

1. Wstęp

Prawidłowe funkcjonowanie organizmu człowieka wymaga dostarczania tlenu do różnych jego organów z właściwą szybkością. Tlen dyfundując z pęcherzyków płucnych rozpuszcza się w osoczu krwi tętniczej, płynącej przez kapilary płucne, gdzie jest wiązany przez hemoglobinę zawartą w czerwonych krwinkach. Strumień krwi transportuje w ten sposób tlen do naczyń włosowatych tkanek organizmu, gdzie tlen jest uwalniany. Hemoglobinę bez przyłączonej cząsteczki tlenu nazywa się deoksyhemoglobiną (deoksyHb), a hemoglobinę ze związanym tlenem nazywa się oksyhemoglobiną (oksyHb). W organizmie znajdują się ponadto tak zwane niefunkcjonalne rodzaje hemoglobiny (niezdolne do przenoszenia tlenu), do których należą m.in. karboksyhemoglobina (HbCO – hemoglobina ze związanym tlenkiem węgla) oraz methemoglobina (MetHb – utleniona hemoglobina powstała w wyniku nieodwracalnej reakcji przyłączania tlenu). Parametr, który określa nasycenie tlenem krwi tętniczej, SaO_2 (oxygen saturation in arterial blood) zdefiniowany jest następująco:

$$(1) \quad SaO_2 \stackrel{\text{def}}{=} \frac{\text{oksyHb}}{\text{deoksyHb} + \text{oksyHb} + \text{HbCO} + \text{MetHb} + \text{pozostała niefunkcjonalna HB}} \cdot 100\%$$

We wzorze tym skrót deoksyHb oznacza liczbę cząsteczek hemoglobiny bez przyłączonej cząsteczki tlenu zawartą w jednostce objętości krwi. Analogiczne znaczenie mają pozostałe skróty występujące w tym wzorze.

Wartość SaO_2 teoretycznie może zmieniać się w zakresie od 0% do 100%, ale u zdrowych, dorosłych osób zawarta jest ona w przedziale od 94% do 100%. W ten sposób zdefiniowane nasycenie krwi tlenem można zmierzyć metodą gazometrii, a pomiar taki wymaga pobrania krwi najczęściej tętniczej. Metoda ta nie może być stosowana w celu ciągłego monitorowania wartości SaO_2 . Poziom saturacji krwi tlenem może ulegać bardzo szybkim zmianom, dlatego często w warunkach klinicznych konieczne jest ciągłe monitorowanie jego wartości.

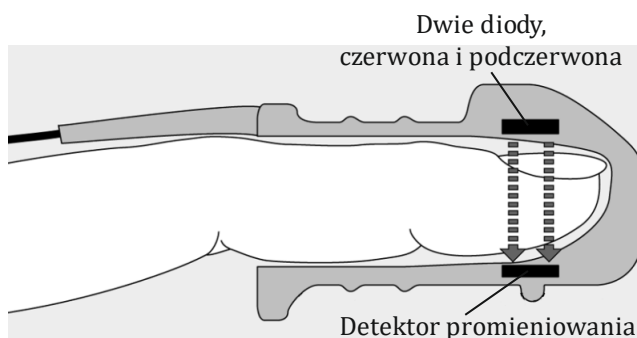
Obecnie produkowane pulsoksymetry, to nieinwazyjne, łatwe w użyciu i tanie urządzenia elektroniczne, które umożliwiają ciągłe monitorowanie poziomu saturacji krwi. Potrafią sygnalizować hipoksję przed pojawieniem się widocznych jej objawów (np. sinicy). Metoda ta posiada jednak pewne ograniczenia. Podstawowym ograniczeniem jest fakt, że pulsoksymetr mierzy saturację tlenem krwi tętniczej, nie wg. wzoru (1), a tak zwane SpO_2 , wyrażone wzorem:

$$(2) \quad SpO_2 \stackrel{\text{def}}{=} \frac{\text{oksyHb}}{\text{deoksyHb} + \text{oksyHb}} \cdot 100\%$$

Jak widać pomiar nasycenia krwi tlenem wykonany pulsoksymetrem da wiarygodne wyniki tylko wtedy, gdy można zaniedbać obecność wszelkich form niefunkcjonalnej hemoglobiny.

