

- heart failure / N. S. Reshia, N. S. Dhalla // Heart Fail. Rev. — 2010. — Vol. 1. — P. 85–101.
31. *Rivera, M.* Plasma concentration of big-endothelin-1 and its relation with plasma NT-proBNP and ventricular function in heart failure patients / M. Rivera, R. Cortes, M. Portoles et al. // Rev. Esp. Cardiol. — 2005. — Vol. 158. — P. 241–243.
 32. *Rosello-Lleti, E.* Prognostic value of big endothelin-1 prognostic value in patients with heart failure and moderately symptomatic functional class / E. Rossero-Lliti, M. Rivera, V. Miro et al. // Med. Clin. (Barc.). — 2009. — Vol. 133, № 5. — P. 173–176.
 33. *Sakai, S.* Endogenous endothelin-1 participates in the maintenance of cardiac function in rats with congestive heart failure: marked increase in endothelin-1 production in the failing heart / S. Sakai, T. Miyauchi, T. Sakurai et al. // Circulation. — 1996. — Vol. 93. — P. 1214–1222.
 34. *Shar, R.* Endothelins in health and disease / R. Shar // Eur. J. Inter. Med. — 2007. — Vol. 18. — P. 272–282.
 35. *Vadapalli, Sh.* Endothelin-1 and endothelial nitric oxide polymorphisms in idiopathic pulmonary arterial hypertension / Sh. Vadapalli, H. S Rani, B. K. S. Sastry // Int. J. Mol. Epidemiol. Genet. — 2010. — Vol. 1, № 3. — P. 208–213.
 36. *Slatineanu, L.* Correlation between plasma level of endothelin-1 and heart remodeling in dilated cardiomyopathy / L. Slatineanu, V. Aursulesci, A. Pertis et al. // Rev. Med. Chir. Soc. Med. Nat. Iasi. — 2007. — Vol. 111. — P. 345–351.
 37. *Spinarova, L.* Big endothelin in chronic heart failure: marker of disease severity or genetic determination? / L. Spinarova, J. Spinar, A. Vasku et al. // Int. J. Cardiol. — 2004. — Vol. 93. — P. 63–68.
 38. *Thompson, L.* Plasma neurohormone levels correlate with left ventricular functional and morphological improvement in LVAD patients / L. Thompson, C. Skrabal, M. Loebe et al. // J. Surg. Res. — 2005. — Vol. 123. — P. 25–32.
 39. *Van Beneden, R.* Superiority of big-endothelin and endothelin-1 over natriuretic peptides in predicting survival in severe congestive heart failure: a 7-year follow-up study / R. Van Beneden, O. Gurne, P. Selvais et al. // J. Card. Fail. — 2004. — Vol. 10. — P. 490–495.
 40. *Van Guilder, G. P.* Endothelin-1 vasoconstrictor tone increases with age in healthy men but can be reduced by regular aerobic exercise / G. P. Van Guilder, C. M. Westby, J. J. Greiner et al. // Hypertension. — 2007. — Vol. 50. — P. 292–293.
 41. *Vidal, B.* Prognostic value of cytokines and neurohormones in severe heart failure / B. Vidal, E. Roig, F. Perez-Villa et al. // Rev. Esp. Cardiol. — 2002. — Vol. 55. — P. 481–486.
 42. *Wie, C. M.* Endothelin in human congestive heart failure / C. M. Wei, A. Lerman, R. J. Rodeheffer et al. // Circulation. — 1994. — Vol. 89. — P. 1580–1586.
 43. *Willey, K. E.* Nitric oxide-medulation of the endothelin-1 signaling pathway in the human cardiovascular system / K. E. Willey, A. P. Davenport // Br. J. Pharmacol. — 2001. — Vol. 132. — P. 213–220.
 44. *Yanagisawa, M.* A novel potent vasoconstrictor peptide produced by vascular endothelial cells / M. Yanagisawa, H. Kurihara, S. Kimura et al. // Nature. — 1988. — Vol. 332. — P. 411–415.

Поступила 26.12.2011

© И. П. ПОЛЯКОВА, 2011

УДК 616.12-073.96:621.317.4(091)

Магнитокардиография: историческая справка, современное состояние и перспективы клинического применения

*И. П. Полякова**

Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А. Н. Бакулева
(директор — академик РАН и РАМН Л. А. Бокерия) РАМН, Москва

Одним из самых известных методов инструментальной диагностики в кардиологии является электрокардиография — регистрация и исследование электрической активности сердца, в которой отража-

ются нарушения нормального режима функционирования миокарда.

Прямым результатом электрокардиографии является получение электрокардиограммы (ЭКГ) — графического пред-

* E-mail: irina_pp@inbox.ru

ставления разности потенциалов, возникающих на поверхности тела в результате работы сердца. ЭКГ отражает электрофизиологические процессы в сердце: при строго последовательном распространении возбуждения по миокарду на разных этапах этого процесса вовлеченными в состояние возбуждения оказываются различные, но определенные по локализации участки сердца и разные по величине мышечные массы, электрическое поле является динамическим, суммарная электродвижущая сила последовательно и закономерно изменяется по величине и направлению, то есть визуализация электрического поля сердца позволяет «увидеть» динамику электрофизиологических процессов и выявить нарушения в его работе.

Наличие на поверхности тела человека точек, отличающихся величиной и знаком потенциала, позволяет зарегистрировать между ними разность потенциалов. В электрокардиографии с этой целью используют наложение электродов на различные участки тела по общепринятой системе, что позволяет унифицировать метод и добиться его наибольшей информативности. Однако каждое конкретное отведение регистрирует особенности электрофизиологического процесса (де- и реполяризации) в определенных отделах сердца, при этом ЭКГ отображает только те вектора электрического поля, которые направлены в сторону электрода отведения, но не отображают перпендикулярно направленные (на ЭКГ – изолиния). Таким образом, возникают невидимые, или «немые», зоны – это участки (отделы, сегменты) сердечной мышцы, состояние которых не отражается (или отражается недостаточно полно) в системе общепринятых отведений или при локализации в них патологического процесса изменения на ЭКГ могут трактоваться неоднозначно [5, 12].

Для поиска и регистрации патологических феноменов в «немых» участках миокарда, для уточнения картины всего кар-

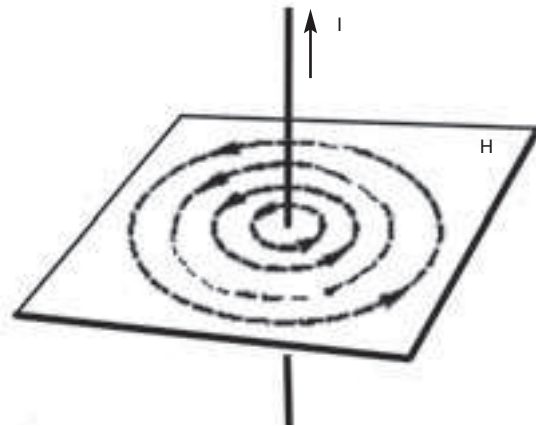


Рис. 1. Магнитное поле прямолинейного тока

диального электрофизиологического процесса или его стадий, применяют дополнительные отведения, не входящие в общепринятую систему, используют регистрацию ЭКГ со всей поверхности грудной клетки (поверхностное ЭКГ-картирование), обращаются к другому проявлению кардиального электрофизиологического процесса – магнитокардиографии.

Известно, что движущиеся электрические заряды и изменяющееся электрическое поле формируют перпендикулярно ему направленное магнитное поле (МП) (рис. 1). И чем интенсивнее будет движение электрических зарядов, тем сильнее и плотнее будут магнитные поля. Трансмембранные ионные токи наряду с индукцией электрических потенциалов, регистрируемых методом ЭКГ, также генерируют биомагнитные сигналы. МП сердца может быть измерено при помощи метода магнитной кардиографии, или магнитокардиографии (МКГ). На рисунке 2, а представлены комплексы МКГ, зарегистрированные в 36 точках на грудной клетке человека. Если ЭКГ отображает те вектора электрического поля, которые направлены в сторону электрода отведения, то МКГ отображает электрические процессы в перпендикулярной плоскости. Таким образом, ЭКГ и МКГ отображают один и тот же процесс, только в разных плоскостях («с разных сторон») (рис. 2, б).

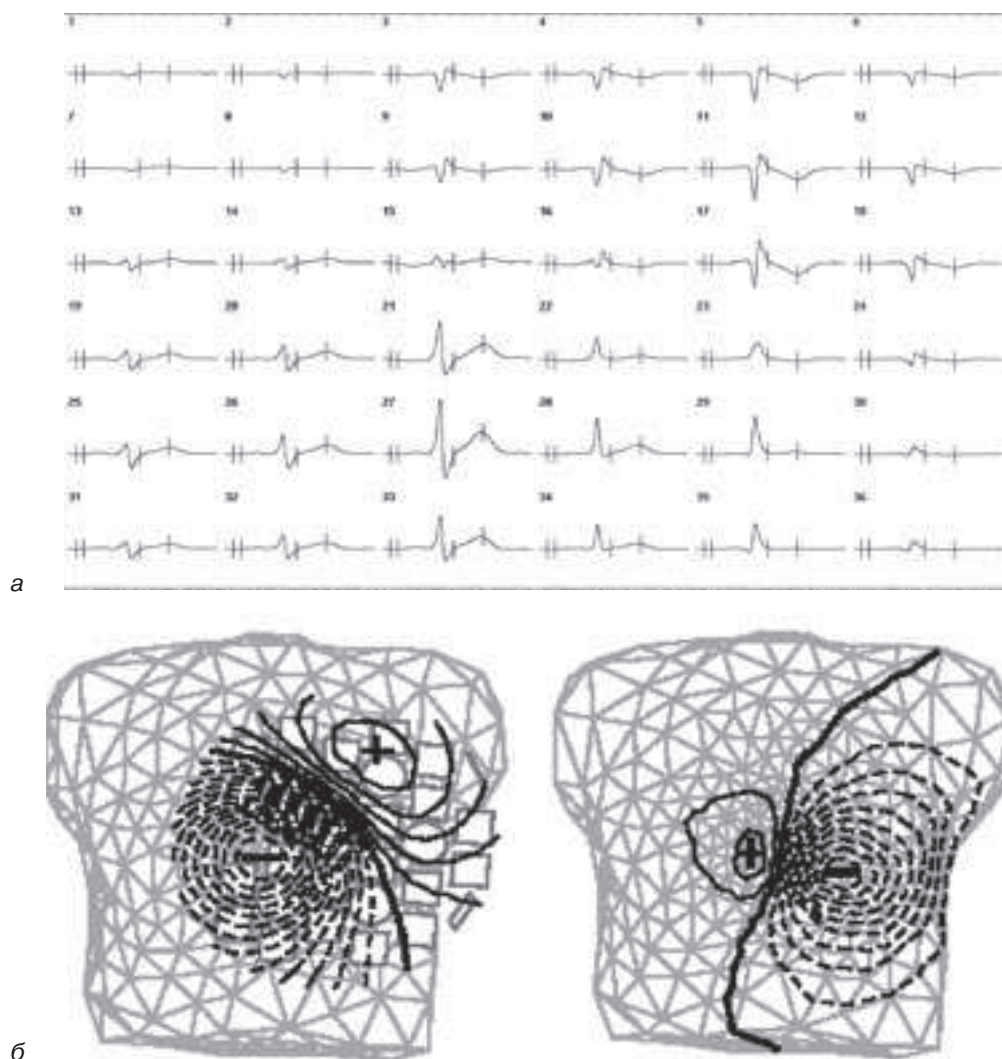


Рис. 2. Примеры, иллюстрирующие взаимодополняющий характер магнито- и электрокардиографических данных:

a – усредненные комплексы МКГ, зарегистрированные в 36 точках на грудной клетке человека; *б* – распределение электрического и магнитного полей на поверхности грудной клетки – изопотенциальные карты, в прекардиальной области у здорового добровольца в момент J+60: магнитное поле (справа) и электрическое поле (слева). Шаг между двумя соседними изопотенциальными линиями – $0,5 \times 10^{-12}$ Тл и 50 мкВ соответственно. Сплошные линии указывают на положительные поля или потенциалы, пунктирные – на отрицательные. В магнитном поле положительные значения указывают магнитный поток к груди

Биомагнетизм

Термин «биомагнетизм» встречается на страницах серьезных научных журналов достаточно часто, он объединяет проблемы, связанные с регистрацией и анализом МП, порождаемых переменными биотоками.

Жизнедеятельность любого организма сопровождается протеканием внутри него очень слабых электрических токов – био-

токов (они возникают как следствие электрической активности клеток, главным образом мышечных и нервных).

Биотоки порождают магнитное поле с индукцией 10^{-14} – 10^{-11} Тл (тесла (Тл) – единица измерения индукции магнитного поля), выходящее и за пределы организма. Это поле называют биомагнитным. Измерение биомагнитного поля и получение

Характеристики биоэлектрических и биомагнитных явлений (Katila T. E., 1981)

Биоэлектрические явления	Амплитуда, мкВ	Биомагнитные явления	Амплитуда, пТл	Частотная полоса
Электрокардиограмма (A. D. Waller, 1887)	1000	Магнитокардиограмма (G. M. Baule, R. McFee, 1963)	50	0,5–100
ЭКГ плода (M. Cremer, 1906)	5–50	МКГ плода (V. Kariniemi et al., 1974)	1–10	0,5–100
Электроэнцефалограмма (H. Berger, 1924)	50	Магнитоэнцефалограмма (D. Cohen, 1968)	1	0,5–30

на этой основе информации о генерирующих его биотоках составляют метод и предмет возникшего в 70-х годах XX в. направления исследований, получившего наименование «биомагнетизм», в отличие от магнитобиологии, изучающей воздействие магнитного поля на живые организмы.

Основной ветвью современного биомагнетизма можно считать направление, связанное с регистрацией МП, порождаемых переменными биотоками. Почти все зарегистрированные в этом направлении биомагнитные феномены имеют аналоги в биоэлектрических явлениях. Сопоставление биоэлектрических и биомагнитных явлений с оценкой амплитуды и частоты сигнала и с указанием года первой регистрации, а также автора пионерской работы приведено в таблице 1.

