

# БОЛЕЗНИ ТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ПРОФИЛЯ

## ДАнные МАГНИТОКАРДИОГРАФИИ QRS-КОМПЛЕКСА У ПАЦИЕНТОВ С ПАРОКСИЗМАЛЬНОЙ ФОРМОЙ МЕРЦАТЕЛЬНОЙ АРИТМИИ И ХРОНИЧЕСКОЙ ОБСТРУКТИВНОЙ БОЛЕЗНЬЮ ЛЕГКИХ\*

**Г.Г. Иванов, Н.А. Буланова, В.А. Востриков**

Лаборатория электрофизиологических методов  
исследования в кардиологии  
Отдел кардиологии НИЦ

Первый московский медицинский университет им. И.М. Сеченова  
*ул. Трофимова, 26-2, Москва, Россия, 109432*

Кафедра госпитальной терапии  
Российский университет дружбы народов  
*ул. Миклухо-Маклая, 8, Москва, Россия, 117198*

**В.Е. Дворников, Н.А. Чуйко, Г. Халаби,  
М.Р. Александрова**

Кафедра госпитальной терапии  
Российский университет дружбы народов  
*ул. Миклухо-Маклая, 8, Москва, Россия, 117198*

**Ю.В. Масленников**

ООО «Научно-производственное объединение КРИОТОН»  
*ул. Лесная, 4Б, Троицк, Москва, Россия, 142190*

**М.А. Примин, И.В. Недайвода**

Институт кибернетики им. В.М. Глушкова  
*проспект Академика Глушкова, 40, Киев, 03680 МСП, Украина*

**С.Ю. Кузнецова, В.Н. Гунаева**

Центральная клиническая больница РАН  
Поликлиника № 3 ЦКБ РАН  
*ул. Фотиевой, 12-3, Москва, Россия, 119333*

В данном исследовании был выполнен анализ магнитокардиографических данных для трех групп пациентов. В первую вошли 31 МКГ запись здоровых волонтеров, которые не имели «истории» какой-либо болезни сердца. Во вторую группу вошли 51 МКГ запись для пациентов, у ко-

---

\* Работа выполнена при поддержке Фонда развития Центра разработки и коммерциализации новых технологий. Соглашение № МГ 15/14 от 16.04.2014 г. и Соглашение № 207 от 23.05.2014 г. с Благотворительным фондом «РЕНОВА».

торых установлена хроническая обструктивная болезнь легких (ХОБЛ). Третья группа включала 31 МКГ запись для пациентов с пароксизмальной мерцательной аритмией предсердий сердца (ПМА). Найденные преимущества МКГ по отношению к потенциальным методам обеспечивают регистрацию и отображение особенностей электрофизиологических процессов, происходящих в сердце, когда его изменение имеет место на магнитокардиограмме и часто отсутствует на ЭКГ.

**Ключевые слова:** магнитокардиография, Р-зубец, хроническая обструктивная болезнь легких, пароксизмальная форма мерцательной аритмии.

У пациентов с ФП предсердий имеют место нарушения как внутри- и межпредсердного проведения, так и нарушения локальной проводимости при отсутствии изменений на ЭКГ-12. Клиническая диагностика механизмов аритмии в настоящее время основывается на ЭФИ, которая является наиболее точным методом.

Отсутствие изменений Р-волны на электрокардиограмме не исключает наличия истинных нарушений электрических процессов в предсердиях. У пациентов с ФП предсердий имеют место нарушения как внутри- и межпредсердного проведения, так и нарушения локальной проводимости при отсутствии изменений на ЭКГ-12. Клиническая диагностика механизмов аритмии в настоящее время основывается на ЭФИ, которая является наиболее точным методом.

Магнитокардиография (МКГ) — единственно возможный в настоящее время неинвазивный метод исследования различных механизмов нарушения электрофизиологических параметров предсердий в клинических условиях. В настоящее время известно несколько работ по изучению нарушений возбуждения предсердий с помощью МКГ [1—6]. Исследование дефектов проведения в предсердиях с использованием магнитокардиографии показало высокую информативность метода.

В работах D. Kim и соавт. показаны возможности МКГ в оценке наличия аритмогенного субстрата в миокарде предсердий у пациентов с пароксизмами фибрилляции предсердий, которые были подтверждены инвазивными электрофизиологическими исследованиями [7—9]. Изучение субстрат-формирующих механизмов выходит сегодня на первый план, что обостряет конкуренцию между хирургическим и интервенционным лечением ФП.

Исходя из изложенного целью настоящего исследования явилось изучение возможностей МКГ в оценке нарушений электрофизиологических свойств миокарда предсердий в группе здоровых лиц и пациентов с ХОБЛ и ПМА.

**Полученные результаты.** На первом этапе был сформирован набор из пяти параметров пространственно-временного анализа МКГ сигнала.

1. **МКГ отведение (МКГО)**, который характеризует в относительных единицах степень отличия МКГ кривой исследуемого пациента от такой же зависимости для «нормы» в найденный момент времени кардиоцикла.

Алгоритм построения «отведения МКГ» можно сформулировать, используя характерную особенность магнитокардиограмм в определенных точках плоскости измерений, когда они имеют либо одновременно положительные, либо одновременно отрицательные значения зубцов Р, R и Т усредненных кардиокомплексов. После анализа данных МКГ 90 здоровых волонтеров (МКГ-данные из клиник в России и Германии) и специального усреднения их как по величине сигнала,

так и по времени была получена и построена интегральная МКГ и найдены соответствующие значения девиации по отношению к средним значениям сигнала. Графическое представление этой зависимости выводится на экране компьютера (рис. 1), где в правом верхнем углу показана схема расположения точек измерения и выделенные (желтым цветом) точки, данные МКГ которых использованы для построения «отведения МКГ» («MCG отведение») для исследуемого пациента.