2. Zasady pomiaru. Zjawiska fizyczne leżące u podstaw pulsoksymetrii

Pulsoksymetr wykorzystuje promieniowanie elektromagnetyczne (światło czerwone i promieniowanie podczerwone) do oceny stopnia saturacji krwi tlenem. Promieniowanie emitowane przez dwie diody przechodzi przez badany obiekt, najczęściej palec, gdzie jest absorbowane, i dociera do detektora, Rys. 1. Otrzymany wynik absorpcji promieniowania w tkankach palca analizuje układ obliczeniowy pulsoksymetru.



Rys. 1. Czujnik pulsoksymetru¹.

Jeśli znana jest moc padającego na palec promieniowania P_0 , a detektor mierzy moc promieniowania po przejściu przez palec P , to można obliczyć przepuszczalność τ tkanek palca:

$$(3) \quad \tau \stackrel{\text{def}}{=} \frac{P}{P_0}$$

Następnie wyznaczyć absorpcję A wg wzoru:

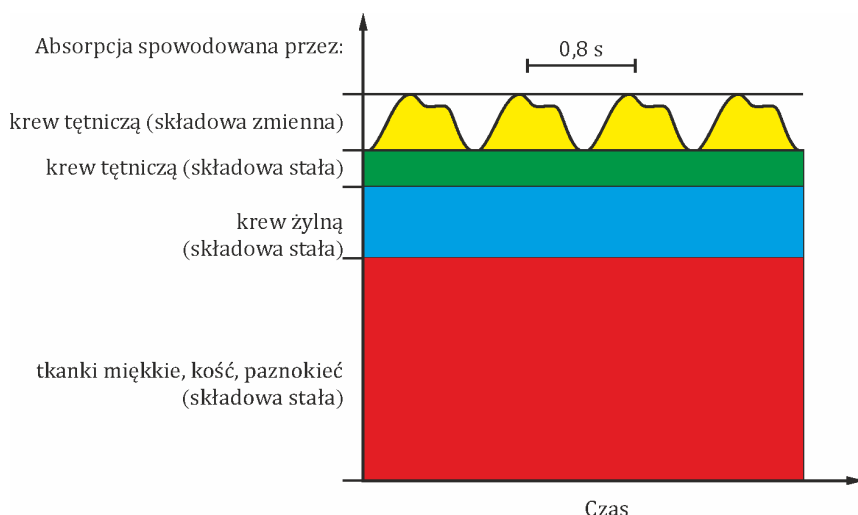
$$(4) \quad A \stackrel{\text{def}}{=} -\log(\tau)$$

Jeśli spełnione jest prawo Lamberta-Beera, to wartość absorpcji, wyraża się wzorem

$$(5) \quad A = \varepsilon_{\lambda} \cdot c \cdot d,$$

gdzie ε_{λ} oznacza współczynnik absorpcji, którego wartość zależy od długości fali absorbowanego promieniowania i rodzaju absorbującej substancji¹, c – stężenie substancji absorbującej, d – grubość warstwy absorbującej światło.

Jeśli przeanalizować sytuację pokazaną na Rys. 1, to zauważymy, że promieniowanie przechodzi przez paznokieć, skórę palca, tkanki miękkie, tętnice, żyły i kości. Największa absorpcja zachodzi w tkankach miękkich, kościach i żyłach. Wartość tej absorpcji nie zmienia się w funkcji czasu i stanowi stały wkład do całkowitej absorpcji. W wyniku rozchodzenia się fali tętna w tętnicze palca, dochodzi do chwilowych zmian średnicy naczynia (d we wzorze (5)) co skutkuje pojawianiem się zmieniającej się w czasie składowej absorpcji. Częstość tych zmian odpowiada częstości skurczów serca. Zatem całkowita absorpcja jest sumą składowej stałej w czasie i zmiennej, tak jak to pokazano na Rys. 2.



Rys. 2. Wkład poszczególnych elementów palca w sumaryczną wartość absorpcji¹. Na rysunku nie zachowano proporcji, bowiem amplituda sygnału zmiennego stanowi zaledwie 2% całkowitej absorpcji.

