

**Anna CYSEWSKA-SOBUSIAK**

**POLITECHNIKA POZNAŃSKA**  
**INSTYTUT ELEKTRONIKI I TELEKOMUNIKACJI**

## Nieinwazyjne spektrofotometryczne monitorowanie utlenowania krwi

**Dr hab. inż. Anna CYSEWSKA-SOBUSIAK**

– profesor nadzwyczajny Politechniki Poznańskiej, Proroktor ds. Nauki i Współpracy z Zagranicą, kierownik Zakładu Metrologii Elektrycznej w Instytucie Elektroniki i Telekomunikacji. Stopnie naukowe uzyskuje w latach: doktora nauk technicznych - w 1978 r., doktora habilitowanego - w 1995 r. Główne zainteresowania w obszarze metrologii - pomiary biomedyczne, optoelektroniczne i telekomunikacyjne. W tym obszarze jest autorką monografii oraz ponad 60 publikacji. Jest członkiem Komisji Kształcenia oraz Komisji Czujników i Przetworników Pomiarowych Komitetu Metrologii i Aparatury Naukowej PAN, przewodniczący Komisji Rewizyjnej Polskiego Towarzystwa Techniki Sensorowej, wchodzi w skład Zarządu Polskiej Sekcji the International Society for Optical Engineering (SPIE).



### Streszczenie

Wysycenie hemoglobiny tlenem (saturacja tlenowa) jest jednym z najważniejszych parametrów krwi tętniczej. Nieinwazyjne monitorowanie tej wielkości jest możliwe dzięki pulsooksymetrii - optoelektronicznej metodzie bazującej na detekcji i przetwarzaniu cyklicznych i selektywnych zmian optycznych parametrów żywych tkanek. W artykule przedstawiono ideę i właściwości pulsooksymetrii, wypuklając jej zalety i ograniczenia. Zwrócono uwagę na złożone problemy wiarygodności pomiarów, obecne zastosowania i kierunki rozwoju. Uwzględniono stan wiedzy relacjonowany w dostępnych źródłach, dołączając do niego wyniki własnych analiz i eksperymentów.

### Abstract

The hemoglobin oxygen saturation is one of most important parameters of the arterial blood. Noninvasive monitoring of this quantity is possible using pulse oximetry - an optoelectronic diagnostic method based on blood-less detection and processing of cyclical and selective changes in optical properties of living tissues. In this article, the concept and characteristics of pulse oximetry, with special focus on its advantages and limitations, are presented. Complex problems with measurement reliability, current applications and tendency to development are discussed. The state-in-the-art as well as results from the author's own analyses and experiments are taken into account.

### Wprowadzenie

Podstawową czynnością każdej komórki jest oddychanie, a główną funkcją układu krążenia - jego funkcja oddechowa. Dostarczająca tlen krew tętnicza spełnia swe zadanie będąc w ruchu. Według obecnego stanu wiedzy istnieją dwa sposoby nieinwazyjnego badania utlenowania krwi „w ruchu” [1-5]: elektrochemiczny, za pomocą którego oznacza się prężność tlenu rozpuszczonego w osoczu (wielkość PaO<sub>2</sub> określana w mmHg) oraz spektrofotometryczny, metodą pulsooksymetryczną, za pomocą której oznacza wysycenie hemoglobiny tlenem czyli saturację tlenową (wielkość SaO<sub>2</sub>% określana w %). Badanie prężności tlenu jest przydatne w przypadku grożącej hiperoksemii - czyli toksycznego nadmiaru tlenu we krwi. W licznych stanach krytycznych występuje groźba niedotlenienia - tzw. hipoksemii, i wówczas znaczenie ma pomiar saturacji.

W warunkach nominalnych, tj. dla wartości pH=7.4 i J=37°C, wartości PaO<sub>2</sub> i SaO<sub>2</sub>% wiąże standardowa krzywa dysocjacji oksyhemoglobiny, czyli hemoglobiny utlenowanej HbO<sub>2</sub>, opisana równaniem Hilla [6]

$$SaO_{2\%} = \frac{(PaO_2 / P_o)^{2,7}}{1 + (PaO_2 / P_o)^{2,7}} \cdot 100\%, \quad (1)$$

w którym P<sub>o</sub> jest ciśnieniem parcjnym tlenu dla saturacji 50%. Ze wzrostem temperatury osiąga się określoną wartość SaO<sub>2</sub>% dla większych wartości PaO<sub>2</sub>. Ze wzrostem pH określone wysycenie zachodzi przy mniejszym ciśnieniu PaO<sub>2</sub>.

Zgodnie z definicją [7-8] saturacja SaO<sub>2</sub>% oznacza funkcjonalne wysycenie hemoglobiny tlenem, określone równaniem

$$SaO_{2\%} = \frac{HbO_{2\%}}{HbO_{2\%} + Hb\%} = \frac{c_m HbO_2}{c_m HbO_2 + c_m Hb} \cdot 100\%, \quad (2)$$

gdzie c<sub>m</sub> oznacza stężenie molowe. Wielkość SaO<sub>2</sub>% jest miarą utlenowania obiektu wyidealizowanego, gdyż dotyczy próbki hemolizowanej krwi tętniczej, tj. odwirowanej z osocza i zawierającej tylko dwa składniki: hemoglobinę utlenowaną HbO<sub>2</sub> oraz zredukowaną Hb. W warunkach prawidłowych procentowa zawartość HbO<sub>2</sub> w całkowitej hemoglobinie powinna być większa od 95%. Każda wartość SaO<sub>2</sub>% < 95% może oznaczać zagrożenie hipoksemią, przy czym wystąpienie ogólnoustrojowej, przedłużającej się lub powtarzającej się saturacji mniejszej niż 70% grozi śmiercią, uszkodzeniem mózgu, zaburzeniami percepcji bodźców - w tym widzenia.

