研 究

Isomagnetic map 法およびvector arrow map 法 による心起電力の解析

中屋 豊* 須見昌輝* 斉藤京子*
高橋 学* 樋口隆久* 森 博愛*

2 次勾配 SQUID (superconducting quantum interference devices, 起伝導量子干渉計) を用いて、正常例および各種病態において、前胸部の isomagnetic map (磁界分布図) および vector arrow map を作成し、心起電力の推定を行った。

Vector arrow map および isomagnetic map より推定される心起電力は、従来の実験あるいはシミュレーションなどによる心室内興奮伝播過程の結果とよく一致し、本法による心起電力の推定の有用性が示唆された。また、2 次勾配磁束計は磁界の特殊な微分形を記録しているために、検出器の近くに存在する起電力を捉え易くなっており、心電図とは異った情報の検出も可能であった。特に、胸壁近くに存在する右室の起電力を捉え易く右室負荷疾患の診断に有用と考えられた。

また、本法は局所の起電力を反映し易く、multiple dipole の推定も可能で、体表面の情報から心起電力を推定する逆方向問題の解析に有用と考えられた。

Analysis of current dipole studied by isomagnetic map and vector arrow map

Yutaka Nakaya*, Masateru Sumi*, Kyoko Saito*, Manabu Takahashi*, Takahisa Higuchi*, Hiroyoshi Mori*, *The Second Department of Internal Medicine, The University of Tokushima School of Medicine

心磁図は、心筋の興奮により生じる磁界を体外から磁束密度として測定記録したものである。しかしながら、この磁界は非常に微弱で、都市の外部磁界ノイズの100~1,000分の1に過ぎず、従来の方法ではその測定は極めて困難であった。

近年、磁界の微分形を測定する一次あるいは2次勾配 SQUID (superconducting quantum interference device) 磁束計が開発され^{1)~5)}、何ら磁気シールドを行うことなく、安定した心磁図を記録できるようになった。本研究においては、2次勾配 SQUID 磁束計を用いて心磁図を記録し、isomagnetic map 法および vector arrow map 法などにより正常および各種病態における心起電力の検討を行った。

I. 対象および方法

1. 対 象

正常心電図を示し、循環器系の疾患のない健康者10例、心電図上左室肥大所見を示す8例(高血圧症2例、大動脈弁膜症4例、肥大型心筋症2例)、右室負荷所見を示す3例(肺動脈狭窄症1例、心房中隔欠損症2例)、心室内伝導障害3例(右脚ブロック2例、左脚前枝群ブロック1例)および WPW 症候群1例の計25例を用いた。

2. 心磁図記録法

心磁図の記録には、2次勾配 SQUID 磁束計 (SHE 社, model BMP) を用いた。図1-Aは本

Keywords

Inverse problem
Current dipole
Isomagnetic map
Vector arrow map
SQUID magnetometer

(1982年6月21日 原稿受領)

*徳島大学医学部第2内科
(〒770 徳島市蔵本町3-18-15)

図1 検出コイルの形状

A: 検出コイルの形状を示す。L₁~L₄は、それぞれ2巻よりなる円形コイルで、L₁とL₂、L₃とL₄はそれぞれ逆向きに巻いてあり、4つのコイル群で2次勾配コイルを形成している。これらの検出コイルはヘリウムデューア内の液体ヘリウムに浸されている。デューア先端から各コイルまでの距離は、L₁は9.7~10.4 mm、L₂は40.7~41.4 mm、L₃は42.2~42.9 mm、L₄は73.2~73.9 mmである。B: 校正用磁束発生コイルで、直径23.8 mmの2巻の円形コイルよりなる。

システムの磁束検出用コイルの模式図を示す。図2は、図1-Bに示すコイルに10Hz、1アンペアの電流を流した時、検出器から垂直方向(H)および水平方向の距離(r)と心磁図の振幅との関係(計算値、保坂による)を示す。

本システムは、徳島大学医学部附属病院外来検査室に設置し、何の磁気シールドを行うことなく心磁図記録を行った。患者は木製ベッドに仰臥位で横たわり、検出器をできるだけ前胸壁に近づけ前胸壁に対して垂直な法線方向磁界の変化を記録した。

図3に心磁図の記録部位を示す。縦(A~F)および横(1~6)が各6例よりなる2.5 cm間隔の正方形の格子の各交点における心磁図を記録し

図2 検出コイルの特性

図1に示すように、検出器より垂直方向に Hcm、水平方向に rcm 離れた円形コイルBに1アンペアの電流を流して磁界を発生させた際の磁束計の振幅を示す。磁束計の感度は $0.11 \times 10^{-6} \text{ G/cm}$ とした。

