

БОЛЕЗНИ ТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ПРОФИЛЯ

МЕТОД МАГНИТОКАРДИОГРАФИИ В ДИАГНОСТИКЕ ПОРАЖЕНИЯ ПРЕДСЕРДИЙ У БОЛЬНЫХ ХРОНИЧЕСКОЙ ОБСТРУКТИВНОЙ БОЛЕЗНЬЮ ЛЕГКИХ И ПАРОКСИЗМАЛЬНОЙ МЕРЦАТЕЛЬНОЙ АРИТМИЕЙ*

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

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

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, Украина, 03680 МСП

С.Ю. Кузнецова, В.Н. Гунаева

Центральная клиническая больница РАН

Поликлиника № 3 ЦКБ РАН

ул. Фотиевой, 12-3, Москва, Россия, 119333

Работа посвящена исследованию возможности магнитокардиографии в диагностике поражения предсердий. Исследованы показатели в группе здоровых лиц (**1-я группа**, $n = 19$) с использованием функциональных проб (Штанге, Вальсальвы и тензорной), **2-я группа** — пациенты с хронической обструктивной болезнью легких ($n = 55$) в возрасте 54 ± 8 года (из них у 32 проведена проба с беродуалом или симбокортотом) и **3-я группа** — больные с пароксизмальной формой мерцательной аритмии на фоне ИБС и артериальной гипертензией в возрасте 58 ± 6 года ($n = 30$). Анализ времени

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

внутри- и межпредсердного проведения при ПМА и ХОБЛ показал, что в этих группах имеются сходные нарушения, выявляемые при магнитокардиографии (МКГ), которые могут отражать состояние миокарда предсердий и быть факторами индуцирования и поддержания фибрилляции предсердий. Метод МКГ может использоваться для дополнительной оценки электрофизиологического статуса миокарда предсердий.

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

Фибрилляция предсердий (ФП) — прогностически неблагоприятная аритмия, которая приводит к развитию и нарастанию сердечной недостаточности, тромбоэмболическим осложнениям, внезапной сердечной смерти. 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, которое является наиболее точным методом.

С внедрением в клиническую практику ЭФИ с использованием эндокардиального предсердного картирования, программированной предсердной электростимуляции было выявлено, наличие внутрипредсердных блокад проведения у больных с пароксизмами ФП. Они ведут к асинхронному сокращению предсердий и желудочков, а также обуславливают неоднородность рефрактерности различных отделов предсердий, необходимую для развития ФП. Наиболее частыми триггерами ФП являются предсердные экстрасистолы, зарождающиеся в устьях легочных вен [1].

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 [2—6]. Исследование дефектов проведения в предсердиях с использованием магнитокардиографии показало высокую информативность метода.

У больных с пароксизмальной формой ФП на синусовом ритме выявлены значительные нарушения гомогенности возбуждения предсердий. Причем у пациентов с длительными приступами ФП степень изменения МКГ показателей возбуждения предсердий была более выраженной, чем у больных с короткими пароксизмами ФП. У больных с трепетанием предсердий выявлено круговое распространение векторов плотности токов даже в период между приступами [8].

Существенные изменения изучаемых параметров МКГ выявлены у пациентов с индуцированным пароксизмом ФП в ходе чреспищеводного ЭФИ, что свидетельствовало о более выраженных исходных нарушениях гомогенности возбуждения предсердий. Отмечена зависимость динамики изменений МКГ показателей возбуждения предсердий от ее эффективности на фоне курсовой антиаритмической терапии [9]. 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 [10; 11]. Изучение субстрат-формирующих механизмов выходит сегодня на первый план, что обостряет конкуренцию между хирургическим интервенционным лечением ФП.

Таким образом, уже сейчас получены данные, обосновывающие использование МКГ в диагностике признаков электрофизиологического ремоделирования и аритмогенного субстрата в предсердиях, оценке риска развития потенциально опасных предсердных нарушений ритма. При этом подчеркивается и необходимость дальнейших исследований, так как МКГ обладает значительным потенциалом роста в диагностике патологий миокарда [12].

