

健常例の体表面心磁界の動
画化と心磁界の三方向計測

Observation of magnetic
fields from three direc-
tions, and the moving
image of the heart in
a normal subject

栗野 直行
竹沢 将俊
木島 幹博
宮崎 吉弘
小野 和男
大和田憲司
刈米 重夫
古賀 清毅*
栗野亥佐武**

Naoyuki AWANO
Masatoshi TAKEZAWA
Mikihiro KIJIMA
Yoshihiro MIYAZAKI
Kazuo ONO
Kenji OWADA
Shigeo KARIYONE
Seiki KOGA*
Isamu AWANO**

Summary

Three components of the magnetic field generated by the heart over the anterior aspect of the chest in a normal subject were detected using a Superconducting Quantum Interference Device (SQUID) magnetometer with a single detecting coil in a magnetically shielded room.

Contour maps and color density maps of the field were prepared by computer. Movies of sequential magnetic fields of the vertical component on the anterior aspect of the chest were made from these maps.

In the movies, the maximum moved from the upper central portion to right lower portion in the early stage of ventricular excitation. It moved to the central portion in the middle stage, then returned to the upper central portion in the late stage.

Three-dimensional maps of instantaneous magnetic fields over the anterior portion of the chest were derived from maps of three components of the field, and from presumed heart vectors and were drawn as arrows, based on the Viot-Savart theorem.

Heart vectors from these field maps corresponded well with septal forces in the early stage, left ventricular free wall force in the middle stage and the basal force in the late stage, respectively.

However, large circulating vectors in the form of clockwise rotation in the central portion were

福島県立医科大学 第一内科
福島市杉妻町 4-45 (〒960)

*電子技術総合研究所
茨城県新治郡桜村梅園 1-1-4 (〒305)

**福島県環境医学研究所
福島県双葉郡大熊町大字下野上字大野 476-1 (〒979-13)

The First Department of Internal Medicine, Fuku-
shima Medical College, Sugitsuma-cho 4-45, Fuku-
shima 960

*Electrotechnical Laboratory, Umezono 1-1-4, Saku-
ra-mura, Niihari-gun, Ibaraki, 305

**Fukushima Biomedical Institute of Environmental
Medicine and Neoplastic Disease, Okuma-machi,
Fukushima-ken 973-13

Received for publication November 30, 1983 (Ref. No. 27-1)

also presumed. These circulating heart vectors did not correspond with the sequence of cardiac excitation as reported by Durrer et al. This discrepancy may have been caused by the fact that the vertical electric current could not be expressed from our display for presuming an electric force. Therefore, new displays and interpretations may be required for the expression of heart vectors.

Key words

Magnetocardiogram

Heart vectors

はじめに

近年, Josephson 効果を応用した超伝導量子干渉計 (Superconducting Quantum Interference Device: SQUID) の出現¹⁾, および微分型磁束トランスの開発²⁾により, 磁気遮蔽室無しで 10^{-9} gauss に至る微小な磁界の計測が可能となり, 心臓の電気的活動に伴う磁気情報である心磁図 (magnetocardiogram: MCG) が容易, かつ安定して記録できるようになった.

心磁界の表示法に関しては, 横軸に時間, たて軸に磁束を示すスカラー表示法, また, 等高線表示法, スクエアマップ法等が知られている.

心磁界の記録方法に関しては, 従来主に前額面と直角な成分の記録, または体表面と直角な成分の記録がなされてきているが, 磁界はベクトル量であって, 一方向のみからの計測では正確な磁界の状態はわからない.

今回我々は, 前胸部心磁界を色濃度表示として表わして動画化し³⁾, 心室興奮に伴う磁界の変化を検討した. さらに, 前胸部心磁界の互いに直角な3つの成分 (X, Y, Z) を計測して等高線表示図を作製し, 前額面における心起電力の変化を検討した.

