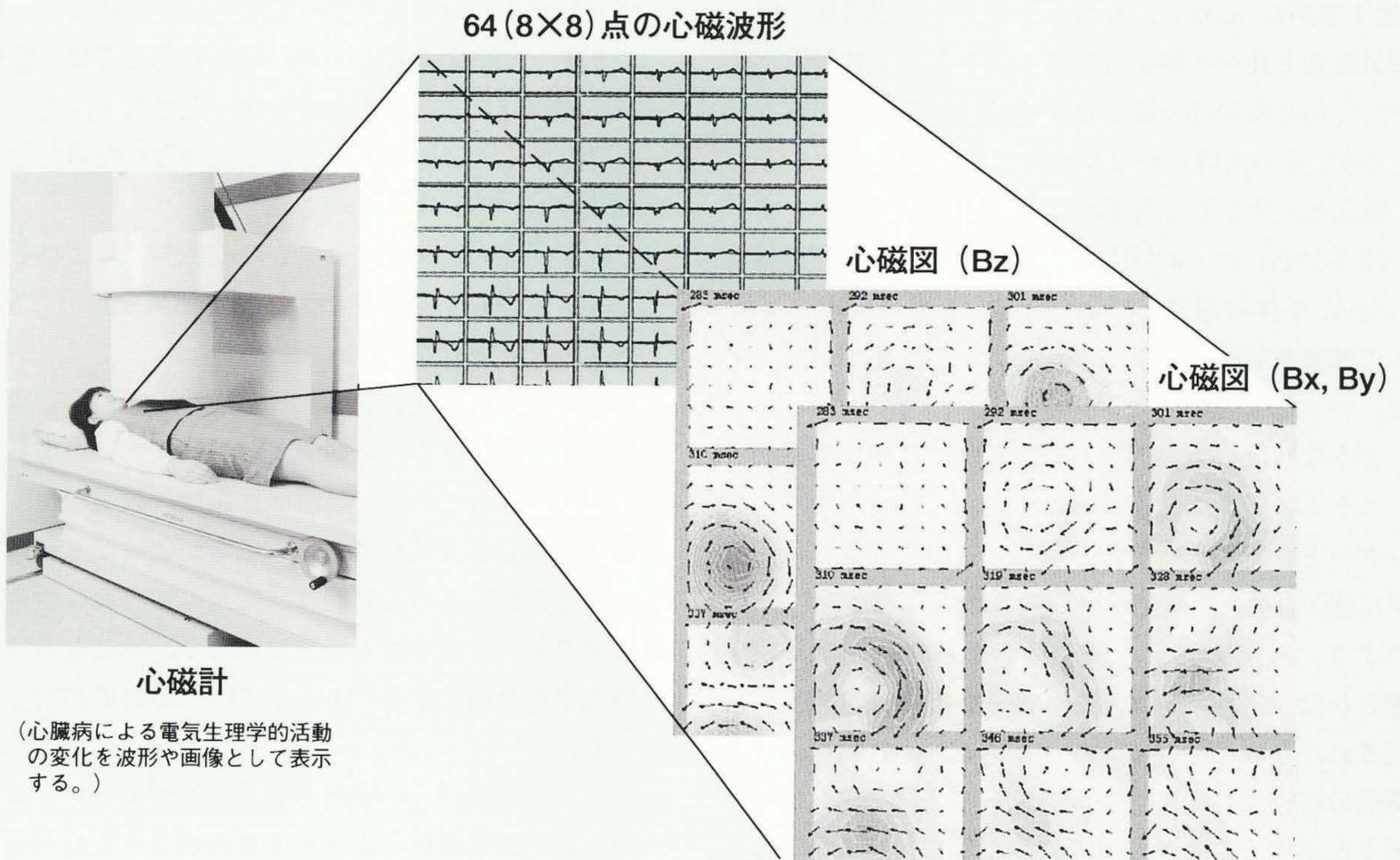


超高感度磁気センサを用いた心臓磁場計測技術

——心臓疾患の高速、無侵襲検査を目指して——

Technologies for Measuring Cardiac Magnetic-Field Using Ultra-Sensitive Magnetic Sensor