Первые МП биологического происхождения были зарегистрированы с помощью компаса в 1832 г. у одного из электрических скатов при его возбуждении. Однако только в 20-х годах XX в. появились сообщения о возможности регистрации МП возбужденного нерва лягушки с помощью индукционного датчика [15]. Другой эффект дало применение того же датчика для регистрации МП сердца; 1963 г., когда была опубликована статья G. M. Baule и R. McFee, можно считать годом рождения современного биомагнетизма [19]. В 1966 г. появились и советские публикации в этой области [10], а в 1967 г. в Воронеже В. М. Проворотов защитил кандидатскую диссертацию под названием «Исследование биоэлектромагнитного поля

сердца и его значение в диагностике лево- и правожелудочковой и тотальной гипертрофии миокарда» [11].

У человека самый сильный сигнал из порождаемых переменными биотоками дает сердце. Первая МКГ была зарегистрирована через 76 лет после регистрации первой ЭКГ (см. табл. 1). В среднем зубец R в МКГ равен 50 пТл, а в ЭКГ – 1000 мкВ. Вследствие важности изучения деятельности сердца человека (особенно больного) число магнитокардиологических работ составляет значительную долю всех современных биомагнитных исследований. Значимость этого направления увеличивается в связи с возможностью регистрации МКГ плода человека, что было впервые осуществлено через 68 лет после первой регистрации ЭКГ плода человека.

Если вначале большинство исследований было посвящено МКГ (кардиомагнетизм), то позже основное внимание стали уделять магнитоэнцефалографии (нейромагнетизм). Первая фоновая магнитоэнцефалограмма (МЭГ) была зарегистрирована через 44 года после первой электроэнцефалограммы (ЭЭГ) (см. табл. 1) [22]. Наиболее интенсивно в настоящее время изучается МЭГ человека, как фоновая, так и вызванная различными стимулами.

При сравнении ЭЭГ и МЭГ следует учитывать, что в отличие от других органов мозг практически целиком окружен костной тканью черепа, а ее электропроводность намного меньше, чем кожи и самого вещества мозга. Кроме того, естественные отверстия черепа усложняют пути

электрического тока, в результате чего картина потенциалов на поверхности головы человека представляет собой сложное наложение пространственных распределений сигналов от довольно удаленных источников внутри мозга. Магнитный же датчик реагирует главным образом на наиболее сильные токи в самой области биоэлектрической активности и, что также очень важно, определенным образом ориентированные относительно регистратора магнитометра. Это делает магнитографические методы предпочтительными, поскольку наибольший исследовательский и диагностический интерес представляет изучение сигналов от конкретного источника внутри мозга — без помех, создаваемых другими видами активности. Но наиболее ярко преимущества магнитной регистрации проявляются при исследованиях откликов мозга на различные воздействия через органы чувств, что отражается в потоке современных работ в области МЭГ.

Основная трудность, с которой сталкивается исследователь биоманнитных полей, — это трудность их регистрации. Биоманнитные поля по интенсивности в миллионы раз меньше магнитного поля Земли, если речь идет о МП сердца (рис. 3). Поэтому магнитокардиографические измерения долгое время были доступны только в очень сложном и дорогом магнитоэкранированном помещении.

В настоящее время развитие физических и компьютерных технологий позволяет по-другому подойти к аппаратному обеспечению регистрации МКГ, что объясняет всплеск интереса к биоманнитным исследованиям. Потенциальным возможностям магнитографии в кардиологии и нейрологии посвящен ряд серьезных обзоров [1, 25, 26, 31, 38, 40, 49]. Однако представления о преимуществах, недостатках и значимости для клинического применения магнитокардиографии как нового диагностического метода неинвазивной электрофизиологии все еще оста-

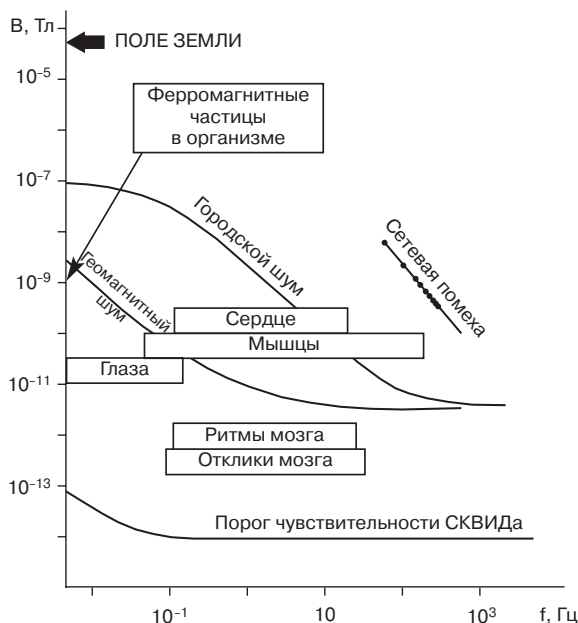


Рис. 3. Место биоманнитных сигналов организма человека в шкале существующих магнитных полей. Показаны также характерные уровни помех и частотные диапазоны сигналов [15]

ются дискуссионными. Рассмотрим современные перспективы клинического применения МКГ и, в первую очередь, устройства, используемые для регистрации МКГ, методы анализа зарегистрированной информации и представления полученных результатов, которые лежат в основе клинического применения метода.

Регистрация и анализ магнитного поля сердца

Устройства для регистрации МП сердца

Первые МКГ и даже первая МЭГ были зарегистрированы индукционными датчиками, которые сегодня практически не используются. В своих первых опытах по регистрации МКГ G. M. Baule и R. McFee [19] получили вполне различимые МКГ, подобные ЭКГ, максимальная величина поля в комплексе *QRS* достигала примерно 50×10^{-12} Тл; напомним, что геомагнитное поле Земли $\sim 10^{-4}$ Тл (см. рис. 3), то есть магнитное поле Земли превышает магнитное поле сердца человека в 10^7 раз,

поэтому уровень шумов был очень большим.

R. Stratbucker и соавт. в качестве датчика МП использовали тороидальную катушку из 17 640 витков, охватывающую изолированное сердце морской свинки. Осуществлялась одновременная запись ЭКГ (по трем каналам) и МКГ. Было исследовано соотношение между магнитной и электрической записью. Эксперименты показали существование МП сердца и его связь с электрической активностью миокарда.

В России (в СССР) эксперименты с регистрацией МКГ у человека в экранированной камере проводили Ю. Д. Сафонов и др., а также другие исследователи [4, 13, 15]. В этих опытах пациента и детектор помещали внутрь экранированной камеры с железными стенами толщиной 1,5 см, которые в 10 раз ослабляли фоновое МП. Эти ранние работы, как и работы других исследовательских групп, были направлены главным образом на доказательство существования заметного МП, связанного с электрической активностью сердца, и возможности его регистрации с помощью стандартных электрических методов. Были разработаны специальные программы для электронно-вычислительных машин для одновременного сравнения информационного содержания ЭКГ и МКГ.

Несмотря на экранирование помещения, первые методы регистрации и анализа обладали относительно низкой чувствительностью. Есть и другой, более доступный способ ослабить влияние внешних шумов. Он основан на том, что в большинстве своем магнитные шумы в окружающем нас пространстве порождаются хаотическими колебаниями (флуктуациями) земного магнитного поля и промышленными электроустановками. Вдали от резких магнитных аномалий и электрических машин магнитное поле хотя и флуктуирует со временем, но пространственно однородно и слабо меняется на расстояниях, сравнимых с размерами

человеческого тела. Собственно же биоманнитные поля быстро ослабевают при удалении от живого организма. Это означает, что внешние поля, хотя и намного более сильные, имеют меньшие градиенты (то есть скорость изменения с удалением от объекта), чем биоманнитные поля. Данный факт послужил толчком к созданию прибора с приемным устройством, которое чувствительно только к градиенту магнитного поля, — в этом случае прибор называют градиометром. Однако часто внешние (шумовые) поля обладают все же заметными градиентами, тогда приходится применять прибор, измеряющий вторую пространственную производную индукции магнитного поля — градиометр второго порядка.

В 70-х годах XX в. появились магнитометры [22], главную часть которых составляли сверхчувствительные датчики-градиометры на основе СКВИД (от английского SQUID — Superconducting Quantum Interference Device) — сверхпроводящие квантовые интерференционные измерители магнитного потока, работа которых основана на макроскопической квантовой интерференции в сверхпроводниках (эффекте Джозефсона). Поскольку сверхпроводящее состояние вещества может существовать только при температурах, близких к абсолютному нулю, датчик помещается в сосуд Дьюара, заполненный жидким гелием. Воспринимающий датчик устанавливается как можно ближе к грудной клетке пациента, но не касается ее. Пациент располагается в горизонтальном положении на спине на немагнитной (обычно деревянной) платформе. В последнее время в печати появилось упоминание об установке, в которой пациенты находятся в положении сидя.

В настоящее время отсутствуют единые стандарты для магнитокардиографического оборудования, и количество воспринимающих каналов в разных магнитокардиографических системах колеблется от 1 до 83. Среди многоканальных наиболее

часто применяются 7- и 37-канальные системы.

Чувствительный элемент системы (датчик) снабжают градиометром второй производной, что делает его датчик практически не чувствительным к однородным полям, создаваемым отдаленными источниками, и позволяет работать в неэкранированном помещении.

Современные датчики обладают большой чувствительностью. Полный шум современной МКГ-системы составляет $10-30 \times 10^{-12}$ Тл/Гц^{1/2}, а для отдельных систем – менее 3×10^{-12} Тл/Гц^{1/2}. Применение специальных фильтров позволяет снижать уровень помехи, и такие датчики позволяют работать с сигналом в 1 пТл [4, 20, 33].

Несмотря на такие технические характеристики датчиков СКВИД-систем большинство магнитометрических систем для улучшения экранировки магнитометров от внешних электромагнитных полей располагают в помещениях, оборудованных магнитными экранами, изготовленными, как правило, из так называемого мю-металла, или пермаллоя, которого на одну комнату нужно несколько тонн. Из листов такого материала толщиной около 1 мм и требуется собрать комнату; с точки зрения экранировки выгодно, чтобы комната имела форму, близкую к шару. Поэтому первая такая комната, построенная под руководством D. Cohen в Массачусетском технологическом институте (США), имела внутренний размер 2,8 м и форму многогранника, близкую к шару. Построенные позже магнитоэкранированные комнаты имели форму куба – для упрощения технологии сборки (рис. 4, а). А технология эта и без того не проста из-за свойства материалов с высокой магнитной проницаемостью типа пермаллоя ухудшать свои магнитные характеристики при деформациях и перегревах. И при сборке, и в процессе эксплуатации комнаты недопустимы удары и нагрузки на листы экрана, которые легко деформируются даже под

собственным весом. Каждая стена комнаты представляет собой «сэндвич» из многих слоев, несущих разнообразные защитные функции (защиты от механических нагрузок, вибраций, температурной нестабильности, появления внутренних токов и т. д.).

Собственно, каждая из магнитоэкранированных комнат высокого качества превращается в крупный научно-исследовательский центр, оснащенный разнообразным дополнительным оборудованием и способный решать любые магнитометрические задачи на СКВИДовском уровне чувствительности.

Часть исследовательских групп работает в обычных неэкранированных помещениях (рис. 4, б). Иногда МКГ-системы помещают в деревянные «домики», некоторые исследовательские группы работают в специально сооружаемых немагнитных домах в сельской местности, то есть в местах с «магнитно-спокойной» обстановкой.

В настоящее время интенсивные биомагнитные исследования ведутся как в магнитоэкранированных комнатах, так и без них, с применением градиометров. В широком спектре биомагнитных явлений есть много задач, допускающих разный уровень ослабления внешних шумов.

Датчики обычно располагают на расстоянии до нескольких сантиметров от поверхности тела при записи МКГ и нескольких миллиметров при регистрации МЭГ. Точки регистрации МКГ над поверхностью грудной клетки образуют собой измерительную решетку.

Еще на конференциях по биомагнетизму в США (1976 г.), в Западном Берлине (1980 г.) и в Италии (1982 г.) были сформулированы правила МКГ-измерений, в которых была предложена 36-позиционная система отведений для стандартизации МКГ-исследований. Она представляет собой 6 равностоящих столбцов и строк. Правый и левый края груди ограничиваются прямыми, соединяющими середины ключиц и реберных дуг. Верхний край



а



б

Рис. 4. Примеры многоканальных МКГ-систем: а – в экранированной комнате в г. Ульм (Германия); б – МКГ 6073М (Россия), в неэкранированном помещении в НЦССХ им. А. Н. Бакулева РАМН

ограничивается линией, соединяющей середины ключиц. Нижний край ограничивается прямой, соединяющей середины реберных дуг. Точки измерений находятся в серединах получающихся прямоугольников и имеют соответствующее обозначение, например, D3 (рис. 5, а).

Как видим, измерительные решетки «привязаны» к анатомическим ориентирам. Однако в некоторых решетках каждая точка устанавливается с учетом анатомического ориентира, в других – в качестве референтного выбирается только один анатомический ориентир, а остальные точки выстраиваются относительно этого ориентира с помощью жесткого шага решетки. К первому типу относятся измерительные решетки, используемые, например, в работе D. Cohen и соавт. (1976 г.), где измерительная решетка построена следующим образом: шесть вертикальных линий проходят параллельно длинной оси тела через точки V3R до V4 и через среднюю расстояния от V4 до V5 [22]. Горизонтальные линии проходят по межреберным промежуткам (от первого до шестого). Точки съема располагаются на пересече-

ниях этих линий. Ко второму типу относятся решетки, используемые в большинстве современных работ. В них используются «жесткий» шаг решетки 25×25 мм, а референтной точкой является мечевидный отросток. Широко используются также решетки с шагом 40×40 мм, референтной точкой для которых является яремная вырезка. В работе D. Cohen и соавт. (1976 г.) кроме передней измерительной решетки используется и задняя, «привязанная» к отростку XI грудного позвонка [22]. Упоминается также решетка, расположенная в леволатеральной позиции между передней и задней левыми аксилярными линиями и третьим и шестым межреберными промежутками. Она используется для регистрации переднезаднего компонента электродвижущей силы сердца.

Используя описываемую систему отведений, большинство исследователей измеряют компоненту МП, перпендикулярную торсу (V_z). Это обосновывается тем, что указанная компонента в меньшей степени зависит от внутренних неоднородностей тела, чем компоненты, тангенциальные к поверхности тела.