装置および方法

心磁界計測に用いた装置は point contact の rf-SQUID で, detecting coil は single である. ETL magnetically shielded room⁴⁾ 内にて, 装置を木製の支持台に固定し, 被験者を木製のベット上に臥床させ, 前胸部心磁界の3つの成分 (X, Y, Z) を記録した. 記録部位は乳頭の高さで胸骨中央線の点を中心とし, 5 cm 間隔の格子を作っ

て得た 25 点で, 各点より順に心磁図を記録した. 記録装置の周波数帯域は 0~1 kHz で, 32 回の加算平均を行った後, X-Y recorder にて拡大記録し, QRS 波の開始から 2~4 msec ごとに磁束値を digitizer にてコンピューターに入力し, 各瞬時の等高線表示図を作製した. 前額面と直角な成分 (Z) に関しては色濃度表示図を作製し, 図を連ねて動画化して, 心臓の興奮伝播過程による前胸部心磁界の変化を連続的な動きとして観察した. Fig. 1 に計測システムのブロックダイアグラム, Fig. 2 に心磁図の記録部位およびコンピューターより出力された3成分の等高線表示図を示す. X 成分は前額面と平行で右方から左方へと向う磁界成分, Y 成分は頭部から足部へと向う成分, Z 成分は, 従来より記録されている前額面と直角な成分を示し, Fig. 2 の矢印の方向を正とした. 対象は健常男子 1 例である.

成 績

1. 健常例における心磁界分布の経時的変化

Fig. 3 に色濃度表示化された前胸部心磁界の経時的変化を示す. 緑, 黄, 白は正の磁束値を段階的に示し, 青, 白は負の磁束値を段階的に示す. QRS 波の開始から初期 20 msec では, 極大は前胸部上方にあり, 極小は左方に存在した. 30 msec, 50 msec で極大は前胸部中央に位置し, 極小は左上方へと移行した. 70 msec で極大は上方に回帰し, 新たな極小が右方に出現した. 動画に表現された磁界の動きは, 連続的に, 極大は中央上方より右下方に向った後に中央へと移行し, 1 つはその位置で消失し, 1 つは中央上方に回帰する反時計回転の動きを示した.

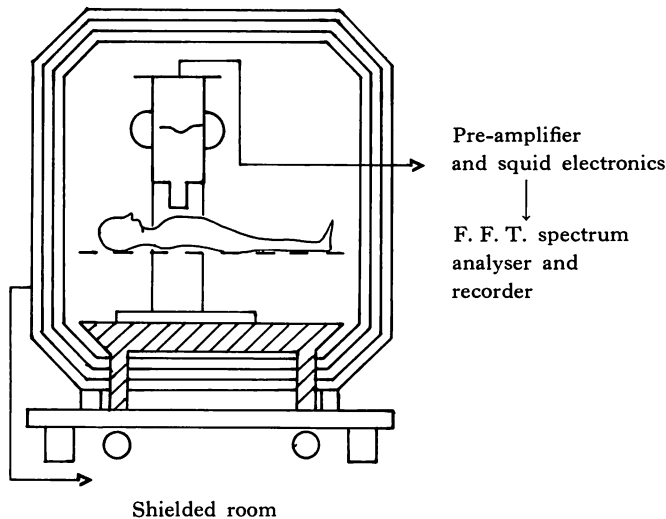


Fig. 1. Block diagram of the SQUID system.

Liquid helium dewar which contains a detecting coil is supported by a wooden mount.

2. 心磁界の3方向計測と心起電力

Fig. 4 に 20 msec, 30 msec, 50 msec, および 70 msec における3成分の等高線表示図を示す. 図内の open mark は極小, closed mark は極大を示し, 破線はゼロの位置を示す. 3成分の極大と極小は, QRS 波の開始から初期の 20 msec では, 右上方より中央を結ぶ線上に, ほぼ直線上に並んで配列された. 中期の 30 msec, 50 msec では前胸部に散在して認められ, 後期 70 msec では中央上方に集って認められた. 以上の心磁界3成分の計測から, おおよその磁界の状態を立体的に描き, これらの磁界の状態から電流を推定し, **Fig. 5** に示す. 推定された電流は, QRS の初期ではほぼ右下方へ向う中隔ベクトルと思われる起電力のみが, 中期では左室自由壁ベクトルと思われる左下方へ向うベクトルの他に, 心臓を囲むような時計回転方向の起電力が, 後期ではほぼ中央上方へ向う心基部ベクトルと思われる起電力のみが推定された. **Fig. 6** に推定された起電力を示す.

