

УДК 004.021:004.415.2:004.622:004.623:004.624:004.67:681.518.3:681.586004.93'1:004.932.2

Автоматическое оценивание давления крови человека на основе совместного анализа морфологических и спектральных параметров фотоплетизмограммы

© 2020 г. **В. С. Залуская***, БАКАЛАВР; **Е. А. Карасева****, МАГИСТР;
В. Р. Луцив***, ДОКТОР ТЕХН. НАУК

*Университет ИТМО, Санкт-Петербург

**Институт физиологии им. И.П. Павлова РАН, Санкт-Петербург

***Государственный университет аэрокосмического приборостроения, Санкт-Петербург

E-mail: zvaleria.vz@yandex.ru, lzvt.krsv@gmail.com, vluciv@mail.ru

Поступила в редакцию 11.08.2020

DOI:10.17586/1023-5086-2020-87-12-67-75

Предложен метод автоматической оценки систолического и диастолического давления крови человека путём совместного анализа спектральных и морфологических признаков формы пульсовой волны на его фотоплетизмограмме. Для формирования используемых признаков разработаны алгоритмы предварительной обработки исходного сигнала фотоплетизмограммы, автоматического разделения его на периоды, соответствующие отдельным сердечным циклам, и выделения в каждом периоде характерных особенностей формы пульсовой волны. Выделенные периоды сигнала используются для расчёта спектральных характеристик фотоплетизмограммы, причём экспериментально показана целесообразность использования для этого троек последовательных циклов. Параметры, рассчитанные по особенностям формы пульсовой волны, и рассчитанные её спектральные характеристики автоматически анализируются специально обученной искусственной нейронной сетью, формирующей на выходе оценку систолического и диастолического давления пациента. Экспериментально показана целесообразность автоматического определения давления крови на основе совместного анализа спектральных и морфологических признаков фотоплетизмограмм.

Ключевые слова: фотоплетизмограмма, измерение давления крови, нейронная сеть, спектральные признаки, морфологические признаки.

Коды OCIS: 170.3890, 170.1610, 280.1415, 120.5240, 230.3990, 230.0230, 280.4788, 080.1753.

ВВЕДЕНИЕ

Сегодня для измерения артериального давления применяются различные неинвазивные методы [1]. В бытовых условиях наиболее распространённым методом является проведение измерений при помощи механического сфигмометра. Данный метод имеет ряд недостатков, к которым относятся ограниченность точности измерений, неудобство применения

и невозможность проведения измерений продолжительное время [2, 3]. В настоящее время всё большее распространение получают фотоплетизмографические методы измерения артериального давления. Наиболее популярные реализации встречаются в портативных устройствах, таких как смарт-часы [4–7]. Производители подобных устройств стремятся создавать свои методы обработки фотопле-

тизмограмм и извлечения параметров данного сигнала, поэтому не существует универсального решения задачи интеллектуального распознавания морфологических признаков фотоплетизмограмм, что делает данную область исследований актуальной по сей день. Благодаря исследованиям в области оксиметрии за последние двадцать лет фотоплетизмографический метод приобрел много новых способов применения [8–11]. В том числе была обнаружена обратная корреляция между кровяным давлением и временем прохождения пульсовой волны [1, 12, 13]. Для расчёта времени прохождения импульса необходимы данные электрокардиографии или баллистокардиографии, но возможно также применение двухканального или многоканального фотоплетизмографа, датчики которого расположены вдоль одного крупного сосуда. Это будет обеспечивать получение достаточных данных для расчёта разницы времени хода кровяного потока [14–16]. Хотя оценивание кровяного давления по фотоплетизмограммам уже широко применяется в серийно выпускаемых устройствах [4–6], нам не удалось найти публикаций об эффективном совместном анализе. В связи с этим целью настоящей работы стала разработка нового метода определения давления крови на основе комплексного анализа параметров фотоплетизмограмм.

Сегодня уже опубликованы исследования, где применяются различные архитектуры нейронных сетей для определения кровяного давления человека по фотоплетизмографическим сигналам. Они позволяют получать достоверный результат [18, 19], поэтому в настоящей работе мы также решили произвести разработку недорогого неинвазивного метода определения кровяного давления с помощью нейронной сети с многослойной архитектурой. Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

1. Произвести анализ существующих исследований определения давления крови при помощи фотоплетизмографических сигналов.
2. Определить основные морфологические и спектральные признаки фотоплетизмограмм, подлежащие совместной обработке.
3. Сформировать репрезентативный экспериментальный набор фотоплетизмограмм.
4. Выбрать необходимые для выполнения моделирования программные библиотеки, вы-

брать архитектуры нейронных сетей и их гиперпараметры для решения задачи определения кровяного давления по отобранным параметрам фотоплетизмограмм.

