

УДК: 004.852

## **Неинвазивное оценивание уровня артериального давления с помощью кардиомонитора CardioQvark**

**Сенько О.В.\* , Чучупал В.Я.\*\* , Докукин А.А.\*\*\***

*Федеральный исследовательский центр «Информатика и управление» Российской академии наук, Москва, Россия*

**Аннотация.** В статье представлены результаты исследований по оцениванию возможности неинвазивного определения систолического кровяного давления по кардиограмме и синхронно снимаемой фотоплетизмограмме. Исследования проводились с использованием технологий машинного обучения по данным, полученным с помощью разработанного в России кардиомонитора CardioQvark. Приведённые в статье результаты подтвердили возможность создания алгоритмов, пригодных для определения систолического давления у отдельных пациентов. Подтверждена также возможность создания алгоритмов общего использования, то есть применимых для всех пациентов без дополнительной корректировки.

**Ключевые слова:** *неинвазивное оценивание, артериальное давление, электрокардиограмма, фотоплетизмограмма, машинное обучение, кардиомонитор, CardioQvark.*

### **ВВЕДЕНИЕ**

Уровень артериального давления (АД) является одним из наиболее важных показателей состояния сердечно-сосудистой системы человека. Хронические изменения АД часто свидетельствуют о болезненных изменениях, поэтому его регулярные измерения важны для его контроля и своевременной коррекции.

Основным прибором для неинвазивного измерения уровня кровяного давления является осциллометрический тонометр с надувной манжетой, который обеспечивает измерение систолического и диастолического давления в плечевой артерии, а также частоты пульса. В то же время у тонометров с манжетой есть недостатки, которые существенно ограничивают их возможности. Они слишком громоздки чтобы постоянно носить их с собой. Процедура одевания и накачки манжеты неудобна и требует некоторых знаний и навыков: нужно освободить предплечье от одежды, правильно выбрать место. Ошибки существенно влияют на точность измерения кровяного давления. Требуется как минимум несколько минут покоя между последовательными измерениями, таким образом получить кратковременную динамику изменения уровня АД, например, на интервалах периода пульса, с их помощью нельзя.

Разработка миниатюрных электромагнитных, фотоплетизмографических (ФПГ) сенсоров, датчиков давления и ультразвука, с помощью которых можно оценить

---

\*senkoov@mail.ru

\*\*chuchu@ccas.ru

\*\*\*dalex@ccas.ru

объемную скорость крови внутри артерии, привели к появлению класса новых, т.н. носимых (wearing) устройств, потенциально пригодных для неинвазивной и непрерывной оценки (CNAP, continuous non-invasive arterial pressure) АД и пульса. Поскольку сенсоры и датчики не могут измерить давление непосредственно внутри артерии, возникает необходимость разработки теорий и методов расчета уровня АД по регистрируемым датчиками внешним признакам, таким как изменение объемной скорости крови, размеров артерии и т. п.

Более 40 лет назад Penaz [1] предложил метод разгрузки сосудов (Vascular unloading technique) или пульс-оксиметрии который чаще всего реализуется с помощью плетизмографического датчика, манометра и надувной манжеты, которая одевается на ногтевую фалангу пальца (или мочку уха). Манжета накачивается непрерывно так, чтобы обеспечить постоянство объемной скорости крови, измеряемой датчиком. Манометр измеряет давление в манжете, значения которого служат для вычисления уровня кровяного давления. Экспериментально установленные характеристики использующих такой подход приборов, например, мониторов измерения давления FinaPres (FINger Arterial PRESSure)[2] или Nexfin [3] свидетельствуют о том, что в большинстве случаев их показания (среднего и диастолического давления) очень близки к показаниям эталонных тонометров. В то же время отмечены и недостатки, которые заключаются в необходимости калибровки (настройке на пациента), а также в частых отказах вследствие недостаточного качества сигнала датчиков.

