

А.В. Мизирин, Т.Г. Тимашева, В.А. Федоров, П.И. Храмцов

РАДИОЛОКАЦИОННЫЙ КОМПЛЕКС «ПУЛЬСАР» И ВОЗМОЖНОСТИ ЕГО ИСПОЛЬЗОВАНИЯ В ИНТЕГРАЛЬНОЙ ОЦЕНКЕ СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА

Аннотация

Показана возможность измерения и анализа на расстоянии сердечного ритма и параметров функции равновесия. Измерения различных физиологических параметров производятся синхронно, в одном луче радиолокатора. Для оценки функциональных состояний используются рассчитанные по измеренным данным фрактальные параметры пациентов различных категорий здоровья, занимающие на фазовой плоскости разные зоны. Для уменьшения погрешности измерений рассматриваются адаптивные алгоритмы обработки отраженного от пациента сигнала.

Подробно структура устройства «Пульсар» была описана в [1] и [2]. В настоящее время в отечественной литературе опубликован ряд материалов по биорадиолокации, однако большинство этих материалов делает акцент на разработке самих устройств для дистанционной регистрации сигналов, порожденных микроперемещениями в результате жизнедеятельности организма, а не на анализе полученных данных. К таким работам можно отнести [3]-[5] и ряд других работ. В работе [3] речь идет о принципиальной возможности обнаружения человека за преградами (завалами) по признакам измеряемых физиологических параметров пульса и дыхания при непрерывной локации в диапазоне 1...10 ГГц. Отмечается, что задача дистанционной диагностики состояния человека, в том числе находящегося за преградой, технически разрешима. Приводятся графики измеренных сигналов пульса и дыхания. В материалах [3] опущен важный вопрос безопасности работы в диапазоне 1...10 ГГц для человека. Кроме того, необходимо учитывать, что завалы разрушенных зданий, как правило, ставят непреодолимое препятствие радиоволне в СВЧ-диапазоне, так как в них в беспорядочном виде присутствует многочисленная стальная арматура, препятствующая прохождению электромагнитных волн. В этом смысле завалы «поддаются» прохождению сравнительно длинных волн (длина волны – дециметры и метры), требующих для направленного излучения больших габаритов излучающих антенн и увеличенной мощности излучения. К тому же дециметровые и метровые системы имеют относительно низкое разрешение по пространству, и обнаружить локальные микроперемещения на поверхности тела человека для них затруднительно. В нашу задачу обнаружение живых объектов под завалами не входило по той причине, что доплеровский радиолокатор «Пульсар» работает в диапазоне 60,0 ГГц, что исключает при малых мощностях излучения прохождение зондирующего сигнала через преграды типа стена и тем более завалы. Измерительный комплекс «Пульсар» рассчитан на работу с человеком в свободном пространстве на расстояниях 0,1...5 м.

В работе [4] дается широкий обзор возможностей применения СШП-радаров, в том числе для

медицинских целей. Показана возможность дистанционного выделения из отраженного сигнала сигналов дыхания и пульса. Однако не приводятся сведения о последующем использовании измеренных сигналов. Не обсуждается также вопрос безопасной работы с устройством, электромагнитная волна которого проникает глубоко в тело человека. Конструктивными особенностями устройства являются относительно большой размер антенны (диаметр апертуры около 1 м) и довольно громоздкий штатив. Для сравнения: измерительный комплекс «Пульсар» весь помещается в обычном кейсе и в автоматическом режиме в реальном времени проводит анализ измеренных данных, вывод на экран монитора физиологически значимые параметры статистической и спектральной обработки сигналов с обобщенным диагнозом работы сердечно-сосудистой системы.

Известны лазерные методы измерения малых и сверхмалых перемещений, например [5]. Суть метода состоит в расширении диапазона измеряемых значений и увеличения точности измерений. Для этого лазерное излучение направляют в зону колебаний объекта и на опорное зеркало через делитель, из отраженных от них лучей формируют интерференционную картину, преобразуют ее в электрический сигнал и снимают его спектр, по выбранным значениям амплитуд гармоник которого судят о величине колебаний. В спектре сигнала регистрируют гармонику с максимальной амплитудой, определяют ее частоту, по которой судят об амплитуде колебаний объекта. Идея когерентной обработки сигналов в оптическом диапазоне и фазовой обработки в радиодиапазоне одна и та же, но, конечно, в оптическом диапазоне можно получить существенно большие точности при измерении. Однако в радиодиапазоне измерения можно проводить через одежду, и при хорошо спроектированном радиолокационном измерителе в миллиметровом диапазоне можно получить разрешение по пространству в единицы микрометра.

Настоящая статья направлена на то, чтобы показать возможность новых подходов к оценке функциональных состояний (ФС) по измерениям фрактальных параметров ритма сердца и траектории центра тяжести (ЦТ) тела человека. Актуальность

задачи определяется как новым теоретическим подходом к оценке функциональных состояний с использованием методов нелинейной динамики, так и недостаточной изученностью поведения проекции ЦТ в горизонтальной плоскости при различных отклонениях функции равновесия от нормы.

