ZESZYTY NAUKOWE POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ 1997
Seria: ELEKTRONIKA z.10 Nr kol.1380

Aleksander SOBOTNICKI
Leszek MARKIEWICZ

Instytut Elektroniki, Politechnika Śląska

BADANIE WPŁYWU ZMIAN DŁUGOŚCI FALI PROMIENIOWANIA NA WYNIKI POMIARÓW PULSOOKSYMETRYCZNYCH

Streszczenie. Artykuł dotyczy problematyki związanej ze stosowanymi w medycynie pomiarami utlenowania krwi tzw. wskaźnika saturacji $SaO_{2\%}$ metodą pulsooksymetryczną. W szczególności dotyczy analizy wpływu zmian długości fali promieniowania na błędy popełniane podczas tych pomiarów. Symulacja komputerowa oparta na przyjętym modelu obiektu żywego umożliwia określenie przedziału dopuszczalnych zmian długości fali promieniowania transmitowanego przez obiekt w pomiarach pulsooksymetrycznych przy założonym zakresie niepewności wyników. W artykule omówiono dwa charakterystyczne przypadki, opierając się na uzyskanych charakterystykach błędów. Zaproponowana metoda analizy może służyć do celów dydaktycznych.

THE INFLUENCE OF CHANGES IN WAVELENGTHS OF OPTICAL RADIATION ON ACCURACY OF PULSE OXIMETRY MEASUREMENTS

Summary. This article concerns problems of measurements of the arterial blood oxygen saturation $SaO_{2\%}$ to be realised with pulse oximetry. Especially, this work concerns the analysis of optical radiation wavelengths influence on accuracy of measurements. Computer simulation based on the model of living tissues makes possible to define acceptable limits of changes in these wavelengths. The work presents two characteristic events of errors of measurements. The way of analysis, which was proposed here can be used for the purpose of education.

1. Wstęp

Organizm ludzki jest najbardziej złożonym systemem przetwarzającym informacje, opartym na współdziałaniu wielkiej zbiorowości żywych komórek. Podstawową czynnością każdej komórki jest oddychanie, a główną funkcją układu krążenia - jego funkcja oddechowa [1]. Duże znaczenie ma więc możliwość kontroli zaopatrywania tkanek w tlen przez pomiar saturacji.

Zgodnie z definicją, saturację $SaO_{2\%}$ - czyli wysycenie hemoglobiny tlenem, okresla równanie:

$$SaO_{2\%} = \frac{HbO_{2\%}}{HbO_{2\%} + Hb_{\%}} \tag{1}$$

gdzie: $HbO_{2\%}$ to hemoglobina utlenowana, a $Hb_{\%}$ - hemoglobina zredukowana [3].

W warunkach prawidłowych procentowa zawartość HbO_2 w całkowitej hemoglobinie powinna być większa od 95% (tabela 1). Każda wartość mniejsza od 95% może oznaczać zagrożenie niedotlenieniem organizmu [2].

Jedną z metod stosowanych obecnie w medycynie do pomiaru SaO_2 i jednocześnie tętna jest pulsooksymetria. Polega ona na prześwietlaniu obwodowej okolicy ciała promieniowaniem świetlnym o dwóch długościach fali. Informacji na temat mierzonych parametrów dostarcza analiza promieniowania przenikającego żywą tkankę.

Pulsooksymetria umożliwia ciągły, nieinwazyjny pomiar dwóch ważnych diagnostycznie parametrów organizmu, dlatego znalazła zastosowanie w anestezjologii, intensywnej terapii oraz wszystkich tych sytuacjach klinicznych, gdzie mogą wystąpić zaburzenia krążeniowo-oddechowe.