5. Обучить нейронную сеть на основе параметров фотоплетизмограмм из сформированного экспериментального набора.

6. Провести сравнение результатов оценивания кровяного давления с помощью обученной нейронной сети с результатами других подобных исследований.

Для реализации программных средств определения давления по фотоплетизмограммам был выбран язык программирования Python 3.7, который поддерживает множество библиотек машинного обучения, а также библиотеки инструментов визуализации данных.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Фотоплетизмография — это недорогой метод регистрации периферийной гемодинамики при помощи датчика, состоящего из источника электромагнитного излучения видимого диапазона и фоточувствительного элемента в качестве приёмника электромагнитного излучения, прошедшего сквозь или отражённого от объекта исследования. Существуют две конфигурации снятия фотоплетизмографического сигнала: метод отражения (рис. 1а) и метод прохождения (рис. 1б).

Главным фактором формирования сигнала является изменение поглощения света, проходящего через исследуемый участок тканей, кровью, наполняющей этот участок при сокращениях сердца. Фоточувствительный приёмник меняет своё сопротивление в зависимости от интенсивности принятого света. Постоянная составляющая образованного фотоприёмником сигнала формируется благодаря поглощению света кожей, костями и венозной кровью, а переменная часть сигнала формируется при поглощении света пульсирующими компонентами артериальной крови (рис. 2). Так фотоплетизмография позволяет измерить объём пульсирующей крови при сердечных сокращениях [19]. В настоящей работе рассматривается прибор, применяющий конфигурацию фотоплетизмографического датчика, использующего принцип отражения.

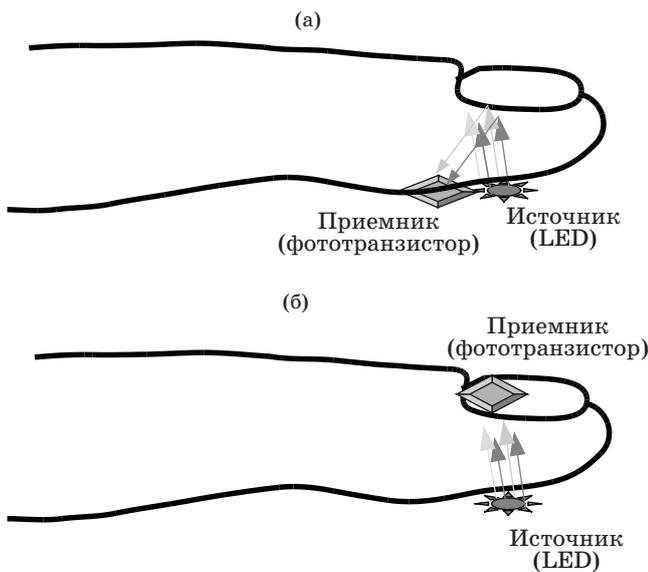


Рис. 1. Конфигурации фотоплетизмографических датчиков.

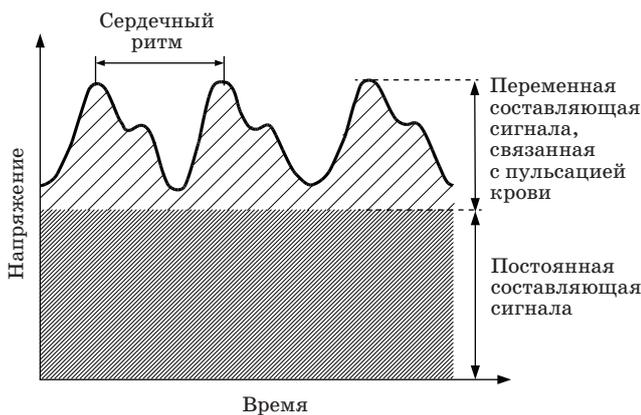


Рис. 2. Компоненты фотоплетизмографического сигнала.

