

Sylwester NOWOCIEŃ

POLITECHNIKA WROCLAWSKA, KATEDRA METROLOGII ELEKTRONICZNEJ I FOTONICZNEJ,
ul. B. Prusa 53/55, 50-317 Wrocław

Hybrydowy model drzewa naczyniowego przedramienia w ocenie obwodowej saturacji krwi żyłnej

Mgr inż. Sylwester NOWOCIEŃ

Absolwent Wydziału Elektroniki Politechniki Wrocławskiej, obecnie doktorant w Katedrze Metrologii Elektronicznej i Fotonicznej. Zainteresowania autora skupiają się wokół modelowania i analizy systemów złożonych, pomiarów pośrednich, w tym w szczególności modelowanie układu krążenia. W kręgu zainteresowań leżą również bezprzewodowe inteligentne sensory, a w szczególności aplikacja techniki mikroprocesorowej i informatycznej do rozwiązywania zagadnień związanych z modelowaniem w procesie poznawczym.



e-mail: sylwester.nowocien@pwr.wroc.pl

Streszczenie

W artykule zaprezentowano hybrydowy model drzewa naczyń krwionośnych przedramienia, uwzględniający w swojej strukturze klasyczne analogie hydrauliczno-elektryczne w połączeniu z interakcją światłotkanki. Prezentowany model unifikuje propozycje literaturowe i pozwala na symulację i ocenę szerszej gamy zjawisk występujących w obiekcie badanym. Potrzeba opracowania modelu podyktowana była niejednoznacznościami wskazań obecnie stosowanych przyrządów do oceny regionalnej saturacji krwi żyłnej (rSvO₂), połączonej ze stale rosnącym zakresem ich zastosowań. Prezentowany model, w przeciwieństwie do modeli dostępnych w literaturze, pozwala na symulację zachowania układu krwionośnego przedramienia zarówno z punktu widzenia mechaniki drzewa naczyniowego, jak również efektów wpływu jej zmian na kształt rejestrowanych sygnałów fotopletyzmoграфicznych.

Słowa kluczowe: model przedramienia, fotopletyzmoграфия.

A hybrid model of the forearm vascular tree

Abstract

This paper presents a hybrid model of the forearm vascular tree taking into account classical hydro-electric analogy in association with light tissue interaction in its structure. The new model unifies the literature proposals and allows simulating and evaluating a wider range of phenomena occurring in the facility under consideration. The need to develop the model was dictated by the ambiguities of indications of currently used instruments for assessing the regional oxygen saturation of venous blood (rSvO₂) connected with increasing range of applications of these instruments. The model presented in this work, in contrast to the models available in the literature, allows simulating the behavior of the forearm blood from the point of view of both mechanics of the vascular tree and impact of the mechanics of the recorded photo plethysmographic signals. The field of optical phenomena in the transillumination area was modeled by a modified Lambert-Beer equation, typically used in pulse oximetry. In that case the transillumination coefficient recorded by a detector reflects changes in the effective optical path in the investigating area and depends directly on oxygenation. Scattering of light on the boundaries (emitter - air - skin) was omitted in the proposed model.

Keywords: forearm model, photoplethysmography.

1. Wstęp

Wysycenie tlenem krwi w tętnicy płucnej, określane mianem saturacji mieszanej krwi żyłnej (SvO₂), odzwierciedla równowagę pomiędzy ilością tlenu dostarczonego (DO₂), a ilością tlenu zużytego przez tkanki (VO₂) i stanowi jeden z podstawowych wskaźników diagnostyki, a także oceny chorych w stanie zagrożenia życia. Prawidłowa podaż tlenu i gwarancja prawidłowego metabolizmu tlenowego organizmu należą do priorytetów leczenia i są podstawą bezpiecznego znieczulenia oraz terapii tlenowej [1, 2]. Klasyczna metoda oceny SvO₂ choć pozwala na prowadzenie ciągłego monitoringu, wymaga wprowadzenia do tętnicy płucnej cewnika światło-

wodowego. W praktyce poza cewnikami wprowadzanymi do tętnicy płucnej stosuje się również cewniki wprowadzane do opuszki żyły szyjnej wewnętrznej, pozwalające ocenić saturację krwi żyłnej mózgowej (SjO₂) [3]. Metody te obarczone są jednak pewnym ryzykiem związanym z ingerencją w organizm człowieka.

