

Pomiary tętna i poziomu tlenu we krwi z użyciem urządzeń mobilnych

Ewolucja urządzeń elektronicznych stosowanych w medycynie i w sporcie zaczyna przemieniać się w rewolucję. Badania, jakie jeszcze niedawno mogły realizować jedynie szpitalne urządzenia medyczne, coraz częściej są implementowane w domowym sprzęcie konsumenckim, przeznaczonym do monitorowania stanu zdrowia i kondycji fizycznej.

Dobrym przykładem są funkcje pomiaru tętna oraz poziomu tlenu we krwi, które stają się standardem w różnego rodzaju inteligentnych zegarkach i bransoletkach, czy w prostych domowych analizatorach medycznych. W artykule pokazujemy, jak zaimplementować tego typu medyczne funkcje pomiarowe w dowolnych urządzeniach elektronicznych.

Czym są oksymetry?

Oksymetrią (ang. oximetry) określa się badanie nasycenia krwi tlenem, którego wynik wyrażany jest najczęściej w procentach. Pomiar ten można wykonać bezinwazyjnie, za pomocą pulsoksymetru, który jednocześnie bada aktualne tętno. Cechą charakterystyczną tego typu urządzeń, po której można ją rozpoznać jest specyficzny klips, który nakłada się na palec pacjenta, na czas pomiaru. Pulsoksymetr może być samodzielnym urządzeniem lub stanowić część systemu monitorowania stanu pacjenta w szpitalu. Bywa używany przez pielęgniarki w domach opieki, osoby uprawiające sport, czy nawet przez pilotów, latających w samolotach, w których ciśnienie powietrza w kabinie nie jest regulowane. Coraz częściej bezinwazyjne pomiary nasycenia krwi tlenem są implementowane jako jedna z funkcji noszonych urządzeń elektronicznych, takich jak np. zegarki, co umożliwia zaawansowane monitorowanie postępów sportowców.

Czym jest poziom natlenienia krwi?

Pomiar nasycenia krwi tlenem dokonywany jest poprzez analizę hemoglobiny, która to zarówno odpowiada za transport tlenu do tkanek, jak i za kolor czerwonych krwinek. Hemoglobina występuje w dwóch formach. Natleniona hemoglobina jest oznaczana jako HbO_2 , a ta która w danej chwili jest pozbawiona tlenu, oznaczana jest po prostu

symbolem **Hb**. Nasycenie krwi tlenem, oznaczane jako SpO_2 , jest stosunkiem ilości hemoglobiny HbO_2 do całej ilości hemoglobiny ($\text{Hb} + \text{HbO}_2$):

$$\text{SpO}_2 = \text{HbO}_2 / (\text{Hb} + \text{HbO}_2)$$

Wskaźnik ten dla zdrowych osób przyjmuje najczęściej wartość 97% lub większą.

Metoda pomiaru nasycenia krwi tlenem

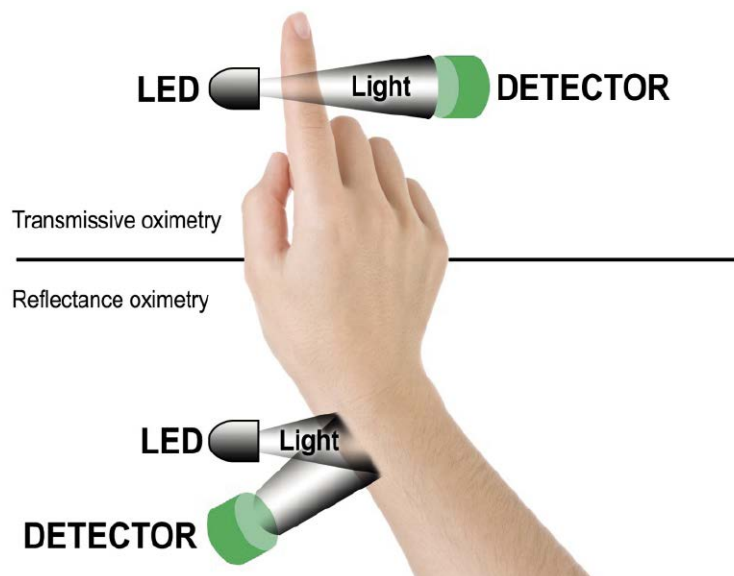
Aby móc bezinwazyjnie mierzyć współczynnik natlenienia krwi, korzysta się ze sposobu, w jaki hemoglobina odbija lub pochłania światło. Przykładowo, niedotleniona hemoglobina pochłania więcej czerwonego światła widzialnego, w czego efekcie gołym okiem wydaje się ciemniejsza niż HbO_2 . Odwrotnie jest w przypadku fal podczerwonych, kiedy to hemoglobina natleniona pochłania więcej światła tego typu. Ponieważ sama ludzka skóra pochłania i odbija tylko część padającego na nią światła, światło przez nią przechodzące natrafia na naczynia krwionośne,