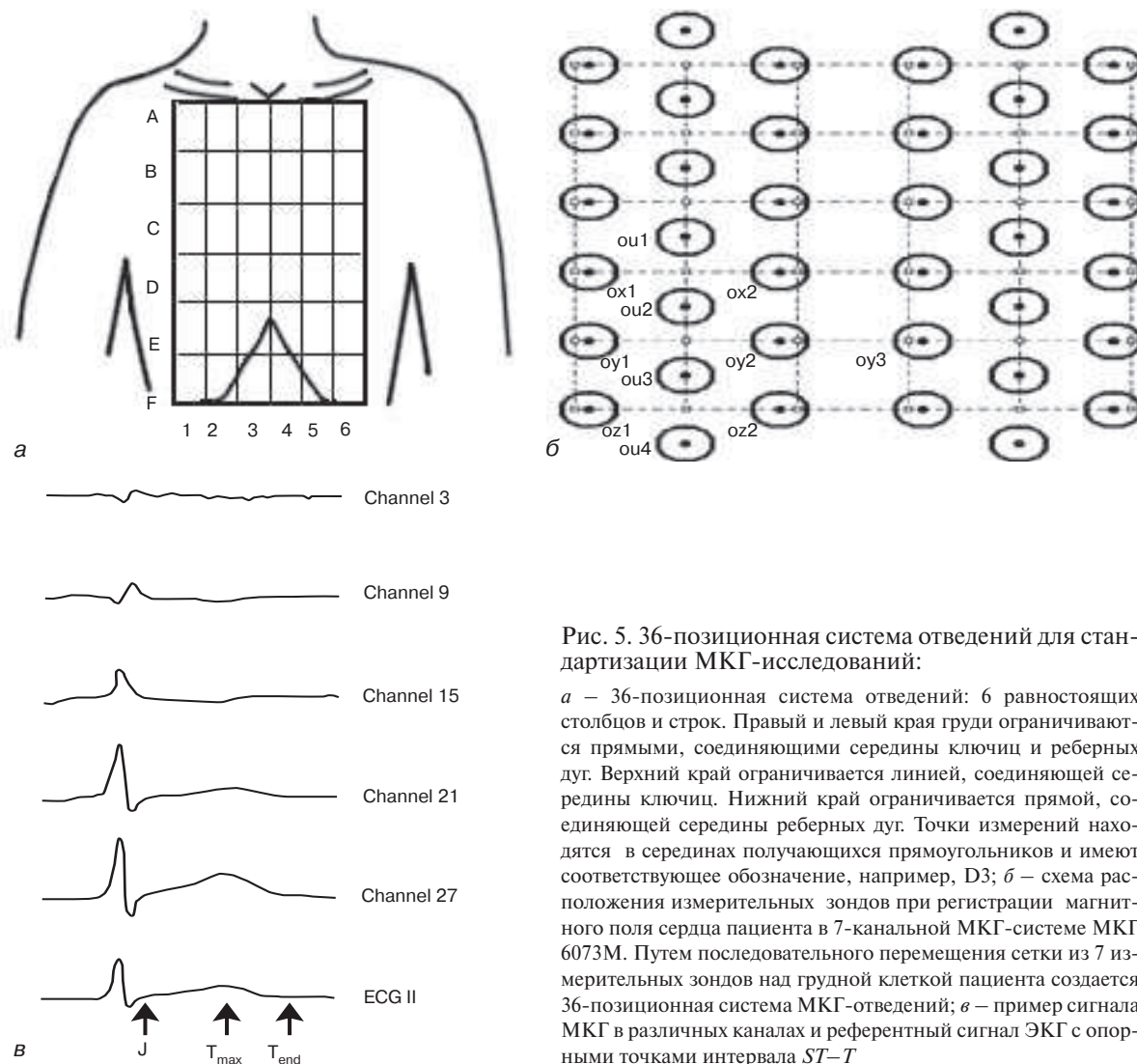


Рис. 5. 36-позиционная система отведений для стандартизации МКГ-исследований:

а – 36-позиционная система отведений: 6 равностоящих столбцов и строк. Правый и левый края груди ограничиваются прямыми, соединяющими середины ключиц и реберных дуг. Верхний край ограничивается линией, соединяющей середины ключиц. Нижний край ограничивается прямой, соединяющей середины реберных дуг. Точки измерений находятся в серединах получающихся прямоугольников и имеют соответствующее обозначение, например, D3; б – схема расположения измерительных зондов при регистрации магнитного поля сердца пациента в 7-канальной МКГ-системе МКГ 6073М. Путем последовательного перемещения сетки из 7 измерительных зондов над грудной клеткой пациента создается 36-позиционная система МКГ-отведений; в – пример сигнала МКГ в различных каналах и референтный сигнал ЭКГ с опорными точками интервала ST–T

В качестве примера приведем 7-канальную МКГ-установку, проходившую клиническую апробацию в НЦССХ им. А. Н. Бакулева РАМН – 6073М (см. рис. 4, б).

Комплекс предназначен для бесконтактной регистрации МКГ в дискретном наборе точек плоскости с размером 20×20 см над грудной клеткой пациента и последующего компьютерного анализа. Схема расположения семи измерительных зондов, формирующая область регистрации, представляет собой шестиугольник, в геометрическом центре которого расположен один измерительный канал. Расстояние между центрами измерительных каналов

составляет 40 мм. Магнитокардиосигналы пациента регистрируются последовательно в шести положениях сетки измерительных зондов над грудной клеткой пациента, создавая сетку из 36 МКГ (6×6) (рис. 5, б). Синхронизация производится по непрерывно регистрируемой ЭКГ. На рисунке 5, в представлены сигналы МКГ в различных каналах и референтный сигнал ЭКГ с опорными точками интервала ST–T.

Анализ и представление данных МКГ

Имеются три основных пути анализа МКГ. В первом случае данные могут представляться в виде МКГ-кривых наподобие

Таблица 2

Значения амплитуды различных элементов МКГ и ЭКГ

Зубец	Значение МКГ, пТл		Значение ЭКГ, мВ	
	минимальное	максимальное	минимальное	максимальное
<i>P</i>	-4	+7	0,15	0,25
<i>Q</i>	-7	+98	-	0,25
<i>R</i>	-300	+110	0,1	2,5
<i>S</i>	0	+50	-	2
<i>T</i>	-32	+28	0,05	0,17
<i>U</i>	0	+15	-	-

Таблица 3

Длительность различных элементов МКГ и ЭКГ

Интервал	Значение, мсек
<i>RR</i>	1078,27 ± 192,66
<i>PR</i>	146,29 ± 13,28
<i>QRS</i>	92,31 ± 9,44
<i>QT</i>	373,42 ± 42,95

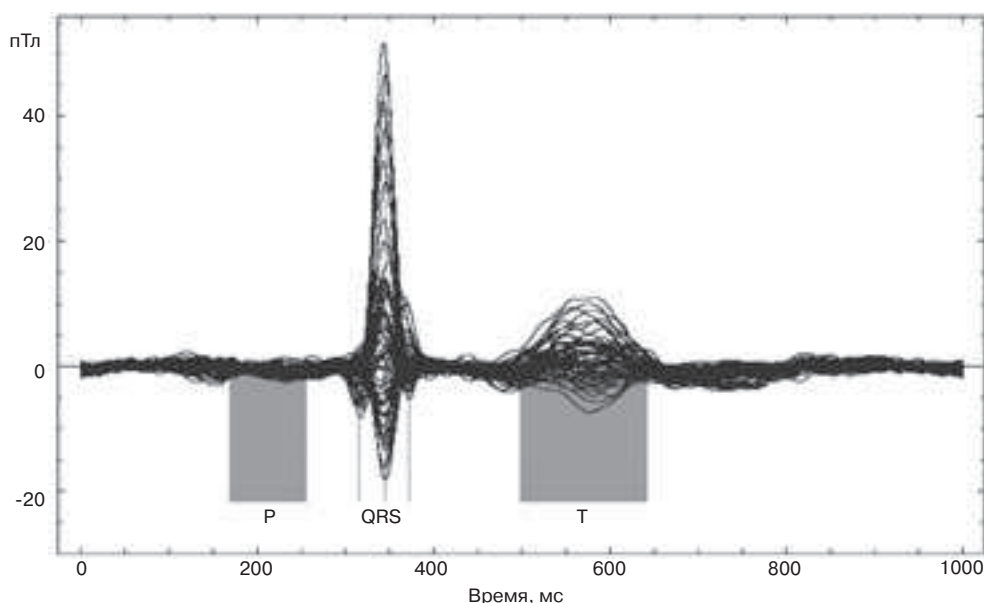


Рис. 6. 36 МКГ (каждая усреднена по 100–120 сердечным сокращениям), измеренные с сетки на груди, совмещены, чтобы показать разброс амплитуд и форм сигналов

кривых ЭКГ (см. рис. 2, а). Первый путь и был начальным этапом анализа МКГ-данных. Он повторяет методы анализа электрокардиограмм, когда разрабатываются количественные амплитудно-временные критерии зубцов, сегментов и интервалов *P–QRS–T*, используется номенклатура названий зубцов, сегментов и интервалов, разработанная для анализа ЭКГ. На основе исследования морфологии кривых МКГ, записанных в разных точках, были построены атласы нормальных МКГ и описаны все характерные зубцы и интервалы кардицикла для соответствующих положений измерителя, выявлены возрастные изменения [15, 21, 22, 47].

В таблицах 2 и 3 приведены значения амплитуды и длительности различных элементов МКГ и ЭКГ. Названия зубцов для МКГ соответствуют аналогичным названиям зубцов на ЭКГ в равные моменты времени.

В норме у здорового человека наблюдается значительное колебание интенсивности МП сердца (см. табл. 3). На рис. 6 показаны 36 МКГ (каждая усреднена по 100–120 сердечным сокращениям), зарегистрированные в сетке 6×6 точек и совмещенные, чтобы показать разброс амплитуд и форм сигналов.

Говоря об особенностях МКГ по сравнению с ЭКГ, можно отметить, что в МКГ

вариабельность амплитуд между пространственно разделенными датчиками значительна. Самый большой разброс амплитуд наблюдается для зубца *R* (до 70 пТл), самый малый — для зубца *P* (менее 10 пТл). В частотном диапазоне до 4 Гц в спектре МКГ обнаруживаются сигналы, которых не видно на ЭКГ, *QRS*-комплекс чаще является трехфазным в МКГ, чем в ЭКГ, *P*-волна максимальна над предсердием и быстро уменьшается в амплитуде при движении датчика в любом направлении; *S–T* смещения относительно больше в МКГ, чем в ЭКГ; *T*-волны имеют тенденцию к противоположной полярности по отношению к *QRS*-комплексу более часто в МКГ, чем в ЭКГ, а иногда бывают двухфазными. Соотношение усредненных амплитуд зубцов несколько отличается от такового для ЭКГ и составляет: $P/Q/R/S/T = -0,5/-1,5/3/-0,5/1$.

Одним из усовершенствованных вариантов такого морфологического подхода стал анализ сигнала не только в отдельных точках, но и сигнала, просуммированного и усредненного по всем точкам записи в целом. Такой подход применяется для измерения на поверхности тела сверхслабых магнитных полей, порождаемых электрической активностью специализированных структур сердца или небольших измененных участков миокарда, в целях изучения их электрофизиологических свойств — аналога поздних потенциалов в ЭКГ высокого разрешения. Измеряемые сигналы здесь обычно имеют амплитуду меньше 1 пТл, и для их регистрации требуются специальные меры повышения чувствительности оборудования и борьбы с помехами (применение градиометров высокого порядка, экранирование помещения, усреднение сигналов).

Однако простой статистический подход к анализу отдельных МКГ-кривых не позволяет проявиться основным преимуществам магнитокардиографии, поэтому следующим этапом разработки биомагнитных методов стал анализ мгновенных

магнитных карт или ряда магнитных карт, последовательно расположенных во времени (динамическое магнитное картирование) — аналогично анализу электрокардиографических карт — распределений электрического поля сердца на поверхности тела [7, 8].

Такой подход позволяет представить характер изменения магнитного поля в пространстве, точнее — на плоскости измерения, в наглядном виде, с сохранением фазовых соотношений между изменяющимися сигналами разных точек при помощи картографических или топографических изображений, показывающих распределение измеряемой компоненты магнитной индукции в заданные моменты кардиоцикла. При этом области с одинаковым значением измеряемой компоненты магнитного поля отображаются одним цветом. Очевидно, что для построения таких карт необходимо иметь измерения магнитной индукции в заданные моменты времени во всех точках измерения, как правило, выделяется одна компонента (B_z), и в каждый момент времени строится пространственное распределение этой компоненты на поверхности грудной клетки. На рис. 7, *a* показана такая последовательность карт на интервале *ST–T*, полученная у здорового обследуемого.

Разными авторами применяются различные методы оценки карт магнитного поля, как качественные, оперирующие чисто описательными понятиями (такими как более гомогенные или менее гомогенные карты), так и количественные. В общем, эти методы направлены на оценку таких сторон электрофизиологии миокарда, как гомогенность волны возбуждения и направление электродвижущей силы сердца в определенные моменты времени. Анализ каждой одномоментной магнитокардиографической карты основывается на следующих принципах: направление и месторасположение максимальных по величине векторов (при этом показывается, какое именно направление вектора

является нормальным, а какое — патологическим); наличие и взаимное расположение групп других «больших векторов», а для всего периода реполяризации оценивается стабильность направления и месторасположения максимального вектора на протяжении $ST-T$ интервала.

Для анализа гомогенности процесса реполяризации ($ST-T$ интервал) используют пространственно-временной спектр магнитокардиосигнала. Чтобы получить количественную оценку изменений МКГ между последовательностью моментов времени на заданном временном интервале кардиоцикла, для каждого момента времени исследуемого интервала в плоскости измерений определяют величину интенсивности градиентов магнитного поля сердца человека в заданных точках отрезка прямой, соединяющей точки положительного и отрицательного экстремумов $g \{ (0,0); (dx,0); (2dx,0); \dots; (idx,0) \}$. Графическое изображение значений $g(idx,0)$ называют линиями спектра, а последовательность этих линий, построенных по специальному алгоритму для исследуемого интервала кардиоцикла, — пространственным спектром МКГ. Представление пространственно-временного распределения параметров магнитного поля сердца в виде соответствующего спектра позволяет получить количественные оценки МКГ, так как эти параметры характеризуют направление волны возбуждения; отношение максимального и минимального значения МКГ-сигнала в границах области регистрации для заданного момента времени кардиоцикла, а также позволяют проанализировать коэффициент корреляции между измеренным распределением магнитного поля и вычисленным дипольным распределением (для каждого момента времени) (рис. 7, б).