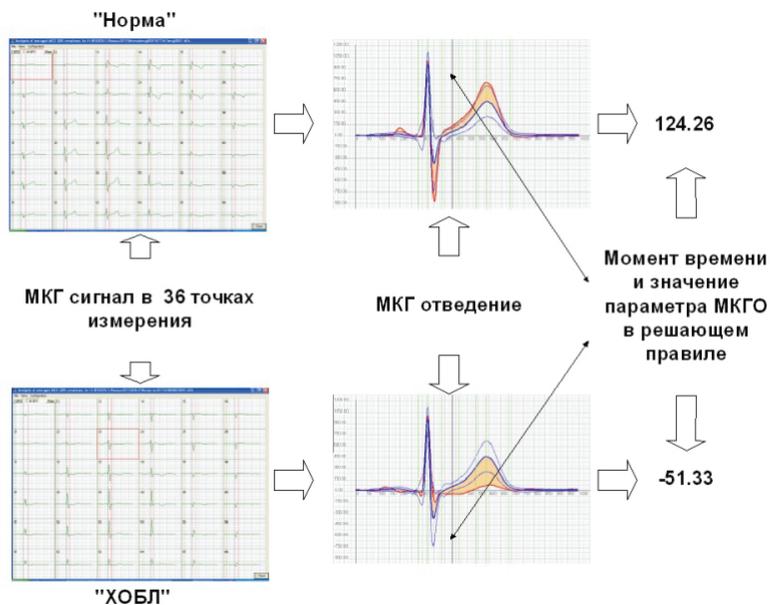
Рис. 1. Пример отображения на экране компьютера одного из вариантов анализа МКГ-сигнала (режим «MCG отведение» в программе закладки «Спектр» — SoftMAG)

Графическая зависимость «отведения МКГ» исследуемого пациента на рис. 1 показана красным цветом.

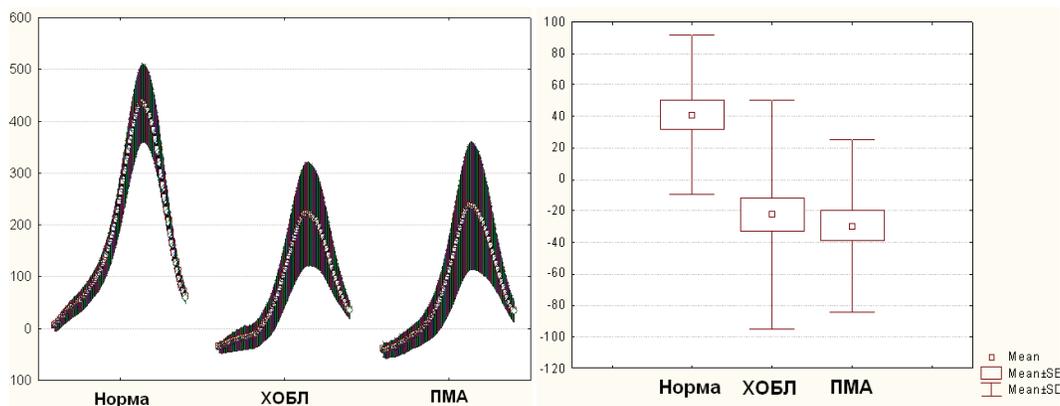
Предполагается, что если кривая МКГ для исследуемого пациента выходит за границы «коридора» «средняя норма (яркая линия синего цвета)  $\pm$  девиация (тонкие линии синего цвета)», то пациент с большой вероятностью имеет сердечную патологию. Заметим, что эта информация является диагностически значимой, поскольку в сопоставлении с известным из электрофизиологии процессом формирования PQRS-комплекса позволяет врачу визуально оценить наличие «проблемных сегментов» на кардиокомплексе исследуемого пациента и принять или уточнить решение о возможных дальнейших способах и алгоритмах анализа МКГ. Кроме того, значения сигнала в относительных единицах для найденных (или выделенных) моментов времени могут служить информационными параметрами для решения задачи классификации.

На рис. 2 в графическом виде показан алгоритм получения параметра решающего правила, который имеет название «МКГО», а на рис. 2б показаны средние

значения параметра «МКГ-отведение» и его девиация для групп «норма», ХОБЛ и ПМА на интервале ST-T усредненного кардиокомплекса. В правиле классификации используются данные сигнала для момента времени с номером 436, который «расположен на расстоянии» 50 мсек справа от точки «J». Средние значения, стандартное отклонение и границы девиации для этого параметра в решающем правиле показаны на рис. 2в.



а)



б)

в)

Рис. 2. Определение параметра решающего правила по данным МКГ отведения

2. **Параметр изменения интегральной карты токов (ПИКТ)** — характеризует изменения структуры (величин векторов; направления векторов; пространственное распределение в границах области измерений) карты распределения векто-

ра плотности токов за каждые 10 мсек. исследуемого интервала QRS (QRS-T) кардиокомплекса.

Известно, что для анализа магнитокардиосигнала можно использовать карты распределения магнитного поля и соответствующие им карты распределения вектора плотности токов, полученные после решения обратной задачи. Карты распределения токов дают более полную и корректную информацию по отношению к картам распределения величин параметров магнитного поля в границах области измерений.