Для количественной оценки показателей ритма сердца и функции равновесия был проведен натурный эксперимент с помощью неконтактного радиолокационного дистанционного метода измерения микроперемещений небольшого облучаемого участка тела человека [6].

В эксперименте квазимгновенный ритм сердца определялся с помощью спектрального анализа отраженного от человека сигнала, который позволял строить ритмограмму сердца в реальном времени с небольшой задержкой на время обработки сигнала ($\tau_3 = 1$ с). Причем до построения ритмограммы сердца необходимо было с помощью специальных алгоритмов обработки сигнала исключить мешающие сигналы, возникающие от дыхания и произвольных движений облучаемой радиолокатором площади поверхности тела.

Функция равновесия тела определяет способность человека сохранять устойчивое вертикальное положение в состоянии покоя, при ходьбе и выполнении различных двигательных актов. Следовательно, одним из важнейших условий жизнедеятельности человека, которое позволяет ему активно взаимодействовать с внешней средой, является сохранение равновесия и координации движений.

Положение в пространстве центра тяжести человека постоянно меняется вследствие различных процессов, протекающих в организме. Можно выделить ряд факторов, оказывающих постоянное влияние на отклонение центра тяжести тела от положения равновесия спокойно стоящего человека: функциональное состояние центральной нервной системы (ЦНС), вестибулярного аппарата, сокра-

щения сердца, дыхательные движения, медленные процессы, ведущие к перераспределению весовых характеристик различных частей тела.

Установлено [7], что опорно-двигательная система (и, как следствие, положение ЦТ человека) реагирует на любые внешние и внутренние нагрузки на организм. При многих функциональных нарушениях и заболеваниях человека его тело становится неустойчивым, совершает значительные по амплитуде колебательные движения, обнаруживаемые с помощью стабилотографии. В частности, отмечаются заметные изменения стабилотографических показателей при принятии алкоголя, утомлении, заболеваниях различной этиологии (в том числе и тех, которые не связаны с повреждением вестибулярного или опорно-двигательного аппарата), тревожности, а также в связи с возрастными изменениями [7].

Применяемые в клинике пробы позволяют оценить нарушения равновесия и координации движений, но не дают возможности выявить начальные доклинические проявления этих нарушений, дать им количественную оценку.

Ведущее место в изучении функции равновесия занимает метод регистрации перемещений проекции ЦТ на горизонтальную плоскость с помощью платформы на основе тензочувствительных датчиков [8]. Сигнал после усиления, предварительной фильтрации и преобразования в цифровую форму вводится в компьютер. Следует учесть, что платформа вносит в результаты измерений дополнительную погрешность за счет собственных механических и электрических свойств. Поэтому исследователи и практические медицинские работники заинтересованы в диагностических средствах, лишенных указанных недостатков. Одним из таких средств является малогабаритная радиолокационная компьютерная система, которая позволяет в одном луче измерять и анализировать параметры

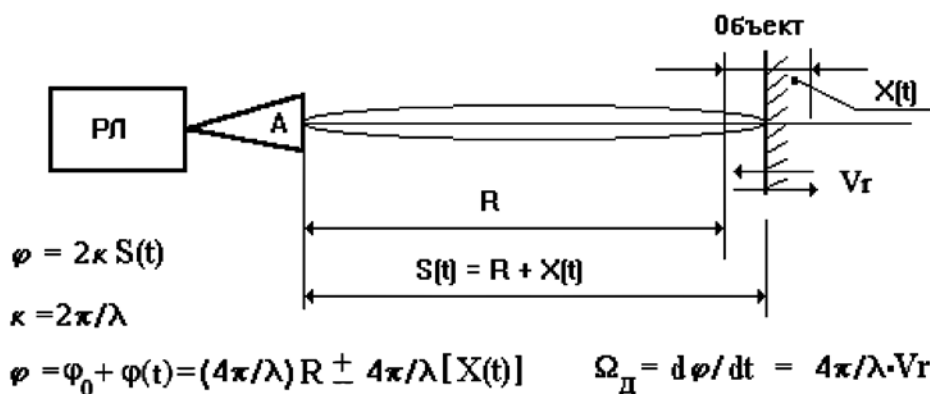


Рис. 1. Схема, поясняющая работу доплеровского радиолокатора по перемещаемой в пространстве цели: РЛ – доплеровский радиолокатор; А – антенна радиолокатора; φ – фазовый набег сигнала на расстоянии $S(t)$ от антенны до объекта и обратно; R – неизменяемое расстояние от антенны до объекта; φ_0 – фазовый набег на расстоянии R от антенны до объекта и обратно; $\varphi(t)$ – изменяемая во времени фаза сигнала за счет движения объекта; k – волновое число распространения электромагнитных волн в свободном пространстве; λ – длина волны несущей частоты излучения; V_r – проекция скорости перемещения объекта на радиальное направление; Ω_D – частота Доплера; $X(t)$ – изменяемая во времени величина микроперемещения объекта относительно неподвижной антенны

ритма сердца, дыхания, движения ЦТ и ряд других физиологических параметров человека.