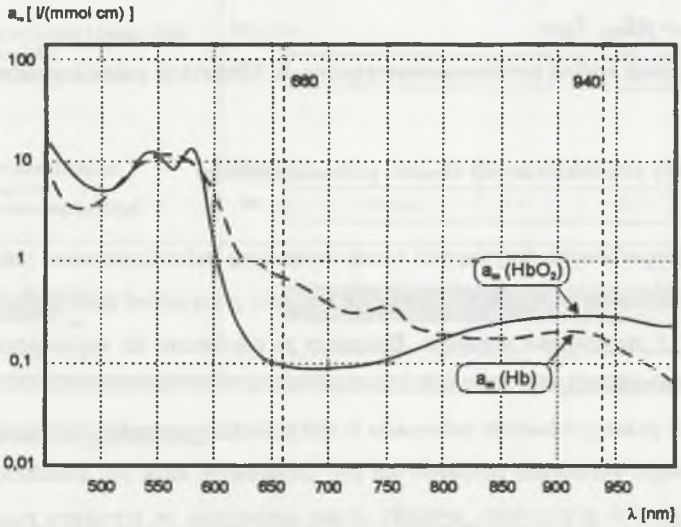
1.1. Idea pomiaru pulsooksymetrycznego

Wykorzystano następujące zjawiska charakteryzujące badany, żywy obiekt:

1. Specyfika widma absorpcji promieniowania optycznego przechodzącego przez krew, jaką nadaje mu kombinacja hemoglobiny utlenowanej i zredukowanej w różnym stopniu pochłaniających światło (rys. 1), umozliwia jednoznaczne określenie składu ilościowego badanego medium [4].
2. Występuje cykliczny, zgodny z rytmem fali tętna napływ utlenowanej krwi do drobnych naczyń tętniczych badanej warstwy tkanek, powodując zmianę grubokści obiektu, a co za tym idzie długości dróg optycznych promieniowania przepuszczonego.

Obiekt po umieszczeniu w optycznej przestrzeni pomiarowej jest poddawany prześwietleniu za pomocą promieniowania I_{WE}. Promieniowanie przepuszczone I_{WY} przetworzone w układzie pomiarowym zawiera informację o mierzonym parametrze SaO_2

Prześwietlenie realizowane jest za pomocą czujnika zawierającego fotoemitery w postaci diod elektroluminescencyjnych oraz fotodekoderów (fotodioda). Fotoemitery narzucają parametry promieniowania I_{WE} - określone długości fal i natężenie światła.



Rys. 1. Widmo absorpcji hemoglobiny utlenowanej HbO_2 i zredukowanej Hb [4]
Fig. 1. The absorption spectrum of the oxygenated (HbO_2) and reduced (Hb) hemoglobins [4]

Układ realizuje podstawową zależność:

$$I_{WE} \rightarrow I_{WY} \rightarrow Y \rightarrow SaO_2 \tag{2}$$

gdzie: I_{WE} - natężenie promieniowania padającego na obiekt;

I_{WY} - natężenie promieniowania przepuszczonego przez obiekt;

Y - sygnał na wyjściu układu pomiarowego.

Zgodnie z równaniem (1) do wyznaczenia wartości SaO_2 wymagana jest znajomość stężeń dwóch składników we krwi: HbO_2 oraz Hb. Według zasad spektrofotometrii [5] do wykrycia zawartości dwóch składników w zestawie absorberów konieczne jest zastosowanie co najmniej dwóch długości fali promieniowania.

Jednoznaczne i wykrywalne różnice we współczynniku absorpcji HbO_2 i Hb występują dla długości fal $\lambda_{VIS} = 660$ nm i $\lambda_{IR} = 940$ nm. Te właśnie długości fali wykorzystywane są w pomiarach pulsooksymetrycznych. Zmiany długości fali oraz quasi-monochromatyczny charakter światła emitowanego przez wykorzystywane diody elektroluminescencyjne mogą mieć wpływ na dokładność pomiarów.

Sygnał Y będący odpowiedzią systemu pomiarowego dla dwóch pomiarowych długości fali daje możliwość obliczenia poszukiwanego parametru SaO_2:

$$SaO_2 = f(Y_{VIS}, Y_{IR}) \tag{3}$$

Równanie (3) daje ogólne podstawy matematyczne do konstrukcji pulsooksymetrów.

1.2. Parametry produkowanych obecnie pulsooksymetrów

Zamieszczenie danych dotyczących trzech wybranych pulsooksymetrów (tabela 1) ma na celu ogólne scharakteryzowanie pulsooksymetrów jako przyrządów pod względem zakresów pomiarowych i niepewności wyników. Parametry te odniesiono do fizjologicznych wartości wskaźnika saturacji SaO_2.