考 按

1. 前額面における心磁界の動きについて

心磁界計測は 1963 年の Baule と McFee の報告を嚆矢とする^{5,6}. 彼らは pick-up coil gradiometer を作製して, 初めて人間の心磁図を記録した. その後, Zimmerman¹⁾ らにより Josephson 効果を応用した超伝導量子干渉計 (SQUID) が開発され, さらに Williamson ら²⁾ により微分型磁束トランスが開発されて, 心磁図が容易に記録できるようになった. 現在まで, 主に理工系の研究者達によって心磁図の報告がなされてきたが⁷⁻¹⁵, 最近になり, 臨床データも集積されつつあり, 従来の心電図よりも優れた情報を得ることができる場合があるとの報告もなされてきている^{16,17}. 一方, 臨床データは集積されつつあるものの, 心磁図の解釈に関しては, 心電図における正三角形模型のような基本的な理論がいまだに確立されておらず, 心起電力と心磁図波形との関係が明確にされていない. 以前, 我々は, ヴィオ・サヴァールの法則から, 体表面電位図における極大, 極小と, 前額面心磁界における極大, 極小は, 心臓の興奮伝播に従って, 互いにおおよそ直角の位置をとりながら対をなして移動するであろうと推定した.

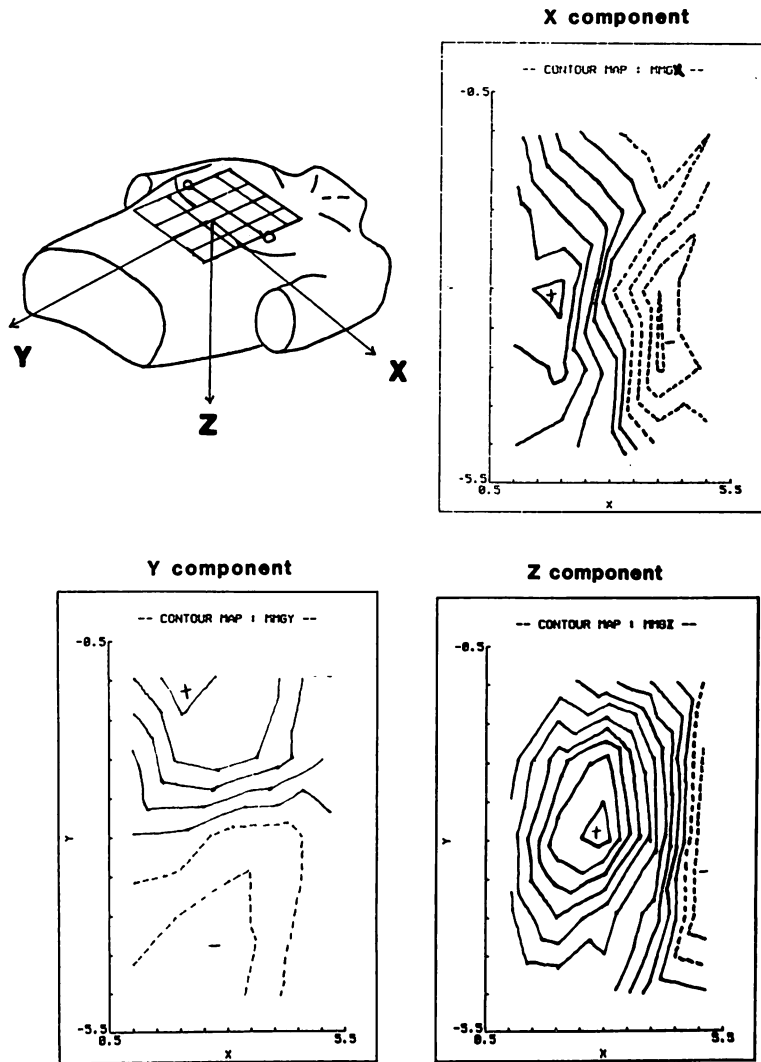


Fig. 2. Magnetocardiograms.