С одной стороны, решение обратной задачи в виде найденного пространственного распределения вектора плотности токов в плоскости, параллельной плоскости измерений, однозначно соответствует измеренному магнитному полю сердца для заданного момента кардиоцикла и, таким образом, уменьшает влияние вариации антропометрических характеристик у разных людей на результаты анализа. А с другой стороны — картина распределения токов, полученная после решения обратной задачи, позволяет интерпретировать локальные электрические процессы в миокарде в соответствии с их реальным распределением. Заметим, что исследование карт распределения вектора плотности токов в МКГ не имеет аналогов в электрокардиографической диагностике и их анализ наиболее часто используют для выработки диагностического заключения.

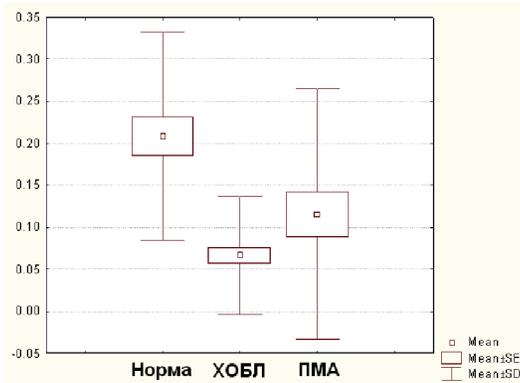
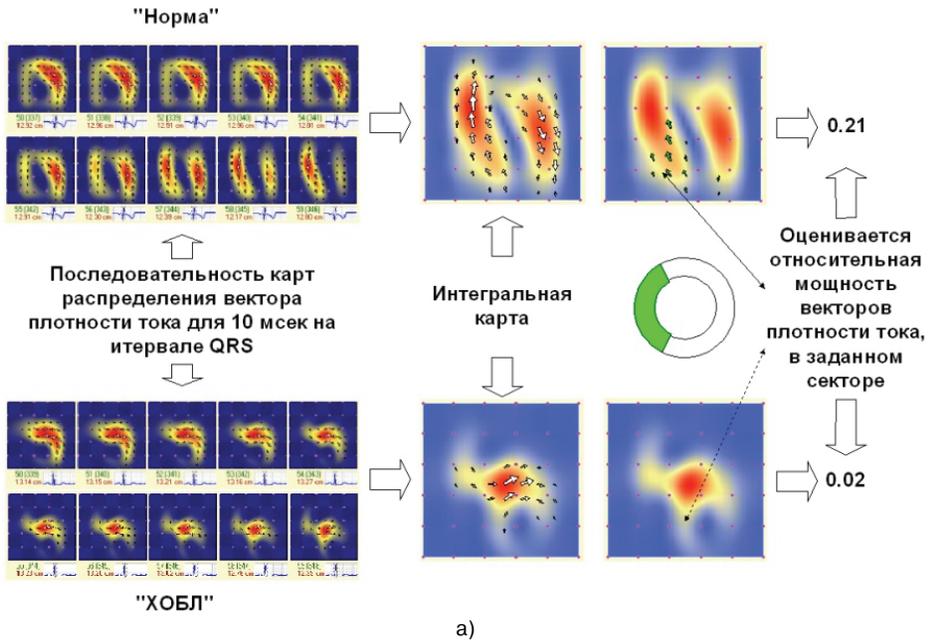
Границы карты с распределением вектора плотности токов соответствуют границам плоскости измерений, а расстояние плоскости, в которой найдено это распределение, до плоскости измерений определяется расстоянием до наиболее «активной» зоны в сердце для заданного момента времени кардиоцикла.

Параметр, который использован в решающем правиле, характеризует изменения структуры (величин векторов; направления векторов; пространственное распределение в границах области измерений) карты распределения вектора плотности токов, полученной путем усреднения каждых 10 следующих последовательно в пределах исследуемого интервала кардиокомплекса. Такой вариант визуализации данных позволяет увидеть тенденцию и оценить изменения структуры карт распределения векторов плотности токов на «больших» интервалах МКГ-кардиоцикла, а найденные числовые параметры — оценить эти изменения.

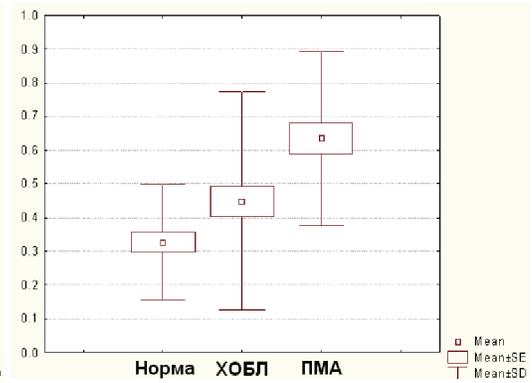
В нашем случае в решающем правиле используются числовые значения этого параметра (ПИКТ) для двух интервалов времени кардиоцикла по 10 мсек каждый на интервале QRS слева и справа от точки «R».

Графическая схема получения значений этого параметра показана на рис. 3а. Средние значения, стандартное отклонение и границы девиации для параметров (ПИКТ), которые включены в решающее правило показаны на рис. 2б, в.

3. **Параметр интегрального максимума магнитного поля (ПИМ).** Этот параметр определяется для каждой карты магнитного поля после выделения в заданных точках плоскости измерений соответствующих положительных значений, их суммировании и нормировки на общее количество узлов сетки измерений. Последовательность вычисления этого параметра показана на рис. 4.



