

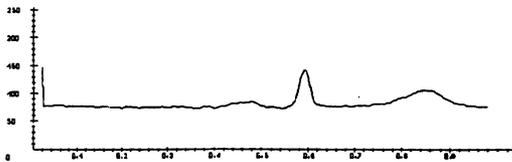
ВОЗМОЖНОСТИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ ВЫСОКОГО РАЗРЕШЕНИЯ*

И.А. Латфуллин, Г.М. Тептин

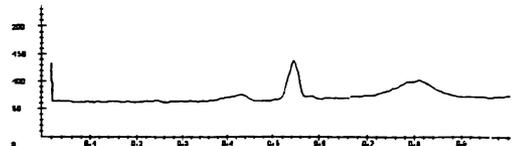
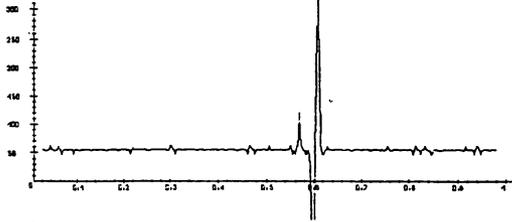
Кафедра терапии № 2 (зав. — проф. И.А. Латфуллин) Казанского государственного медицинского университета, кафедра радиоастрономии (зав. — проф. Г.М. Тептин) Казанского государственного университета

Разработан комплекс аппаратуры, включающий в себя электрокардиограф высокого разрешения, персональный компьютер “Пентиум”-200 и программы обработки ЭКГ [10]. Благодаря этому можно получить “фазовый портрет” сердца, на котором по оси X откладываются ЭКГ, а по оси Y — первая от нее производная. Данный метод позволяет получить большую информацию, чем стандартная ЭКГ. Кроме того, ком-

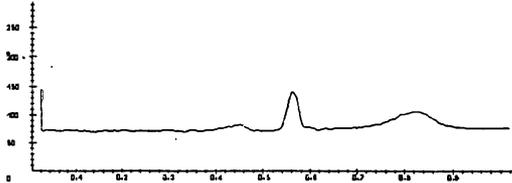
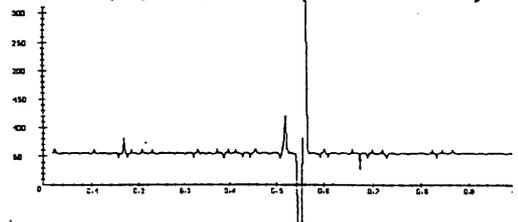
плекс аппаратуры дает возможность регистрировать потенциалы пучка Гиса (ППГ) и поздние потенциалы желудочков сердца (ППЖ). Приведены результаты обследования более чем 100 пациентов, и на этой основе предложена модель возникновения поздних потенциалов ЭКГ-сигнала, ранний вариант которой был описан в опубликованных нами работах [6, 7].



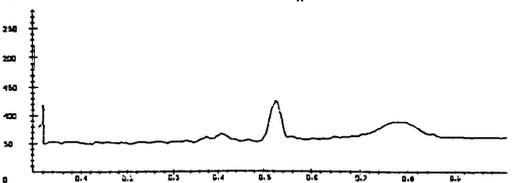
Высокочастотный фильтр ЭКГ номер пац. -та=2, отв.=2, nn1= 9 , nn2= 5 ,с= 1



Высокочастотный фильтр ЭКГ номер пац. -та=2, отв.=2, nn1= 9 , nn2= 5 ,с= 1



Высокочастотный фильтр ЭКГ номер пац. -та=2, отв.=2, nn1= 9 , nn2= 5 ,с= 1



Высокочастотный фильтр ЭКГ номер пац. -та=2, отв.=2, nn1= 9 , nn2= 5 ,с= 1



Рис. 1. НЧ и ВЧ компоненты ЭКГ-сигнала здорового пациента, усиленное отведение II. Перед двухфазным QRS-комплексом на ВЧ компоненте видны ППГ (монофазные импульсы на расстоянии 0,02 с).

* Работа поддержана Российским гуманитарным научным фондом. Грант № 97-06-08048.