Saturacja tlenowa krwi SaO<sub>2</sub>% charakteryzuje globalną cechę całego organizmu, ale można ją oszacować lokalnie, oddziałując zdeterminowanym promieniowaniem optycznym na wybraną reprezentatywną warstwę tkanek i przetwarzając tę jego składową, która zostanie przepuszczona lub odbita. Każda z postaci hemoglobiny związanych wyrażeniem (2) w sposób selektywny absorbuje promieniowanie widzialne oraz z zakresu bliskiej podczerwieni, co pozwala określić SaO<sub>2</sub>% poprzez wykorzystanie praw spektrofotometrii. Metodą, która umożliwia przeprowadzanie pomiarów SaO<sub>2</sub>% nieinwazyjnie i w sposób ciągły jest pulsooksymetria.

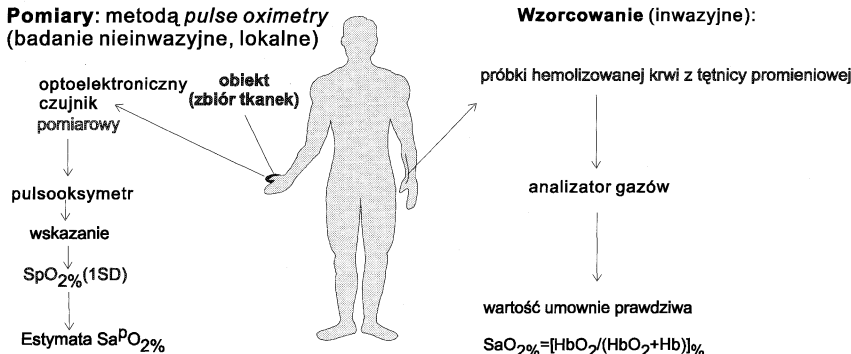
### Historia, stan obecny i perspektywy rozwoju pulsooksymetrii

Pulsooksymetria (ang. pulse oximetry) jest jedyną jak dotąd nieinwazyjną metodą monitorowania saturacji tlenowej krwi tętniczej [9-15]. W pomiarach wykorzystuje się naturalne pulsacje tętnicze oraz selektywną absorpcję światła przez składniki krwi, a czujnik pomiarowy montuje się bezpośrednio na obiekcie, którym musi być dobrze ukrwiona warstwa tkanek, np. palec, małżowina uszna, przegroda nosowa, warga, język. Tę stosunkowo młodą optoelektroniczną metodę diagnostyki uznaje się jako jedno z największych osiągnięć dokonanych w inżynierii biomedycznej od czasu wprowadzenia elektrokardiografii. Historię i stan obecny w zakresie bezkrwawego badania utlenowania krwi z wykorzystaniem zasad spektrofotometrii ilustruje poniższe chronologiczne zestawienie istotnych faktów.

Wielkość mierzona: saturacja tlenowa krwi tętnicznej (**globalna cecha organizmu**)

Z definicji:  $SaPO_2\%$  - nieznaną wartość prawdziwą

**Pomiary: metodą pulse oximetry (badanie nieinwazyjne, lokalne)**

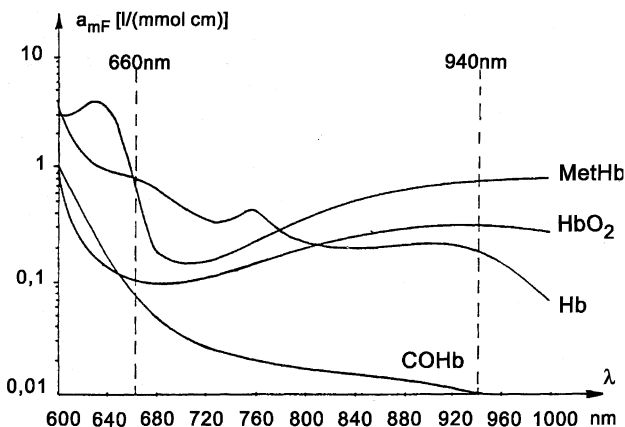


Błąd pomiaru:  $SpO_2\% - SaPO_2\%$  - nieznaną

Niepewność pomiaru - określona przez znany przedział wartości  $\pm \Delta\%$  =  $\pm (2-3) S$ , zawierający wartość prawdziwą  $SaPO_2\%$  na poziomie ufności 0,95-0,99

Rys. 1. Zależność molowych współczynników absorpcji  $HbO_2$  i  $Hb$  oraz dyshemoglobin  $COHb$  i  $MetHb$  od długości fali [21]

- 1876 – pionierskie obserwacje efektów „prześwietlania” żywych tkanek za pomocą światła słonecznego (Karl von Vierordt, Niemcy);
- 1935 – praktyczne wykorzystanie dwóch długości fali do detekcji stanu utlenowania metodą spektrofotometryczną (Karl Matthes, Niemcy);
- 1942 – wprowadzenie terminu: oksymetr (Glen Millikan, USA);
- 1973 – skonstruowanie nieinwazyjnego oksymetru z wykorzystaniem ośmiu długości fali i czujnikiem naukowym (Hewlett Packard Model 47201A);
- 1974 – powstanie koncepcji nieinwazyjnego wykorzystania naturalnych pulsacji tętnicznych (Takuo Aoyagi, Japonia);
- 1977 – konstrukcja modelu oksymetru Met-1471 z czujnikiem naczynnym, na bazie koncepcji Aoyagi (Minolta Camera Company, Japonia);
- 1980 – budowa pierwszego, praktycznie zaakceptowanego oksymetru wykorzystującego dwie długości fali (Scott Wilber, USA);
- 1983 – budowa pierwszego oksymetru z czujnikiem napalcowym (William New - Nellcor Incorporated, USA);



Rys. 2. Zależność molowych współczynników absorpcji  $HbO_2$  i  $Hb$  oraz dyshemoglobin  $COHb$  i  $MetHb$  od długości fali [21]

1985 – konstrukcja urządzenia model Nellcor N-100 → synonim pojęcia pulsoksymetr (ang. pulse oximeter);  
 1986 / 1988 / 1990 → 15 / 20 / 30 firm produkujących pulsoksymetry jako przyrządy samodzielne lub skojarzone z innymi urządzeniami monitorującymi;  
 1990-1993 → publikacja rekomendacji American Society of Anesthesiology: pulsoksymetry należy zaliczyć do standardowego wyposażenia klinicznego [16].