Podawane przez producenta informacje o dokładności przyrządu obowiązują w określonych przez niego warunkach pomiarowych [4]. Użytkownik musi być świadomy istniejących ograniczeń, gdyż w przeciwnym wypadku może posługiwać się wynikami pomiarów, które tylko pozornie są prawdziwe.

Tabela 1

Parametry pulsooksymetrów w zestawieniu z fizjologicznymi wartościami $SaO_{2\%}$

Pulsooksymetr	Zakres $SaO_{2\%}$: błąd bezwzględny [%] :
Nellcor N-180 Pulse Oximeter producent : Nellcor Incorporated, USA	$SaO_{2\%}$ 0% 50% 70% 100%; błąd: nieokreślony; ± 3; ± 2
Physio-Control Lifestat 1600 producent : Physio Control, USA	$SaO_{2\%}$ 0% 70% 90% 100%; błąd: nieokreślony; ± 2,5; ± 1.5
BCI Pulse Oximeter producent : BCI International, USA	$SaO_{2\%}$ 0% 50% 70% 100%; błąd: nieokreślony; ± 3; ± 2
Zakres fizjologicznych wartości $SaO_{2\%}$	$SaO_{2\%}$ 0% 70% 95% 100%; $SaO_{2\%}$ zdrowego człowieka; patologia; całkowite niedotlenienie

2. Sformułowanie problemu

Opisując we wstępie ideę pomiaru pulsooksymetrycznego wymieniono podstawowe założenia, których przyjęcie umożliwia jego wykonanie. Założenia te dotyczyły zjawisk charakteryzujących badany żywy obiekt oraz interakcji między nimi a promieniowaniem świetlnym. Uogólniając te założenia, należy przyjąć, że pomiar pulsooksymetryczny jest wykonalny, jeżeli istnieje możliwość analizy zmian natężenia promieniowania transmitowanego przez badany obiekt dla dwóch długości fali. Jej wyniki dostarczają informacji o mierzonym parametrze SaO_2. Sama analiza musi opierać się na ściśle określonej, przyjętej funkcji przetwarzania realizowanej w pulsooksymetrze.

Źródłami promieniowania wykorzystywanymi w pomiarach pulsooksymetrycznych są wysoko sprawne diody elektroluminescencyjne. Kombinacja hemoglobiny utlenowanej i zredukowanej nadaje widmu absorpcji krwi tętniczej cechy na tyle jednoznaczne, że źródła te mogą być quasi-monochromatyczne [6]. Wyznaczając empirycznie dla danego pulsooksymetru funkcję przetwarzającą zmierzone natężenie światła na wskaźnik saturacji SaO_2, zakłada się stałość w czasie znanych długości fali promieniowania diod elektroluminescencyjnych. Jednak

pod wpływem zmian temperatury oraz na skutek upływającego czasu (efekt starzenia się elementów) mogą wystąpić przesunięcia maksimów charakterystyk widmowych diod LED. Zmiany te mogą mieć istotny wpływ na błędy pomiarów pulsooksymetrycznych.

3. Cel i zakres pracy

Dostępna w kraju literatura nie uwzględnia w dostatecznym stopniu wpływu zmian długości fal światła emitowanego przez diody elektroluminescencyjne na pomiar pulsooksymetryczny. Celem pracy było rozwinięcie istniejącej na ten temat wiedzy o teoretyczną symulację takich zmian, umoiżliwiającą:

- określenie błędów pomiarów pulsooksymetrycznych powstałych na skutek zmian pomiarowych długości fali w stosunku do wartości nominalnych;
- poszerzenie możliwości dydaktycznych stanowiska laboratoryjnego do badania pulsooksymetrów [7], którego opcję stanowi opisywana symulacja.

4. Opis symulacyjnego badania wpływu zmian długości fali promieniowania na wynik pomiaru pulsooksymetrycznego

Do celów symulacji przyjęto matematyczny model obiektu żywego [4], umożliwiający stworzenie teoretycznej funkcji przetwarzającej dostępne na podstawie pomiarów wielkości natężenia promieniowania na saturację tlenową SaO_2.

