

УДК 612.176.4.

Н. В. БУЛГАКОВА, С. М. ЛАРИОНОВ, Е. Н. ПИРАТИНСКИЙ

Научный руководитель - АНДРЕЕВ В. Г., д.т.н., доц.

Рязанский государственный радиотехнический университет

АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДИАГНОСТИКИ РАБОТНИКОВ НА ПРОИЗВОДСТВЕ

В последние несколько десятилетий возросло число людей, страдающих сердечно-сосудистыми заболеваниями. Зачастую не удается предупредить несчастные случаи, вызванные обострением таких заболеваний, ввиду отсутствия своевременной диагностики. Целью работы является создание программно-аппаратного комплекса, способного измерять систолическое давление, на базе смартфона с внешним микрофоном и соединительным кабелем. Смартфоны прочно воли в нашу жизнь, они всегда находятся под рукой, в том числе и на работе. Поэтому в случае недомогания или в качестве профилактики при помощи предлагаемой диагностической системы работник сможет за короткий промежуток времени измерить своё систолическое давление прямо на рабочем месте. Аппарат компактен и прост в применении.

Рассмотрим принцип работы предлагаемого аппаратно-программного комплекса. Имеется два канала наблюдения, один из которых порождает данные $x_{0,t}$ от прислонённого к области сердца микрофона, а второй — данные $x_{1,t}$, которые представляют собой общую яркость t -го кадра из видео-потока, регистрирующего пульсацию крови в пальце. Предполагается, что пользователь прислоняет палец к объективу видеокамеры смартфона. Тогда исходными данными для обработки являются амплитуда S акустического сигнала и средняя яркость I пикселя в кадре:

$$I = \frac{1}{R * C} \sum_{r=0}^{R-1} \sum_{c=0}^{C-1} I_{r,c} \quad (1)$$

где R, C — число строк и столбцов в кадре $R \times C$ -пиксельного изображения с видеокамеры; $I_{r,c}$ — яркость пикселя на r -й строке и c -м столбце.

Нахождение взаимной корреляции (кросс-корреляции) двух потоков данных S и I даёт возможность произвести оценку систолического давления, пропорционального смещению Δt максимума взаимнокорреляционного пика [1, с. 38].

Предлагаемая система ориентирована на измерение давления безманижетным методом, не требующим пережимания конечности, ожидания

момента равенства давлений крови и воздуха в манжете, а также навыков использования медицинской техники.

Перед эксплуатацией устройства необходимо провести его калибровку. В основу калибровки положены два измерения: манжетный и предлагаемый. Систолическое давление P , измеренное манжетным тонометром, принимается за истинное, ему в соответствие ставится измеренная с помощью средств смартфона задержка Δt , функционально связанная с измеряемой величиной систолического давления. Калибровка проводится один раз для настройки предлагаемой диагностической системы на физиологические параметры пользователя. Основным фактором является здесь длина конечности (руки), а приближённая формула, связывающая систолическое давление и задержку Δt между ударом сердца и приливом крови к запястью, имеет вид:

$$P \approx k / \Delta t \quad (2)$$

где k — подвергаемый калибровке коэффициент, который связывает верхнее артериальное давление в мм. рт. ст. и задержку Δt в сек. Величина k зависит от длины руки пользователя [2] и приблизительно равна 20 мм. рт. ст. в секунду.

Отметим, что чувствительность предлагаемого метода при стандартных для большинства смартфонов 25-ти кардах в секунду будет обусловлена интервалом в 40 мс, т.е. дискретность измерения давления при $P=100$ мм. рт. ст., $\Delta t=200$ мс, составит $100 \times (40/200) = 20$ мм.рт.ст. Как показали проведенные испытания, уменьшить период дискретизации можно при помощи простого алгоритма интерполяции с последующим сглаживанием низкочастотным фильтром. При этом сигнал с выхода интерполятора имеет вид:

$$\tilde{I}_t = I_{\left[\frac{t}{h} \right]}, \quad (3)$$

где h — интерполяционный модуль; $[•]$ — оператор усечения до ближайшего меньшего целого.

Низкочастотная фильтрация предполагает проведение суммирования в скользящем окне серий из h интерполированных отсчётов:

$$x_{0,t} = \frac{1}{h+1} \sum_{k=0}^h \tilde{I}_{t+k} \quad (4)$$

Над аудио-потоком производится децимация. Процедура децимации позволяет существенно (в десятки раз) сократить объём обрабатываемых

данных и время обработки при сохранении требуемой точности. Сигнал с выхода фильтра-дециматора находится по следующей формуле:

$$\tilde{S}_{\left[\frac{t}{d}\right]} = S_t, \quad (5)$$

где d - децимационный модуль. После децимации аналогично с обработкой видеопоследовательности произведем сглаживание сигнала. Обозначим выходной аудио-сигнал сглаживающего фильтра как $x_{1,t}$.

Отметим, что биение сердца сопровождается характерным звуком. При сокращении сердечной мышцы происходит двойной удар (т.е. будут наблюдаться парные всплески амплитуды аудио-сигнала). Т.к. именно каждый первый всплеск сопровождается сокращением сердечной мышцы, т.е. выбросом крови, в предлагаемом алгоритме будут рассматриваться первые из каждой пары всплески звукового сигнала, которые, как показали испытания алгоритма, можно выделить программно.

После синхронизации потоков данных с микрофона и камеры вычисляется взаимная корреляционная функция двух сигналов $x_{0,t}$ и $x_{1,t}$, далее система находит смещение Δt максимума взаимнокорреляционного пика и в соответствии с выражением (2) определяет sistолическое давление P пользователя.

Испытания показали, что предлагаемая диагностическая система не уступает по точности традиционным методам измерения давления, при этом выигрывая по времени и являясь более удобной для использования работниками, занятыми на производстве.

Библиографический список:

1. Тихоненко В.М. Достоинства метода Короткова при мониторировании артериального давления // Вестник Аритмологии.— № 40.— 2005.— С. 36-38.
2. К выбору метода измерения артериального давления в мониторных комплексах / П.Л. Андрияшенко, В.М. Большое, В.А. Клочков, В.Т. Яковлев // Режим доступа URL: <http://www.uran.donetsk.ua/~masters/2002/kita/kuzenkov/library/2.htm>