Интенсивность регистрируемого приёмником излучения, проходящего через исследуемую область, определяется составом и количеством крови в данной области в соответствии с законом Бугера–Ламберта–Бера (1).

$$I = I_0 e^{-\mu(\lambda)x}, \quad (1)$$

где I — интенсивность поглощаемого света, I_0 — интенсивность испускаемого света, $\mu(\lambda)$ — коэффициент поглощения, зависящий от свойств среды при толщине x просвечиваемой ткани, где λ — длина волны испускаемого света.

Исследование оптических свойств крови [21] при определении степени её наполняемости кислородом показало, что разные формы гемоглобина имеют разный коэффициент поглощения (рис. 3).

В настоящей работе для сбора базы данных для разработки и обучения нейронной сети был использован фотоплетизмограф, разработанный в соответствии с [7]. Данный прибор осуществляет сбор данных, их хранение и предобработку в реальном времени. Предобработка сигналов состояла в фильтрации низких частот, получаемых при регистрации фотоплетизмограммы, обусловленных ритмом дыхания испытуемых, а также высоких частот, появление которых обусловлено наводками системы и переменным контактом датчика и кожи. В качестве устройств сбора данных были выбраны программатор Arduino, построенный на микроконтроллере ATmega328, проект Верба с внешним входом USB/UART CP2102 и датчик пульса Pulse Sensor SEN-11574.

Собранная выборка включала в себя 15 человек, 6 женщин и 9 мужчин от 21 года до 75 лет, разброс верхнего и нижнего давления от 105 до 132 и от 58 до 88. Измерение эталонного давления для каждого испытуемого проводилось при помощи тонометра по 5 раз для вычисления среднего значения. Разделение на обучающую и тестовую выборку проводилось из перемешанного массива данных, то есть каждый объект массива — это набор признаков для одной тройки сегментов фотоплетизмограммы,

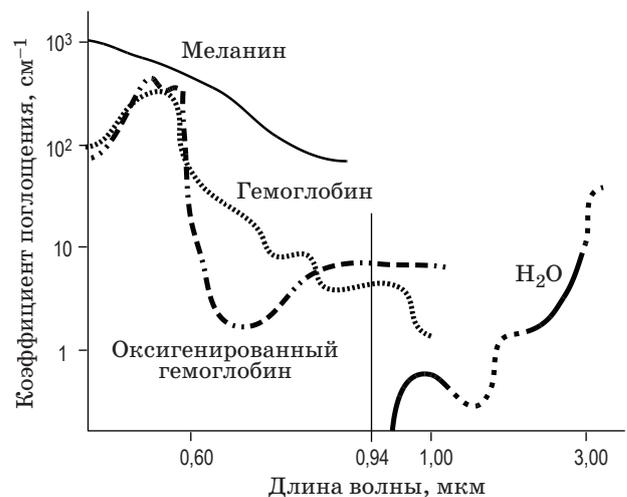


Рис. 3. График поглощения электромагнитных волн биологическими тканями.

где сегмент фотоплетизмограммы — это один сердечный цикл. Соотношение обучающая/тестовая выборка — 75%/25%. При обучении модели для валидации использовались 20% обучающих данных.

Поскольку фотоплетизмографический сигнал формируется при записи изменения локальной периферийной гемодинамики, его форма складывается из огибающей, которая является суперпозицией двух пиков, контур которых формируется в результате взаимодействия между левым желудочком и сосудами большого круга кровообращения.

Для использования фотоплетизмограммы в модели машинного обучения необходимо извлечь основные морфологические и спектральные параметры сигнала.

Первый пик фотоплетизмографического отображения сердечного цикла образуется за счёт систолической, прямой волны, формируемой объёмом крови в систоле, передающимся напрямую от левого желудочка сердца к исследуемому участку, данном в случае — к безымянному пальцу левой руки. Второй пик образуется за счёт отражённой волны, которая возникает из-за отражения объёма крови, передающегося по аорте и крупным магистральным артериям к нижним конечностям и направляющегося обратно в восходящий отдел аорты и далее к исследуемому участку [21].

Один из морфологических признаков формулируется на основе аугментационного давления. Аугментационное давление — это вклад, который отражённая пульсовая волна вносит в величину систолического артериального давления. Пульсовое артериальное давление и аугментационный индекс зависят от скорости распространения пульсовой волны, амплитуды отражённой волны, продолжительности и силы сокращения левого желудочка.