Informacja o mierzonym parametrze SaO_2 zawarta jest w przyrostach grubości obiektu oraz natężenia promieniowania przenikającego obiekt. Zmiany te wynikają z pulsacji tętniczych, które modulują długość drogi optycznej promieniowania przepuszczanego. Badany obiekt może znajdować się w dwóch ekstremalnych stanach:

- stan odniesienia - odpowiuadający całkowitemu skurczowi tętnic; całkowita gęstość optyczna obiektu osiąga wartość minimalną $D_{c\,min}$, przy czym nie niesie ona w sobie informacji o SaO_2;
- stan pulsacji - odpowiada pełnemu napływowi krwi do naczyń tętniczych, powodując ich maksymalne rozszerzenie; całkowita gęstość optyczna obiektu osiąga wartość maksymalną $D_{c\,max}$, a jej zmiany niosą w sobie informację o mierzonym parametrze SaO_2.

W tabeli 2 zestawiono parametry optyczne obiektu przyjęte podczas modelowania. Dotyczą one pulsującej warstwy krwi tętniczej, a ich wartości wyznaczono dla długości fali promieniowania: 660 i 940 nm.

Tabela 2

Parametry optyczne modelowanego obiektu [4]

			Warstwa krwi tętniczej o grubości x_p = 0,01 cm	
Długość fali	[nm]		**660**	**940**
współczynnik rozpraszania krwi:	s_k	[1/cm]	52,2	25,8
współczynnik anizotropii krwi:	g_k		0,995	0,995
liniowy współczynnik absorpcji wody:	a_{H2O}	[1/cm]	0,004	0,186
molowy współczynnik absorpcji hemoglobiny zredukowanej:	a_{mHB}	[1/(mmol cm)]	0,8	0,2
molowy współczynnik absorpcji hemoglobiny utlenowanej:	a_{mHBO2}	[1/(mmol cm)]	0,08	0,3

Na podstawie analizy właściwości tkanek wchodzących w skład pulsującej warstwy krwi tętniczej wyznaczono ostateczną postać funkcji przetwarzającej gęstość optyczną obiektu na saturację tlenową SaO_2:

$$SaO_2 = \frac{a_{mHb_{660}} \cdot D_{c_{940}} - a_{mHb_{940}} \cdot D_{c_{660}} + \left(a_{mHb_{940}} \cdot L_1 - a_{mHb_{660}} \cdot L_2\right) \cdot x_p}{\left(a_{mHb_{660}} + a_{mHbO2_{660}}\right) \cdot D_{c_{940}} - \left(a_{mHb_{940}} + a_{mHbO2_{940}}\right) \cdot D_{c_{660}} + M \cdot x_p} \tag{4}$$

gdzie:
$$L_1 = \left(s_{k_{660}} \cdot (1 - g_k) + a_{H2O_{660}} \cdot (1 - H)\right)$$
$$L_2 = \left(s_{k_{940}} \cdot (1 - g_k) + a_{H2O_{660}} \cdot (1 - H)\right)$$
$$M = \left(a_{Hb_{940}} + a_{mHbO2_{940}}\right) \cdot L_1 - \left(a_{mHb_{660}} + a_{mHbO2_{660}}\right) \cdot L_2$$

natomiast:

- D_c - całkowita gęstość optyczna obiektu wyznaczana dla obu długości fali;
- a_{mHbO2}, a_{mHB} - molowe współczynniki absorpcji odpowiednio hemoglobiny utlenowanej i zredukowanej;
- x_p - grubośćwarstwy pulsującej krwi tętniczej;
- H - hematokryt;

- g_k - współczynnik anizotropii krwi;
- s_k - współczynnik rozpraszania krwi;
- a_{H2O} - liniowy współczynnik absorpcji wody.

Współczynniki a_{mHbO2}, a_{mHb}, s_k i a_{H2O} ściśle zależą od długości fali promieniowania przenikającego przez badany obiekt. Zależności te dla molowych współczynników absorpcji hemoglobiny utlenowanej i zredukowanej graficznie zostały przedstawione na rysunku 1.