Niewątpliwą wadą wszystkich wczesnych typów nieinwazyjnych oksymetrów było zastosowanie dostępnych wówczas rozwiązań technicznych sprawiających, że masywne zestawy były uciążliwe w eksploatacji. Części optyczne przeznaczone do montowania na obiekcie takim jak ucho lub palec były ciężkie, niewygodne i bardzo wrażliwe na jakiegokolwiek ruchy i przemieszczenia. Wymaganą długość fali uzyskiwano przez filtrowanie światła białego, a w połączeniach stosowano kable światłowodowe. Pierwsze komercyjne urządzenie wyprodukowano i szczegółowo przebadano dopiero

w roku 1983, a w dwa lata później powstał wspomniany wyżej model Nellcor N-100 [17], który stał się synonimem wprowadzonego wówczas terminu pulse oximeter. Nieinwazyjne monitorowanie utlenowania krwi tętnicznej ma zastosowanie w warunkach klinicznych, karetkach reanimacyjnych i helikopterach sanitarnych we wszystkich tych sytuacjach, w których zachodzi prawdopodobieństwo wystąpienia hipoksemii. Użyteczność ciągłej detekcji  $SaO_2\%$  potwierdziła się w anestezjologii, w monitorowaniu neonatologii, położnictwie, chirurgii plastycznej, medycynie kosmicznej. Szerokie obecne zastosowanie pomiarów pulsoksymetrycznych oraz wciąż trwający i przewidywany dalszy ich rozwój ściśle się wiąże z postępami w zakresie wielu dziedzin, ale głównie elektroniki i optoelektroniki oraz inżynierii biomedycznej. Niebagatelną rolę odgrywa ciągłe wzbogacanie stanu wiedzy dotyczącego efektów interakcji promieniowanie optyczne-żywe tkanki.

## Wykorzystywane zjawiska i zasada pomiarów

Na rysunku 1 zilustrowano specyfikę pomiarów - w tym okoliczności pozyskiwania informacji o badanym parametrze, wzorcowania pulsoksymetrów i ich niedokładności.

Zasada nieinwazyjnych pomiarów  $SaO_2$  bazuje na stwierdzonej możliwości zastąpienia krwi pulsującej np. w głębokiej tętnicy promieniowej (z której zwykle pobiera się próbki do badań inwazyjnych) krwią włosniczkową zawartą w obwodowych naczyniach kapilarnych. Obwodowe pulsacje tętnicze powodują cykliczne zmiany w objętości obiektu umieszczonego między źródłem a odbiornikiem promieniowania. Obiekt, poza tym że musi być dobrze ukrwiony i unerwiony, winien być dogodny ze względu na dostęp i kształt. Szczególnie predysponowanymi „żywymi kuwetami” są końce palców dłoni, ze specyficzną obfitą siecią drobnych naczyń zapewniających wystarczająco silną perfuzję [2, 18-20].

W skojarzeniu z naturalnym napływem utlenowanej krwi tętnicznej do okolicy ciała, na której umieszcza się czujnik wykorzystuje się selektywne właściwości optyczne składników tkanek - wody, krwinek i innych różnokształtnych komórek. Na rysunku 2 przedstawiono zależność molowych współczynników absorpcji hemoglobinu  $HbO_2$  i  $Hb$  od długości fali  $\lambda$ , zamieszczając także krzywe absorpcji dwóch patologicznych postaci tzw. dyshemoglobin: karboksyhemoglobiny  $COHb$  i methemoglobiny  $MetHb$ , które wiążą

tlen, ale nie są zdolne do jego przenoszenia [21]. W celu nieinwazyjnego pozyskania informacji o  $\text{SaO}_2\%$  (równanie 2) można zastosować dwie pomiarowe długości fali 660 i 940 nm, co umożliwia oszacowanie wiarygodne wykrycie zawartości dwóch absorberów  $\text{HbO}_2$  i  $\text{Hb}$ . Patologiczna obecność dyshemoglobin może w takim przypadku zwiększyć niepewność wyniku pomiaru [22].

Nieinwazyjnie badana warstwa tkanek pełni w układzie pomiarowym rolę kuwety z krwią o zmieniającej się w rytm fali tętna objętości. Oddziałując na obiekt promieniowaniem optycznym, umożliwia się obserwowanie krzywej fotopletyzmoграфической (PPG), której główną składową jest fala tętna (Rys. 3a). Przebieg PPG uzyskuje się w sposób prześwietleniowy lub odbiciowy. Pierwszy polega na badaniu promieniowania przepuszczonego przez obiekt, a więc dotyczy obiektów optycznie cienkich, położonych na obwodzie ciała. W drugim bada się promieniowanie odbite przez obiekt, a więc może być stosowany także dla obiektów optycznie grubych, położonych zarówno na obwodzie ciała, jak i w jego częściach centralnych. Nieinwazyjne pomiary saturacji wymagają jednak detekcji i przetwarzania wielkości związanych ze względnie małą, pulsującą w rytm fali tętna, składową tej krzywej. Wariant prześwietleniowy jest bardziej korzystny z punktu widzenia skutecznej realizacji tych pomiarów. Jedną z głównych przyczyn są względnie mniejsze selektywne zmiany wykrywanych „odbitych” pulsacji tętnicznych, a więc także względnie mniejsza ich czułość na zmiany saturacji obiektu [23].