Для сжатия и стандартизации большого числа данных, получаемых при картировании, применяют также метод интегральных карт, когда несколько карт на некотором характерном интервале представ-

ляются в виде одной интегральной. Возможно также построение неких средних интегральных карт для определенных групп пациентов при целом ряде заболеваний сердца.

Наконец, третий этап анализа магнитокардиографических данных — это решение так называемой обратной задачи, которая заключается в расчете по измеренному магнитному полю потенциалов и структуры первичных электрических источников. Используя описанную выше систему датчиков, большинство исследователей измеряют компоненту МП, перпендикулярную торсу (B_z).

Обратная задача не имеет однозначного решения даже при одновременном учете магнитного поля и электрических потенциалов. Преодоление неоднозначности при решении обратной задачи достигается путем введения дополнительных ограничений на структуру первичных источников, то есть путем моделирования. В настоящее время разработано значительное количество моделей первичных источников и среды, как относительно простых, так и более сложных [3, 9, 20, 33, 38, 40, 47].

Моделирование источников играет особенно важную роль в анализе магнитокардиографических данных в тех случаях, когда ставится цель определить локализацию и структуру первичных источников. Локализованный источник может быть представлен либо как точечный дипольный источник, либо, что ближе к реальности, в виде слоя токов, распределенного в плоскости, параллельной плоскости измерений.

Анализ токовых карт (карт распределения векторов плотности тока) может быть построен как целиком на характеристиках вектора максимальной плотности тока, так и включать анализ направления и месторасположения не единственного наибольшего вектора, а наибольшей группы (кластера) векторов. Для оценки стабильности реполяризации в последнем случае оценивают коэффициент корреляции

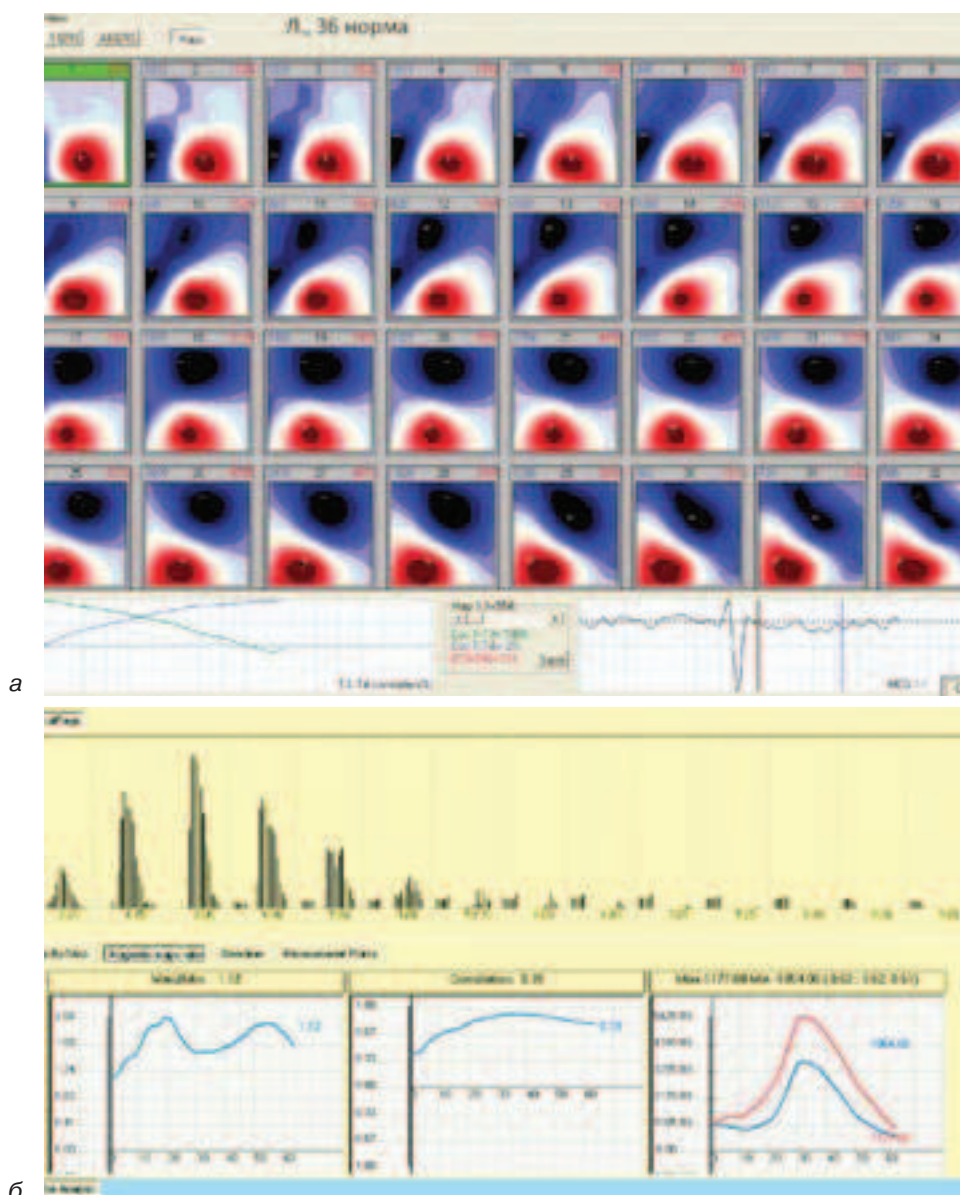


Рис. 7. Представление пространственно-временного распределения параметров магнитного поля сердца:

а – последовательность магнитных карт на интервале $ST-T$, полученная у здорового обследуемого; б – спектры на интервале $ST-T$, полученные у того же здорового обследуемого

между картами на протяжении $ST-T$ интервала [3, 9, 20]. Это, несомненно, повышает надежность такого типа анализа. Автоматическое выделение и анализ свойств вихрей тока в каждой карте также является обоснованным и перспективным.

Однако надо заметить, что такой подход в принципе не является исчерпывающим, поскольку вне анализа остается собствен-

но структура карты. Более многосторонним представляется подход, основанный на выделении большого количества числовых параметров карты, и затем на построении решающего правила с помощью методов мультивариантной статистики.

Опубликован ряд работ, в которых проводится локализация источника в определенные моменты времени, а затем его

«привязка» к анатомическим структурам сердца с помощью данных магнитно-резонансной томографии, совокупности данных рентгенографии в двух проекциях и эхокардиографии.

Так, в 7-канальном магнитокардиографе 6073М, уже упоминавшемся выше, производится расчет координат и направления вектора магнитного момента в случае дипольного приближения источника магнитокардиосигнала в сердце пациента для заданных моментов времени интервала кардиоцикла и их отображения на экране монитора компьютера. Диапазон определения координат диполя — от 10 до 20 см с отклонением не более $\pm 0,5$ см и пространственной траектории; отображается также пространственная траектория — набор точек расположения эффективного дипольного источника на всем выбранном интервале исследований кардиоцикла (рис. 8, а).

Производится также решение обратной задачи магнитостатики для системы токов, распределенных в плоскости, параллельной плоскости регистрации МКС и являющейся секущей для сердца (задача восстановления токовой системы) для заданных моментов времени усредненного кардиоцикла, так что на экране можно отобразить пространственную конфигурацию токовой системы в текущий момент времени в виде набора векторов плотности тока (в виде стрелок) (рис. 8, б, в).

Каждый одиночный вектор плотности тока имеет свое направление, величину и положение на фронтальной плоскости (см. рис. 8, б). На рисунке 8 результат МКГ-картирования представляется в виде карты системы векторов плотности токов в плоскости, параллельной фронтальной плоскости для каждого выбранного момента кардиоцикла. На этом рисунке карта отражает распределение плотности тока для выбранного момента времени (на круговой диаграмме — максимальный угол отклонения вектора плотности тока).

Карта распределения векторов плотности тока является только проекцией на

фронтальную плоскость, тогда как на самом деле положение источников электрической активности в сердце имеет трехмерное распределение. При этом анализ такой карты позволяет определить положение эквивалентного диполя, зависящего от расположения наиболее электрически активного (с максимальной плотностью тока) слоя миокарда.

Поэтому в последние годы практически во всех клинических исследованиях, проводимых в магнитокардиографических лабораториях разных стран, результаты МКГ-картирования представляют в виде системы векторов плотности токов в плоскости, параллельной фронтальной плоскости.

В большинстве современных работ по магнитокардиографии используется несколько этапов интерпретации МКГ-данных, например, морфологический анализ и картирование магнитного поля либо картирование и восстановление локализации структуры первичных источников.

Отметим, что исследования в области анализа сигналов МКГ активно продолжаются, а также разрабатываются и модифицируются новые подходы к решению «обратной» задачи магнитокардиологии в виде эквивалентного диполя, мультипольной модели или распределенной системы токов и другие виды математического анализа, например, нейросетевого.

Магнитокардиография в исследовании сердца

Начиная с первой регистрации МКГ G. M. Baule и R. McFee (1963 г.), обсуждался вопрос о наличии в МКГ информации, дополняющей электрокардиограмму.

Казалось бы, что электромагнитные аналоги, то есть магнитокардиография и электрокардиография, регистрирующие сигналы и изучающие одни и те же электрические процессы в организме, будут давать практически аналогичную информацию об исследуемых органах. Однако, как следует из теории электромагнетизма,

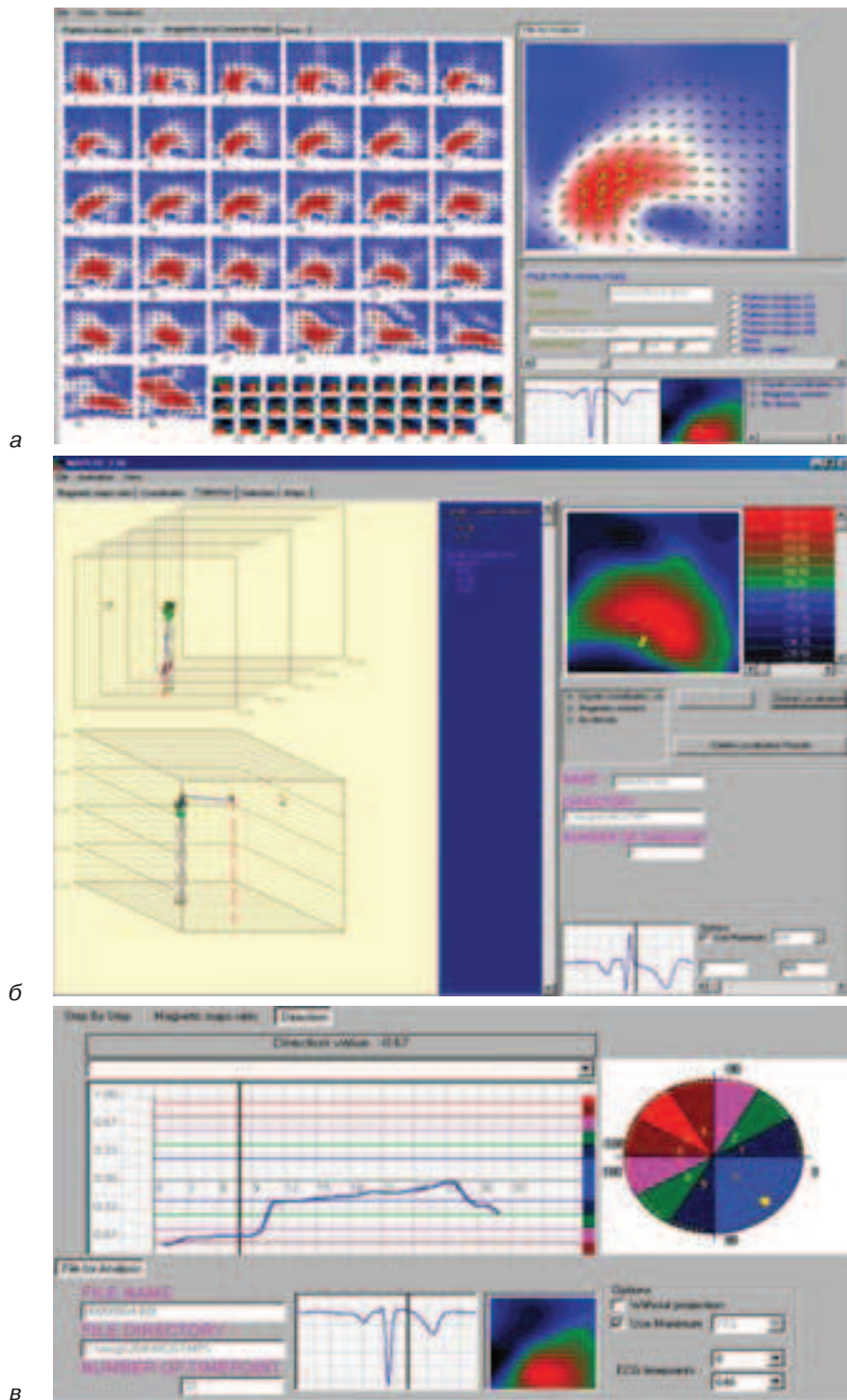


Рис. 8. Виды решений обратной задачи магнитостатики:

а – решение обратной задачи магнитостатики для системы токов, распределенных в плоскости, параллельной плоскости регистрации МКГ. Слева – рассчитанные системы токов для последовательных моментов времени усредненного кардицикла; справа – пространственная конфигурация токовой системы в текущий момент времени в виде набора векторов плотности тока; *б* – локализация дипольного источника магнитокардиосигнала в определенный момент усредненного кардицикла; *в* – на круговой диаграмме – максимальный угол отклонения вектора плотности тока

строение источника тока в электропроводящей среде (организме) и неоднородность этой самой среды существенно по-разному отражаются на распределении магнитных и электрических полей.

Изначально, исходя из того факта, что, во-первых, магнитные поля быстро ослабевают при удалении от источника активности, так как являются следствием сравнительно сильных токов в самом работающем органе, предполагалось, что МКГ должна быть полезна для точного определения (локализации) места биоэлектрической активности. Во-вторых, учитывая, что индукция магнитного поля как вектор характеризуется не только абсолютной величиной, но и направлением, ожидалась полезная дополнительная информация.

К настоящему времени во многих экспериментальных и клинических работах показана высокая чувствительность МКГ к локальным токам в миокарде или к локальным электрофизиологическим событиям в миокарде [9, 14, 20, 27, 28, 32, 39, 42]. Это, например, становится очевидным, когда в миокарде имеется два фронта возбуждения, близкие по величине и противоположные по направлению. Тогда в электрическом поле они компенсируют друг друга, но в магнитном — отчетливо проявляются.

