正常者心磁図の三次元計測

Three-Dimensional Measurement of MCG in a Normal Subject

内川義則・崔 桂瑤・市川英樹・小林宏一郎・小谷 誠*

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 (〒350-03)

*東京電機大学工学部電子工学科, 東京都千代田区神田錦町 2-2 (〒101)

Y. Uchikawa, K. Sai, H. Ichikawa, K. Kobayashi, and M. Kotani*

Faculty of Science and Engineering, Tokyo Denki University, Hatoyama-cho, Hiki-gun, Saitama 350-03

*Faculty of Engineering, Tokyo Denki University, 2-2 Nishiki-cho, Kanda, Chiyoda-ku, Tokyo 101

The paper presents a morphological study of real-time magnetocardiograms (MCGs) of a normal subject. The MCGs were measured by using a 3-D second-order gradiometer connected to three rf-SQUIDs in a prefabricated magnetically shielded room. The base line of the detecting coil for B_z is 2.8 cm and that of the coil for B_x and B_y is 1.4 cm. The magnetic field components perpendicular to the chest (B_z component) and tangential to the chest (B_x , B_y components) were studied. From isofield contour maps and arrow maps of the QRS wave of the MCG, when multiple sources exist simultaneously, we can infer the locations and positions of different sources by combining the B_z component with the B_x and B_y components. The analyzed results showed that a method using of a 3-D second-order gradiometer that we developed is useful for discriminating the directions and locations of multiple sources.

Key words: magnetocardiogram (MCG), 3-D second-order gradiometer, rf-SQUID, multiple sources

1. ま え が き

現在、心電図は臨床検査にはなくてはならない診断手段になっているが、心電図が計測できるのは、心臓の中に電圧の発生源があるからである。人体内部で電圧が発生すれば、人体は導体であるので体内に電流が流れ、この電流は磁界を発生させる。すなわち、心臓の心筋細胞や刺激伝導系のプルキンエ細胞などの電気的興奮に伴う活動電流によって体表面に発生した電位差を測定したものが心電図 (electrocardiogram: ECG) であり、このとき胸壁面上に発生した磁界を SQUID 磁束計を用いて測定記録したものが心磁図 (magnetocardiogram: MCG) である。MCG は、ECG に比べて媒質の影響が少く局所情報を提供するなどの特徴がある。近年、MCG の臨床応用の方法として、被験者の胸壁面上で測定した磁界分布より信号源の位置や大きさを求め、これを心臓内の興奮部位として MRI 画像や ECG などと照合して心臓診断への試みが行われている¹⁾。特に、房室刺激伝導系や WPW 症候群の MCG 計測により、心臓の刺激伝導経路や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^{2)~4)}。多くの場合、信号源推定やモデル解析に用いられる計測磁界分布は、体表面に対して垂直な法線方向の磁界成分であり、接線方向の磁界成分を考慮した例は少ない⁵⁾。しかし、この接線成分磁界の利用は、複数信号源の分離や判別に有用な情報を提供することが示唆されてい

る⁶⁾。本研究は法線磁界成分および接線磁界成分の同時計測が可能な二次勾配型三次元磁界検出コイルを用いて、正常者の MCG 計測を行い、その磁界分布について検討したので報告する。

2. 実験方法

MCG 計測は、正常者 (男性, 45 歳) の前胸壁面上を、二次勾配型三次元磁界検出コイルを組み込んだ 3 チャンネル SQUID 磁束計を用いて磁気シールドルーム内⁷⁾で計測した。二次勾配型三次元磁界検出コイルの形状⁸⁾は、 $3 \times 3 \times 6$ cm からなる直方体に三つのコイルが互いに直交するように巻き、それぞれ二次勾配型の構成としてある。体表面に垂直な法線磁界成分 (B_z) 検出用コイルのベースラインは 2.8 cm、接線磁界成分 (B_x , B_y) 検出用コイルのベースラインは 1.4 cm である。

測定部位は、Fig. 1 に示すように、被験者の胸部 X 線撮影像における心臓部 (図中細線) に対応する左前胸壁面上に、2 cm 間隔の格子状に 42 点 (図中黒丸印, H1~N6) を設定した。一つの測定点における測定時間は約 7 分である。参照信号として、ECG を MCG 計測と同時に第 II 誘導にて導出した。また、測定座標系は、Fig. 1 に示すように右手から左手に向かう方向を X 方向 (B_x 成分: 接線成分)、頭部から下腹部へ向かう方向を Y 方向 (B_y 成分: 接線成分)、背中から前胸壁面へ向かう方向を Z 方向 (B_z 成分: 法線成分) とした。

MCG 計測したデータは、0.5~500 Hz の帯域通過フィルタに通し、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 200~250 回の加算平均を行った。信号処理は、80

Fig. 1 MCG measurement grids.