Как показали предварительные исследования, ритмограмма сердца и траектория перемещения ЦТ в горизонтальной плоскости включают в себя как регулярную, так и хаотическую составляющие. Кроме того, оба указанных процесса являются фрактальными, т. е. самоподобными. Это означает, что они обладают масштабной инвариантностью – масштаб небольшого отрезка кривой равен масштабу более длинного отрезка. Необходимо отметить также, что и ритм сердца, и траектория ЦТ являются мультифрактальными, т. к. эти процессы функционально связаны с другими системами, участвующими в регуляции сердечного ритма и функции равновесия.

Фрактальные процессы описываются своими фрактальными параметрами, чувствительными к реально измеряемому функциональному состоянию. Один из этих параметров – спектральный параметр β был измерен для ритмограммы сердца и траектории ЦТ в эксперименте и использован для интегральной оценки функционального состояния.

Фрактальный параметр β отражает согласованность и иерархию функциональных связей гомеостаза. Оптимальному гомеостатической регуляции для однородного фрактала соответствует значение фрактального параметра $\beta = 1$, который обеспечивается оптимумом фрактальности интеграции функциональных связей гомеостаза на всех уровнях его организации, исходя из обобщенного определения нормы здоровья как биологического оптимума живой системы. Нарушение фрактальности системной самоорганизации ($\beta \neq 1$) приводит к дисбалансу кооперативных процессов ЦНС и ВНС [9].

Система неконтактного измерения ритма сердца, дыхания и пространственного положения ЦТ, разработанная в МЭИ на основе малогабаритного радиолокационного датчика, работающего в миллиметровом диапазоне волн, представлена на рис. 1. Метод измерения с помощью такой системы состоит в следующем [10].

Передающей антенной (А) радиолокатора излучается монохроматическая радиоволна длиной $\lambda = 5$ мм на несущей частоте $f_0 = 60,0$ ГГц. Эта волна достигает движущегося в направлении антенны объекта, отражается от него и возвращается в приемную антенну радиолокатора. При этом несущая частота f_0 отраженного от объекта сигнала, получает доплеровское приращение Ω_d за счет перемещения отражающей поверхности объекта вследствие физиологических процессов дыхания, сердцебиения (пульса) и флуктуаций ЦТ. Основной задачей этой радиолокационной измерительной системы является выделение доплеровского компонента и расчет по нему непрерывной фазы отраженного от объекта сигнала. При этом фаза отраженного сигнала линейно связана с изменением расстояния от объекта до антенны радиолокатора.

Для определения величины микроперемещения $X(t)$ в зондируемом участке поверхности тела человека необходимо обеспечить равномерное облу-

чение поверхности в виде круга диаметром около 10 см так, чтобы плотность потока мощности на облучаемой площадке составляла не более 25 мкВт/см² из соображений безопасности пациента (ГОСТ 12.1.006-84). Следует отметить, что излученный в указанном диапазоне волн сигнал (60,0 ГГц) не проникает глубже верхней части кожного покрова (0,1...0,3 мм) и поэтому не создает вредного для человека воздействия СВЧ. Значительная часть падающей на облучаемую площадку радиоволны отражается в обратном направлении с коэффициентом отражения по электрическому полю $K_E \approx 0,5$. При этом ширина луча зондирующего сигнала составляет около 8° телесного угла, а расстояние от антенны до пациента $\sim 1,5$ м. Чтобы выделить из отраженного сигнала информацию о ритме сердца, дыхания и перемещении ЦТ, необходимо облучать участок тела человека со стороны спины на уровне 5-го поясничного позвонка. После соответствующей обработки сигнала в радиолокаторе и персональном компьютере по специальной программе восстанавливаются измеренные в реальном масштабе времени ритмы сердца и дыхания, а также перемещение ЦТ в пространстве.

Дыхание и пульс человека создают небольшие перемещения облучаемой поверхности [1], в результате чего отраженная от объекта волна становится модулированной по амплитуде и фазе. Поскольку в миллиметровом диапазоне волн крутизна изменения фазы от расстояния намного больше, чем крутизна изменения амплитуды в отраженном сигнале, при разработке измерителя «Пульсар» был выбран фазовый метод. Для определения мгновенной фазы отраженного сигнала в аппаратном интерфейсе использован метод квадратурной обработки сигнала, позволяющий восстановить в реальном времени непрерывную текущую фазу отражения.

Измеренный в реальном времени ритм сердца выводится на экран монитора в виде графика ритмограммы (РС). Таким образом, радиолокатор должен иметь высокую точность измерения фазы отраженного сигнала, которая пропорциональна величине расширения подкожных кровеносных сосудов, расположенных в облучаемой площадке, за счет пульсового кровенаполнения. Размеры таких отклонений составляют в среднем 0,1 мм. Разработанный вариант измерительного комплекса «Пульсар» обладает разрешающей способностью по пространству не хуже 1...2 мкм, что позволяет уверенно измерять параметры единичного сердечного цикла, непрерывная последовательность которых составляет ритмограмму сердца. Полученная информация о ритме сердца используется для оценки деятельности сердечно-сосудистой системы и диагностики функционального состояния пациента.