Однако в литературе последних лет практически нет данных об изменениях электрофизиологических параметров МКГ у пациентов с поражением предсердий, а так же сравнительной оценки этих изменений у пациентов с ХОБЛ и ПМА при использовании МКГ. 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.

Материал и методы. Было проведено 3 серии исследований.

1-я группа — условно здоровые лица, у которых проанализирована динамика показателей электрофизиологического статуса по данным МКГ при проведении функциональных проб — Штанге, Вальсальвы и тензорной. Исследования проводились в группе, состоящей из 19 практически здоровых испытуемых-добровольцев мужского пола в возрасте 34 ± 4 года до, во время и после выполнения функциональных проб. Испытуемые не имели в анамнезе сердечно-сосудистых заболеваний. Пробы выполняли последовательно, с интервалом 5 минут между нагрузками.

2-я группа — пациенты с хронической обструктивной болезнью легких (ХОБЛ) в возрасте 54 ± 8 года ($n = 55$). Из них у 32 человек проведена также проба с беродуалом или симбикортом (*до и после разовой дозы*).

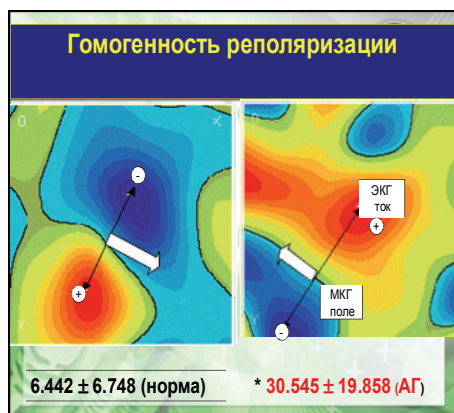
3-я группа — пациенты с ПМА на фоне ИБС и/или АГ в возрасте 58 ± 6 года ($n = 30$). Все пациенты с персистирующей формой и средней длительностью заболевания $5,5 \pm 3$ года без выраженных признаков сердечной недостаточности.

Использованный МКГ-комплекс серии «МАГ-СКАН» работает в обычных клинических условиях без дополнительной магнитной экранировки содержит 9 каналов регистрации магнитокардиосигналов (МКС) и 3 референтных, которые используются в системе электронного подавления помех. Девять измерительных каналов размещены в узлах квадратной сетки (3×3) с шагом 40 мм между центрами приемных градиометров. Каждое из четырех 9-канальных измерений занимает около минуты для накопления 30—60 кардиоциклов, т.е. полное время регистрации МКГ — около 5 минут. Использовался анализ данных в автоматическом и ручном режимах.

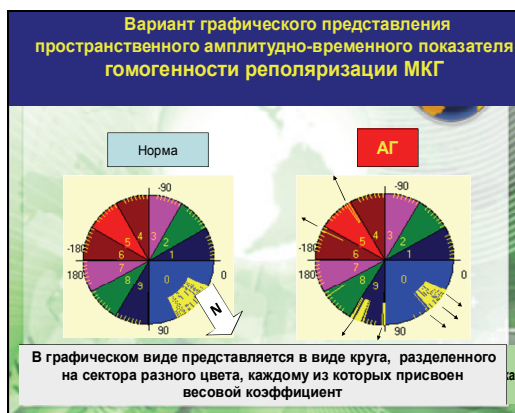
Программное обеспечение для анализа МКГ-сигнала и его источников включало программы [12; 13]: исследования усредненных кардиоциклов, гомогенности процесса реполяризации предсердий, решения обратной задачи магнито-статистики для дипольной модели источника кардиомагнитного сигнала, решения обратной задачи магнито-статистики для источника поля в виде плоской системы токов, распределенной в плоскости (или N плоскостях), параллельной плоскости измерений, оценивали распределение векторов плотности тока в миокарде [14—16].