Układ obliczeniowy pulsoksymetru z całkowitego sygnału wyodrębnia składową zmienną absorpcji, opisującą absorpcję promieniowania zachodzącą w tętnicy. Pomiar tej składowej umożliwia identyfikację krwi tętnicznej. Pulsoksymetr pokazuje zmiany pulsacyjnego komponentu absorpcji w formie graficznej, tak zwanego wykresu pletyzmograficznego i oblicza wartość tętna. Kształt przebiegu pletyzmograficznego jest bardzo istotny³. Pokazuje on na ile poprawny jest sygnał pulsacyjny. Jeśli jakość tego przebiegu jest nieprawidłowa, wtedy obliczenia saturacji tlenem mogą być obciążone dużym błędem. Zatem wykonując pomiar saturacji, w pierwszej kolejności, trzeba prześledzić przebieg sygnału pletyzmograficznego, dopiero gdy jego ocena wypadnie poprawnie, można odczytać wartość saturacji.

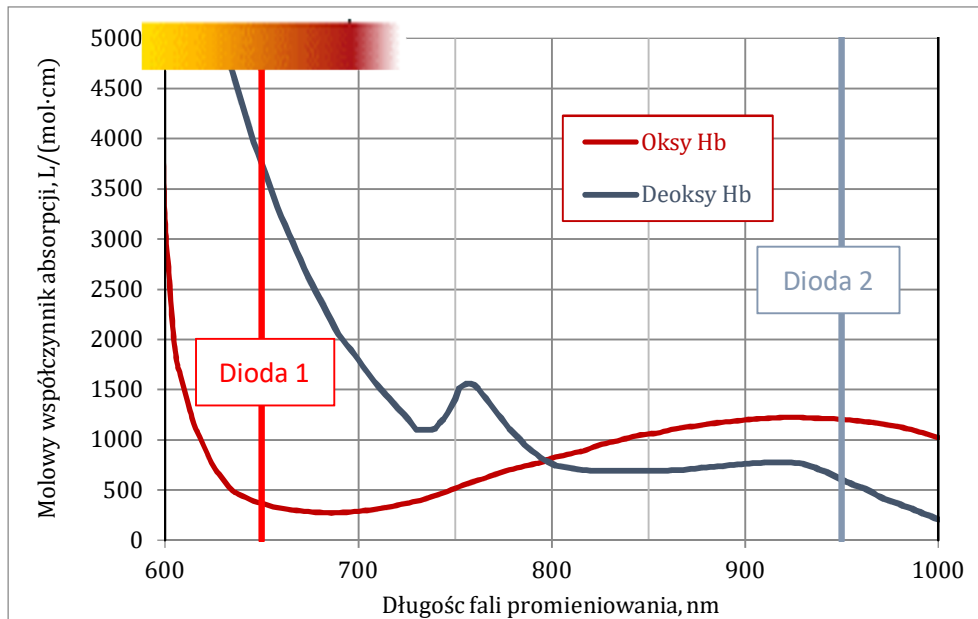
Stężenie hemoglobiny wpływa na wartość absorpcji zgodnie z wzorem (5). Pojawia się istotne pytanie, jak odróżnić wpływ obecności oksyHb i deoksyHb na absorpcję promieniowania w krwi tętnicznej? Widma absorpcyjne oksyHb i deoksyHb różnią się. Na Rys. 3 pokazano widma absorpcyjne oksyHb i deoksyHb (a dokładniej ich molowe współczynniki absorpcji w funkcji długości promieniowania). Należy zauważyć, że światło czerwone jest silniej absorbowane przez deoksyHb, a promieniowanie podczerwone silniej absorbuje oksyHb.

Trzeba pamiętać, że w krwi tętnicznej jednocześnie znajduje się zarówno oksyHb jak i deoksyHb. Jak będzie wyglądać „wypadkowe” widmo absorpcyjne w takiej sytuacji? Można tutaj wykorzystać zasadę addytywności absorpcji: dla danej długości fali wypadkowa absorpcja jest sumą odpowiednich udziałów procentowych absorpcji oksyHb i deoksyHb. Wypadkowy molowy współczynnik absorpcji dany jest wtedy wzorem:

$$(6) \quad \varepsilon_{\lambda} = \frac{SpO_2}{100\%} \cdot \varepsilon_{\text{oksyHb}\lambda} + \frac{100\% - SpO_2}{100\%} \cdot \varepsilon_{\text{deoksyHb}\lambda},$$