Измерительный комплекс «Пульсар» позволяет проводить комплексные измерения, т. к. в одном луче доплеровского радиолокатора содержится информация обо всех движениях поверхности в пределах облучаемой площадки. В частности, предлагается использовать метод диагностики функци-

ональных состояний (ФС) по измерениям в одном луче параметров ритма сердца и траектории центра тяжести (ЦТ) тела человека в статическом состоянии и при воздействии тестовых нагрузок.

В одном луче можно синхронно регистрировать различные физиологические параметры, результаты действия которых отражаются в микродвижениях облучаемой радиолокатором площадки, тем самым создавая возможность интегральной оценки функциональных состояний и сокращая вдвое время измерения и подготовки к нему.

Структурная схема блока СВЧ радиолокатора приведена на рис. 2.

Структурная схема, представленная на рис. 2, является схемой с повышенной стабильностью, которая обеспечивается применением внутреннего канала для выработки опорного сигнала на промежуточной частоте 150 МГц. Стабильность работы КВЧ-блока достигается тем, что возможная нестабильность частоты как передающего генератора, так и гетеродинного генератора не сказываются на процессе выделения доплеровского компонента в фазовом детекторе-квадраторе. Кроме того, во всех узлах схемы, где могут формироваться паразитные сигналы, поставлены дополнительные СВЧ-вентили, благодаря которым уровень паразитной амплитудной модуляции сведен к минимуму. При этом амплитуда второй гармоники промежуточной частоты относительно первой гармоники составляет -55 дБ. Такой уровень паразитных сигналов позволяет на приеме работать с очень слабыми сигналами. Ниже приведены основные технические данные радиолокатора [2]:

- уровень второй и третьей гармоник на выходе УПЧ составил -55 и -62 дБ на частоте 300 и 450 МГц соответственно;

- уровень мощности, подводимой к передающей антенне, 5 мВт;
- широкополосный квадратурный фазовращатель, полоса которого по уровню $\pm 2^\circ$ составляет 30 % от центральной частоты;
- диапазон рабочих опорных напряжений сигнала LO находится в пределах от 3 до 150 мВ без изменения характеристик смесителя;
- сигнальный входной канал имеет усиление $+30$ дБ и коэффициент передачи по постоянному току на выходе смесителей U_1 и $U_2 - 0$ дБ;
- автоматическое устранение ошибки, связанной с собственной постоянной составляющей канала преобразования;
- для управления работой АЦП и динамической калибровкой канала передачи информации используется программируемый микроконтроллер;
- спектральная плотность шума источника тока генераторов ЛПД при выходном напряжении 21 В и нагрузке 200 Ом составляет 120 нВ/√Гц;
- при дифференциальном сопротивлении диода генератора от 15 до 20 Ом спектральная плотность шума на частоте отстройки 10 Гц равна 8 нВ/√Гц. Такой низкий уровень спектральной плотности шума позволяет достигнуть отношения сигнал/шум источника тока -154 дБ на частоте 10 Гц в полосе 1 Гц, что непосредственно влияет на точность измерения уровня доплеровского компонента в отраженном сигнале, а следовательно, и на точность определения фазы отраженного сигнала. При этом измеренная спектральная плотность шума генератора на промежуточной частоте 150 МГц при отстройке на 7 кГц составила -120 дБ/Гц, что превышает известные мировые достижения.

