

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2024.10.011

医学信号处理与医学仪器

## 超导心磁信号测量技术及冠心病筛查

艾海明<sup>1</sup>, 董哲<sup>2</sup>, 葛静茹<sup>3</sup>, 米旺<sup>4</sup>, 刘巍<sup>5</sup>

1. 北京开放大学科学技术学院, 北京 100081; 2. 中日友好医院心内科, 北京 100029; 3. 北京石油化工学院, 北京 102617; 4. 北京美尔斯通科技发展股份有限公司, 北京 100086; 5. 首都医科大学附属北京积水潭医院心内科, 北京 100035

**【摘要】目的:**为解决微弱心磁信号测量难题和验证临床应用效果,研究超导心磁信号测量技术及冠心病筛查。**方法:**首先,分析超导心磁信号测量技术原理,并构建超导心磁信号测量技术框架。其次,设计主机控制器、磁通锁定环、信号调理模块等关键电路,并研制软件系统和核心算法。最后,入组心脏健康、轻度心肌缺血和重度心肌缺血共计255例受检志愿者,分别同步心磁检查和冠脉造影术(CAG)检查进行对比试验。**结果:**对比试验结果表明:(1)健康受检者电流密度向量分布存在对等双极结构,心肌缺血受检者电流密度向量分布不存在对等双极结构;(2)心磁筛查与CAG筛查总体符合率Cr、总体Kappa值、重度缺血符合率、轻度缺血符合率、阴性符合率分别为86.22%、78.21%、86.79%、84.09%、86.67%;(3)心磁筛查结果真实性评价指标即敏感度、特异度、阳性率、阴性率、阳性似然比、阴性似然比分别为87.16%、84.41%、86.00%、86.67%、5.98、0.08。**结论:**心磁筛查和CAG筛查在心肌缺血诊断方面具有较高的符合率和一致性,超导心磁信号测量技术是一种准确又可靠的冠心病筛查方法。

**【关键词】**心磁信号;超导量子干涉器;逆向求解;心电信号;冠心病

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2024)10-1265-08

## Superconducting magnetocardiography signal measurement technology and coronary heart disease screening

AI Haiming<sup>1</sup>, DONG Zhe<sup>2</sup>, GE Jingru<sup>3</sup>, MI Wang<sup>4</sup>, LIU Wei<sup>5</sup>

1. College of Science and Technology, Beijing Open University, Beijing 100081, China; 2. Department of Cardiology, China-Japan Friendship Hospital, Beijing 100029, China; 3. Beijing Institute of Petrochemical Technology, Beijing 102617, China; 4. Beijing Milestone Science & Technology Development Co., Ltd., Beijing 100086, China; 5. Department of Cardiology, Beijing Jishuitan Hospital, Capital Medical University, Beijing 100035, China

**Abstract: Objective** To research superconducting magnetocardiography signal measurement technology and coronary heart disease screening for solving the difficulties in weak magnetocardiography signal measurement, and to verify the value of clinical application. **Methods** The principle of superconducting magnetocardiography signal measurement technology was analyzed for constructing a framework for superconducting magnetocardiography signal measurement technology. Then, the key circuits such as the host controller, magnetic flux-locked loop, and signal conditioning module were designed, and software systems and core algorithms were developed. Finally, a total of 255 volunteers with healthy hearts, mild myocardial ischemia and severe myocardial ischemia were enrolled in the study, and a comparative experiment was performed between synchronous magnetocardiography and coronary angiography (CAG). **Results** The peer-to-peer bipolar structure was only observed in the current density vector distribution of healthy subjects instead of myocardial ischemia subjects. The overall coincidence rate, total Kappa value, severe ischemia coincidence rate, mild ischemia coincidence rate and negative coincidence rate of magnetocardiography with CAG were 86.22%, 78.21%, 86.79%, 84.09% and 86.67%, respectively. Magnetocardiography had a sensitivity, specificity, positive rate, negative rate, positive likelihood ratio and negative likelihood ratio of 87.16%, 84.41%, 86.00%, 86.67%, 5.98 and 0.08, respectively. **Conclusion** Magnetocardiography has a high coincidence rate and consistency with CAG in the diagnosis of myocardial ischemia. Superconducting

**【收稿日期】**2024-06-11

**【基金项目】**国家自然科学基金青年基金(81500286);国家重点研发计划(2019YFC0119700)

**【作者简介】**艾海明,博士,副教授,研究方向:生物医学信号检测与处理、生物医学电子与医疗仪器,E-mail: aihm@bjou.edu.cn

**【通信作者】**葛静茹,博士,副教授,研究方向:医疗仪器与科学技术,E-mail: happygjr@163.com

magnetocardiography signal measurement technology can be served as an accurate and reliable screening method for coronary heart diseases.