Методы периферийной артериальной тонометрии, когда сенсор непосредственно прижимается к артерии на запястье, также изучается достаточно давно. Такой подход выглядит выигрышней, чем метод Penaz, поскольку сенсор измеряет непосредственно давление снаружи стенки периферийной артерии. Экспериментальные измерения [4] показали, что за исключением начала систолической фазы тонометрическая волна практически эквивалентна внутриартериальной, а кратковременные (от одного периода пульса к другому) изменения в спектральной области совпадают. Подход в целом характеризуется как вполне приемлемый для практического использования. В частности, приборы с периферийной артериальной тонометрией систем SphygmoCor фирмы AtCor Medical были в 2007 г. допущены Администрацией продовольствия и медикаментов (The US Food and Drug Administration FDA) на рынок США. В то же время в отчете для австралийского правительства [5] по поводу потенциального финансирования разработки приборов для периферийной артериальной тонометрии указывается на недостаток существующих экспериментальных доказательств ее эффективности.

Полученные на сегодняшний день экспериментальные результаты показывают, что одноканальные решения для CNAP несмотря на обнадеживающие результаты и характеристики, в целом нуждаются в существенном усовершенствовании в направлении повышения точности измерений, помехоустойчивости и упрощения процедур калибровки и адаптации к пациенту.

Очевидный способ повысить точность и уменьшить смещение оценок АД заключается в использовании нескольких синхронных сенсоров. Поэтому широко используются двухканальные (и более) коммерческие [6] решения на основании показаний датчиков в нескольких точках тела. В частности использование синхронных сигналов ЭКГ и ФПГ позволяет существенно [7] улучшить точность оценок и получить характеристики, которые соответствуют строгим требованиям международных протоколов для устройств измерения давления.

Одним из наиболее перспективных современных подходов к оценке АД с использованием двухканальных решений являются методы с использованием времени прохождения пульса (pulse transit time, PTT) [8, 9] или аналогичных параметров, например,

скорости пульсовой волны (pulse wave velocity, PWV) [10] и обобщенной передаточной функции в частотной области [11]. Время прохождения пульса определяется как время, за которое пульсовая волна проходит от точки до точки на артерии в одном кардиоцикле. Большинство опубликованных результатов [8] показывают, что величина РТТ коррелирует с кратковременными изменениями уровня АД. Чем выше уровень АД, тем меньше величина РТТ. Это свойство, судя по публикациям, достаточно успешно используется для автоматической оценки уровня АД при комбинировании сигналов с датчиков ЭКГ и ФПГ.

Нужно отметить, что прямое сравнение численных значений показателей качества измерения АД, которые публикуются в печати различными исследовательскими группами, некорректно, поскольку состав, количество и качество пациентов существенно различаются. Возможно этим же обстоятельством вызвано наличие исследований, результаты которых не вполне согласуются с выводами большинства работ в данном направлении. Например, существуют работы где эксперименты показали отсутствие корреляции уровня АД и параметра РТТ [13]. Также опубликованы результаты исследований, которые ставят под сомнение эффективность использования величины РТТ для СНАР [12].

Целью представленного исследования является исследование точности определения уровня АД с помощью кардиомонитора CardioQvark, разработанного в России (<http://www.cardioqvark.ru>). Это прибор для неинвазивных измерений ЭКГ, ФПГ, пульса и других кардиологических характеристик, который выполнен в виде футляра для смартфона и предоставляет, в частности, возможность использовать синхронные показания фотоплетизмографических и электромагнитных датчиков. Программное обеспечение для смартфона дает возможность передачи показаний в облачное хранилище, например, для анализа специалистом. Процедура измерения давления заключается в прикладывании в течение некоторого времени (одна - три минуты) пальцев каждой руки к датчикам. В целом эта процедура представляется гораздо более простой и удобной для потребителя чем рассмотренные выше решения.

## 2. ПРИЗНАКИ

Расчет систолического давления в настоящей работе производился на основании синхронных сигналов ЭКГ и ФПГ, записанных кардиомонитором CardioQvark за период пять минут. Для последующего применения методов прогнозирования на основании этих сигналов рассчитывался набор из 147 показателей: 23 геометрических и 124 спектральных. Поскольку период измерений вмещает около трехсот пульсовых волн, признаки рассчитывались для каждой волны в отдельности и затем усреднялись. Так, для геометрических признаков в основном использовались медианные значения, а для спектральных – среднее и дисперсия.

Геометрические признаки (ГП) для наглядности изображены на рисунке 1.