Detecting position and contour maps of the three components of magnetic fields generated by the heart are shown.

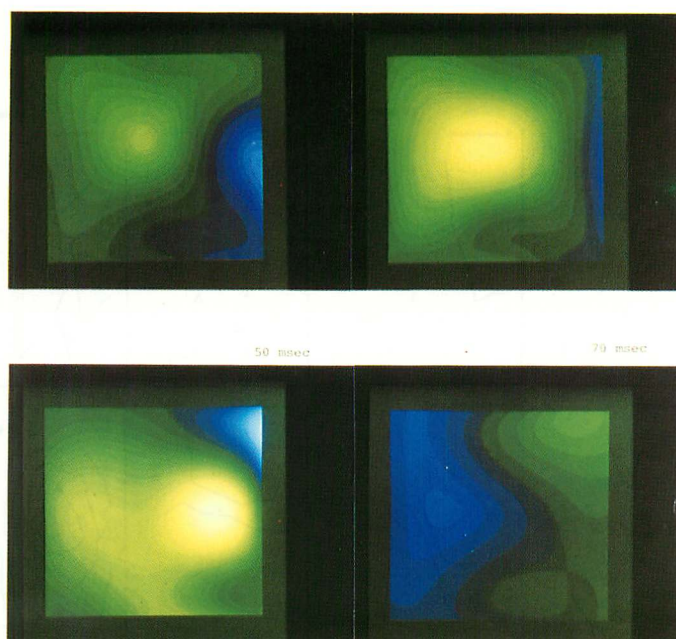


Fig. 3. Sequential color display of the magnetic field over the anterior aspect of the chest.

Color images of the magnetic field are processed by computer (yellow: positive area, blue: negative area).

今回、我々は前胸部心磁界の変化を色濃度表示として動画化した結果、心磁界の変化を連続的な動きとして明瞭に観察することができた。その観察結果より、我々の推定はほぼ正しいものと考えられ、極大と極小は、ほぼ対をなして前胸部中央上方より中央へと下降し、QRSの後期で中央上方に回帰した。体表面心電位図では、後期で極大が背部に廻ることから、心磁図はあたかも体表面電位図の透視図の感がある。さらに、極大と極小がQRSの初期で右下方に偏位することから、心磁図においては中隔ベクトルを明瞭に観察できる可能性がある。また、QRSの中期から後期において、正領域のピークが中央と中央上方の2か所にみられるが、現在その意味は不明としても、きわめて興味ある所見と考えられた。

2. 3方向計測からみた心起電力の変化

磁界はベクトル量であって、一方向のみからの計測では正確な磁界の方向と密度は定まらない。

そこで我々は前胸部において、心磁界の3方向計測を行った。この結果では、少なくとも健常例におけるX, Y各成分の磁界分布は、従来計測されているZ成分の磁界分布から予想される分布と近似していた。細部で問題を残すことがあるにしても、Z成分の記録のみにて、前胸部心磁界の分布状態の見当がつくことが明らかとなった。

一方、心臓の活動が電氣的な興奮伝播により惹き起こされるものであるため、磁界から起電力を推定する試みが望まれる。1975年、CohenとHosakaは^{18,19)}、計測された前額面と直角な成分(Z)のグラジエントを算出し、心起電力を方向をもったarrowとして表わしてarrow mapを作製し、心起電力推定を試みた。心磁界から心起電力を観察しようとする画期的な試みであると思われる。しかし、前胸部の各点に起電力ベクトルを描くarrow mapは、表現上やや煩雑な感があり、そのarrowの方向とDurrerら²⁰⁾により報告さ