Pomiar pulsooksymetryczny powinien odbywać się przy wykorzystaniu promieniowania o dwóch długościach fali 660 i 940 nm. Dla tych długości fali różnice we współczynnikach absorpcji a_{mHbO2} i a_{mHb} są największe, co zapewnia rozróżnialność mierzonego parametru SaO_2 przy pomiarze natężenia promieniowania przenikającego obiekt [4].

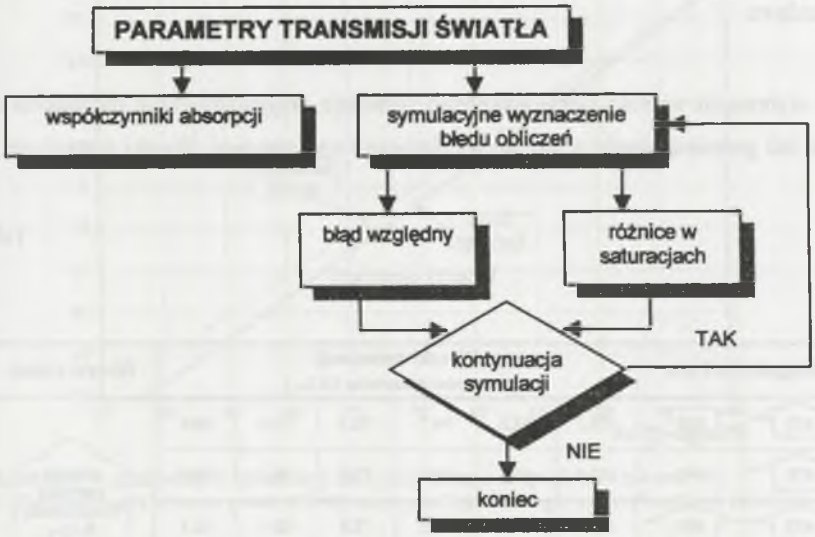
Idea symulacji opiera się na założeniach dotyczących długości fali promieniowania oraz przyjętego modelu obiektu żywego:

- dany pulsooksymetr wykorzystuje promieniowanie o dwóch długościach fali, które przyjęto nazywać „nominalnymi", istnieje możliwość zadawania ich wartości;
- w rzeczywistości emitery pulsooksymetru emitują promieniowanie o długościach fali nazywanych „rzeczywistymi"; również istnieje możliwość zadawania ich wartości.

Wyznaczanie błędów popełnianych pod wpływem zmian długości fali promieniowania przebiega w następującej kolejności:

1. Dla kolejnych wartości wskaźnika saturacji tlenowej SaO_2 z zakresu od 50 do 100% oraz dla zadanych, rzeczywistych długości fali promieniowania emitowanego przez pulsooksymetr obliczane są gęstości optyczne obiektu. Do ich obliczenia przyjmuje się wartości wszystkich selektywnych współczynników odpowiadające rzeczywistym długościom fali.
2. Wyznaczone gęstości optyczne D_c podstawiane są do wzoru (4) wyrażającego zależność SaO_2 w funkcji parametrów obiektu, przy czym wartości wszystkich selektywnych współczynników odpowiadają nominalnym długościom fali promieniowania. W ten sposób obliczane są wartości SaO_2, które wskazałby pulsooksymetr.
3. Wyznaczane są różnice w wartości saturacji, która zostałaby zmierzona przy nie zmienionych parametrach emiterów oraz w wypadku wystąpienia takich zmian.

Symulacja realizowana jest za pomocą napisanego programu komputerowego, którego uproszczony algorytm przedstawia rysunek 2.



Rys. 2. Algorytm programu symulacji
Fig. 2. Algorithm for the simulation program

Chcąc wyznaczyć błędy przetwarzania, należy zadać wartości rzeczywistych i nominalnych długości fali promieniowania, dla których przeprowadzona ma być symulacja. Po wykonaniu obliczeń program umożliwia zapoznanie się z wykresami błędów dla zakresu SaO_2 od 50 do 100%. Istnieje możliwość odczytu wartości błędów dla dowolnie wybranej SaO_2. W celu wykonania ponownej analizy dla innych zadawanych długości fali promieniowania należy powtórzyć opisane czynności.