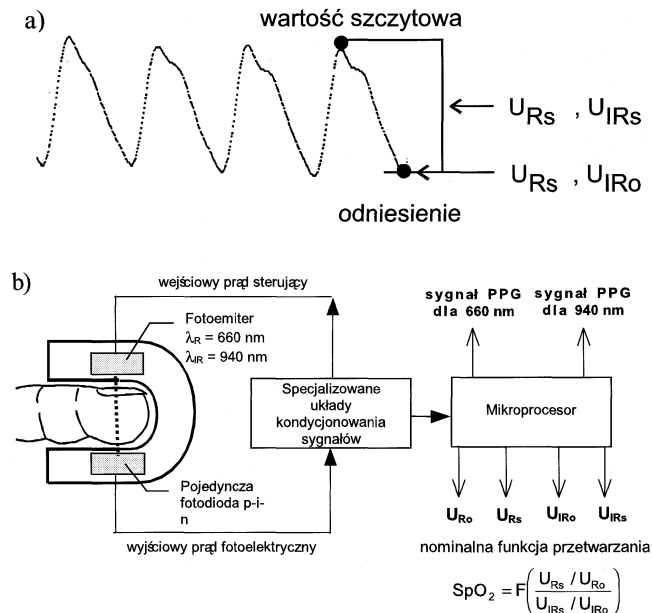
Niewielka frakcja strumienia fotonów padających na obiekt zostaje przepuszczona - wypadkowy współczynnik transmisji nie przekracza paru setnych. Ponadto, fotony wnikaące do obiektu podlegają nie tylko pożądanej absorpcji przez  $\text{HbO}_2$  i  $\text{Hb}$  zawarte w komórkach krwi tętniczej, ale także zakłócającej absorpcji oraz rozpraszaniu powodowanemu przez wszystkie pozostałe składniki badanej warstwy tkanek. W badaniu nieinwazyjnym nie można zrealizować zależności (2), opartej na prawach „czystej” absorpcji. Prawdziwą wartość saturacji obiektu oszacowuje wskazanie  $\text{SpO}_2\%$ , zgodnie z krzywą kalibracji, tj. nominalnym równaniem przetwarzania ustalonym dla danego urządzenia w czasie jego empirycznego wzorcowania.

### Parametry użytkowe pulsoksymetru

Na rysunku 3 ilustrującym w uproszczeniu zasadę detekcji i pomiaru  $\text{SaO}_2$  wyróżniono wykrywane parametry obwodowej fali tętna (rys. 3a), oraz czujnik pomiarowy i ideę przetwarzania sygnałów związanych z obsługą jego wejścia i wyjścia (rys. 3b).

### Specyfika pozyskiwania i przetwarzania sygnałów z obiektu

Optoelektroniczny czujnik montuje się bezpośrednio na obiekcie. Niezależnie od rozwiązania konstrukcyjnego, czujnik zawiera fotoemiter i fotoodbiornik zorientowane względem siebie tak, aby w czasie pomiaru nie zachodziła zmiana warunków emisji, transmisji i detekcji promieniowania. Czujniki wykonuje się w postaci klamery lub klipsów (z przeznaczeniem do wielokrotnego, stacjonarnej stosowania) oraz jako wymienne, lekkie konstrukcje w postaci taśm wiązanych lub przyklepanych (w zasadzie do badań jednorazowych lecz nie wyłącznie). Fotoemiter zawiera co najmniej dwie, super jasne i wydajne diody elektroluminescencyjne LED, sterowane prądowo i emitujące promieniowanie o dominującej długości fali 660 oraz 940 nm. Fotodetektor zbudowany jest zazwyczaj na bazie pojedynczej krzemowej fotodiody p-i-n, która z równą czułością odbiera promieniowanie o obu długościach fali, generując prąd fotoelektryczny proporcjonalny do natężenia promieniowania przepuszczonego. Wartości odbierane przez fotodetektor zależą od osobniczych cech obiektu, przy czym fotodiody nie rozróżnia którą długość fali odbiera. Do głównych zadań systemu pomiarowego należy więc utrzymywanie wartości sygnałów wyjściowych z czujnika w pożądanym przedziale wartości oraz ich jednoznaczna sepa-



Rys. 3. Ilustracja zasady pomiaru  $\text{SaO}_2\%$  pulsoksymetrem; a) wykrywane parametry obwodowej fali tętna, b) pozyskiwanie i przetwarzanie informacji z optoelektronicznego czujnika pomiarowego (wariant prześwietleniowy)

racja i obróbka. Stosuje się impulsowe, najczęściej naprzemienne zasilanie diod. Sterujące impulsy prądowe są na tyle krótkie, że mogą mieć znaczne amplitudy, przy jednoczesnym ograniczeniu efektów termicznych i wydłużeniu czasu życia diody. Konieczne jest zapewnienie jak najlepszego stosunku wykrywanych słabych sygnałów do szumów. W pasmie częstotliwości transmitowanych sygnałów należy liczyć się nie tylko z oddziaływaniem szumów, ale także zakłóceń sieciowych. To niekorzystne pasmo obejmuje np. częstotliwość podstawową i harmoniczne sieci oświetleniowej. Bieżąca korekcja wpływu oświetlenia otoczenia umożliwia okresową przerwę w zasilaniu obu diod. W celu wyznaczenia  $\text{SpO}_2\%$  konieczna jest analiza selektywnych zmian, występujących cyklicznie w wyjściowym sygnale z czujnika. Stosuje się dwojaki sposób analizy [13]. Pierwszy polega na wykrywaniu „szczytu” i „dna” (Rys. 3a), pojawiających się jednokrotnie w każdym kolejnym okresie fali tętna, i obliczaniu wskazania jako wartości saturacji średniej za kilka cykli. W drugim bazuje się na gęstym (kilkadziesiąt razy na sekundę) próbkowaniu każdej pulsacji i kilkakrotnym uśrednianiu na sekundę, a następnie obliczaniu saturacji na podstawie wartości otrzymanych w wyniku ponownego uśrednienia w przyjętym czasie - tj. w ostatnich kilku sekundach przyjętego czasu pomiaru. W większości produkowanych obecnie pulsoksymetrów możliwy jest wybór pracy w jednym z dwóch-trzech modów czasu. Przykładowo: dla N-180 Pulse Oximeter firmy Nellcor Inc. dobierany czas wynosi (2-3) s, (5-7) s lub (10-15) s [24].

