

Zastosowania elektroniki w bezinwazyjnych metodach diagnostyki medycznej

Medyczny sprzęt diagnostyczny od zawsze stanowił wyznacznik możliwości technicznych wielu koncernów elektronicznych niczym prototypowe samochody pokazowe w dziedzinie motoryzacji. I nie bez powodu. Potencjał techniczny, zasób wiedzy, doświadczenie, możliwości badawczo-rozwojowe jak i możliwości finansowe niezbędne do realizacji tego rodzaju projektów stoją na bardzo wysokim poziomie, trzeba wszakże wiedzieć, iż jest to materia ze wszystkich miar interdyscyplinarna a do tego wymagająca znacznej wiedzy z zakresu szeroko rozumianej DSP, nie wspominając nawet o tej z zakresu medycyny. Rozwój elektroniki w zakresie specjalistycznych, cyfrowych rozwiązań układowych przyczynia się jednak do tego, iż urządzenia takie stają się coraz bardziej powszechne niejednokrotnie trafiając pod przysłowiowe strzechy. Mnie osobiście najbardziej pasjonują urządzenia wykorzystujące bezinwazyjne metody pomiaru parametrów życiowych, gdyż ich działanie oparte jest na bogatej wiedzy z dziedziny fizyki, której wykorzystanie jest czasami zaskakujące. Jednym z takich urządzeń jest pulsoksymetr, czyli jedno z podstawowych urządzeń medycznych, służące do bezinwazyjnego pomiaru nasycenia krwi tlenem (tzw. saturacji) oraz pulsu. Bezinwazyjnego, bo przy użyciu wiązki światła. Zaskakujące? I tak, i nie! Zasada działania tego typu urządzeń, w ogólnym zarysie, opiera się na prawu Beer-Lambert'a. Prawo to mówi, iż stopień atenuacji (absorpcji i rozpraszania) światła przechodzącego przez dany, transparentny obiekt, jest proporcjonalny do jego grubości jak i właściwości optycznych. Jako, że jest to prawo będące wynikiem złożenia dwóch prostszych praw optyki (Beer'a i Lambert'a), istnieje kilka sposobów matematycznego zapisu wspomnianej zależności (w zależności od właściwości ośrodka pochłaniającego i rozpraszającego światło). Matematyczny zapis tej zasady wygląda następująco:

$$A = \alpha lc \quad , \quad \alpha = \frac{4\pi k}{\lambda} \quad , \quad A = \log_{10} \frac{I_0}{I_1} \quad , \quad \frac{I_1}{I_0} = 10^{-\alpha lc}$$

, gdzie:

A- absorbancja,

I_0 – natężenie światła padającego na ciało

I_1 – natężenie światła po przejściu przez ciało

l – droga, jaką pokonuje światło w ciele

c – stężenie molowe substancji absorbującej w roztworze

α – współczynnik absorpcji zwany poprawnie absorbancją molową

λ – długość fali pochłanianego światła

k – molowy współczynnik ekstynkcji

Jak widać, współczynnik absorpcji promieniowania elektromagnetycznego jest zależny od długości fali światła przechodzącego przez badany ośrodek. Ta cecha nie byłaby jednak wystarczająca do wyznaczenia poziomu nasycenia krwi tlenem gdyby nie sprytny „wybieg” polegający na zastosowaniu dwóch różnych długości fali i pomiarze (np. przy użyciu fotodiody lub specjalizowanego elementu scalonego) odpowiednich współczynników absorpcji, odpowiednio dla każdej z nich oraz wykorzystanie charakterystyki absorpcji światła dla deoksyhemoglobiny (nienasyconej tlenem) i oksyhemoglobiny (natlenionej hemoglobiny).

<pulsoksymetr1.cdr>

Rys.1 Charakterystyka absorpcji światła dla deoksyhemoglobiny i oksyhemoglobiny w funkcji długości fali.

Z charakterystyki tej (**Rys.1**) wynika, iż oksyhemoglobina (HbO_2) absorbuje więcej światła podczerwonego (940nm) aniżeli światła czerwonego (650nm), zaś deoksyhemoglobina, odwrotnie. Ta użyteczna cecha jest podstawą działania tego typu urządzeń. Przepuszczając obie wiązki światła (na przemian) przez transparentną część ciała (palec, płatek uszny, nos) i mierząc stopień absorpcji każdej z nich, możemy wyznaczyć poziom saturacji krwi, SpO_2