Можно выделить основные сформировавшиеся направления в клиническом применении МКГ:

- МКГ здоровых волонтеров;
- МКГ проводящей системы сердца;
- локализация дополнительных путей проведения и аритмогенных фокусов и оценка эффективности их радиочастотной абляции;
- диагностика гипертрофии отделов сердца;
- ишемия миокарда и его жизнеспособность (особенно у больных с малоизмененной или неизменной ЭКГ, оценка эффективности антиангинальной терапии и т. д.);
- диагностика рубцовых изменений;
- исследование реполяризации (удлинение и дисперсия QT), стратификация ри-

ска возникновения аритмий и оценка эффективности антиаритмической терапии;

- мониторинг отторжения после сердечной трансплантации.

МКГ здоровых волонтеров.

МКГ проводящей системы сердца

В 1979 г. J. P. Wikswo и соавт. теоретически рассчитали, что отличие МКГ от ЭКГ состоит только в разнице между углами векторов (электрического и магнитного), которая составила по расчетам 90° . В дальнейшем было экспериментально подтверждено, что разница составляет ровно 90° у здорового испытуемого. Поскольку угол постоянен, то, следовательно, МКГ не несет никакой дополнительной информации. Однако при любой патологии сердца наблюдается отклонение угла вектора магнитного поля от 90° [47].

Наиболее крупное на сегодняшний день в мире по числу обследованных пациентов и здоровых добровольцев ($n=417$) исследование МП было представлено В. Hailer и соавт. [31]. В некоторых исследованиях регистрацию МП проводили в покое и сразу после физической нагрузки, в других — в покое и при фармакологической нагрузке [40]. В отдельных исследованиях проводили сравнительные исследования в тех же группах здоровых добровольцев с регистрацией расширенного электрокардиографического исследования (поверхностного ЭКГ-картирования).

Было показано, что:

- варибельность амплитуд зубцов МКГ значительна для разных возрастных групп;
- для здоровых молодых людей характерно наличие дополнительного вектора магнитного поля, возникающего во время интервала $ST-T$;
- в МКГ нагрузка приводит к смещению изолинии вниз относительно состояния покоя пациента;
- для здорового исследуемого никакой дополнительной информации в МКГ нет, но при любой незначительной патологии наблюдается отклонение вектора магнит-

ного поля. МКГ-метод является более чувствительным к незначительным отклонениям от нормы.

Отметим работы, в которых исследователи обращались к изучению с помощью МКГ проводящей системы Гиса–Пуркинье. Регистрация электрического поля системы Гиса–Пуркинье на поверхности тела невозможна, но и выделение магнитного сигнала от проводящей системы оказалось весьма затруднительно, так как он «маскируется» сигналом реполяризации предсердий, имеющим примерно в 10 раз большую величину. В начале эры СКВИД-магнитокардиографии были предложены различные методы разделения магнитного поля, порождаемого на интервале $P-Q$ на магнитные поля реполяризации предсердий и системы Гиса–Пуркинье. Однако в настоящее время к такой возможности относятся скептически. Только у больных с полным АВ-блоком удалось достоверно зарегистрировать начало деполяризации системы Гиса–Пуркинье, представляющее собой спайковый потенциал продолжительностью 10–15 мс, находящийся на расстоянии 40–45 мс от начала QRS [40].

Локализация дополнительных путей проведения и аритмогенных фокусов и оценка эффективности их радиочастотной абляции

Проблеме локализации аритмогенных фокусов, в том числе дополнительных путей проведения, и оценке эффективности их радиочастотной абляции посвящена большая часть работ по клиническому использованию МКГ, хотя в последние годы это положение начало меняться. Такую направленность МКГ-исследований можно объяснить тем, что, во-первых, по данным инвазивного электрофизиологического исследования возможна быстрая верификация результата и отладка алгоритмов анализа МКГ-данных, и, во-вторых, возможно сопоставление с МКГ-данными о постаблационном состоянии миокарда.

Сошлемся на работы J. Nenonen и соавт., S. Yamada и соавт. [40, 49], в которых описаны результаты локализации дополнительных путей проведения, локализации очагов желудочковых экстрасистол, пароксизмов желудочковой тахикардии (ЖТ). Особенно ценны работы R. Fenici и соавт. [26, 27], в которых осмысливается продолжительный опыт использования метода магнитокардиографической локализации при различных клинических ситуациях в электрофизиологической лаборатории. Ни в одной из работ не описана абсолютно безошибочная локализация (в сравнении с данными инвазивного исследования). Величина ошибки колеблется от 2 до 20 мм, в нескольких случаях достигая 35–40 мм (при локализации источников ЖТ). Анализ этих ошибок выявил следующие их причины:

1. Несовершенство модели диполя, выбранной для локализации (зависимость ошибки от вида модели диполя подробно проанализирована в работе S. Yamada и соавт. [49]).

2. Влияние дыхания.

3. Влияние разной электрической проводимости миокарда и окружающих тканей (которое, хотя и несравненно меньше, чем в электрокардиографии, но все же существует).

4. Влияние на начальную часть QRS реполяризации предсердий, а также зубцов T и U (при локализации желудочковых экстрасистол).

К этому следует прибавить факт нестабильности проведения в ряде случаев по дополнительному пути, поэтому его локализация по усредненным данным, как, например, при анализе ЭКГ [7], оказывается даже более успешной, чем по усредненным МКГ.

Локализация аритмогенного фокуса иногда дает неожиданные результаты. Так, описано наблюдение, когда источником полиморфной, на первый взгляд, ЖТ оказалась небольшая область в межжелудочковой перегородке, а разница в морфологии желудочковых комплексов объяс-

нялась, по мнению авторов, разными точками выхода. Приводятся также результаты локализации аритмогенного фокуса у 35 больных с постинфарктным кардиосклерозом (группа 1), аритмогенной дисплазией (группа 2), травмой грудной клетки, идиопатическими ЖТ (группа 3) [39], а также приведен случай успешной катетерной аблации аритмогенного фокуса в выводящем тракте правого желудочка, локализованного по данным МКГ. Показано, что у первой группы обследованных аритмогенный фокус располагается, как правило, в зоне постинфарктного рубца, у второй – в правом желудочке, у третьей – в выводном тракте правого желудочка. Таким образом, МКГ может оказаться полезной в дифференциальной диагностике желудочковой эктопии.

Весьма интересна работа, в которой проводилась пошаговая локализация начальных моментов желудочковой экстрасистолы. Выяснилось, что первые 7–8 мс положение источника отличается большой нестабильностью (главным образом, по глубине). На основании этих данных делается попытка оценить объем и площадь поврежденного миокарда, являющегося аритмогенным фокусом.

D. Kim и соавт. представили возможности магнитокардиографии в оценке аритмогенного субстрата в миокарде предсердий у пациентов с пароксизмами фибрилляции предсердий, которые были подтверждены инвазивными электрофизиологическими исследованиями [36]. В этой работе авторы продемонстрировали возможность выделения слабого магнитного сигнала предсердий, когда с помощью 64-канального высокочувствительного СКВИД-магнитометра в экранированном помещении регистрировали тангенциальную компоненту МП, чувствительную к изменениям в небольших зонах в глубинных слоях миокарда.

Дискутируемым является вопрос о методах пространственного согласования данных магнитной локализации (которая, есте-

ственно, проводится относительно системы измерений) с анатомическими структурами сердца. Достаточно подробно проанализированы достоинства и недостатки различных методов топографического отображения, применяемых в настоящее время [27]. Это – магнитно-резонансная томография (МРТ), компьютерная томография, рентгеновская томография и эхокардиография. Делается вывод, что, несмотря на высокую стоимость оборудования, целесообразнее все же применять МРТ и, возможно, компьютерную томографию. Другие методы не дают достаточно подробной информации, однако высказывается надежда, что применение современного программного обеспечения, позволяющего проводить трехмерную реконструкцию данных эхокардиографии, сделает этот более дешевый метод отображения достаточно точным.

В связи со стоимостью МКГ-оборудования и обследования возникает вопрос о возможности проведения качественной локализации на несложной (в идеале одноканальной) системе и в неэкранированном помещении. Однако, очевидно, что в случае редких желудочковых экстрасистол или коротких пароксизмов ЖТ для качественной локализации необходима многоканальная система, позволяющая проводить измерения во всех позициях за 5–7 минут (так как во всех точках измерения обязательно должны быть комплексы одинаковой морфологии).

В целом в обзорных работах выражается достаточно оптимистический взгляд на перспективы магнитокардиографии в диагностике наличия аритмогенного субстрата и, следовательно, в оценке риска опасных нарушений ритма, однако подчеркивается необходимость дальнейших массовых исследований.

Диагностика гипертрофии отделов сердца

В ходе развития магнитокардиографии, начиная с первых лет клинического применения метода, немалое количество

исследовательских работ было посвящено проблеме гипертрофии предсердий и желудочков. Это объяснялось тем, что при гипертрофиях желудочков, как правого, так и левого, возрастание амплитуды МКГ по сравнению с нормальными условиями значительно больше, чем аналогичное различие амплитуд ЭКГ.

На основе морфологического анализа МКГ были разработаны критерии, большинство из которых – амплитудные, для диагностики ряда синдромов, особенно гипертрофии отделов сердца [6, 40]. В некоторых работах использовали изомагнитные карты, в других – карты отклонений, представляющие собой разность между интегральной усредненной картой, созданной по результатам картирования контрольной группы и конкретными картами пациентов, или использован расчет градиента между максимумом и минимумом магнитного поля. Показана достаточно высокая чувствительность МКГ (до 71,4% при специфичности до 87,4%), особенно при диагностике гипертрофии правого желудочка.

Ишемия миокарда и его жизнеспособность (особенно у больных с малоизмененной или неизмененной ЭКГ), оценка эффективности антиангинальной терапии. Диагностика рубцовых изменений

Как уже говорилось выше, показанная во многих экспериментальных и клинических работах высокая чувствительность МКГ к локальным токам в миокарде или к локальным электрофизиологическим событиям в миокарде позволяет ожидать от этого метода высокой чувствительности и специфичности в выявлении ранних признаков ишемической болезни сердца (ИБС), особенно у пациентов с неизмененной или малоизмененной ЭКГ, или для анализа постинфарктных изменений миокарда [17, 18].

Часть магнитокардиографических работ, особенно ранних, копирует подходы, сложившиеся в электрокардиографии [21,

25, 49]. Уже тогда был отмечен факт большей чувствительности МКГ к вызванным ишемией морфологическим изменениям зубца *T*. Морфологический анализ был развит в ряде работ, в которых МКГ регистрировалась не только в покое, но и после фармакологического стресса; был проведен сравнительный анализ регистрации патологических зубцов *Q* на ЭКГ и МКГ при инфарктах миокарда (ИМ) разной локализации в стадии рубца. Предполагалось, что при переднем ИМ на МКГ *Q*-зубец регистрируется в левых верхних точках регистрации МКГ, а при нижнем ИМ – в верхних правых точках и чувствительность МКГ к инфарктам передней локализации выше, чем ЭКГ. Позже этот вывод оспаривался в работах, в которых на основании морфологического анализа зубцов *Q* и *T* утверждалось, что в диагностике переднего инфаркта выше чувствительность ЭКГ, а в диагностике нижнего инфаркта и инфаркта высоких отделов боковой стенки – МКГ. В этих же работах показано, что при аневризме левого желудочка на МКГ выявляются низкоамплитудные желудочковые комплексы. Морфологический анализ МКГ проводился также для анализа постинфарктных изменений миокарда. Реализовывался и векторный подход к анализу МКГ у пациентов, перенесших ИМ.

Немало работ, в которых для диагностики ишемии и ИМ использовался метод магнитного картирования. Были найдены различия в магнитных картах *QRS* и *ST–T* у здоровых и лиц, перенесших не *Q*-инфаркт.

Приводятся работы, в которых проанализированы изомагнитные и изопотенциальные карты зубца *T* у больных, перенесших нижний диафрагмальный ИМ, показано, что в 54% случаев у этих больных регистрируются два диполя, один из которых имеет нормальное направление, а другой направлен вверх от зоны рубца [25, 40]. На изомагнитных картах подобная картина наблюдалась лишь в 15% слу-

чаев. Важно отметить, что дополнительный диполь на магнитных картах регистрировался и в тех 6% случаев, когда на ЭКГ уже не было признаков перенесенного ИМ. Приводится также работа, в которой данные магнитного картирования были представлены в виде так называемых «изоинтегральных карт». С помощью этого метода удалось четко отделить здоровых от больных, перенесших ИМ, а также дифференцировать передний, задний и не Q-инфаркты [25, 40].

Значительное внимание, особенно в последние годы, уделяется анализу токов повреждений (то есть токов, протекающих на границе нормального и поврежденного участков миокарда). Для анализа токов повреждения в работах последних лет используется сложный алгоритм реконструкции плотности токов. Так, в работе I. A. Chaykovsky сделана попытка трехмерной реконструкции плотности тока у пациентов с ишемией миокарда [20]. Зафиксированы токи повреждения как в начале сегмента $ST-T$ (систолические), так и по окончании зубца T (диастолические). В обзоре R. Fenici и соавт. приводятся результаты своих исследований и попыток реконструкции плотности токов у больных со стенокардией напряжения и инфарктом миокарда [25]. Эта работа интересна еще и тем, что МКГ регистрировалась в покое и немедленно после окончания нагрузки, выполненной с помощью немагнитного велоэргометра. Показано, что у больных со стенокардией напряжения в результате нагрузки возникают токи повреждения, направленные от ишемизированной области (это соответствует элевации ST -сегмента).

До сегодняшнего дня дискутируется вопрос о возможности локализации и определения размеров зон ИМ по данным МКГ. Одни авторы высказывают мысль, что такая локализация в связи с диффузным характером ишемических изменений не имеет смысла. Однако в других работах, хотя и признаются трудности, связанные,

во-первых, с локализацией не точечных, а распространяющихся источников, и, во-вторых, с необходимостью разделения патологического и нормального источника, все же предпринимается попытка локализации зоны инфарктного рубца [25, 40, 49].

В исследовании Н. К. Lim и соавт. были проанализированы возможности МКГ в выявлении аномальности электрофизиологических кардиальных явлений у пациентов с ИМ с подъемом и без подъема ST [39]. Проводилась реконструкция плотности тока по данным МКГ, показано, что в зоне инфаркта плотность тока минимальна. Локализация зоны рубца, определенная по данным МКГ, совпадает с результатами, полученными с помощью эхокардиографии, сцинтиграфии, вентрикулографии.

