

心磁図画像合成用3軸コイルの開発および位置精度の評価 Development of triaxial coil for magnetocardiographic image composition and evaluation of positional accuracy

緒方邦臣⁽¹⁾, 佐野佑子⁽¹⁾, 宮下豪⁽²⁾, 関原謙介⁽³⁾, 青沼和隆⁽⁴⁾, 神鳥明彦⁽¹⁾

(1) (株)日立製作所中央研究所 (2) (株)日立ハイテクノロジーズ
(3) 首都大学東京システムデザイン学部 (4) 筑波大学医学医療系循環器内科

Kuniomi Ogata (1), Yuko Sano (1), Tsuyoshi Miyashita (2), Kensuke Sekihara (3)

Kazutaka Aonuma (4), and Akihiko Kandori (1)

(1) Hitachi, Ltd., Central Research Laboratory

(2) Hitachi High-Technologies Corporation

(3) Tokyo Metropolitan University, Faculty of System Design

(4) University of Tsukuba, Faculty of Medicine, Cardiovascular Division

Abstract To achieve highly accurate superimposition (≤ 3 mm) of the 3-dimensional magnetocardiographic (MCG) image and the anatomical heart image, the triaxial (x, y and z-axis) circular marker coil has been developed. The spherical bobbin (diameter: 5.6 mm) was used in the marker coil and the copper wire (diameter: 0.05 mm) was wound around the coil bobbin (coil turns: 5, coil width: 0.2 mm). We evaluated the positional estimation accuracy of the triaxial coil by using a magnetocardiography with 64 sensors. As the evaluation results, the positional estimation accuracy of the triaxial coil was 3-5 mm. We concluded that the triaxial marker coil can be practically applied to the MCG image composition with high accuracy positioning.

1. 緒言

心疾患による異常電流が、解剖学的に心臓のどこの部位で生じているのかを特定するため、心磁信号から推定した3次元電流画像とMRIやX線CTから再構成した心臓形態画像との画像合成技術が研究されている^[1]。この異常電流部位を約10mm以下で推定できれば、不整脈治療(カテーテルアブレーション治療)に有用とされている^[2]。我々は、心磁図画像合成用に、心磁計測での被検者位置推定に適したマーカーコイル仕様をシミュレーションに基づいて検討し、直径2~8mmの3軸コイルを用いることで、センサ直下に配置したコイル

位置を約0.2mmで推定できる見通しを得ている^[3]。

2. 目的

本研究の目的は、シミュレーション結果に基づいて3軸マーカーコイルを開発し、位置精度を実測評価することである。

3. 3軸マーカーコイルシステム

開発した3軸(x, yおよびz軸)のマーカーコイルを図1に示す。球形ボビン(外径: $\Phi 6.0$ mm)の直交する3方向の周囲に深さ0.2 mm, 幅0.2 mmの溝を掘り、この溝の中に $\Phi 0.05$ mmの銅線を5回巻きつけた(マーカーコイル内径: $\Phi 5.6$ mm)。この銅線は、球形ボビンホルダー内で $\Phi 0.38$ mmの2重シールド付のケーブルに接続した。

3軸マーカーコイルの各軸に対して、交流電流を順番に、かつ、連続的に印加するため、コイルドライバを開発した。コイルドライバは3軸マーカーコイルのケーブルと接続し、交流電流の振幅、周波数などを任意に設定できる仕様とした。

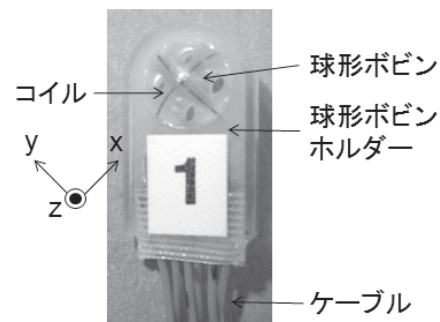


図1. 3軸マーカーコイル

3軸マーカークoil位置を推定するため、コイルから心磁計の磁気センサに生じる磁場をNeumannの公式に基づいて定式化した。この式から得られるコイル磁場の計算値と、測定値との誤差を最小にするコイル位置と角度を、NelderとMeadによる滑降シプレックス法を用いて推定した。

