

Л.С. Файнзильберг

Информационная технология для диагностики функционального состояния оператора

Рассмотрена задача оценки функционального состояния операторов в процессе их трудовой деятельности. Описана архитектура и технические характеристики информационной технологии для диагностики функционального состояния сердечно-сосудистой системы испытуемого на основе обработки ЭКГ I-го стандартного отведения в фазовом пространстве координат. Приведены результаты медицинских испытаний.

A problem of evaluation of an operators' functional state during their labour activity is considered. An architecture and technical characteristics of the information technology for diagnostics of a functional state of the patient's cardiovascular system based on the treatment of ECG taken from the 1st standard lead in the phase space of coordinates are described. The results of medical tests are presented.

Розглянуто задачу оцінки функціонального стану операторів безпосередньо на їх робочому місці. Описано архітектуру та технічні характеристики інформаційної технології для діагностики функціонального стану серцево-судинної системи за допомогою обробки ЕКГ I-го стандартного відведення у фазовому просторі координат. Наведено результати медичних випробувань.

Введение. На современном этапе развития промышленного производства все большее значение придается контролю за функциональным состоянием операторов, осуществляющих эксплуатацию оборудования. Эта проблема не менее актуальна, чем проблема контроля самого оборудования, поскольку ошибочные действия оператора, особенно в нештатных ситуациях, могут привести к крупномасштабным авариям.

Указанная проблема не может быть в полной мере разрешена лишь за счет регулярных диспансерных обследований операторов, проводимых в условиях поликлиники или лечебно-оздоровительного центра предприятия. Основной целью плановой диспансеризации является выявление ранней или скрытой стадии болезни обследуемого и принятие решения о его пригодности к выполнению профессиональных обязанностей. При этом представление о здоровье оператора чаще всего формально отождествляется с отсутствием выявленной патологии [1].

В то же время трудовая деятельность операторов ряда профессий (водителей, летчиков, авиадиспетчеров, операторов химических и металлургических агрегатов, атомных электростанций и т.п.) часто происходит в необычных (экстремальных) условиях среды и сопряжена со стрессовыми ситуациями. Даже если на очередном осмотре такие операторы признаны практически здоровыми и допущены к выполнению профессиональных обязанностей, то в процессе трудовой деятельности необходимо осуществлять постоянный контроль за их текущим функциональным состоянием.

Известно, что ритм сердца — универсальная реакция организма на любое воздействие со стороны внешней и внутренней среды. Он содержит в себе информацию о функциональном состоянии всех звеньев регулирования жизнедеятельности человека как в норме, так и при различных патологиях [1–3]. Именно поэтому внимание специалистов привлекают компьютерные технологии математического анализа variability (изменчивости) ритма сердца испытуемого. Одним из примеров такой технологии является диагностический комплекс *MicroCard* (разработка НПО «Октава ЛТД» (г. Киев) совместно с НПО «Славянский мост» (г. Днепропетровск)), в котором программно реализована методика анализа variability сердечного ритма проф. Р.М. Баевского [2].

Анализ variability ритма сердца может быть применен для оценки состояния вегетативной нервной системы — баланса между симпатической и парасимпатической частями вегетативной нервной системы (так называемого симпатовагусного баланса), а также для оценки функционального состояния и адаптационных возможностей организма [3]. Это имеет важное значение для исследования воздействия на организм эмоциональных и физических нагрузок, возникающих в процессе трудовой деятельности операторов.

Следует отметить, что с помощью современных компьютерных технологий анализ variability ритма сердца можно провести всего лишь за полторы–две минуты и при этом получить достаточно полную информацию о состоянии регуляторных систем организма оператора.

Однако только на основе анализа вариабельности ритма сердца нельзя судить о функциональном состоянии самого сердца как основного системообразующего органа. Поэтому для повышения достоверности заключения о функциональном состоянии оператора анализ вариабельности сердечного ритма должен быть дополнен морфологическим анализом электрокардиограммы (ЭКГ) испытуемого.

В данной статье рассматриваются принципы построения информационной технологии (ИТ) для контроля функционального состояния оператора, основной особенностью которой является реализация оригинального метода анализа ЭКГ.