При исследовании усредненных кардиоциклов использовали показатель синхронности и корреляций (ПСК) МКГ, который характеризует синхронность и корреляцию МКГ во всех 36 точках плоскости измерений МКГ на протяжении P-зуб-

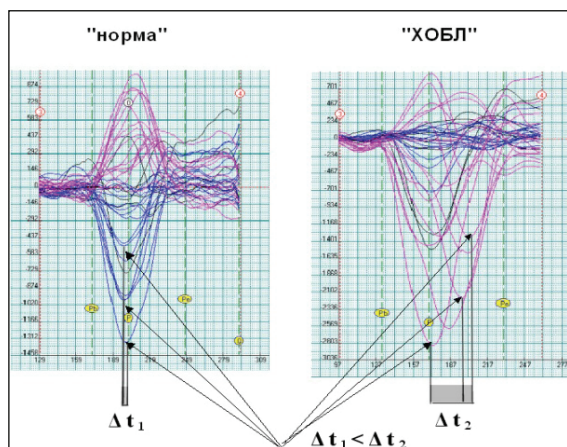
ца. С помощью блока программ выполнялись исследования гомогенности процесса реполяризации предсердий на интервале Р-зубца. При анализе последовательности карт магнитного поля в интервале Р-зубца определялся угол θ между перпендикуляром (лучом) к отрезку, соединяющему точки M^+ и M^- , и осью координат Ox для каждого момента времени интервала исследований. Поскольку направление этого перпендикуляра совпадает с направлением вектора плотности токов, данная характеристика обозначалась, как **показатель направления токов (ПНТ)** гомогенности реполяризации предсердий. Для оценки стабильности деполяризации оценивали коэффициент корреляции между картами. Выделяли большое количество числовых параметров карты, и затем определяли решающее правило с помощью методов мультивариантной статистики [17]. На рис. 1 показаны примеры графического представления магнитометрической информации на экране компьютера и связанные с этой информацией алгоритмы получения числовых данных для анализа МКГ.



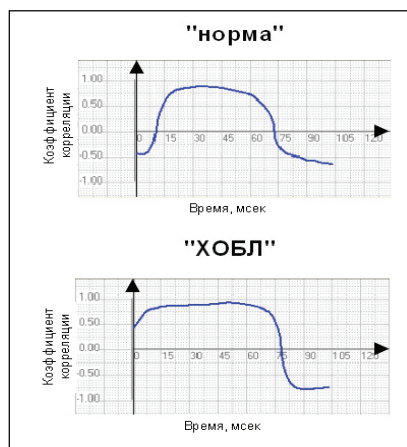
A



B



C



D

Рис. 1. А и В — круговая диаграмма изменения моментных векторов максимальной плотности тока. Распределение в нулевом секторе идентифицируется в ЭКГ, как сектор «нормы», в который проецируется средний Р-вектор. С — графики совмещенных фрагментов МКГ в 36 точках измерения соответствующие Р-волне. Большая синхронность временных зависимостей соответствует «норме». D — графическая зависимость коэффициента корреляции между каждой картой магнитного поля зубца «Р» по отношению к карте поля, соответствующей моменту времени максимума волны «Р».

Проведенная нами первичная классификация результатов показателей МКГ на интервале Р-зубца показала информационную значимость выбранных параметров для характеристики распределения **магнитного поля** у пациентов с поражением миокарда и у здоровых лиц.

На протяжении Р-зубца выполнялся анализ **и других параметров**:

— отношение значений поля, соответствующих на карте главным положительному и отрицательному экстремумам поля — $(M^+)/(M^-)$;

— моменты времени регистрации экстремумов (M^+) и (M^-) от начала Р-зубца на временной шкале;

— разность по времени между моментами регистрации экстремумов поля (M^+) и (M^-);

— момент времени перехода графической зависимости коэффициента корреляции через «0» на временной шкале;

— средние значения угла θ во фронтальной плоскости в 3-х выделенных временных фрагментах МКГ Р-зубца (до 30 мс, от 30 до 60 мс и свыше 70 мс).

