想定できる。また、 B_y 成分では C4 の位置で磁界が最大（約 6.8 pT）になっており、右向き（X の正方向）の信号源が予想される。時相②において、 B_z 成分では D5 に 27.2 pT、B6 に -28.7 pT の極値を持つような双極子性の分布が見られる。一方、 B_x 成分では B6 の位置で磁界が最大（約 12.1 pT）になっており、この位置に上向きの信号源が予想される。 B_y 成分では C4 と D6 の位置で磁界が最大（約 19.2 pT）になっており、この位置に右向きの 2 個の信号源が予想される。時相③において、 B_z 成分は E6 に 3.4 pT、C5 に -10.2 pT の極値を持つ分布が見られるが時相①, ②のような双極子分布とは異なっている。一方、 B_x 成分では C3 の位置で磁界が最大（約 4.8 pT）C5 の位置で最小（約 -4.5 pT）になっており、C3 と C5 の位置にそれぞれ上向きと下向きに 2 個の信号源が予想される。 B_y 成分では D6 の位置で磁界が最大（約 5.4 pT）になっており、D6 の位置に右向きの信号源が予想される。時相④において、 B_z 成分は B6 に 7.2 pT、D4 に -6.9 pT の極値を持つ分布が見られるが、時相③と同様に双極子分布とは異なった分布を示している。 B_x 成分では C3 と C6 の位置で磁界が最大（約 9.3 pT）になっており、C3 と C6 の位置に上向きに 2 個の信号源が予想される。 B_y 成分では C5 の位置で磁界が最小（約 -7.5 pT）になっており、左向き（X の負方向）の信号源が C5 の位置に予想される。これらのことにより、三次元磁界検出コイルを用いて計測を行うことによって、法線磁界成分 (B_z) から推測が困難な信号源を、接線磁界成分を用いることにより推測できる可能性がある。すなわち、接線磁界成分の利用することにより、信号源の構成をより詳細に検討することができると考えられる。

3.2 主成分分析による検討

3.1 項の実験結果で示した特徴を持つ検出コイルで計測された心筋梗塞患者、心室性期外収縮患者および健常者における MCG の周波数分布を主成分分析^{8)~10)}により検討する。各磁界成分 (B_z , B_x , B_y) の波形において解析周期約 1

Fig. 3 Score proportion of principal component analysis for the first principal component.

秒（一心拍周期相当、時間領域における標本数： $N=1024$ ）でフーリエ変換を行い、各測定点（A1～H6 の 48 点）の周波数スペクトルデータ（周波数帯域：80 Hz）を変量とした分散共分散行列（48 行×48 行）を計算し、固有値、固有ベクトルを求めた。さらにそれぞれの主成分における各周波数の得点比を求めた。

Fig. 3 に、主成分分析における第一主成分の結果を各磁界成分ごとに示す。Fig. 3(a) の B_z 成分を見ると、心筋梗塞患者、心室性期外収縮患者とともに健常者と比較して、低周波（10 Hz 以下）の寄与が大きいことが分かる。Fig. 3 (c) の B_y 成分を見ると、 B_z 成分と同様に、心筋梗塞患者、心室性期外収縮患者とともに健常者と比較して、低周波の寄与が大きいことが分かる。Fig. 3 (b) の B_x 成分を見ると、 B_y , B_z 成分とは異なった結果となった。心筋梗塞患者、心室性期外収縮患者において低周波の優位性は見られず、健常者と比較して顕著な差異が見られない結果となった。

次に、心筋梗塞患者、心室性期外収縮患者において磁界の方向成分により周波数分布が異なっていることに注目し、各被験者の B_z 成分に対する B_x , B_y 成分の周波数分布の相関係数を求め Table 1 に示した。その際、相関係数は比較のため、心筋梗塞患者、心室性期外収縮患者において周波数分布に最も差異が表れている低周波領域（10 Hz 以下）について求めた。Table 1 を見ると、健常者については低周波領域における周波数分布の相関係数が B_z 成分と B_x , B_y 成分の間でいずれも 0.93 以上を示し、各磁界成分に類似性があることがわかる。それと比較して心筋梗塞患者については、 B_z - B_y 成分間で相関係数 0.89 であり類似性を認め

られるが、 B_z - B_x 成分間で相関係数 -0.28 と非常に小さく類似性がない異なった分布を示していることがわかる。また、心室性期外収縮患者においても心筋梗塞患者と同様に、 B_z - B_x 成分間では相関係数 0.51 と類似性の低い分布を示していることがわかった。 B_z 成分に加えて、接線磁界成分（ B_x , B_y ）の周波数分布による主成分分析を用いた MCG の周波数解析において、心筋梗塞患者、心室性期外収縮患者は健常者と比較して低周波成分の寄与が大きいことが示された。この結果は、動物実験¹¹⁾においても同様な傾向が得られている。しかしながら、心室性期外収縮患者の期外収縮波形とその前後の波形の周波数領域に注目した報告は少ないのが現状である。そこで心室性期外収縮患者における期外収縮波形とその前後の波形についてさらに検討を行った。