W ostatnich latach dynamiczny rozwój metod oksymetrycznych, w tym w szczególności spektroskopii bliskiej podczerwieni (NIRS), doprowadził do opracowania rozwiązań pozwalających na nieinwazyjną ocenę regionalnej saturacji krwi żyłnej (rSO₂). W tym w szczególności wprowadzonej do praktyki klinicznej pod koniec XX w. spektrofotometrycznej metody oceny regionalnej saturacji mózgowej.

Obecnie przedmiotem licznie prowadzonych badań klinicznych jest ocena wartości pomiaru regionalnej saturacji tkanek obwodowych, będąca rozszerzeniem oksymetru mózgowego, w rozmaitych stanach chorobowych.

Jednakże idea pomiaru regionalnej saturacji mózgowej zakłada, że 75% krwi znajdującej się w polu widzenia czujnika to krew żylna, a pozostałe 25% to krew tętnicza. Proporcje te zmieniają się jednak dynamicznie wraz ze stanem pacjenta oraz jednostką chorobową na jaką cierpi, co znacznie utrudnia dokładny pomiar zwłaszcza w tkankach obwodowych, gdzie lokalne czynniki środowiskowe, tj. temperatura, aktywność neuronalna, metabolizm lokalny czy perfuzja, wywierają dużo większy wpływ niż w przypadku mózgu.

Przedmiotem niniejszej pracy jest opracowanie hybrydowego modelu hydrauliczno-optycznego przedramienia, uwzględniającego z jednej strony właściwości hemodynamiczne i mechaniczne drzewa naczyń krwionośnych w badanym obszarze, a z drugiej czynniki wpływające na pomiar, a wynikające bezpośrednio z interakcji światło-tkanki. Opracowany model stanowi pierwszy etap prac związanych z oceną możliwości zastosowania metody okluzji żyłnej w połączeniu z klasyczną oksymetrią, w celu wyznaczenia rSvO₂ obwodowej.

2. Materiały i metody

Konstrukcja analogu hydraulicznego drzewa naczyń krwionośnych wymaga znajomości geometrii i własności mechanicznych naczyń w modelowanym obszarze.

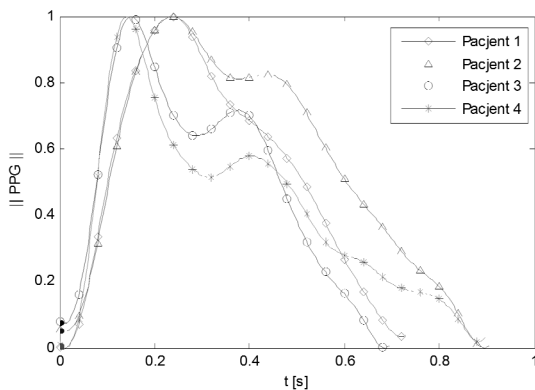
Tab. 1. Zestawienie parametrów fizjologicznych drzewa naczyniowego ramienia L₀ - długość naczynia, R₀ - promień wewnętrzny, P₀ - pole powierzchni przekroju, N₀ - szacowana liczba naczyń danego typu, h₀ - grubość ściany, Y_{m0} - statyczny moduł Younga.

Tab. 1. Physiological parameters of the modeled forearm vasculature. L₀ - vessel length, R₀ - internal radius, P₀ - cross section area, N₀ - number of vessel, h₀ - wall thickness, Y_{m0} - Young modulus.