**Keywords:** magnetocardiography signal; superconducting quantum interference device; inverse solution; electrocardiography signal; coronary heart disease

## 前言

冠心病是由冠状动脉粥样硬化引起的,易导致心肌缺血、缺氧或坏死,冠心病已成为全球对人类危害最大、致死率极高的疾病<sup>[1-2]</sup>。目前,中国约有3.3亿人患有心血管疾病,其中1139万人患有冠状动脉疾病<sup>[3]</sup>。近年来,随着我国人口老龄化和生活方式改变,预计将导致冠状动脉粥样硬化病变更频繁发生,进一步增加冠状动脉疾病的发病率,严重消耗全民医疗资源,给个人和社会带来沉重负担<sup>[4-5]</sup>。随着现代心脏病学的深入研究,冠心病筛查技术手段越来越多样,对人类心脏健康诊疗发挥重要作用,但仍面临诸多值得研究的问题和挑战,如临床上有超过一半的冠状动脉事件发生于无症状人群<sup>[6-8]</sup>。因此,实现冠心病早期识别和无创筛查具有显著的临床价值。冠脉造影术(CAG)是冠心病诊断的“金标准”,但CAG是有创检测,受检者需承担一定的手术风险,且对受检者身体状况有较高要求,不能成为冠心病的早期筛查手段<sup>[9]</sup>。自多层螺旋CT发明以来,冠状动脉CT(CTA)被证实对冠心病的诊断具有临床价值,有着较好的敏感度和特异性,但存在辐射剂量大,受检者心率、血管钙化等对结果影响较大,且对受检者数据提取、定性定量分析要求较高,使得CTA无法成为常规筛查手段<sup>[10]</sup>。超声心动图属于心脏影像学检查,特别适用于先心病检查,但不能检查心肌缺血等问题,对于冠心病诊断价值不大<sup>[11]</sup>。心电图是临床上最为广泛的筛查工具,属于功能性检查,但其灵敏度较低,约10%冠心病患者在心肌缺血发作时,心电图可以表现正常,其对于恶性心律失常、心肌炎、心力衰竭等也很难给出检查结果<sup>[12-13]</sup>。

上述常见的冠心病筛查方法存在有创伤害性或临床局限性等问题,亟需一种能够无创、便捷、快速有效的筛查手段,以弥补冠心病早期诊断领域的不足。心脏在机械活动过程中都是由电活动引起,心脏电活动是基于心肌的兴奋和收缩的耦合,与心脏收缩的协同性和同步性有着内在联系。如果激活系统或心肌组织的某个区域出现紊乱,则电活动波形会呈现急剧异常变化,这取决于损伤的部位和程度,这也是心电图诊断方法的技术原理基础<sup>[14]</sup>。心脏跳动产生微弱的生物电现象,由毕奥-萨伐尔定律可知,

运动电荷同样产生磁场。心磁信号是心脏电活动在体表产生的磁场信号,用于反映人体心脏结构和状态功能的特殊数据,心脏功能磁测检查是用磁学理论方法,在器官水平上对人体心脏功能、生理状态和病理性质进行测量、记录和解释的学科,是现代心脏学研究的重要组成部分<sup>[15-16]</sup>。

现有研究表明,心电信号是针对心脏辐射位变化,对环型电流及大小相等但方向相反的电流,无法显示出电位差;心电信号测量电极与皮肤接触易产生极化电流,其基线为相对基线,存在部分电流损失,显然基于心电信号的测量技术获取心脏生物体信息量十分有限,导致心电信号测量技术灵敏度较低,误诊率较高<sup>[17-18]</sup>。而心磁信号蕴含着心脏离子电流空间构型信息,其传播不受人体组织和空间影响而衰减,从而能够获取比心电信号更真实、更直接的生理病理特征数据<sup>[19-20]</sup>;心磁信号相对于受检者胸部测量表面切向分量,即使心脏电流密度向量径向分量恒定,电流密度向量切向分量异常区域也可能是功能/病理发生病变的提示,心磁信号对于切线电流具有很好的检出率,而切线电流是心肌缺血、心肌梗死发生时心肌电流在心前区的特征表现,这提示心磁信号在冠心病早期诊断上具有独特的临床优势<sup>[21]</sup>。心磁信号测量方法一直是最前沿的科学技术之一,本文主要研究超导心磁信号测量技术及其在冠心病临床筛查应用。

## 1 方法

### 1.1 超导心磁信号测量原理

采用超导量子干涉器(SQUID)从地球磁场(约 $10^{-4}$  T)中采集微弱心磁信号(约 $10^{-10}$  T)。SQUID传感器利用低温超导磁通量子技术,在4 K液氮低温时金属铌零电阻特性使之成为超导体,并将超导体加工成超导环,超导环对称部位放置两个极薄的绝缘层(即约瑟夫森结),当偏置电流(Bias-current)通过时,将会产生约瑟夫森效应<sup>[22]</sup>。当存在心磁信号时,约瑟夫森结将产生电压信号,此电压信号经振荡器取出、放大,并经Maxwell方程组反演提取出心磁信号。同时采用空间鉴别技术制成二级梯度计,去除强大的地球磁场信号干扰,其中一组线圈放置于心脏上方部位,另一组线圈放置于距心脏源远端。超导心