Синхронно с МКГ регистрировали и анализировали показатели дисперсионного картирования. Прибор «Кардиовизор» работает от 4-х электродов, накладываемых по классической схеме регистрации 3-х стандартных отведений от конечностей. Основным назначением прибора «Кардиовизор» является анализ случайных низкоамплитудных колебаний электрокардиосигнала от цикла к циклу — дисперсионное картирование ЭКГ (ДК ЭКГ) с последующим расчетом и трехмерной визуализацией электромагнитного излучения миокарда по параметрам этой амплитудной дисперсии стандартного ЭКГ-сигнала от конечностей. Дисперсионные характеристики в программе «КардиоВизор» рассчитываются по 9 группам отклонений. Суммарная величина этой площади ($\text{мкВ} \times \text{мс}$) по всем группам дисперсионных отклонений, т.е. фактически выраженность этих отклонений, оценивается интегральным индикатором, который получил наименование индекс микроальтернаций «Миокард» (ИММ в %). Показатели деполяризации правого и левого предсердия, т.е. (G1 и G2), G7-показатель нарушения внутрижелудочкового проведения (несинхронность деполяризации) и G9 — показатель симметрии деполяризации в начальной части комплекса QRS.

При статистическом анализе использовался пакет прикладных программ STATISTICA 6.0 (StatSoft) и NCSS2000-PASS2000. Для оценки достоверности межгрупповых различий применялся двусторонний критерий Манна—Уитни. Показатели чувствительности и специфичности критериев рассчитывались стандартным способом [Флетчер и др., 1998]. Для решения задачи классификации использовали линейный пошаговый дискриминантный анализ.

Полученные результаты. Направление перемещения моментных векторов максимальной плотности тока во времени на всем предсердном интервале было направлено против часовой стрелки. На восходящем участке зубца Р в суммарной плотности тока предсердий преобладала компонента тока правого предсердия — перемещение вектора в левом верхнем квадранте. На нисходящем участке зубца Р в суммарном токе миокарда предсердий преобладала компонента тока левого предсердия, в виде перемещения вектора максимальной плотности тока в правом верхнем квадранте.

Дипольное распределение магнитокардиосигнала Р-зубца в текущие моменты времени на предсердном интервале характеризовалось наличием только двух основных экстремумов на карте — положительного M^+ и отрицательного M^- . При этом угол отклонений текущих моментных векторов максимальной плотности суммарного тока изменялся в диапазоне от 0° до $+90^\circ$. На круговой диаграмме моментные вектора плотности тока распределяются в нулевом секторе, идентифицируемом в ЭКГ как сектор «нормы», в который проецируется средний Р-вектор (см. рис. 1).

В первой серии исследований проведен анализ показателей МКГ на интервале Р-зубца с применением новых подходов и дополнительных программных средств по сравнению с ранее используемыми при выполнении дыхательных проб Штанге (измеряется максимальное время задержки дыхания после субмаксимального вдоха) и Вальсальвы (проба с натуживанием) [13]. Во всех случаях в процессе проведения проб Штанге и Вальсальвы у здоровых испытуемых отмечалась тенденция к уменьшению глубины залегания источника кардиосигнала в миокарде по координате Z по отношению к фоновому.

При дыхательных пробах отмечалось увеличение неоднородности распределения изолиний магнитного поля на картах магнитного поля в области проекции правого предсердия (ПП) и суммарного плоского тока во фронтальной плоскости. Отмечено **смещение области максимальной плотности токов в направлении угла правого нижнего квадранта** карты распределения плоских двумерных токов. Это было связано, вероятно, с повышением давления в ПП, его растяжением и увеличением гемодинамической нагрузки с преобладанием **компонент тока правых отделов** в суммарном токе предсердий.

Как показал анализ полученных карт магнитного поля и характеристик положительного и (M^+) и отрицательного (M^-) экстремумов магнитного поля на протяжении зубца Р-зубца, основным трендом при проведении **пробы Штанге явилось увеличение абсолютных значений** соотношения ($M^+)/(M^-)$ (с $1,11 \pm 0,92$ до $1,41 \pm 0,12$) даже в период восстановления (табл. 1).