Naczynie	L ₀ [cm]	R ₀ [cm]	P ₀ [cm ²]	N ₀	h ₀ [cm]	Y _{m0} [MPa]
t. ramienna (brahialis)	23.5	0.2820	0.250	1	5.51E-2	0.32
t. promieniowa (radialis)	23.6	0.1990	0.124	1	4.55E-2	0.34
t. łokciowa (ulnaris)	25.9	0.1580	0.078	1	3.95E-2	0.41
t. dłoniowe wspólne i własne palców	12.0	0.0220	0.514	338	7.91E-3	2
tętniczki prekapilarne (arteriole)	1.8	1.13e-3	9.628	2.4e6	4.31E-4	3
kapilary	0.5	0.40e-3	48.75	9.7e7	1.38E-4	3
żyłki postkapilarne (venule)	2.0	1.50e-3	25.51	3.6e6	1.50E-4	0.12
żyły terminalne dłoni wraz z siecią grzbietową ręki	14.0	0.0380	1.633	360	3.80E-3	0.12
żyły przedramienia	24.6	0.3200	0.965	3	3.20E-2	0.12
z.ramienna	25.0	0.5202	0.850	2	5.20E-2	0.12

O ile geometria naczyń tętniczych (zwłaszcza większych) jest stosunkowo dobrze poznana i szczegółowo opisana w literaturze przedmiotu, o tyle szczegółowe dane dotyczące części żyłnej drzewa naczyniowego są trudno dostępne i w większości opierają się na szacunkach, głównie ze względu na bardzo dużą zmienność osobniczą [4]. Konstrukcja pełnego modelu wymaga jednak znajomości obydwu elementów układu krwionośnego.

W tym celu skonsolidowano dostępne dane literaturowe, a także dokonano szeregu badań własnych z wykorzystaniem m.in. wyników badań USG doppler i angiografii (wykonywanych rutynowo). Przebadano również 12 pacjentów bez stwierdzonych dysfunkcji układu krwionośnego, w wieku 25÷60 lat, w tym jednego palacza oraz dwóch pacjentów w wieku 70 i 72 lata ze zdiagnozowanymi schorzeniami układu krążenia (zmiany miażdżycowe oraz tachykardia z kardiostymulacją).



Rys. 1. Wynik pomiaru krzywych PPG (fotopletyzmo-graficznych) dla różnych pacjentów

Fig. 1. Results of measurements of PPG (photoplethysmography curves) for different patients

Na rysunku 1 przedstawiono przykładowe krzywe PPG (fotopletyzmo-graficzne) zarejestrowane za pomocą pulsoksymetru Radical 7 dla pacjentów nr. 1÷3 w wieku 25÷35 lat oraz pacjenta nr. 4 w wieku 60 lat. Ze względu na znaczną osobniczą zmienność kształtu krzywych (rys. 1) zdecydowano, że w dalszych kalkulacjach zastosowane zostaną wartości uśrednione. Przykładowe dane przyjęte do kalkulacji parametrów modelu dla zdrowego 30-letniego mężczyzny 180cm/78kg zestawiono w tabeli 1.

Ze względu na brak danych literaturowych dotyczących grubości ścian ($h(r)$), jak i elastyczności części naczyń ($E_{hr}(r)$), zwłaszcza o niewielkich średnicach, zdecydowano o posłużeniu się aproksymowaną krzywą w oparciu o dostępne dane literaturowe [4, 5]. Zgodnie z równaniami 1 i 2.

$$h(r) = r(k_1 e^{k_2 r} + k_3 e^{k_4 r}) \quad (1)$$

gdzie:

$$k_1=0,27678; k_2=-4,9143; k_3=0,13123; k_4=-0,10468$$

$$E_{hr}(r) = k_1 + k_2 e^{k_3 r} \quad (2)$$

gdzie:

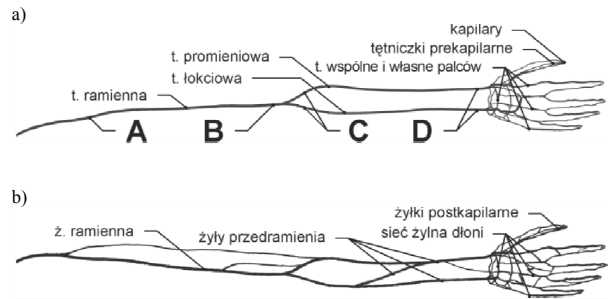
$$k_1=0,08572; k_2=2,1259; k_3=-24,3273$$

Parametry $k_1 \div k_4$ wyznaczono z użyciem algorytmu optymalizacji Levenberga-Marquardta, dostępnego w pakiecie Matlab (Mathworks).

