

4. David L. Andrews and Andrey A. Demidov. Resonance Energy Transfer. John Wiley & Sons Ltd, 1999, 435–465.
5. Yatscou M. M., Kavalenka A., Apanasovich V. V., Calzaferri G. Principles of Monte Carlo simulations in physical chemistry: luminescence of organized dye molecules //Modelling and Simulation: Proceedings of International Conference, – Minsk, 2004, 368–372.

АЛГОРИТМИЧЕСКИЕ И АППАРАТНЫЕ СРЕДСТВА ПОВЫШЕНИЯ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ ПУЛЬСОКСИМЕТРА

А. В. Сеньков, А. А. Скобляков

При использовании в лабораторном практикуме учебно-диагностического комплекса [1] отмечаются пациенты, со слабой амплитудой пульсовой волны, что приводит к малой модуляции зондирующих потоков пульсоксиметрического блока. Информационным сигналом для пульсоксиметра является ток фотодиода, пропорциональный потокам излучения красного и инфракрасного светодиодов, которые поочередно проходят через ткань. На рис. 1 показаны получаемые исходные (до фильтрации) сигналы для нормально и слабо пульсирующих тканей. Поскольку для вычисления насыщенности гемоглобина артериальной крови кислородом SaO_2 используются минимальные значения потоков и амплитуды их модуляции, то они должны определяться с малыми погрешностями. В данной работе рассмотрены пути повышения чувствительности пульсоксиметра без увеличения разрядности используемых в комплексе АЦП.

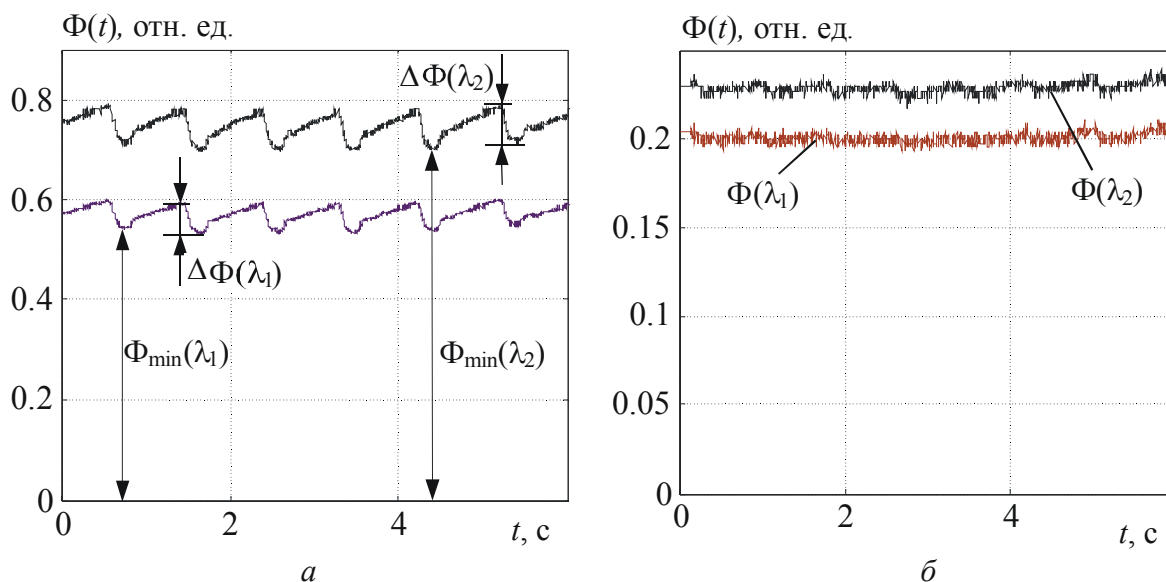


Рис. 1. Зависимости от времени величины потоков красного (λ_1) и инфракрасного (λ_2) светодиодов, прошедших через нормально (а) и слабо (б) пульсирующие кровенаполненные ткани

