

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 5/05

A61B 5/00 G06F 17/00

//159 : 00



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03137216.3

[43] 公开日 2004 年 12 月 8 日

[11] 公开号 CN 1552285A

[22] 申请日 2003.5.26 [21] 申请号 03137216.3

[71] 申请人 中国科学院物理研究所

地址 100080 北京市海淀区中关村南三街 8 号

共同申请人 中日友好医院

[72] 发明人 杨乾声 杨国桢 陈惟昌 黄旭光

陈赓华 张利华 冯 稷 刘宜平

王自强 任育峰 于洪伟 王会武

[74] 专利代理机构 北京连城创新专利代理有限公司

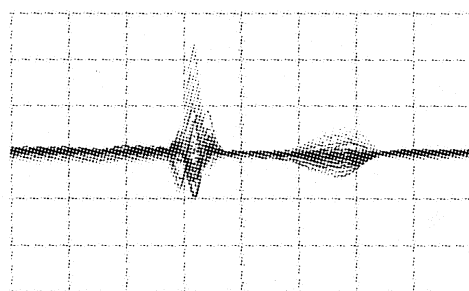
代理人 刘伍堂

权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 4 页

[54] 发明名称 一种心磁波组图及其分析方法

[57] 摘要

本发明公开了一种心磁波组图及其分析方法，这种心磁波组图是用不同颜色代表人体胸前不同部位的心磁图，根据心电导联同步，将不同部位的心磁图叠加在一个图上，组成彩色心磁波组图，该心磁波组图可方便显示不同部位心磁图波形的相互关系及其分布格式，可以进行时域参数及波幅参数等多参数测定，是心磁图临床诊断的一种新方法，可作为其他心磁图诊断方法之补充。



I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4

1. 一种心磁波组图,用高温超导量子干涉器或其他磁场敏感元件,检测人体不同部位得到心磁图波形,其特征在于:用不同颜色代表不同部位记录的心磁图波形,再根据和心磁图同时记录的心电图导联的心电波形作为时间同步信号,将所有的心磁图波形在时间上对准叠加组成彩色心磁波组图。
2. 按照权利要求1所述的心磁波组图,其特征在于:心磁波组图的叠加对齐的时间基准是心电图导联中QRS波斜率绝对值的最大点。
3. 按照权利要求1所述的心磁波组图,其特征在于:不同颜色表示的心磁图平面分布图与彩色心磁波组图在同一页上同时显示。
4. 按照权利要求1所述的心磁波组图,其特征在于:用计算机软件作出彩色心磁波组图的上、下包络线,得到心磁波组包络图。
5. 按照权利要求4所述的心磁波组图,其特征在于:对其波形进行分类,对心磁波组包络图进行参数的测量与分析。
6. 一种如权利要求1所述的心磁波组图的分析方法,其特征在于对心磁波组图进行参数的测量与分析,包括以下步骤:
 - a. 心磁图波形的命名
与心电图相同,心磁图波形由P、QRS、T等波组成。由P波群,QRS波群,T波群及相应时域组成心磁图波组。心磁波组图参数分为时域参数组及波幅参数组两大部分;
 - b. 心磁波组图基准点的确定;
 - c. 规定心磁波组图的时域参数组;
 - d. 规定心磁波组图的波幅参数。
7. 按照权利要求6所述的心磁波组图的分析方法,其特征在于:所述心磁波组图基准点的确定包括以下步骤:
 - a. 首先找出TP平段,确定T波止点及P波起点,TP平段是心磁图的基准线,在TP平段时限内,无心电活动故亦无心磁活动;
 - b. 沿P波起点 P_i 向右,寻找P波终点 P_t , P_t 为P波与PR平段的分界点, P_i

- 至 P_i 时段为 P 波，是心房激动产生的心磁图，在 P_i 至 P_i 时段内，找出 P 波群的极大值 P_i 及 P 波群的极小值 P_i ；
- c. 沿 PR 平段向右，寻找 QRS 波群的起始点 V_i ，再沿 V_i 向右，寻找 QRS 波群的止点 V_i ， V_i 又名 J 点，自 V_i 至 V_i 时段内为 QRS 波群，是心室激动产生的心磁图；
- d. 在 V_i 至 V_i ，即 QRS 波群时段内，依次找出 QRS 波群的三个或若干个极大值 R_1, R_2, R_3 ；
- e. 在 QRS 波群时段内找出三个或若干个 QRS 波群的极小值，若第一个极小值在 R_1 之前则命名为 Q 波，若第一个极小值在 R_1 波之后则命名为 S_1 波，其后二波依次命名为 S_2 波及 S_3 波，余类推；
- f. 沿 ST 段向右，找出 T 波起点 T_i 及 T 波止点 T_i ，QRS 波止点 J (V_i) 至 T 波起点之间为 ST 段， T_i 至 T_i 之间为 T 波。 T_i 至下一个 P 波起点 P_i 之间的平段为 TP 平段。
8. 按照权利要求 6 所述的心磁波组图的分析方法，其特征在于：心磁波组图的时域参数组为：
- (1). τ_P : P 波时限，为自 P_i 至 P_i 之间的 P 波宽度；
 - (2). τ_{PR} : PR 间期，为自 P_i 至 V_i 之间的时段，包括 P 波及 P 波与 QRS 波间的平段；
 - (3). τ_V : QRS 波时限，为自 V_i 至 V_i 之间的 QRS 波宽度；
 - (4). τ_{ST} : ST 段时限，为自 V_i 点 (J 点) 至 T_i 之间的时间段；
 - (5). τ_T : T 波时限，为自 T_i 至 T_i 之间的 T 波宽度；
 - (6). τ_{QT} : QT 间期，为自 V_i 至 T_i 之间的时限，包括 QRS 波群及 ST-T 二部分；
 - (7). τ_{R1} : R_1 波达峰时间，为自 V_i 至 R_1 波峰的时间段；
 - (8). τ_{R2} : R_2 波达峰时间，为自 V_i 至 R_2 波峰的时间段；
 - (9). τ_{R3} : R_3 波达峰时间，为自 V_i 至 R_3 波峰的时间段；
 - (10). τ_Q : Q 波达峰时间，为自 V_i 至 Q 波波峰的时间段；
 - (11). τ_{S2} : S_2 波达峰时间，为自 V_i 至 S_2 波峰的时间段；
 - (12). τ_{S3} : S_3 波达峰时间，为自 V_i 至 S_3 波峰的时间段；