磁信号测量技术架构见图1,其中3个正交矢量磁强计采集空间三维XYZ信号,用于消除SQUID传感器移动产生的运动噪声;多通道SQUID传感器用于采

集心脏体表的心磁信号,临床多选用四通道或九通道;心电图机采集心电信号用于校准心磁信号的心动周期;主机控制器控制数据流、命令流的交换传输。

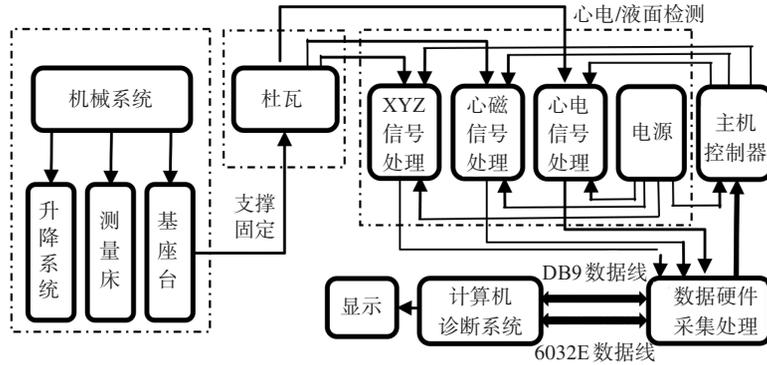


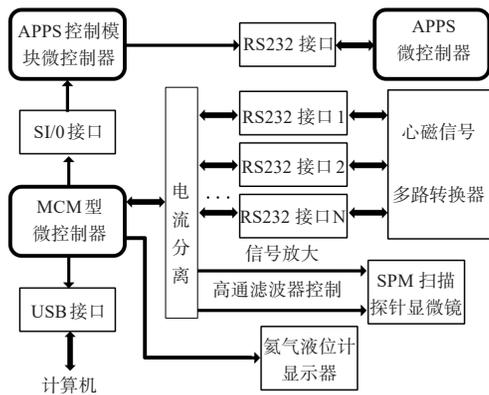
图1 超导心磁信号测量技术架构

Figure 1 Framework of superconducting magnetocardiography signal measurement technology

### 1.2 关键电路设计

1.2.1 主机控制器 MCM型微控制器用于控制和调整SQUID磁强计所有通道,包括心磁信号通道和XYZ信号通道,它由嵌入电子单元中4个微处理器执行,其控制参数包括增益、反馈、复位、加热器、应用

服务、液氦位测量,见图2。控制模块采用标准信息交换协议RS232、USB接口或SI/O接口,磁强计所有通道状态控制命令来自计算机端,包括两种命令模式即无参数命令执行和命令响应后的模块参数传递。



a: 结构框图



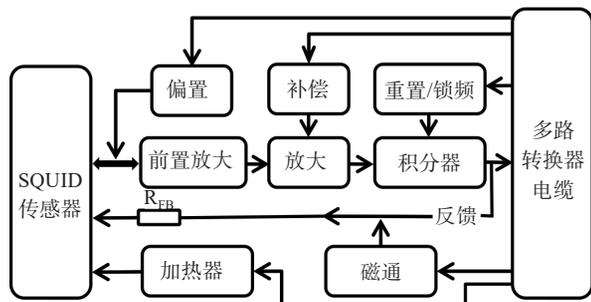
b: 实物图

图2 主机控制器电路

Figure 2 Circuit structure of the host controller

1.2.2 磁通锁定环 SQUID传感器作为磁通-电压转换器,其输出电压是外加磁通的周期函数,为了线性化磁通-电压响应,采用磁通锁定环电路,见图3。磁通锁定环工作原理是将反馈电流与外加磁通增量成正比,通过反馈电阻 $R_{FB}$ 电压来校准外加磁通微小变化,等同于高灵敏度磁通指零仪,磁通分辨率高于 $1 \times 10^{-4} \Phi_0 / \sqrt{Hz}$ 。

1.2.3 信号调理模块 信号调理模块用于滤除SQUID探头电子信号噪声、信号处理、信号表示及解释等任务,以0.03 Hz为截止频率,高通滤波器去除低频噪声和基线漂移,以50 Hz为截止频率,低通滤波器可消除电源干扰和高频噪声,放大器增益值(取值1、2、4、8)。积分器溢流检查装置自动删除跃变溢出信号并通过红色指示灯报溢位信号,LPF直流分量补偿器用



a: 结构框图



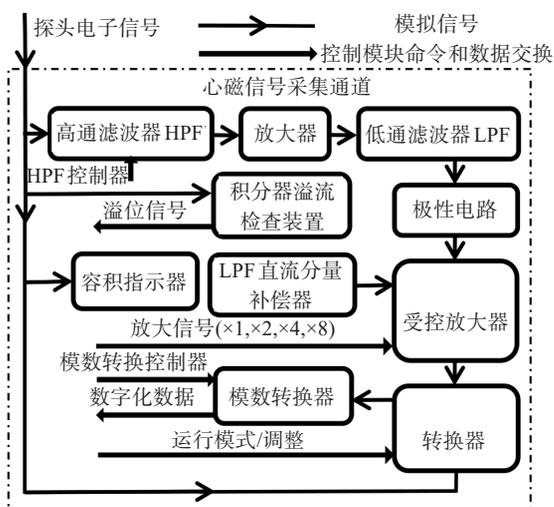
b: 实物图

图3 磁通锁定环电路

Figure 3 Circuit structure of flux-locked loop

于检测心磁信号直流分量并进行信号补偿,容积指示器可解读出探头电子信号中液氦液面位,模数转换器将采集的探头电子信号进行数字化转换,输入

计算机诊断系统进行心磁信号处理及分析解释,见图4。



a: 结构框图



b: 实物图

图4 信号调理模块电路

Figure 4 Circuit structure of signal conditioning module

### 1.3 软件算法设计

基于心磁信号的计算机诊断系统研究包括两个相对独立的连续阶段(图5):(1)心磁信号的输入、测量数据的数据库存储和信号数字预处理;(2)选择分析的心动周期间隔、时空分析、心磁信号参数确定、逆问题的求解和信号源分布的时空分析。除了数据输入和存储,第一阶段的主要任务是心磁信号心动周期的选择和噪声的抑制。第二阶段,对磁场及其源的参数和特性的计算,辅以磁源空间分布的可视化和相应的时间动力学分析。其中,为抑制心磁信号外部噪声,融合磁强计XYZ信号并采用自适应滤

