

Алгоритм анализа пульсовых волн артериального давления для пациентов с нарушениями сердечного ритма

А. И. Скоробогатова

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)
alenskorobogatova@gmail.com

Аннотация. Артериальное давление (АД) является важным физиологическим параметром, стандартные методы его измерения не подходят для пациентов с нарушениями в работе сердечно-сосудистой системы, поэтому необходимо разработать новые алгоритмы обработки пульсовых волн АД.

В работе представлено описание разработанного алгоритма анализа пульсовых волн АД, основанного на анализе сглаженных производных сигнала АД. Разработанный алгоритм позволяет оценивать значения АД как для сигналов нормальной формы, так и со значительными искажениями (при наличии различных патологий). Апробация алгоритма была проведена на 50 записях длительностью от 5 до 15 минут. Записи содержали сигналы пациентов без нарушений сердечного ритма, с желудочковыми и предсердными нарушениями.

Чувствительность разработанного алгоритма составила 98,25 %, специфичность – 99,32 %. Для сигналов с желудочковыми нарушениями (желудочковая экстрасистолия) чувствительность – 97,94 %, специфичность – 99,85 %. Для сигналов с предсердными нарушениями (фибрилляция и трепетание предсердий) чувствительность составила 98,21 %, специфичность – 98,98 %.

Ключевые слова: артериальное давление, метод разгруженной артерии, пульсовые волны артериального давления, аритмии

I. ВВЕДЕНИЕ

По статистике сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) составляют 31 % смертельных случаев в год [1]. Величина АД – один из показателей гемодинамики, характеризующий кровоснабжение жизненно важных органов, поэтому уровень АД, существенно превышающий нормальный, является фактором риска для повреждения периферических артерий, а также развития таких опасных осложнений, как почечная недостаточность, инфаркт миокарда, инсульт головного мозга и др. [2].

Согласно клиническим рекомендациям для пациентов с нарушениями ритма не рекомендуется проводить измерения автоматическими устройствами, так как они «не валидированы для измерения АД у пациентов ФП» [3]. Так как мониторинг и оценка состояния сердечно-сосудистой системы проводится именно для пациентов с нарушениями ритма, то наиболее подходящим методом оценки АД для пациентов с нарушениями ритма является метод регистрации поударных значений артериального давления разгруженной артерии [4]. Однако существующие методы анализа пульсовых волн

артериального давления недостаточно качественно справляются с задачей анализа сигналов с патологиями.

Метод неинвазивного измерения АД, построенный на принципе разгруженной артерии, предложенный Пеньязом, позволяет непрерывно регистрировать всю кривую артериального давления. Этот принцип основан на непрерывной оценке объема сосудов пальца по фотоплетизмографическому сигналу и следящей электропневматической системе, создающей давление, противодействующее изменению диаметра проходящих под манжетой артериальных сосудов в пальце руки [5]. В этом случае обеспечивается постоянство фотоплетизмографического сигнала на заданном уровне, а давление в манжете повторяет давление крови в артериях пальца. Использование данного метода позволяет получить значения АД крови для каждого сердечного сокращения, что является несомненным преимуществом данного метода, а также делает его практически единственным косвенным методом, способным провести оценку вариабельности значений АД в течение 15 минут (а не оценить значение однократного измерения за 5 минут как для метода Короткова).

Выявление ошибок измерения, связанных с наличием у человека нарушений сердечного ритма, затрудняется тем, что по сигналу пульсаций давления, который обычно регистрируется при измерении АД, не всегда становится ясным, была ли причиной искажения осцилляций аритмия или помеха, связанная с двигательной активностью (или имело место влияние обоих факторов), также амплитуда колебаний при нарушениях может быть достаточно малой (так как сокращение происходит лишь частично и крови выбрасывается недостаточно).

II. ОСНОВНАЯ ЧАСТЬ

A. Разработка алгоритма анализа сигнала давления

При анализе сигналов артериального давления производится поиск основных параметров артериального давления: систолического (максимального) и диастолического (минимального) значения артериального давления, данные точки представлены под номером 2 и 1 на рис. 1, соответственно. Также необходимо выделять точку инцизуры, которая соответствует оттоку крови и позволяет провести расчеты ударного объема крови (точка 3 на рис. 1).