б)

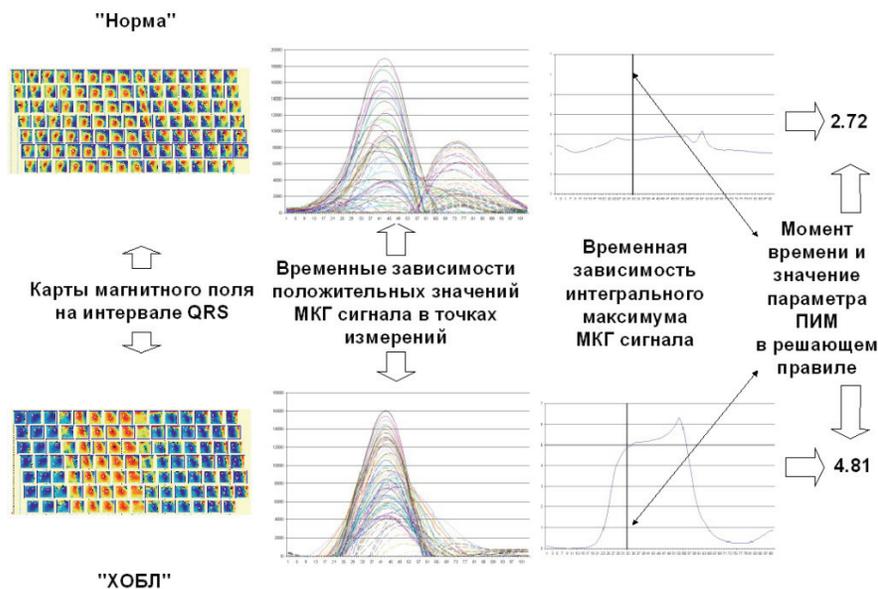


в)

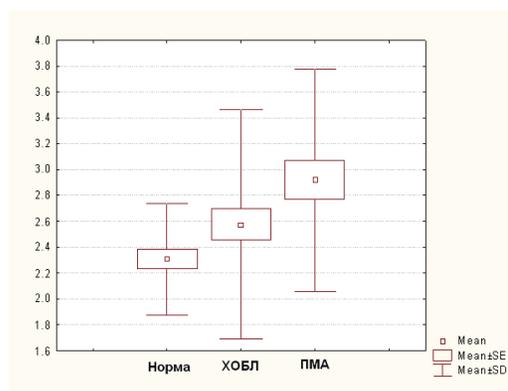
**Рис. 3.** Алгоритм вычисления параметра ПИКТ в решающем правиле (характеризует изменения структуры карты распределения вектора плотности токов за время 10 мсек) и статистические оценки этого параметра

Для классификации используется значение параметра ПИМ, соответствующего моменту времени кардиоцикла, который расположен на «расстоянии» 10 мсек слева от максимума зубца «R». Средние значения, стандартное отклонение и границы девиации для этого параметра, который включен в решающее правило, показаны на рис. 4б.

4. **Параметр оценивания распределения вектора плотности токов Интегральной Карты (ОИКТ)**, который характеризует структуру распределения векторов плотности токов на интегральной карте токов (карты распределения вектора плотности токов за каждые 10 мсек исследуемого интервала кардиокомплекса) основного паттерна.



а)



б)

**Рис. 4.** Графическое представление алгоритма получения параметра **ПИМ** (параметр интегрального максимума магнитного поля) решающего правила для классификации групп пациентов и его статистическая оценка

Как показывают многочисленные исследования здоровых пациентов, на карте распределения векторов плотности токов (получают после решения обратной задачи) основной паттерн и структура распределения токов имеют существенные отличия от соответствующих распределений для пациентов, имеющих нарушения в работе сердца.

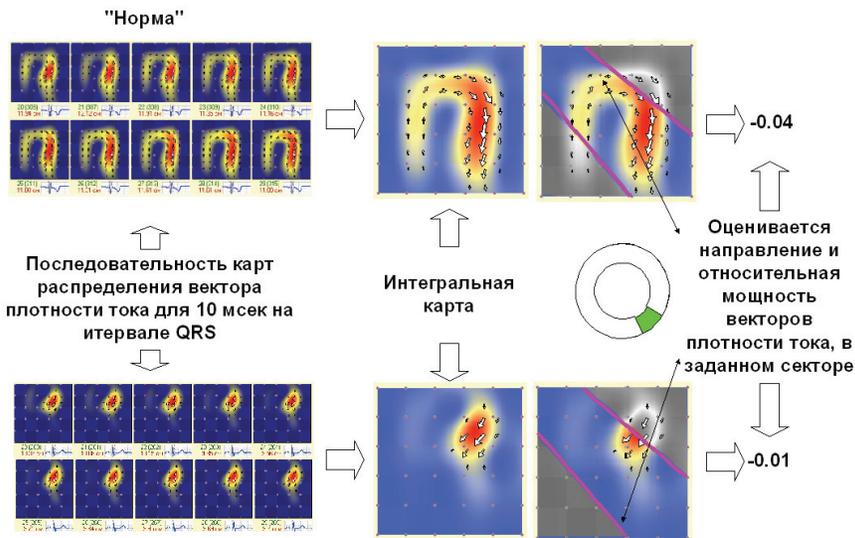
Учитывая, что количество точек плоскости, в которых найдены составляющие вектора плотности тока дискретно и фиксировано, для количественного описания «карты» распределения токов в плоскости можно использовать следующий алгоритм:

— плоскость  $S$  (карта распределения токов), в которой найдено решение обратной задачи, разбивается на три подобласти —  $S_0, S_1, S_2$ . Причем  $S_0$  соответствует распределению основного паттерна токов для «нормы»;

— в каждой из составляющих подобластей  $S_0, S_1, S_2$  определяется сумма скалярных произведений единичного вектора главного направления основного паттерна токов для «нормы» и найденного вектора плотности тока с учетом величины площади элементарного прямоугольника, в центре которого находится точка приложения этого вектора. В результате каждая из карт распределений токов исследуемого интервала будет описана тремя числами.