Таблица 1

Показатели МКГ на этапах обследования при выполнении функциональных проб Штанге, тензорной и Вальсальвы

Показатель	Функциональные пробы							
	Исход	Штанге	Восстановление	Фон	Тензорная	Восстановление	Вальсальвы	Восстановление
$(M^+)/(M^-)$	$1,11 \pm 0,07$	$1,20 \pm 0,08$	$1,41 \pm 0,06^*$	$1,03 \pm 0,10$	$0,85 \pm 0,06$	$0,91 \pm 0,05$	$0,66 \pm 0,05$	$1,33 \pm 0,07^*$

Примечание: * — различия между двумя этапами в исследуемых группах достоверны, различия между двумя пробами на этапе обследования, $p < 0,05$.

Обращает на себя внимание, что при проведении пробы Вальсальвы к восстановительному периоду пробы значения соотношения ($M^+)/(M^-)$ повысились на 35%, в то время как при тензорной пробе значительных колебаний этого показателя не выявлено. Сходные изменения выявлены и при пробе Вальсальвы в восстановительном периоде — повышение ($M^+)/(M^-)$ до $1,33 \pm 0,07$. Максимальные

значения направления угла отклонений ($0,63 \pm 0,06$) отмечены при проведении пробы Штанге (см. табл. 1).

Так как в магнитном поле положительные значения указывают магнитный поток к груди, увеличение значений Максимум (M^+) может отражать как позиционные перемещения и особенности трансмуральных взаимовлияний правых и левых отделов предсердий, так и истинные изменения амплитудных и временных параметров тока по различным причинам. Соответственно, интерпретация изменений значений экстремума (M^+) и (M^-) опирается только на изменение отношения (M^+ / M^-).

Кроме того, следует отметить, что, по нашим данным, при оценке корреляции Р-зубца МКГ график отрицательного экстремума (M^-) проходил выше положительного экстремума (M^+), в то время как при исследовании корреляций QRS-T значения (M^+) были, как правило, выше.

Во второй серии исследований оценены показатели Р-зубца в группах больных ХОБЛ и ПМА (табл. 2). Как видно из представленных данных, отношение амплитуд показателей (M^+ / M^-), в группах ХОБЛ ($0,53 \pm 0,10$) и ПМА ($0,69 \pm 0,06$) **значительно ниже** ($P < 0,05$), а градиент амплитуды достоверно выше по сравнению с данными контрольной группы. Обращает на себя внимание значительная задержка времени регистрации экстремума (M^+) от начала Р-зубца в группе с ХОБЛ ($50,5 \pm 3,6$ мс) и ПМА ($48,2 \pm 4,6$) относительно экстремума (M^-) и в группах с ПМА и ХОБЛ. О наличии задержки проведения свидетельствует и нарастание значений перехода через ноль коэффициентов корреляции. Сама точка «0» отражает, вероятно, завершение деполяризации правого предсердия и начало доминирования токов левого предсердия.

Таблица 2

Характеристика экстремумов (M^+) и (M^-) магнитного поля на интервале Р-зубца в группах больных ХОБЛ и ПМА

Анализируемые показатели	Здоровые ($n = 19$)		Больные ХОБЛ ($n = 55$)		Больные с ПМА ($n = 30$)	
	Положительный экстремум (M^+)	Отрицательный экстремум (M^-)	Положительный экстремум (M^+)	Отрицательный экстремум (M^-)	Положительный экстремум (M^+)	Отрицательный экстремум (M^-)
Амплитуда экстремумов (M^+) и (M^-) у.е.	$1\ 249,6 \pm \pm 90,5$	$1\ 437,6 \pm \pm 88,6$	$1\ 138,6 \pm \pm 86,5^*$	$2\ 133,6 \pm \pm 88,5^*, **$	$1\ 405,6 \pm \pm 80,5^*$	$2\ 030,6 \pm \pm 79,5^*, **$
Отношение амплитуд (M^+ / M^-)	$0,87 \pm 0,11$		$0,53 \pm 0,10^*$		$0,69 \pm 0,06^*$	
Градиент амплитуды показат. (M^+) и (M^-) у.е.	$188,6 \pm 13,6$		$995,6 \pm 68,6^*, **$		$625,6 \pm 60,1^*, **$	
Время регистрации экстремумов от начала Р-зубца, мс	$42,6 \pm \pm 2,9$	$37,5 \pm \pm 2,0$	$50,5 \pm \pm 2,6$	$38,6 \pm \pm 2,3^{**}$	$48,2 \pm \pm 3,6$	$34,0 \pm \pm 3,5^{**}$
Дельта между временем регистрации (M^+) и (M^-), мс	$5,1 \pm 0,6$		$11,9 \pm 0,9^*$		$14,2 \pm 1,0^*$	
Время перехода коэфф. корреляции через «0», мс	$61,9 \pm 3,1$		$62,7 \pm 4,0$		$68,3 \pm 3,0$	