Do analiz przyjęto uproszczony kształt drzewa naczyniowego przedramienia w postaci jak na rysunku 2, z pominięciem mniejszych naczyń i odgałęzień lokalnych np. tętnicy międzykostnej.

Każdą sekcję drzewa naczyniowego przedramienia przyjętego do analiz zamodelowano za pomocą typowego układu RLC o parametrach skupionych odzwierciedlających podatność naczyń, inercję i opór naczyniowy (rys. 3). Parametry RLC obwodu

elektrycznego wyznaczono z prawa Poiseuille'a w oparciu o dane z tabeli 1 [6].



Rys. 2. Schemat drzewa naczyniowego kończyny górnej człowieka jaki przyjęto do dalszych analiz

Fig. 2. Simplified diagram of the vascular tree of a human upper limb

Uwzględniając przy tym fakt, że krew jest cieczą o nieliniowym współczynniku lepkości dynamicznej (μ), zależnym od prędkości ścinania ($\dot{\gamma}$), a także od patologii hematologicznych typu erytrocytoza pierwotna i wtórna [7], sferocytoza [8] oraz anemia sierpowata [9].

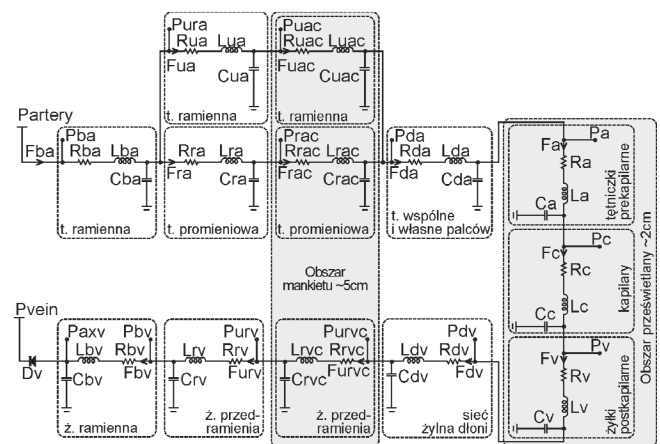
Znaczący wpływ na lepkość mają również zaburzenia układu białokrwinkowego [10, 11], co jest nie bez znaczenia w przypadku oceny przepływów w żyłnej części drzewa naczyniowego gdzie siły ścinające są niewielkie. W proponowanym modelu przyjęto model lepkościowy Carreau (równanie 3), którego zbieżność z danymi eksperymentalnymi została potwierdzona szeregiem badań [12].

$$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)(1 + A|\dot{\gamma}|^2)^n \quad (3)$$

gdzie:

$$A=10,978, n=-0,3216; \mu_\infty=0,0035 \text{ Pa}\cdot\text{s}, \mu_0=0,056 \text{ Pa}\cdot\text{s}$$

Ostateczny kształt modelu przedstawia rysunek 3. Obszar prześwietlany obejmuje ~2cm palca, w obrębie którego znajdują się tętniczki prekapilarne, kapilary oraz wenule postkapilarne.