С помощью созданной нами аппаратуры [10] можно регистрировать потенциалы пучка Гиса (ППГ) с обычных поверхностных электродов [1]. Для их надежного выделения используются специально разработанные цифровые фильтры, позволяющие получить высокое разрешение [9]. В память компьютера записываются усиленные ЭКГ-сигналы со II стандартного отведения. После высокочастотной (ВЧ) и низкочастотной (НЧ) фильтрации при помощи двусторонних адаптивных циф-

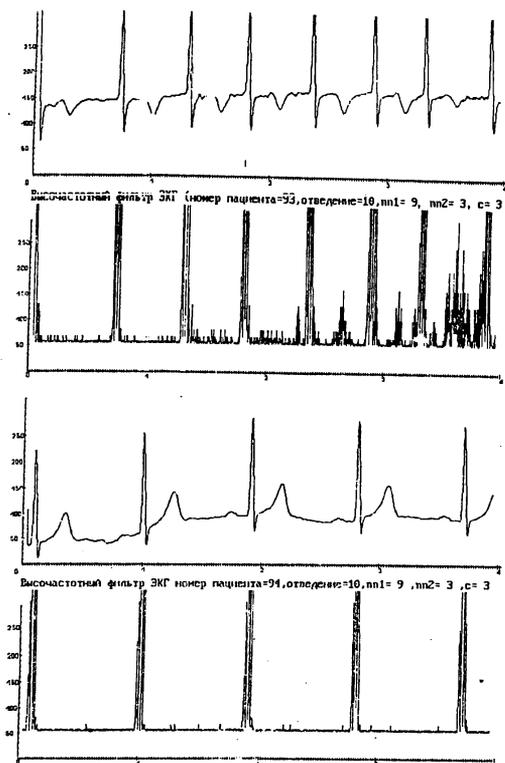


Рис. 2. НЧ и ВЧ компоненты ЭКГ-сигнала здорового (внизу) и больного инфарктом миокарда (вверху) пациентов. Усиленное отведение V_4 .

ровых фильтров [3] соответствующие составляющие подаются на монитор или печать.

На рис. 1 приведены четыре последовательных цикла ЭКГ-сигнала с экрана монитора персонального компьютера (НЧ — вверху, ВЧ — внизу) здорового человека. Перед двухфазными ВЧ компонентами комплекса QRS обычно видны монофазные ППГ. На последнем

цикле ППГ становится двухфазным. Анализ наших данных показал, что амплитуда ППГ меняется от 0 до 10 мкВ, а расстояние между ППГ и QRS комплексами — от 0 до 0,06 с, что согласуется с результатами инвазивных измерений, описанных в литературе [1]. Наш метод регистрации ППГ не имеет недостатка, который присущ методам обнаружения ППГ, использующим усреднение регистраций, в частности по 100 циклам [4, 5], которые приводят только к “размазыванию” ППГ в интервале P—QRS.

Указанный метод был использован для регистрации высокочастотных компонент (ВЧ компонент) ЭКГ-сигнала. В качестве примера рассмотрены регистрации с отведения V_4 для пациентов с инфарктом миокарда. На рис. 2 приведены НЧ и ВЧ составляющие ЭКГ-сигнала больного инфарктом миокарда (1-й день заболевания, вверху) и здорового человека (внизу). В обоих случаях были проведены записи более 100 циклов усиленных ЭКГ-сигналов отведения V_4 , при этом у здорового не были обнаружены ВЧ составляющие вне комплекса QRS. У больного инфарктом миокарда прослеживались периоды отсутствия ВЧ компоненты, сменявшиеся периодами появления ВЧ компоненты сначала на месте Т-волны, затем в виде поздних потенциалов желудочка (ППЖ), и весь интервал R—R заполняется ВЧ импульсами. На НЧ компонентах эта закономерность выражалась вначале в виде последовательного уменьшения R—R интервала, затем его максимального увеличения для циклов с большим содержанием ВЧ импульсов. Там, где появились ВЧ компоненты и Т-волны, НЧ составляющая этих зубцов имела меньшую амплитуду. Таким образом, общая амплитуда ЭКГ-сигнала (ВЧ+НЧ) оставалась постоянной. Наблюдавшаяся нами высокая корреляция между НЧ и ВЧ компонентами (0,7; $P < 0,05$ по критерию t Стьюдента), между ВЧ и R—R интервалом (0,63; $P < 0,05$ по критерию t Стьюдента), а также отсутствие ВЧ импульсов в некоторые моменты времени, свидетельствовали о том, что мы на самом деле регистрировали реальные потенциалы сердца (сравните с работами [8, 11]).

