

12193



ОБЪЕДИНЕННЫЙ  
ИНСТИТУТ  
ЯДЕРНЫХ  
ИССЛЕДОВАНИЙ  
ДУБНА

B-191

23/12-79

18 - 12193

Б.В.Васильев, Е.В.Кольчева

1599 / 2-79

МАГНИТОКАРДИОГРАФ

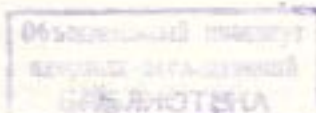
1979

18 - 12193

Б.В.Васильев, Е.В.Колычева

МАГНИТОКАРДИОГРАФ

*Направлено в журнал "Кардиология"*



## Магнитокардиограф

Описана установка для получения магнитокардиограммы, созданная на основе квантового сверхпроводящего интерферометра. Датчик интерферометра, помещавшийся в металлический криостат, был выполнен в виде градиентометра с вертикальной базой длиной 10 см и горизонтальными осями контуров квантования. Балансировка системы осуществлялась путем поворота датчика интерферометра вокруг вертикальной оси. Для дополнительной балансировки использовалось медное кольцо, расположенное вне криостата. Приведена магнитокардиограмма, полученная без применения магнитного экрана методом дискретного синхронного детектирования по сети в лабораторном помещении с высоким уровнем магнитной сетевой наводки.

Работа выполнена в Лаборатории нейтронной физики ОИЯИ.

Препринт Объединенного института ядерных исследований, Дубна 1979

## The Magnetocardiograph

The device based on a superconducting quantum interferometer for taking magnetocardiograms is described. The interferometer sensor - gradiometer having a vertical basis (10 cm) and horizontal axes of the loops - was placed in a metallic cryostat. The balance of the system was achieved by rotating the sensor about the vertical axis. For additional balancing we used a copper ring outside the cryostat. The given magnetocardiogram was taken in the absence of any magnetic shielding in the laboratory room with a high level of network magnetic fields by the method of discrete synchronic detecting over the network.

The investigation has been performed at the Laboratory of Neutron Physics, JINR.

Preprint of the Joint Institute for Nuclear Research. Dubna 1979

Магнитокардиография является сравнительно новым методом регистрации активности сердца, существенно дополняющим традиционные. Незаменимость информации, содержащейся в магнитокардиограмме /МКГ/ и электрокардиограмме /ЭКГ/, следует из простой модели<sup>1/</sup>. Если представить сердце в виде проводящей сферы, окруженной непроводящими легкими, то, учитывая, что электрическое сопротивление мышц тела много меньше сопротивления легочной ткани, получаем, что на поверхности тела нет падения потенциала - снять ЭКГ невозможно. С другой стороны, в этом случае токи от тангенциальных к поверхности сердца электродвижущих сил /ЭДС/ замыкаются в сердечной мышце и создают вокруг сердца магнитное поле, аналогичное магнитному полю петли с током /дипольное распределение магнитного поля/. Если предположить, что сопротивление сердца и легочной ткани одинаково, то на поверхности тела будет падение потенциала, вызванное в основном радиальными ЭДС в сердце, и ЭКГ будет содержать информацию об изменении этих радиальных ЭДС. Токи от тангенциальных ЭДС в таком случае текут как через сердце, так и через легкие, и магнитное поле этих токов аналогично магнитному полю двух близко расположенных петель с противоположно направленными токами /квадрупольное распределение магнитного поля/.

Реальная ситуация представляет собой нечто среднее между этими экстремальными случаями /удельное электрическое сопротивление составляет 2000 Ом·см для ткани легких, 400 Ом·см для сердечной мышцы и 160 Ом·см для крови<sup>2,3/</sup>/. Таким образом, ЭКГ содержит инфор-

мацию в основном о радиальных, а МКГ - о тангенциальных к поверхности сердца ЭДС. При этом, как отмечено авторами<sup>4/</sup> МКГ страдающих различными сердечными заболеваниями и здоровых людей должны различаться сильнее, чем ЭКГ.