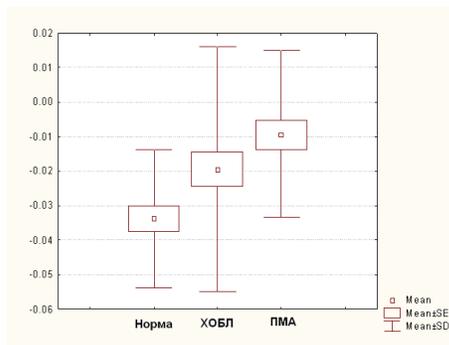
В найденном решающем правиле классификации используются значения для основного паттерна  $S_0$ , которые описывают на интегральной карте пространственную структуру плоской системы токов и соответствуют временному интервалу 20—10 мсек на QRS слева от вершины зубца «R».

Средние значения, стандартное отклонение и границы девиации для этого параметра решающего правила, показаны на рис. 5.



"ХОБЛ"

а)



б)

**Рис. 5.** Алгоритм вычисления параметра **ОИКТ** в решающем правиле (характеризует изменения структуры распределения вектора плотности токов за время 10 мсек. в центральном паттерне интегральной карты) и статистические оценки этого параметра

При выполнении автоматической классификации был использован линейный дискриминантный анализ. Заметим, что в дискриминантном анализе можно задать априорные вероятности принадлежности объекта к определенному классу. На практике эти вероятности оцениваются из массива экспериментальных данных. При этом можно учесть различные факторы, влияющие на принадлежность объекта к определенному классу, например, неоднородность групп пациентов по возрасту, наличие кроме основного диагноза других изменений электрофизиологии сердца, которые могут быть предвестниками заболевания, и т.д. Результаты применения для обработки 82 МКГ записей (группы «норма» и «ХОБЛ») найденного решающего правила, в которое вошли четыре параметра ПИКТ1 (слева от точки «R»), МКГО, ОИКТ и ПИКТ2 (справа от точки «R») приведены в табл. 1. При этом априорная вероятность принадлежности пациентов к соответствующей группе была принята одинаковой.

Таблица 1

**Результаты применения для обработки 82 МКГ-записей (группы «норма» и «ХОБЛ») найденного решающего правила**

Параметры	Средние значения величин параметров и стандартное отклонение		Статистическая значимость (p-value)
	Группа 1	Группа 2	
ПИКТ1	0,209 ± 0,123	0,067 ± 0,069	3,5 · 10 <sup>-9</sup>
МКГО	40,836 ± 50,320	-22,421 ± 72,585	1,8 · 10 <sup>-4</sup>
ОИКТ	-0,033 ± 0,020	-0,019 ± 0,035	8,4 · 10 <sup>-3</sup>
ПИКТ2	0,325 ± 0,171	0,449 ± 0,324	5,5 · 10 <sup>-2</sup>
Результаты автоматической классификации групп «норма» — «ХОБЛ»	TP = 45 FN = 6 TN = 28 FP = 3	Sensitivity Se Positive Predictivity +P Specifisity Sp False Positive Rate FPR Negative Predictivity -P	P\ (TP+FN) <b>88,23%</b> TP\ (TP + FP) <b>93,75%</b> TN\ (TN + FP) <b>90,32%</b> FP\ (TN + FP) <b>9,68%</b> TN\ (TN + FN) <b>80,00%</b>

Если принять априорную вероятность равной 0,7/0,3, получим результаты классификации, представленные в табл. 2.

Появление группы 3 («пороговой» или «промежуточной») при классификации как раз и характеризует наличие разной априорной вероятности принадлежности пациентов к соответствующей группе исследований.

Таблица 2

**Результаты классификации**

Параметры	Средние значения величин параметров и стандартное отклонение		Статистическая значимость (p-value)
	Группа 1	Группа 2	
ПИКТ1	0,209 ± 0,123	0,067 ± 0,069	3,5 · 10 <sup>-9</sup>
МКГО	40,836 ± 50,320	-22,421 ± 72,585	1,8 · 10 <sup>-4</sup>
ОИКТ	-0,033 ± 0,020	-0,019 ± 0,035	8,4 · 10 <sup>-3</sup>
ПИКТ2	0,325 ± 0,171	0,449 ± 0,324	5,5 · 10 <sup>-2</sup>
Результаты автоматической классификации групп «норма» — «ХОБЛ»	18 записей (21,95%) отнесены в группу 3 TP = 36 FN = 3 TN = 23 FP = 2	Sensitivity Se Positive Predictivity +P Specifisity Sp False Positive Rate FPR Negative Predictivity -P	TP\ (TP + FN) <b>92,30%</b> TP\ (TP + FP) <b>94,73%</b> TN\ (TN + FP) <b>92,00%</b> FP\ (TN + FP) <b>8,00%</b> TN\ (TN + FN) <b>88,46%</b>

На следующем этапе исследовались группы «норма» и «ПМА». Решающее правило имеет, как и ранее, четыре значимых параметра. Результаты его применения для обработки 62 МКГ-записей приведены в табл. 3. В этом варианте априорная вероятность принадлежности пациентов к соответствующей группе была принята одинаковой.