Hz の低域通過フィルタ（デジタルフィルタ）を用いた。

3. 結果と検討

Fig. 2 に測定した B_z 成分（法線成分）の MCG 波形分布を示す。また、図中下部に参照用の ECG（第 II 誘導）を示す。これらの波形において、心室部の興奮に対応する QRS 波を見てみると右胸壁面下方（図中、心臓の右心室部の相当する K～N）では、QR 波は上向き（プラス磁界）、S 波は下向き（マイナス磁界）を示し、一方、左胸壁面上方（図中、例えば、H5 や I5）では、QRS 波は下向き（マイナス磁界）、S 波は上向き（プラス磁界）となり胸壁面上で磁界極性の反転が見れる。また、同時に測定された胸壁面に水平な磁界成分（接線成分）を Fig. 3 (B_x 成分) および Fig. 4 (B_y 成分) に示す。Fig. 3 の B_x 成分では、胸壁面全体にわたって QR 波が下向き、S 波が上向きの波形を示しているが、特に、左胸壁面下方（例えば、I5 や M5）に QRS 波の大きな波形が集中している。このことは、後述するが、本磁界検出コイルの接線磁界成分に対する検出特性は、信号源（電流源）の直上で信号源の向きによって磁界が最大または最小となる特性⁹⁾を示すので、このことを考慮すれば、測定点 L5 や M5 に対応する心臓部位の上下方向（Fig. 1 の Y 方向）に大きな電流の流れが存在することを示唆している。Fig. 4 の B_y 成分では、測定点 K～L 行間を境界に胸壁面上方で QR 波が下向き、S 波が上向き、一方、胸壁面下方では QR 波が上向き、S 波が下向きとなり、磁界極性の反転が見れる。この磁界極性の反転は、上述した本磁界検出コイルの接線磁界成分に対する検出特性においては、逆向きの二つの信号源の場合に相当しており、この場合は、胸壁面の上方と下方、すなわち、心臓の上部と下部で左右方向（Fig. 1 の X 方向）に互いに逆向きの電流の流れがあることを示唆している。このように、従来の法線磁界成分 (B_z) に加えて、接線磁界成分 (B_x, B_y) を利用すると信号源についてのより詳細な情報を提供することがわかる。そこで、これらのことをさらに検討するために、QRS 波の時相における磁界分布の解析を行った。

Fig. 5 に、ECG の QRS 波のオンセット後 5 ms から 10 ms までの五つの時相（図中、ECG 上の①～⑤）の各磁界成分の等磁界分布図（上段）およびそのアローマップを示す。矢印の向きと大きさは電流の向きと大きさを示している。このアローマップは、Hosaka ら⁹⁾によって測定磁界の回転の計算により、MCG 磁界分布から電流分布を視覚的に表現する方法として提案され、生体磁界の等価的な信号源情報などの検討に利用されるもので、この場合、心臓部の電流分布を反映しているものと考えられる。

等磁界分布図において黒丸点は測定点を示し、Fig. 1 の測定位置に対応している。点線部は磁界がマイナスで湧き出し、実線部分は磁界がプラスで吸い込み、太い実線は磁界のゼロラインを示している。時相①（QRS 波のオンセット後 5 ms）における B_z の等磁界分布図を見ると、測定点 H3 と J5 を境界に右下方がプラス、左上方がマイナスの双極子磁界パターンとなっている。アローマップでは、H3 から N5 へ向かう電流の集中があり、この付近の心臓部において左下方向に向かう信号源が推定される。一方、 B_x の磁界分布図とアローマップを見ると、L5

Fig. 2 B_z component of MCG in a normal subject.

Fig. 3 B_x component of MCG in a normal subject.

Fig. 4 B_y component of MCG in a normal subject.

ECG (Lead II)

③

①

④

②

⑤

Fig. 5 Isofield maps and arrow maps of a QRS wave of the ECG at five different times.

に最大のプラス磁界（約 2.5 pT）をもつ単峰性の分布となり、L5 付近の心臓において下向きの信号源が推定される。また、 B_y の磁界分布においては、I4 と M3 の位置に最大（約 2.2 pT）、最小（約 -1.8 pT）となる逆極性をもつ分布となっている。こ

のとき、アローマップを見ると、I4 に左向き、M3 に右向きに最大となる電流が観測され、この位置に逆向きの二つ等価的な信号源が存在していると考えられる。

時相②（QRS 波のオンセット後 15 ms）の等磁界分布図とア

ローマップを見てみると、 B_z 成分ではH2とK6を境界に右下方がプラス磁界、左上方がマイナス磁界の磁界パターンとなっている。電流はH1からK6とN6へ流れ、この付近の心臓部において左下方（心尖部）向きの信号源が推定される。これを時相①の B_z と比較する電流の流れる方向が、少し左方向に移動している。また、 B_x 成分を見ると、L5, L6付近に最大のプラス磁界（2.65 pT）を示す単峰性となっており（アローマップ：下向きの電流）これらの位置に下に向かう信号源の存在が推測される。 B_y 成分では、J4の位置で最大のプラス磁界（約2.4 pT）、N3の位置で最大マイナス磁界（-1.4 pT）となり、アローマップよりJ4に左向き、N3に右向きとなる逆向きの電流の流れを示す。