Необходимо также упомянуть исследования, в которых в качестве критериев использовались не какие-либо показатели МП в отдельные моменты времени, а свойства электрофизиологического процесса в целом. Например, построение траекторий экстремумов МП на протяжении всего процесса реполяризации желудочков. Обследованы три группы: больные, перенесшие ИМ, больные, страдающие желудочковой тахикардией и контрольная группа. Показано, что эти группы надежно различаются по критерию сложности траектории экстремумов (в группе с ИМ траектории более беспорядочные, с большим количеством пересечений, чем в контрольной группе).

Установлено, что в группе с инфарктом миокарда имеют место хаотические изменения этих показателей на протяжении исследуемого интервала, причем степень этих изменений зависит от размера инфаркта и выраженности дискинезии левого желудочка [40].

В качестве примера анализа и интерпретации МКГ-данных у пациентов с ИБС приведем результаты МКГ-исследований, проведенных на вышеназванном магнитометре 6073М в НЦССХ им А. Н. Бакулева РАМН (рис. 9). На рисунке представлены

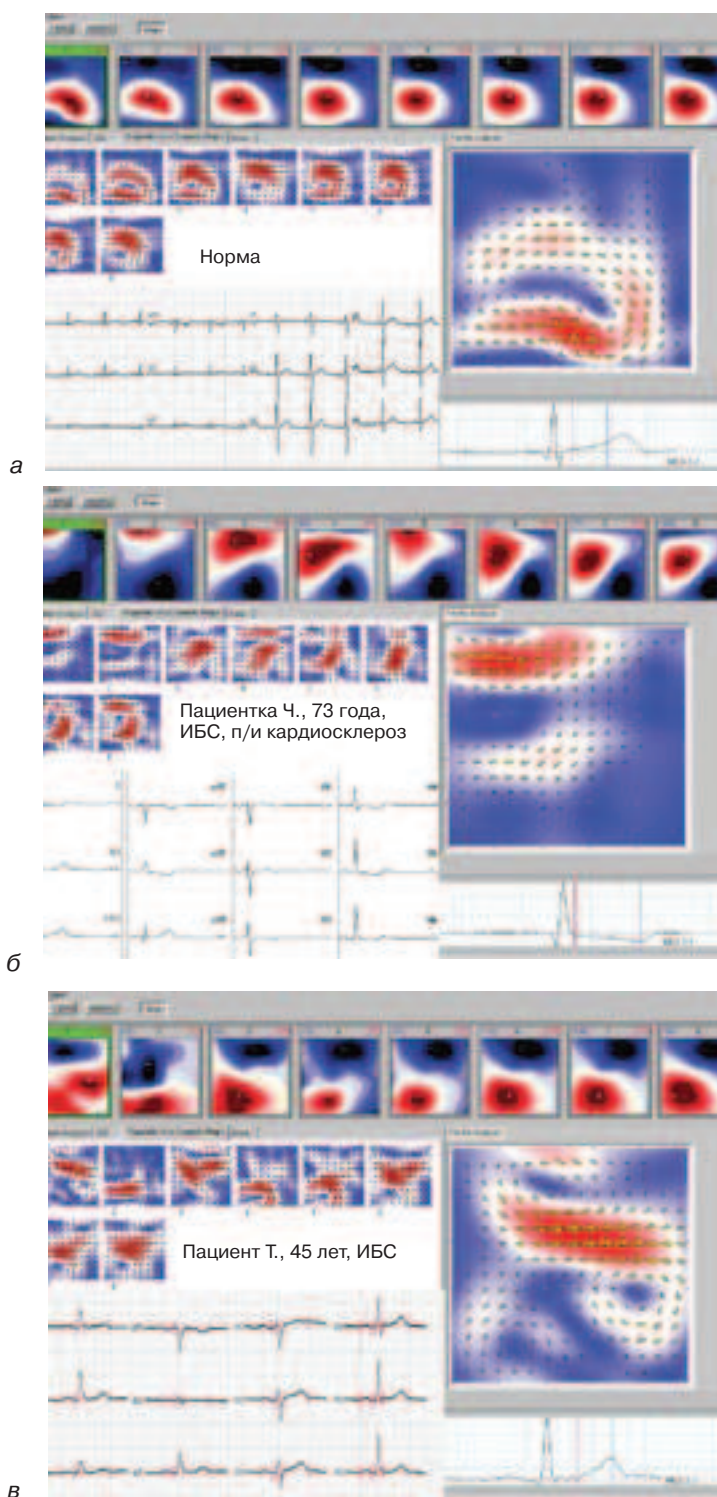


Рис. 9. Представление результатов МКГ-исследований, проведенных на магнитометре 6073М в НЦССХ им. А. Н. Бакулева РАМН. Верхний ряд: последовательность карт распределений магнитного поля сердца на интервале $ST-T$. Средний ряд: последовательность карт векторов плотности токов в плоскости, параллельной фронтальной плоскости, на интервале $ST-T$. Нижний ряд: 12 отведений ЭКГ.

a – здоровый доброволец, 26 лет; *б* – пациентка, 73 лет, с постинфарктным кардиосклерозом и верхушечной аневризмой левого желудочка; *в* – пациент, 45 лет, с ИБС

12 отведений ЭКГ последовательность магнитных карт или карт распределений магнитного поля сердца и карты системы векторов плотности токов в плоскости, параллельной фронтальной плоскости для каждого выбранного момента кардиоцикла на интервале $ST-T$ у здорового добровольца (рис. 9, а), у пациентки с постинфарктным кардиосклерозом и верхушечной аневризмой левого желудочка (рис. 9, б) и у пациента с ИБС (рис. 9, в).

В наиболее полном и авторитетном обзоре по магнитокардиографии, опубликованном R. Fenici и соавт. [25], проведено уже несколько десятков одноцентровых исследований возможностей магнитокардиографии в диагностике ИБС. По данным авторов этого обзора, средняя точность магнитокардиографии покоя в диагностике ишемии составляет примерно 75%. Такие же результаты достигнуты и в уже упоминавшемся исследовании В. Hailer и соавт. [31] – наиболее крупном на сегодня в мире по числу обследованных пациентов и здоровых добровольцев ($n=417$), в котором сравнили различные методы расчета ориентации поля, чтобы определить оптимальный метод анализа для стандартной процедуры разделения здоровых волонтеров и пациентов с ИБС.

И все же вопрос о возможностях магнитокардиографии в локализации ишемических изменений остается спорным. Нет единства в подходах к анализу МКГ-данных. Так, например, указывается, что отклонение максимального вектора влево, вероятно, является признаком электрических нарушений в левых отделах сердца, а отклонение вправо – признаком нарушений в правых отделах [14]. Автору другой работы такой подход представляется упрощенным, и он приводит результаты исследований возможностей магнитокардиографии в локализации ишемии миокарда, когда путем сравнения с результатами количественного анализа коронарных арте-

риограмм было выявлено, что о локализации стенозов венечных артерий можно в определенной степени судить не по направлению максимального вектора, а по расположению в определенных квадрантах карты дополнительных, патологических областей векторов плотности тока [16]. Наилучшие результаты автором были достигнуты в локализации стеноза проксимальных отделов правой венечной артерии (78%) и нисходящей ветви левой венечной артерии (71%). Сходные результаты были достигнуты и в исследовании, посвященном сравнению магнитокардиографии и позитронной эмиссионной томографии в диагностике ишемии миокарда [20].

Главным ограничением возможностей магнитокардиографии в локализации ишемических изменений, на наш взгляд, является тот факт, что заключение по результатам магнитокардиографического картирования о возможной ишемии свидетельствует лишь о сходстве анализируемой карты магнитных полей или карты векторов плотности токов с картами при доказанной гипоксии миокарда.

Ведь практически одинаковые изменения электрофизиологии могут иметь как органическое, так и функциональное происхождение, и проявляются они в результате активации целого ряда механизмов. Существует достаточное количество данных, свидетельствующих о том, что значимые региональные изменения электрофизиологии миокарда могут быть вызваны нейрогенными факторами в отсутствие каких-либо органических изменений. Так, известно, что гипериннервация отдельных регионов миокарда может провоцировать ишемию во время эмоционального или физического стресса [17].

Иными словами, существуют объективные причины для ограничений точности локализации ишемических изменений с помощью МКГ-исследования.

**Исследование реполяризации
(удлинение и дисперсия QT),
стратификация риска возникновения
аритмий и оценка эффективности
антиаритмической терапии**

Не существует единого неинвазивного метода диагностики для выявления пациентов с высокой степенью риска возникновения внезапной сердечной смерти [5].

В качестве эффективных диагностических маркеров приближающейся структурной перестройки электрофизиологических свойств миокарда можно использовать характеристики низкоамплитудных колебаний регистрируемых параметров, которые (по теории хаоса) при приближении к точкам потери структурной устойчивости начинают изменяться раньше, чем это проявится в величине средних значений регистрируемых параметров. То есть чувствительность МКГ к локальным токам, возможность регистрации малых изменений должны позволить оценить электрическую гомогенность миокарда и разделить патологические зоны миокарда с быстрой и медленной проводимостью.

Поэтому, по нашему мнению, говоря об исследовании точек приложения метода МКГ, внимание должно быть направлено на изучение неоднородности клеточной деполяризации и реполяризации на определенной глубине миокарда. Известно, что электрофизиологические параметры различных участков миокарда могут существенно изменяться в результате различных заболеваний и проявляться в региональных отклонениях от нормы локальных плотностей мембранных токов ионов и, соответственно, в возрастании электрической гетерогенности в отдельных участках миокарда.

В результате теоретических, экспериментальных и клинических исследований было показано, что магнитокардиографическое картирование является методом выявления и количественной оценки степени региональных и трансмуральных

нарушений электрофизиологии сердца [25–27].

Часть работ по магнитокардиографии, решающих проблему оценки риска возникновения желудочковых аритмий, особенно на ранних этапах, копирует подходы, сложившиеся в электрокардиографии. Это касается и МКГ высокого разрешения, методика анализа которой мало отличается от оценки ЭКГ высокого разрешения. Было опубликовано немало работ, в которых, как правило, одновременно анализируются ЭКГ и МКГ высокого разрешения. В большинстве этих работ продемонстрировано, что такие показатели, как длительность *QRS* и наличие низкоамплитудных высокочастотных сигналов в конце *QRS*, в целом позволяют отличить больных, перенесших инфаркт миокарда с ЖТ от больных, перенесших ИМ без желудочковых нарушений ритма сердца, и тем более от здоровых лиц. Однако сравнение чувствительности МКГ и ЭКГ высокого разрешения оказывается не в пользу магнитокардиографии. Важно также, что длительность *QRS* даже у здоровых лиц на МКГ обычно больше, чем на ЭКГ. В связи с применяемыми в них методами обработки сигнал усредненных МКГ и ЭКГ стоит упомянуть работы, в которых используется спектрально-временной анализ или методы хаотической динамики, а также анализу на наличие поздних полей подвергается каждая из 36 точек регистрации МКГ, и по этим данным делается вывод о возможной локализации очага желудочковой тахикардии [38, 40]. В целом можно сделать вывод, что МКГ высокого разрешения не имеет преимуществ по сравнению с аналогичной ЭКГ.

Близки по идее к описанным выше работам исследования, в которых анализируется высокочастотная составляющая сигнала деполяризации желудочков комплекса *QRS* [38, 40]. Предполагается, что, чем она больше, тем выше риск возникновения аритмии. Так, в одной из работ было показано применение этого алгоритма

для диагностики риска внезапной смерти у больных с коронарной патологией, в другом исследовании в семье, страдающей от аритмогенной дисплазии правого желудочка, по МКГ удалось установить носителей гена аритмогенной дисплазии, хотя эти люди не имели клинических проявлений аритмического синдрома. С другой стороны, этот метод оказался нечувствительным к выявлению фрагментированности *QRS* у трех больных молодого возраста, страдающих идиопатической ЖТ.

Более ярко сильные стороны МКГ проявляются при применении метода магнитного картирования. Результаты работы J. Nenonen и соавт. получены с помощью уже упомянутого метода траектории экстремума [40]. Авторами обследовано 15 человек, перенесших ИМ без желудочковых нарушений ритма сердца, 15 больных с ЖТ и 30 здоровых лиц. Проводилось МКГ- и ЭКГ-картирование. По картам *QRS* и *ST-T* строились траектории экстремумов. Учитывалось количество дискретных траекторий, количество карт, в которых есть две и более траектории. С помощью траекторий магнитных экстремумов интервала *ST-T* удалось разделить не только здоровых лиц и всех больных с ЖТ, но и больных с ЖТ и больных с ИМ без желудочковых нарушений ритма (точность 76%). По траекториям потенциальных экстремумов достоверные отличия (по картам *QRS*) были получены лишь между контрольной группой и группой больных с ЖТ.

Дискутируются также возможности показателя, предложенного S. Comani и соавт. Этот показатель, называемый индексом относительной гладкости (relative smoothness index – RSI), представляет собой индекс корреляции между четырьмя последовательными картами магнитного поля, расположенными в начале *ST*-сегмента. Высокий индекс корреляции говорит о гомогенности карт, а низкий – наоборот, о гетерогенности.

Этот показатель исследовался в измерениях на большой (230 человек) группе здоровых лиц. Авторы утверждают, что величина RSI у здоровых весьма стабильна, не зависит от пола, возраста, телосложения, веса, массы левого желудочка, фракции выброса, пороговой нагрузки при велоэргометрии (ВЭМ). D. Cohen и соавт. (1976 г.) с помощью этого показателя обследовали больных с кардиомиопатиями различного типа [22]. Показано, что RSI зависит не от анатомического статуса, а от электрофизиологического состояния миокарда, то есть от степени электрической нестабильности. Известны работы, в которых обследованы больные с синдромом удлинённого интервала *Q-T*, показана зависимость RSI от наличия аритмий у этой группы обследованных [27, 42]. Интересно также, что RSI увеличивается после успешного лечения пропранололом. Однако позже получена не столь высокая оценка этого показателя. Обследованы пациенты с различными кардиопатиями, ИБС, имеющие желудочковые нарушения ритма (третьего и выше класса по классификации Лауна), а также больные с синдромом WPW, которые имеют вторичные нарушения реполяризации. В целом по отношению к желудочковым нарушениям ритма чувствительность RSI оказалась 40%, специфичность – 50%, положительная прогностическая ценность – 54%. У больных с WPW RSI не отличается от нормального уровня. Кроме того, показано значительное влияние на этот показатель соотношения сигнал–шум и выбора точки перегиба – начала сегмента *ST*.