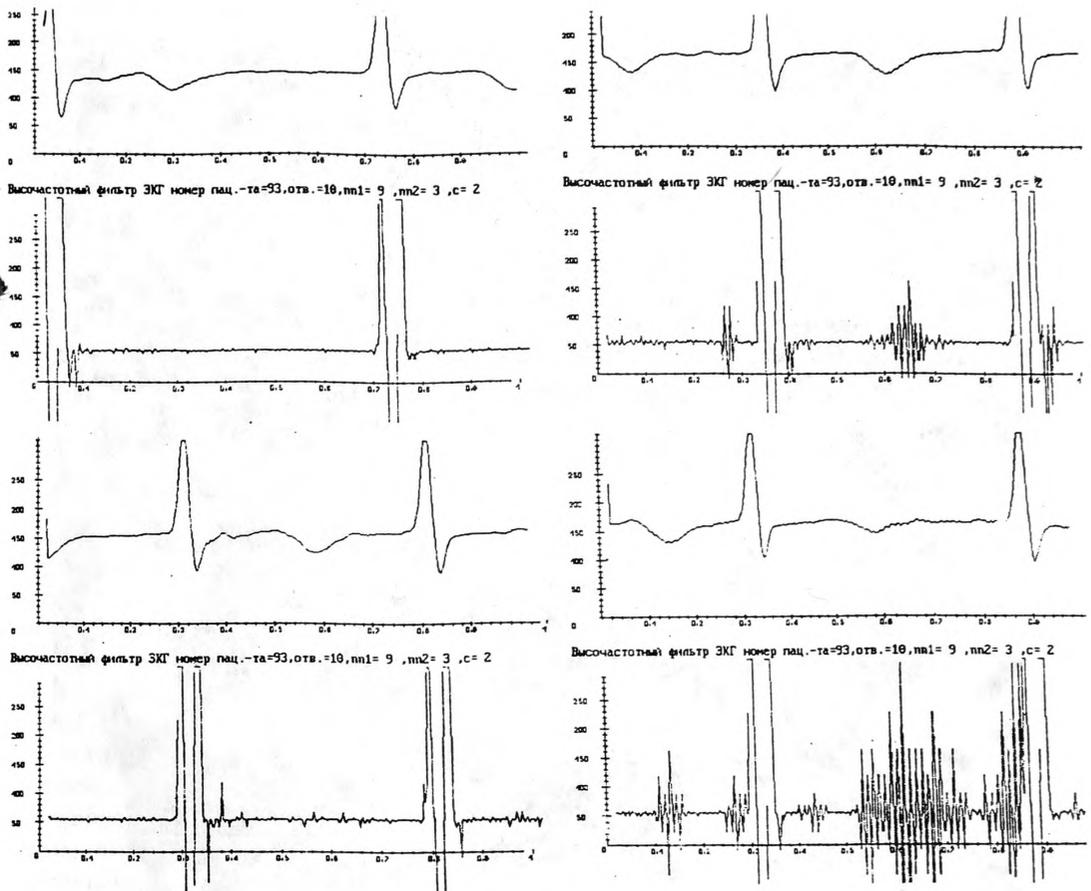


Рис. 3. Последовательные фрагменты НЧ и ВЧ компонентов ЭКГ-сигнала, полученных при помощи кубического адаптивного фильтра. Усиленное отведение V_4 .

Отметим, что в настоящее время известны три основных метода регистрации ППЖ [8, 11]: 1) временной анализ сигнал-усредненной ЭКГ; 2) спектральный анализ сигнал-усредненной ЭКГ; 3) метод пространственного усреднения ЭКГ ("beat-by-beat analysis"). Последний метод позволяет регистрировать усиленный PQRST сигнал в каждом комплексе, но для снижения уровня шума применяется одновременно запись с нескольких пар близко расположенных электродов. Наш метод отличается от традиционных [11] отсутствием временного и пространственного усреднения, что, как известно из теории анализа сигналов [3], не дает искажений компонент реального сигнала, которые могут возникнуть при любом усреднении.