Istotne znaczenie ma kondycjonowanie słabych sygnałów prądowych z fotodetektora, polegające na zastosowaniu konwersji I/U, z zachowaniem liniowego, stabilnego wzmacniania składowych „odniesienia” i „szczytu” oraz przyporządkowaniu ich danej długości fali po odpowiedniej selekcji, redukcji i filtracji. Kondycjonowanie tego typu zastosowano we własnej konstrukcji systemie pomiarowym [25-27].

Umieszczenie czujnika na obiekcie inicjuje proces pomiarowy, przy czym konieczne jest odczekanie na uzyskanie wyniku pomiaru. Na łączny czas zaniku stanu nieustalonego składają się: fizjologiczne opóźnienie spowodowane procesami przejściowymi w obiekcie oraz czas odpowiedzi określonego przyrządu. Istotne znaczenie ma lokalizacja czujnika. Dla czujnika montowanego na palcu czas opóźnienia związany z „uspokojeniem się obiektu” jest dłuższy niż dla czujników nausznych i wynosi od 24 do 30 s. Należy

przypuszczać, że różnica ta jest spowodowana różnymi stałymi czasowymi lokalnej perfuzji. Wartości wskazywane przez pulsooksymetr nie są wartościami chwilowymi, a reakcja wskazania na zwiększenie lub zmniejszenie wartości  $\text{SaO}_2\%$ , zmianę położenia obiektu względem czujnika lub zmianę obiektu, jest zawsze opóźniona. Łączny czas odpowiedzi może sięgać kilkudziesięciu sekund.

### Dane dla użytkownika

W tablicy 1 zestawiono reprezentatywne dane dotyczące zakresu i dokładności wielkości wskazywanych przez pulsooksymetr, poda-

**Tablica 1.** Wielkości charakteryzujące niedokładność wskazań Nellcor Pulse Oximeter N-180 [24]

Zakres wskazań saturacji:		0-100%
Zakres wskazań częstości pulsu:		20-250 bpm (uderzeń na minutę)
Wskazywana wartość saturacji (%SpO <sub>2</sub> ± 1 odchylenie standardowe)		
Saturacja tlenowa % SpO <sub>2</sub>		Niedokładność
Dorośli	70 – 100 %	± 2 cyfry
	50 – 69 %	± 3 cyfry
Noworodki	0 – 49 %	nieokreślona
	70 – 95 %	3 ± cyfry
Częstość pulsu		Niedokładność
20–250 bpm		± 3 bpm
Uwaga: Pulsooksymetr N-180 jest wyskalowany przy pomocy analizatora Instrumentation Laboratory 282 CO-Oximeter i wskazuje % SpO <sub>2</sub> jako estymatę saturacji funkcjonalnej		

**Tablica 2.** Domyślne ustawienia wartości alarmowych dla Nellcor Pulse Oximeter N-180 [24]

Granica alarmu	Dorośli	Noworodki
Wysoki poziom saturacji	100 %	95 %
Niski poziom saturacji	85 %	80 %
Wysoka częstość tętna	140 bpm	200 bpm
Niska częstość tętna	55 bpm	100 bpm

**Tablica 3.** Charakterystyka elementów wpływających na skuteczność procedury przetwarzania informacji o saturacji obiektu

Element	Charakterystyka
Czujnik optoelektroniczny	nieinwazyjny, zawierający źródło promieniowania wejściowego i odbiornik promieniowania przepuszczonego, łatwy w montażu, z możliwością utrzymania stabilności położenia względem obiektu
Źródło promieniowania wejściowego	super-jasne diody elektroluminescencyjne; pomiarowe długości fali: 660 nm i 940 nm, umożliwiające dokonanie jednoznacznej detekcji dwóch absorberów Hb i HbO <sub>2</sub>
Odbiornik promieniowania przepuszczonego	pojedyncza fotodioda p-i-n o dużej czułości ogólnej i widmowej oraz płaskiej dużej powierzchni światłoczułej
Sterowanie czujnikiem	krótkotrwałe impulsy prądowe o znacznej amplitudzie
Odpowiedź czujnika	słabe sygnały prądowe
Detekcja i kondycjonowanie sygnałów elektrycznych otrzymanych z czujnika	zbiór operacji mających na celu: ⇒ selekcję składowych prądu fotoelektrycznego przy porządkowanych selektywnym wartościom sygnałów optycznych oraz ich wzmocnienie i filtrację; efekt: cztery wartości napięć $U_{R_{60}}$ , $U_{R_{90}}$ , $U_{IR_{60}}$ , $U_{IR_{90}}$ , związanych funkcją przetwarzania (rys. 3), ⇒ adaptację procesu pomiarowego do badania obiektów o różniących się gęstościach optycznych, wykluczając warstwy optycznie grube i nieprzeźierne
Weryfikacja urządzenia pomiarowego	empiryczna, w warunkach klinicznych, przez porównawcze badania z zastosowaniem wzorca

wane przez producenta w instrukcji obsługi. Dane dotyczą wspomnianego już przyrządu Nellcor N-180 Pulse Oximeter [24], produkowanego w USA przez renomowaną firmę Nellcor Incorporated.

W przyrządzie zastosowano liniijkę wskaźnika trendu tętna i wyświetlanie jego bezwzględnej wartości z rozdzielczością  $\pm 1$  bpm i niepewnością bezwzględną  $\pm 3$  bpm. Użytkownik może skorzystać ze standardowych (Tablica 2) lub zadać własne poziomy alarmów, tj. sygnalizacji wizualnej i akustycznej przekroczenia ekstremalnie wysokich lub niskich wartości saturacji i tętna. Wykres zmian saturacji w czasie monitorowania może być zarejestrowany dzięki wewnętrznej pamięci, a ponadto istnieje możliwość połączenia z zewnętrznym komputerem poprzez interfejs RS-232. W niektórych (najdroższych) wersjach pulsooksymetrów wyświetlany jest także przebieg PPG. Ciągłe monitorowanie fali tętna jest bardzo użyteczne: z jednej strony służy ocenie stanu krążenia obwodowego, a z drugiej - umożliwia np. wykrycie sytuacji, gdy pulsooksymetr rejestruje sygnały zakłócające a nie powodowane pulsacjami tętnicznymi.