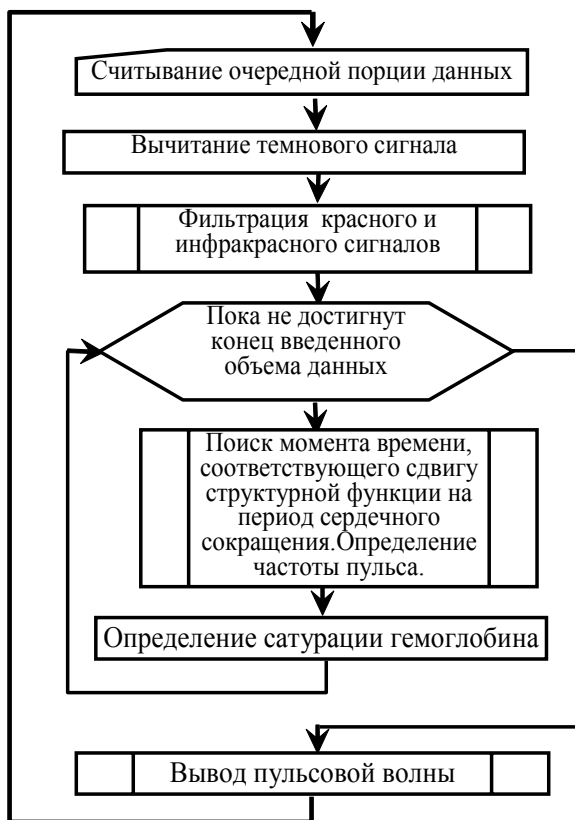


Рис. 2. Функциональная схема алгоритма обработки сигналов пульсоксиметра

ные данные обрабатываются порциями. Каждая порция подвергается цифровой фильтрации низкочастотным и высокочастотным фильтрами Баттерворта с бесконечной импульсной характеристикой. Первый фильтр подавляет высокочастотные шумы и помехи, а второй – частично устраняет влияние двигательных артефактов. Поскольку фильтруемые отрезки сигналов небольшие, то на краях отфильтрованных массивов наблюдаются участки с искажениями, которые исключаются. Далее проводятся операции усреднения отфильтрованных массивов и определяются текущие средние постоянных и амплитуды переменных составляющих сигналов.

Следующим блоком является определение частоты пульса. Эта операция выполняется с использованием так называемой структурной функции, которая вычисляется по формуле:

$$C(\tau) = \int_0^{T \pm \tau} [U_c(t \pm \tau) - U_c(t)]^2 dt, \quad (1)$$

где $C(\tau)$ – структурная функция; $U_c(t)$ – зависимость исследуемого сигнала от времени; τ – величина сдвига сигнала по оси времени; T – период следования сигнала, т. е. сердечных сокращений. Для периодического

Аналоговый сигнал фотодиода $I(t)$ усиливается инструментальным усилителем и подается на АЦП, который осуществляет его преобразование в цифровой код. Алгоритм обработки получаемых сигналов должен содержать операции улучшающие отношение сигнал/шум: цифровую фильтрацию с помощью высокочастотного и низкочастотного фильтров, построение усредненного по нескольким периодам сердечных сокращений образа переменной составляющей сигнала, определение ее амплитуды и т. д. На рис. 2 представлена схема созданного алгоритма обработки, в котором использованы оптимальные методы выделения периодических сигналов из шумов.

Для обеспечения работы в режиме реального времени входные

сигнала при $\tau = \pm T$ наблюдается его совпадение со сдвинутым на период и структурная функция $C(\pm T) \approx 0$. Таким образом, структурная функция также оказывается периодической, хотя по форме не похожей на исходный сигнал. Отношение сигнал/шум для нее гораздо больше, чем для $U_c(t)$, поскольку при ее вычислении используется усреднение по периоду, т. е. используемых точек во много раз больше, чем в простых алгоритмах нахождения периода. Частота пульса определяется по расстоянию между минимумами $C(\tau)$.

Текущие значения насыщенности гемоглобина артериальной крови кислородом определяются для каждого сердечного сокращения

$$\text{SaO}_2 = \frac{a_m^{\text{Hb}}(\lambda_1) - \alpha a_m^{\text{Hb}}(\lambda_2)}{\alpha [a_m^{\text{HbO}_2}(\lambda_2) - a_m^{\text{Hb}}(\lambda_2)] + a_m^{\text{Hb}}(\lambda_1) - a_m^{\text{HbO}_2}(\lambda_1)}, \quad (2)$$

где $\alpha = \ln[1 + \Delta I(\lambda_1)/I_{\min}(\lambda_1)]/\ln[1 + \Delta I(\lambda_2)/I_{\min}(\lambda_2)]$, а $a_m^{\text{Hb}}(\lambda_1)$, $a_m^{\text{HbO}_2}(\lambda_1)$, $a_m^{\text{Hb}}(\lambda_2)$, $a_m^{\text{HbO}_2}(\lambda_2)$ – спектральные коэффициенты поглощения окисленного и неокисленного гемоглобина. Оптимальная оценка амплитуды $A(\lambda_i)$ переменной составляющей сигналов $\Delta I(\lambda_i)$ производится корреляционным способом:

$$A(\lambda_i) = \frac{\int_0^T \Delta I(\lambda_i, t) y(\lambda_i, t) dt}{\int_0^T y^2(\lambda_i, t) dt}, \quad (3)$$

где в качестве образа или опорного сигнала $y(\lambda_i, t)$ используется разность $I(\lambda_i, t) - \bar{I}(\lambda_i)$, сглаженная по нескольким предыдущим сердечным сокращениям и приведенная к единичной амплитуде. Этот метод оценки амплитуды позволяет находить $A(\lambda_i)$ даже при низком отношении сигнал/шум или слабой амплитуде пульсовой волны. Сглаженная по нескольким периодам разность $I(\lambda_2, t) - \bar{I}(\lambda_2)$ выводится на экран компьютера для контроля формы пульсовой волны.