Rys. 3. Proponowany model drzewa naczyniowego przedramienia

Fig. 3. The proposed model of the forearm vascular tree

Pole zjawisk optycznych w prześwietlanym obszarze zamodelowano z wykorzystaniem klasycznego modelu pulsoksymetrii prześwietleniowej, w którym pomiarowy współczynnik transiluminacji tkanki rejestrowany przez detektor, odzwierciedla zmiany efektywnej drogi optycznej w ośrodku. Ta zaś, jak wynika z prawa Lamberta-Beera, zależy od molowego współczynnika absorpcji hemoglobiny/oksyhemoglobiny ($\epsilon(\lambda)$), stężenia hemoglobiny/oksyhemoglobiny (c) oraz grubości prześwietlanej warstwy (x). Grubość warstwy zależy zaś od wartości chwilowej fali tętna

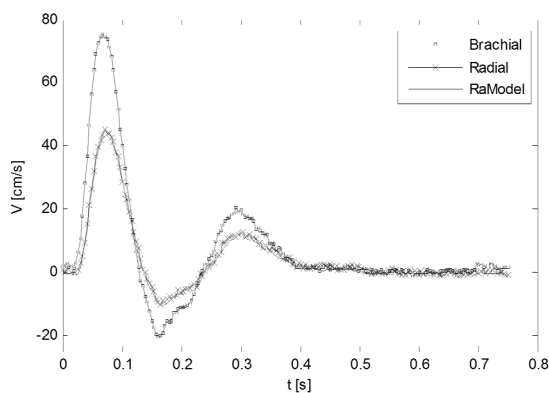
obwodowego w miejscu pomiaru, którą można wyznaczyć ze skonstruowanego uprzednio modelu hydrauliczno-hemodynamicznego, wykorzystując zależność 4.

$$I(x, \lambda) = I_0 e^{-\varepsilon(\lambda) \cdot x \cdot c} \quad (4)$$

Na obecnym etapie prac pominięto zjawiska związane z rozpraszaniem światła na granicy ośrodków (emiter-powietrze-skóra) ze względu na fakt, że w warunkach laboratoryjnych przy prześwietleniowej metodzie akwizycji mają one niewielki wpływ na rejestrowane wyniki, a ich szczegółowa implementacja znacząco komplikuje postać modelu.

3. Wyniki

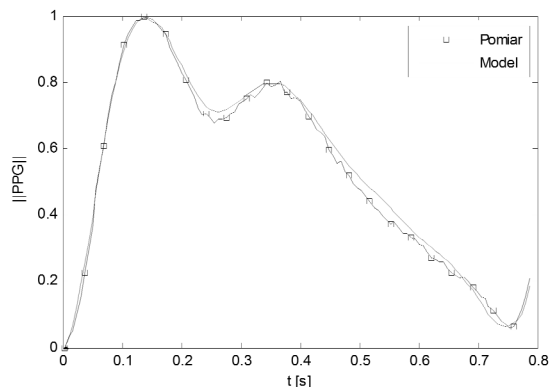
W celu empirycznej weryfikacji opracowanego modelu dokonano pomiarów prędkości przepływu w czterech punktach A, B, C i D (zaznaczonych na rysunku 2). Pomiar zrealizowano za pomocą ultrasonografu dopplerowskiego Accuson (Siemens). Przy współudziale chirurga naczyniowego określono krytyczne parametry rejestrowanych sygnałów, m.in. maksymalną prędkość przepływu, gradient narastania i opadania fali, pulsacje wtórne, średnicę naczynia, a także wszelkie odchylenia od normy i ich implikacje kliniczne.



Rys. 4. Wynik pomiaru i symulacji prędkości przepływu w tętnicy ramiennej i promieniowej

Fig. 4. Results of measurement and simulation of the flow speed in the brachial and radial artery

Współbieżnie z przepływami dopplerowskimi rejestrowano za pomocą pulsoksymetru Radical 7 (Masimo) kształt krzywej fotopletyzmograficznej, na palcu wskazującym lewej dłoni, oraz kształt krzywej ciśnienia w tętnicy ramiennej za pomocą mankietu połączonego z czujnikiem ciśnienia.