- (13). τ_{T+} : T波正峰达峰时间, 为自 T_i 至 T波正峰的时间段;
- (14). τ_{T-} : T波负峰达峰时间, 为自 T_i 至 T波负峰的时间段;
- (15). τ_{ST-T} : ST—T间期, 为自 V_i (J点) 至 T_t 的时间段, τ_{ST-T} 等于 τ_{ST} 与 τ_T 之和。
9. 按照权利要求 6 所述的心磁波组图的分析方法, 其特征在于: 心磁波组图的波幅参数以 pT 为单位, 其测量参考基准线为 TP 段中点的连线, 定名为 B 线, 心磁波组图的波幅参数为:
- (1). A_P : P波波幅, P波波幅较小, 以P波波幅最大值与波幅最小值之间的距离为 A_P ;
- (2). A_{R1} : R_1 波波幅, 为自 B 线至 R_1 波峰的振幅值;
- (3). A_{R2} : R_2 波波幅, 为自 B 线至 R_2 波峰的振幅值;
- (4). A_{R3} : R_3 波波幅, 为自 B 线至 R_3 波峰的振幅值;
- (5). A_Q : Q波波幅, 为自 B 线至 Q波波峰的振幅值;
- (6). A_{S2} : S_2 波波幅, 为自 B 线至 S_2 波峰的振幅值;
- (7). A_{S3} : S_3 波波幅, 为自 B 线至 S_3 波峰的振幅值;
- (8). A_{T+} : 正 T波波幅, 为自 B 线至正 T波峰的振幅值;
- (9). A_{T-} : 负 T波波幅, 为自 B 线至负 T波峰的振幅值;
- (10). W_{TP} : TP 段中点静息场强振幅, 为 TP 平段中点处静息场强的高度, 即 B 线上方与下方的包络线之间的宽度;
- (11). W_{PR} : PR 段中点静息场强振幅, 即 PR 段中点上、下包络线之间的宽度;
- (12). W_{ST} : ST 段中点静息场强振幅, 即 ST 段中点上、下包络线之间的宽度;
- (13). W_J : J点静息场强振幅, 即 J点上、下包络线之间的宽度;
- (14). W_{Tj} : T波终点 (即 T_t 点) 静息场强振幅, 即 T_t 点上、下包络线之间的宽度。

一种心磁波组图及其分析方法

技术领域

本发明涉及一种心磁波组图及其分析方法。

背景技术

由于心电图技术在心脏病诊断技术上的局限性，以及弱磁信号测量技术的发展，近年来心磁图技术受到广泛的关注。

1901年 Einthoven 首次测出心电图，不久正式将心电图用于临床，目前心电图已成为最常规的心血管疾病的诊断技术。所谓心电是指心肌在兴奋过程中，产生微弱的除极（兴奋）和复极（恢复）电流，心电图是记录心脏容积电流在体表二点或二组电极之间电位差的变化。虽然心电图已是一种成熟的技术，但由于心电图测量受到皮肤以及肺和胸腔组织电学特性的影响，而且不能进行三维空间定位，也不能检测出反相二个偶极子的电位等等，因此心电的临床诊断有一定的局限性。据统计具有典型心电图变化的急性心肌梗塞病人只占 60%的病例，70-85%的慢性冠心病人的静态心电图与正常人没有区别。其后果是约有 40%的心脏病突发死亡的人没有早期心电图病史。

心肌在兴奋过程中其电流偶极子在空间产生一个 pT 量级的微弱磁场。应用超导量子干涉器可测量到心肌在兴奋及恢复过程中的磁场变化，称为心磁图。心磁图是从测量心磁场变化的角度，反映心肌兴奋过程中电流的变化，它直接与心电活动有关，但与心电图有区别。心磁图是非接触性的，不必考虑皮肤表面接触电极的影响，由于人体组织对磁场是“透明”的，心磁信号

也不受人体组织的影响，因此灵敏度高于心电图技术，心磁信号经过分析还能对心电偶极子进行定位等等，因此心磁图技术正发展成为心脏诊断的新技术。

心磁图和心电图比较有以下优点：

- (1). 人体组织的导磁率与真空相近，亦即人体组织对磁场是透明的，因而在检测电流偶极子时不受人体组织电学特性的干扰；
- (2). 心磁图能对电流偶极子进行准确的空间定位，特别是体表深度定位，这是心电图难以做到的；
- (3). 心磁图的检测是非接触式，不受皮肤电阻的干扰；
- (4). 心磁图适宜于 ST 段等直流部分波形的诊断，对心肌劳损的诊断有重要意义；
- (5). 心磁图可以测量极性相反的两个电流偶极子，而心电图则不能测定。

心磁图可能在心电图技术有局限的病例诊断上得到应用，如心肌梗塞的诊断；心肌劳损的诊断；对陈旧性心肌梗死、心肌缺血等心电图难以发现的心脏病诊断；进行心电源的定位；胎儿心磁测量；及烫伤病人的心磁测量等。

临床观察发现，将没有心电图改变的冠心病患者所作的血管造影检查与心磁图检查进行对比，发现心磁图对于冠心病的诊断有高度的敏感性（91%）和特异性（84%），并可准确判断出病变血管的部位（79%），从而可以减少需作介入性冠脉造影检查的人数，减轻患者的心身负担。由于是完全无创性诊断技术，因而较心电图有更广泛的应用范围。