Fig. 4 に特徴的な波形を示した測定点 C3 における心室性期外収縮患者の MCG 波形（ B_z ）を示す。一例として期外収縮波形（PVC2）とその前後の波形（PVC1,3）について主成分分析を用いた周波数解析を行った。Fig. 5 に、主成分分析における第一主成分の結果を各磁界成分ごとに示す。Fig. 5 を見ると、PVC2 の B_x , B_y , B_z 成分すべてにわたって低周波の優位性が見られた。次に、Fig. 5(a) の B_z 成分を見ると、PVC1,3 とともに心室性期外収縮患者における正常洞調律波形（PVC（NSR）：期外収縮が発生していない時相の波形）と非常に類似した（相関係数：0.98～0.99）周波数分布を示していることがわかる（Table 2）。Fig. 5 (c) の B_y 成分を見ると、 B_z 成分と同様に、PVC1,3 とともに PVC（NSR）と非常に類似した（相関係数：0.98～0.99）周波数分布を示していることがわかる。一方、Fig. 5 (b) の B_x 成分を見ると、 B_y , B_z 成分とは異なる結果（相関係数：0.72）が得られ、低周波（5 Hz 以下）の寄与が大きく PVC2 と同様な傾向が得られた。また、PVC3 は B_z , B_y 成分と同様に PVC（NSR）と類似（相関係数：0.99）していた。これは心室性期外収縮の異所性刺激（心室由来の異所性早期興奮）¹²⁾の前兆が磁界三成分のうちの B_x 成分（Y 方向の信号）に表れていることを示唆していると考えられる。

Table 1 Correlation of the frequency distribution of the perpendicular components and tangential component for each subject.

	Normal	MI	PVC
Bz-Bx	0.93	-0.28	0.51
Bz-By	0.95	0.89	0.98

MI: myocardial infarction

PVC: premature ventricular contraction

Fig. 4 Examples of MCG waveforms of a PVC patient obtained at position C3 (Bz component).

4. まとめ

二次勾配型三次元磁界検出コイルを用いて、心筋梗塞患者、心室性期外収縮患者および健常者の MCG 計測を行い、三次元磁界計測における接線磁界成分の有用性を検討し、各磁界成分において主成分分析を用いた周波数解析を試みた。この結果、MCG 波形の第一主成分分析を用いた周波数解析においては、健常者の B_x , B_y , B_z 成分間に有意差は見られなかったが、心筋梗塞患者、心室性期外収縮患者においては、磁界成分間に大きな差異が見られた。また、心筋梗塞患者、心室性期外収縮患者 (PVC(NSR)) の MCG 波形は健常者と比較して B_z , B_y 成分において低周波成分が支配的であることが示された。さらに、心室性期外収縮患者の期外収縮波形 (PVC2) において低周波成分が支配的である特徴的な周波数分布が得られ、期外収縮前波形 (PVC1) の B_x 成分の周波数分布において期外収縮波形 (PVC2) と同様に低周波成分が支配的であることが示され、心電図計測では困難な信号源の三次元的な局所情報を体表面磁界分布より検討できる三次元計測は、より詳細な心臓の電気現象の解析に有用であることを示している。今後、各磁界成分間における周波数分布の相違についてさらに生理学的検討を行い、三次元磁界計測の有用性を示す必要がある。

Table 2 Correlation of the frequency distributions of PVC (NSR) and PVC 1,2,3 for premature ventricular contraction.

	B_z	B_x	B_y
PVC(NSR)-PVC1	0.99	0.72	0.99
PVC(NSR)-PVC2	-0.08	0.51	-0.08
PVC(NSR)-PVC3	0.98	0.99	0.98

謝辞 本研究の一部は、文部省平成 9 年度科学研究費補助金 基盤研究(C) 09680867, 東京電機大学総合研究所研究助成 Q97 S-07 のもとで行った。

文献

1. Uchikawa and S. N. Erne : Biomagnetism '87, ed. by K. Atsumi et al., Tokyo Denki Univ. Press, 322 (1988)
2. R. Killmann, G. G. Jaros, P. Wach, R. Graumann, W. Moshage, M. Renhardt, P. H. Fleischmann : Med. & Biol. Eng. & Comput., 33, 643 (1995)
3. D. Cohen and L. Kaufman : Cir. Res., Vol. 31, 414 (1975)
4. X. Zhang, L. G. Durand, L. Senhadji, H. C. Lee and J.L.Coatriex : IEEE Trans. Biomed. Eng., 45, 972 (1998)
5. 小林宏一郎, 内川義則 : 日本応用磁気学会誌, Vol. 20, No.2 673 (1996)
6. 小林宏一郎, 榎本和義, 内川義則, 小谷誠 : 日本応用磁気学会誌, Vol. 18, No. 2, 659 (1994)
7. 小林宏一郎, 内川義則, 山崎慶太, 山田康晴 : 電気学会論文誌 E, Vol. 118, No. 11 (1998)
8. 河口至商 : 「多変量解析入門 I」, 35, 森北出版 (1991)
9. 小林宏一郎, 川角達彌, 内川義則, 矢久保修嗣 : 日本応用磁気学会誌, Vol. 22, No. 2, 761 (1998)
10. 戸川隼人 : 「UNIX ワークステーションによる科学技術計算ハンドブック」, 268, サイエンス社 (1992)
11. 市川英樹, 小林宏一郎, 内川義則, 佐久間一郎, 福井康裕, 河村剛史, 糸崎秀夫 : 医用電子と生体工学, 第 35 巻特別号 (第 35 回日本 ME 学会大会論文集), 285 (1996)
12. Ken Grauer : 「A Practical Guide to ECG Interpretation」, 22, Medical View (1995)

Fig. 5 Score proportion of principal component analysis for the first principal component.