波算法进行祛除<sup>[18]</sup>;使用磁偶子模型作为心脏电活动场源,采用逆向求解算法重构心磁信号的电流密度向量<sup>[21]</sup>。

### 1.4 心磁信号采集分析

选取2021年8月到2023年3月间由北京海淀医院与北京美尔斯通科技发展股份有限公司共建心脏健康检测中心筛查受检者共225例。受检者知情同意后,确定纳入标准:疑似为冠心病(其中包括急性非ST段抬高型心肌梗死、稳定性心绞痛、无症状性心肌缺血、不稳定性心绞痛)患者,择期行CAG检查,年龄18~75岁,性别不限,具有自主行为能力。冠心病

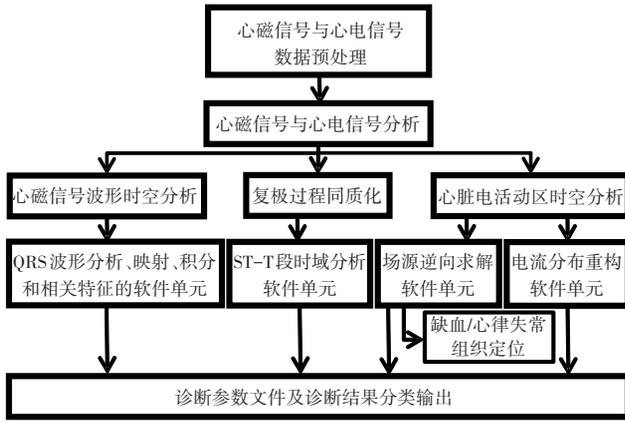


图5 心磁信号测量软件算法框图  
Figure 5 Block diagram of software algorithm for magnetocardiography signal measurement

诊断标准: 冠状动脉病变至少在2个投照体位上可以看到至少一支冠状动脉主要分支血管狭窄 $\geq 50\%$ 。根据检查结果将病人分为冠心病组(A组, 148例)与非冠心病组(B组, 77例)。其中A组病例分为A1组和A2组, A1组为重度缺血组, 冠状动脉狭窄程度 $\geq 70\%$ 者; A2组为轻度缺血组,  $50\% \leq$ 冠状动脉狭窄程度 $< 70\%$ 者。B组为阴性对照组, 冠状动脉狭窄程度 $< 50\%$ ; 无心血管病史, 体格检查正常, 静息心电图、负荷心电图及超声心动图未提示有临床意义的异常。A组平均年龄( $59.36 \pm 7.96$ )岁, 男86例, 女62例; B组平均年龄( $57.23 \pm 8.06$ )岁, 男42例, 女35例。

受检者解开外套并摘除随身金属物, 仰卧于测量床上, 选用低温超导九通道心磁信号测量技术系统, 将SQUID传感器探头前端距受检者胸部上部位1~2 cm, 胸部测量平面范围为200 mm $\times$ 200 mm, 共36个测量点位, 记录心电信号用于校准心磁信号心动周期, 见图6。

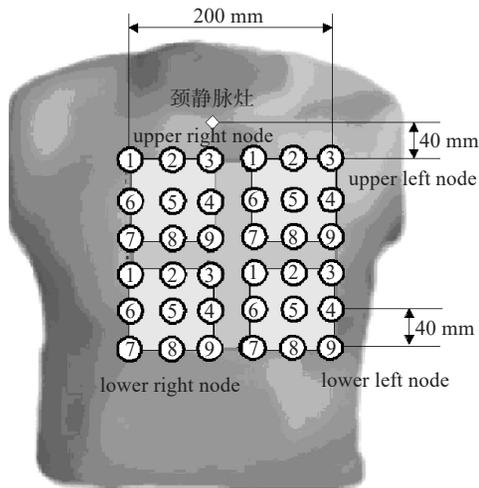


图6 受检者心磁信号测量点位  
Figure 6 Magnetocardiography signal measurement points

基于心磁信号的冠心病筛查指标定义如下: (1) 异常电流图比(A/T); (2) 电磁生理参数: 心磁信号检查值(MCS Measurement Value, MMV)、电流方向角度值(Current Direction Angle, CDA)、测量点逆指数(Measurement Points Inversion Index, MPII)。上述指标指标值见表1, 计算方法如下所示:

$$A/T = \text{Abnormal} / \text{Total} \quad (1)$$

$$MMV = \sum_{i=1}^N \text{MCS}_{T_{\max}^i} / N \quad (2)$$

$$CDA = \arccos \left( \frac{V_R \cdot V_S}{\|V_R\| \times \|V_S\|} \right) \quad (3)$$

$$MPII = \sum i / \text{sum}(j) \quad (4)$$

其中, Abnormal为异常电流图总量; Total为总电流图总量;  $\text{MCS}_{T_{\max}^i}$ 是指受检者样本群中第*i*个T波峰心磁信号值;  $V_R$ 、 $V_S$ 分别是指R波峰和S波峰对应的最大电流密度向量;  $\sum i$ 是指时空谱中逆序谱线总和,  $\text{sum}(j)$ 是指时空谱中谱线总和<sup>[18]</sup>。

表1 心磁信号冠心病筛查指标(相对单位)

Table 1 Indicators for coronary heart disease screening based on magnetocardiography signal (in relative units)