В расчетах использовались: MB0 – медиана периода от R-пика до точки максимального роста пульсовой волны, MB1 – медиана периода от R-пика до точки начала пульсовой волны, MB2 – медиана периода от от R-пика до точки максимального значения пульсовой волны, MSEP – медиана периода от R-пика до пика прямой систолической волны, MSRP – медиана периода от R-пика до пика отраженной систолической волны, MDP – медиана периода от R-пика до диастолического пика, MRR – медиана периода между R-пиками, MdSEP – медиана периода между пиками прямых систолических волн, MdSRP – медиана периода между пиками отраженных систолических волн, MdDP – медиана периода между диастолическими пиками, MASEP – медиана амплитуды пиков прямых систолических волн, MASRP – медиана амплитуды пиков отраженных

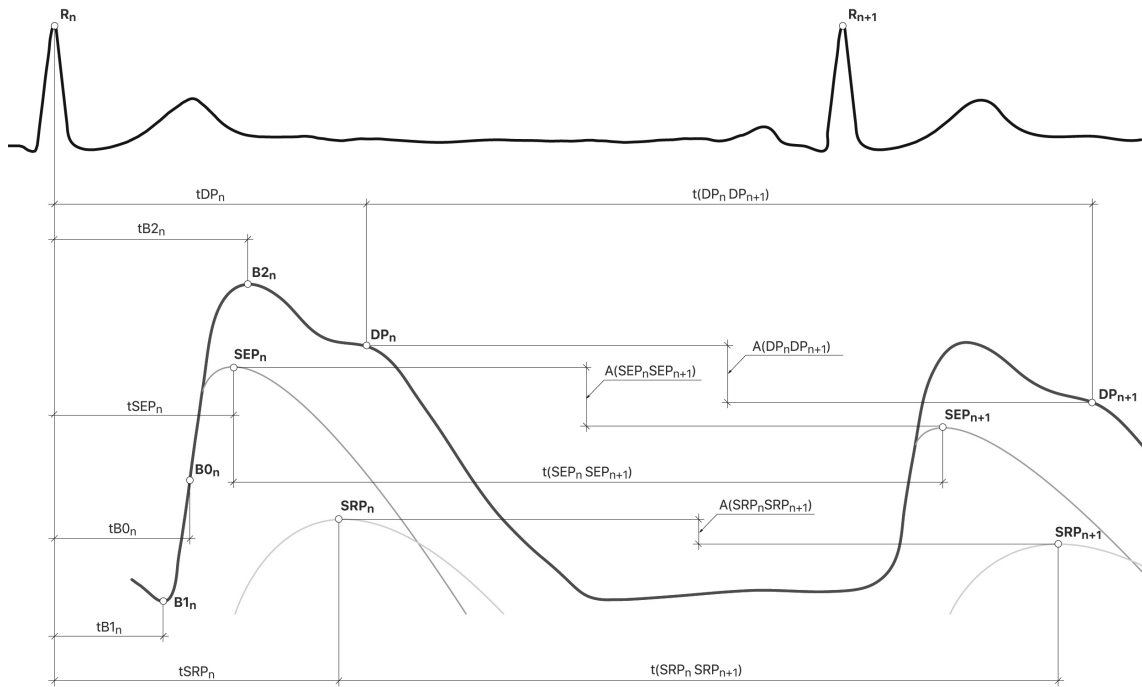


Рис. 1. Геометрические признаки.

систолических волн, MADP – медиана амплитуды диастолических пиков, MAB2 – медиана амплитуды максимумов пульсовых волн, MSNR – медиана соотношения сигнал/шум, MS5S2 – медиана соотношения площадей сегментов под кривой пульсовой волны, MPI – медиана перфузионного индекса. Кроме того, использовались: BR – частота дыхания, quality – процент кардиокомплексов, удовлетворяющих условию качества, spqrst, spq, sqrs, sst – площади под графиком, соответствующие сегментам кардиоцикла.

Спектральные признаки (СП) также сначала рассчитывались для отдельных кардиоциклов. В качестве границ таковых рассматривались R-пики ЭКГ.

Первая группа спектральных признаков содержала 30 средних и 30 дисперсий разностей натуральных логарифмов спектральных амплитуд ЭКГ и ФПГ в диапазоне от 1 до 30 Гц с шагом 1 Гц. Спектры вычислялись исходя из нормировки времени внутри RR-интервалов на длину всего интервала. Таким образом, длина каждого интервала приравнивалась 1.