Napisany program umożliwia również zapoznanie się z przebiegami wszystkich selektywnych współczynników (występujących w opisie parametrów optycznych obiektu) w funkcjach długości fali promieniowania.

5. Wyniki symulacji i określenie wpływu zmian długości fali na wyniki pomiaru

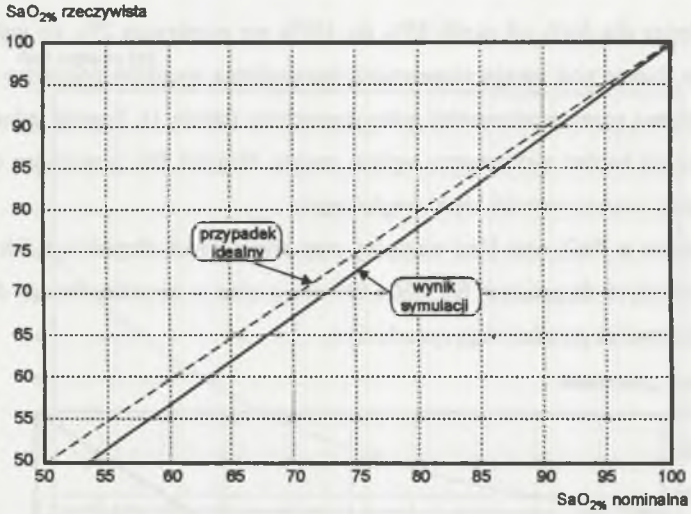
Dal wybranych wartości SaO_2 wykonano symulację przyjmując różne możliwości zmian długości fali promieniowania z zakresu widzialnego i podczerwieni. Wyniki zestawiono w tabeli 3.

Tabela 3

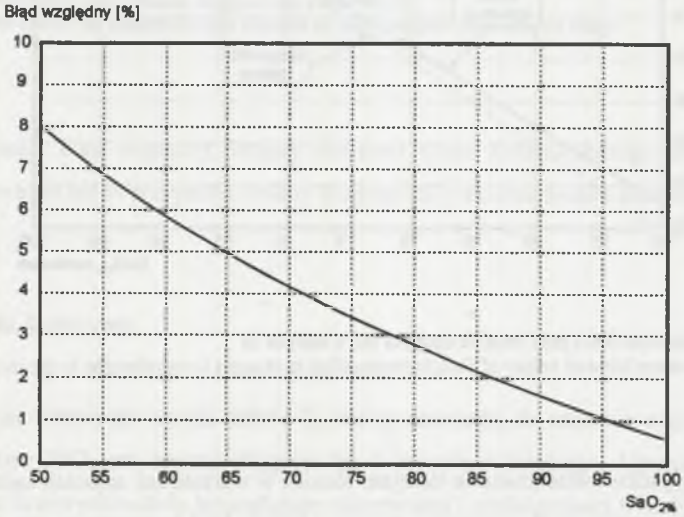
Wyniki symulacji

Długości fali [nm]		Wyniki symulacji (wartości rzeczywiste $SaO_{2\%}$)						Wpływ zmian
↑ 670	↓ 930	101,7	93,2	84,7	76,3	67,9	59,6	↑ wzrost wartości rzeczywistej $SaO_{2\%}$
↑ 670	940	101,7	92,9	84,1	75,1	65,9	56,8	
↑ 670	↓ 950	101,1	91,8	82,3	72,5	62,4	52,1	
660	↓ 930	100	90,3	80,7	71,3	62,1	53,0	
nominalne długości fali		nominalne wartości $SaO_{2\%}$						
660	940	100	90	80	70	60	50	
↓ 650	↓ 930	99,4	88,8	78,5	68,5	58,7	49,1	↓ spadek wartości rzeczywistej $SaO_{2\%}$
660	↑ 950	99,4	88,8	78,1	67,2	56,1	44,9	
↓ 650	940	99,4	88,6	77,8	67,1	56,5	46,0	
↓ 650	↑ 950	98,7	87,3	75,7	64,1	52,5	40,7	

Przypadek zmiany długości fali tylko z zakresu widzialnego ilustrują rysunki 3 i 4. Przyjęto następujące parametry promieniowania: nominalne długości fali - 660 i 940 nm; rzeczywiste długości fali - 650 i 940 nm.