Общая характеристика ИТ. Традиционный морфологический анализ ЭКГ сводится к оценке полярности, амплитуды, продолжительности и формы характерных сегментов и зубцов ЭКГ, представляющей собой график изменения во времени электрической активности сердца в 12 отведениях [4]. Однако амплитудно-временной анализ ЭКГ, реализуемый существующими компьютерными системами, недостаточно оперативен и неудобен для выполнения массовых обследований операторов непосредственно на рабочем месте.

Поэтому при построении ИТ для контроля функционального состояния операторов в процессе трудовой деятельности предлагается:

- осуществлять обработку ЭКГ только от I-го стандартного отведения (правая рука – левая рука), которое интегрально отражает поведение электрического вектора сердца;
- использовать упрощенную схему съема электрокардиосигнала на основе специального датчика;
- проводить морфологический анализ ЭКГ на основе специального представления этого сигнала в фазовом пространстве координат, что позволяет повысить чувствительность к тонким изменениям структуры сигнала, которые обычно недооцениваются при его традиционном представлении во временной области;
- реализовать ИТ на базе ПЭВМ.

На рис. 1 представлена укрупненная структурная схема предлагаемой ИТ.

Ввод ЭКГ испытуемого осуществляется достаточно просто: информация, соответствующая I-му стандартному отведению, снимается непосредственно с кистей рук оператора, который в положении сидя берет в руки специальный датчик. Разумеется, полученная таким образом информация не

обладает достаточной полнотой и не может служить основой для стандартного ЭКГ-заключения, но позволяет судить о функциональном состоянии миокарда и диагностировать некоторые электрокардиографические признаки перенапряжения при трудовой деятельности [5].

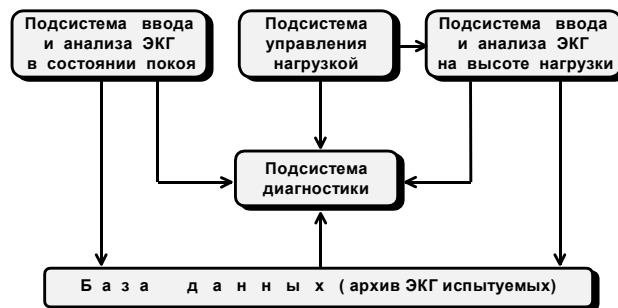


Рис. 1. Архитектура информационной технологии

Диагностика функционального состояния сердечно-сосудистой системы оператора производится путем анализа электрокардиосигнала в фазовом пространстве координат на основе

- фазового портрета ЭКГ в состоянии покоя;
- сравнения фазовых портретов ЭКГ до и после нагрузки;
- сравнения фазовых портретов двух ЭКГ, например, текущей и хранимой в архиве (обе ЭКГ должны принадлежать одному испытуемому и быть зарегистрированными либо в покое, либо после одинаковой нагрузки).

Тестирование оператора может проводиться на основе трех типов нагрузок: недозированной физической нагрузки (например, пробы Руфье), физической нагрузки в виде дозированной велоэргометрической пробы (мощностью 50–75 Вт) и психоэмоциональной нагрузки в условиях дефицита времени.

Для имитации психоэмоциональной нагрузки, воздействующей на оператора в условиях реальной трудовой деятельности, предлагается использовать так называемые «стресс-тесты», стимулирующие простые и сложные зрительно-моторные реакции оператора на предъявляемые компьютером стимулы. Такие стимулы представляют собой перемещающиеся по экрану графические фигуры, имеющие характер сигналов *возбуждающего* типа (на которые испытуемый должен реагировать путем нажатия соответствующих клавиш) и сигналы *тормозного* типа (при их появлении не следует нажимать клавиши).

При правильных действиях оператора темп предъявления компьютером стимулов автоматически ускоряется, а при ошибочных действиях — автоматически замедляется, что вызывает стрессовую ситуацию для испытуемого. При этом фиксируется общее число неправильных действий оператора и производится оценка его реакций по отношению к лидеру. Тест завершается по истечении заданного промежутка времени либо по достижении заданного числа предъявлений стимулов.