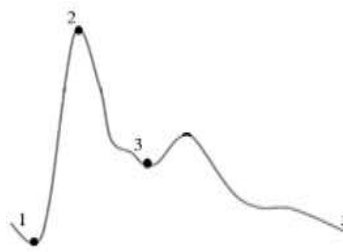


Рис. 1. Основные характерные точки сигнала пульсаций АД

В. Предварительная обработка

Для удаления неинформативных высокочастотных составляющих из сигнала применяется фильтр нижних частот Баттерворда с частотой пропускания 40 Гц.

После сглаживания сигнала фильтром нижних частот производится расчет сигнала p (2 рис. 3), из которого удаляются низкочастотные составляющие (частотой до 0.2 Гц). Фильтрация происходит с помощью фильтра Баттерворда 4 порядка. Применение данного сигнала необходимо для сглаживания низкочастотных инцизур и выделения только «основного» сокращения (по одному на кардиоцикл). Цифровая задержка, вносимая при фильтрации, удаляется.

С. Расчет производных

Для дальнейшего поиска экстремумов сигналов давления необходимо найти производные данного сигнала.

По исходному отфильтрованному сигналу abr (1 рис. 3) рассчитываются первая и вторая производные со сглаживанием в окне 16 мс. Отрицательная часть производных зануляется (3, 4 на рис. 3).

Далее происходит расчет площади под сигналом p^2 (5 рис. 3) в окне 150 мс. После чего происходит расчет производной данного сигнала с последующим сглаживанием в окне 15 мс и занулением отрицательной части. Данный сигнал обозначается как ssf (6 рис. 3).

Д. Поиск опорных точек

Поиск опорных точек осуществляется с помощью применения порогового анализа сигнала ssf . В результате данного поиска обнаруживаются «опорные точки» кардиоциклов, показанные на рис. 3 под цифрой 7.

Е. Уточнение позиций экстремумов

После определения опорной точки происходит поиск точной позиции минимума (диастолического) и максимума (систолического) давлений. Они определяются первое и последнее ненулевое значение в окрестности опорной точки по сигналу первой производной abr (3 рис. 3).

Ф. Выполнение поиска инцизуры

Точка инцизуры определяется по сигналу первой производной abr (3 рис. 3) как следующий пик (попавший между соседними опорными точками). Параллельно происходит поиск точки перегиба по сигналу второй производной abr (4 рис. 3). В результате параллельного поиска определяется несколько точек «кандидатов», полученные точки проверяются на близость к медиане инцизур предыдущих

9 сокращений. Точка, наиболее близкая по значению к медиане, принимается за инцизуру.

Г. Поиск следующего сокращения

После того как найдены все характерные точки кардиоцикла (мин-макс-инцизура), в окрестности опорной точки происходит поиск следующего сокращения, которое алгоритм мог пропустить. Поиск осуществляется от позиции инцизуры до следующей опорной точки аналогично п. Е-Ф представленного алгоритма.

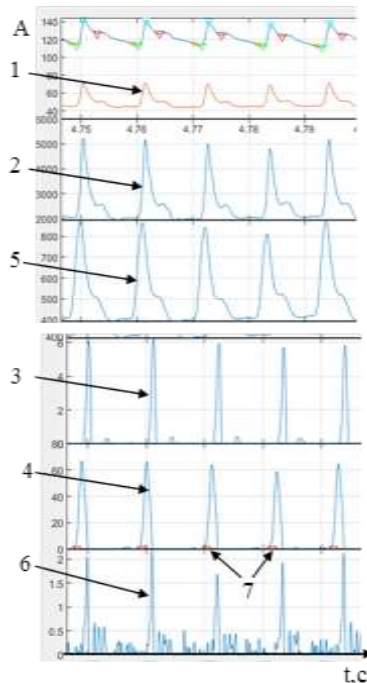


Рис. 2. Этапы поиска точек по сигналу пульсовой волны АД

Применение данного шага позволяет успешно зарегистрировать низкоамплитудные сокращения, которые возникают при нарушениях, что позволяет существенно повысить точность алгоритма.