Rys. 3. Różnice w uzyskiwanych wartościach SaO_2 przy zmianie długości fali z zakresu VIS
Fig. 3. The defferences between values of SaO_2 corresponding to changes in wavelengths in the visible range

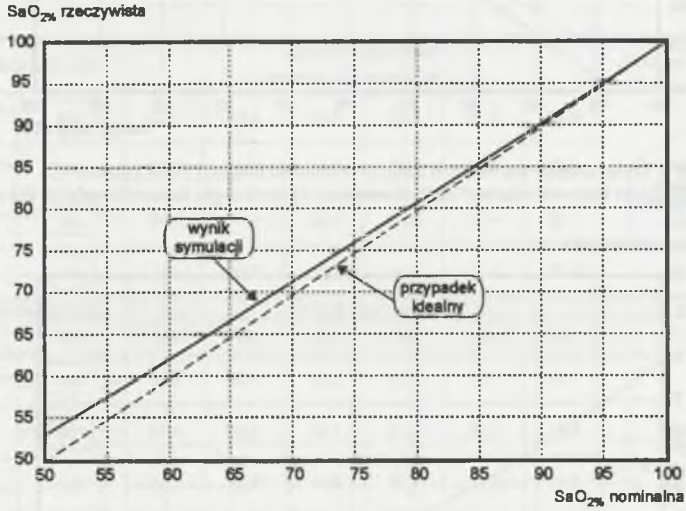


Rys. 4. Błąd względny [%] przy zmianie długości fali z zakresu VIS
Fig. 4. Relative error [%] connected with changes in wavelengths in the visible range

Na rysunku 3 linia przerywana przedstawia przypadek idealny - całkowita zgodność długości fali nominalnych i rzeczywistych, linia ciągła to wynik symulacji. Należy zauważyć, że zmiana długości fali z zakresu widzialnego o 10 nm w stosunku do nominalnej 660 nm powoduje zaniżenie wyników pomiarów, które stanowi błąd systematyczny.

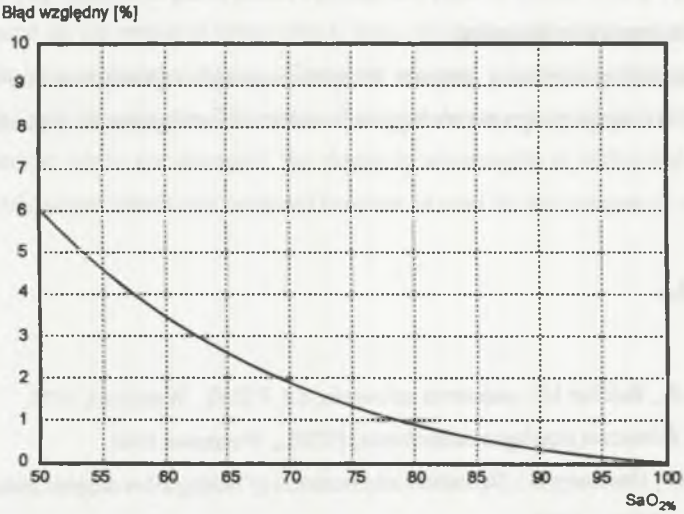
Błąd względny dla SaO_2 od około 85% do 100% nie przekracza 2%, co jest wynikiem zadowalającym, biorąc pod uwagę niepewność bezwzględną wyników pomiarów w tym zakresie, dopuszczaną przez producentów pulsooksymetrów (tabela 1). Poniżej jednak saturacji 85% zazanacza się bardzo niekorzystny wpływ zmiany długości fali, powodując dla SaO_2 = 50% czterokrotny wzrost wartości błędu względnego.

Z kolei różnice w SaO_2 oraz błąd względny przy nominalnych długościach fali: 660 i 940 nm oraz rzeczywistych długościach fali: 660 i 930 nm, a więc w wypadku zmiany długości fali z zakresu podczerwieni przedstawiają rysunki 5 i 6.