三井利夫 *Toshio Mitsui* 笹渕 仁 *Hitoshi Sasabuchi*
塚田啓二 *Keiji Tsukada* 鈴木博之 *Hiroyuki Suzuki*
神鳥明彦 *Akihiko Kandori*



SQUID(超伝導量子干渉素子)を64チャンネル搭載した心磁計

この心磁計は、人の体に触れることなく、心臓病による心臓内の電気生理学的活動の変化をとらえ、波形や画像として表示することができる。

SQUID(Superconducting Quntum Interference Device: 超伝導量子干渉素子)により、心臓の筋肉や刺激伝導系から出る微弱な磁場(心臓磁場)を測定できるようになり、体に触れることなく心臓内の電気生理学的活動がわかるようになってきた。しかし、従来の心磁図表示による心臓病の診断では、もう一段階掘り下げた解析と経験が必要とされたため、疾患に対応できる、わかりやすい心磁図が求められていた。

こうしたニーズにこたえて、心臓の活動部位が直読できる磁場成分解析方法と、その表示方法を新たに開発した。これにより、心臓内で同時に興奮する複数の部位を

初めて画像化することができ、心筋虚血などの状態を一つの図で表現することもできるようになった。

さらに、これらの新しい解析表示方法を基に、SQUIDを64チャンネル搭載した、胎児から成人までの心臓を数分で計測できる心磁計を開発した。特に、この装置では、心磁ベクトルの各成分を解析的に導出することができ、従来の表示と今回の新しい表示が同時にできる特徴がある。

今後、心磁計は、だれもが容易に検査を受けることを可能にし、しかも精密な診断機器として役立つものと期待できる。

1 はじめに

心臓病は、がんや脳血管疾患などと並んで死亡原因の上位にあげられ、早期診断と早期治療が強く望まれている。通常の医療機関で、健康診断などの簡単なルーチン検査として行われているものに心電図がある。心臓の筋肉や神経の活動による細胞内外でのイオン活動は、等価的に電流となる。この電流は、体表面上での心電図でとらえられる電位変化ばかりでなく、磁場変化としても現れる(図1参照)。しかし、心臓から発生する磁場は、環境の磁気雑音と比べて約十万分の1以下と、5けた以上小さい。この心臓磁場の測定はすでに1960年代に報告されているが、その当時はかなり困難なものであった¹⁾。その後、磁気センサとして高感度なSQUIDが発明され、感度が一段と向上した。SQUIDを用いた生体磁気計測が報告された後、生体の電気生理学的研究とともにSQUIDシステムの開発が急速に進み、マルチチャンネル化が進展してきた。

このような状況にあって、わが国では、高度生体磁気計測システムの研究開発を目的として、基盤技術研究促進センターと日立製作所を含む企業10社の出資を受け、1990年に超伝導センサ研究所が設立された。このプロジェクトにより、SQUIDのデバイス技術や計測技術が一段と加速された。プロジェクト終了後も各社で独自の研究が継続され、今日に至っている。しかし、心磁図を用いた心臓病の解析としては、心臓内に一つまたは複数個の電流源を推定することが主流であったので、特にWPW(Wolff-Parkinson-White)症候群のような不整脈の発生源の部位推定に应用が限られていて、広く普及するには至らなかった。日立製作所が心磁図の研究を進めるにし