此外，心磁图还应用于其它医学领域，如外科手术前对患者的心脏危险程度进行预测；对心血管药物治疗进行评估；对新药进行临床研究；对高危人群的健康状况进行评价及在运动医学中的应用等。可以说，心磁图显示了广阔的应用范围。

目前，心磁图测量技术已日趋完善，但心磁图的临床诊断刚刚起步。诊

断方法主要包括等磁图、电偶极图等，但定量和定性的判断还未成熟。心磁图的诊断及诊断标准尚未十分完善，有待进一步研究。

发明内容

本发明所要解决的技术问题是提供一种彩色心磁波组图及分析方法，可以在时间、空间和波形三个方面分析心磁图的变化特性，可以定量测定心磁波组图的时域参数和波幅参数。

这是一种全新的分析方法，有可能成为心磁诊断中的一种定量的分析技术。

为解决上述技术问题，本发明用高温超导量子干涉器或其他磁场敏感元件，检测人体不同部位得到心磁图波形，用不同颜色代表不同部位记录的心磁图波形，再根据和心磁图同时记录的心电图导联的心电波形作为时间同步信号，将所有的心磁图波形在时间上对准叠加组成彩色心磁波组图。

心磁波组图的叠加对齐的时间基准是心电图导联中 QRS 波斜率绝对值的最大点。

不同颜色表示的心磁图平面分布图与彩色心磁波组图在同一页上同时显示，便于比较其平面分布模式。

用计算机软件作出彩色心磁波组图的上、下包络线，得到心磁波组包络图，对其波形进行分类，对心磁波组包络图进行参数的测量与分析。

对心磁波组图进行参数的测量与分析的方法如下：

(1) 心磁图波形的命名

与心电图相同，心磁图波形由 P、QRS、T 等波组成。由 P 波群，QRS 波群，T 波群及相应时域组成心磁图波组。心磁波组图参数分为时域参数组及波幅参数组两大部分。

(2) 心磁波组图基准点的确定（见图 1）

- a. 首先找出 TP 平段，确定 T 波止点及 P 波起点。TP 平段是心磁图的基准线，在 TP 平段时限内，无心电活动故亦无心磁活动。
- b. 沿 P 波起点 (P_i) 向右，寻找 P 波终点 P_t ， P_t 为 P 波与 PR 平段的分界点， P_i 至 P_t 时段为 P 波，是心房激动产生的心磁图，在 P_i 至 P_t 时段内，

找出 P 波群的极大值 P_+ 及 P 波群的极小值 P_- 。

- c. 沿 PR 平段向右，寻找 QRS 波群的起始点 V_i ，再沿 V_i 向右，寻找 QRS 波群的止点 V_t ，(V_t 又名 J 点)，自 V_i 至 V_t 时段内为 QRS 波群，是心室激动产生的心磁图。
- d. 在 V_i 至 V_t (QRS 波群) 时段内，依次找出 QRS 波群的三个 (或若干个) 极大值 R_1, R_2, R_3 。
- e. 在 QRS 波群时段内找出三个 (或若干个) QRS 波群的极小值。若第一个极小值在 R_1 之前则命名为 Q 波，若第一个极小值在 R_1 波之后则命名为 S_1 波，其后二波依次命名为 S_2 波及 S_3 波，余类推。
- f. 沿 ST 段向右，找出 T 波起点 T_i 及 T 波止点 T_t 。QRS 波止点 J (V_t) 至 T 波起点之间为 ST 段， T_i 至 T_t 之间为 T 波。 T_t 至下一个 P 波起点 P_i 之间的平段为 TP 平段。

(3) 心磁波组图的时域参数组:

- (1). τ_P : P 波时限，为自 P_i 至 P_t 之间的 P 波宽度；
- (2). τ_{PR} : PR 间期，为自 P_i 至 V_i 之间的时段，包括 P 波及 P 波与 QRS 波间的平段；
- (3). τ_V : QRS 波时限，为自 V_i 至 V_t 之间的 QRS 波宽度；
- (4). τ_{ST} : ST 段时限，为自 V_t 点 (J 点) 至 T_i 之间的时间段；
- (5). τ_T : T 波时限，为自 T_i 至 T_t 之间的 T 波宽度；
- (6). τ_{QT} : QT 间期，为自 V_i 至 T_t 之间的时限，包括 QRS 波群及 ST-T 二部分；
- (7). τ_{R1} : R_1 波达峰时间，为自 V_i 至 R_1 波峰的时间段；
- (8). τ_{R2} : R_2 波达峰时间，为自 V_i 至 R_2 波峰的时间段；
- (9). τ_{R3} : R_3 波达峰时间，为自 V_i 至 R_3 波峰的时间段；
- (10). τ_Q : Q 波达峰时间，为自 V_i 至 Q 波波峰的时间段；
- (11). τ_{S2} : S_2 波达峰时间，为自 V_i 至 S_2 波峰的时间段；
- (12). τ_{S3} : S_3 波达峰时间，为自 V_i 至 S_3 波峰的时间段；
- (13). τ_{T+} : T 波正峰达峰时间，为自 T_i 至 T 波正峰的时间段；
- (14). τ_{T-} : T 波负峰达峰时间，为自 T_i 至 T 波负峰的时间段；
- (15). τ_{ST-T} : ST-T 间期，为自 V_t (J 点) 至 T_t 的时间段， τ_{ST-T} 等于 τ_{ST} 与 τ_T 之和。

(4) 心磁波组图的波幅参数:

心磁波组图的波幅参数以 pT 为单位, 其测量参考基准线为 TP 段中点的连线, 定名为 B 线 (Base Line)。

- (1). A_P : P 波波幅, P 波波幅较小, 以 P 波波幅最大值与波幅最小值之间的距离为 A_P ;
- (2). A_{R1} : R_1 波波幅, 为自 B 线至 R_1 波峰的振幅值;
- (3). A_{R2} : R_2 波波幅, 为自 B 线至 R_2 波峰的振幅值;
- (4). A_{R3} : R_3 波波幅, 为自 B 线至 R_3 波峰的振幅值;
- (5). A_Q : Q 波波幅, 为自 B 线至 Q 波波峰的振幅值;
- (6). A_{S2} : S_2 波波幅, 为自 B 线至 S_2 波峰的振幅值;
- (7). A_{S3} : S_3 波波幅, 为自 B 线至 S_3 波峰的振幅值;
- (8). A_{T+} : 正 T 波波幅, 为自 B 线至正 T 波峰的振幅值;
- (9). A_{T-} : 负 T 波波幅, 为自 B 线至负 T 波峰的振幅值;
- (10). W_{TP} : TP 段中点静息场强振幅, 为 TP 平段中点处静息场强的高度, 即 B 线上方与下方的包络线之间的宽度;
- (11). W_{PR} : PR 段中点静息场强振幅, 即 PR 段中点上、下包络线之间的宽度;
- (12). W_{ST} : ST 段中点静息场强振幅, 即 ST 段中点上、下包络线之间的宽度;
- (13). W_J : J 点静息场强振幅, 即 J 点上、下包络线之间的宽度;
- (14). W_{Tj} : T 波终点 (即 T_t 点) 静息场强振幅, 即 T_t 点上、下包络线之间的宽度。

心磁波组图将胸部多部位的心磁图进行同步叠加, 用不同颜色代表不同的部位, 可以在时间、空间和波形三个方面分析心磁图的变化特性。该心磁波组图可方便显示不同部位心磁图波形的相互关系及其分布格式, 可以进行时域参数及波幅参数等多参数测定, 是心磁图临床诊断的一种新方法, 可作为其他心磁图诊断方法之补充。

由于心磁波组图和心电图的关系比较密切, 故易为临床医师所接受, 作为一种新的心磁图诊断方法和标准, 在临床上较大的应用价值和前景。

下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细说明。

附图说明

图 1 为心磁图波形的命名图

图 2 心磁图胸前测量位置图

图 3 为心磁图的平面分布图

图 4 为彩色心磁波组图

图 5 为心磁波组包络图

图 6 为一例正常人的心磁波组图

图 7 为一例右束支传导阻滞患者的心磁波组图

具体实施方式

为了实现本发明,首先用高温超导量子干涉器或其他磁场敏感元件,检测人体不同部位得到心磁图波形。本实施例测量某人胸部 36 处部位的心磁图波形,图 2 表示心磁图测量的胸前位置,图中每个点表示一个测量位置。图 3 是 36 个部位上测量到的心磁图,不同颜色代表不同部位记录的心磁图波形,本实施例规定右上胸部为绿色,右下胸部为黄色,左上胸部为蓝色,左下胸部为红色,颜色亦可另行规定。然后把图 3 的不同颜色代表不同部位记录的心磁图波形,再根据和心磁图同时记录的心电图导联的心电波形作为时间同步信号,将所有的心磁图波形在时间上对准叠加组成彩色心磁波组图,如图 4 所示。心磁波组图的叠加对齐的时间基准是心电图导联中 QRS 波斜率绝对值的最大点。

图 6 为一例用高温超导量子干涉器测定的一个正常人的心磁波组图。

用计算机软件作出图 4 彩色心磁波组图的上、下包络线得到的心磁波组包络图,如图 5 所示。正常人及不同病人的心磁波组图是不同的,可对其波形进行分类,对心磁波组包络图进行参数的测量与分析。

与心电图相同,心磁图波形由 P、QRS、T 等波组成。由 P 波群, QRS 波群, T 波群及相应时域组成心磁图波组。如图 1 所示。心磁波组图参数分为时域参数组及波幅参数组两大部分。

在测量心磁波组图参数前,需要先确定基准点,见图 1,具体步骤如下:

- a. 首先找出 TP 平段,确定 T 波止点及 P 波起点。TP 平段是心磁图的基准线,在 TP 平段时限内,无心电活动故亦无心磁活动。
- b. 沿 P 波起点 (P_i) 向右,寻找 P 波终点 P_t , P_t 为 P 波与 PR 平段的分界

点, P_i 至 P_t 时段为 P 波, 是心房激动产生的心磁图, 在 P_i 至 P_t 时段内, 找出 P 波群的极大值 P_+ 及 P 波群的极小值 P_- 。

- c. 沿 PR 平段向右, 寻找 QRS 波群的起始点 V_i , 再沿 V_i 向右, 寻找 QRS 波群的止点 V_t , (V_t 又名 J 点), 自 V_i 至 V_t 时段内为 QRS 波群, 是心室激动产生的心磁图。
- d. 在 V_i 至 V_t (QRS 波群) 时段内, 依次找出 QRS 波群的三个 (或若干个) 极大值 R_1, R_2, R_3 。
- e. 在 QRS 波群时段内找出三个 (或若干个) QRS 波群的极小值。若第一个极小值在 R_1 之前则命名为 Q 波, 若第一个极小值在 R_1 波之后则命名为 S_1 波, 其后二波依次命名为 S_2 波及 S_3 波, 余类推。
- f. 沿 ST 段向右, 找出 T 波起点 T_i 及 T 波止点 T_t 。QRS 波止点 J (V_t) 至 T 波起点之间为 ST 段, T_i 至 T_t 之间为 T 波。 T_t 至下一个 P 波起点 P_i 之间的平段为 TP 平段。

找好基准点后, 开始测量心磁波组图参数, 包括时域参数组及波幅参数组。

时域参数组的规定如下:

- (1). τ_P : P 波时限, 为自 P_i 至 P_t 之间的 P 波宽度;
- (2). τ_{PR} : PR 间期, 为自 P_i 至 V_i 之间的时段, 包括 P 波及 P 波与 QRS 波间的平段;
- (3). τ_V : QRS 波时限, 为自 V_i 至 V_t 之间的 QRS 波宽度;
- (4). τ_{ST} : ST 段时限, 为自 V_t 点 (J 点) 至 T_i 之间的时段;
- (5). τ_T : T 波时限, 为自 T_i 至 T_t 之间的 T 波宽度;
- (6). τ_{QT} : QT 间期, 为自 V_i 至 T_t 之间的时限, 包括 QRS 波群及 ST-T 二部分;
- (7). τ_{R1} : R_1 波达峰时间, 为自 V_i 至 R_1 波峰的时间段;
- (8). τ_{R2} : R_2 波达峰时间, 为自 V_i 至 R_2 波峰的时间段;
- (9). τ_{R3} : R_3 波达峰时间, 为自 V_i 至 R_3 波峰的时间段;
- (10). τ_Q : Q 波达峰时间, 为自 V_i 至 Q 波波峰的时间段;
- (11). τ_{S2} : S_2 波达峰时间, 为自 V_i 至 S_2 波峰的时间段;
- (12). τ_{S3} : S_3 波达峰时间, 为自 V_i 至 S_3 波峰的时间段;
- (13). τ_{T+} : T 波正峰达峰时间, 为自 T_i 至 T 波正峰的时间段;

- (14). τ_{T-} : T波负峰达峰时间, 为自 T_i 至 T波负峰的时间段;
 (15). τ_{ST-T} : ST—T 间期, 为自 V_i (J点) 至 T_i 的时间段, τ_{ST-T} 等于 τ_{ST} 与 τ_T 之和。

按照上述方法, 对 30 例正常中国男性心磁波组图的时域参数测定结果如表一 (第一组年龄为 20 岁—49 岁, 第二组年龄为 50 岁—70 岁):

表 1 30 例正常中国人心磁波组图的时域参数测定结果

Table 1 Parameters of time domain in MCG wave sets [M(SD)]

Times(ms)	Group 1 (n=23)	Group 2 (n=7)
τ_P	66.02 (12.56)	67.08 (15.98)
τ_{PR}	161.92 (26.06)	145.06 (41.63)
τ_V	95.19 (18.19)	93.41 (22.39)
τ_{ST}	100.25 (25.58)	116.43 (25.41)
τ_T	160.07 (21.90)	155.84 (24.05)
τ_{QT}	359.58 (27.60)	360.83 (31.44)
τ_{R1}	17.17 (4.30)	25.83 (16.61)
τ_{R2}	43.42 (9.66)	47.10 (16.17)
τ_{R3}	74.25 (12.76)	78.13 (25.67)
τ_Q	21.52 (10.35)	28.07 (17.40)
τ_{S2}	46.41 (10.35)	51.84 (14.90)
τ_{S3}	71.84 (12.00)	73.69 (16.37)
τ_{T+}	292.49 (23.02)	299.39 (20.35)
τ_{T-}	288.28 (23.09)	293.42 (18.35)

波幅参数组的规定如下:

心磁波组图的波幅参数以 pT 为单位, 其测量参考基准线为 TP 段中点的连线, 定名为 B 线 (Base Line)。

- (1). A_P : P 波波幅, P 波波幅较小, 以 P 波波幅最大值与波幅最小值之间的距离为 A_P ;

- (2). A_{R1} : R_1 波波幅, 为自 B 线至 R_1 波峰的振幅值;
- (3). A_{R2} : R_2 波波幅, 为自 B 线至 R_2 波峰的振幅值;
- (4). A_{R3} : R_3 波波幅, 为自 B 线至 R_3 波峰的振幅值;
- (5). A_Q : Q波波幅, 为自 B 线至 Q波波峰的振幅值;
- (6). A_{S2} : S_2 波波幅, 为自 B 线至 S_2 波峰的振幅值;
- (7). A_{S3} : S_3 波波幅, 为自 B 线至 S_3 波峰的振幅值;
- (8). A_{T+} : 正 T波波幅, 为自 B 线至正 T波峰的振幅值;
- (9). A_{T-} : 负 T波波幅, 为自 B 线至负 T波峰的振幅值;
- (10). W_{TP} : TP 段中点静息场强振幅, 为 TP 平段中点处静息场强的高度, 即 B 线上方与下方的包络线之间的宽度;
- (11). W_{PR} : PR 段中点静息场强振幅, 即 PR 段中点上、下包络线之间的宽度;
- (12). W_{ST} : ST 段中点静息场强振幅, 即 ST 段中点上、下包络线之间的宽度;
- (13). W_J : J 点静息场强振幅, 即 J 点上、下包络线之间的宽度;
- (14). W_{Tj} : T 波终点 (即 T_i 点) 静息场强振幅, 即 T_i 点上、下包络线之间的宽度。

按照上述方法, 对 30 例正常中国男性心磁波组图的波幅参数测定结果如表二 (第一组年龄为 20 岁—49 岁, 第二组年龄为 50 岁—70 岁):

表 2 30 例正常中国人心磁波组图的波幅参数测定结果

Table 2. Parameters of intensity domain in MCG wave sets [M(SD)]

Intensity (pT)	Group 1 (n=23)	Group 2 (n=7)
A_P	1.29 (0.89)	1.59 (1.14)
A_{R1}	8.69 (4.40)	8.27 (6.43)
A_{R2}	46.12(23.67)	34.65 (23.38)
A_{R3}	8.73 (4.65)	3.71 (1.65)
A_Q	19.00 (7.16)	17.03 (5.56)
A_{S2}	18.57 (11.75)	14.79 (6.07)
A_{S3}	12.59 (6.65)	10.93 (4.95)
A_{T+}	9.29 (5.10)	4.68 (1.87)
A_{T-}	7.11 (4.00)	5.41 (2.16)
W_J	3.39 (1.36)	2.43 (1.18)
W_{PR}	4.53 (1.90)	2.57 (1.14)