Вторая группа содержала 32 средних и 32 дисперсии 64-точечного дискретного преобразования Фурье задержек от R-пика до минимума и максимума сигнала ФПГ и 62 промежуточных значений. Для этого интервал  $(tB1, tB2)$  (см. рис. 1) разбивался на 63 интервала  $tB1 < tBd_i < tB2, i = 1, \dots, 62$ , соответствующих равному приросту сигнала ФПГ, т.е.  $f(tB2) - f(tBd_{62}) = f(tBd_1) - f(tB1) = f(tBd_{j+1}) - f(tBd_j)$ , где  $f(t)$  – величина ФПГ сигнала в момент времени  $t, j = 2, \dots, 62$ .

В некоторых экспериментах рассматривалась также группа из 17 признаков variability сердечного ритма (BCP), но они доступны не для всех пациентов.

### 3. МЕТОДЫ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ

Исследования проводились с использованием трех методов регрессионного анализа из библиотеки scikit-learn [14]: RandomForestRegressor, GradientBoostingRegressor и ElasticNet. RandomForestRegressor представляет собой реализацию регрессионного леса, основанного на бэггинге [15], т.е. усреднении прогнозов отдельных классификаторов, обученных на разных случайных подвыборках исходной. GradientBoostingRegressor –

другой вариант регрессионного леса, получаемого на основе градиентного бустинга [16], т.е. последовательного построения набора классификаторов, каждый из которых компенсирует недостатки совокупности предыдущих. ElasticNet – линейный метод восстановления регрессии с L1 и L2 регуляризацией [17].

Эффективность случайного регрессионного леса оказалась выше фактически во всех экспериментах, поэтому далее приводятся только результаты экспериментов с использованием этого метода при минимальном числе объектов в листе равном 3 и числе деревьев – 150. Оценивание точности производилось в режиме скользящего контроля с исключением одного объекта (leave one out). В качестве меры качества прогноза использовалась величина

$$R = \sqrt{1 - \frac{\Delta}{V_0}}, \quad (1)$$

где  $\Delta$  — средний квадрат отклонения прогноза  $y_i^f$  от реального значения систолического давления  $y_i$ ,  $V_0$  — дисперсия реального систолического давления

$$\Delta = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m (y_i - y_i^f)^2, \quad V_0 = V(y_i).$$

Отметим, что величина  $R$  обычно очень близка к коэффициенту корреляции прогноза с истинным значением.

#### 4. ДАННЫЕ

Перечисленные показатели были рассчитаны по ЭКГ и ФПГ, измеренным у 6 пациентов. Для каждого пациента в таблице 1 представлены: число измерений, а также разброс систолического давления по этим измерениям, средние значения и стандартные отклонения в мм. рт. ст. Все эти параметры представлены также для всей анализируемой выборки, содержащей 1060 измерений для 6 человек, и выборки для 5 пациентов: П.1013, П.1024, П.1036, П.1254, П.4994, содержащей 519 измерений. Выделение такой выборки связано с тем, что число измерений для пациента П.5391 превышает общее число измерений для остальных 5 пациентов.

**Таблица 1.** Общая информация о выборках

	все	кроме П.5391	П.1013	П.1024	П.1036	П.1254	П.4994	П.5391
число изм.	1060	519	126	53	220	38	72	541
разброс	90–169	90–169	115–169	90–124	94–146	94–140	111–152	107–155
среднее	128.3	127.4	143.0	111.8	121.1	118.2	137.0	129.2
станд. откл.	11.48	14.3	10.8	7.04	8.32	9.88	7.72	7.69

Из таблицы 1 видна значительная разнородность пациентов как по средним значениям, так и по вариабельности систолического давления. Так для пациента П.1013 среднее значение давления составляет 143, а для пациента 1024 только 111.8. Стандартное отклонение для пациента 1024 составляет 7.04, в то время как для пациента 1013 стандартное отклонение составляет 10.8, по всей выборке — 11.48, а по выборке без пациента П.5391 — 14.3. Для оценки индивидуальной информативности показателей использовались их коэффициенты корреляции с систолическим давлением, рассчитанные

по всей выборке из 1060 наблюдений для показателей QV и по подвыборке из 938 наблюдений для показателей VCP. Наибольшие коэффициенты корреляции отмечены для площади под графиком для  $pq$  сегмента —  $spq$  (0.36), а также для частоты дыхания BR (0.26), MB1 (-0.25), MB0 (-0.16). Таким образом, ни один из отдельных показателей не позволяет решить поставленную задачу.