В подсистеме управления нагрузкой реализован ряд таких тестов разной степени сложности:

Тест 1. На экране монитора через случайные промежутки времени появляются графические фигуры двух цветов, которые испытуемый клавишами *Left-Right* должен направить в корзину соответствующего цвета.

Тест 2. На экране монитора через случайные промежутки времени появляются графические фигуры трех цветов, два из которых представляют собой сигналы *возбуждающего* типа, а третий цвет — сигнал *тормозного* типа. Испытуемый должен направить стимулы возбуждающего типа в корзину соответствующего цвета, а на стимул тормозного типа — не реагировать.

Тест 3. Дополнительной психоэмоциональной нагрузкой по отношению к тесту 2 является то, что в случайные моменты времени меняются цвета левой и правой корзины.

Тест 4. Дополнительной психоэмоциональной нагрузкой по отношению к тесту 3 является то, что в некоторые моменты времени случайным образом меняются цвета графических стимулов и корзины, причем в данном случае к сигналу *тормозного* типа испытуемый должен отнести тот графический стимул, цвет которого не совпадает с цветами обеих корзины.

На основе сравнительного анализа ЭКГ автоматически формируется заключение об адекватности реакции сердечно-сосудистой системы испытуемого на физическую или психоэмоциональную нагрузку. Заключение о текущем функциональном состоянии испытуемого отображается на экране монитора и, по желанию пользователя, документируется на принтере. Это заключение носит рекомендательный характер и может быть использовано для принятия решения о готовности оператора к выполнению его служебных обязанностей.

Предусмотрена возможность сохранения в архиве ЭКГ испытуемого с соответствующими атри-

бутами (табельный номер и фамилия, дата и время регистрации, тип нагрузки и т.п.). Эта информация может быть впоследствии использована при сравнительной оценке текущего функционального состояния оператора по его данным из архива.

Анализ ЭКГ в фазовом пространстве координат. По мнению специалистов, существующие системы компьютерной обработки ЭКГ во временной области не обеспечивают требуемую достоверность принимаемых решений главным образом из-за ошибок, возникающих на стадии автоматического распознавания информативных фрагментов ЭКГ. Эти ошибки в первую очередь обусловлены сложностью построения математической модели, описывающей процесс порождения ЭКГ во временной области. Следует также иметь в виду, что в реальных ЭКГ, как правило, нет четких границ между отдельными фрагментами, подлежащими распознаванию [6]. К тому же даже у здоровых людей в состоянии покоя сердечный ритм подвержен значительным колебаниям, которые обусловлены не столько реакцией организма на внешние возмущения, сколько фрактальной природой самой ЭКГ [7]. Другими словами, частота сердечных сокращений вовсе не стремится к гомеостатичной (стабильной) величине, как это предполагалось ранее, а постоянно претерпевает значительные флуктуации даже при отсутствии внешних возмущений, и эти флуктуации не обязательно являются предвестником каких-либо патологий. Именно поэтому внимание специалистов-кардиологов привлекают альтернативные подходы к анализу ЭКГ, одним из которых является метод отображения ЭКГ в фазовом пространстве координат [8–11].

Основная идея этого метода состоит в том, что на основе обработки временного электрокардиосигнала $x = x(t)$ оценивается его производная, и в координатах $x - dx/dt$ отображается графическая зависимость между амплитудой ЭКГ и ее скоростью изменения во времени (фазовая траектория).

Эффективность данного метода обусловлена прежде всего тем, что при различных поражениях миокарда изменяется не только последовательность пути, но и скорость распространения волны деполяризации и реполяризации по миокарду [8, 12, 13]. Поэтому дифференцированная ЭКГ неизбежно содержит дополнительную ценную информацию о состоянии сердечно-сосудистой системы испытуемого.