Заслуживает упоминания также работа, в которой кроме пространственного анализа сегмента *ST* была сделана попытка провести и временной анализ по цепочке: синусовое сокращение 1 – синусовое сокращение 2 – желудочковая экстрасистола – синусовое сокращение 3 [40]. Показано увеличение негомогенности сегмента *ST* перед экстрасистолой и уменьшение

после нее. Работа, безусловно, требует дальнейшего развития.

Можно сделать вывод о том, что МКГ обеспечивает пространственно-временную корреляцию между ишемической и аритмогенной зонами (что полезно для оценки риска внезапной смерти) [26]. Однако некоторые моменты в развитии этого направления остаются спорными. Так, гипотеза, выдвинутая В. Н. Сосницким и др., о том, что патологическое направление максимального вектора в картах, расположенных от начала сегмента *ST* до вершины зубца *T*, свидетельствует о региональной электрической негомогенности миокарда, а от вершины зубца *T* до конца зубца *T* — о трансмуральной электрической негомогенности [14], вызвала возражения И. А. Чайковского, основанные на том, что трансмуральная негомогенность связывается со свойствами клеток среднего слоя миокарда (M-cells) [16]. Характеристики M-клеток хорошо изучены в экспериментах на изолированных клетках и в срезах миокардиальной ткани, однако их роль в целом сердце до сих пор интенсивно дискутируется. В экспериментах на изолированном сердце и во время операций на открытом сердце с помощью микроэлектродной техники было показано, что дисперсия продолжительности потенциала действия в разных слоях миокарда оказывается меньше, чем можно было предполагать, основываясь на данных, полученных *in vitro*. Кроме того, магнитокардиографическая карта распределения векторов плотности тока представляет собой только проекцию на фронтальную плоскость трехмерных источников электрической активности в сердце, при этом расстояние между точками регистрации магнитного сигнала составляет несколько сантиметров. неизбежно происходит суммирование сигналов от разных зон и слоев миокарда. С учетом этого делается вывод, что по магнитокардиографическим данным не представляется возможным дифференцировать реги-

Таблица 4

Относительная величина магнитного поля при измерении фетальной МКГ, Тл

Показатель	Значение
Магнитное поле Земли	10 ⁻⁴
Помехи, связанные с городским транспортом, шумом, электрическим оборудованием	10 ⁻⁶
Комплекс <i>QRS</i> МКГ от сердца взрослого человека	10 ⁻¹⁰
Комплекс <i>QRS</i> МКГ от сердца плода	10 ⁻¹²
Волна <i>P</i> МКГ от сердца плода	10 ⁻¹⁴
Инструментальный шум (магнитокардиограф)	10 ⁻¹⁴

ональную и трансмуральную электрическую негомогенность миокарда.

Перспективное применение МКГ, в котором более наглядно, чем в обсуждаемых выше исследованиях, выявляются преимущества метода — это изучение и мониторинг сердечной активности плода.

Фетальная МКГ

Впервые успешно фетальная МКГ, то есть измерение МП, которое излучают электрически активные клетки сердца плода, была зарегистрирована в 1974 г. V. Kariniemi и соавт. [34]. Уже в 1999 г. van Leeuwen и соавт. указывали, что измерения МКГ из нескольких точек над животом беременной можно проводить начиная с 20–22-й недели беременности и получать информацию о здоровом и нормальном развитии плода. Датчики магнитометра располагаются над животом матери, без физического контакта. Уровень сигнала фетальной МКГ показан в таблице 4; поскольку положение и ориентация сердца плода априори неизвестно, то для создания лучшего соотношения «МКГ сигнал сердца плода — шум» необходима многоканальная регистрация, в случае одноканальной системы должна быть обеспечена возможность поворота датчика над животом матери. Некоторые авторы используют ультразвуковое исследование перед проведением МКГ-исследования для определения положения плода. По последним данным, при нормальной беременности с 20-й недели и далее

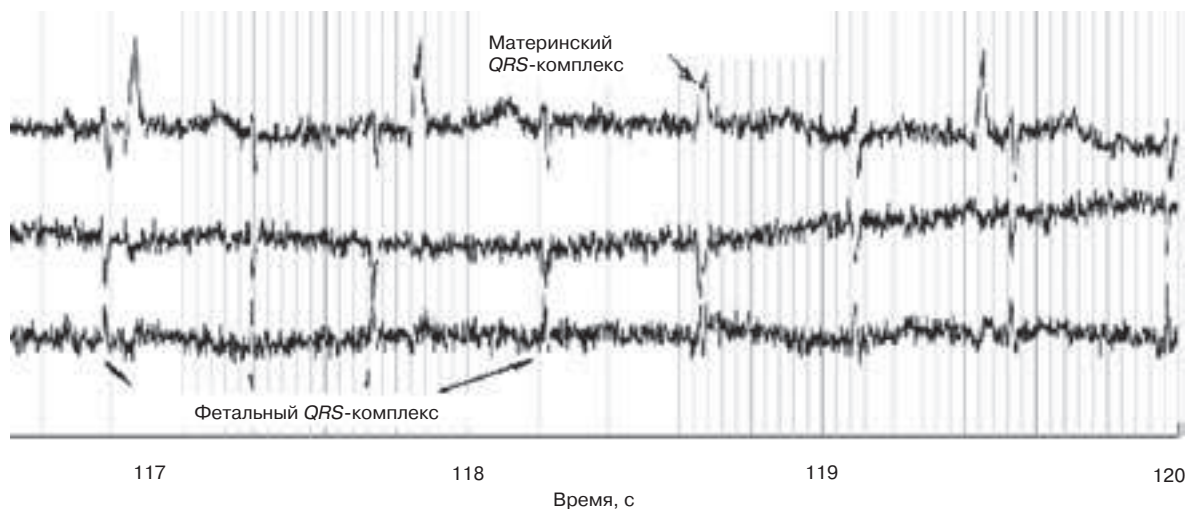


Рис. 10. Пример фетальной магнитокардиограммы

фетальная МКГ регистрирует ритм почти в 100% случаев с хорошим качеством комплексов QRS [45, 48].

Важнейшее преимущество фетальной МКГ – тот факт, что ткани, расположенные между сердцем плода и регистрирующей системой, не изменяют биомагнитный сигнал, обеспечивая при измерениях лучшее соотношение сигнал–шум. Дополнительно возможность цифрового вычитания (также используемого и в фетальной ЭКГ) позволяет исключить материнские сигналы. Отметим, что современные математические методы обработки сигнала позволяют получать необходимую информацию и из фетальной ЭКГ. Хотя несомненным достоинством фетальной МКГ является ее регистрация и в период 26–30 недель гестации, когда электрический сигнал от сердца плода резко ослаблен.

На фетальной МКГ, начиная с 18-й недели гестации, определяют волны деполаризации предсердий и желудочков – *P*, *QRS*, *T* и тем самым – кардиальные временные интервалы (рис. 10). По мнению ряда авторов, кардиальные временные интервалы и амплитуды фетальной МКГ возрастают параллельно с развитием плода начиная с 10-й недели [44]. Теоретически МКГ можно записывать уже на

16-й неделе, но такие ранние записи чаще всего неадекватны.

Регистрация кардиальных интервалов воспроизводима, регистрация амплитуд (сопряженная с положением и ориентацией плода) сопряжена с большими трудностями. В настоящее время все МКГ-системы, в которых успешно регистрируются фетальные МКГ и проводятся системные исследования, расположены в специальных магнитоэкранированных помещениях. При сотрудничестве ряда международных центров была создана база нормальных значений параметров фетальной ЭКГ и фетальной МКГ [29, 44], в том числе нормальных фетальных временных интервалов, зарегистрированных и на ЭКГ и на МКГ.

Были проанализированы временные кардиальные интервалы, характеризующие сердечную электрофизиологическую активность, их зависимость от срока гестации, который отражает рост плода, и пола; определены нормальные значения параметров МКГ различных периодов гестации.

При развитии плода амплитуда сигналов фетальной МКГ прогрессивно увеличивается, при этом отмечается значительная межиндивидуальная вариабельность. Даже последующие измерения МКГ того

же плода показывают значительную внутрииндивидуальную вариабельность, которую можно приписать изменениям во внутриутробной позиции плода. В самом деле, морфология и полярность комплекса *QRS* на фетальной МКГ в значительной мере зависит от внутриутробной позиции относительно детектора. Средняя длительность волны *P* и комплекса *QRS* возрастала, при этом интервалы *P–Q* и *Q–T* остаются почти постоянными и выказывают слабую корреляцию с периодом гестации. Интервалы *QRS* показали линейную зависимость от периода гестации, что, скорее всего, отражает возрастание количества и размеров миокардиальных клеток.

В литературе приведены результаты использования МКГ для пренатального изучения сердечных временных интервалов и оценки вариабельности ритма сердца плода на протяжении гестации, что говорит о возможности исследования функционального состояния автономной нервной системы сердца. Таким образом, создается база важного метода изучения развития плода и контроля за его функциональным состоянием. С помощью фетальной МКГ выявляют и наблюдают фетальные аритмии и аритмогенные феномены, которые могут представлять угрозу для жизни плода и новорожденного, повышают риск внутриутробной и перинатальной смертности: атриовентрикулярная (АВ) блокада, наджелудочковая тахикардия и синдром удлиненного интервала *Q–T*, особенно осложненные водянкой плода, АВ-узловая тахикардия, синдром WPW и другие патологические состояния [29, 44, 45, 48, 50].

Высокая чувствительность фетальной МКГ обеспечивает новый метод наблюдения за внутриутробным развитием плода, позволяет изучать кардиальную активность плода методом, отличным от тех, которые используются в настоящее время, и может быть инструментом для идентификации задержки внутриутробного роста.

Перспективы клинического применения магнитокардиографии

Биомагнитные исследования, и в частности магнитокардиография, за период более чем 40-летней истории периодически проходили этапы подъема и спада, периоды многообещающих надежд и разочарований и это – объективно реальный путь развития и воплощения любых наукоемких идей. Технология магнитокардиографического исследования развивалась на стыке целого ряда таких фундаментальных направлений, как физика и криоэлектроника, электродинамика, электрофизиология, экспериментальная и клиническая кардиология с привлечением самых современных достижений в области информационных технологий, математики, математического и физического моделирования, обработки сигналов, программирования и т. п.

Диагностические концепции в области МКГ также изучались на протяжении многих лет. Полученные результаты, представленные выше, позволяют сохранять интерес к магнитокардиографии в научном сообществе, но, очевидно, недостаточны для ее широкого распространения, внедрения в клиническую практику. В первую очередь – необходимо уточнение эффективности МКГ как метода кардиологической диагностики и оценка потенциальной выгоды от использования МКГ. Ограничивающими факторами являются также отсутствие стандартов на системы МКГ и представление результатов исследований.

Преимуществом магнитокардиографии остается ее абсолютная неинвазивность, даже пассивность, то есть отсутствие какой-либо энергии, индуцируемой на тело обследуемого. Однако в последнее время появляются публикации о том, что успехи, связанные с решением обратной задачи электрокардиологии в терминах эпикардиальных потенциалов, и современные методы анализа ЭКГ на основе соответствующих биофизических моделей

позволяют подойти к достаточно высокой точности в диагностике ишемии миокарда [46]. Здесь регистрация множественных поверхностных ЭКГ дополняется геометрической информацией о поверхностях сердца и тела и их взаимном расположении, полученной средствами компьютерной томографии. Но и в магнитокардиографии встает та же задача анатомической привязки при решении обратной задачи магнитокардиологии.

Вообще, хотелось бы подчеркнуть, что электрические и магнитные данные могут давать разную информацию о токах в миокарде желудочков и предсердий и связь между ними (или отсутствие таковой) определяется структурой источников токов. Поэтому электро- и магнитокардиография — это не конкурирующие, а дополняющие друг друга методы исследования, и понятными становятся слова R. McFee и G. M. Vaule о том, что «магнитокардиография позволяет выявить такие компоненты электродвижущей силы сердца, которые в ином случае остались бы „молчащими“». Возможно, именно их комбинация даст наиболее полную информацию об исследуемых процессах.

Главные же ограничения сегодняшнего применения МКГ в клинике связаны с экономическими аспектами, ведь помимо самой стоимости исследования важно учитывать, является ли более дорогое исследование более адекватным и информативным.

Как известно, такие вполне доступные неинвазивные методы диагностики, как стресс-эхокардиография, сцинтиграфия миокарда, позволяют достигнуть весьма точных результатов, причем в наглядных и привычных для врача форме и терминах. При этом стоимость магнитокардиографических систем, даже наиболее дешевых, с небольшим количеством каналов и работающих в неэкранированном помещении, выше стоимости стандартных эхокардиографических систем и сравнима со стоимостью оборудования для радионуклидной диагностики.

Эксплуатационные расходы в магнитокардиографии также существенны, что связано с естественным испарением жидкого гелия, выступающего в качестве необходимого хладагента в современных СКВИД-системах. Криостат для жидкого гелия, емкостью 5 л, при расходе гелия 20 мл/час, нуждается в регулярной заправке.

Конечно, имеются области применения МКГ, где достоинства метода, о которых говорилось выше, реализуются в полной мере и делают метод, даже в сегодняшних условиях, очевидно полезным с точки зрения соотношения цена—эффект. Это, несомненно, фетальная магнитокардиография. Хотя, как уже отмечалось выше, все МКГ-системы, в которых успешно и в практических масштабах регистрируются фетальные МКГ, проводятся системные исследования, расположены в специальных магнитоэкранированных помещениях.

Магнитокардиографический метод обладает значительным потенциалом роста в диагностике ишемии миокарда и других кардиальных патологий. Для достижения указанного уровня диагностической точности необходимо осуществить ряд мероприятий, которые можно было бы разделить на технические и связанные с усовершенствованием методов анализа и интерпретации данных. Технические мероприятия имеют целью улучшение соотношения сигнал—шум, что особенно актуально для неэкранированных магнитокардиографических систем. Протокол магнитокардиографического исследования целесообразно было бы расширить за счет внедрения методики магнитокардиографического обследования в условиях фармакологического стресс-теста, аналогично другим неинвазивным визуализирующим методам диагностики ИБС — стресс-эхокардиографии, сцинтиграфии, компьютерной и магнитно-резонансной томографии. Это, в свою очередь, влечет за собой необходимость технического усовершенствования измерительной систе-

мы, а именно – увеличения числа измерительных каналов. Перспективными также кажутся меры, связанные с усовершенствованием методов анализа магнитокардиографических карт. И очень важная задача – создание специализированного программного обеспечения для анализа МКГ-данных и формирования предварительного заключения в медицинских терминах.