## 5. ЭКСПЕРИМЕНТЫ ПО ПРОГНОЗУ СИСТОЛИЧЕСКОГО ДАВЛЕНИЯ

Поскольку выяснилось, что значение показателей variability сердечного ритма не всегда можно измерить, то был оценён вклад этих показателей в прогноз. Оценивание производилось как по коэффициенту корреляции прогноза с истинным значением, так и по показателям классности, то есть по долям измерений, где истинное значение систолического давления отклонялось от прогнозируемого не более, чем на 5, 10 и 15 мм. рт. ст. При этом использовались все измерения из полной выборки, для которых показатели VCP известны: всего 938 измерений.

**Таблица 2.** Оценивание вклада показателей VCP

	ГП	ГП, VCP	ГП, VCP, СП	ГП, СП
коэфф. коррел.	0.722	0.712	0.728	0.721
откл. $\leq 5$	56.1 %	54.8 %	55.6 %	55.9 %
откл. $\leq 10$	83.5 %	82.3 %	84.9 %	83.5 %
откл. $\leq 15$	94.0 %	94.0 %	93.8 %	94.1 %

Из таблицы 2 видно, что совместное использование признаков ГП И VCP приводит к снижению эффективности по всем параметрам кроме «отклонения  $\leq 15$  мм. рт. ст» по сравнению с отдельным использованием показателей ГП. Несколько более высокая точность в смысле коэффициента корреляции была достигнута при использовании VCP вместе с показателями ГП и спектральными показателями по сравнению с использованием только лишь VCP и спектральных показателей: 0.728 против 0.721. Однако превышение незначительное. Улучшения по показателям классности также минимальны. Результаты, представленные в таблице 2 позволяют сделать вывод, что прогноз можно осуществлять и без показателей VCP.

В таблице 3 представлены результаты прогнозирования в режиме скользящего контроля отдельно для каждого из пациентов, при обучении по выборке, содержащей только измерения, сделанные у него самого. Следует отметить высокую эффективность по параметрам классности для пациента П.5391: по всем параметрам прибор CardioQvark уверенно оказывается принадлежащим классу А.

Высокая эффективность по параметрам классности достигается также для пациента П.1024. Однако коэффициент корреляции для этого пациента невысок и составляет только 0.453. Такое различие между коэффициентом корреляции и параметрами классности связаны, очевидно, с низкой дисперсией систолического давления на данных по этому пациенту: стандартное отклонение – только 7.04 мм. рт. ст. По остальным пациентам результаты значительно слабее, что скорее всего связано с недостаточным объёмом обучающих выборок.

Рассмотрим подробнее прогноз по всем данным. Объём обучающей выборки в этом случае составляет 1060 измерений. Результаты представлены в таблице 4.

Из таблицы видно, что результат немного выше при использовании одновременно признаков ГП и СП. Однако значение, необходимое для включения в класс А достигается

**Таблица 3.** Эффективность прогнозирования отдельно для каждого пациента

	П.1013 ГП, СП	П.1024 ГП, СП	П.1036 ГП, СП	П.1254 ГП, СП	П.4994 ГП, СП	П.5391 ГП	П.5391 ГП, СП
коэфф. коррел.	0.323	0.453	0.362	0.16	0.3	0.672	0.734
откл. $\leq 5$	28.5 %	60.3 %	55.4 %	33.3 %	47.2 %	67.6 %	71.7 %
откл. $\leq 10$	68.2 %	92.4 %	83.1 %	68.8 %	81.9 %	93.9 %	95.3 %
откл. $\leq 15$	90.4 %	98.1 %	95 %	87.5 %	97.2 %	98.3 %	99.4 %

**Таблица 4.** Эффективность прогнозирования по всей выборке

	ГП, СП	ГП
коэфф. коррел.	0.736	0.731
откл. $\leq 5$	57.4 %	56.2 %
откл. $\leq 10$	85.2 %	85.0 %
откл. $\leq 15$	94.3 %	93.9 %

только для параметра «Отклонение  $\leq 10$  мм. рт. ст.». По остальным двум параметрам уровень значения, необходимый для включения в класс А, не достигается, хотя и достаточно близок.