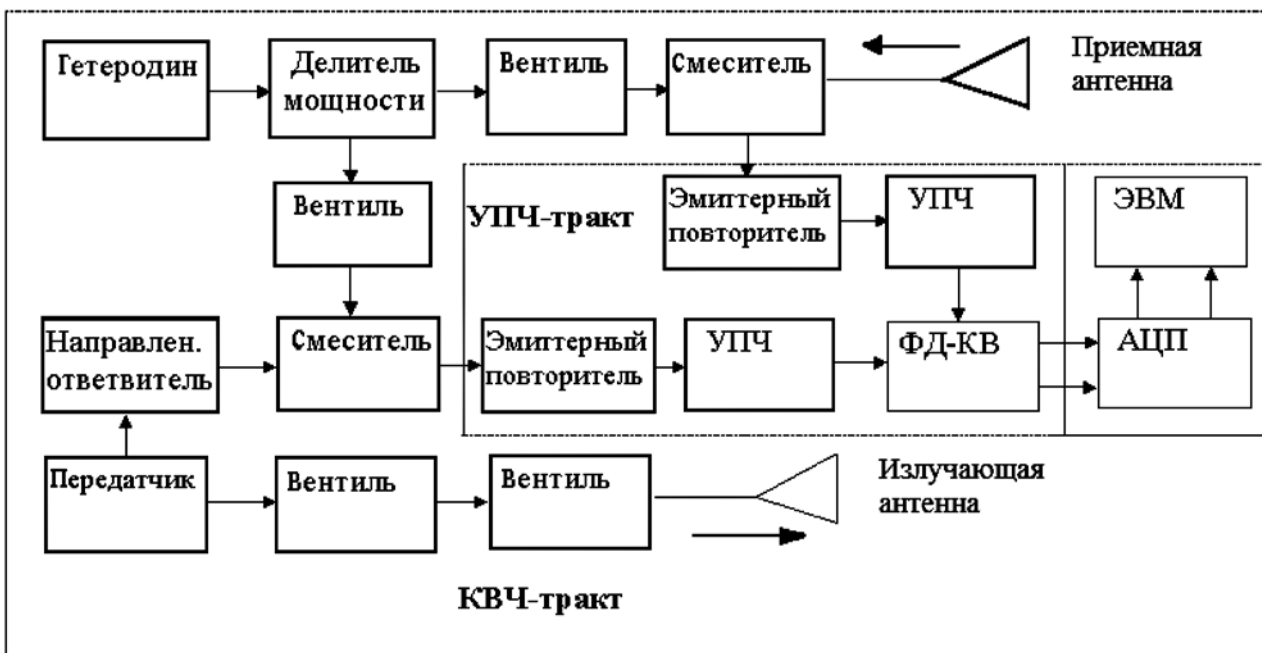


Рис. 2. Структурная схема блока СВЧ: УПЧ-тракт – тракт усиления промежуточной частоты; ФД-КВ – фазовый детектор-квадратор; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; ЭВМ – персональная вычислительная машина; КВЧ-тракт – тракт крайне высоких частот

Перечисленные технические достижения позволяют применять разработанный доплеровский радиолокатор в высокоточных измерениях как в технике, так и в медицине [1], [2]. Авторам удалось применить радиолокатор для дистанционного измерения и анализа ритма сердца, когда пациент в одежде находился на расстоянии 0,5...1,5 м от антенны. При этом для фиксации единичного кардиоцикла точность измерения величины расширения подкожных сосудов при фазовой обработке отраженного от пациента сигнала в радиолокаторе должна быть по фазе не хуже 1° , что эквивалентно 14 мкм пространственного разрешения. В разработанном устройстве точность пространственного разрешения оказалась на порядок выше.

Измерительный комплекс «Пульсар» прошел апробацию при клинических исследованиях и получил положительные оценки. Получены 4 российских патента. На основе результатов исследований разработаны новые диагностические методы для оценки функциональных состояний пациентов с различными заболеваниями.

Благодаря высокому уровню пространственного разрешения и оригинальным алгоритмам обра-

ботки отраженного сигнала с помощью компьютерной программы, радиолокационный датчик обеспечил выделение слабого сигнала пульсового компонента, уровень которого составил приблизительно $-26...-30$ дБ по отношению к сигналу от дыхательных движений, возникающему в отраженном сигнале при движении грудной клетки.

Структурная схема алгоритмов программы обработки сигнала радиолокационного измерительного комплекса для построения ритмограммы сердца приведена на рис. 3.

Для регистрации траектории ЦТ использована другая алгоритмическая схема измерений, представленная на рис. 4.

На рис. 3 и 4: F_d – частота дискретизации; ФВЧ – фильтр верхних частот; $F_{гр}$ – граничная частота; z^{-n} – оператор задержки; FFT – блок быстрого преобразования Фурье.

Выделение информации из одного отраженного сигнала о ритме сердца, дыхательном ритме и движении ЦТ возможно за счет разных алгоритмов обработки сигнала и разного значения доплеровской частоты для каждого движения, которая рассчитывается по формуле $F_{доп} = V_r / \lambda$, где $V_r = \Delta_m / t$ –



Рис. 3. Структурная схема алгоритмов программы обработки сигнала для получения ритмограммы сердца



Рис. 4. Структурная схема алгоритма цифровой обработки сигнала для построения траектории ЦТ

радиальная скорость перемещения облучаемого участка тела за время t ; Δ_m – амплитуда перемещения участка облучаемой поверхности; λ – длина волны излучаемого сигнала.

Для примера рассчитаем доплеровскую частоту сигнала, отраженного от поверхности человека на уровне 5-го поясничного позвонка. Исходя из экспериментальных данных, для функции дыхания можно принять $\Delta_{DM} = 3$ мм и среднее время дыхательного цикла 5 с; для функции кровенаполнения сосудов $\Delta_{DM} = 0,2$ мм и среднее время пульсового цикла 1 с, для функции поддержания равновесия $\Delta_{DM} = 1,5$ мм и среднее время перемещения (max – min) 25 с. Подставляя в формулы эти значения, получим:

- для функции дыхания $F_{доп} = 0,24$ Гц;
- для функции пульса $F_{доп} = 0,13$ Гц;
- для функции поддержания равновесия $F_{доп} = 0,012$ Гц.

Достоинством квадратурного преобразования сигнала является возможность однозначного определения по двум квадратурным отсчетам в один и тот же момент времени мгновенной фазы вектора сигнала в диапазоне углов $0 \dots 2\pi$, а по серии отсчетов – направления вращения вектора, в том числе при его смещении на угол, больший 2π .