指标名称	PQRST区间段	正常值	冠心病对照值
A/T	ST-T	<25	25~40: 轻度缺血 >40: 重度缺血
MMV	ST-T	363.7 $\pm$ 67.5	175.2 $\pm$ 32.1
CDA	RT	26.6 $\pm$ 7.3	80.2 $\pm$ 28.1
MPII	ST-T	0.10 $\pm$ 0.03	0.23 $\pm$ 0.08

### 1.5 评价指标

(1) A组与B组一致性评价如下所示:

$$Se = (\text{A组STP} / \text{A组总人数}) \times 100\% \quad (5)$$

$$Sp = (\text{B组STN} / \text{B组总人数}) \times 100\% \quad (6)$$

$$MPP = (\text{STP} / \text{SMP}) \times 100\% \quad (7)$$

$$MNP = (\text{STN} / \text{SMN}) \times 100\% \quad (8)$$

$$+LR = (\text{SMPA} / \text{A组总人数}) / (\text{SMPB} / \text{B组总人数}) \quad (9)$$

$$-LR = (\text{SMNA} / \text{A组总人数}) / (\text{SMNB} / \text{B组总人数}) \quad (10)$$

其中, Se、Sp、MPP、MNP、+LP、-LP分别表示敏感度、特异度、阳性率、阴性率、阳性似然比、阴性似然比; STP、SMP、STN、SMN、SMPA、SMNA、SMPB、SMNB分别表示心磁筛查阳性且CAG筛查阳性人数、心磁筛查阳性总人数、心磁筛查阴性且CAG筛查阴性人数、心磁筛查阴性总人数、A组心磁筛查阳性总人数、A组心磁筛查阴性总人数、B组心磁筛查阳性总人数、B组心磁筛查阴性总人数。

数、B组心磁筛查阴性总人数。

(2)心磁筛查结果与金标准CAG一致性评价如下所示:

$$Cr = Cn/Nb \quad (11)$$

其中, $Cr$ 、 $Cn$ 、 $Nb$ 分别表示符合率、心磁筛查与CAG筛查一致数、观察受检者总数。

(3)一致性检验(Kappa值)计算方法如下所示:

$$Kappa = (Pa - Pe)/(1 - Pe) \quad (12)$$

$$95\%CI = p \pm \sqrt{[p(1-p)]/n} \quad (13)$$

其中, $Pa$ 、 $Pe$ 分别为实际一致率、机遇一致率; $p$ 为一致性评价指标如敏感度、特异度、阳性率、阴性率、阳性似然比、阴性似然比、符合率; $n$ 为样本数量。

### 1.6 统计学方法

采用统计软件SPSS17.0对数据进行统计分析,计量资料用均数±标准差表示,组内两两比较采用 $t$ 检验,多组间比较采用单因素方差分析,依据 $\alpha=0.05$ 为检验水准, $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

## 2 结果

单幅电流密度向量分布图难以进行病理性诊断筛查,选择心室复极期ST-T段心磁信号作为逆向求解算法的输入值,可得到健康受检者、轻度心肌缺血患者和重度心肌缺血患者的ST-T段完整的电流密度向量分布序列图见图7。其中,J波峰、T波峰处心磁信号逆向重构后分别对应每幅子图中第一帧子图和最后一帧子图,心磁信号时间步长依次轮流选取为5和6ms,每幅子图共得到32帧电流密度向量分布图,且电流密度向量的相对强度值均采用统一色标标定,色标颜色越鲜艳其强度值越大。健康受检者电流密度向量分布图存在对等的双极结构,其中负极位于右上角、正极位于左下角,最大电流密度向量位于每帧子图中心位置并指向右下角,其角度取值为 $10^\circ\sim 80^\circ$ ,见图7b。心肌缺血患者电流密度向量不存在对等的双极结构,最大电流密度向量位于图形非中心位置并指向非右下角,其角度取值范围大于 $90^\circ$ 。上述角度取值以每帧子图中心点指向右侧水平方向为初轴,顺时针方向计算最大电流密度向量与初轴的夹角度数。表2为A1组、A2组、B组心磁筛查指标取值结果。

心磁筛查与CAG筛查总体符合率 $Cr$ 为86.22%(95%CI:83.93%~88.51%),其可靠性指标Kappa值为78.21%(95%CI:75.46%~80.96%),A1组、A2组、B组符合率取值见表3。心磁与CAG交叉筛查结果见表4,两者对于A1组、A2组、B组筛查结果对比如下:(47.11% vs 45.33%)、(19.56% vs 20.45%)、(33.33% vs 34.22%),其中,A1组符合率为86.79%(95%CI:83.51%~90.07%),A2组符合率为84.09%(95%CI:78.58%~89.60%),B组