Отражённая волна отстоит от прямой (систолической) на время отражения, определяемое как время прохождения пульсовой волны вниз и отражения её обратно. Время отражения зависит от скорости распространения пульсовой волны и расстояния, которое она должна пройти (рост испытуемого). Таким образом, для характеристики распространения пульсовой волны определяется специальный показатель — индекс жёсткости сосудов, как отношение роста обследуемого в метрах

к времени отражения пульсовой волны Δt в секундах.

В случае ригидных сосудов происходит раннее возвращение «отражённой волны», которая поступает в систолу, а не в диастолу, вызывая непропорциональное повышение систолического давления и увеличение пульсового давления с последующим увеличением левого желудочка после нагрузки и снижением диастолического артериального давления и нарушением коронарной перфузии. В данном случае истинное систолическое артериальное давление (АД), сформированное левым желудочком, получает аугментацию, которая ярко проявляется при изолированной артериальной гипертензии у лиц пожилого возраста [22, 23]. Следствием эффекта отражения волны является скачок внутриаортального давления, который не учитывался ранее. Появление систолической прибавки увеличивает нагрузку на левый желудочек и, кроме того, снижает кровенаполнение левой и правой коронарных артерий в диастолу. В условиях нормы пик отражённой волны располагается на заднем фронте суммарной пульсовой волны. В ригидных артериях пик отражённой волны будет перемещаться на передний фронт, вызывая при этом прирост систолического АД. Выходит, что ригидные сосуды сами по себе способствуют повышению систолического АД.

Рассмотрим использованные нами морфологические параметры фотоплетизмограмм. В данном исследовании используется альтернативный аугментационный индекс — показатель преломления, расчёт которого показан в формуле (2)

$$RI = \frac{a}{b}, \quad (2)$$

где a и b показаны на рис. 4.

Таким образом, огибающая периферической объёмной пульсовой волны, полученной с помощью пальцевой фотоплетизмографии, определяется главным образом характеристиками большого круга кровообращения, скоростью распространения волны давления в аорте и крупных эластических артериях, а также тонусом мелких артерий, от которого зависит индекс отражения.

Систолический интервал времени представляет собой временной интервал между локаль-

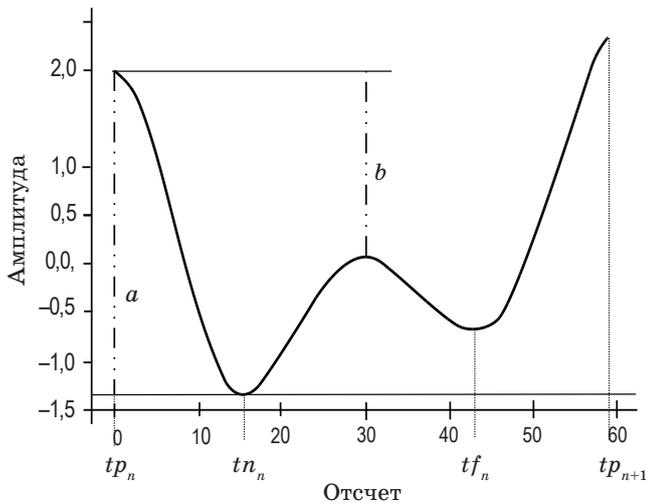


Рис. 4. Морфологические признаки фотоплетизмографического сигнала.

ным минимумом сигнала фотоплетизмограммы после диастолического пика и локальным минимумом сигнала перед следующим диастолическим пиком. Для возможности расчёта параметра в рамках одного сердечного цикла формула расчёта систолического интервала (3) времени была сконструирована следующим образом:

$$ST = (tn_n - tp_n) + (tp_{n+1} - tf_n), \quad (3)$$

где tn_n — координата локального минимума перед диастолическим пиком, tp_n — координата систолического пика, tp_{n+1} — координата систолического пика следующего сердечного цикла, tf_n — координата локального минимума после диастолического пика.

Время возрастания сигнала рассчитывается как временной интервал между локальным минимумом после диастолического пика и систолическим пиком следующего сердечного цикла по формуле (4)

$$upTime = tp_{n+1} - tf_n, \quad (4)$$

где tp_{n+1} — координата систолического пика следующего сердечного цикла, tf_n — координата локального минимума после диастолического пика.

Также были рассмотрены диастолический и систолический объёмы, характеризующие площадь под кривой фотоплетизмограммы во время диастолы и систолы соответственно.