Как уже упоминалось выше, в отдельных случаях амплитуда пульсовой волны имеет малое значение, и погрешности вычисления SaO_2 зависят не только от отношения сигнал/шум, но и от разрядности применяемого АЦП. Если постоянную величину сигналов на рис. 1б можно определять достаточно точно даже при использовании 10-ти разрядного АЦП, путем усреднения их по нескольким периодам, то для уменьшения погрешностей определения амплитуды модуляции необходимо усиливать переменную составляющую. Для этого в схему пульсоксиметра до-

бавлен узел, принципиальная схема которого изображена на рис. 3. Для синхронного выделения значений фототока в первом (соответствующем λ_1) и втором (соответствующем λ_2) каналах используется временное разделение сигнала фотодиода с помощью ключей на микросхеме КР561КТ3. На их управляющие входы поступает сигнал со схемы управления светодиодами, высокий уровень которого определяет включение светодиода в первом канале, низкий – включение светодиода во втором. При этом каналы разделяются и можно задать для инструментальных усилителей различные коэффициенты усиления (обычно амплитуда сигнала в канале инфракрасного светодиода больше амплитуды в канале красного из-за различия коэффициентов поглощения излучения гемоглобином крови в этих диапазонах). Далее идут две RC-цепочки. Одна из них с большой постоянной времени $\tau = 10$ с выполняет роль интегратора и служит для выделения постоянной составляющей сигнала. Другая, с меньшей постоянной времени, является фильтром низких частот, удаляющим шумы и помехи, лежащие в полосе выше 10 Гц. На инструментальном усилителе сигналы с выходов RC-цепочек вычитаются и усиливаются, в результате на выходе получаем усиленную переменную составляющую.

Усиленные сигналы преобразуются в цифровой код и непрерывно передаются в компьютер, который использует их для вычисления значения SaO_2 при малой амплитуде модуляции.

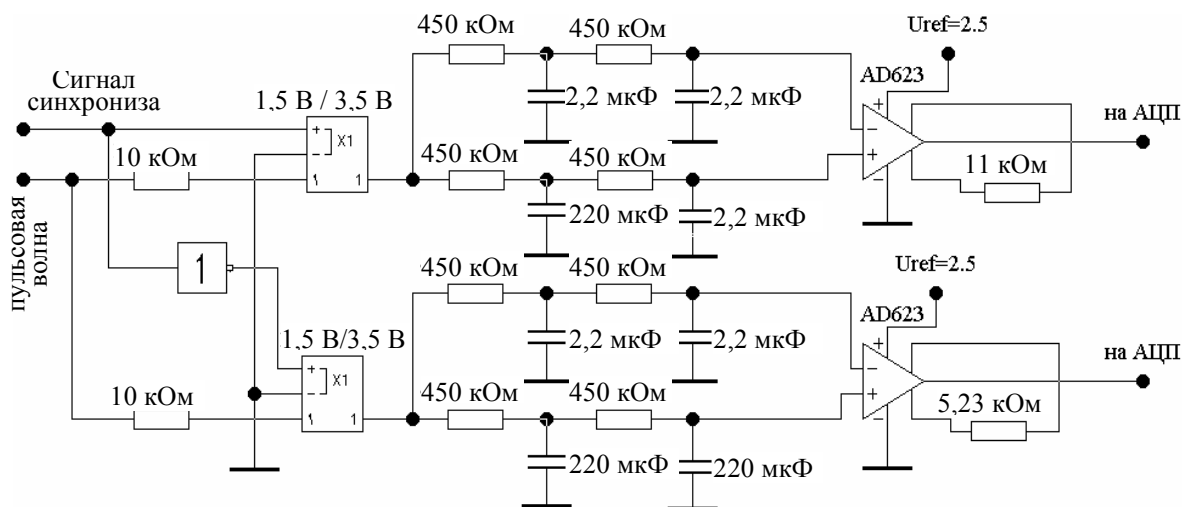


Рис. 3. Принципиальная схема блока усиления переменной составляющей пультсовой волны

Литература

1. Сеньков А. Г., Скобляков А. А. Учебно-диагностический компьютерный комплекс для лабораторного практикума медицинских учебных заведений // Сб. работ 60-й науч. конф. студентов и аспирантов Белгосуниверситета. Минск. 11-16 мая 2003 г. в 3-х частях, ч.2. Мн.: БГУ. 2003. С.55–58.