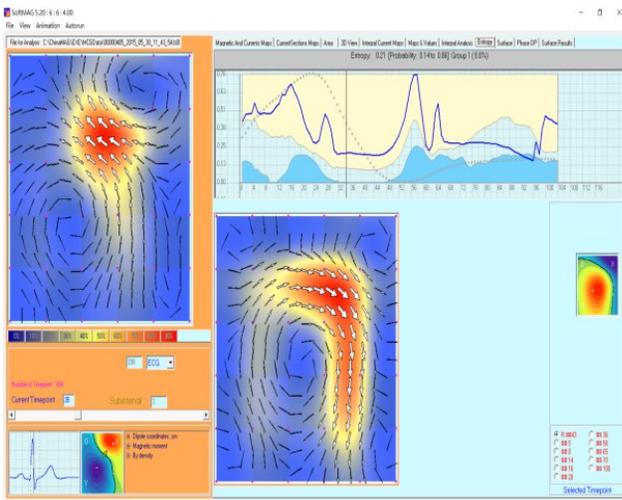
符合率为86.67%(95%CI:82.75%~90.59%)。将CAG筛查中A1组与A2组合并归为阳性组,心磁筛查中A1组和A2组也合并为阳性组,则心磁筛查与CAG筛查阳性率分别为92.00%、93.24%,心磁筛查阳性率符合率 $Cr$ 为92.00%(95%CI:89.80%~94.20%),Kappa值为78.14%(95%CI:75.39%~80.89%)。心磁筛查结果相对金标准CAG筛查结果真实性评价见表5。

## 3 讨论

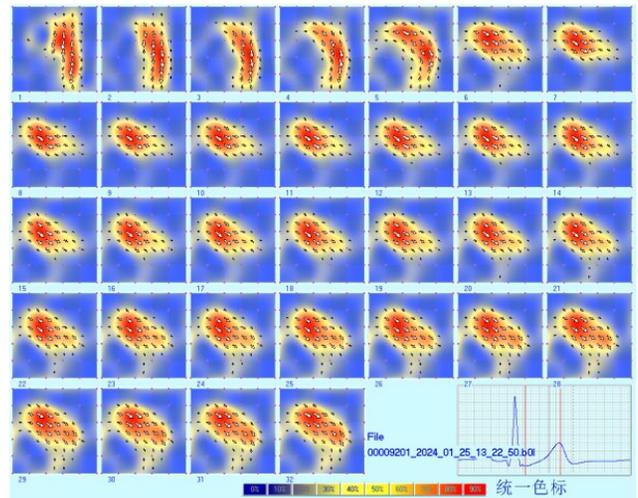
心肌细胞膜离子运动可同时产生体表电位分布和体表外生物磁现象,心电信号与心肌细胞跨膜电流强度有关,主要依赖于心肌组织电导率和靠近体表的体电流强度;心磁信号源于心肌整体电流,特别是心肌组织涡流电流源和具有高电流密度的体电流成分,表现出局部区域密集的磁通量<sup>[23]</sup>。相比于心电信号,心磁信号逆向求解可提供心脏系统电磁场源更多的重要细节,可高精度定位磁偶子场源、确定场源参数(如强度、方向)以及畸变可能性,对于心脏系统电磁行为时空分布动力学特征差异也更加敏感,见图7。超导心磁信号测量关键技术依赖于SQUID传感器和磁通锁定环两个关键超导器件,它们都是基于迈斯纳效应和约瑟夫森效应,由超导体导线和约瑟夫森结两种超导体元件实现的超导集成电路。相比于传统半导体场效应管电场传感器是线性电压放大器,而SQUID传感器作为磁场传感器,是一种线性电流放大器,可实现非接触式信号采集,并具有空间分辨率和不受人体组织器官畸变。

超导心磁信号测量结果随心脏信号源距离因人而异,由于磁场参数以非线性方式随场源到平面距离变化而生成,生成磁场图也可能在同一患者中发生显著差异,解决这个问题关键在于逆向求解<sup>[24]</sup>。逆向求解算法采用磁偶极子模型作为心脏磁信号场源,该算法局限在于只能重构平面分布电流,但心磁信号对心脏切向电流最敏感,因此该算法重构心脏电流密度可靠性高<sup>[21]</sup>。心室复极化(ST-T段)是一个弥散过程,病理过程会导致心肌正常区和病灶区复极化过程不同步,换言之,由于传导速度不同,心肌不同区域处于不同电学阶段。因此,电流密度向量分布图采用同态性原理(即电磁对称性)进行评价,并将ST-T段作为冠心病心肌缺血的诊断时段。图7a中心区域电流密度向量密集增强,最大电流密度向量呈中心对称分布,而心肌缺血患者中心区域电流密度向量稀疏,呈非中心对称分布,此外相比于轻度心肌缺血患者,重度心肌缺血患者的最大电流密度向量变化更快且电流密度向量分布形状更加混沌,见图7c和图7d。

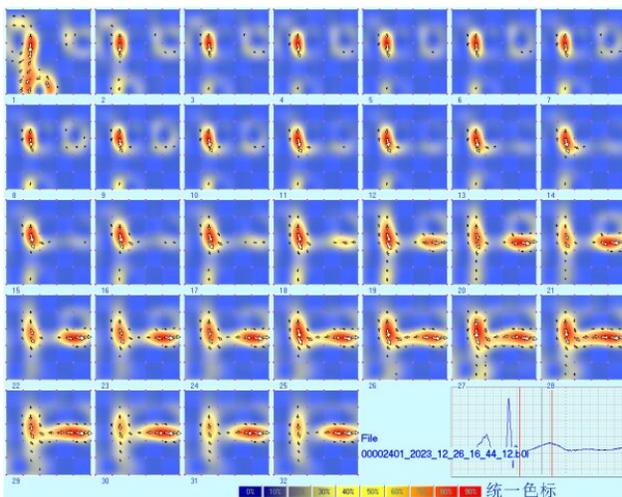
超导心磁信号测量技术在不同研究中得到的诊断结果仍存在差异,主要原因在于筛查指标和判断