Важно отметить еще одно преимущество представления ЭКГ в фазовом пространстве координат. Вполне понятно, что наблюдаемая ЭКГ на протяжении нескольких последовательных кардиоциклов не является периодической функцией в математическом смысле этого понятия, т.е. не существует такого числа T , что $x(t + T) = x(t)$ для любого t . Причем дело не только в вариативности частоты сердечных сокращений (ЧСС), но и в вариативности формы фрагментов P , QRS , $ST-T$, соответствующих отдельным стадиям изменения электрической активности сердца (возбуждение предсердий, деполяризация и реполяризация желудочков) на интервале наблюдения. Более того, как показывают исследования, изменение продолжительности комплекса QRS в меньшей степени связано с изменением ЧСС, чем изменение продолжительностей зубца P и сегмента $ST-T$. Поэтому применяемые в ряде известных компьютерных систем сравнительно простые алгоритмы построения эталонного кардиоцикла, основанные на интерполяции наблюдаемых во временной области кардиоциклов с последующим их усреднением, не всегда являются обоснованными.

Отличительной особенностью предлагаемой ИТ является то, что все стадии анализа ЭКГ, в том числе построение усредненного кардиоцикла во временной области, осуществляются путем обработки ЭКГ в фазовом пространстве координат. Правомочность такого алгоритма усреднения обусловлена тем, что даже при изменении ЧСС точки фазовой траектории, соответствующие зубцам R , комплексам QRS и сегментам $ST-T$ различных кардиоциклов, будут группироваться в фазовом пространстве относительно некоторой «средней» линии, подлежащей оцениванию (см. рис. 2).

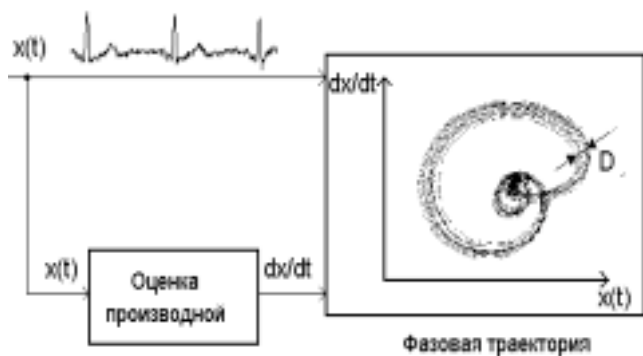


Рис. 2. Иллюстрация метода усреднения ЭКГ в фазовых координатах

На рис. 3 приведена последовательность стадий обработки, реализованная в подсистемах ввода и анализа ЭКГ в состоянии покоя и под нагрузкой.

Аналоговый сигнал с выхода датчика, несущий информацию об ЭКГ I-го отведения, оцифровывается и через стандартный интерфейс RS-232 вводится в ПЭВМ. Первым этапом обработки является частотно-избирательная фильтрация и удаление из массива дискретных значений ЭКГ случайных выбросов. Для этого используются программные фильтры: нижних частот, заградительный на 50 Гц и медианный. Устранение дрейфа изолинии реализуется с помощью алгоритма построения полиномиальной модели заданной степени. Оценка производной основана на использовании интерполяционных полиномов Лагранжа с последующим сглаживанием массива фильтром «скользящее среднее».