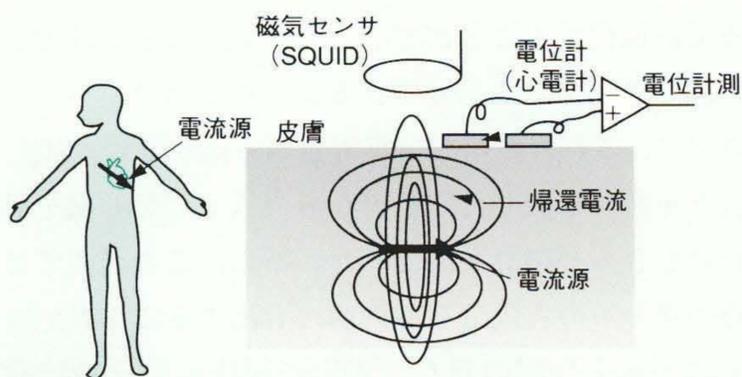


図1 電流の磁場変化

心臓の活動電流は、電位変化と磁場変化を生じさせる。電位変化は、皮膚にはった電極を通して心電計で測定する。磁場変化は、体から離れた高感度磁気センサ(SQUID)でとらえることができるようになった。

たがって、他の検査方法では難しい心臓内の活動部位やその広がりや時間変化の可視化と、従来困難であった胎児の電気生理学的活動の検査ができることがわかってきた。

ここでは、これらの測定や解析を容易にするため、新たに開発した心磁計について述べる。

2 心磁図

2.1 心臓の複数興奮部位の画像化

心電図では、背中からの情報はあまりはっきりしない。空気層が主である肺によって電気信号が減衰し、ぼやけてしまうためである。一方、磁場に関しては、肺や各種臓器、空気などの等磁率はほぼ一定であり、先に述べたような肺などの影響をほとんど受けないため、心臓磁場の測定が可能になるものと考えられる。

胸部前面と背面から測定した心磁図、および心臓との位置関係がわかるように同じ測定領域を撮ったMRI(磁気共鳴イメージング)像を図2に示す。この心磁図は、磁場強度を等高線状に表した等磁場曲線図に、心臓内の電流の方向と大きさが直観的にわかるように表現した矢印を重ねたものである。等磁場曲線は、磁場の強度を等高線として表し、色が濃いほど磁場が強いことを示している。さらに、この心磁図は、従来の体表面に垂直な磁場成分“ B_z ”を表したのとは異なり、新たな方法として胸に平行な接線成分“ B_x ”と“ B_y ”の合成強度を示している。

図2の特徴は、心臓内の電流強度が大きいところと計測された磁場強度の大きいところが1:1に対応する点にある。つまり、この接線成分の等磁場曲線図は心臓内の電流分布を観測面に二次元的に投射したものである。心臓内のどこで活動しているのか、電流がどの方向に流れているのかなどを画像から判断するのが容易になっている。同図は、心室が収縮して血液を全身に送るために起こる心室の脱分極過程(QRS波)が始まってから16ms後の興奮を示している。従来は興奮を単純に一つのものとして表現していたが、この図から、正面や背面で異なる興奮が観測されていることがわかる。正面の図からは、心臓の前壁では体の右斜め下方向への電流が、背面の図からは、心臓の後壁では体左横方向への電流がそれぞれ流れていることがわかる。正面から得られた結果と同様な知見は従来の心電図でもわかっていたが、背面からのものは今回初めて明らかになった。