a w nich na czerwone krwinki, od których odbija się, lub przez które jest pochłaniane, w sposób zależny od stosunku hemoglobiny nasyconej tlenem do nienasyconej.

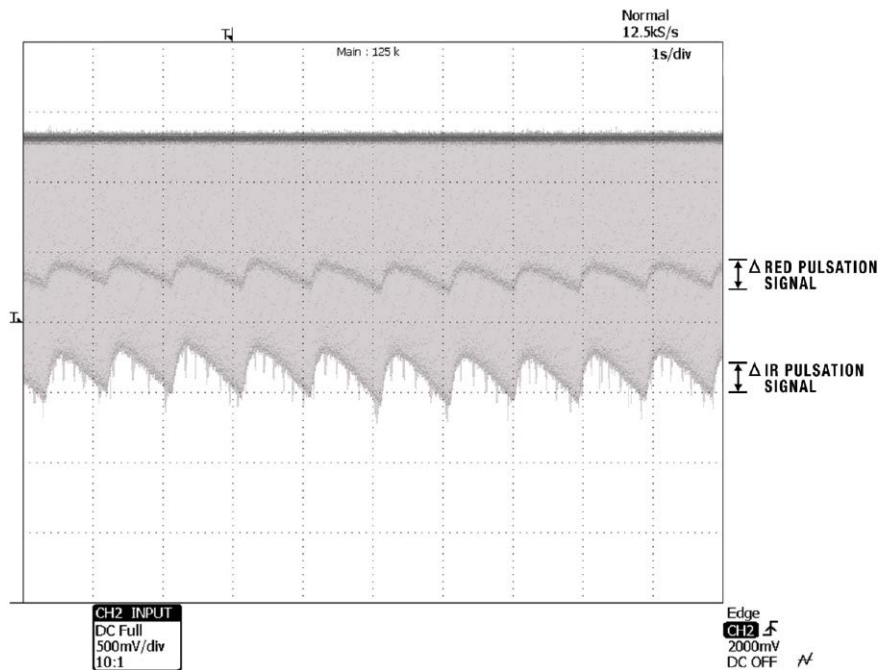
W praktyce stosuje się dwie różne, alternatywne metody pomiarowe. Skórę oświetla się LED-owym źródłem światła o znanym spektrum, obejmującym zarówno światło czerwone widzialne, jak i podczerwone. Następnie albo mierzy się natężenia poszczególnych długości fal światła, po przejściu przez palec człowieka, albo po odbiciu od np. nadgarstka (rysunek 1). Pierwsza z metod jest powszechnie stosowana w szpitalach, szczególnie w tych, które wyposażone są w zaawansowane systemy monitorowania stanu zdrowia pacjentów. Jednakże w przypadku urządzeń konsumenckich oraz najnowszych urządzeń noszonych, większa popularnością cieszy się metoda z wykorzystaniem odbicia światła.

Metoda pomiaru pulsu

Sam pomiar tętna jest nawet prostszy. Każde uderzenie serca powoduje impulsowe przepompowywanie krwi przez ciało – w tym wpompowywanie jej do naczyń włosowatych. Te każdorazowo rozszerzają się nieco, by powrócić do mniejszych rozmiarów w przerwach pomiędzy uderzeniami serca. Zmiana ich rozmiaru, wiąże się



Rysunek 1. Dwa sposoby pomiaru nasycenia krwi tlenem



Rysunek 2. Wykreślony w czasie rzeczywistym sygnał pozyskany na fotodiodzie dla światła czerwonego i podczerwonego, wraz z widocznymi tętnieniami, wynikającymi z istnienia pulsu

bezpośrednio ze zmianą ilości hemoglobiny w danym fragmencie ciała człowieka (np. w palcu), co zgodnie z wcześniej podaną zależnością, wpływa na ilość czerwonego światła widzialnego i światła podczerwonego, pochłanianego i odbijanego przez tkankę. Pomimo że zmiany te są bardzo niewielkie, precyzja urządzeń pomiarowych, potrzebnych do monitorowania nasycenia krwi tlenem jest zdecydowanie wystarczająca, by można było wykrywać cyklicznie występujące różnice w natężeniu monitorowanego światła. Cykl ten, po odpowiednim przeliczeniu, daje wskazanie szybkości pulsu.