Таблица 3

**Результаты применения Решающего правила для обработки 62 МКГ-записей**

Параметры	Средние значения величин параметров и стандартное отклонение		Статистическая значимость (p-value)
	Группа 1	Группа 2	
ПИКТ2	0,325 ± 0,171	0,636 ± 0,258	6,5 · 10 <sup>-7</sup>
МКГО	40,836 ± 50,320	-29,563 ± 55,002	8,0 · 10 <sup>-5</sup>
ОИКТ	-0,033 ± 0,020	-0,009 ± 0,024	6,3 · 10 <sup>-4</sup>
ПИМ	2,310 ± 0,427	2,920 ± 0,860	3,9 · 10 <sup>-5</sup>
Результаты автоматической классификации групп «норма» — «ПМА»	TP = 28 FN = 3 TN = 30 FP = 1	Sensitivity Positive Predictivity Specificity False Positive Rate Negative Predictivity	Se +P Sp FPR -P
		TP\((TP + FN)\) TP\((TP + FP)\) TN\((TN + FP)\) FP\((TN + FP)\) TN\((TN + FN)\)	<b>90,32%</b> <b>96,55%</b> <b>96,77%</b> <b>3,23%</b> <b>90,90%</b>

Если значения априорной вероятности принять равной 0,7/0,3, получим результаты классификации, представленные в табл. 4.

Таблица 4

**Результаты классификации при принятии априорной вероятности, равной 0,7/0,3**

Параметры	Средние значения величин параметров и стандартное отклонение		Статистическая значимость (p-value)
	Группа 1	Группа 2	
ПИКТ2	0,325 ± 0,171	0,636 ± 0,258	6,5 · 10 <sup>-7</sup>
МКГО	40,836 ± 50,320	-29,563 ± 55,002	8,0 · 10 <sup>-5</sup>
ОИКТ	-0,033 ± 0,020	-0,009 ± 0,024	6,3 · 10 <sup>-4</sup>
ПИМ	2,310 ± 0,427	2,920 ± 0,860	3,9 · 10 <sup>-5</sup>
Результаты автоматической классификации групп «норма» — «ПМА»	5 записей (8,06%) отнесены в группу 3 TP = 28 FN = 1 TN = 27 FP = 1	Sensitivity Positive Predictivity Specificity False Positive Rate Negative Predictivity	Se +P Sp FPR -P
		TP\((TP + FN)\) TP\((TP + FP)\) TN\((TN + FP)\) FP\((TN + FP)\) TN\((TN + FN)\)	<b>96,55%</b> <b>96,55%</b> <b>96,42%</b> <b>3,58%</b> <b>96+42%</b>

На следующем шаге исследований группа 1 включала только МКГ «норма», а в группу 2 входили пациенты с ХОБЛ и ПМА.

Решающее правило включало следующие параметры: 1) параметр изменения интегральной карты токов (ПИКТ), характеризующий изменения структуры (величин векторов; направления векторов; пространственное распределение в границах области измерений) карты распределения вектора плотности токов за каждые 10 мсек исследуемого интервала кардиокомплекса; 2) параметр «МКГ отведение» (МКГО), который характеризует в относительных единицах степень отличия МКГ-

кривой исследуемого пациента от такой же зависимости для «нормы» в найденный момент времени кардиоцикла; 3) параметр оценивания распределения вектора плотности токов интегральной карты (ОИКТ), который характеризует структуру распределения векторов плотности токов на интегральной карте токов (карты распределения вектора плотности токов за каждые 10 мсек исследуемого интервала кардиокомплекса) основного паттерна. Результаты применения решающего правила для обработки 144 МКГ записей (группы: «норма», ХОБЛ, ПМА) приведены в табл. 5, 6. Причем в табл. 5 данные получены при условии, что априорная вероятность принадлежности пациентов к соответствующей группе была принята одинаковой, а в табл. 6 эти значения приняты равными 0,7/0,3

Таблица 5

**Результаты применения решающего правила для обработки 144 МКГ записей при условии, что априорная вероятность принадлежности пациентов к соответствующей группе была принята одинаковой**

Параметры	Средние значения и стандартное отклонение		Статистическая значимость (p-value)
	Группа 1	Группа 2	
ПИКТ1	0,209 ± 0,123	0,086 ± 0,108	2,1 · 10 <sup>-6</sup>
МКГО	40,836 ± 50,320	-23,897 ± 68,070	1,4 · 10 <sup>-5</sup>
ОИКТ	-0,033 ± 0,020	-0,016 ± 0,033	5,8 · 10 <sup>-4</sup>
Результаты автоматической классификации групп «норма» — ХОБЛ + ПМА»	TP = 70 FN = 12 TN = 28 FP = 3	Sensitivity Se Positive Predictivity +P Specifisity Sp False Positive Rate FPR Negative Predictivity -P	TP\ (TP + FN) <b>85,36%</b> TP\ (TP + FP) <b>95,89%</b> TN\ (TN + FP) <b>90,32%</b> FP\ (TN + FP) <b>9,67%</b> TN\ (TN + FN) <b>70,00%</b>

Таблица 6

**Результаты применения решающего правила для обработки 144 МКГ записей при условии, что априорная вероятность принадлежности пациентов к соответствующей группе были приняты равными 0,7/0,3**

Параметры	Средние значения и стандартное отклонение		Статистическая значимость (p-value)
	Группа 1	Группа 2	
ПИКТ1	0,209 ± 0,123	0,086 ± 0,108	2,1 · 10 <sup>-6</sup>
МКГО	40,836 ± 50,320	-23,897 ± 68,070	1,4 · 10 <sup>-5</sup>
ОИКТ	-0,033 ± 0,020	-0,016 ± 0,033	5,8 · 10 <sup>-4</sup>
Результаты автоматической классификации групп «норма» — ХОБЛ + ПМА»	34 записей (30,01%) отнесены в группу 3 TP = 54 FN = 5 TN = 19 FP = 1	Sensitivity Se Positive Predictivity +P Specifisity Sp False Positive Rate FPR Negative Predictivity -P	TP\ (TP + FN) <b>91,52%</b> TP\ (TP + FP) <b>98,18%</b> TN\ (TN + FP) <b>95,00%</b> FP\ (TN + FP) <b>5,00%</b> TN\ (TN + FN) <b>79,16%</b>