Поясним принцип получения оценки фазы на основании квадратурных отсчетов. Пусть опорные сигналы на входах смесителей равны

$$U_{onS}(t) = U_{on}(t) \sin(\omega_0 t - \varphi_{on});$$

$$U_{onC}(t) = U_{on}(t) \cos(\omega_0 t - \varphi_{on}) = \\ = U_{on}(t) \sin(\omega_0 t - \varphi_{on} + \pi/2).$$

Напряжения на выходах смесителей будут

$$V_C(t) = U_C k_{дем} \cos[\varphi_0 - \varphi_{on} + \varphi(t)];$$

$$V_S(t) = U_C k_{дем} \cos[\varphi_0 - \varphi_{on} + \pi/2 + \varphi(t)] = \\ = -U_C k_{дем} \sin[\varphi_0 - \varphi_{on} + \varphi(t)].$$

Тогда

$$\varphi(t) = (\varphi_0 - \varphi_{on}) - \arctg \frac{V_S(t)}{V_C(t)},$$

что позволяет в явном виде получить искомую оценку мгновенной фазы в фазовой траектории в

неограниченном диапазоне фаз путем «сшивки» последовательных интервальных траекторий на интервале фаз $[0 \dots 2\pi]$.

Следует отметить, что измерения физиологических параметров человека осложняются тем, что эти параметры имеют тенденцию постоянно изменяться во времени даже у одного пациента. Поэтому в системе измерения и обработки отраженного от человека сигнала необходимо предусматривать адаптивные алгоритмы. В измерительном комплексе «Пульсар» разработан блок адаптивной фильтрации длительности текущего кардиоцикла. Адаптивный модуль сглаживания сигналов «CurveAdaptive.dll» предназначен для сглаживания входного сигнала по методу скользящего среднего. Неверно подобранная длительность временного окна усреднения создает дополнительную ошибку результата измерения. В адаптивном фильтре пульсового компонента размер окна усреднения определяется сигналом, подаваемым на второй вход блока сглаживания входного сигнала. Структурная схема адаптивного алгоритма фильтрации пульсового компонента сигнала приведена на рис. 5.

Модуль работает следующим образом. На вход 1 модуля подается напряжение сигнала, пропорционального фазе отраженного колебания на несущей частоте, так называемая «сшивка». Это входное напряжение состоит из суммы двух напряжений – создаваемого системой дыхания и системой пульсового кровенаполнения. Блок сглаживания осуществляет сглаживание пульсового компонента входного сигнала временным прямоугольным окном начальной длительности T_0 , устанавливаемой в настройках программы обработки сигнала. Как правило, длительность T_0 выбирается равной 1 с – это среднее время одного кардиоцикла человека. После процедуры сглаживания производится синхронное вычитание сглаженного сигнала из входного несглаженного, в результате остается напряжение пульсового компонента. Это напряжение подвергается процедуре быстрого преобразования Фурье, в результате которого получается спектр пульсового компонента с глобальным максимумом на частоте 1-й гармоники измеренного пульса. Обращая эту частоту, получаем значение длительности текущего кардиоцикла $T_{пульс}$, которое может не совпадать с начальной установкой T_0 . Вычитание длительности T_0 из текущего значения $T_{пульс}$ дает поправку к начальной установке T_0 , которая в следующем цикле сглаживания изменяется на величину $\pm \Delta T_{\pi i}$.

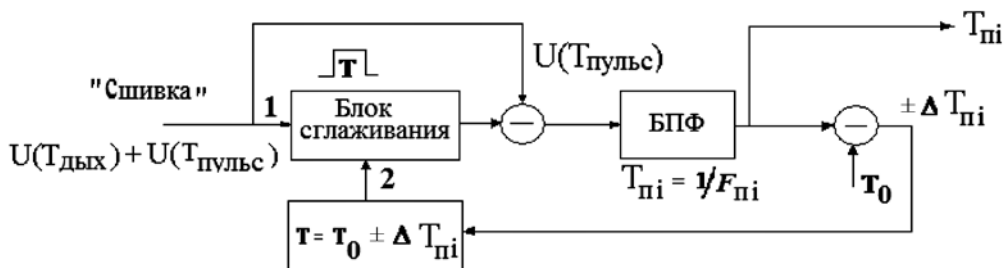


Рис. 5. Адаптивный модуль сглаживания входного сигнала подстраиваемым временным окном T

Адаптированное значение длительности кардиоритма исключает динамические ошибки при дальнейшем построении ритмограммы сердца для любого пациента. Результат работы адаптивного алгоритма показан на *рис. 6*.

Как видно из *рис. 6*, адаптивный алгоритм выбора длительности окна усреднения T позволяет получить более узкий спектр пульсового компонента и, следовательно, произвести более точное определение длительности текущего кардиоинтервала.

Синхронная регистрация параметров двух различных систем организма, коррелированных командами из центральной нервной системы пациен-

та на близких частотах, позволяет использовать интегральную оценку функционального состояния, основанную на рассчитанном по результатам измерений фрактальном параметре ритмограммы сердца и фрактальном параметре траектории центра тяжести тела человека в горизонтальной плоскости [10], [11]. Фрактальный параметр β рассчитывается по показателю степенной аппроксимации спектра временного тренда исследуемого физиологического параметра. Аппроксимация рассчитывается по методу минимума среднеквадратического отклонения. Тренды ритма сердца и ЦТ в горизонтальной плоскости и их спектры приведены на *рис. 7* и *8*.