Szczegóły techniczne pomiaru

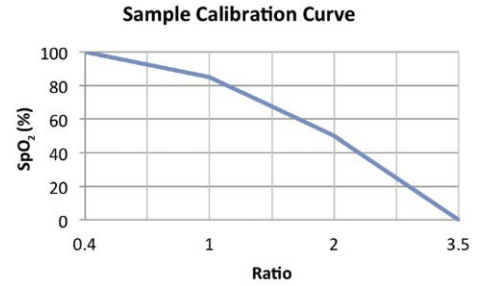
Typowe pulsoksymetry korzystają ze światła czerwonego o długości fali z zakresu od 600 nm do 750 nm i z podczerwonego o długości od 850 nm do 1000 nm. Dzięki znanej charakterystyce absorpcji fal o tych długościach przez hemoglobinę natlenioną i pozbawioną tlenu, możliwe jest precyzyjne zmierzenie wskaźnika SpO₂. W praktyce mierniki tego typu błyskają naprzemiennie światłem czerwonym i podczerwonym poprzez palec człowieka, a za pomocą fotodiod umieszczonych po przeciwległej stronie, mierzą natężenie docierających fal świetlnych.

Sygnał otrzymywany na fotodiodzie jest wzmacniany i przetwarzany tak, by uzyskać ilość światła, jaka została pochłonięta w trakcie jego transmisji przez ciało człowieka, oddzielnie dla podczerwieni i dla krótszych fal. Pozyskany wynik, wykreślony za pomocą oscyloskopu, wraz z widocznymi tętnieniami, wynikającymi z istnienia pulsu, pokazano na rysunku 2.

Całość jest następnie przeliczana, z podziałem na wartości skuteczne i składowe stałe mierzonych sygnałów, zgodnie z następującym wzorem:

$$R = \frac{(Red_AC_V_{rms} / Red_DC)}{(IR_AC_V_{rms} / IR_DC)}$$

Konkretna wartość wskaźnika SpO₂ wymaga porównania obliczonej wartości R z danymi empirycznymi, zebranymi w tabeli oraz zastosowania adekwatnej interpolacji. Tabele są najczęściej tworzone na potrzeby konkretnych pulsoksymetrów, w oparciu o szereg pomiarów na osobach, których stan natlenienia krwi jest dobrze znany. Przykładowa charakterystyka zależności SpO₂ od współczynnika R została pokazana na rysunku 3. Tętno obliczane jest najczęściej z użyciem konwertera



Rysunek 3. Przykładowa charakterystyka pulsoksymetru, prezentująca zależność wartości SpO₂ od współczynnika R (Ratio), używana do kalibracji urządzenia

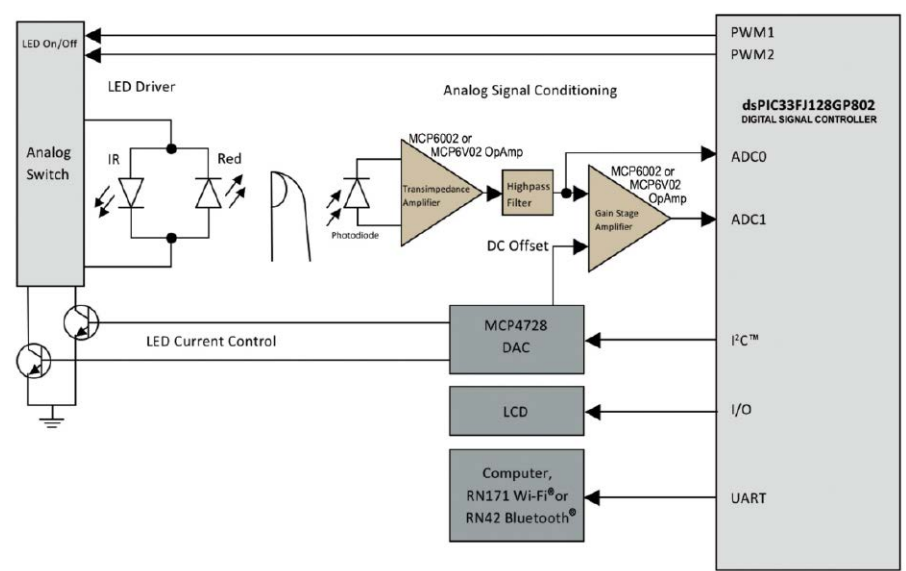
analogowo-cyfrowego i przy uwzględnieniu częstości próbkowania.