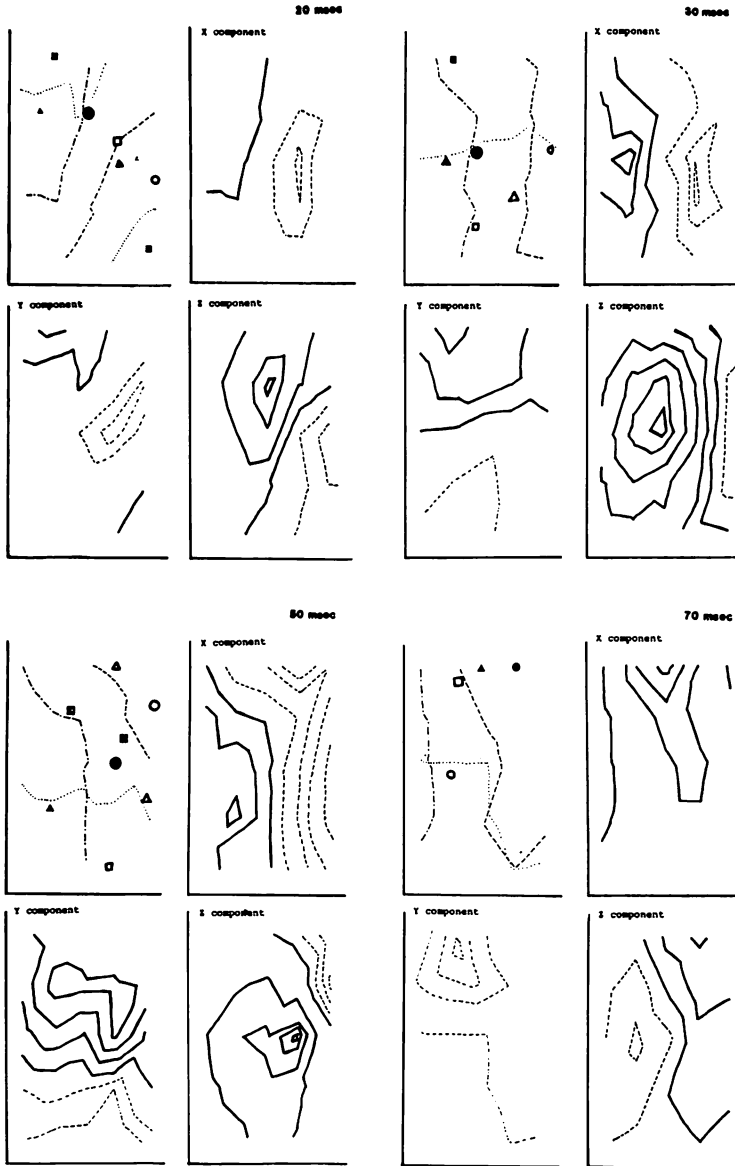


Fig. 4. Sequential contour maps of the three components of the field.

Left upper part of each sequential maps shows the position of the maximum or minimum. Open marks indicate the minimum and closed marks indicate the maximum. Dotted lines mean magnetically zero.

triangle: X component; square: Y component; circle: Z component.

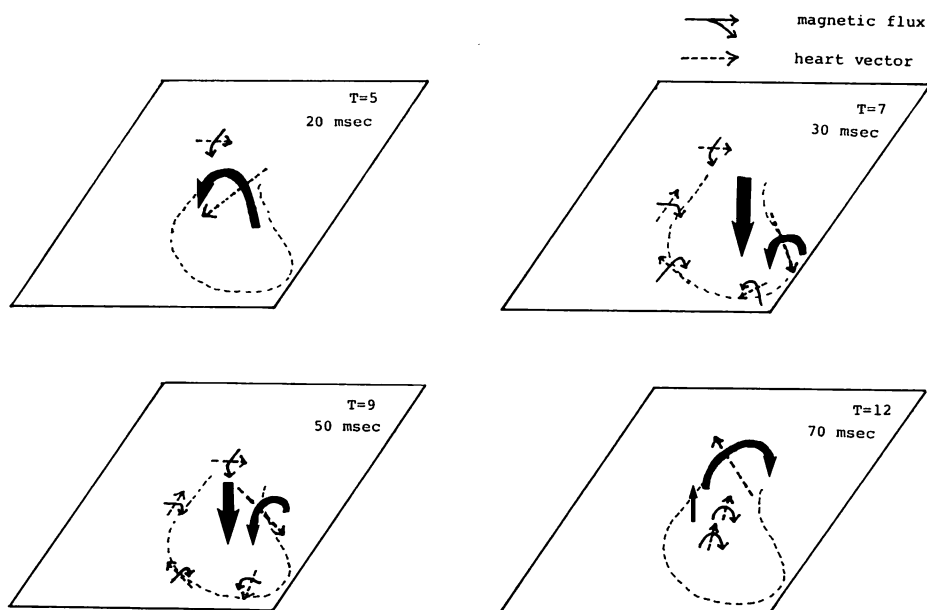


Fig. 5. Three-dimensional magnetic fields presumed by the contour maps of the three components.