Для расчёта диастолического объёма использовалась следующая формула:

$$DV = \int_{tn_n}^{tf_n} PPG(t)dt, \quad (5)$$

где tn_n — координата локального минимума перед диастолическим пиком, tf_n — координата локального минимума после диастолического пика, $PPG(t)$ — значение сигнала фотоплетизмограммы в отсчёте t .

Для расчёта систолического объёма использовалась следующая формула:

$$SV = \int_{tf_n}^{tp_{n+1}} PPG(t)dt + \int_{tp_n}^{tn_n} PPG(t)dt, \quad (6)$$

где tf_n — координата локального минимума после диастолического пика, tp_{n+1} — координата систолического пика следующего сердечного цикла, tn_n — координата локального минимума перед диастолическим пиком, tp_n — координата систолического пика, $PPG(t)$ — значение сигнала фотоплетизмограммы в отсчёте t .

В качестве спектрального признака использовалась спектральная плотность мощности (СПМ) сигнала. Оценка СПМ даёт более гладкую кривую, чем анализ частотной области быстрым преобразованием Фурье. Пример графика спектральной плотности мощности сигнала фотоплетизмограммы представлен на рис. 5.

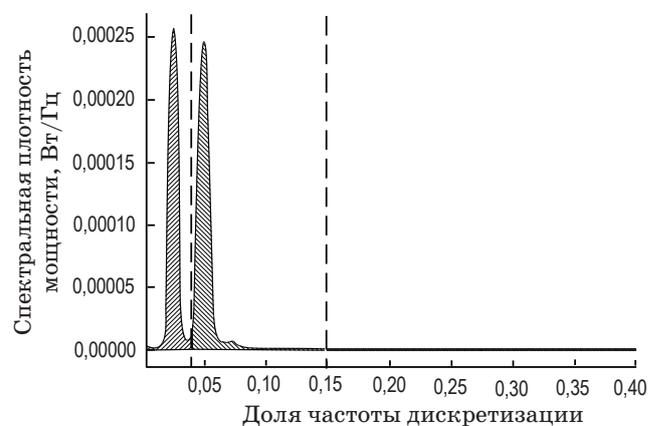


Рис. 5. Спектральная плотность мощности сигнала фотоплетизмограммы при диастолическом артериальном давлении ДАД = 80 мм.рт.ст., систолическом артериальном давлении САД = 116 мм.рт.ст.

В настоящей работе для определения систолического и диастолического артериального давления используется нейронная сеть, реализованная с помощью библиотеки Keras 2.3.0 [24] в качестве высокоуровневой надстройки над функционалом TensorFlow. Также для масштабирования данных перед подачей на вход нейронной сети использовалась библиотека Scikit-learn 0.22.1 [25]. Параметры масштабирования, полученные из обучающей выборки с помощью инструментов данной библиотеки, сохраняются вместе с параметрами нейронной сети. Архитектура нейронной сети включает в себя десять полносвязных скрытых слоёв по 300 нейронов в каждом (рис. 6). В качестве функции активации выбрана ReLU для скрытых слоёв и линейная — для выходного слоя. Для установления весов в процессе обучения используется оптимизатор Adam со скоростью обучения 10^{-4} . На вход нейронной сети подаётся фиксированное количество признаков. Также инструмент создания нейронной сети, разработанный в рамках текущего исследования, позволяет выбрать только часть признаков, описанных выше, что делает возможной