### Wiarygodność pomiaru saturacji

Wzorcowanie pulsooksymetrów przebiega w warunkach klinicznych. Od zdrowych, dorosłych osób (ochotników!), wprowadzanych w stan kontrolowanej hipoksemii, pobiera się próbki krwi do porównawczych badań in vitro. Przy wykonywaniu inwazyjnego badania gazometrycznego ważna jest prawidłowa technika i dbałość o szczegóły [28]; otrzymana in situ wartość saturacji jest zwykle zawyżona. Rutynowo jako urządzenia wzorcowe stosuje się przyrządy typu Co-oximeter firmy Instrumentation Laboratories, Lexington (USA) [29]. Z oczywistych względów humanitarnych niemożliwe jest przeprowadzanie badań dla wartości saturacji na tyle niskich, że grożą śmiercią lub uszkodzeniem mózgu. Wzorcowanie ogranicza się więc do wartości  $\text{SaO}_2\%$  mieszczących się w zakresie od 50% do 100%. Stąd dla wskazań  $\text{SpO}_2\% < 50\%$  dokładność pomiaru jest nieokreślona.

Podawana przez producentów informacja o bezwzględnej niepewności wskazania  $\text{SpO}_2\%$  równej np.  $\pm 3\%$  dla 1SD (a więc dla pojedynczego odchylenia standardowego), jest wynikiem przyjęcia poziomu ufności  $\alpha = 0.68$ . Jednakże w pomiarach biomedycznych zaleca się wyższy poziom, tj.  $\alpha \geq 0.95$ . Tak więc, przedział ufności należałoby przynajmniej dwukrotnie zwiększyć (2SD). W takim przypadku, pojedyncze wskazanie pulsooksymetru równe np.  $\text{SpO}_2\% = 90\%$  informuje użytkownika o oszacowaniu z prawdopodobieństwem 95%, że prawdziwa wartość saturacji mieści się w granicach  $\text{SpO}_2\% = (84-96)\%$ . Oszacowanie to jest słuszne, jeśli dokonuje się pomiarów w warunkach, w których pulsooksymetr został wyzorcowany. Patologiczne cechy obiektu oraz zmiana warunków pomiaru mogą spowodować zmniejszenie wiarygodności.

Całkowita niepewność wyniku pomiaru saturacji zależy od jakościowych oraz ilościowych relacji między przetwarzanymi wielkościami użytecznymi a innymi wielkościami wpływającymi. Zakłócenia zewnętrzne i artefakty fizjologiczne mają charakter mechaniczny, elektryczny, chemiczny, optyczny [9, 17, 25, 30]. Szczególnie niekorzystny jest wpływ wielkości powodujących zniekształcenie przebiegu i wartości pulsujących składowych w przetwarzanych sygnałach. Tablica 3 ilustruje specyfikę procedur pomiarowych wpływających na skuteczność przetwarzania, a w tablicy 4 zestawiono specyficzne czynniki zakłócające, uporządkowane w grupach dotyczących warunków wykonywania badań takich jak: właściwości danego obiektu, sposób realizacji procedury transiluminacji i oddziaływanie otoczenia.

Tabela 4. Czynniki zakłócające proces przetwarzania wielkości i ekspozycji wyniku

Czynniki związane z biofizycznymi właściwościami obiektu	
Czynniki wewnętrzne	Czynniki zewnętrzne
<p>[1] Zmniejszenie rozmiaru fali pletyzmoграфicznej, ⇒ słaby lub patologiczny przebieg fali, ⇒ anormalna grubość lub inna patologia obiektu, włączając zakłócenia takie jak hipotermia, hipotensja, anemia, ⇒ bardzo głęboka hipoksemia.</p> <p>[2] Obecność jakichkolwiek wewnętrznych absorberów (poza składnikami wykrywanymi), które mogą negatywnie wpływać na skuteczność transiluminacji oraz wiarygodność przetwarzania.</p> <p>[3] Nagłe i krótkotrwałe zmiany wartości saturacji.</p> <p>[4] Niestabilna pozycja obiektu i jego samoistne (fizjologiczne lub patologiczne) ruchy.</p>	<p>Wymuszenie zmian właściwości obiektu wskutek:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• zaniku tętna: ⇒ wstrzymanie oddychania, ⇒ uszkodzenie naczyń, ⇒ zastosowanie krążenia pozastrojowego,</li> <li>• sztucznych zmian pigmentacji: ⇒ zabarwienie powierzchni obiektu, ⇒ włączenie filtrów optycznych do konfiguracji łąca czujnik-obiekt;</li> <li>• wymuszenia ruchów obiektu po aplikacji czujnika.</li> </ul>
Czynniki wewnętrzne związane ze sposobem realizacji procedury transiluminacji	
<p>⇒ Procesy mechaniczne lub termiczne wywołujące efekty inwazyjne w obiekcie, wskutek długotrwałego monitorowania.</p> <p>⇒ Zbyt silny ucisk obiektu od strony nadawczej i (lub) odbiorczej części czujnika.</p> <p>⇒ Przemieszczenie się czujnika w stosunku do badanej warstwy tkanek. W ekstremalnym przypadku – brak obiektu w czujniku.</p> <p>⇒ Zmiany parametrów metrologicznych zastosowanego czujnika prowadzące do zmniejszenia czułości na zmiany wartości wielkości mierzonej wskutek: ⇒ spadku czułości fotodetektora, ⇒ nagłych zmian natężenia promieniowania wejściowego, ⇒ zmiany pomiarowych długości fali promieniowania emitowanego ze źródła.</p>	
Czynniki zewnętrzne związane z oddziaływaniem otoczenia	
<p>1. Oddziaływanie urządzeń zewnętrznych wykorzystywanych w czasie badania obiektu. W przypadku badania utlenowania będzie to związane z jednoczesnym stosowaniem: ⇒ Elektrokoagulatorów, ⇒ mankietu ciśnieniomiernia w pobliżu miejsca umieszczenia czujnika lub wewnątrznaczyniowego cewnika, ⇒ skanowanie za pomocą MRI - może występować wzajemne zakłócające oddziaływanie.</p> <p>2. Wpływ źródeł promieniowania elektromagnetycznego na parametry użyteczne sygnałów optycznych docierających do powierzchni światłoczułej fotodetektora. Dotyczy to m.in.: ⇒ Źródeł emitujących promieniowanie w zakresie VIS i NIR (słońce i oświetlenie otoczenia), ⇒ promienników (np. grzejników), które mogą powodować wzrost temperatury ponad wartości dopuszczalne (wymagane przez obiekt oraz w celu zapewnienia stabilności parametrów metrologicznych czujnika w czasie realizowanego cyklu pomiarowego).</p>	