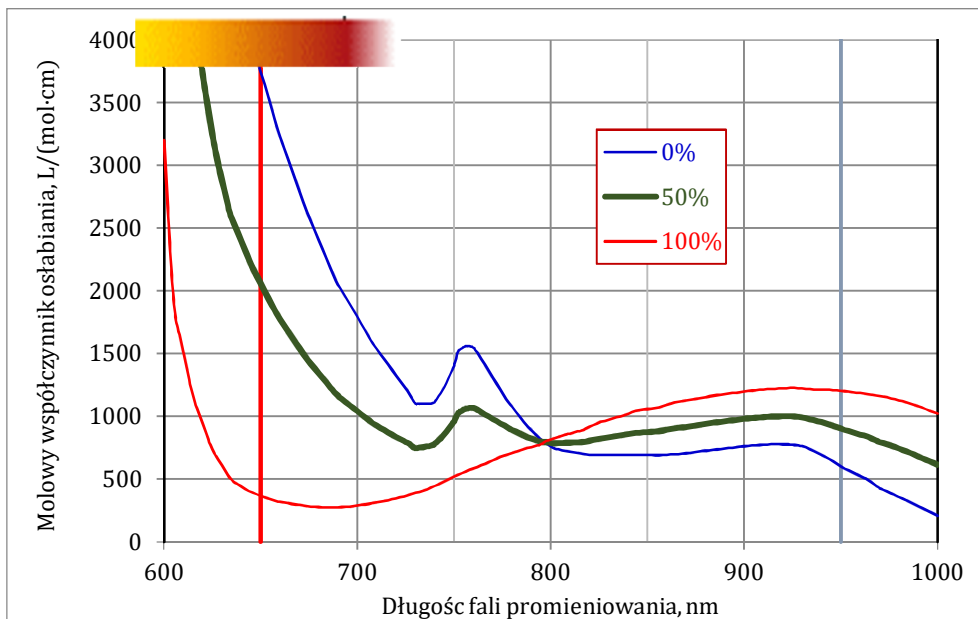
gdzie $\varepsilon_{\text{oksyHb}\lambda}$ i $\varepsilon_{\text{deoksyHb}\lambda}$ oznaczają molowe współczynniki absorpcji odpowiednio oksyHb i deoksyHb dla danej długości fali λ .

¹ Jeżeli w tym wzorze używa się stężenia molowego, to wielkość tę nazywa się molowym współczynnikiem absorpcji.



Rys. 3. Widmo absorpcyjne oksy Hb i deoksy Hb w zakresie czerwieni i bliskiej podczerwieni².

Na Rys. 4 pokazano uzyskane na podstawie wzoru (6) widma absorpcyjne „mieszaniny” oksyHb i deoksyHb dla różnych wartości SpO_2 .



Rys. 4. Widma absorpcyjne „mieszaniny” oksyHb i deoksyHb dla różnych wartości SpO_2 .

Zgodnie ze wzorem (5) zmierzona wartość absorpcji zależy od wartości molowego współczynnika absorpcji, którego wartość w rozpatrywanym przypadku zależy od SpO_2 . Absorpcja zależy także od iloczynu grubości naczynia i stężenia, który możemy oznaczyć jako pewną stałą $CONST$. Tej ostatniej wielkości nie można jednak zmierzyć. Zatem z pomiaru absorpcji dla jednej długości fali nie można wyznaczyć wartości SpO_2 . Wykonanie pomiarów absorpcji dla dwóch długości fal umożliwia rozwiązanie tego problemu. Pomiar absorpcji dla jednej długości daje wartość A_1 :

$$(7) \quad A_1 = \left(\frac{SpO_2}{100\%} \cdot \epsilon_{\text{oksyHb}\lambda_1} + \frac{100\% - SpO_2}{100\%} \cdot \epsilon_{\text{deoksyHb}\lambda_1} \right) \cdot CONST$$

Wzór ten wynika z podstawienia (6) do wzoru (5). Dla drugiej długości fali otrzymuje się absorpcję A_2 :

$$(8) \quad A_2 = \left(\frac{SpO_2}{100\%} \cdot \epsilon_{\text{oksyHb}\lambda_2} + \frac{100\% - SpO_2}{100\%} \cdot \epsilon_{\text{deoksyHb}\lambda_2} \right) \cdot CONST$$

Dzieląc stronami równania (7) i (8), otrzymamy równanie:

$$(9) \quad \frac{A_1}{A_2} = \frac{\frac{SpO_2}{100\%} \cdot \varepsilon_{\text{oksyHb}\lambda_1} + \frac{100\% - SpO_2}{100\%} \cdot \varepsilon_{\text{deoksyHb}\lambda_1}}{\frac{SpO_2}{100\%} \cdot \varepsilon_{\text{oksyHb}\lambda_2} + \frac{100\% - SpO_2}{100\%} \cdot \varepsilon_{\text{deoksyHb}\lambda_2}}.$$

Zauważmy, że w równaniu (9) znane są wartości absorpcji (z pomiaru) a także znane są wartości molowych współczynników absorpcji oksyHb i deoksyHb dla określonych długości fal. Równanie to zawiera tylko jedną niewiadomą, SpO_2 , którą można wyznaczyć, i którą oblicza układ obliczeniowy pulsoksymetru.