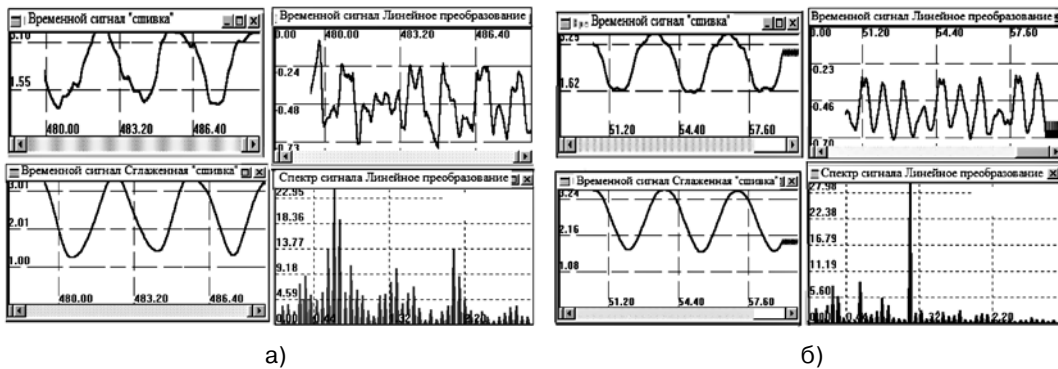


Рис. 6. Результат работы адаптивного алгоритма: а) без адаптивного алгоритма усреднения; б) с адаптивным алгоритмом усреднения

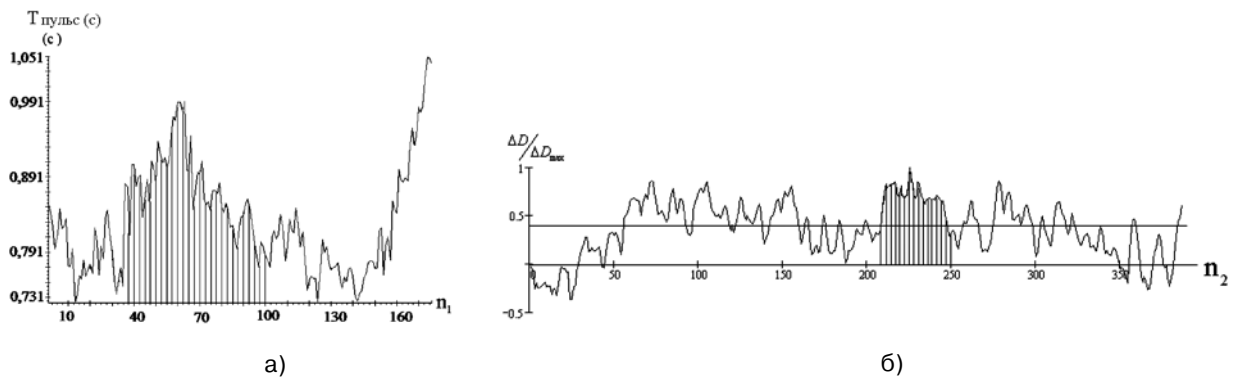


Рис. 7. Временные тренды ритма сердца и положения центра тяжести в горизонтальной плоскости одного из испытуемых: а) тренд ритма сердца (n_1 – дискрет отсчета 1 с); б) тренд ЦТ в горизонтальной плоскости (n_2 – дискрет отсчета 0,5 с)

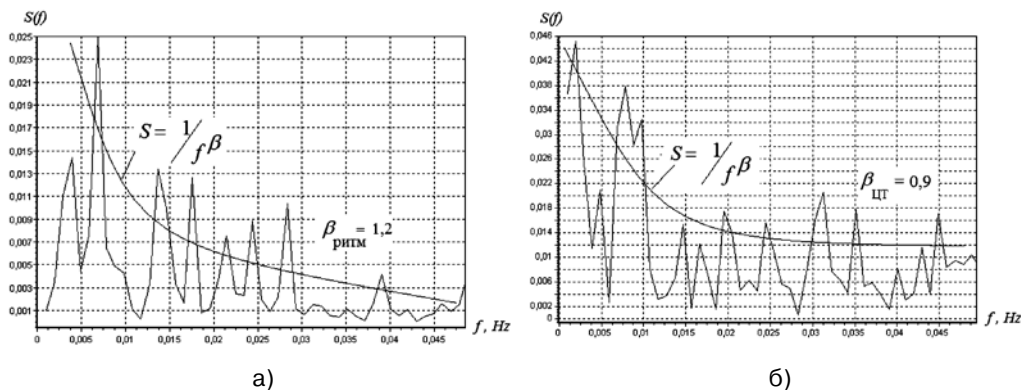


Рис. 8. Спектры огибающей ритмограммы сердца и траектории движения ЦТ: а) спектр огибающей ритмограммы сердца; б) спектр огибающей траектории движения ЦТ

Геометрическая интерпретация фрактальных параметров β позволила обозначить на фазовой плоскости области патологии и предпатологии опорно-двигательного аппарата (ОДА) человека. Иллюстрация зон нормы, предпатологии и патологии на фазовой плоскости для группы испытуемых приведена на рис. 9.