На рис. 2 для выделения ВЧ компонент используются квадратичные адап-

тивные фильтры, поэтому амплитуда потенциалов всегда положительна. Использование кубического адаптивного фильтра, как показано на рис. 3, свидетельствует о том, что ВЧ потенциалы на самом деле являются биполярными. Поэтому использование метода усреднения [6] для регистрации ППЖ приводит к расплыванию спектра и взаимной амплитудной компенсации потенциалов. Без этой процедуры усреднения данные о ППЖ более информативны, чем получаемые традиционным методом [8].

Закономерность возникновения и динамики ВЧ и НЧ компонент ЭКГ-сигнала при инфаркте миокарда была обнаружена нами впервые, поэтому для объяснения этих данных нам пришлось создать двумерную имитационную модель возникновения спонтанных возбуждений в миокарде. Предполагается следующий механизм. При спонтанном воз-

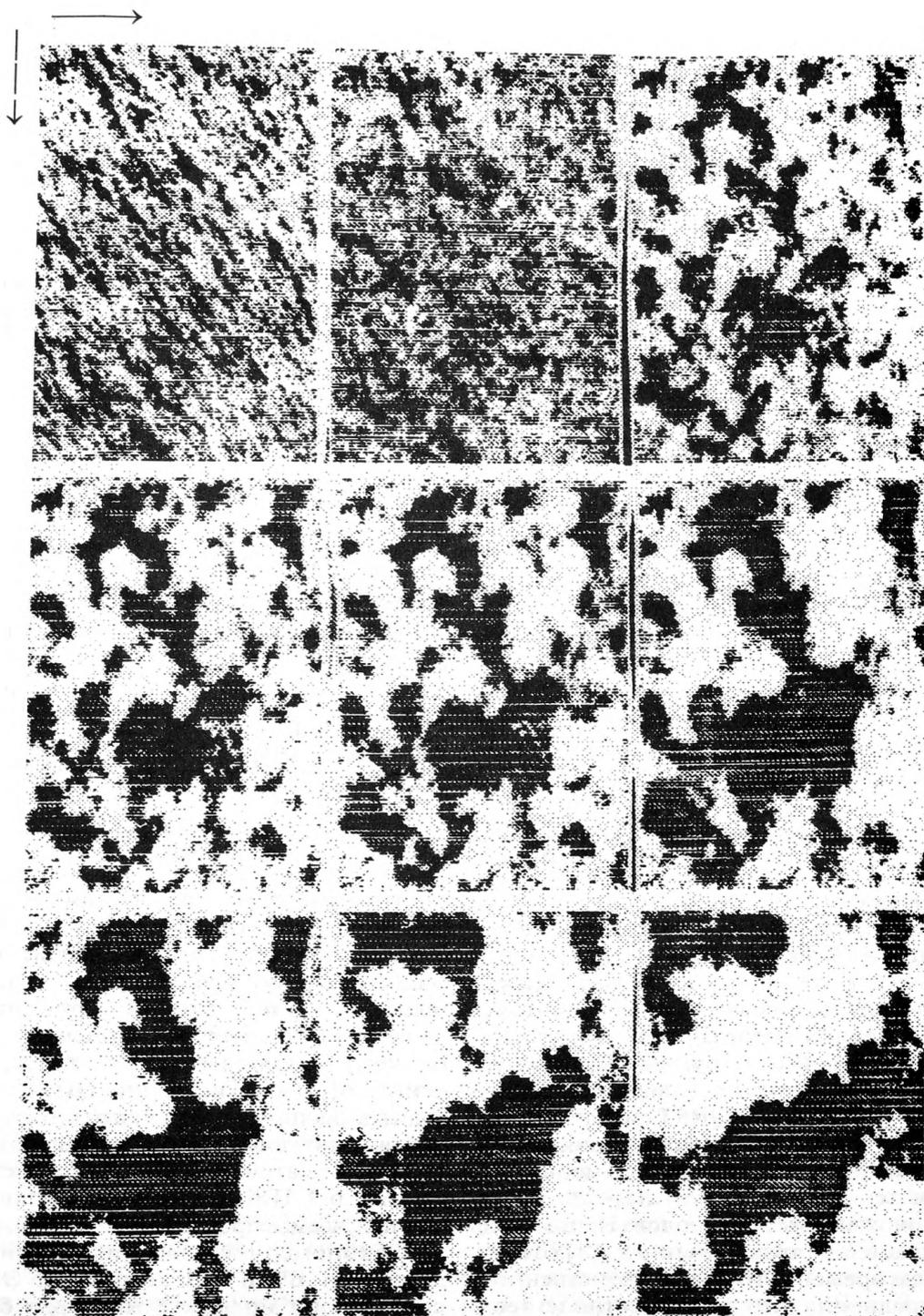


Рис. 4. Модельные представления девяти фрагментов подпороговой деполяризации (реполяризации) небольшого участка миокарда (двумерный разрез).

буждении участка миокарда все его клетки находятся в хаотически возбужденном состоянии. Двумерное случайное поле рассматривается по аналогии с одномерным процессом авторегрессии [3]. Наиболее простая модель двумерного процесса авторегрессии — представление случайного поля в виде одномерных процессов авторегрессии первого порядка по строкам, столбцам и диагонали матрицы поля [3].

На рис. 4 приведена последовательная динамика возбуждения участка миокарда. Первоначально (левый верхний угол) все клетки миокарда находятся в хаотически возбужденном состоянии. Постепенно, за счет трансмембранного взаимодействия (электромеханическое сопряжение) поляризация клеток приобретает коллективный характер. Появление значительных поляризованных участков подпорогового уровня приводит к возникновению ВЧ компоненты на ЭКГ-сигнале. Далее поляризация может достичь порогового уровня с последующей полной деполяризацией или реполяризацией миокарда и соответствующим снятием ВЧ потенциалов. Через определенное время картина повторяется.