Rys. 5. Różnice wartości SaO_2 przy zmianie długości fali z zakresu IR
Fig. 5. The differences between values of SaO_2 corresponding to changes in wavelengths in the infrared range

W tym przypadku widać znacznie mniejsze różnice w wartościach saturacji zadanej i zmierzonej - wynik pomiaru SaO_2 zostanie zaważony. Jednak błąd bezwzględny poniżej SaO_2 = 65% przekracza przyjęte normy (tablica 1).



Rys. 6. Błąd względny przy zmianie długości fali z zakresu IR
Fig. 6. Relative error [%] connected with changes in wavelengths in the infrared range

Odpowiedni błąd względny, mający charakter błędu systematycznego osiąga znacznie mniejsze wartości niż w przypadku zmiany długości fali z zakresu światła widzialnego.

6. Wnioski końcowe

Analizując otrzymane wyniki (tabela 3), należy zauważyć, że znacznie większy wpływ na błędy pomiaru SaO_2 ma zmiana długości fali z zakresu widzialnego. Uzasadnić to można przebiegiem krzywych widma hemoglobiny utlenowanej i zredukowanej (rys. 1). Ich nachylenie przy zmniejszeniu długości fali 660 nm wzrasta silniej niż w wypadku takiej samej zmiany dla 940 nm. W związku z tym znacznie większe wymagania odnośnie do stałości długości fali promieniowania stawiać należy diodom elektroluminescencyjnym, emitującym światło z zakresu widzialnego.

Zmiany długości fali z tego zakresu określają ponadto charakter błędów bezwzględnych popełnianych podczas pomiarów SaO_2 (pierwsza i ostatnia kolumna tabeli 3). Wzrost wartości długości fali powoduje powstawanie błędów dodatnich, spadek tej wartości - błędów o znaku

ujemnym. Największe różnice w SaO_2 nominalnej i rzeczywistej występują, gdy przyrosty obu długości fali są przeciwenrgo znaku.

Opisany sposób analizy oraz program komputerowy wykorzystany zostanie w celach dydaktycznych jako opcja programu obsługi stanowiska laboratoryjnego do badania pulsooksymetrów [7].

LITERATURA

1. Bochenek A., Reicher M.: *Anatomia człowieka*, t.3, PZWL, Warszawa 1974.
2. Nunn I.F.: *Kliniczna fizjologia oddychania*, PZWL, Warszawa 1981.
3. Zijlstra W.G., Oeseburg B.: *Definition and notation of hemoglobin oxygen saturation*, IEEE Trans.Biomed.Eng., 1989.
4. Cysewska-Sobusiak A.: *Problemy metrologiczne identyfikacji cech żywego obiektu poddanego nieinwazyjnej transiluminacji*, WPP, Poznań 1995.
5. Świętosławska J.: *Spektrofotometria absorpcyjna*, PWN, Warszawa 1962.
6. Cysewska-Sobusiak A., Wiczyński G.: *Fotoemiter pomiarowy do badań pulsooksymetrycznych*, Prace Naukowe Politechniki Warszawskiej, 1991.
7. Sobotnicki A., Markiewicz L., Gertych A.: *Stanowisko laboratoryjne do badania pulsooksymetrów*, Zeszyty Naukowe Politechniki Śląskiej, Gliwice 1997.

Recenzent: Dr hab.inż. Anna Cysewska-Sobusiak

Wpłynęło do Redakcji 20.05.1997 r.

Abstract

The general purrpose of living cells in the human organism is breathing. It is very important to control the arterial blood oxygen saturation $SaO_{2\%}$. One of the method to monitor $SaO_{2\%}$ is pulse oximetry. This method depends on optical radiation analysis. The changes of wavelengths

optical radiation are able to influence on accuracy of these measurements. This work presents simulation based on the model of living object. Such simulation makes it possible to define acceptable limits of wavelengths changes. Computer program calculates optical parameters for theoretical and real wavelengths. The errors of measurements are illustrated on the diagrams. Two characteristic events are discussed: the change in wavelengths in visible and infrared range. The way of analysis which was proposed here can be used for the purpose of education.