Heart vectors are set up from these maps.

れた心臓興奮伝播過程との関係も明らかとは言えない。

我々は心磁界の三方向計測の結果から、磁束が曲っている部に、ヴィオ・サヴァールの法則から、電流素片に対応した起電力を推定したが、QRSの初期と後期では推定された起電力はほぼ心室興奮伝播過程に対応し、中隔、心基部ベクトルが推定されたものの、中期では左室自由壁ベクトルの他に、Cohenらのarrow mapに表現された起電力と同じように、大きな時計回転方向の円電流が推定されることとなり、その方向の意味が不明となってしまった。この結果は、今回示したような起電力推定のための解釈、また表示法が、前額面と平行な面(X-Y平面)における電流のみを考慮し、法線方向の電流を考慮し得ないことに起因するものと考えられるため、新たな表示法およびその解釈が必要となり、現在検討中である。

要 約

Single detecting coilをもつrf-SQUID systemを用いて、磁気シールドルーム内にて、健常例を対象に、前胸部心磁界の互いに直角な3つの成分を記録して等高線表示図を作製し、心起電力を推定した。前額面と直角な成分に関しては色濃度表示図を連ねて動画化して、心磁界の変化を観察した。

その結果、動画における心磁界の極大は、前胸部中央上方より右下方に向った後、中央へ移行し、1つはその場で消失し、1つは中央上方へ回帰した。

三方向計測の結果から描かれた前胸部心磁界の状態は、従来計測されている前額面と直角な成分の記録から推定された磁界の状態と近似した。この磁界の状態から中隔ベクトル、左室自由ベクトル、心基部ベクトルが推定できたが、QRSの中

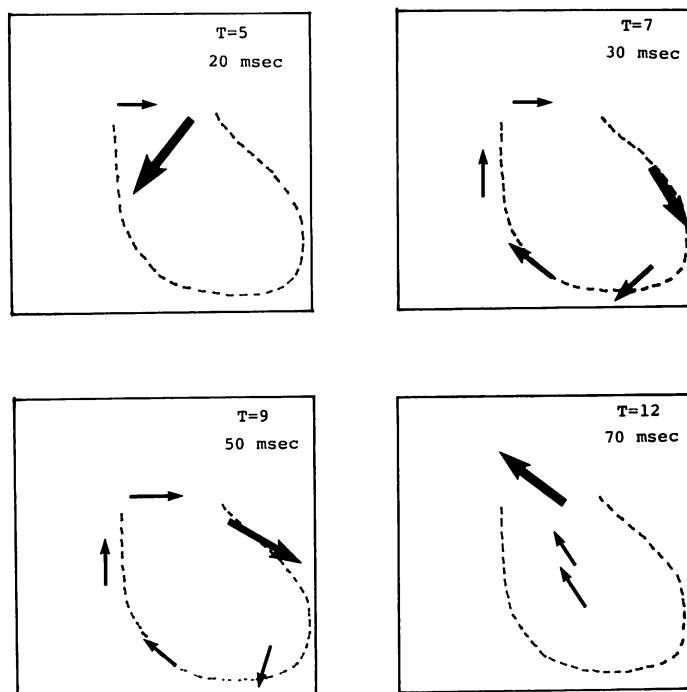


Fig. 6. Heart vectors derived from the magnetic field.

In the early and late stages of QRS, septal and basal forces are presumed from the maps.

In the middle stage of QRS, left ventricular force is presumed, but circulating vectors are also presumed and these vectors do not correspond with the sequence of heart excitation.