W_{ST}	2.36 (1.11)	2.01 (1.01)
W_{Tj}	1.95 (0.92)	1.40 (0.59)

心脏病人的心磁波组图波形的参数范围偏离上述参数值。

通过比较正常人与病人的心磁波组图，可判断出哪些人患病。

图 7 为一例用高温超导量子干涉器测定的右束支传导阻滞患者的心磁波组图，与图 6 正常人的心磁波组图比较，可判断就诊者有病。

由图 7 可以看出，右束支传导阻滞患者的心磁波组图显示 R_2 波幅下降， S_3 波幅增大，QRS 期限增宽，尤以 S_3 的期限增宽，T 波出现二重 T 波，T 波负峰消失。

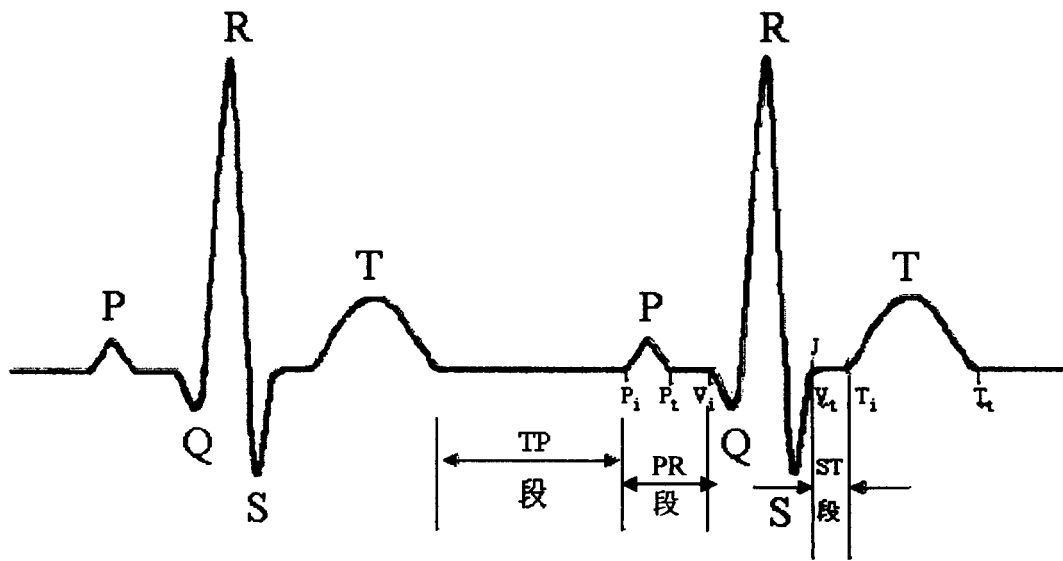


图1

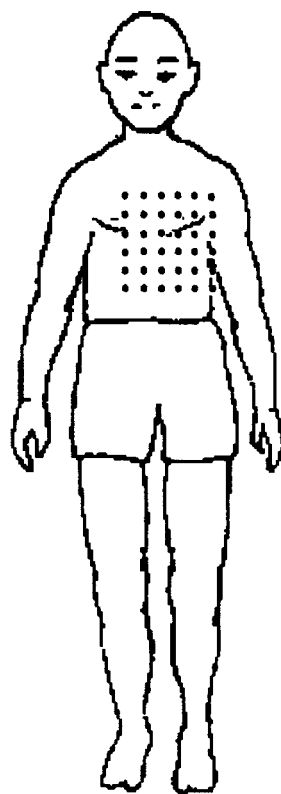


图2

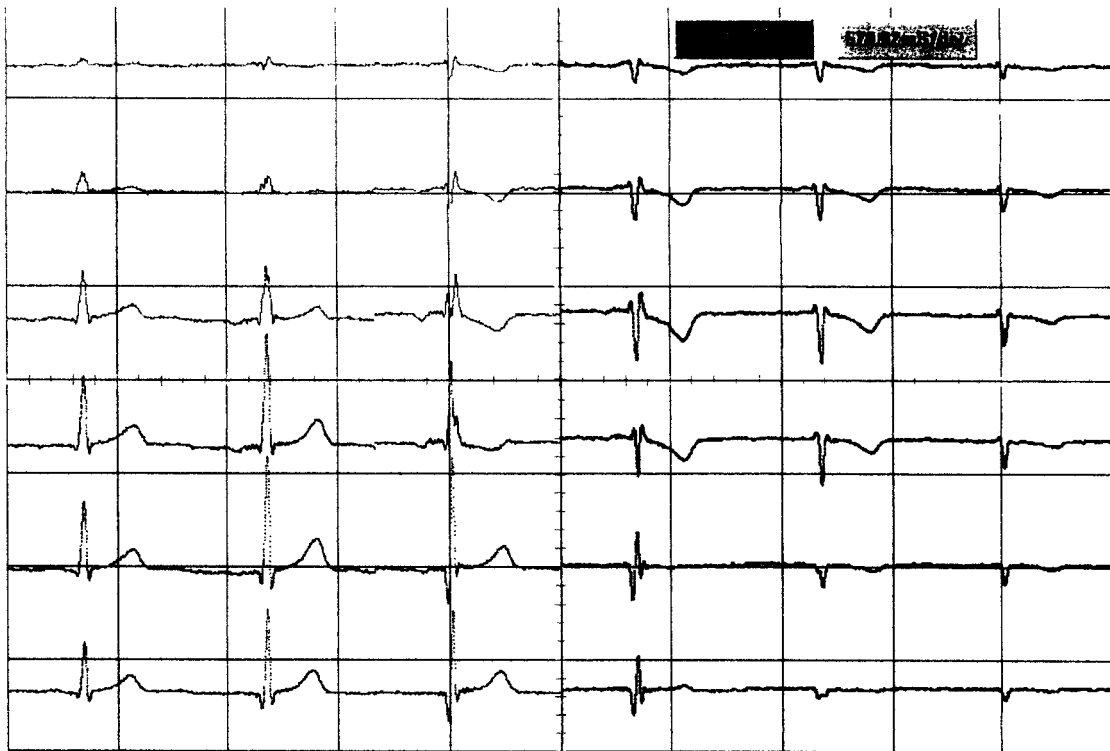


图 3