Проблема технического усовершенствования магнитометрических систем имеет обнадеживающие перспективы, связанные с созданием и развитием СКВИД-магнитометров на основе высокотемпературных сверхпроводников (ВТСП), которые требуют охлаждения жидким азотом, а не существенно более дорогим и требующим более сложного устройства систем охлаждения жидким гелием. ВТСП были открыты в 1986 г., и тогда появилась возможность вместо невозобновляемого и дорогого хладагента – жидкого гелия – использовать жидкий азот. Переход от низкотемпературных сверхпроводников к высокотемпературным несет в себе возможность повышения рабочих температур сверхпроводящих устройств вплоть до азотных, замены жидкого гелия на жидкий азот, очевидное упрощение системы криостатирования и сокращение в сотни раз связанных с этим эксплуатационных расходов. Кроме того, ВТСП-устройство более устойчиво к внешним возмущениям, а криогенная система азотного уровня более надежна в эксплуатации.

Таковы многообещающие перспективы, связанные с изменением одной из основных составляющих этой технологии – переходом от низкотемпературных к высокотемпературным сверхпроводникам.

Несомненно, переход от сверхпроводниковой технологии гелиевого уровня температур к качественным СКВИД-магнитометрам на основе высокотемпературных сверхпроводников дает дополнительный импульс расширению работ в области магнитокардиологии.

Потенциал метода магнитокардиографии далеко не исчерпан. Необходимы дальнейшие усовершенствования как технических, так и клинических аспектов технологии, особенно когда речь идет о магнитокардиографии в неэкранированном помещении. При условии реализации этих усовершенствований магнитокардиография имеет все шансы стать широко востребованной в клинике методикой.

В заключение мы хотим отметить, что технология МКГ, как всякое чрезвычайно наукоемкое направление, будет продолжать развиваться с использованием современных достижений в области различных технологий, и по мере накопления новых знаний еще множество идей по ее усовершенствованию будет высказано специалистами из разных областей науки и техники.

Л и т е р а т у р а

1. *Бокерия, О. Л.* Возможности магнитоэлектрокардиографии в диагностике ишемической болезни сердца и нарушений ритма / О. Л. Бокерия, О. Н. Кислицина, А. Ш. Темирбулатова // *Анналы аритмологии.* – 2009. – № 2. – С. 45–62.
2. *Бородай, А. А.* Магнитокардиография: непонимание и разочарования от дефицита знаний / А. А. Бородай, Т. В. Сосницкая // *Укр. кардиол. журн.* – 2008. – № 7. Электронная версия.
3. *Васецкий, Ю. М.* Метод анализа структуры распределения токов в проводящей среде применительно к магнитокардиографии / Ю. М. Васецкий, Л. С. Файнзильберг, И. А. Чайковский // *Электронное моделирование.* – 2004. – Т. 26. – С. 95–115.
4. *Гуляев, Ю. В.* Магнитокардиографические системы на основе СКВИД для клинических применений / Ю. В. Гуляев, Ю. В. Масленников, М. А. Примин и др. // *Биомед. радиоэлектроника. Биомед. технол. и радиоэлектроника.* – 2010. – № 9.
5. *Клиническая кардиология: диагностика и лечение* / Под ред. Л. А. Бокерия, Е. З. Голуховой. В 3-х т. – М.: НЦССХ им. А. Н. Бакулева РАМН, 2011.
6. *Никитин, Ю. П.* Диагностические возможности магнитокардиографии при комплексном обследовании больных кардиомиопатиями / Ю. П. Никитин, А. В. Шабалин, А. В. Кытманов и др. // *Терапевт. архив.* – 1996. – Т. 68, № 1. – С. 45–49.

7. Полякова, И. П. Диагностические возможности многоканального поверхностного ЭКГ-картирования / И. П. Полякова // Креативная кардиология. – 2007. – № 1–2. – С. 256–269.
8. Полякова, И. П. Современные проблемы электрокардиографии: Поверхностное ЭКГ-картирование и неинвазивная оценка электрофизиологических свойств миокарда / И. П. Полякова // Клин. физиол. кровообр. – 2005. – № 2. – С. 29–36.
9. Примин, М. А. Математические модели, методы и алгоритмы пространственно-временного анализа магнитных полей и их применение в системах диагностики и обнаружения: автореф. дис. ... д-ра техн. наук / М. А. Примин. – Киев, 2000.
10. Проворотов, В. М. Диагностическая ценность магнитокардиографии / В. М. Проворотов // Материалы конф. молодых ученых. – Воронеж, 1966. – С. 8–9.
11. Проворотов, В. М. Исследование биоэлектромагнитного поля сердца и его значение в диагностике лево- или правожелудочковой и тотальной гипертрофии миокарда: дис. ... канд. мед. наук. / В. М. Проворотов. – Воронеж, 1967. – 196 с.
12. Ройтберг, Г. Е. Внутренние болезни. Сердечно-сосудистая система / Г. Е. Ройтберг, А. В. Струтынский. – М., 2003.
13. Сафонов, Ю. Д. Метод регистрации магнитного поля сердца – магнитокардиография / Ю. Д. Сафонов, В. П. Проворотов, В. М. Лубэ, Л. И. Якименко // Бюл. эксперим. биологии и медицины. – 1967. – Т. 64, вып. 9. – С. 111–113.
14. Сосницкий, В. Н. Магнитокардиография: новый взгляд на старые идеи / В. Н. Сосницкий, Л. А. Стаднюк, Т. В. Сосницкая // Серце і судини. – 2004. – № 4. – С. 73–78.
15. Холодов, Ю. А. Магнитные поля биологических объектов / Ю. А. Холодов, А. Н. Козлов, А. М. Горбач. – М.: Наука, 1987.
16. Чайковский, И. А. Магнитокардиография в диагностике ишемической болезни сердца: достижения и неудачи / И. А. Чайковский // Укр. кардиол. журн. – 2008. – № 4. – Электронная версия.
17. Anthony, D. Diagnosis and screening of coronary artery disease / D. Anthony // Prim. Care. – 2005. – Vol. 32. – P. 931–946.
18. Atar, S. Ischemia-induced ST-segment elevation: classification, prognosis, and therapy / S. Atar, Y. Birnbaum // J. Electrocardiol. – 2005. – Vol. 38. – P. 1–7.
19. Baule, G. M. Detection of magnetic fields of the heart // Am. Heart J. – 1963. – Vol. 66. – P. 95–96.
20. Чайковскы, I. A. Magnetocardiography in unshielded location in coronary artery disease detection using computerized classification of current density vectors maps: Dissertation ... Doktorgrades der Medizin / I. A. Chaykovsky. – Duisburg–Essen Universität, 2005.
21. Chen, J. Age and sex dependent variations in the normal magnetocardiogram compared with changes associated with ischemia / J. Chen, P. D. Thomson, V. Nolan, J. Clarke // Ann. Biomed. Eng. – 2004. – Vol. 32. – P. 1088–1099.
22. Cohen, D. Abnormal patterns and physiological variations in magnetocardiograms / D. Cohen, E. Lepeshkin, H. Hosaka // J. Electrocardiol. – 1976. – Vol. 9. – P. 398–409.
23. Cohen, D. Magnetic fields around the torso: production by electrical activity of the human heart / D. Cohen // Science. – 1967. – Vol. 156. – P. 652–654.
24. Comani, S. Magnetic map analysis during ventricular repolarization to differentiate between normal subjects and patients affected by cardiac hypertrophy / S. Comani, B. Merlino, S. Di Luzio et al. // Eur. J. Med. Physics. – 2001. – Vol. 27, № 1. – P. 9–16.
25. Fenici, R. Clinical application of magnetocardiography / R. Fenici, D. Brisinda, A. M. Meloni // Expert. Rev. Mol. Diagn. – 2005. – Vol. 5. – P. 291–313.
26. Fenici, R. Is there any place for magnetocardiographic imaging in the era of robotic ablation of cardiac arrhythmias? / R. Fenici, D. Brisinda // FIMH'07 Proceedings of the 4th international conference on Functional imaging and modeling of the heart. – Berlin, 2007. – P. 230–239.
27. Fenici, R. Magnetocardiography provides non-invasive three-dimensional electroanatomical imaging of cardiac electrophysiology / R. Fenici, D. Brisinda // Int. J. Cardiovasc. Imaging. – 2006. – Vol. 22, № 3–4. – P. 595–597.
28. Goernig, M. Magnetocardiography based spatiotemporal correlation analysis is superior to conventional ECG analysis for identifying myocardial injury / M. Goernig, M. Liehr, C. Tute et al. // Ann. Biomed. Eng. – 2009. – Vol. 37. – P. 107–111.
29. Grimm, B. Recommended standards for fetal magnetocardiography / B. Grimm, J. Haueisen, M. Huottilainen et al. // Pacing. Clin. Electrophysiol. – 2003. – Vol. 26, № 11. – P. 2121–2126.
30. Hailer, B. Clinical application of MCG in ischemic heart disease // New Frontiers in Biomagnetism. Proceedings of the 15th International Conference on Biomagnetism. Elsevier International Conference Series / B. Hailer, P. Van Leeuwen; eds. D. Cheyne, B. Ross, G. Stroink, H. Weinberg. – ICS 1300, 2007. – P. 741–744.
31. Hailer, B. The value of magnetocardiography in the course of coronary intervention / B. Hailer, P. van Leeuwen, I. Chaikovskiy et al. // Ann. Noninvasive Electrocardiol. – 2005. – Vol. 10. – P. 188–196.
32. Horng, H. E. Magnetocardiography of animals in magnetically shielded environment with active compensation / H. E. Horng, S. H. Liao, S. J. Hsu et al. // Neurol. Clin. Neurophysiol. – 2004. – Vol. 84.
33. Kang, C. S. Measurement of MCG in Unshielded Environment Using a Second-Order SQUID Gradiometer / C. S. Kang, Y. H. Lee, K. K. Ryu et al. // IEEE Trans. Mag. – 2009. – Vol. 45. – P. 2882–2885.

34. *Kariniemi, V.* The fetal magnetocardiogram / V. Kariniemi, J. Ahopelto, J. P. Karp, T. E. Katila // *J. Perinat. Med.* – 1974. – Vol. 2, № 3. – P. 214–216.
35. *Karp, P.* Cardiomagnetism / P. Karp // *Biomagnetism.* – N. Y.: W. de Gruyter, 1981.
36. *Kim, D.* Detection of atrial arrhythmia in superconducting quantum interference device magnetocardiography; preliminary result of a totally-noninvasive localization method for atrial current mapping. / D. Kim, K. Kim, Y. H. Lee, H. Ahn // *Interact. Cardiovasc. Thorac. Surg.* – 2007. – Vol. 6, № 3. – P. 274–279.
37. *Kim, I.-S.* Measurement of rat magnetocardiograms by using a high-Tc SQUID Magnetometer System / I.-S. Kim, H. Kwon, J.-H Song // *Applied Supercond., IEEE Transactions on*, 2011. – Vol. 21, № 3. – P. 497–500.
38. *Koch, H.* Recent advances in magnetocardiography / H. Koch // *J. Electrocardiol.* – 2004 – Vol. 37 (Suppl.). – P. 117–122.
39. *Lim, H. K.* The evolution and future of magnetocardiography in identification of heart disease-induced electrophysiological changes / H. K. Lim, Y.-H. Lee, N. Chung // *Proceedings of the World Medical Conference*, 2010. – P. 74–77.
40. *Nenonen, J.* Principles of magnetocardiographic mapping / J. Nenonen, J. Montonen, M. Mäkijärvi // *Cardiac. Mapping*, Blackwell Publishing Inc. / Futura Division / Eds M. Shenasa, M. Borggrefe, G. Breithardt. – 2nd ed. – 2003. – P. 119–129.
41. *Park, J. W.* Magnetocardiography predicts coronary artery disease in patients with acute chest pain / J. W. Park, P. M. Hill, N. Chung et al. // *Ann. Noninv. Electrocardiol.* – 2005. – Vol. 10. – P. 312–323.
42. *Rosenheck, S.* Electroanatomic mapping: the 21st century approach to treating cardiac arrhythmias / S. Rosenheck // *Isr. Med. Assoc. J.* – 2007. – Vol. 9, № 4. – P. 326–367.
43. *Steinberg, B.* Magneto-cardiogram recording in nonshielded environment – reproducibility and ischemia detection / B. Steinberg, A. Roguin, S. Watkins et al. // *Ann. Noninv. Electrocardiol.* – 2005. – Vol. 10. – P. 152–160.
44. *Stinstra, J.* Multicentre study of fetal cardiac time intervals using magnetocardiography / J. Stinstra, E. Golbach, P. van Leeuwen et al. // *Br. Obstet. Gynaecol.* – 2002. – Vol. 109. – P. 1235–1243.
45. *Strasburger, J. F.* Magnetocardiography for fetal arrhythmias / J. F. Strasburger, B. Cheulkar, R. T. Wakai // *Heart Rhythm.* – 2008. – Vol. 5, № 7. – P. 1073–1076.
46. *Wang, Y.* Application of the method of fundamental solutions to potential-based inverse electrocardiography / Y. Wang, Y. Rudy // *Ann. Biomed. Eng.* – 2006. – Vol. 34. – P. 1272–1288.
47. *Wikswa, J. P.* Theory and Application of Magnetocardiography / J. P. Wikswa, J. A. V. Malmivuo, W. H. Barry // *Cardiovascular Physics* / Eds D. N. Ghista, E. Van Vollenhoven, W. Yang. – Karger, Basil, 1979. – P. 1–67.
48. *Wren, C.* Cardiac arrhythmias in the fetus and newborn // C. Wren // *Semin. Fetal. Neonatal. Med.* – 2006. – Vol. 1. – P. 182–190.
49. *Yamada, S.* Magnetocardiograms in clinical medicine: unique information on cardiac ischemia, arrhythmias, and fetal diagnosis / S. Yamada, I. Yamaguchi // *Intern. Med.* – 2005. – Vol. 44, № 1. – P. 1–19.
50. *Zhao, H.* Electrophysiological characteristics of fetal atrioventricular block / H. Zhao, B. F. Cuneo, J. F. Strasburger et al. // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2008. – Vol. 51. – P. 77–84.

Поступила 27.01.2012