Przy jakich długościach fali trzeba wykonać pomiary absorpcji? Można odpowiedzieć, że przy jakichkolwiek, byle różnych. Jednak dokładność obliczeń będzie największa, gdy wybierzemy takie długości fal, dla których molowe współczynniki absorpcji oksyHb i deoksyHb będą się maksymalnie różnić. I tak aby odróżnić oksyHb od deoksyHb można wybrać do pomiaru fale o długości np. 650 nm (czerwień) i 950 nm (bliska podczerwień), tak jak to zaznaczono na Rys. 3 i Rys. 4. Fale o takich długościach emitują diody wykorzystywane w pulsoksymetrach.

Pulsoksymetry wymagają kalibracji³. Aby prawo Lamberta-Beera było spełnione wiązka światła musi być równoległa, jednak wykonując pomiar absorpcji np. w palcu trudno jest spełnić ten warunek (pojawiają się efekty rozproszenia promieniowania) i nie można wprost stosować wspomnianego prawa. Rozwiązaniem jest kalibracja. Pulsoksymetr testowany jest na grupie ochotników. Ochotnik proszony jest o rzadsze wdechy i wydechy, tak aby zmniejszała się koncentracja tlenu we krwi. W międzyczasie pobierane są próbki krwi tętniczej do gazometrii, w celu bezpośredniego pomiaru nasycenia krwi tlenem i porównania go z wskazaniem pulsometru. W ten sposób tworzona jest krzywa kalibracyjna. Jednak, aby nie narażać ochotników na skutki hipoksji, nasycenie tlenem nie może spaść poniżej 75-80%. Dane krzywej kalibracyjnej zapisane są w oprogramowaniu pulsoksymetru. Podczas wykonywania obliczeń komputer odwołuje się do danych kalibracyjnych i koryguje końcową wartość pomiaru. Jak wspomniano wcześniej ochotnicy nie mogą dostarczyć danych o wysyceniach tlenem poniżej 75-80%. Dla tak niskich wysycen tlenem krzywe kalibracji są jedynie szacowane. Dlatego wskazania pulsoksymetów są zazwyczaj mniej dokładne dla niskich wartości saturacji.

3. Ograniczenia wiarygodności wskazań pulsoksymetrów

Jak wspomniano oprócz zalety jaką stanowi nieinwazyjność badania i możliwość ciągłego monitorowania saturacji krwi przy użyciu pulsoksymetrów, metoda pulsoksymetryczna posiada szereg ograniczeń. Niewiarygodne wyniki da pulsoksymetria w przypadku nałogowych palaczy, zatrucia tlenkiem węgla, anemii, użycia barwników wprowadzanych do krwioobiegu podczas różnych zabiegów, szczególnie kardiologicznych (a także obecność lakieru do paznokci). Ponadto pomiar saturacji powinien odbywać się w miejscach prawidłowo ukrwionych (palce rąk, stopy, płatki ucha). Pomiary pulsoksymetrem dają także zafałszowane wyniki w stanach silnego wstrząsu pourazowego (gdy organizm zmniejsza przepływ krwi w kończynach) i hipotermii.

Trzeba wspomnieć, że pulsoksymetr jest bardzo czuły na ruch badanego obiektu. Ruch palca w układzie pomiarowym powoduje istotne zakłócenia, tak że obliczenie wysycenia krwi tlenem są zafałszowane. Równie istotne jest prawidłowe ułożenie palca w układzie pomiarowym. Aby pulsoksymetr dobrze działał ilość światła docierającego do jego detektora z diod powinna być zdecydowanie większa niż ilość światła docierająca z otoczenia.

¹ Understanding Pulse Oximetry: SpO2 Concepts (PDF). Philips Medical Systems. Retrieved 19 August 2016.

² W. B. Gratzner, Med. Res. Council Labs, Holly Hill, London; N. Kollias, Wellman Laboratories, Harvard Medical School, Boston.

³ https://www.howequipmentworks.com/pulse_oximeter/.