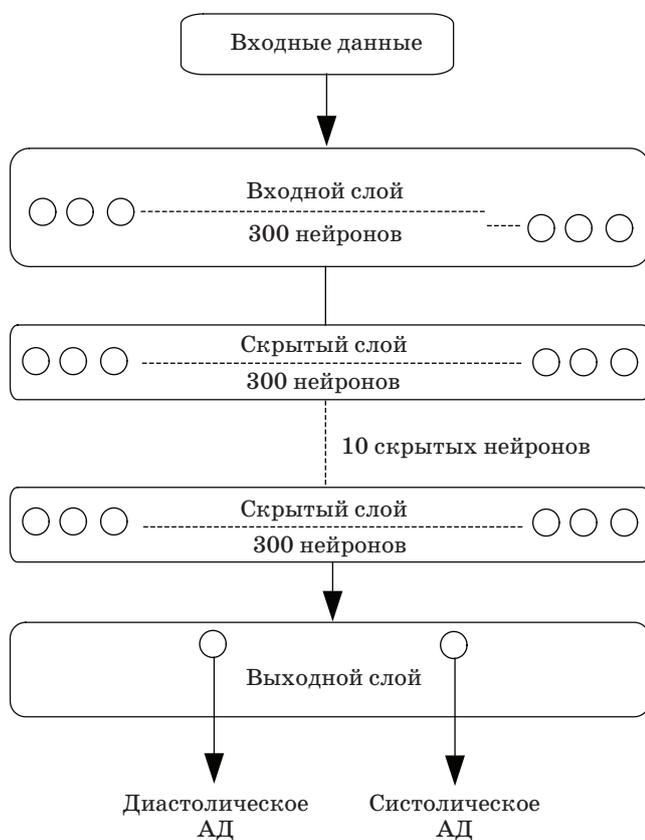


Рис. 6. Архитектура нейронной сети.

перестройку архитектуры под конкретный эксперимент.

В данной работе параметры нейронной сети подбирались экспериментальным путём на основе результатов проверки на тестовой выборке. При этом основная роль нейронной сети в описываемой методике состоит в преобразовании признаков, извлечённых из предобработанных фотоплетизмограмм, в значения систолического и диастолического артериального давления, что не отменяет значимости процесса анализа и обработки сигналов фотоплетизмограмм, так как именно на этом этапе формируется основа для текущего и дальнейших исследований. В частности, после нормализации сигнала фотоплетизмограммы к нулевому среднему и фильтрации по частотам (фильтр Баттерворта четвёртого порядка) и выбросам (фильтр Хампеля) фотоплетизмограмма разбивается на сегменты, соответствующие одному сердечному циклу. Для увеличения точности разбиения в качестве крайних точек сегментов берутся локальные максимумы сигнала, соответствующие систолическим пикам. Затем сегменты приводятся к одной длине в 60 отсчётов, после чего формируются тройки подряд идущих сегментов, из которых впоследствии извлекаются спектральные и морфологические признаки. За счёт использования при извлечении признаков более одного сердечного цикла удалось увеличить точность определения артериального давления.

РЕЗУЛЬТАТЫ

С использованием выше рассмотренной нейронной сети был проведён ряд экспериментов с различным набором признаков фотоплетизмограмм. При этом было экспериментально показано, что как морфологические, так и спектральные признаки фотоплетизмограммы являются информативными при определении давления крови человека. Однако лучших результатов удалось достичь при использовании полного набора признаков: значения сигнала фотоплетизмограммы, спектральные и морфологические признаки. Значения дисперсии ошибки автоматической оценки систолического и диастолического давления и среднего модуля отклонения приведены в табл. 1.

Таким образом, цель исследования была достигнута в полной мере, а сформулированные

Таблица 1. Значения дисперсии ошибки и среднего модуля отклонения диастолического и систолического артериального давления при использовании разных наборов признаков

| Набор признаков | Дисперсия ошибки ДАД | Дисперсия ошибки САД | Средний модуль отклонения ДАД | Средний модуль отклонения САД |
|--------------------------------|----------------------|----------------------|-------------------------------|-------------------------------|
| Только морфологические | 50,97 | 27,02 | 4,33 | 3,06 |
| Только спектральные | 32,99 | 15,87 | 2,50 | 1,55 |
| Только сигнал ФПГ | 23,09 | 14,72 | 2,27 | 1,73 |
| Морфологические и спектральные | 19,17 | 9,93 | 1,76 | 1,24 |
| Морфологические и сигнал ФПГ | 19,97 | 7,52 | 1,76 | 1,05 |
| Спектральные и сигнал ФПГ | 19,06 | 7,43 | 1,67 | 1,02 |
| Все признаки | 17,39 | 7,28 | 1,51 | 1,01 |

задачи решены, в результате чего была получена конкурентоспособная методика определения давления крови (табл. 2) на основе компьютерного анализа фотоплетизмограмм.