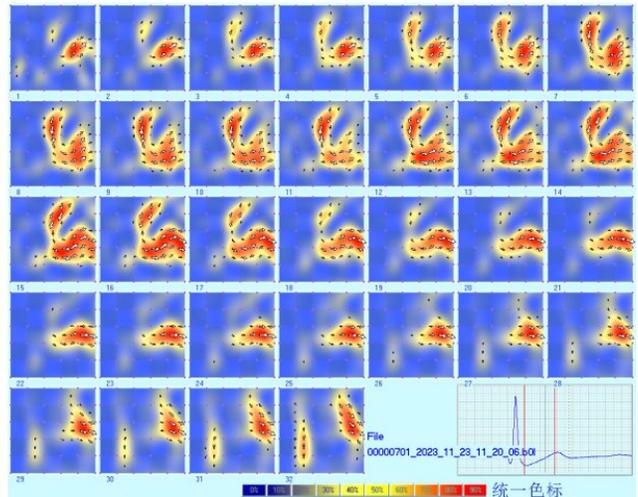
a: 软件功能界面



b 健康受检者



c: 轻度心肌缺血患者



d: 重度心肌缺血患者

图7 ST-T段逆向求解算法所获电流密度向量分布图

Figure 7 Distribution maps of current density vectors from inverse solutions during ST-T segment

表2 冠心病心磁筛查指标取值结果(相对单位)

Table 2 Results of magnetocardiography for coronary heart disease screening (in relative units)

组别	A/T	MMV	CDA	MPII
A1组	51.4±10.8	147.9±49.8	79.5±23.9	0.23±0.09
A2组	31.3±8.2 <sup>a</sup>	158.8±41.7	78.9±25.2	0.22±0.04
B组	19.5±5.2 <sup>ab</sup>	356.3±46.5 <sup>ab</sup>	23.5±6.4 <sup>ab</sup>	0.90±0.02 <sup>ab</sup>

与A1组比较, <sup>a</sup>P<0.05; 与A2组比较, <sup>b</sup>P<0.05

标准不一<sup>[25-26]</sup>。本研究采用4项分组参数(A/T、MMV、CDA、MPII)作为筛查指标,可明显区分出健康受检者和心肌缺血患者(表4、表5)。心磁筛查和CAG筛查总体符合率Cr和总体可靠性指标Kappa取值大于75%,且两者95%CI下限也大于预设符合率目标值75%,表明心磁筛查和CAG筛查在冠心病筛

查方面具有较高的符合率和一致性。表3中3个分组符合率和一致性检验结果表明心磁筛查与CAG筛查对于心肌缺血筛查具有良好的一致性。由于4项分组参数不涉及个体电生理参数,不存在个性化差异,可用于不同人群心肌缺血筛查,但只有1项参数(A/T)可用于心肌缺血严重程度判读,见表2。

#### 4 结论

超导心磁信号测量技术作为一种有效无创筛查手段,以冠心病诊断金标准CAG作为对比试验,验证其临床应用结果的准确度和可靠性,特别对于冠心病缺血程度定量检测和缺血区域定位具有较高准确度,可用于冠心病诊疗前后效果评价,弥补了现有冠心病筛查领域的不足。本研究主要局限在于分组病例数较少,未来应加强多中心大样本研究,采用电流密度向量揭示心脏疾病发生与发展病理全过程,可

表3 心磁筛查与CAG筛查方法的一致性检验结果(%)

Table 3 Consistency between magnetocardiography and coronary angiography (%)

指标	取值	95%CI
总体符合率Cr	86.22	83.93~88.51
Kappa值	78.21	75.46~80.96
重度缺血符合率	86.79	83.51~90.07
轻度缺血符合率	84.09	78.58~89.60
阴性符合率	86.67	82.75~90.59

表4 心磁与CAG交叉筛查结果

Table 4 Cross screening results of magnetocardiography and coronary angiography

心磁筛查	CAG筛查			
	重度缺血	轻度缺血	阴性	合计
重度缺血	92	4	10	106
轻度缺血	5	37	2	44
阴性	5	5	65	75
合计	102	46	77	225

表5 心磁筛查结果真实性评价

Table 5 Authenticity evaluation of magnetocardiography results

指标	取值	95%CI
Se/%	87.16	84.42~89.90
Sp/%	84.41	80.28~88.54
MPP/%	86.00	83.17~88.83
MNP/%	86.67	73.34~90.59
+LP	5.98	5.64~6.32
-LP	0.08	0.064~0.096

提升超导心磁信号测量技术的冠心病筛查诊断价值,并进一步推广到其他心脏疾病的临床筛查。

致谢:感谢乌克兰国家科学研究院 PRIMIN M 教授和中国医学科学院阜外心血管病医院李万强教授给予心磁临床应用研究方面的指导。

【参考文献】

[1] Pruthi S, Siddiqui E, Smilowitz NR. Beyond coronary artery disease: assessing the microcirculation[J]. Interv Cardiol Clin, 2023, 12(1): 119-129.  
 [2] Malakar AK, Choudhury D, Halder B, et al. A review on coronary artery disease, its risk factors, and therapeutics[J]. J Cell Physiol, 2019, 234(10): 16812-16823.  
 [3] Zhao PG, Huang YX, Xiao LP, et al. Diagnosis of coronary artery disease by acoustic analysis of turbulent murmur caused by coronary artery stenosis: a single center study from China[J]. Cardiovasc Innovations Appl, 2023, 14(7): 1-11.  
 [4] Luo Q, Dai LQ, Li JL, et al. Intracellular and extracellular synergistic