時相③（オンセット後25 ms: R波）における B_z 成分の等磁界分布図とアローマップを見ると、測定点I3とK5を境界に双極子磁界パターンとなっている。 B_z 成分は、測定点J3に最大のプラス磁界（約3.5 pT）をもつ単峰性の分布となっており（アローマップ：下向きの電流）、J3付近に下向きの信号源が推測される。 B_y 成分は、J4の位置に最大のプラス磁界（約5.4 pT）（左向きの電流）、下部N3の位置で最小のマイナス磁界（約1.2 pT）（右向きの電流）となり、上部J4で左向き、下部N3で右向きとなる逆向きの二つの信号源の存在が示唆される。このことは、双極子磁界パターンを示した B_z 成分のみでは推測が困難な複数信号源の存在が、 B_x や B_y 成分の利用によって見ることができる。

時相④（オンセット後35 ms）の等磁界分布図とアローマップを見ると、 B_z 成分は、J3とK4を境界に左上方でプラス磁界、右下方でマイナス磁界の双極子磁界パターンを示す。このとき、電流はK4からJ3方向に流れており、この付近の心臓部において右上方に向かう信号源が推定される。 B_x 成分を見ると、測定点N5付近に最小のマイナス磁界（上向き電流）が上方向に向く一つ信号源の存在が推定される。 B_y 成分は、測定点J4に極小のマイナス磁界をもつ分布となり（右向きの電流）、この位置に右向きの信号源の存在が予想される。時相④でも時相③と同様に、 B_x や B_y 成分の利用により、 B_z 成分からは推測が困難な複数信号源の存在を推測することができる。

時相⑤（オンセット後45 ms: S波） B_z 成分では、I1からK4を境界に双極子磁界パターンが見られ、この境界上に左下方から右上方に向かう電流が流れており、この付近に信号源の存在

が予想される。 B_x 成分を見ると、J3とM3に上向きの二つの信号源の存在が推測できる。また、 B_y 成分は、J3は最小マイナス磁界（右向き電流）とN3は最大のプラス磁界（左向き電流）となり、J3に右向きおよびN3に左向きの信号源が存在することが推測できる。このように、 B_z 成分に加えて、 B_x , B_y 成分を併用することにより、 B_z 成分では困難な複数信号源の分離や判別に有効であることがわかった。これらのことは、心臓病の定位診断¹⁰⁾、例えば、WPW症候群の興奮部位推定や心筋梗塞の部位推定などにおける信号源に対する事前情報の提供に有用であると思われる。

4. ま と め

法線磁界成分および接線磁界成分が同時に計測可能な二次勾配型三次元磁界検出コイルを用いて、正常者のMCG計測を行った。この結果、従来の法線方向磁界成分のみでは分離が困難な複数信号源が同時に存在するとき、接線成分を併用することによって、信号源の推定に対する事前情報の提供に有用であることが示唆された。今後は、さらに、被験者を増やして検討していく予定である。

文 献

- 1) 中屋 豊, 野村昌弘, 斉藤 憲, 他: 日本生体磁気学会誌, 7, 206 (1994).
- 2) M. Makijarvi, J. Nenonen, K. Forsman, L. Toivonen, P. Keto, and P. Hekali: Clinical Aspect, p. 491 (Elsevier Science Publishers B. V., 1992).
- 3) Y. Uchikawa and S. N. Erne: Biomagnetism '87, p. 322, ed. by K. Atsumi *et al.* (Tokyo Denki Univ. Press, Tokyo, 1988).
- 4) M. Nomura, K. Watanabe, and M. Katayama: *J. Cardiology*, 20, 227 (1990).
- 5) 下川原正博, 春田康博, 他: 第9回日本生体磁気学会大会論文集, 7(1), 194 (1994).
- 6) 内川義則, 小林宏一郎, 坂和幸蔵, 他: 日本応用磁気学会誌, 19, 734 (1995).
- 7) 山崎慶太, 奥田清明, 阿部隆之, 内川義則, 志村 徹, 小谷 誠: 日本応用磁気学会誌, 16, 769 (1992).
- 8) 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, 18, 659 (1994).
- 9) H. Hosaka and D. Cohen: *J. Electrocardiology*, 9, 426 (1972).
- 10) 小谷 誠, 内川義則, 中屋 豊, 森 博愛, 栗城真也: 生体磁気計測 (コロナ社, 東京, 1995).

1996年10月16日受理, 1997年1月16日採録