

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ОБРАБОТКИ СИГНАЛА ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ПУЛЬСОКСИМЕТРИИ

Кундиус А.А. (федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Национальный исследовательский университет ИТМО»),

Разживина К.Р. (федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Национальный исследовательский университет ИТМО»)

Беляков Н.А. (федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Национальный исследовательский университет ИТМО»),

Научный руководитель – ассистент, младший научный сотрудник ЛОФДиГ, Ширяев Д.С. (федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Национальный исследовательский университет ИТМО»)

Введение. Пульсоксиметрия – метод неинвазивного исследования, позволяющий определить частоту сердечных сокращений (ЧСС) и уровень насыщения кислородом крови (сатурацию SpO_2) [1]. В основе работы данного метода лежит изменение коэффициента поглощения оптического излучения двух различных длин волн гемоглобином, зависящее от насыщения клеток крови кислородом. При измерении используются светодиоды, излучение которых имеет длину волны 660 нм и 940 нм, что обусловлено спектрами поглощения гемоглобина и оксигемоглобина [2]. Излучение светодиодов, проходя через ткани человека, приобретает пульсирующий характер вследствие изменения объема артериального русла при каждом сердечном сокращении. По частоте изменения амплитуды сигнала рассчитывается ЧСС, а по различиям амплитуд в сигналах от разных светодиодов – сатурация [3,4]. В большинстве случаев на выходной сигнал оказывают влияние шумы и помехи различной природы: тепловые шумы, помехи типа «белый шум», интерференционные помехи. Данная работа посвящена разработке методики обработки сигнала, позволяющей получить корректные исходные данные для последующих расчетов ЧСС и сатурации человека.

Основная часть. Были проведены измерения сигналов от пульсоксиметра для создания тестового набора исходных данных, представляющего собой осциллограммы, снятые с помощью аналого-цифрового преобразователя, встроенного в используемый микроконтроллер блока управления. На полученных осциллограммах присутствовали шумы, что делало поиск экстремумов (амплитуд сигналов) нецелесообразным, так как пики пульса во многих случаях могли быть обнаружены ошибочно. Были проанализированы методы и алгоритмы цифровой обработки сигналов с целью выявления оптимального алгоритма для устранения экстремумов, появляющихся в результате воздействия на сигналы шумов, но не влияющих на пульсации, вызванные сердечными сокращениями [5-8]. Был разработан комплекс программ, реализующих различные алгоритмы цифровой обработки сигналов, а также их комбинации. Программы были применены к полученному набору исходных данных, в результате чего полезные сигналы были отделены от шумов. По полученным данным были определены значения ЧСС и сатурации SpO_2 . Благодаря проведенным экспериментам удалось подобрать оптимальный алгоритм цифровой обработки сигналов для пульсоксиметрии, значительно снижающий вероятность ошибочного обнаружения сердечного сокращения, при этом сохраняющий вероятность обнаружения реального сердечного сокращения. Суть алгоритма заключается в усреднении нового значения по определённому количеству предыдущих значений. Данная операция позволяет отделить полезный сигнал от шумов и чем больше используется предыдущих значений, тем точнее будет отделяться сигнал. Подобранный алгоритм был протестирован на новом наборе исходных данных, показав схожий результат с результатом, полученным на изначальном наборе данных.

Выводы. Проведены исследования применимости различных алгоритмов цифровой

обработки сигналов для использования их в пульсоксиметрии и подобран оптимальный алгоритм для минимизации влияния шумов исходных сигналов при расчёте физиологических параметров человека.

Список использованных источников:

1. Лемдясов Ю. Л. и др. Пульсоксиметрия как метод неинвазивного измерения сатурации крови //Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы. Биомедсистемы-2016. – 2016. – С. 104-107.
2. Fouzas S., Priftis K. N., Anthracopoulos M. B. Pulse oximetry in pediatric practice //Pediatrics. – 2011. – Т. 128. – №. 4. – С. 740-752.
3. Chacon P. J. et al. A wearable pulse oximeter with wireless communication and motion artifact tailoring for continuous use //IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2018. – Т. 66. – №. 6. – С. 1505-1513.
4. Casalino G., Castellano G., Zaza G. A mHealth solution for contact-less self-monitoring of blood oxygen saturation //2020 IEEE Symposium on Computers and Communications (ISCC). – IEEE, 2020. – С. 1-7.
5. Golestan S. et al. Moving average filter based phase-locked loops: Performance analysis and design guidelines //IEEE Transactions on Power Electronics. – 2013. – Т. 29. – №. 6. – С. 2750-2763.
6. Babu C. N., Reddy B. E. A moving-average filter based hybrid ARIMA–ANN model for forecasting time series data //Applied Soft Computing. – 2014. – Т. 23. – С. 27-38.
7. Fitzgerald D. Harmonic/percussive separation using median filtering //Proceedings of the International Conference on Digital Audio Effects (DAFx). – 2010. – Т. 13. – С. 1-4.
8. Вадутов О.С. Математические основы обработки сигналов. Практикум: учебное пособие / О.С. Вадутов; Томский политехнический университет. – 3-е изд., испр. И доп. – Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2014. – 102 с.