2.2 心筋虚血例

先に述べた心磁図は任意の瞬間の電流分布を示してい

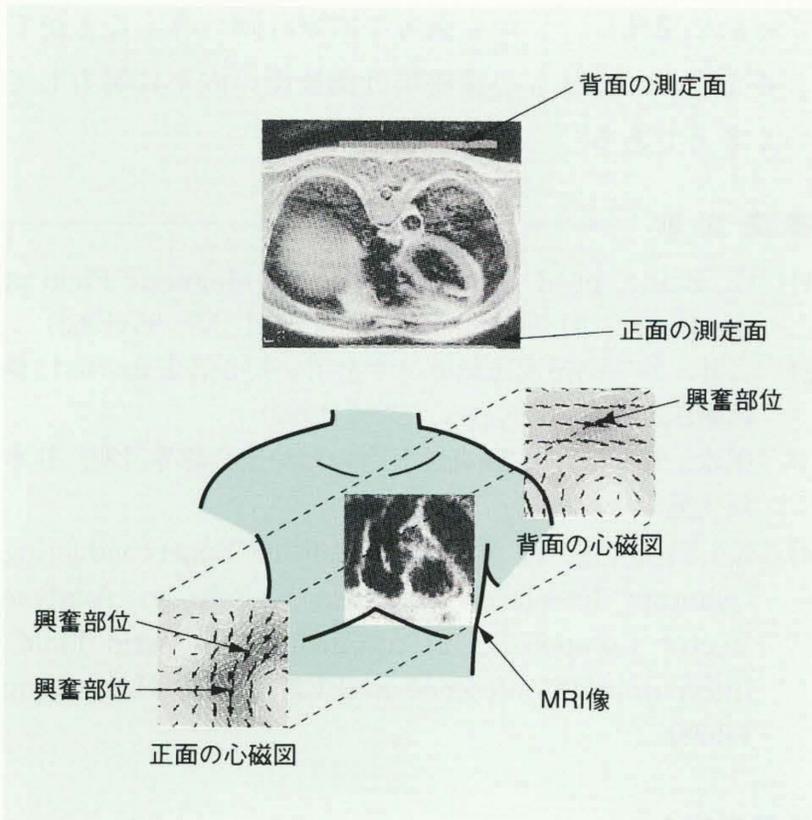


図2 心磁図とMRI像

心臓磁場は肺などの臓器の影響を受けにくく、体の正面と背面の両方から測定できるため、心筋の前後の活動を計測することができる。

これらを、各時間帯ごとに心筋に流れたトータルの電流量としてマッピングした等積分図を求めることもできる²⁾。

この研究では、虚血性心疾患で心室の脱分極過程と再分極過程とで電流分布の状態が変化することに注目し、各過程での総合電流値を求めた等積分図として比較した。その結果、健常者の場合は、QRS波とT波とでは電流量値の分布に大きな違いがないことがわかった(図3参照)。一方、心筋虚血状態では、QRS波とT波とで分布のパターンが大きく異なっていることが新たにわかった。現在、心筋虚血や梗塞(こうそく)の精密診断には、アイソトープを用いた心筋シンチグラフィが用いられている。この診断方法では心筋の血行動体を画像化しているが、心磁図の等積分図で心筋の障害部位による電流分布変化画像が得られるので、両者の所見により、虚血や梗塞状態をさらに詳細に診断できるものと考えられる。

2.3 胎児の心臓磁場

従来の検査方法では得にくかったものとして、胎児の心臓の電気生理学的検査があげられる。胎児の心拍変動解析や不整脈診断には、超音波法や腹壁誘導心電図が用いられてきた。しかし、腹壁心電図では、胎児の周りの脂肪が高い絶縁性を持つので、十分な信号が得られないことと、母親の心電のほうが大きいことから、通常検査では用いられなかった。一方、心臓磁場の計測では、