Примечание: Положительный экстремум (M^+) и отрицательный (M^-), * — достоверность различий по сравнению с данными контрольной группы; ** — то же по сравнению между (M^+) и (M^-).

В группе с ХОБЛ у 32 больных проведена проба с беродуалом или симбикортом (табл. 3). Показатели МГК до и после ингаляции представлены в табл. 3. Из приведенных данных видно, что после значения отношения $(M^+)/(M^-)$ возросло до $1,54 \pm 0,05$ и оставалось высоким в точке «Исход-2» ($1,46 \pm 0,08$).

Таблица 3

Показатели МКГ на этапах обследования у больных ХОБЛ при проведении пробы с беродуалом или симбикортом (n = 32)

Показатель	Этапы		
	Исход-1	Ингаляция	Исход-2
Отношение $(M^+)/(M^-)$	$0,92 \pm 0,06$	$1,54 \pm 0,05^*$	$1,46 \pm 0,08$

Примечание: * — различия между двумя этапами в исследуемых группах достоверны, ^ — различия между двумя группами на этапе обследования, $p < 0,05$.

В таблице 4 приведены данные о средних значениях угла альфа во фронтальной плоскости в трех анализируемых временных фрагментах Р-зубца (до 30 мс, от 30 до 70 мс и свыше 70 мс). Из данных таблицы видно, что максимальные различия в обследованных группах ХОБЛ и ПМА выявлены при угле отклонений как в диапазоне от 0 до -180° , так и от 0 до $+180^\circ$. В интервале свыше 70 мс различия отмечены как в группе с ХОБЛ, так и ПМА.

Таблица 4

Средние значения угла θ во фронтальной плоскости в трех анализируемых временных фрагментах Р-зубца

Показатель/ время анализа	ЗДОРОВЫЕ (n = 45 измерений)		
	Показатели значений угла альфа в выделенных для анализа интервалах Р-зубца		
	до 30 мс	30—70 мс	свыше 70 мс
При угле отклонений от 0 до $+180^\circ$, град.	$+42,0 \pm 4,2$ (n = 44, 97%)	$+46,1 \pm 3,3$ (n = 40, 89%)	$+105,2 \pm 5,2$ (n = 12, 27%)
При угле отклонений от 0 до -180° , град.	$-30,3 \pm 3,3$ (n = 1, 2%)	$-60,5 \pm 5,2$ (n = 5, 11%)	$-127,6 \pm 7,0$ (n = 33, 73%)
Итого	n = 45	n = 45	n = 45
	ХОБЛ (n = 55)		
При угле отклонений от 0 до $+180^\circ$, град.	$+57,7 \pm 3,3^*$ (n = 44, 80%)	$+51,4 \pm 4,2$ (n = 38, 69%)	$+89,7 \pm 5,5$ (n = 14, 25%)
При угле отклонений от 0 до -180° , град.	$-87,7 \pm 6,2^*$ (n = 11, 20%)	$-38,3 \pm 3,8$ (n = 17, 31%)	$-107,5 \pm 7,6$ (n = 41, 75%)
Итого	55	55	55
	ПМА (n = 30)		
При угле отклонений от 0 до $+180^\circ$, град.	$+50,7 \pm 3,3^*$ (n = 21, 70%)	$+49,4 \pm 3,1$ (n = 12, 40%)	$+100,3 \pm 5,5$ (n = 4, 13%)
При угле отклонений от 0 до -180° , град.	$-87,2 \pm 4,4^*$ (n = 9, 30%)	$-60,3 \pm 3,9^*$ (n = 18, 60%)	$-108,8 \pm 6,0$ (n = 26, 87%)
Итого	30	30	30

Примечание: * — различия между двумя исследуемыми временными интервалами достоверны, ^ — различия между двумя группами (ПМА и ХОБЛ) на этапе обследования, $p < 0,05$.