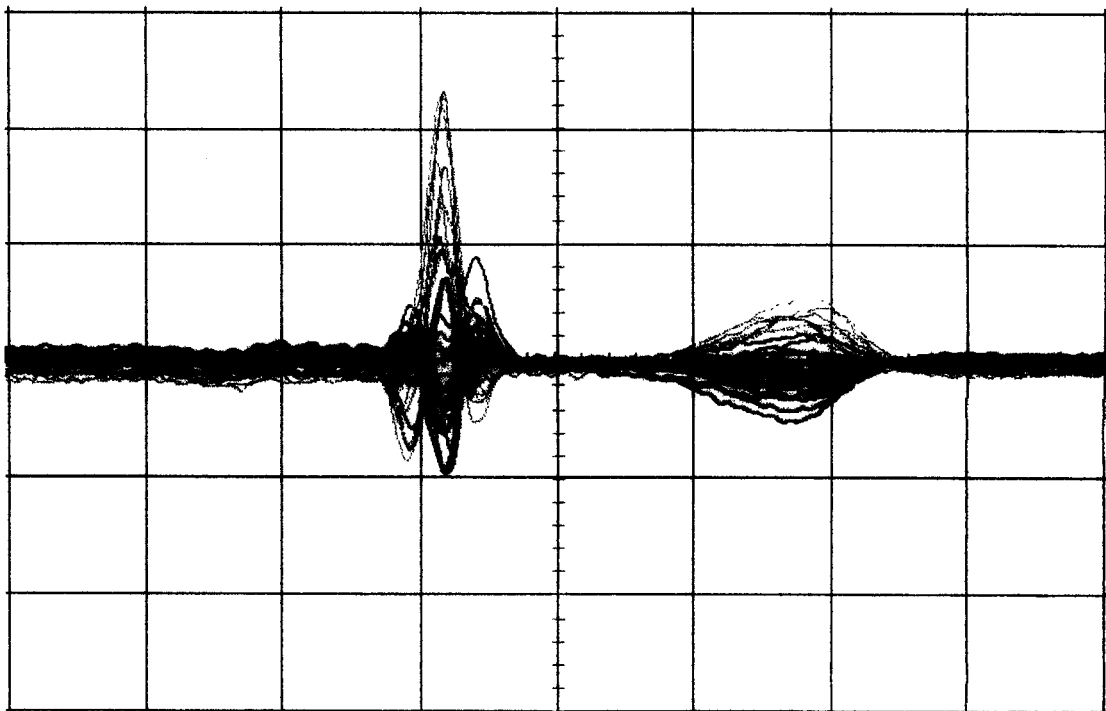


图 4

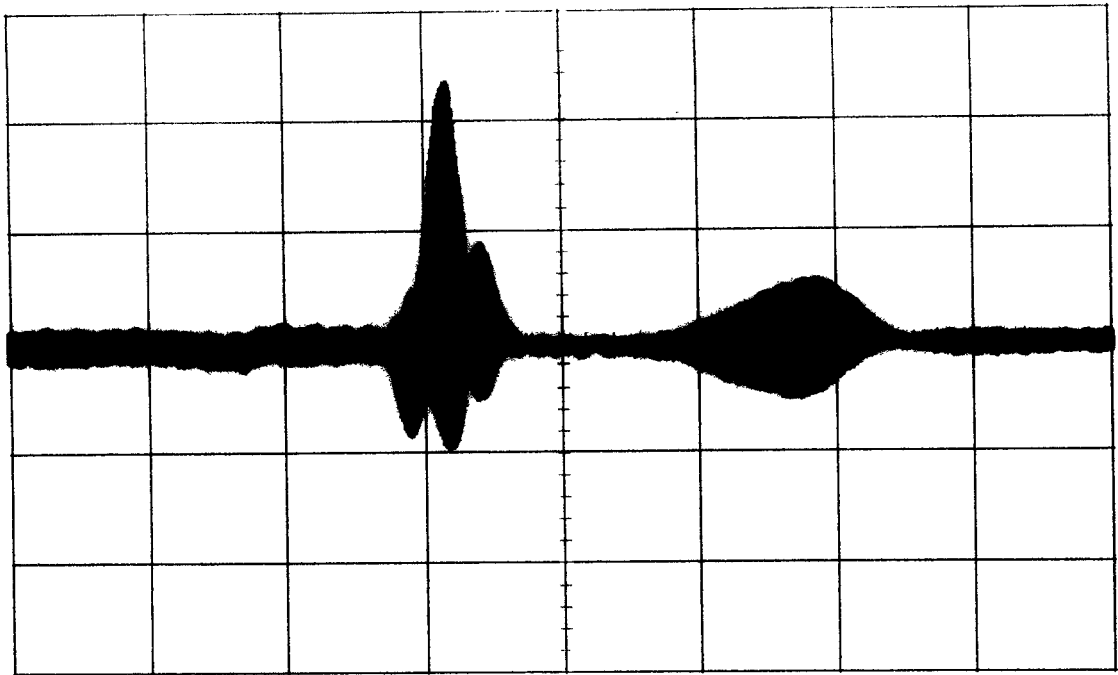


图5

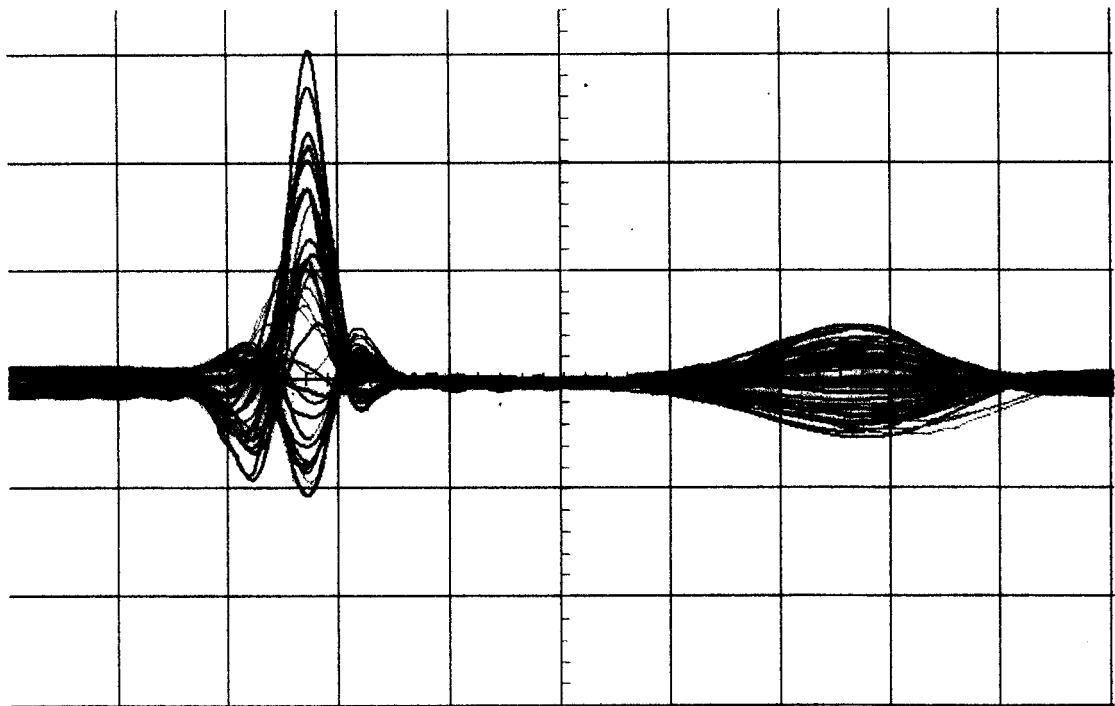


图6

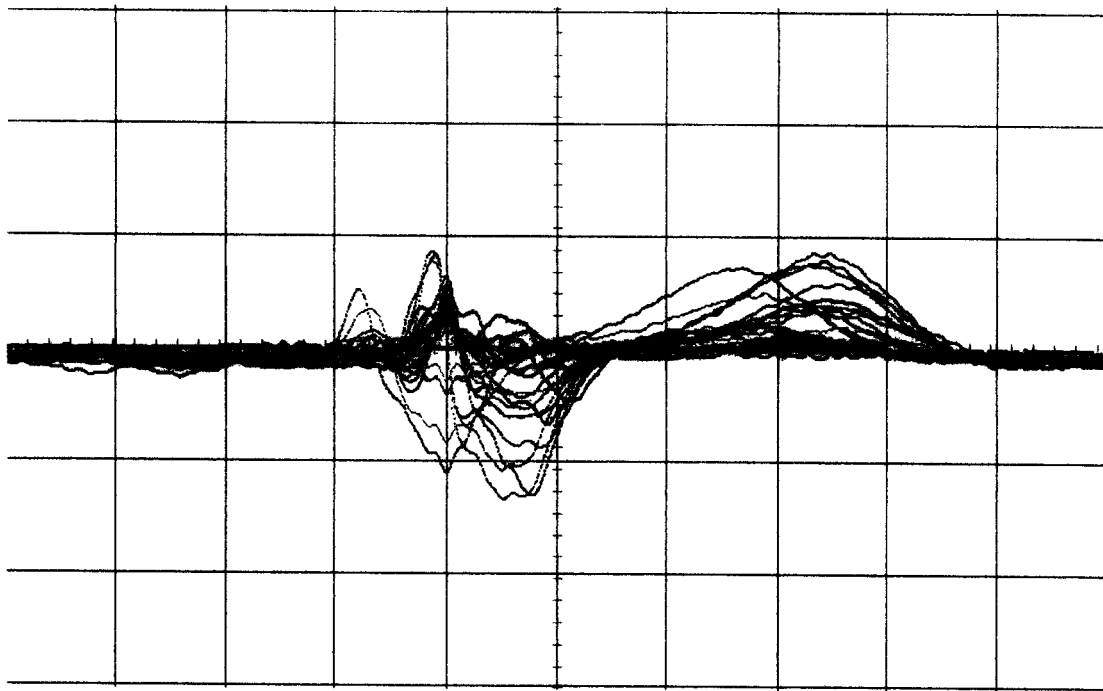


图 7

专利名称(译)	一种心磁波组图及其分析方法		
公开(公告)号	CN1552285A	公开(公告)日	2004-12-08
申请号	CN03137216.3	申请日	2003-05-26
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院物理研究所 中日友好医院		
申请(专利权)人(译)	中国科学院物理研究所 中日友好医院		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院物理研究所 中日友好医院		
[标]发明人	杨乾声 杨国桢 陈惟昌 黄旭光 陈赓华 张利华 冯稷 刘宜平 王自强 任育峰 于洪伟 王会武		
发明人	杨乾声 杨国桢 陈惟昌 黄旭光 陈赓华 张利华 冯稷 刘宜平 王自强 任育峰 于洪伟 王会武		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/05 G06F17/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种心磁波组图及其分析方法，这种心磁波组图是用不同颜色代表人体胸前不同部位的心磁图，根据心电导联同步，将不同部位的心磁图叠加在一个图上，组成彩色心磁波组图，该心磁波组图可方便显示不同部位心磁图波形的相互关系及其分布格式，可以进行时域参数及波幅参数等多参数测定，是心磁图临床诊断的一种新方法，可作为其他心磁图诊断方法之补充。