therapy for restoring macrophage functions via anti-CD47 antibody-conjugated bifunctional nanoparticles in atherosclerosis[J]. Bioact Mater, 2024, 34: 326-337.  
 [5] Mi Y, Xue Z, Qu S, et al. The economic burden of coronary heart disease in mainland China[J]. Public Health, 2023, 224: 140-151.  
 [6] Abdul-Rahman T, Bliss ZS, Lizano-Jubert I, et al. Beyond symptoms: unlocking the potential of coronary calcium scoring in the prevention and treatment of coronary artery disease[J]. Curr Probl Cardiol, 2024, 49(3): 102378.  
 [7] Liu FJ, Chen Q, Cheng Y. Noninvasive carotid ultrasound for predicting vulnerable plaques of the coronary artery based on optical coherence tomography images[J]. Quant Imaging Med Surg, 2024, 14(1): 316-324.  
 [8] Kawai KJ, Finn AV, Virmani R, et al. Subclinical atherosclerosis: part 1: what is it? Can it be defined at the histological level? [J]. Arterioscler Thromb Vasc Biol, 2024, 44(1): 12-23.  
 [9] Sharma V, Agarwal S, Grover T, et al. Coronary allograft vasculopathy in post-heart transplant patients: pathogenesis and role of cardiac computed tomography in diagnosis-a comprehensive review[J]. Ann Med Surg (Lond), 2023, 85(7): 3531-3537.  
 [10] Gerbasi A, Dagliati A, Albi G, et al. CAD-RADS scoring of coronary CT angiography with multi-axis vision transformer: a clinically-inspired deep learning pipeline [J]. Comput Methods Programs Biomed, 2024, 244: 107989.  
 [11] Petrescu A, Voigt JU. Echocardiography with high frame rates in the clinical practice: principles, applications and perspectives[J]. Herz, 2023, 48(5): 339-351.  
 [12] Stracina T, Ronzhina M, Redina R, et al. Golden standard or obsolete method? Review of ECG applications in clinical and experimental context[J]. Front Physiol, 2022, 13: 867033.  
 [13] Kijonka J, Vavra P, Penhaker M, et al. Present results and methods of vectorcardiographic diagnostics of ischemic heart disease[J]. Comput Biol Med, 2024, 169: 107781.  
 [14] Gerach T, Loewe A. Differential effects of mechano-electric feedback mechanisms on whole-heart activation, repolarization, and tension[J]. J Physiol, 2024. DOI: 10.1113/JP285022.  
 [15] Wang Y, Zhao ZG, Chai Z, et al. Electromagnetic field and cardiovascular diseases: a state-of-the-art review of diagnostic, therapeutic, and predictive values[J]. FASEB J, 2023, 37(10): e23142.  
 [16] Brisinda D, Fenici P, Fenici R. Clinical magnetocardiography: the unshielded bet-past, present, and future[J]. Front Cardiovasc Med, 2023, 10: 1232882.  
 [17] Chang YC, Wu CC, Lin CH, et al. Early myocardial repolarization heterogeneity is detected by magnetocardiography in diabetic patients with cardiovascular risk factors[J]. PLoS One, 2015, 10(7): e0133192.  
 [18] 艾海明, 郭明, 董黎明, 等. 基于心磁信号的关键算法研究进展[J]. 中国医学装备, 2020, 17(7): 188-191.  
 Ai HM, Guo M, Dong LM, et al. Research progress of key algorithm based on MCG signal[J]. China Medical Equipment, 2020, 17(7): 188-191.  
 [19] Lu L, Yang K, Kong XY, et al. A real-time, automatic MCG signal quality evaluation method using the magnetocardiography and electrocardiography[J]. IEEE Trans Appl Supercond, 2018, 28(7): 1-6.  
 [20] Chaikovskiy I, Stadnyuk L, Verba A, et al. Value of topology approach to diagnose of CAD based on magnetocardiographic current distribution maps in difficult-to-diagnose patients [J]. World J Cardiovasc Dis, 2016, 6(7): 235-245.  
 [21] 艾海明, Primin M, 米旺, 等. 基于心磁信号的电流密度分析方法研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2020, 39(2): 170-179.  
 Ai HM, Primin M, Mi W, et al. Analysis method of current density based on magnetocardiographic signal[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2020, 39(2): 170-179.  
 [22] Chen PB, Wang JH, Wang GQ, et al. Asymmetric edge supercurrents in MoTe2 Josephson junctions [J]. Nanoscale Adv, 2023, 6(2): 690-696.  
 [23] Voitovych ID, Primin MA, Sosnytskyy VN. Application of SQUIDs for registration of biomagnetic signals[J]. Low Temp Phys, 2012, 38(4): 311-320.  
 [24] Primin MA, Nedayvoda IV. A mathematical model and measurement algorithms for a dipole source location.[J]. Int J Appl Electromagn Mech, 1997, 8(2): 119-131.  
 [25] Lim HK, Kwon H, Chung N, et al. Usefulness of magnetocardiogram to detect unstable angina pectoris and non-ST elevation myocardial infarction[J]. Am J Cardiol, 2009, 103(4): 448-454.  
 [26] Li YM, Che ZQ, Quan WW, et al. Diagnostic outcomes of magnetocardiography in patients with coronary artery disease[J]. Int J Clin Exp Med, 2015, 8(2): 2441-2446.

(编辑:陈丽霞)