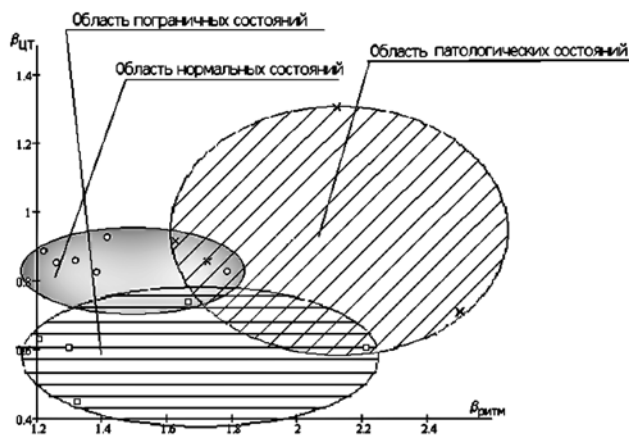


Рис. 9. Фазовая плоскость функциональных состояний ОДА

Выводы:

- разработанный в МЭИ доплеровский микроволновый радиолокационный измерительный комплекс «Пульсар» является фазовым дальнометром с высоким пространственным разрешением, что позволяет применять его для регистрации малых перемещений движущихся поверхностей;
- применение микроволнового радиолокационного измерительного комплекса для медицинских целей создает комфортные условия для обследования пациентов, поскольку информация о функциональном состоянии пациента может быть получена бесконтактным путем, на расстоянии и через одежду обследуемого;
- показана возможность применения измерителя «Пульсар» для дистанционной оценки и анализа параметров ритма сердца и положения ЦТ;
- экспериментальные исследования показали высокую эффективность адаптивных алгоритмов обработки отраженных от цели сигналов;
- разработан интегральный метод оценки функциональных состояний на базе нелинейно-динамического подхода и расчета фрактальных параметров ритма сердца и перемещений центра тяжести тела.

Список литературы:

1. Федоров В.А., Антонов Ю.Н., Фомин А.В., Бабаев А.Б., Фоменков А.В., Храмов П.И. Новые технологические средства в медицинской диагностике // Медицинская техника. 1999. № 6. С. 34-41.
2. Fedorov V.A., Smolskiy S.M. The radar-tracking measuring complex of a millimeter range for medical researches / International Radar Symposium 2005 – IRS. Berlin. Germany.

3. Бугаев А.С., Васильев И.А., Ивашиов С.И., Разевиг В.Д., Шейко А.П. Обнаружение и дистанционная диагностика состояния людей за препятствиями с помощью РЛС // Радиотехника. 2003. № 7.
4. Иммореев И.Я. Сверхширокополосные радары. Особенности и возможности // Радиотехника и электроника. 2009. Т. 54. № 1. С. 5-31.
5. Усанов Д.А. и др. Способ измерения амплитуд гармонических колебаний / Патент № 93015926.
6. Федоров В.А. Способ оценки психофизиологического состояния пациента и устройство для доплеровской локации / Патент РФ № 2071718 от 20.01.1997.
7. Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л. Регуляция позы человека. – М.: Наука, 1965. 256 с.
8. Слива С.С., Кривец Д.В., Кондратьев И.В. Силовая платформа / Патент РФ № 2185094 от 20.07.2002.
9. Музалевская Н.И., Каменская В.Г. Оценка адаптационного ресурса и состояния здоровья старшеклассников методом нелинейной стохастической кардиоинтервалометрии // Физиология человека. 2007. Т. 33. № 2. С. 60-68.
10. Тимашева Т.Г., Федоров В.А. Интегральная оценка устойчивости функционального состояния по анализу параметров ритмограммы сердца и пространственных параметров положения центра тяжести тела человека / XIV Междунар. науч.-техн. конф. студентов и аспирантов «Радиоэлектроника, электротехника и энергетика» / Тез. докл. В 3-х т. – М.: Издательский дом МЭИ, 2008. С. 262-264.
11. Федоров В.А., Дрямин М.Ю., Штыков В.В., Храмов П.И., Храмова С.Н. Оценка функциональных состояний человека на базе модели нелинейно-динамических процессов сердца // Всероссийская научно-практическая конференция с международным участием «XXI век – медицинские науки: от идей до новых технологий». – М., 2001.

Андрей Вячеславович Мизирын,
аспирант,
Татьяна Геннадьевна Тимашева,
аспирант,
Виктор Александрович Федоров,
ст. научный сотрудник,
Московский энергетический институт
(технический университет),
Петр Иванович Храмов,
д-р мед. наук,
зав. лаб. новых технологий
в гигиене детей и подростков,
Научный центр
здоровья детей РАМН,
г. Москва,
e-mail: Andr-ey@mail.ru