Wykluczając efekty inwazyjne (np. fototermiczne) powodujące uszkodzenie tkanek (np. oparzenie), konsekwencją występujących zakłóceń alternatywnie może być:

- znacząca dyspersja wyników uzyskiwanych w serii pomiarów wielokrotnych spowodowana brakiem stabilności odpowiedzi czujnika lub (i) systemu pomiarowego,
- niewiarygodne (w tym fałszywie prawdziwe) wskazania pulsooksymetru,
- utracenie zdolności do detekcji zmian SaO<sub>2</sub>%.

## Podsumowanie

Nieinwazyjną pulsooksymetrię rekomendowano do stosowania w anestezjologii i intensywnej opiece medycznej na początku lat dziewięćdziesiątych, a obecnie uznaje się, że saturacja tlenowa krwi powinna być nieinwazyjnie mierzona rutynowo, tak jak inne istotne dla życia parametry (temperatura, tętno, ciśnienie krwi, częstość oddechu). Zalety techniczne współcześnie budowanych pulsooksymetrów wynikają w dużej mierze z osiągnięć w zakresie: miniaturyzacji źródeł i odbiorników promieniowania optycznego, rozdzielczości i dokładności przetwarzania analogowego i cyfrowego oraz wprowadzenia wysokiej klasy mikroprocesorów do wspomagania konwersji a/c, do sterowania prądem zasilającym elektroluminescencyjne fotoemitery w zakresie długości fali od 600 do 1000 nm i obróbki prądu fotoelektrycznego z krzemowych fotodetektorów, oraz do realizacji algorytmów obliczania saturacji z krzywej kalibracji, przy jednoczesnym ograniczeniu wpływu jaki na dokładność wskazań wywierają artefakty i inne czynniki zakłócające. Oczywiście ta optoelektroniczna metoda pomiarowa ma także ograniczenia, tak natury fizjologicznej jak i technicznej, a wiele zagadnień dotyczących interpretacji wyników pomiarów pozostaje nadal nie rozstrzygniętych. Wobec problemów wynikających z ograniczonych możliwości wzorcowania in vivo urządzeń nieinwazyjnych, w warunkach wykluczonych ze względu humanitarnych, szczególnego znaczenia nabiera matematyczne modelowanie

struktury obiektów, symulowanie procesów interakcji zachodzących między oddziałującym promieniowaniem a żywym obiektem, komputerowe tworzenie wzorców wirtualnych oraz konstruowanie sztucznych obiektów fizycznych [31-34]. W tym właśnie zakresie należy spodziewać się dalszego rozwoju zarówno pulsooksymetrii jak i innych nieinwazyjnych metod diagnostycznych bazujących na wykorzystaniu relacji między właściwościami biofizycznymi i optycznymi tkanek.

Światło czerwone i promieniowanie podczerwone jest coraz powszechniej wykorzystywane w terapii, w tym także do zamierzonych oddziaływań inwazyjnych na żywy obiekt, np. do usuwania tworów patologicznych czy koagulacji naczyń. Wskaźnikiem żywotności tkanek fizjologicznych jest ich utlenowanie. Aby więc działać w myśl zasady „skutecznie lecz nie bardziej niż jest to konieczne”, celowe byłoby monitorowanie na bieżąco lokalnego utlenowania obiektu poddawanego terapii. Obecnie dostępne spektrometry nie pozwalają na ciągłe pomiary on-line z jednoczesnym wywoływaniem zamierzonej destrukcji w obiekcie. Należy sądzić, że podejmowanie prac nad zintegrowanymi urządzeniami terapeutycznymi pomiarowymi, w których wykorzystywanoby wiązki promieniowania z tego samego źródła, może mieć duże znaczenie praktyczne.

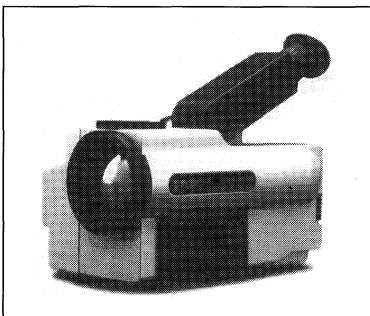
## Literatura

- [1] J. W. SEVERINGHAUS, P. B. ASTRUP: History of blood gas analysis. Int. Anesthesiol. Clin. 1987, vol. 25, s. 167-214.
- [2] S. TAKATANI, J. LING: Optical oximetry sensors for whole blood and tissue. IEEE EMB Mag. 1994, vol. 13, s. 347-357.
- [3] A. CYSEWSKA-SOBUSIAK: Noninvasive monitoring of arterial blood oxygenation with spectrophotometric technique. Proc. SPIE 1992, vol. 1711, s. 311-322.
- [4] T. PAŁKO: Metody elektrochemiczne pomiaru zawartości tlenu w płynach i gazach, Elektronizacja 1994, nr 5, s. 18-19.
- [5] Z. RONDIO: Oksymetria pulsacyjna. Magazyn Medyczny 1991, Nr 6, s. 12-13.