Рассмотрим теперь отдельно для каждого пациента результаты прогноза систолического давления, сделанного по объединённой обучающей выборке. Эти результаты представлены в таблице 5. В эту таблицу включен столбец, характеризующий эффективность на всей выборке без П.5391.

**Таблица 5.** Результаты прогноза систолического давления, сделанного по объединённой обучающей выборке, отдельно для каждого пациента

	П.1013	П.1024	П.1036	П.1254	П.4994	П.5391	Все без П.5391
коэфф. коррел.	0.137	0.273	0.314	0.09	0.241	0.628	0.763
откл. $\leq 5$	34.1 %	62.2 %	52.2 %	41.7 %	50.0 %	66.7 %	47.7 %
откл. $\leq 10$	67.4 %	83.9 %	83.0 %	62.5 %	81.9 %	92.9 %	77.4 %
откл. $\leq 15$	80.9 %	94.3 %	94.6 %	82.4 %	97.2 %	98.1 %	90.3 %

Из таблицы 5 видно, что за исключением пациента П.5391 результаты для каждого пациента в отдельности невысоки и оказываются даже хуже, чем результаты, полученные при раздельном обучении и представленные в таблице 3. Коэффициент корреляции по всей выборке (0.736) оказывается заметно выше, чем коэффициент корреляции по любому из пациентов в отдельности, что вероятно связано с сильными различиями средних значений систолического давления у различных пациентов, что демонстрирует таблица 1. Справа добавлен столбец, характеризующий эффективность алгоритма, обученного на всей выборке, на измерениях, не принадлежащих П.5391. Видно, что коэффициент корреляции (0.763) здесь оказывается существенно выше, чем коэффициент для любого пациента, включая П.5391. Однако показатели классности невысоки.

Отсутствие снижения и даже некоторый рост коэффициента корреляции при переходе



от выборок для отдельных пациентов к объединённым выборкам свидетельствует об общности закономерностей, связывающих сигналы прибора CardioQVARK с систолическим давлением для всех пациентов.

Данное предположение подтверждается экспериментами с новой объединённой выборкой, содержащей совокупность измерений по всем пациентам за исключением пациента П.5391. Целесообразность такого рассмотрения связана, как уже отмечалось, с большим числом измерений для этого пациента, что делает его вклад в прогноз преобладающим. Результаты для объединённой выборки представлены в таблице 6.

**Таблица 6.** Результаты по объединённой выборке за исключением пациента П.5391

	ГП	ГП, СП
коэфф. коррел.	0.768	0.791
откл. $\leq 5$	49.5 %	46.6 %
откл. $\leq 10$	76.8 %	79.6 %
откл. $\leq 15$	91.1 %	92.6 %

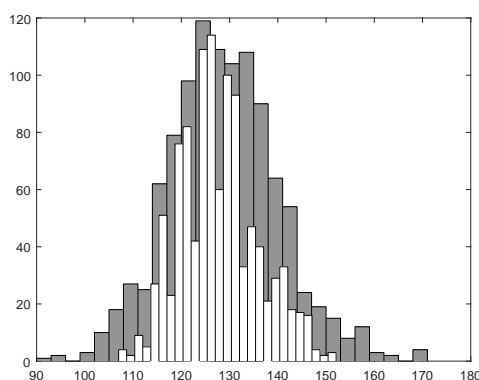
Из таблицы 6 видно, что коэффициент корреляции прогноза с систолическим давлением в последнем эксперименте при совместном использовании признаков ГП и СП достигает 0.791, что значительно выше значений, достигнутых в предыдущих экспериментах для отдельных пациентов. Результат несколько выше результата алгоритма, обученного на всей выборке, на измерениях, не принадлежащих П.5391 (0.763, см. табл. 5). Однако такой рост коэффициента корреляции не сопровождается высокими значениями параметров классности. Такое несоответствие связано с очень высокой дисперсией систолического давления в последней объединённой выборке – величина стандартного отклонения составляет 14.3 (см. 1), что почти в два раза выше стандартного отклонения для выборки по пациенту П.5391. Очевидно, что при таком стандартном отклонении требуемые значения классности могут быть достигнуты при заметном превышении коэффициентом корреляции величины 0.8.