Первые МКГ были получены в 1963 году Болом и Макфи<sup>5/</sup> с помощью катушечного магнитометра. Позднее, с 1970 года, для снятия МКГ начали применять квантовые сверхпроводящие интерферометры /КСИ/<sup>6/</sup>, которые в настоящее время являются наиболее чувствительными приборами для измерения магнитных полей - чувствительность КСИ достигает  $10^{-11} \text{ Гс}/\sqrt{\text{Гц}}$ <sup>7,8/</sup>.

Напряженность магнитного поля сердца на поверхности тела составляет примерно  $10^{-6} \text{ Гс}$ . Учитывая, что снятие МКГ желательно проводить в полосе частот 0,1-100 Гц, имеем, что для получения МКГ с отношением сигнал/шум  $\sim 10$  чувствительность по магнитному полю должна быть не меньше, чем  $10^{-8} \text{ Гс}/\sqrt{\text{Гц}}$ , что осуществимо без особого труда в отсутствие помех. Однако наличие высокого уровня магнитного фона /в основном магнитные помехи низких частот и магнитная сетевая наводка от приборов/ не позволяет прямо использовать систему КСИ для регистрации магнитного поля сердца. Для ослабления влияния магнитных наводок обычно используют магнитометры-градиентометры<sup>8,9/</sup> или измерители второй производной магнитного поля<sup>8,10/</sup> на основе КСИ. Такие измерительные системы представляют собой сверхпроводящий трансформатор магнитного потока, первичная катушка которого содержит две /градиентометр/ или три /измеритель второй производной/ соосных секции.

Индуктивности, площади поперечного сечения, способ соединения и взаиморасположение этих секций выбираются таким образом, что при изменении однородного внешнего поля /или поля с однородным вдоль базы системы градиентом соответственно/ ток в цепи трансформатора не изменяется. При этом магнитный поток во вторичной катушке трансформатора, связанной с чувствительным элементом КСИ - сквидом - и напряжение на выходе КСИ остаются постоянными. Таким образом, если источники наводок расположены достаточно далеко от измерительной систе-

мы /наводки велики, но достаточно однородны/, становится возможным регистрировать магнитные поля от близких источников, например, магнитное поле сердца человека, находящегося вблизи КСИ.

Описанные до настоящего времени магнитокардиографы на основе КСИ имеют вертикальную базу и вертикально расположенные оси секций первичной обмотки трансформатора. Балансировка системы осуществляется обычно с помощью сверхпроводящих колец, соосных с секциями первичной обмотки трансформатора. Перемещение такого кольца внутри криостата вдоль базы системы позволяет изменять индуктивности секций первичной обмотки трансформатора так, чтобы получить необходимое для баланса системы соотношение между ними. Для балансировки может быть использована также более сложная трехкомпонентная система компенсации<sup>10/</sup>.

Хорошую защиту от внешних переменных магнитных полей обеспечивает экранированная комната, например, из алюминия<sup>19/</sup>. В такой комнате можно получить МКГ с помощью многоиндуктивного градиентометрического сквида с небольшой базой<sup>8/</sup>. Однако создание экранированной комнаты весьма трудоемко, и работа с ней создает свои проблемы как для экспериментаторов, так и для испытуемых. Поэтому желательно иметь магнитокардиограф, работающий в "открытой" лаборатории.

Мы использовали для получения МКГ градиентометрический сквид, подобный симметричному сквиду<sup>11/</sup>. База сквида-градиентометра располагалась вертикально и составляла 10 см. Оси контуров квантования сквида, в отличие от описанных методик, располагались в горизонтальной плоскости, площадь каждого контура квантования была  $0,03 \text{ см}^2$ .