た。この際、E-2の部位が剣状突起に一致するようにした。

3. Isomagnetic map 作成法

各誘導部位における心磁図を、200 mm/秒の速度でII誘導心電図と同時記録した。図3-Bに記録の実例を示す。II誘導心電図のQRS波起始部から10 msecごとに、各誘導点の心磁図波高を手動的に計測し、体表面電位図と同様の方法で、各瞬時の等磁界線図(isomagnetic map)を作成した。このようにして作成した ismagnetic map に基づき、磁界と電流の関係を表わす「右ねじの法則」に従って各瞬時の心起電力を推定した。

4. Vector arrow map 作成法

Vector arrow map は隣接する2点の磁界勾配より各点の vector arrow ($\vec{A}$) を次式より求めた。

$$\begin{aligned}\vec{A} &= (\delta B_n / \delta y) \vec{x} - (\delta B_n / \delta x) \vec{y} \\ &= (B_{ni+1,j} - B_{ni,j}) \vec{x} - (B_{ni,j+1} - B_{ni,j}) \vec{y}\end{aligned}$$

図3 Isomagnetic map および vector arrow map 作成のための心磁図測定部位および実際の記録例

A: 心磁図記録部位

2.5 cm 間隔の 6 列 6 行よりなる格子の各点から心磁図を誘導した。E-2 の部位が剣状突起に一致するようにした。B: II 誘導心電図と心磁図の同時記録の実例を示す。II 誘導心電図の QRS 波の起始部から 10 msec ごと

この際、 B_n は法線方向磁界で、36 点を $B_{n1.1} \sim B_{n6.6}$ で表わした。 $\vec{x}$ (右→左), $\vec{y}$ (上→下) は、各座標の単位ベクトルを表わす。すなわち、arrow map は B_n を用いて心起電力の前額面に平行な発生源の電流を近似的に求めたものである。また一部の例では、体表面電位図⁸⁾と isomagnetic map および vector arrow map の比較を行った。

II. 結 果

1. 正 常

図4に正常例の標準12誘導心電図、体表面電位図、isomagnetic map および vector arrow map の1例を示す。QRS 波の初期(20 msec)においては、電位図で右下方に極大、上部に極小があり、電位図からは下方に向う dipole の存在が考えられた。同時期の isomagnetic map では右方に極大、左方に極小があり、この際の磁界の方向は図中の孤状の矢印の方向に生じ、右ねじの法則より太い矢印で示す dipole の存在が推定された。Vector arrow map では、この部を中心として右下方に向う vector arrow が認められた。

QRS 波中期(50 msec)には、電位図で左方に極

大、右方に極小があり、左方に向う dipole の存在が推定された。Isomagnetic map では、左上方および右方に極小、下方に極大があり、左下方に向う dipole と上方に向う dipole の存在が推定された。Vector arrow map では、左下方に向う vector arrow と右方にある右上方に向う vector arrow を認めた。

QRS 波終期(70 msec)には、電位図は、前胸部で陰性電位を示した。Isomagnetic map では両外側に負領域、中央に正領域を認め、胸骨縁付近における上向きの dipole と左外側にある下方に向う dipole の存在が推定された。本例の標準誘導心電図および体表面電位図には、70 msec の時点における右上方に向う起電力は表現されなかった。

他の正常例9例においても、isomagnetic map および vector arrow map は同様のパターンを示し、全例において 50~60 msec の時点で右上方に向う大きい dipole の存在が推定された。

2. 左 室 肥 大

図5は、大動脈弁閉鎖不全兼狭窄症例の標準12誘導心電図、isomagnetic map および vector arrow map を示す。20 msec の時点においては、isomagnetic map では上方に極小、左下方に極大があり、vector arrow map では右下方に向う vector arrow が消失し、左側方さらに左上方に向う vector arrow を認めた。

50 msec の時点では、isomagnetic map では極大、極小とも左方に移動し、磁界の著明な増大を認めた。Vector arrow map では、左外側部において著明な左方に向う vector arrow を認めた。

70 msec の時点における isomagnetic map は、50 msec の時点のそれとほぼ同様の所見を示し左方に向う心起電力が推定された。Vector arrow map では、QRS 波中期から終期にかけて左方に向う増大した vector arrow を認め、正常例にみられた胸骨付近にある右上方に向う vector arrow は消失した。

他の左室肥大例でも、isomagnetic map および vector arrow map はほぼ同様のパターンを示した。また、正常例にみられた脱分極の中~終期における右上方に向う vector arrow は消失ないし減弱を示した。

3. 右 室 肥 大

図6に心内膜床欠損症の isomagnetic map お

図4 正常例の体表面電位図, isomagnetic map および vector arrow map

ECG: 標準12誘導心電図, (+): 極大, (-): 極小, 実線: 正領域の等磁界線 (5.2×10^{-9} Gauss/line) および等電位線 (0.2mV/line), 破線: 負領域の等電位線および等磁界線, $\curvearrowright$: 磁界の方向, $\uparrow$: isomagnetic map より推定される dipole