В табл. 5 приведены показатели «Миокард» и деполяризации правого и левого предсердия, т.е. G1 и G2, G7 — показатель нарушения внутрижелудочкового проведения (несинхронность деполяризации) и G9 — показатель симметрии деполяризации в начальной части комплекса QRS. Обращает на себя внимание, что в группе ХОБЛ максимальные отклонения выявлены в характеристиках желудочков, а в группе с ПМА — в данных предсердного ремоделирования.

Таблица 5

Показатели дисперсионных характеристик по группам отклонений G1—G2 и G7—G9

Группа/ показатель	Показатели комплекса дисперсионного картирования					
	ИММ	Ритм, %	G1	G2	G7	G9
Контроль (n = 23)	14,3 ± ± 0,4	32,0 ± ± 2,2	6,0 ± ± 0,5	5,0 ± ± 0,5	4,0 ± ± 0,4	8,2 ± ± 0,9
ХОБЛ (n = 21)	20,5 ± ± 0,5*	39,8 ± ± 2,2*	7,9 ± ± 0,6	5,2 ± ± 0,4	10,7 ± ± 0,5*	13,8 ± ± 0,6*
ПМА (n = 19)	18,3 ± ± 0,6	49,9 ± ± 3,1*	10,9 ± ± 0,7*	5,9 ± ± 0,4	6,6 ± ± 0,5*	9,3 ± ± 0,5

* $p < 0,05$ — достоверность различий сравнению с контрольной группой.

Таким образом, как подчеркивалось ранее, несмотря на продолжающиеся исследования, субстрат суправентрикулярных аритмий остается часто не совсем понятным и имеется много неразрешенных вопросов. Анализ МКГ у больных ХОБЛ и ПМА показал, что в этих группах **имеются сходные нарушения МКГ** в виде увеличения времени внутри- и межпредсердного проведения, которые могут быть факторами индуцирования и поддержания фибрилляции предсердий. Для больных был характерен более «мозаичный» тип распределения магнитного поля, что предполагает целесообразность разработки «морфологического фенотипирования» P-зубца магнитокардиоцикла.

Изменения электрофизиологического статуса миокарда предсердий у пациентов с ПМА на синусовом ритме достоверно более выражены, чем у пациентов с ХОБЛ. Применение МКГ показало высокую чувствительность к минимальным функциональным изменениям в работе предсердий.

Методика МКГ может использоваться для определения как позитивного, так и негативного влияния на миокард предсердий. Одним из путей расширения клинического использования МКГ является усовершенствование методов анализа магнитокардиографических карт и выявление типичной реакции изменений токов. Кроме того, важно адекватное представление результатов и формирование предварительного заключения в медицинских терминах и формулировках, доступных электрофизиологической интерпретации [было: 16; 17].

Потенциал метода магнитокардиографии далеко не исчерпан. Необходимы дальнейшие усовершенствования как технических, так и клинических аспектов технологии МКГ [14—17].

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 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] Jurkko R., Mäntynen V., Tapanainen J.M. et al. Non-invasive detection of conduction pathways to left atrium using magnetocardiography: validation by intra-cardiac electroanatomic mapping // *Eurpace* (2009) 11, 169—177.
- [8] Сосницкий В.Н., Стаднюк Л.А., Сосницкая Т.В. Магнитокардиография: новый взгляд на старые идеи // *Серце і судини.* 2004. № 4. С. 73—78.
- [9] Бокерия О.Л., Кислицина О.Н., Темирбулатова А.Ш. Возможности магнитокардиографии в диагностике ишемической болезни сердца и нарушений ритма // *Анналы аритмологии.* 2009. № 2. С. 46—62.
- [10] 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.
- [11] 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.
- [12] 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. N 10.
- [13] Primin M., Nedayvoda I. Mathematical model and measurement algorithms for a dipole source location // *Int. J. Applied Elektromagn. In. Mechanics.* 1997. N 8. P. 119—131.
- [14] Primin M., Nedayvoda I. Inverse problem solution algorithms in magnetocardiography: new analytical approach and some results // *International Journal of Applied Electromagnetics and Mechanics.* 2009. Vol. 29. N 2. P. 65—81.
- [15] Tabachnik B.G., Fidell L.S. Using multivariate statistics. Harper Collins College Publishers. 1996.
- [16] Полякова И.П. Магнитокардиография: историческая справка, современное состояние и перспективы клинического применения // *Креативная кардиология.* 2011. № 2. С. 103—133.