Rys. 5. Wynik pomiaru i symulacji krzywej PPG

Fig. 5. Results of measurement and simulation of the PPG curve

W pierwszym etapie analizy wejście modelu pobudzone sygnałem prądowym, odpowiadającym zarejestrowanemu przepływowi dopplerowskiemu w punkcie A (krzywa brachial na rysunku 4) i porównano kształty fal prędkości przepływu zarejestrowane w pozostałych punktach pomiarowych z syntetycznymi danymi wygenerowanymi za pomocą modelu. Przykładowy wynik dla tętnicy promieniowej (Radial) zaprezentowano na rysunku 4.

W kolejnym etapie dokonano weryfikacji kształtu fali pletyzmograficznej zarejestrowanej za pomocą pulsoksymetru z danymi syntetycznymi wygenerowanymi przy użyciu modelu. Przykładowe wyniki przedstawiono na rysunku 5.

4. Podsumowanie

Wyniki uzyskane za pomocą modelu wykazują zbieżność z danymi pomiarowymi zarówno pod względem kształtu krzywych, jak i amplitud rejestrowanych sygnałów (rys. 4 i 5) i mogą stanowić podstawę do dalszej oceny i rozwoju modelu. Docelowym przeznaczeniem modelu jest studium wykonalności pomiaru obwodowej saturacji krwi żylniej z użyciem standardowych metod pulsoksymetrycznych i/lub NIRS. Badania takie wymagają uzupełnienia proponowanego modelu o czynnik odzwierciedlający lokalne mechanizmy regulacji przepływu (np. perfuzyjne), mechanizmy komórkowej konsumpcji tlenu oraz efekty okluzyjne w obszarze ucisku. Ze względu jednak na szerokie spektrum i analityczną złożoność omawianych zjawisk oraz konieczność zachowania przejrzystości opracowania, zdecydowano o podzieleniu omawianego zagadnienia na kilka etapów, dlatego też ww. problemy nie zostały ujęte w niniejszej pracy.

5. Literatura

- [1] Žaja J.: Venous oximetry, *Signa Vitae*, 2 (1), 2007.
- [2] Pearse R.M., Rhodes A.: Mixed and central venous oxygen saturation, *Yearbook of Intensive Care and Emergency Medicine*, 2005.
- [3] Walley K.R.: Use of Central Venous Oxygen Saturation to Guide Therapy, *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, 184(5), 2011.
- [4] Avolio A.P.: Multi-branched model of the human, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 18, 1980.
- [5] Sheng C., Sarwal S.N.: Computational simulation of blood flow in human systemic circulation incorporating an external force field, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 1, 1995.
- [6] Rideout, V.C.: *Mathematical and Computer Modeling of Physiological Systems*. 2nd Ed., Prentice Hall, New York, 1991.
- [7] Vogel J., Kiessling I., Heinicke K. i in.: Transgenic mice overexpressing erythropoietin adapt to excessive erythrocytosis by regulating blood viscosity, *Blood*, 15, 2003.
- [8] Waugh R.E., Agre P.: Reductions of erythrocyte membrane viscoelastic coefficients reflect spectrin deficiencies in hereditary spherocytosis, *J. Clin. Invest.*, 81, 1988.
- [9] Chmin S., Usami S., Bertles J.F.: Abnormal rheology of oxygenated blood in sickle cell anemia, *J. Clin. Invest.*, 49, 1970.
- [10] Sharma K., Puniyani R.R., i in.: Blood viscosity parameter correlation with types of leukemia, *Physiol. Chem. Phys. Med. NMR*, 24, 1992.
- [11] Rosenbluth M.J., Lam W.A., Fletcher D.A.: Force microscopy of nonadherent cells: a comparison of leukemia cell deformability, *Biophys. J.*, 90, 2006.
- [12] Cho Y.I., Kensey K.R.: Effects of non-Newtonian viscosity of blood on flows in a diseased arterial vessel. Part 1: steady flows, *Biorheology* 28, 1991.

otrzymano / received: 20.12.2012

przyjęto do druku / accepted: 01.02.2013

artykuł recenzowany / revised paper