(0...100%), który mówi o tym, jaka część całkowitej hemoglobiny jest nasycona tlenem a wyraża się wzorem:

$$SaO_2 = \frac{Hb_{O_2}}{Hb_{tot}}, \text{ gdzie:}$$

Hb_{O_2} – oxyhemoglobina

Hb_{tot} – całkowita hemoglobina

Należy przy tym wspomnieć, iż mierzony współczynnik absorpcji zmienia się w czasie zgodnie z akcją serca a więc próbkowany sygnał ma charakter okresowy i zawiera składową stałą DC i składową zmienną, AC. W ogólnym zarysie na składową stałą składają się następujące zjawiska: absorpcja światła związana z pochłanianiem światła przez tkanki, kości itp., absorpcja światła przez krew żylną, składowa stała przepływu krwi tętniczej, wpływ oświetlenia otoczenia oraz inne składniki stałe niezwiązane z przepływem krwi. Na składową zmienną składają się natomiast następujące zjawiska: właściwy przepływ krwi tętniczej związany z akcją serca, wpływ oświetlenia otoczenia (składowa zmienna 50/60Hz) oraz niedoskonałości konstrukcji mechanicznej sondy pomiarowej. Biorąc pod uwagę powyższe zjawiska należy przyjąć, iż do obliczeń saturacji niezbędne jest wyznaczenie wartości skutecznej składowej zmiennej sygnału reprezentującej poziom natlenienia krwi tętniczej, zaś sama saturację wyznaczyć należy ze wzoru:

$$SaO_2 = k_1 - R' k_2, \quad R' = \frac{\log_{10}(I_{AC}^R)}{\log_{10}(I_{AC}^{IR})}$$

, gdzie:

I_{AC}^R - wartość skuteczna składowej zmiennej dla światła czerwonego,

I_{AC}^{IR} - wartość skuteczna składowej zmiennej dla światła podczerwonego,

k_1, k_2 – współczynniki empiryczne.

Współczynniki k_1 i k_2 wyznacza się zwykle empirycznie w procesie kalibracji konkretnego urządzenia lub też korzysta się ze specjalnej tabeli programowej tzw. "look-up table" wyznaczonej na podstawie zależności współczynnika R' do SaO_2 a wynikającej z prawa Beer-Lambert'a. Zależność taką przedstawionej na **Rys.2**.

<pulsoksymetr2.cdr>

Rys.2 Charakterystyka (rzeczywista i modelowa) zależności saturacji SaO_2 w funkcji współczynnika R' .

Jak widać, rzeczywista zależność tych dwóch wartości nie ma charakteru liniowego (jak wynikałoby z powyższego prawa), jednak dla użytecznych wartości saturacji (80...100%) przyjmuje się często liniowy charakter powyższej zależności z uwzględnieniem małego offsetu (wskazuje na to wzór z użyciem współczynników k_1 i k_2). Nie wspomniłem jeszcze o oczywistej właściwości każdego pulsoksymetru, jaką jest możliwość pomiaru pulsu. Jest to użyteczny „efekt uboczny” przyjętego sposobu pomiaru saturacji uzyskiwany w wyniku obliczeń wykonywanych na spróbkowanym sygnale reprezentującym absorpcję światła podczerwonego a wynikający w sposób oczywisty z akcji serca. W tym miejscu należy wspomnieć o samym elemencie pomiarowym. Jak wspomniałem wcześniej, w celu wyznaczenia poziomu saturacji używa się dwóch diod LED emitujących światło o różnych długościach fali (np. 650nm i 940nm) umieszczonych blisko siebie i w jednej płaszczyźnie nad górną stroną np. palca i emitujących wiązkę światła o tej samej intensywności. Jako element pomiarowy umieszczony po drugiej stronie palca i mierzący intensywność światła po przejściu przez ciało w układach komercyjnych

stosowane są dość często fotodiody krzemowe (np. BPW30). O ile jest to rozwiązanie proste a zarazem bardzo tanie, o tyleż wymagające bardzo dobrej jakości wzmacniaczy transimpedancyjnych (np. OPA380) w układzie przetwornika światła na napięcie zapewniających stabilizację warunków pracy fotodiody oraz liniowość przetwarzania, wysokiej klasy dokładnych przetworników analogowo-cyfrowych, szeregu działań z zakresu DSP (wielokrotna filtracja, eliminacja wpływu oświetlenia otoczenia oraz zakłóceń) oraz szybkich mikrokontrolerów zdolnych do wykonywania skomplikowanych obliczeń na dużych macierzach danych w czasie rzeczywistym. Z uwagi te na wysokie wymagania wydaje się, iż dużo lepszym rozwiązaniem (a z pewnością prostszym) w układach amatorskich byłoby zastosowanie specjalizowanego przetwornika światła na napięcie (np. produkowanego przez firmę TAOS wywodząca się z firmy Texas Instruments) dzięki czemu wyeliminujemy część problemów pomiarowych. Mam nadzieję, iż tym krótkim artykułem choć częściowo udowadniam tezę, iż zastosowania elektroniki w medycynie wcale nie muszą być takie skomplikowane i nieosiągalne. Jednocześnie zachęcam Szanownych Czytelników do samodzielnych prób konstrukcji tego typu urządzeń i zgłębiania wiedzy z tego zakresu, gdyż niejednokrotnie problemy z jakimi możemy się spotkać, powodują, iż poziom naszej wiedzy i umiejętności stanowczo wzrośnie.