Isomagnetic map においては, 磁界は $\curvearrowright$ の方向に生じ, 心起電力 dipole は右ねじの法則より $\uparrow$ のごとく推定される。50 msec の時点では上方に向う dipole と下方に向う dipole の存在が推定される。

Vector arrow map でも, 同様の vector arrow を認める。

および vector arrow map を示す。20 msec の時点においては, isomagnetic map では上方に極大, 左下方に極小があり, 正常に比べて上方の正領域の増大を認め, vector arrow map では下方に向う vector arrow を認めた。

50 msec の時点では, isomagnetic map では上方に極大, 下方に極小を認め, vector arrow map では右方に向う vector arrow を認めた。70 msec の時点では, isomagnetic map では上方に極大, 下方に極小があり, 右方に向う dipole が推定さ

図5 左室肥大例の isomagnetic map および vector arrow map (大動脈弁閉鎖不全兼狭窄症, 29歳, 男性)
50 msec の時点における isomagnetic map では上方に極小, 下方に極大があり, 正から負への移行が急峻である。同時点の vector arrow map では, 左外側に向け大きい vector arrow を認める。

れ, vector arrow map では, 右方向向う vector arrow の増大を認めた。

他の右室肥大例でも, 本例と同様に右方向向う起電力の増大を認めた。

4. 心室内伝導異常

右脚ブロックの isomagnetic map および vector arrow map では, 時間経過とともに徐々に右方から右上方に向う dipole を認めた。しかしながら, 右室肥大例と異なり, 磁界の変化はゆるやかで, vector arrow map では vector arrow の大きさの増大を認めなかった。

図7は, 著明な左軸偏位を示した例の標準誘導心電図, isomagnetic map および vector arrow

map を示す。20 msec の時点における isomagnetic map では, 下方に極大, 上方に極小があり, vector arrow map では左方向向う vector arrow を認めた。この左方向向う起電力は, 時間と共に左上方に向い, 左室基部の興奮の遅れを反映すると考えられた。

5. WPW 症候群

図8は, A型 WPW 症候群の標準12誘導心電図, isomagnetic map および vector arrow map を示す。30 msec の時点の isomagnetic map では, 右方に極小, 左方に極大があり, vector arrow map では右下方に向う vector arrow を認めた。以後の isomagnetic map および vector arrow

図6 右室肥大例の isomagnetic map および vector arrow map (心内膜床欠損症, 40歳 女性)

Isomagnetic map では, QRS 間隔の中期から終期にかけて上方に正領域, 下方に負領域を認め, 左室肥大と対照的所見を示す。50~70 msec の時点における vector arrow map では, 主として右方向の vector arrow を示す。

map も 30 msec の時点のそれらと同様の所見を示し, 興奮の進行方向は常に中央部上方から下方に向う所見を示した。

III. 考 察

1970年 Cohen ら¹⁾が, SQUID 磁束計と磁気シールド室を用いた心磁図記録法を報告して以来, 心磁図についての多くの報告がある。しかしなが

ら, これらの多くは計測方法に関するもので, 臨床応用に関する研究は比較的少ない。その理由は, 心起電力により作られる磁界は極めて弱く, 外部磁界ノイズの影響を受け易いため, 従来心磁図の記録には厳重な磁気シールド室を必要とするなど, 臨床応用上問題点が多かったためと考えられる。

心磁図記録上のこのような問題は, 2 次勾配 SQUID 磁束計の開発によりある程度改善され

図7 左脚前枝群ブロック例の isomagnetic map および vector arrow map (高血圧症兼糖尿病, 62歳, 女性)
Isomagnetic map では, 時間経過と共に極大が左方に, 極小が右方に移動している。Vector arrow map では, 時間経過と共に左方から左上方へ向う vector arrow を示す。

た。2次勾配磁束計は, 図2に示すように, 法線方向磁界の2次微分を記録するため, 距離(R)の影響は $1/R^4$ となり, 検出用コイルから離れた場所で生じる磁界ノイズは打ち消され, 市街地の病院にある通常の検査室においても磁気シールドなしに安定した心磁図の記録が可能である。

Hosaka, Cohen(1976)⁷⁾は, 一次勾配 SQUID 磁束計を用いて記録した心磁図を用いて vector arrow map を作成し, これより求めた心起電力は従来の実験およびシミュレーションによる興奮伝播過程とよく一致し, 心磁図法が逆方向問題の検

討に有用な手段であることを指摘している。

著者が用いた2次勾配磁束計は, 保坂らが用いた2次勾配磁束計とは異なった特徴を持っている。すなわち, 2次勾配磁束計は, ノイズが少なく, 磁気シールドを用いなくとも安定した心磁図を記録することができ, 側方への距離に対する減衰は著しいが, 検出用コイルに近い起電力に対しては微分の影響が少ない。従って, 2次勾配磁束計は局所の起電力を反映し易く, 体表面の情報から心起電力を推定する逆方向問題を検討する上に有用である。