К сожалению, в экспериментах, описанных в этой статье, приняло участие небольшое количество испытуемых, что не могло не отразиться на репрезентативности выборки, представленной для обучения нейронной сети. В связи с этим мы провели дополнительное исследование, чтобы проверить, не обучалась ли сеть оценивать особенности конкретного испытуемого вместо объективного робастного оценивания систолического и диастолического давления. Суть исследования заключалась в следующем. Из процесса обучения сети исключались данные, относящиеся к одному конкретному участнику экспериментов, а при тестировании обученной сети использовались только данные этого «ранее неизвестного» испытуемого. Как и следовало ожидать, при столь небольшом числе участников экспериментов, ошибка оценивания нейронной сетью давления в этой ситуации существенно возросла, не становясь, однако, критически большой. Например, средняя абсолютная ошибка оценивания систолического давления увеличилась с 1,5 до 9,5 мм ртутного столба, что, однако, значительно меньше разброса значений этого параметра в группе разных испытуемых. Поэтому мы полагаем, что даже при указанном небольшом числе участников экспериментов, нейронная сеть обучилась именно оцениванию кровяного давления, и робастность таких оценок может быть в дальнейшем увеличена при использовании фотоплетизмо-

Таблица 2. Значения среднеквадратической ошибки (СКО) диастолического и систолического артериального давления для существующих и исследуемой модели

| Модель | СКО САД | СКО ДАД |
|--|---------|---------|
| Модель Чена, основанная на времени прохождения импульса [40] | 5,31 | – |
| Модель Пуна, основанная на времени прохождения импульса [41] | 5,75 | 3,50 |
| Байесовская линейная регрессия [27] | 7,45 | 6,20 |
| Метод опорных векторов [27] | 6,54 | 6,28 |
| Дерево решений [27] | 4,45 | 2,80 |
| Фильтр Калмана [27] | 5,17 | 3,09 |
| LSTM [27] | 6,31 | 4,58 |
| BiLSTM [27] | 5,25 | 3,04 |
| DeepRNN (2 слоя) [27] | 5,13 | 3,73 |
| DeepRNN (3 слоя) [27] | 4,92 | 3,13 |
| DeepRNN (4 слоя) [27] | 3,73 | 2,43 |
| Модель, созданная в рамках текущего исследования | 2,69 | 4,17 |

грамм, полученных от большего числа пациентов. Кроме того, мы хотели бы ещё раз отметить, что целью настоящего исследования была разработка метода определения давления крови на основе комплексного совместного анализа фотоплетизмограмм по совокупности их параметров разной природы. Несмотря на небольшой объём использованных данных, выполненные эксперименты показали

продуктивность этого подхода, — точность оценивания давления крови увеличилась по сравнению со случаями использования для оценивания давления параметров одной и той же природы.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В приведённых выше материалах экспериментально подтверждена возможность определения давления крови на основе спектральных и морфологических признаков. В частности, комбинирование спектральной плотности мощности и морфологических признаков фотоплетизмограмм позволило уменьшить дисперсию ошибки с 19,06 до 17,39 мм.рт.ст. для диастолического и с 7,43 до 7,26 мм.рт.ст. для систолического артериального давления. На улучшение точности определения давле-

ния крови также повлияло использование сегментов фотоплетизмограммы длиной более одного сердечного цикла. Кроме того, использование нескольких сердечных циклов потенциально может быть применено в рекуррентных нейронных сетях при анализе сегментов как временной последовательности.