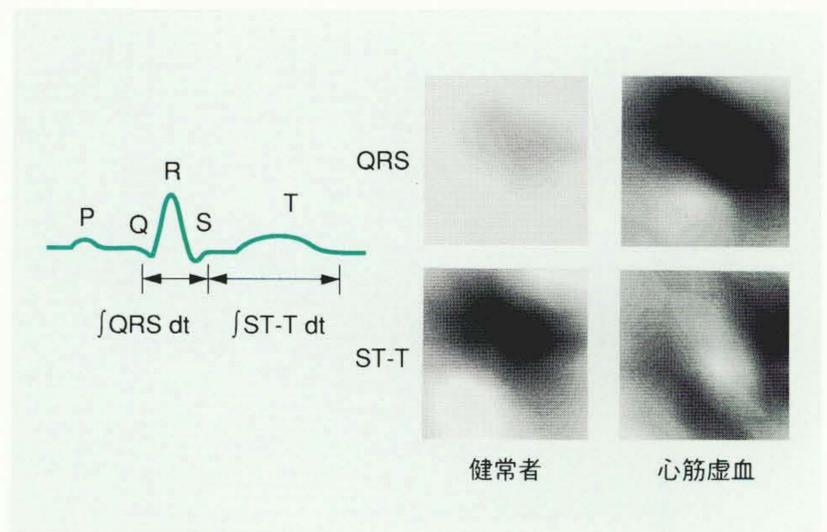


図3 心磁図の等積分図

各事象ごとに心臓磁場の時間積分した等積分図により、心筋のトータル電流値を画像化することができた。この図により、心筋虚血では正常例と比べてQRS期とS期でパターンの違いがあることがわかった。

脂肪や空気層などに影響されずに、体の外にまで信号が得られるものと考えられる。

50心拍を加算平均して得られた胎児心磁図を図4に示す。最大磁場強度は約5 pT程度しかなく、大人よりも一けた程度弱い信号であることがわかる。このように、従来、胎児の電気生理学的活動を検査することは困難であったが、心磁計を用いることにより、無害で容易に検査できるようになった³⁾。

3 心臓磁場計測システム

上述した心臓磁場を測定するものとして、日立製作所が開発した心磁計を49ページの図に示す。同図に示すように、被験者は身に付けている磁気カードや時計などの磁場を発生する物を外す以外は、衣類を着たままベッドに横たわるだけで検査ができる。

心臓磁場の接線成分を測定することは興奮部位を直読する点で大きなメリットがあることを述べたが、その測定には各測定点ごとに直交した B_x と B_y の2成分を量る必要がある。このため、従来の法線成分の計測方法に比べて2倍のセンサ数を必要とするので、システムが大規模になってしまうという問題が生じる。そこで、 B_z 成分を測定した後にこの x と y 方向の微分値を求め、これらを合成することにより、等価的に B_x や B_y 成分と同等の磁場分布を得る新しい方法を考案した。これにより、この心磁計では、従来の B_z 成分の表示だけでなく、新しい表示として接線成分の表示が同時にできる⁴⁾。