図8 WPW 症候群 (A 型) の isomagnetic map および vector arrow map (31歳, 女性)

30 msec の時点における vector arrow map では, 中央部に下方に向う vector arrow を認め, この部位が早期興奮部と考えられる。Isomagnetic map では, 正・負領域の分布は経時的に著しい変化を示さず, 興奮前面の方向が一定であることを示す。

正常例の vector arrow map より推定される心起電力は, 心室内興奮伝播過程に関する従来の実験⁸⁾およびシミュレーション⁹⁾の結果とよく一致し, 本法が心起電力の分析に有用なことを示している。isomagnetic map 法によっても, おおよその心起電力 dipole の推定が可能であった。2 次勾配心磁図法においては, 前胸壁に近い局所の心起電力をよく反映し, 左室後壁などの前胸壁から離れた部位の起電力の影響は著しく少ない。従って, isomagnetic map は体表面心電図に基づく電位分布図とは異なった情報を有する可能性がある。

各種病態の isomagnetic map および vector arrow map は, 図 5 ~ 8 に例示するように推定される心室内興奮伝播過程とよく一致した所見を示した。すなわち左室肥大大例では, 左外側に向う起電力の増大, 右室肥大大例では右方に向う起電力の増大を認めた。また, 心室内伝導障害例においても, 各病態における興奮伝播過程とよく一致し, WPW 症候群においては早期興奮部位の推定への応用が可能と考えられた。

体表面電位図の特徴の一つとして, multiple dipole の推定に有利な点がある。本研究における

vector arrow map および isomagnetic map の分析においても、2 つ以上の dipole の存在が推定され、特に図 4 に示す例のように逆方向の dipole の存在を推定できたことは心磁図法の利点の 1 つと考えられる。

心電図および心磁図は、共に心起電力に起因するため、両者は全く異質の情報を取り扱っているわけではないが、電気と磁気とは物理学的特性が異なっているため、心磁図法は心電図法とは異なった知見を与えることが期待される。ことに、本研究で用いた 2 次勾配磁束計は、磁束の法線方向における微分形を捉えているため、心電図とはかなり異なった情報を含み、通常的心電図法では検出困難な心起電力情報を把握し得る可能性がある。

IV. 結 語

1) 2 次勾配 SQUID 磁束計を用いて、正常例および各種病態における、isomagnetic map および vector arrow map を作成し、心起電力の推定を行った。

2) Vector arrow map および isomagnetic map より推定される心起電力は、心室内興奮伝播過程をよく反映し、本法による心起電力の推定が有用と考えられた。

3) 本法は局所の起電力を反映し易く、multiple dipole の推定も可能で、体表面の情報から心起電力を推定する逆方向問題の解析に有用と考えられた。

4) 本法は、心電図とは異なった情報を含み心電図で検出困難な心起電力情報を把握し得る可能性が考えられた。

本研究に終始御指導いただいた日本光電工業株式会社の保坂栄弘博士に感謝致します。また、本研究は昭和55年度および56年度文部省科学研究費試験研 I の補助を受けて行った。

〔文 献〕

- 1) Cohen H, Edlsack A, Zimmerman J: Magnetocardiograms taken inside a shielded room with a superconducting point-contact magnetometer. Appl Phys 16: 278, 1970
- 2) Cohen D, Chandler L: Measurements and a simplified interpretation of magnetocardiograms from human heart. Circulation 39: 395, 1969
- 3) 栗野玄佐武, 保坂栄弘, 古賀清毅, 村松敦子, 栗野直行: 2 次勾配 SQUID 磁束計の心磁図測定への応用. 第18回 ME 学会論文集 2-C-39, 1979
- 4) 大道久, 井深丹: 超伝導量子干渉計の医学への応用. 応用物理 48: 316, 1979
- 5) 保坂栄弘: 正常者・異常者心磁図の 2 次元ベクトル図表示による解析. 医用電子と生体工学 17: 22, 1979
- 6) Akamatsu N, Mori H: A computerized technique for body surface isopotential and topological maps. IEEE Proceedings p. 361, 1980
- 7) Hosaka H, Cohen D: Visual determination of generator of the magnetocardiogram. J Electrocardiol 9: 426, 1976
- 8) Durrer D, Van Dam R, Freud GE, Janse MJ, Mayler FL, Arzbacher RC: Total excitation of the isolated human heart. Circulation 41: 899, 1970
- 9) Selvester RH, Kalaba R, Collier CR, Bellman R, Hagiwara H: A digital computer model of the vectorcardiogram with distance and boundary effect. Am Heart J 74: 792, 1969