**Обсуждение и выводы.** Анализируя статистические оценки параметров классификации, мы видим, что их средние значения для исследуемых групп пациентов «не пересекаются», что позволяет надеяться на высокие показатели дискриминации. Однако, как видно из графических зависимостей, «пересекаются» значения

параметров с учетом девиации (в определенной степени это связано и с уровнем магнитных шумов в месте измерений; наличием у пациентов возможных других аномалий в работе сердца и т.д.). Как результат, автоматическая классификация не позволила в рамках набора используемых параметров получить 100%-ю чувствительность и специфичность. Однако даже в этом случае результаты распознавания значительно превышают аналогичные, получаемые другими (например, потенциальными) методами. По-видимому, эффективность МКГ обусловлена в первую очередь рядом фундаментальных и методологических различий между методами потенциального и магнитного картирования поля электромагнитных сигналов сердца, которые можно сформулировать следующим образом.

1. МКГ-измерения являются не только неинвазивными, но и бесконтактными, поэтому исключается возникновение артефактов из-за ненадежности и/или флюктуацию контактных сопротивлений между электродами и кожей.

2. МКГ более чувствительна к внутри- и внеклеточным активационным токам, тогда как отведения ЭКГ фиксируют разность потенциалов, что создается вторичными токами под кожей пациента. Это значит что, при измерении МКГ мы получаем информацию непосредственно о токах в сердце, а при регистрации ЭКГ — о токах, протекающих в теле человека и опосредственно в сердце. Необходимо учитывать, что причина практически любой его патологии связана с механизмом изменения плотности тока ионов через мембрану клетки, а изменение этой плотности по отношению к норме — это и есть первые функциональные нарушения, которые приводят к патологии сердца. Таким образом, МКГ, чувствительная, главным образом, к внутри- и внеклеточным ионным токам сердца, дает более раннюю диагностическую информацию, чем известные потенциальные методы (электрокардиография — ЭКГ; картирование поверхностных потенциалов тела — КППТ).

3. Измеряя потенциальные сигналы (ЭКГ, КППТ), врач имеет дело с комбинированным потенциалом действия, а не с показателями электрофизиологического состояния отдельных участков миокарда. Потенциальные методы практически исключают топографическую избирательность в отражении электрической активности сердца, что существенно ограничивает возможности диагностики с использованием электропотенциального картирования, в то время как МКГ, после корректного решения обратной задачи, позволяет определить местоположение электрически активной области миокарда для заданных моментов времени кардиокомплекса.

4. Зависимость структуры магнитного поля от векторов плотности источников тока (ионных токов в сердце), которые создают это поле над грудной клеткой пациента, устанавливается законом Био-Савара. Это означает, что информация о распределении источников тока должна содержаться в магнитном поле, которое регистрируется. Используя СКВИД-детекторы для измерения магнитного поля сердца и решая обратную задачу, можно выявить изменения в плотности токов (в том числе и аномальные) внутри миокарда, которые являются основой его электрической активности.

5. Преимуществом МКГ является и фиксированная, и поэтому воспроизводимая конфигурация детекторов поля. Определенность положений точек измерения МКГ превосходит любую измерительную схему потенциальных измерений.

6. Новым по сравнению со стандартной ЭКГ является переход от регистрации одномерных кривых во времени в МКГ-картирование в границах области измерений (построения двух- или трехмерных динамических карт), что дает возможность визуализировать электрофизиологический процесс и его изменения во времени.

Указанные выше преимущества МКГ по отношению к потенциальным методам обеспечивают регистрацию и отображение особенностей электрофизиологических процессов, происходящих в сердце, когда его изменение имеет место на магнитокардиограмме и часто отсутствует на ЭКГ.

Мы считаем, что для выявления диагностического потенциала метода магнитокардиографии необходимы дальнейшие клинические исследования кардиологических пациентов, а также усовершенствования как технических, так и программно-инструментальных аспектов технологии МКГ.

#### ЛИТЕРАТУРА

- [1] Haissaguerre M., Jais P., Shah D.C., Garrigue S., Takahashi A., Lavergne T. et al. Electrophysiological end point for catheter ablation of atrial fibrillation initiated from multiple pulmonary venous foci // *Circulation* 2000;101:1409e17.
- [2] Patel A.M., d'Avila A., Neuzil P., Kim S.J., Mela T., Singh J.P., Ruskin J.N., Reddy V.Y. Atrial tachycardia after ablation of persistent atrial fibrillation // *Circ Arrhythmia Electrophysiol.* 2008;1:14—22.
- [3] Guillem M.S., Climent A.M., Castells F., Husser D., Millet J., Arya A., Piorkowski C., Bollmann A. Noninvasive mapping of human atrial fibrillation // *J Cardiovasc Electrophysiol* 2008;1—7.
- [4] Fenici R., Brishinda D., Maloni A.M. Clinical application of magnetocardiography // *Expert. Rev. Mol. Diagn.* 2005. Vol. 5. P. 291—313.
- [5] Ушаков И.Б., Бухтияров И.В., Васнев А.В., Кондратьев Л.Л., Масленников Ю.В., Рыженков С.П. Компьютерная магнитокардиография в оценке в оценке миокардиального резерва // *Медицинский академический журнал.* 2007. № 1. С. 102—111.
- [6] Бухтияров И.В., Васнев А.В., Масленников Ю.В., Кондратьев Л.Л. Магнитокардиографические признаки функциональной гемодинамической перегрузки правого предсердия // *Аэрокосмическая и экологическая медицина.* 2006. Т. 40. № 2. С. 13—18.
- [7] Kim I.-S., Kwon H., Song J.-H. Measurement of rat magnetocardiograms by using a high-Tc SQUID Magnetometer System // *Applied Supercond., IEEE Transactions on,* 2011. Vol. 21. No 3. P. 497—500.
- [8] Kim D., Kim K., Lee Y.H., Ahn H. Detection of atrial arrhythmia in superconducting quantum interference device magnetocardiography; preliminary result of a totally-noninvasive localization method for atrial current mapping // *Interact. Cardiovasc. Thorac. Surg.* 2007. Vol. 6. No 3. P. 274—279.
- [9] Primin M.A., Nedayvoda I.V., Maslennikov Yu.V., Gulyaev Yu.V. Software for the Magnetocardiographic Complex for the Early Diagnostics and Monitoring of Heart Diseases // *J. of Commun. Technology and Electronics.* 2010. Vol. 55. No. 10.