Сквид размещался в отростке металлического криостата с жидким гелием и включался в схему КСИ, описанную ранее<sup>12/</sup>. Предварительная балансировка системы осуществлялась путем поворота датчика вокруг вертикальной оси до тех пор, пока оси контуров квантования сквида не устанавливались вдоль направления горизонтальной составляющей поля сетевой наводки с минимальным вертикальным градиентом. Для более тонкой компенсации применялось медное кольцо, расположенное снаружи на отростке

криостата, которое могло перемещаться в вертикальном направлении и закрепляться на криостате в нужном положении.

После балансировки системы уровень сетевой магнитной наводки, связанной со сквидом, составлял  $1.5 \times 10^{-5}$  Гс/см. Для выделения сигнала от сердца на фоне



Рис.1. Общий вид магнитокардиографа. Слева - криостат, внутри нижнего отростка которого размещен датчик КСИ /сквид/. Снаружи отростка закреплено компенсационное кольцо, сверху на криостате - блок радиотехники КСИ. Справа - анализатор, самописец и блок питания КСИ.

этой постоянной по величине сетевой наводки использовался метод дискретного синхронного детектирования по сети. Для этого синхронно с сетью короткими /10 мкс/ импульсами запускался многоканальный амплитудный анализатор, и показания КСИ, постоянная времени которого составляла примерно 60 мс, записывались в его память через каждые 20 мс.

Внешний вид установки, используемой для снятия МКГ, показан на рис. 1. Криостат, заполненный жидким гелием, подвешивался на специальном подвесе так, чтобы нижний конец датчика КСИ находился на уровне сердца сидящего на стуле человека. Во время проведения измерений на расстоянии нескольких десятков метров от криостата работала ЭВМ типа БЭСМ-4 со вспомогательным оборудованием, создававшая высокий /основной/ уровень магнитных наводок. Все электронные приборы, необходимые для работы кардиографа, имели сетевое питание и располагались на расстоянии 2-3 м от криостата.

Для увеличения отношения сигнал/шум участок полученной кардиограммы, соответствующий одному циклу сердечной активности, усреднялся по нескольким измерениям. Результат усреднения выводился на самописец. Типичный вид МКГ после 16-кратного усреднения приведен на рис. 2.



Рис.2. Типичный вид МКГ цикла сердечной активности после 16-кратного усреднения.

Следует заметить, что описанный результат является первым, полученным с данным криостатом, сквидом и электронным оборудованием, в связи с чем в будущем можно ожидать на этом пути существенного прогресса.

В заключение мы выражаем искреннюю признательность академику И.М.Франку и В.И.Луцикову, обративших внимание авторов на целесообразность постановки этой задачи и проявлявших постоянный интерес к ее выполнению, а также В.В.Игнатьеву за изготовление уникального сквида и помощь в проведении экспериментов.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Baule G.M., McFee R. *Am.Heart.Journ.* 1970, v. 79, No. 2, p. 223.
2. Rush S., Abildskov J.A., McFee R. *Circulation Res.* 1963, 12, p.40.
3. Geddes L.A., Baker L.E. *Med.&Biol.Eng.*, 1967, 5, p. 271.
4. Макфи, *Бол.ТИИЭР*, 1972, 60, с. 53.
5. Baule G., McFee R. *Am.Heart Journ.* 1963, v 66, p. 95.
6. Cohen D., Edelsack E.A., Zimmerman J.E. *Appl. Phys.Lett.*, 1970, 16, p. 278.
7. Васильев Б.В., Колычева Е.В., Кривой Г.С. *ОИЯИ*, P13-11253, Дубна, 1978.
8. Zimmerman J.E. *J.Appl.Phys.* 1977, 48, p. 702.
9. Saarinen M. et al. *Cardiovascular Res.*, 1974, 8, p. 820.
10. Opfer J.E. et al. *IEEE Trans.Magn.*, MAG-10,536, 1974.
11. Лоунасмаа О.В. *Принципы и методы получения температур ниже 1К.* "Мир", М., 1977, с. 204.
12. Васильев Б.В., Лачинов В.М. *ОИЯИ*, P13-11691, Дубна, 1978.

Рукопись поступила в издательский отдел  
16 января 1979 года.