Budowa pulsoksymetru

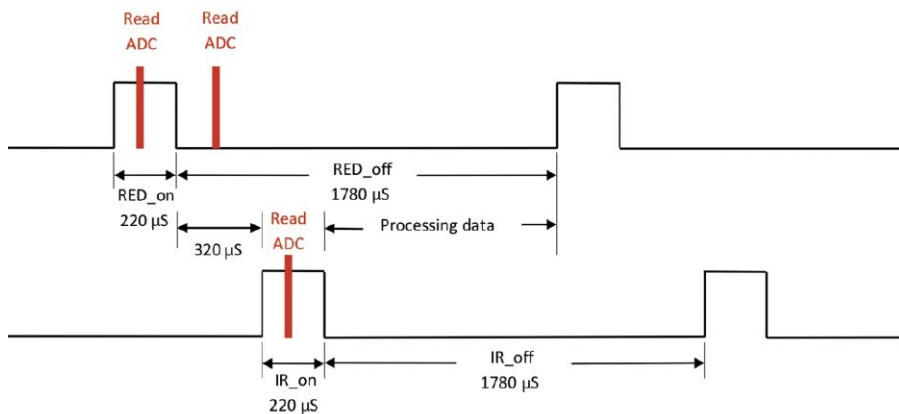
Na rysunku 4 pokazano schemat blokowy pulsoksymetru transmisyjnego, wykonanego w oparciu o komponenty firmy Microchip i mierzącego zarówno tętno, jak i nasycenie krwi tlenem. Jako sondę pomiarową wykorzystano zwykły klips na palec, w którym zamontowano jedną czerwoną diodę LED i jedną diodę LED podczerwoną z jednej strony oraz fotodiodę ze strony drugiej. Diody są kontrolowane przez odpowiedni sterownik. Światło przechodzące przez palec jest wykrywane przez fotodiodę i powoduje powstanie prądu, który trafia do obwodu kondycjonowania sygnału, złożonego ze wzmacniaczy i filtra. Wyjścia tego obwodu poprowadzone są do wejść modułu 12-bitowego przetwornika analogowo-cyfrowego, stanowiącego część cyfrowego kontrolera sygnałów (DSC – Digital Signal Controller), czyli mikrokontrolera z DSP, produkowanego przez Microchip. To w nim zmierzona wartość jest przetwarzana na wskazanie SpO₂.

Szczegóły obwodów: układ zasilania diod LED

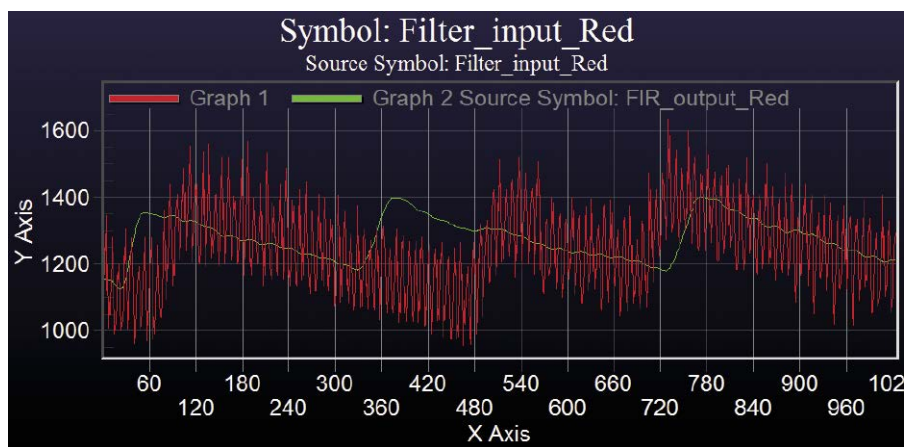
Odpowiedni podwójny przełącznik, sterowany przez dwa generatory sygnału PWM