Н. Оценка результатов работы алгоритма

С помощью программного комплекса САКР были зарегистрированы 50 сигналов длительностью 5–15 минут для пациентов в возрасте от 22 до 75 лет. В базе представлены 14 записей с желудочковыми нарушениями (одиночные желудочковые экстрасистолы и желудочковые экстрасистолы по типу бигеминии), 21 запись с нарушениями проводимости предсердий (фибриляция и трепетания предсердий), а также 16 записей без нарушений. Для получения референтных значений была проведена ручная разметка каждого файла, были определены значения систолического, диастолического давлений, а также точки инцизуры. Результаты апробации разработанного алгоритма, а также алгоритма, рекомендованного для анализа сигналов давления представлен в табл. 1.

ТАБЛИЦА 1 ПАРАМЕТРЫ ТОЧНОСТИ АЛГОРИТМА

Точки	FP	FN	TP	Se, %	P+, %
Sys, dia	138	189	22278	99,16	99,38
Inc	833	1065	21402	95,26	96,25
Min_alg2	23	8578	2528	22,7	99,9

Для оценки качества работы разработанного алгоритма на файлах каждого типа (с нарушениями и без) были рассчитаны основные статистические показатели точности определения систолического и диастолического давлений, представленные в табл. 2.

ТАБЛИЦА 2 ПАРАМЕТРЫ ТОЧНОСТИ АЛГОРИТМА ДЛЯ СИГНАЛОВ С НАРУШЕНИЯМИ И БЕЗ

Точки	FP	FN	TP	Se, %	P+, %
С желудочковыми нарушениями	13	23	4046	99,43	99,68
С предсердными нарушениями	114	131	12143	98,93	99,07
Без нарушений	11	35	6089	99,43	99,82

В результате анализа табл. 2 можно сделать вывод о качественной работе алгоритма не только на сигналах «нормальной» формы (без патологий), но и для сигналов с различными видами нарушений сердечно-сосудистой деятельности.

III. ВЫВОДЫ

В ходе проведенного исследования был разработан алгоритм анализа пульсовых волн АД, основанный на анализе сглаженных производных сигнала АД. Разработанный алгоритм позволяет оценивать значения АД как для сигналов нормальной формы, так и со значительными искажениями (при наличии различных патологий). Апробация алгоритма была проведена на 50 записях длительностью от 5 до 15 минут. Записи содержали сигналы пациентов без нарушений сердечного ритма, с желудочковыми и предсердными нарушениями. Чувствительность разработанного алгоритма составила 98,25 %, специфичность – 99,32 %. Для сигналов с желудочковыми нарушениями

(желудочковая экстрасистолия) чувствительность – 97,94 %, специфичность – 99,85 %. Для сигналов с предсердными нарушениями (фибрилляция и трепетание предсердий) чувствительность составила 98,21 %, специфичность – 98,98 %.

Исходя из анализа таблицы полученных результатов можно сделать вывод о том, что алгоритм неплохо справляется с поставленной задачей поиска значений систолического и диастолического давлений, однако все же пропускает некоторые значения. Это связано с сильными искажениями пульсовых волн АД патологиями, улучшить качество работы алгоритма позволит введение дополнительного анализируемого канала, электрокардиограммы. Совместный анализ сигналов электрокардиограммы и пульсовых волн АД позволит учитывать сердечную деятельность и повысить точность алгоритма анализа пульсовых волн АД.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Чазова И.Е., Ощепкова Е.В. Борьба с сердечно-сосудистыми заболеваниями: проблемы и пути их решения на современном этапе // Вестник Росздравнадзора. 2015. № 5. С. 7-10.
- [2] Фролова Е. В. Артериальная гипертензия // Российский семейный врач. 2016. Т. 20. № 2. С. 1-18.
- [3] Кобалава Ж.Д., Конради А.О., Недогода С.В., Шляхто Е.В., Арутюнов Г.П., Баранова Е.И. Артериальная гипертензия у взрослых. Клинические рекомендации 2020 // Российский кардиологический журнал. 2020. № 3.
- [4] Шубик Ю.В., Пивоваров В.В., Зайцев Г.К., Корнеев А.Б., Тихоненко В.М., Кормилицын А.Ю., Усов А.А. Измерение артериального давления на каждом ударе сердца при фибрилляции предсердий: новый шаг к персонализации лечения пациента. // Вестник аритмологии. 2021. 28(1 (103)), С. 23-32.
- [5] Пат. РФ № 2694737 / Пивоваров В.В., Зайцев Г.К., Тихоненко В.М., Кормилицын А.Ю. Устройство для определения артериального давления в плече на каждом сердечном сокращении. Опубл. 16.07.2019