## **6. УСТОЙЧИВОСТЬ ИЗМЕРЕНИЙ СИСТОЛИЧЕСКОГО С ПОМОЩЬЮ КАРДИОМОНИТОРА CARDIOQVARK И С ПОМОЩЬЮ СТАНДАРТНОГО ТОНОМЕТРА**

Прогноз систолического давления обладает существенно более низкой вариабельностью по сравнению со значениями, измеренными тонометром. Последнее связано с более низкой вариабельностью прогнозов, вычисляемых регрессионными моделями, по сравнению с вариабельностью значений, содержащихся в данных. Другим источником более низкой вариабельности может быть усреднение измерений с помощью прибора CardioQVARK на временном интервале. Более низкая вариабельность прогнозов для пациента П.5391 иллюстрируется на рисунке 2. Белая гистограмма, соответствующая отклонению рассчитанных прогнозов от их среднего значения, наложена на серую гистограмму, соответствующую отклонению истинного давления от его среднего значения.

Более низкая вариабельность (устойчивость) измерений может оказаться определённым преимуществом прибора. Однако такое преимущество оказывается существенным только при высокой доказанной точности. Но задачу оценки точности прибора CardioQVARK осложняет высокая временная вариабельность и общая неточность измерений давления с помощью тонометра, по которым собственно настраивается прибор.





**Рис. 2.** Отклонение прогнозов от среднего значения.

Объективное сравнение двух способов оценки давления может дать сопоставление точности прогноза давления в некоторый момент времени  $t[i + 1]$  по значению, полученному в момент времени  $t[i]$ . В случае, когда кровяное давление относительно стабильно и промежуток времени между измерениями достаточно мал, можно ожидать некоторой точности такого прогноза.

Эксперимент, проведенный с выборкой для пациента П.5391, показал высокую близость среднеквадратичной ошибки прогноза систолического давления в точке  $t[i + 1]$  по измерениям манжетным тонометром и прибором CardioQVARK в точке  $t[i]$ :

– при прогнозе давления по тонометру для измерения с номером  $i + 1$  по давлению по тонометру для измерения с номером  $i$  среднеквадратичная ошибка составила 6.53 мм. рт. ст. (относительная невязка – 0.849);

– при прогнозе давления по тонометру для измерения с номером  $i + 1$  по оценке давления, полученной прибором CardioQVARK для измерения с номером  $i$ , среднеквадратичная ошибка составила 6.54 мм. рт. ст. (относительная невязка – 0.85).

Данный результат также может свидетельствовать об эффективности измерений давления по сигналам CardioQVARK.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенные эксперименты показали возможность определения систолического кровяного давления у пациентов по показателям, вычисляемым по совокупности электрического кардиосигнала и сигнала фотоплетизмограммы, с помощью алгоритма, основанного на машинном обучении. Подтверждена возможность создания не только эффективных алгоритмов определения систолического давления для отдельных пациентов, но также алгоритмов, пригодных для общего применения, то есть применимых для всех пациентов без дополнительной корректировки.

Максимальная точность в смысле классности метода была достигнута при определении систолического давления у одного пациента с помощью алгоритма, обученного по данным, собранным для этого же пациента. Алгоритм, сгенерированный, для пациента П.5391 может быть уверенно отнесен к классу А, соответствующему максимальной точности.

Однако максимальный коэффициент корреляции между истинным и предсказанным значениями достигается при определении давления у группы пациентов с помощью алгоритма, обученного по данным, собранным у всех пациентов из этой группы. Для группы из всех участвующих в исследовании пациентов за исключением пациента П.5391 коэффициент корреляции достигает значения 0.791. При этом точность в смысле

классности оказалась существенно ниже, чем при индивидуальном прогнозе для пациента П.5391. Последнее связано с существенно более низкой вариабельностью систолического давления для пациента П.5391 по сравнению с вариабельностью систолического давления в группе пациентов.