4. コイル位置精度の評価方法

3軸マーカークoilの位置精度を評価するため、64チャンネル心臓気計測システム（日立ハイテクノロジーズ社製）（以下、心磁計と表記）を用いた。3軸マーカークoilを、心磁計の磁気センサに対する既知の位置に配置し、交流電流（振幅：2.0mApp、周波数：40Hz）を印加した。3軸マーカークoilからの磁場を心磁計で記録し、磁場信号からコイル位置を推定した。このコイル位置の推定値と、コイル位置の真値との位置推定誤差（二乗誤差）を計算した。

図2は心磁計の磁気センサ位置に対する3軸マーカークoilの配置を示す。位置Aは心磁計の計測領域の中央に位置し、5行4列目の磁気センサの直下に位置する。位置Bは心磁計の計測領域の左端に位置し、隣接する磁気センサ間の下に位置する。

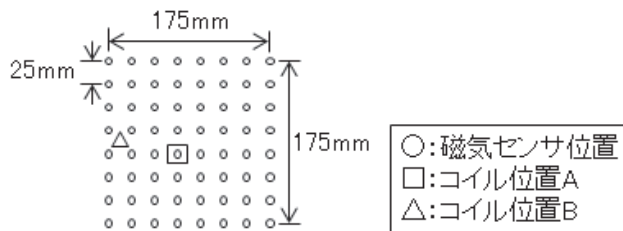


図2. 磁気センサ位置に対する3軸コイルの配置

5. 評価結果

図3に、位置Aの3軸マーカークoilからの40Hzの周波数の磁場分布を示す。図3(a)、(b)および(c)は、それぞれ、x軸、y軸およびz軸のコイルからの磁場分布を示している。グレースケールは磁場強度を表しており、実線および点線は、それぞれ、正の磁場および負の磁場の等高線を表している。○は磁気センサ位置を表している。図3から、z軸の磁場が最大であり、5行4列目の磁気センサ位置に正のピークが認められた。

図4に、位置Bの3軸マーカークoilからの40Hzの周波数の磁場分布を示す。図4(a)、(b)および(c)は、x軸、y軸およびz軸のコイルからの磁場分布を示している。図4から、z軸の磁場強度が最

大であり、そのピークは、配置した磁気センサ間位置に認められた。

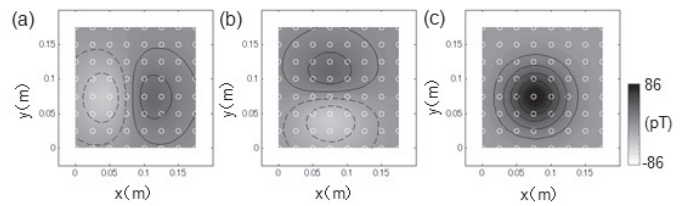


図3. 位置Aの3軸マーカークoilの磁場分布

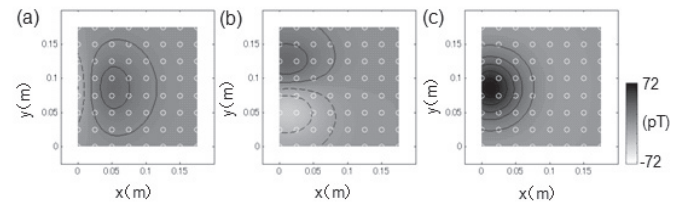


図4. 位置Bの3軸マーカークoilの磁場分布

表1に、位置Aおよび位置Bの3軸マーカークoilの位置誤差を示している。表1から、位置Aに3軸マーカークoilを配置した場合、位置誤差は3.1mmであった。一方、位置Bに3軸マーカークoilを配置した場合、位置誤差は4.7mmとなった。以上から、心磁計の磁気センサの直下に3軸コイルを配置することで約3mmの位置精度が得られ、これは臨床で必要な位置精度10mm以下であった。

表1. 3軸マーカークoilの位置誤差

	位置A	位置B
位置誤差 (mm)	3.1	4.7

6. 結論

心磁図画像合成用の3軸マーカークoilを開発した。心磁計を用いて位置精度を評価した結果、磁気センサ直下に3軸マーカークoilを配置することによって約3mmの位置精度が得られた。以上から、3軸マーカークoilを臨床に適用できる見通しを得た。

謝辞

本研究の一部は、(独) 科学技術振興機構 (JST) の戦略的イノベーション創出推進プログラム (S-Iノベ) の支援によって行われた。

参考文献

[1]Yamada S, 2005. Internal Medicine, 44:1-19.
[2]Moshage W, 1996. Int. J. Cardiac Imaging, 12:47-59
[3]Ogata K, et. al., 2014. Biomagnetism.