期では, 前胸部中央に大きな時計回転の円電流も推定された. この円電流は心室興奮伝播の様子と対応しないため, その新たな解釈, および別の表示法の開発が必要であると考えられた.

文 献

- 1) Zimmerman JE, Thiene P, Harding JT: Design and operation of stable R-F biased superconducting point-contact quantum devices, and a note on properties of perfectly clean metal contacts. *J Appl Physiol* **41**: 1572, 1970
- 2) Williamson ST, Kaufman L, Brenner D: Biomagnetism. Report from department of Physics. New York University **8**: 355, 1975
- 3) 古賀清毅, 舟久保登, 西山喜重: 人体心磁図体表面分布の時間変化—等高線表示及び濃度表示を用いた映画—シンポジウム, 「超伝導量子エレクトロニクス」の最近の成果. 1982, p 10 (予稿集)
- 4) Koga S, Nakamura A: Low magnetic field measurement with SQUID—ETL magnetically shielded room—. *Proceedings of the First Sensor Symposium*: 311, 1981
- 5) Baul G, McFee R: Detection of the magnetic field of the heart. *Am Heart J* **66**: 95, 1963
- 6) Baul G, McFee R: The magnetic heart vector. *Am Heart J* **79**: 223, 1970
- 7) Cohen D, Edelsack A, Zimmerman J: Magneto-cardiogram inside a shielded room with a superconducting point-contact magnetometer. *Appl Phys Letters* **16**: 278, 1970
- 8) Cohen D, McCaughan D: Magnetocardiograms and their variation over the chest in normal subjects. *Am J Cardiol* **29**: 678, 1972
- 9) Awano I, Muramoto A, Awano N: Detection of the magnetocardiogram by SQUID magnetometer and an approach to clinical magnetocardiology. *Jpn Appl Phys* **50**: 698, 1981 (in Japanese)
- 10) Awano I, Muramoto A, Awano N, Koga S: Application of superconductivity and magnetocardiogram (M.C.G.). *Low Temp Med* **1**: 89, 1978

- (in Japanese)
- 11) Awano I, Muramoto A, Awano N: An approach to clinical magnetocardiology. *Tohoku J Exp Med* **138**: 367, 1982
 - 12) Awano N, Awano I, Owada K, Ikeda K, Machii K, Uchida T, Kariyone S: Clinical and experimental studies on magnetocardiograms of myocardial infarction. *Jpn Heart J* **23**: Suppl I: 731, 1982
 - 13) Awano N, Owada K, Machii K, Kariyone S, Takagi Y, Awano I: Magnetocardiographic mapping of normal subjects—Patterns of magnetocardiographic waves and relation between magnetic dipole and electric dipole on surface map—. *Electrocardiology* **3**: 215, 1983 (in Japanese)
 - 14) Awano N: Clinical application of magnetocardiography. I. Studies on magnetocardiograms in normal subjects and patients with bundle branch block. *Fukushima Med J* **33**: 147, 1983 (in Japanese)
 - 15) Awano N: Clinical application of magnetocardiography. II. Clinical and experimental studies on magnetocardiograms of myocardial infarction. *Fukushima Med J* **33**: 153, 1983 (in Japanese)
 - 16) Sumi M, Nakaya Y: Isomagnetic maps in normal subjects and patients having right ventricular overloading. *Jpn J Appl Physiol* **13**: 175, 1983 (in Japanese)
 - 17) Fujino K, Nakaya Y: Studies on magnetocardiogram in left ventricular overloading. *Jpn J Appl Physiol* **13**: 202, 1983 (in Japanese)
 - 18) Hosaka H, Cohen D: Arrow maps—Visual determination of generator of the magnetocardiogram—. *Magnetocardiogram*. Francis Bitter National Magnet Laboratory, MIT: 147, 1975
 - 19) Cohen D, Hosaka H: Magnetic field produced by a current dipole. *Magnetocardiogram*, Francis Bitter National Magnetic Laboratory, MIT: 89, 1975
 - 20) Durrer, van Dam RT, Freud GE, Janse MJ, Meijler FL, Arzbaeher RC: Total excitation of the isolated human heart. *Circulation* **41**: 899, 1970