Работа выполнена при частичной финансовой поддержке РФФИ, проекты 17-07-01362, 18-01-00557. Авторы также выражают благодарность компании CardioQvark за предоставленные данные.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Penazr M., Nock H., Khudanpur S. Photoelectric measurement of blood pressure, volume and flow in the finger. In: *Digest of the 10th International Conference on Medical, and Biological Engineering*. Dresden: International Federation for Medical and Biological Engineering, 1973. P. 904.
2. Silke B., McAuley D. Accuracy and precision of blood pressure determination with the Finapres: an overview using re-sampling statistics. *J. Hum. Hypertens.* 1998. V. 12. No. 6. P. 403–409.
3. Hofhuizen C.M., Lemson J., Hemelaar A.E.A., Settels J.J., Schraa O., Singh S.K., van der Hoeven J.G. and Scheffer G.J. Continuous non-invasive finger arterial pressure monitoring reflects intra-arterial pressure changes in children undergoing cardiac surgery. *British Journal of Anaesthesia*. 2010. V. 105. No. 4. P. 493–500.
4. Takayuki Sato T., Nishinaga M., Kawamoto A., Ozawa T., Takatsuji H. Accuracy of a Continuous Blood Pressure Monitor Based on Arterial Tonometry. *Hypertension*. 1993. V. 21. No. 6. P. 666–874.
5. Peripheral arterial tonometry with ascending aortic waveform analysis using the SphygmoCor system: February/March 2006. Application 1079. Assessment report. URL: [www.msac.gov.au/.../1079-Assessment-Report.pdf](http://www.msac.gov.au/.../1079-Assessment-Report.pdf) (дата обращения: 27.11.2017).
6. *SOMNOtouch™ NIBP*. SOMNOmedics GmbH, 2015. URL: [http://somnomedics.eu/...\\_SB\\_mail.pdf](http://somnomedics.eu/..._SB_mail.pdf) (дата обращения: 27.11.2017).
7. Ahmad S., Chen S., Soueidan K., Batkin I., Bolic M., Dajani H., Groza V. Electrocardiogram-assisted blood pressure estimation. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2012. V. 59. No. 3. P. 608–618.
8. Hennig A., Patzak A. Continuous blood pressure measurement using pulse transit time. In: *Somnologie*. 2013. doi: 10.1007/s11818-013-0617-x
9. Gesche H. Grosskurth D., Kuchler G., Patzak A. Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2012. V. 112. No. 1. P. 309–315.
10. Radha M., Zhang G., Gelissen J., de Groot K., Haakma R., Aarts R.M. Arterial path selection to measure pulse wave velocity as a surrogate marker of blood pressure. *IOP Publishing Ltd Biomedical Physics & Engineering Express*. 2017. V. 3. No. 1.
11. Chen C.H., Nevo E., Fetics B., Pak P.H., Yin F.C., Maughan W.L., Kass D.A. Estimation of central aortic pressure waveform by mathematical transformation of radial tonometry pressure. Validation of generalized transfer function. *Circulation*. 1997. V. 95. P. 1827–1836.
12. Payne R.A., Symeonides C.N., Webb D.J., Maxwell S.R.J. Pulse transit time measured from the ECG: an unreliable marker of beat-to-beat blood pressure. *J. Appl. Physiol.* 2006. V. 100. P. 136–141. doi: 10.1152/jappphysiol.00657.2005
13. Proenca J., Muehlsteff J., Aubert X., Carvalho P. Is pulse transit time a good indicator of blood pressure changes during short physical exercise in a young population? In: *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2010. P. 598–601.

14. Pedregosa F., Varoquaux G., Gramfort A., Michel V., Thirion B., Grisel O., Blondel M., Prettenhofer P., Weiss R., Dubourg V., Vanderplas J., Passos A., Cournapeau D., Brucher M., Perrot M., Duchesnay E. Scikit-learn: Machine Learning in Python. *Journal of Machine Learning Research*. 2011. V. 12. P. 2825–2830.
15. Breiman L. Random Forests. *Machine Learning*. 2001. V. 45. No. 1. P. 5–32.
16. Friedman J. Greedy Function Approximation: A Gradient Boosting Machine. *The Annals of Statistics*. 2001. V. 29. No. 5.
17. Friedman J.H., Hastie T., Tibshirani R. Regularization paths for generalized linear models via coordinate descent. *Journal of Statistical Software*. 2010. V. 33. No. 1.

Рукопись поступила в редакцию 21.11.2017.

Дата опубликования 15.12.2017.