## MAGNETOCARDIOGRAPHIC QRS COMPLEX IN PATIENTS WITH PAROXYSMAL ATRIAL FIBRILLATION AND CHRONIC OBSTRUCTIVE PULMONARY DISEASE\*

**G.G. Ivanov, N.A. Bulanova, V.A. Vostrikov**

Department of cardiology SIC  
The first Moscow medical University n.a. I.M. Sechenov  
*Trofimov str., 26-2, Moscow, Russia, 109432*

Department of hospital therapy  
Peoples' Friendship University of Russia  
*Miklukho-Maklaya str., 6, Moscow, Russia, 117198*

**V.E. Dvornikov, N.A. Chuiko, G. Halabi,  
M.R. Aleksandrova**

Department of hospital therapy  
Peoples' Friendship University of Russia  
*Miklukho-Maklaya str., 8, Moscow, Russia, 117198*

**Yu.V. Maslennikov**

CRYOTON Co. Ltd., Moscow  
*Lesnaya str., 4B, Troitsk, Moscow, Russia, 142190*

**M.A. Prinin, I.V. Nedaivoda**

Institute of Cybernetics V.M. Glushkov  
*avenue Glushkov, 40, Kiev, Ukraine, 03680*

**S.Yu. Kuznetsova, V.N. Gunaeva**

Polyclinic № 3 of the Central clinical hospital of RAS  
*Fotievoy str., 12, Moscow, Russia, 117333*

In this study, the analysis of magnetocardiographic (MCG) data for the three groups of patients is given. The first group included 31 healthy volunteers, who had no "history" of a heart disease. The second group included MCG record of 51 patients with chronic obstructive pulmonary disease (COPD). The third group consisted of 31 MCG records for patients with paroxysmal atrial fibrillation (AF). Founded advantages of MCG to potential method provide registration and mapping features of electrophysiological processes in the heart, when the change takes place at the MCG and often absent on ECG.

**Key words:** magnetocardiography, P wave, chronic obstructive pulmonary disease, paroxysmal atrial fibrillation.

### REFERENCES

- [1] *Hayssaguerre M., Jay's P., Shah D.C., Garrigue S., Takahashi A., Lavergne T. et al.* Electrophysiological end point for catheter ablation of atrial fibrillation initiated from multiple pulmonary venous foci. *Circulation* 2000; 101: 1409e17.
- [2] *Patel A.M., d'Avila A., Neuzil P., Kim S.J., Mela T., Singh J.P., Ruskin J.N., Reddy V.Y.* Atrial tachycardia after ablation of persistent atrial fibrillation. *Circ Arrhythmia Electrophysiol.* 2008;1: 14—22.
- [3] *Guillem M.S., Climent A.M., Castells F., Husser D., Millet J., Arya A., Piorkowski C., Bollmann A.* Noninvasive mapping of human atrial fibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2008;1—7.

---

\* The work was supported by the development Fund of the Center for elaboration and commercialization of New Technologies. Agreement № MG 15/14 dated 16.04.2014 and Agreement № 207 dated 23.05.2014, with the Charity Fund "RENOVA".

- [4] Fenici R., Brishinda D., Maloni A.M. Clinical application of magnetocardiography. *Expert. Rev. Mol. Diagn.* 2005. Vol. 5. P. 291—313.
- [5] Ushakov I.B., Bukhtiyarov I.V., Vasnev A.V. et al. Computer Magnetocardiography in the assessment in the evaluation of myocardial reserve. *Medical academic journal.* 2007. № 1. P. 102—111.
- [6] Bukhtiyarov I.V., Vasnev A.V., Maslennikov Yu.V., Kondratyuk L.L. Magnetocardiographic signs of functional hemodynamic overload of the right atrium. *Aerospace and Environmental Medicine.* 2006. Vol. 40. № 2. P. 13—18.
- [7] Kim I.-S., Kwon H., Song J.-H. Measurement of rat magnetocardiograms by using a high-Tc SQUID Magnetometer System. *Applied Supercond., IEEE Transactions on.* 2011. Vol. 21. № 3. P. 497—500.
- [8] Kim D., Kim K., Lee Y.H., Ahn H. Detection of atrial arrhythmia in superconducting quantum interference device magnetocardiography; preliminary result of a totally-noninvasive localization method for atrial current mapping. *Interact. Cardiovasc. Thorac. Surg.* 2007. Vol. 6. № 3. P. 274—279.
- [9] Primin M.A., Nedayvoda I.V., Maslennikov Yu.V., Gulyae Yu.V. Software for the Magnetocardiographic Complex for the Early Diagnostics and Monitoring of Heart Diseases. *J. of Commun. Technology and Electronics.* 2010. Vol. 55. № 10.