SQUIDを用いた磁気センサでは、被験者の胸部上方に位置するデュワの中に64点(8×8)の素子を格子状に配

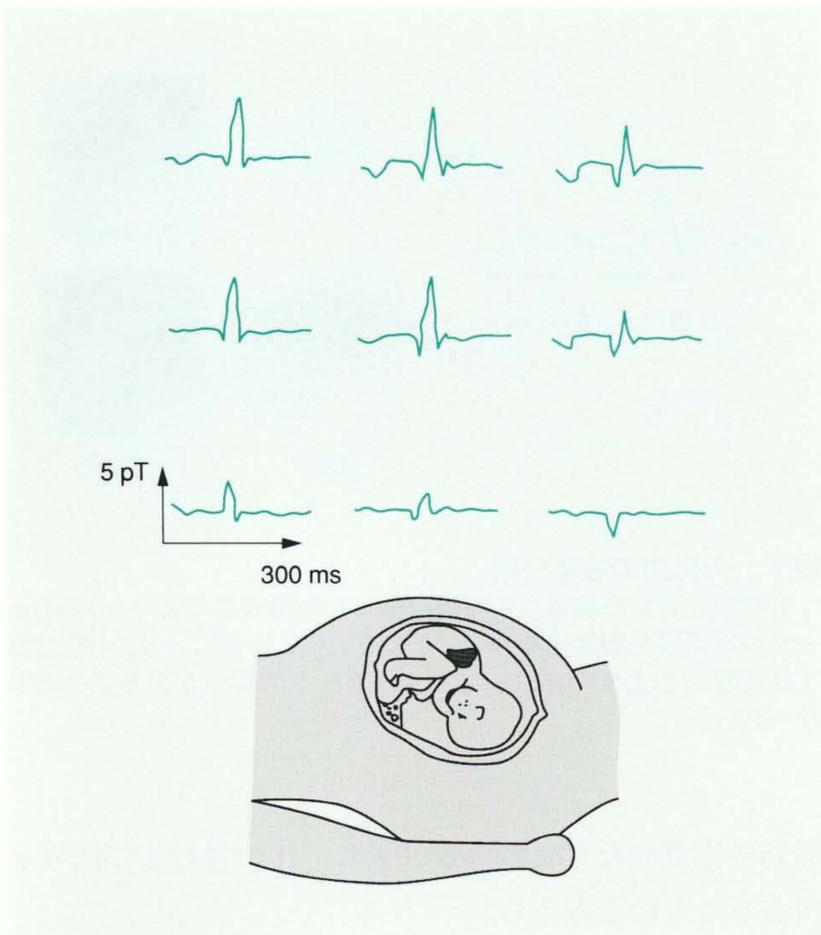


図4 胎児心磁図

心臓磁場により、心電図ではとらえにくかった胎児の心臓の活動が測定できるようになった。

列して、成人の心臓の大きさをカバーする測定領域を同時に計測する。センサ出力は、増幅器やフィルタによって必要な倍率と周波数帯域が制限されるので、パソコンでデータを集録し、解析する。通常、サンプリング間隔は1 kHzで行い、心臓の電気生理学的活動を $\frac{1}{1,000}$ 秒以下の時間分解能でとらえることができる。

4 おわりに

ここでは、超高感度磁気センサを用いた心臓磁場計測技術について述べた。

心臓磁場計測は、体から自然に出ている磁場を、体に触れることなく、しかも数分で測定できる、安全で負担のない検査方法であると考えられる。ただし、心臓磁場による心臓病の新たな解析は始まったばかりである。ここでは、他の検査で得られない所見を幾つか述べたが、今後、臨床や基礎医学の分野から、さらに新しい知見が多く報告されてくるものと考えられる。

だれでも容易に検査を受けることができ、初期の段階

で病気を発見し、しかも適切な治療計画へ導くことができるように、今後も心臓磁場計測技術の向上に努力していく考えである。

参考文献

- 1) G. Baule, et al. : Detection of the Magnetic Field of the Heart, American Heart Journal, 55, 95(1963)
- 2) 三井, 外: 高感度磁気センサを用いた心筋虚血の非侵襲診断法, Isotope News, 11, 2(1997)
- 3) 堀米, 外: SQUID磁束計を用いた胎児心磁界計測, 日本新生児学会誌, 33, 371(1997)
- 4) K. Tsukada, et al. : A Simplified Superconducting Quantum Interference Device System to Analyze Vector Components of a Cardiac Magnetic Field, International Conference on IEEE EMBS, Hong Kong (1998)

執筆者紹介



三井利夫

筑波大学 臨床医学系 教授, 医学専門学部長
医学博士
日本外科学会会員, 日本胸部外科学会会員, 日本心臓血管外科学会会員



塚田啓二

1982年日立製作所入社, 中央研究所 メディカルシステム部 所属
現在, 生体磁気計測, 磁気共鳴イメージングの研究開発に従事
工学博士
IEEE会員, 応用物理学会会員, 日本エム・イー学会会員
E-mail: ktsukada@crl.hitachi.co.jp



神鳥明彦

1990年日立製作所入社, 中央研究所 メディカルシステム部 所属
現在, 生体磁気計測システムの研究開発に従事
工学博士
日本エム・イー学会会員, 電子情報通信学会会員
E-mail: kandori@crl.hitachi.co.jp



笹渕 仁

1971年日立製作所入社, 計測器事業部 医用システム設計部 所属
現在, 生体磁気計測システムの開発に従事
日本生体磁気学会会員
E-mail: sasabuti@cm.naka.hitachi.co.jp



鈴木博之

1982年日立製作所入社, 計測器事業部 ソフトウェア設計部 所属
現在, 生体磁気計測システムの開発に従事
E-mail: suzuki_h@cm.naka.hitachi.co.jp