Рис. 3. Стадии обработки

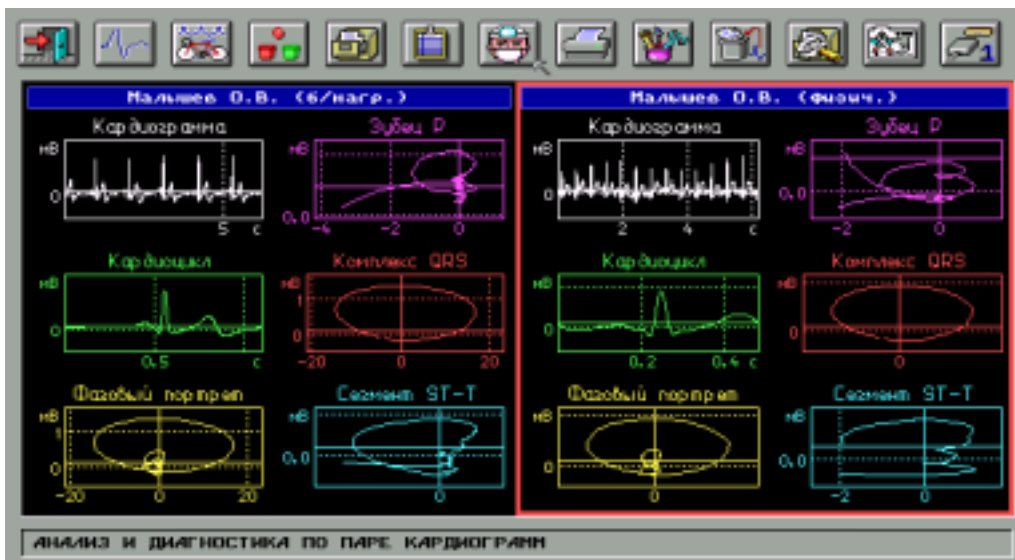


Рис. 4. Отображение результатов обработки двух ЭКГ (слева — в состоянии покоя, справа — после нагрузки)

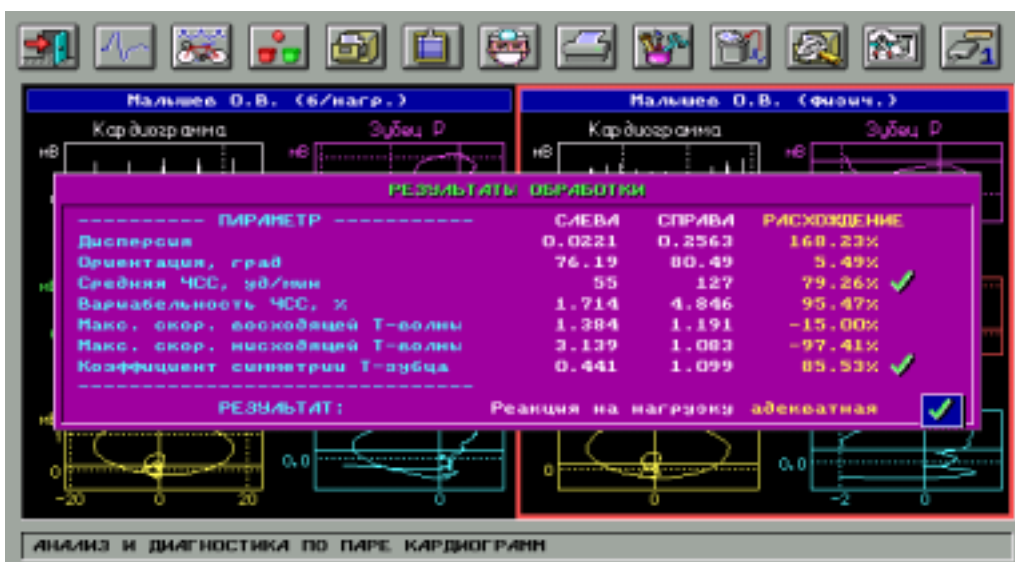


Рис. 5. Результаты диагностирования оператора по ЭКГ до и после нагрузки

Для оценки координат точек, определяющих усредненную фазовую траекторию, используются специальные алгоритмы нормировки и интерполяции данных в двумерном пространстве координат. По координатам усредненной фазовой траектории формируется одномерный массив данных, который отображается в виде эталонного кардиоцикла во временной области.

Реализован также алгоритм построения отдельных фрагментов усредненной фазовой траектории, соответствующих трем стадиям изменения электрической активности сердца — возбуждение пред-

сердий (фазовый портрет P), деполяризация желудочков (фазовый портрет QRS) и реполяризация желудочков (фазовый портрет $ST-T$). На основе обработки массивов данных, образующих усредненную траекторию и ее фрагменты, вычисляется совокупность диагностических признаков, в том числе: величина дисперсии фазовой траектории относительно средней траектории, угол ориентации траектории в фазовом пространстве, параметр, характеризующий симметрию фазового портрета $ST-T$, и ряд других признаков, измерение которых позволяет сделать заключение о функциональном состоянии оператора.

Для иллюстрации на рис. 4 и 5 приведены экранные образы, формируемые на отдельных стадиях работы ИТ.