MAGNETOCARDIOGRAPHY IN THE DIAGNOSIS OF LESIONS FIBRILLATION IN PATIENTS WITH COPD AND ACA

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, Bld. 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

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

The Glushkov's Institute of Cybernetics of NAS, Kyiv, Ukraine, 03680

S.Yu. Kuznetsova, V.N. Gunaeva

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

Paper is devoted to the study of MCG in the diagnosis of lesions of the Atria. Studied indicators in the group of healthy individuals ($n = 19$) using functional tests (Shlange, Valsalva and tensor), the 2nd group of patients ($n = 55$) — with chronic obstructive pulmonary disease (COPD) at the age of 54 ± 8 yrs (32 of them with berodual or symbicort test) and the 3rd group — with ACA on the background of coronary artery disease and hypertension at the age of 58 ± 6 yrs ($n = 30$) time Analysis of intra- and interatrial conduction with ACA and COPD showed similar violations of MCG in these groups, which can be induction and maintenance factors of atrial fibrillation. MCG method can be used to assess the electrophysiological status of the myocardium of the Atria.

Key words: Magnetocardiography, P-wave, chronic obstructive pulmonary disease, paroxysmal of atrial fibrillation.

REFERENCES

- [1] Haissaguerre M., Jais P., Shah DC., 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] Ushakov I.B., Bukhtiyarov I.V., Vasnev A.V. et al. Computer Magnetocardiography in the assessment of myocardial reserve. *Medical Academic Journal.* 2007. N 1. P. 102—111.
- [6] Bukhtiyarov I.V., Vasnev A.V., Maslennikov Yu.V., Kondratuk L.L. Magnetocardiographic signs of functional hemodynamic overload of the right atrium. *Aerospace and Environmental Medicine.* 2006. Vol. 40. N 2. P. 13—18.
- [7] Jurkko R., Mäntynen V., Tapanainen J.M. et al. Non-invasive detection of conduction pathways to left atrium using magnetocardiography: validation by intra-cardiac electroanatomic mapping. *Europace* (2009) 11, 169—177.
- [8] Sosnitsky V.N., Stadnyuk L.A., Sosnitskaia T.V. Magnetocardiography: a new look at old ideas. *Heart and Vessels.* 2004. N 4. P. 73—78.
- [9] Bokeriya O.L., Kislitsina O.N., Temirbulatova A.Sh. Magnetocardiography possibilities in the diagnosis of coronary artery disease and arrhythmias. *Annals arrhythmology.* 2009. N 2. P. 46—62.
- [10] 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. N 3. P. 497—500.
- [11] 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.
- [12] 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 Communic. Technology and Electronics.* 2010. Vol. 55. № 10.
- [13] Primin M., Nedayvoda I. Mathematical model and measurement algorithms for a dipole source location. *Int. J. Applied Elektromagn. In. Mechanics.* 1997. N 8. P. 119—131.
- [14] Primin M., Nedayvoda I. Inverse problem solution algorithms in magnetocardiography: new analytical approach and some results. *International Journal of Applied Electromagnetics and Mechanics.* 2009. Vol. 29. N 2. P. 65—81.
- [15] Tabachnik B.G., Fidell L.S. *Using multivariate statistics.* Harper Collins College Publishers. 1996.
- [16] Polyakov I.P. Magnetocardiography: history, current status and prospects of clinical application. *Creative cardiology.* 2011. N 2. P. 103—133.