Дополнительным подтверждением нашей имитационной модели возникновения поздних потенциалов являются экспериментальные работы [1, 5] с описанием спонтанных осцилляций изолированной папиллярной мышцы крысы [5]. Показано, что такая механическая активность сопровождается низкочастотными подпороговыми изменениями трансмембранного потенциала. Описаны и другие экспериментальные данные [5], полученные на от-

крытом сердце, которые также подтверждают нашу имитационную модель возникновения поздних потенциалов на различных участках ЭКГ-сигнала.

ЛИТЕРАТУРА

1. Болезни сердца и сосудов/Под ред. Е.И. Чазова, — М., 1992.
2. Волкова Э.Г. Новые технологии профилактики, диагностики и лечения в клинике внутренних болезней. — Челябинск, 1996.
3. Дженкинс Г., Бокс Дж. Анализ временных рядов. — М., 1974.
4. Конохов А.Т., Терзи В.Ф.//Радиотехника. — 1995. — № 9.
5. Кушаковский М.С. Аритмии сердца. — СПб, 1992.
6. Латфуллин И.А., Тептин Г.М. Новые технологии профилактики, диагностики и лечения в клинике внутренних болезней. — Челябинск, 1996.
7. Латфуллин И.А., Тептин Г.М. Сборник трудов I конгресса ассоциации кардиологов СНГ. — М., 1997.
8. Попов В.В. и др. Новые технологии профилактики, диагностики и лечения в клинике внутренних болезней. — Челябинск, 1996.
9. Хемминг Э. Цифровые фильтры. — М., 1980.
10. Latfoullin J.A., Teptin G.M., Terzy V.F.// Environ. Radiocol. and Appl. Ecol. — 1995. — Vol. 1. — P. 18—24.
11. Practical management of cardiac arrhythmias. Ed. N. El-Sherif, J. Lekieffre. Futura Publishing Comp. Inc. Armonk. — N.-Y., 1997.

Поступила 31.10.97.

POSSIBILITIES OF ELECTROCARDIOGRAPHY OF HIGH SETTLEMENT

I.A. Latfullin, G.M. Teptin

S u m m a r y

The new method of registration and analysis of electrocardiography allowing to obtain more information than standard electrocardiography is described. The equipment complex developed makes it possible to reveal the potentials of His' bundle and late potentials of ventricles. The initiation model of late potentials of electrocardiography signals is proposed.