Результаты испытаний. ИТ прошла медицинские испытания в отделении ишемических болезней сердца Украинского НИИ кардиологии им. Н.Д. Стражеско. Основной целью испытаний являлось определение численных значений диагностических признаков, формируемых на основе обработки ЭКГ в фазовом пространстве координат.

В период испытаний было зарегистрировано более 400 ЭКГ (до и после нагрузки) 38 верифицированных испытуемых. Эти данные составили обучающую выборку наблюдений. Статистическая обработка наблюдений с надежностью вывода $P > 0.95$ подтвердила гипотезу о существенности различий математических ожиданий диагностических признаков при тестировании испытуемых с адекватной и неадекватной реакцией на нагрузку. На основе полученных данных определены численные значения параметров диагностических решающих правил.

Выводы. Испытания показали, что реализованный в ИТ метод анализа и интерпретации ЭКГ в фазовом пространстве координат является информативным, удобным в эксплуатации и может быть использован для диагностики функционального состояния операторов в процессе их трудовой деятельности. Разработанная ИТ внедрена на Одесском припортовом заводе.

Автор выражает признательность сотрудникам Украинского НИИ кардиологии им. Н.Д. Стражеско д.м.н. Л.А. Стаднюку, к.м.н. А.Н. Ломаковскому и И.А. Чайковскому, принимавшим участие в медицинских испытаниях ИТ.

1. *Казначеев В.П., Баевский Р.М., Берсенева А.П.* Донозологическая диагностика в практике массовых обследований населения. — Л.: Медицина, 1989. — 208 с.
2. *Баевский Р.М., Барсукова Ж.Ю.* Оценка функционального состояния организма на основе математического анализа сердечного ритма. Методические рекомендации. — Владивосток: ДВО АН СССР, 1989. — 40 с.

3. *Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.З.* Математический анализ изменений ритма сердца при стрессе. — М.: Наука, 1984. — 480 с.
4. *Мурашко В.В., Струтынский А.В.* Электрокардиография. — М.: Медицина, 1991. — 288 с.
5. *Солонин Ю.Г., Чирков В.А.* Электрокардиографические признаки напряжения при трудовой деятельности // Проблемы сравнительной кардиологии. — Сыктывкар, 1979. — С. 28–30.
6. *Валужис А.К., Рашимас А.П.* Статистический алгоритм структурного анализа электрокардиосигнала // Кибернетика. — 1979. — № 3. — С. 91–95.
7. *Гольдбергер Э.Л., Ригни Д.Р., Уэст Б.Д.* Хаос и фракталы в физиологии человека // В мире науки. — 1990. — № 4. — С. 25–32.
8. *Карамов К.С., Базиян Ж.А., Алехин К.П.* К диагностике свежих очаговых поражений миокарда // Кардиология. — 1978. — № 10. — С. 109–112.
9. *Фрумин Л.Л., Штарк М.Б.* О фазовом портрете электрокардиограммы // Автотметрия. — 1993. — № 2. — С. 51–54.
10. *Fainzilberg L., Potapova T.* Computer Analysis and Recognition of Cognitive Phase Space Electro-Cardio Graphic Image // Proc. of the 6-th Int. Conf. on Computer Analysis of Images and Patterns (Prague, Sept. 1995). — Prague: Springer, 1995. — P. 668–673.
11. *Скурихин В.И., Файнзильберг Л.С., Потапова Т.П.* Когнитивная графика как средство интерпретации биоциклических процессов // УСиМ. — 1995. — № 4/5. — С. 3–10.
12. *Халфен Э.Ш., Сулковская Л.С.* Клиническое значение исследования скоростных показателей зубца Т ЭКГ // Кардиология. — 1986. — № 6. — С. 60–62.
13. *Волкова Э.Г., Калаев О.Ф., Ковынев А.Р.* Диагностические возможности первой производной ЭКГ в оценке состояния коронарной артерии у больных ишемической болезнью сердца // Терапевтический архив. — 1990. — № 3. — С. 35–38.

Поступила 20.04.98
Тел. для справок: (044) 266-11-54 (Киев)
© Л.С. Файнзильберг, 1998