В качестве направления дальнейшего развития описанной выше методики можно предложить применение одновременной записи фотоплетизмограммы с двух датчиков, расположенных вдоль одного сосуда, что позволяет оценить время прохождения локального кровяного потока и достаточно точно определять вариабельность сердечного цикла. Это открывает новые возможности для исследования обратной корреляции между давлением и временем прохождения импульса.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Bosschaart N., Edelman G.J., Aalders M.C.G., van Leeuwen T.G., Faber D.J.* A literature review and novel theoretical approach on the optical properties of whole blood // *Lasers Med. Sci.* 2014. V. 29. № 2. P. 453–47.
2. *Phan Dung, Lee Yee Siong, Pathirana Pubudu, Seneviratne Aruna.* Smartwatch: Performance evaluation for long-term heart rate monitoring // *Conf. Paper Internat. Symp. Bioelectronics and Bioinformatics (ISBB)*. Beijing, China, 14–17 Oct. 2015. P. 144–147. 10.1109/ISBB.2015.7344944.
3. *Nichols M., Townsend N., Scarborough P., Rayner M.* Cardiovascular disease in Europe: epidemiological update // *European Heart Journal*. 2013. V. 34. No. 39. P. 3028–3034.
4. *Chen W., Kobayashi T., Ichikawa S., Takeuchi Y., Togawa T.* Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration // *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2000. V. 38. No. 5. P. 569–574.
5. *Constant N.P., Wang T., Mankodiya K.* Pulseband: A hands-on tutorial on how to design a smart wristband to monitor heart-rate // *IEEE Virtual Conf. Applications of Commercial Sensors (VCACS)*. 2015. P. 1–3. DOI: 10.1109/VCACS.2015.7439565.
6. *Putri A.O., Musab A., Saad M., Hidayat S.S.* Wearable sensor and internet of things technology for better medical science: A review // *Internat. J. Emerging Technologies in Learning (iJET)*. 2019. V. 7. № 4. P. 1–4.
7. *Karaseva E.* Development of a hardware-software measurement system for the collection, detection, and processing of photoplethysmograms // *J. Opt. Technol.* 2020. V. 87. № 1. P. 36–39.
8. *Borchevkin D., Shestakov A., Petrov V.* Method of photoplethysmography diagnostics of domesticated animals cardiovascular diseases // *J. Veterinar. Sci. Technol.* 2016. V. 7. № 1. P. 287.
9. *Nenova B., Iliev I.* An automated algorithm for fast pulse wave detection // *Internat. J. Bioautomatio*. 2010. V. 14. № 3. P. 203–216.
10. *Nenova B., Iliev I.* Non-invasive methods of peripheral pulse detection: Advantages and disadvantages // *Annual J. Electronics*. 2009. V. 1. № 1. P. 57–60.
11. *Jacques S.L.* Optical properties of biological tissues: A review // *Phys. Medicine and Biology*. 2013. V. 58. № 11. P. 37–61.
12. *Perkovic V., Huxley R., Wu Y., Prabhakaran D., MacMahon S.* The burden of blood pressure-related disease: a neglected priority for global health // *Hypertension*. 2007. V. 50. No. 6. P. 991–997.
13. *Lewington S.* Age-specific relevance of usual blood pressure to vascular mortality: a meta-analysis of individual data for one million adults in 61 prospective studies // *Lancet*. 2002. V. 360. № 9349. P. 1903–1913.
14. *Agarwal R.* Role of home blood pressure monitoring in overcoming therapeutic inertia and improving hypertension control: a systematic review and meta-analysis // *Hypertension*. 2011. V. 57. No. 1. P. 29–38.

15. *Gircys R., Liutkevicius A., Kazanavicius E.* Photoplethysmography-based continuous systolic blood pressure estimation method for low processing power wearable devices // *Applied Sciences*. 2019. V. 9. № 11. P. 2236-2252.
16. *Yan Liangwen, Sijung Hu, Samah Alharbi, Panagiotis Blanos.* A multiplexed electronic architecture for opto-electronic patch sensor to effectively monitor heart rate and oxygen saturation // *Proceedings of SPIE. Optical Diagnostics and Sensing XVIII: Toward Point-of-Care Diagnostics*, 2018. V. 10501. P. 115-123.
17. *Abay T.Y., Kyriacou P.A.* Reflectance photoplethysmography as noninvasive monitoring of tissue blood perfusion // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2015. V. 62(9). P. 2187-2195.
18. *Rebecca R.K., Eva S.M.* Quantitative optical spectroscopy for tissue diagnosis // *Annu. Rev. Phys. Chem.* 1996. V. 47. P. 555-606.
19. *Wieringa Fokko P., Frits Mastik, Antonius F.W. van der Steen.* Contactless multiple wavelength photoplethysmographic imaging: a first step toward 'SpO2 camera' technology // *Annals of biomedical engineering*. 2005. V. 33(8). P. 1034-1041.
20. *Shelley K.H., Tamai D., Jablanka D. et al.* The effect of venous pulsation on the forehead pulse oximeter wave form as a possible source of error in SpO2 calculation // *Anesthesia & Analgesia*. 2005. V. 100 (3). P. 743-747.
21. *Крупаткин А.И.* Клиническая нейроангиофизиология конечностей (периваскулярная иннервация и нервная трофика). М.: Научный мир, 2003. С. 328.
22. *Elgendi M.* On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals // *Cardiol Reviews*. 2012. V. 8. № 1. P. 14-25.
23. *Rubins U., Grabovskis A., Grube J., Kukulis I.* Photoplethysmography analysis of artery properties in patients with cardiovascular diseases. Berlin Heidelberg: Springer. 2008, V. 20, P. 319-322.
24. Документация Keras [Электронный ресурс]. URL: <https://keras.io/> (Дата обращения: 12.02.2020).
25. Документация Scikit-learn [Электронный ресурс]. URL: <https://scikitlearn.org/stable/documentation.html> (Дата обращения: 12.02.2020).