Rysunek 4. Schemat blokowy przykładowego pulsoksymetru transmisyjnego



Rysunek 5. Cykle sterowania diodami LED



Rysunek 6. Zastosowany filtr cyfrowy SOI przetwarza sygnał wejściowy, wykreślony na czerwono, generując na wyjściu sygnał wykreślony kolorem zielonym; na osi X znajdują się numery kolejnych próbek, a na osi Y ich wartości

z układu DSC naprzemiennie włącza czerwoną i podczerwoną diodę LED. Odczyt wykonywany jest trzykrotnie na jeden cykl: pierwszy raz, gdy jest włączona tylko dioda czerwona, drugi, gdy obie diody są włączone i trzeci, gdy przewodzi tylko dioda podczerwona. Długość całego cyklu jest tak ustalona, by pozostały czas wystarczył na przetworzenie wszystkich danych, a jednocześnie by uzyskać wysoką częstotliwość próbkowania. Przebieg sygnałów sterujących diodami LED oraz chwile odczytów zostały pokazane na **rysunku 5**.

Intensywność świecenia LEDów jest sterowana z układu DSC poprzez zewnętrzny, 12-bitowy przetwornik cyfrowo-analogowy.

Obwody kondycjonowania sygnału

Na proces przygotowania sygnału z fotodiody do przetwarzania cyfrowego składają się dwa etapy wzmacniania (transimpedancyjny i napięciowy), pomiędzy którymi umieszczony jest filtr górnoprzepustowy. W pierwszym etapie prąd o natężeniu kilku mikroamperów, wytwarzany przez fotodiody, jest przetwarzany na proporcjonalne do niego napięcie rzędu kilku miliwoltów. Filtr górnoprzepustowy eliminuje wpływ oświetlenia tła, które mogłoby zakłócić pomiary. Drugi ze wzmacniaczy 22-krotnie zwiększa napięcie oraz dodaje do niego składową stałą, równą 220 mV. Te konkretne wartości sprawiają, że sygnał

trafiający na wejście przetwornika analogowo-cyfrowego w mikrokontrolerze DSC idealnie wpasowuje się w zakres konwersji A/C.

Cyfrowe filtrowanie

Zastosowany w omawianym projekcie mikrokontroler Microchip dsPIC33FJ128GP802 nie tylko pozwala na szybkie przetwarzanie sygnałów, ale też na skorzystanie z narzędzia umożliwiającego wygodne projektowanie filtrów cyfrowych – Microchip Digital Filter Design Tool.

Każda z trzech próbek zbieranych w trakcie pojedynczego cyklu pomiarowego, po przetworzeniu na postać cyfrową, musi zostać przetworzona przez odpowiedni filtr cyfrowy. Ze względu na bardzo niekorzystne warunki pomiarowe (pomiar światła przechodzącego przez żywą, organiczną tkankę), w projekcie konieczne było użycie cyfrowego, środkowoprzepustowego filtra SOI 513. rzędu. Parametry tego filtra to:

- częstotliwość próbkowania 500 Hz,
- pasmo przepustowe filtra: od 1 Hz do 5 Hz,
- pasmo zaporowe filtra: do 0,05 Hz i powyżej 25 Hz,
- poziom zafalowań w paśmie przepustowym: $-0,1$ dB,
- poziom zafalowań w paśmie zaporowym: -50 dB,
- rząd filtra: 513,
- zastosowane okno: Kaisera.

Rezultat działania filtra przedstawiono na **rysunku 6**.

Podsumowanie

Rynek domowych urządzeń medycznych i przeznaczonych do monitorowania kondycji fizycznej rozwija się w bardzo szybkim tempie. Zapotrzebowanie na narzędzia bezinwazyjnie, mierzące nasycenie krwi tlenem oraz tętno będzie niewątpliwie rosło w najbliższych latach. Referencyjne projekty pulsoksymetrów, takich jak ten opisany, mogą być bardzo pomocne w pracy inżynierów-elektroników, tworzących tego typu rozwiązania, a umiejętność zastosowania pokazanych układów elektronicznych pozwoli skrócić czas prac również nad innymi urządzeniami.

Zhang Feng, Marten Smith,
Microchip Technology Inc.

REKLAMA

<http://ep.com.pl> / KAP