- [6] D. O. COONEY: Biomedical engineering principles, vol. 2. Marcel Dekker Inc., New York 1976.
- [7] J.P. PAYNE, J. W. SEVERINGHAUS: Pulse oximetry. Springer-Verlag, Berlin 1986.
- [8] W. G. ZIJLSTRA, B. OESEBURG: Definition and notation of hemoglobin oxygen saturation. IEEE Trans. Biomed. Eng. 1989, vol. 36, s. 872.
- [9] Y. MENDELSON: Pulse oximetry: theory and applications for noninvasive monitoring. Clin. Chem. 1992, vol. 36, s. 1601-1607.
- [10] Ch. M. ALEXANDER, L.E. TELLER, J.B. GROSS: Principles of pulse oximetry. Anesth. Analg. 1989, vol. 68, s. 378-376.
- [11] W. NEW Jr: Pulse oximetry. J.Clin.Monit. 1985, vol. 1, 1985.
- [12] J. F. KELLEHER: Pulse oximetry. J. Clin. Monit. 1989, vol. 5, s. 37-61.
- [13] J. A. POLOGE: Pulse oximetry: technical aspects of machine design. Int. Anesthesiology Clinics 1987, vol. 25, p. 137-153.
- [14] J. W. SEVERINGHAUS: History, status and future of pulse oximetry. Adv. Exp. Med. Biol. 1987, vol. 220, s. 3-8.
- [15] K. K. TREMPER, S. J. BARKER: Pulse oximetry. Anesthesiology 1989, vol. 70, s. 98-108.
- [16] Standards for basic intraoperative monitoring (1990), Standards for postanesthesia care (1993). Ed. American Society of Anesthesiologists, Park Ridge.
- [17] W. T. CECIL, K. J. THORPE, E. E. FIBUCH, G. F. TUOHY: A clinical evaluation of the accuracy of the Nellcor N 100 and the Ohmeda 3700 pulse oximeters. J. Clin. Monit. 1988, vol. 4, s. 31-36.
- [18] I. YOSHIYA, Y. SHIMADA, K. TANAKA: Spectrophotometric monitoring of arterial oxygen saturation in the fingertip. Med. Biol. Eng. Comput. 1980, vol.18, s. 27-32.
- [19] T. PAŁKO: Oximetric sensors. MST News Poland 1996, 3, s. 7-10.
- [20] A. CYSEWSKA-SOBUSIAK: Model obiektu badanego w pulsooksymetrii prześwietleniowej. Prace Naukowe Politechniki warszawskiej 1997, Mechatronika'97, z. 14, s. 249-254.
- [21] E. J. VAN KAMPEN, W.G. ZIJLSTRA: Spectrophotometry of hemoglobin and hemoglobin derivatives. Adv. Clin. Chem. 1983, vol. 23, s. 199-257.
- [22] Y.MENDELSON, J.C. KENT: Variations in optical absorption spectra of adult and fetal hemoglobins and its effect on pulse oximetry. IEEE Trans. Biomed. Eng. 1989, vol. 36, s. 844-848.
- [23] Y. SHIMADA, K. NAKASHIMA, Y. FUJIWARA et.al.: Evaluation of a new reflectance pulse oximeter for clinical applications. Med. Biol. Eng. Comput. 1991, vol. 29, s. 557-561.
- [24] Operator's Manual NELLCOR N-180 Pulse Oximeter. Nellcor Incorporated, Hayward 1992.
- [25] A. CYSEWSKA-SOBUSIAK: Problemy metrologiczne identyfikacji cech obiektu żywego poddanego nieinwazyjnej transmisiluminacji. Rozprawy nr 303, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań 1995.
- [26] A. CYSEWSKA-SOBUSIAK, T. JEDWABNY, G. WICZYŃSKI: System komputerowy do badań pulsooksymetrycznych. Elektronizacja 1992, nr 11, s. 6-8.
- [27] A. CYSEWSKA-SOBUSIAK: Optoelectronic blood oximetry. SPIE-PL Conference Proceedings on „Optics in biophysics and biochemistry”, International Series NACMO 1996, vol. 2, s. 133-142.
- [28] T. A. RAFFIN: Indications for arterial blood gas analysis. Ann. Int. Med. 1986, vol. 109, s. 390-398.
- [29] Operator's Manual IL282 Co-oximeter, Catalog No. 79282. Instrumentation Laboratory Inc., Lexington 1986.
- [30] A. CYSEWSKA-SOBUSIAK: Factors affecting uncertainty of measurements based on processing of biooptical signals. Proc. of 8th Int. Congress on Metrology, Besançon (France), October 1997, s. 237-242.
- [31] A. CYSEWSKA-SOBUSIAK: One-dimensional representation of light-tissue interaction for application in noninvasive oximetry. Optical Engineering 1997, vol. 36, s. 1225-1233.
- [32] K. J. REYNOLDS, J.T.B. MOYLE, L.B. GALE, M.K. SYKES, C.E.W. HAHN: In vitro performance test system for pulse oximeters. Med. Biol. Eng. Comput. 1992, vol. 30, s. 629-635.
- [33] L-G. LINDBERG, M. VEGFORS, C. LENNMARKEN, P.Å. ÖBERG: Pulse oximeter signal at various blood flow conditions in an in vitro model. Med. Biol. Eng. Comput. 1994, vol. 32, s. 596-598.
- [34] T. LEUTHNER: Development system for pulse oximetry. Med. Biol. Eng. Comput. 1995, vol. 33, s. 87-91.

Artykuł recenzowany

Kamery termowizyjne



**WIDZIEĆ TO,  
CZEGO NIE WIDAĆ**

**OD HERSCHELA  
DO.....FLIR SYSTEMS  
200 LAT PODCZERWIENI !  
POMIAROWE  
KAMERY  
TERMOWIZYJNE**

**Obszary zastosowań:**

**FLIR  
SYSTEMS™**

**02-521 WARSZAWA  
ul. Rakowiecka 39A/3  
tel. (+ 48 22) 652 11 55  
fax (+ 48 22) 849 10 45  
tel. kom. (+ 48) 601 25 10 25  
e-mail: agema@flir.com.pl**

- medycyna
- nauka
- budownictwo
- energetyka
- ciepłownictwo
- chemia
- ochrona
- zabezpieczenie
- obserwacja
- kontrola
- nadzór
- prace naukowe

