

*I Konferencja*

*e-Technologies in Engineering Education eTEE'2014*

Politechnika Gdańska, 30 kwietnia 2014

## **NAUCZANIE BIOINŻYNIERII Z ZASTOSOWANIEM NARZĘDZI INFORMATYCZNYCH I METOD STOSOWANYCH W ELEKTROTECHNICE ORAZ GRAFACH WIĄZAŃ**

**Adam MUC<sup>1</sup>, Arkadiusz SZARMACH<sup>2</sup>, Waław MATULEWICZ<sup>3</sup>**

1. Wydział Informatyki Polsko-Japońskiej Wyższej Szkoły Technik Komputerowych w Gdańsku  
tel.: 504 449 932 e-mail: mucadam@pjwstk.edu.pl
2. II Zakład Radiologii Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego w Gdańsku  
tel.: 583 493 680 e-mail: a.szarmach@gumed.edu.pl
3. Wydział Elektrotechniki i Automatyki Politechniki Gdańskiej  
tel.: 583 472 546 e-mail: wamat@ely.pg.gda.pl

**Streszczenie:** Proponowana w pracy koncepcja nauczania bioinżynierii skierowana jest do studentów kierunków technicznych, na których prowadzone są zajęcia z elektrotechniki i przedmiotów pokrewnych. Student na bazie zdobytej wiedzy i umiejętności może w sposób znany z elektrotechniki badać nieznanne mu zjawiska hemodynamiczne, koncentrując się na fizyce zjawisk, a nie na metodzie ich analizy. Biologiczne pomoce naukowe, np. w postaci fragmentów układu krwionośnego, są drogie i ze względów prawno-etycznych dostępne jedynie przez wybrane ośrodki naukowe. W związku z tym badania symulacyjne bazujące na znanych i przetestowanych w analizie obwodów elektrycznych i grafach wiązań metodach oraz narzędziach informatycznych mogą stanowić funkcjonalny i stwarzający szerokie możliwości wykorzystania instrument dydaktyczny. Praca ta została wykonana w ramach projektu "Interdyscyplinarna kadra akademicka na rzecz rozwoju gospodarki opartej na wiedzy" współfinansowanego ze środków Unii Europejskiej w ramach Europejskiego Funduszu Społecznego.

**Słowa kluczowe:** modelowanie obwodem, bioinżynieria, grafy wiązań.

### **1. WSTĘP**

Na uczelniach technicznych bardzo często równolegle z przedmiotami kierunkowymi oferuje się studentom przedmioty lub tematy zajęć związane z bioinżynierią. Wybór takiego kierunku nauczania może być spowodowany tym, że bioinżynieria dostarcza nowych rozwiązań wykorzystywanych w technice oraz stwarza niszowe obszary badań naukowych. Czerpanie wiedzy z przyrody nie jest czymś nowym, ale przez bioinżynierię zostało powszechnie uznane i nabrało technicznego znaczenia. Z drugiej strony nauczanie bioinżynierii natrafia na problemy. W szczególności zauważa się brak lub ograniczony dostęp do pomocy naukowych. Pomoce naukowe w postaci fragmentów układu krwionośnego lub narządów są drogie i ze względów prawno-etycznych zarezerwowane jedynie dla wybranych ośrodków naukowych. Dodatkowo, biologiczne pomoce naukowe charakteryzują się dużą wrażliwością na uszkodzenia i często nie nadają się do wielokrotnego wykorzystania. W związku z tym badania symulacyjne bazujące na znanych i przetestowanych w analizie obwodów elektrycznych i grafach wiązań

metodach oraz narzędziach informatycznych mogą stanowić funkcjonalny oraz stwarzający szerokie możliwości zastosowania instrument dydaktyczny w nauczaniu bioinżynierii.

Elektryczne schematy obwodowe oraz grafy wiązań umożliwiają opracowanie za ich pośrednictwem modeli analizowanych w czasie ciągłym, które odpowiednio opisane mają sens fizyczny. W bioinżynierii będą to modele wybranych fragmentów układu krwionośnego lub organów. Opracowane w ten sposób modele są czytelne i elastyczne, ponieważ poddają się rozbudowie i modyfikacjom. Dodatkową zaletą takiego podejścia jest możliwość analizy obranego modelu znanymi dla studentów metodami (np. sieciowymi). Do badania symulacyjnego opracowanych modeli można wykorzystać liczne i darmowe, lub komercyjne programy np.: PSpice, 20-Sim czy Matlab [1-3]. Programy takie oferują rozbudowane i zaawansowane funkcje ułatwiające analizę modeli w dziedzinie czasu i częstotliwości. Ze względu na zaimplementowany w nich interfejs graficzny są łatwe w obsłudze [5].

### **2. ANALIZA ZA POŚREDNICTWEM ELEKTRYCZNEGO SCHEMATU OBWODOWEGO**

Idea wykorzystania elektrycznego schematu obwodowego do modelowania wybranych zjawisk hemodynamicznych wynika z faktu, że zauważone zostały analogie między rozptyłem prądu w obwodzie elektrycznym, a dystrybucją krwi w układzie krwionośnym. Terminem zjawiska hemodynamiczne określono zjawiska związane z oddziaływaniem przepływającej krwi na system naczyń krwionośnych. Podobieństwa te scharakteryzowano w pracach [5,6].

Schematy obwodowe można wykorzystać do modelowania przepływów cieczy w stanie ustalonym, jak i w pulsacyjnym przepływie krwi. W rozważaniach podjętych w niniejszej pracy stanem ustalonym określono analizę zjawisk wynikających ze zmian średnich wartości ciśnienia i przepływu cieczy. Obwód elektryczny odpowiadający powyższym wielkościom mechaniki płynów jest obwodem prądu stałego. W elektrotechnice zależność między prądem elektrycznym w przewodniku, a różnicą

potencjałów na jego końcach opisano prawem Ohma [5], a w mechanice płynów zależność między przepływem cieczy w rurze, a różnicą ciśnień na jej końcach opisano prawem Hagena - Poiseuille'a [6]. Prawa Ohma i Hagena - Poiseuille'a są do siebie podobne w zapisie matematycznym. Wykorzystanie podobieństwa tylko między prawem Ohma i Hagena - Poiseuille'a jest niewystarczające do analizy bardziej skomplikowanych przypadków dystrybucji cieczy niż jedno naczynie. W złożonych systemach dystrybucji należy też zastosować prawa Kirchhoffa. Pierwsze prawo Kirchhoffa, opisujące rozptył prądów w węźle obwodu elektrycznego odpowiada zasadzie ciągłości. Drugie prawo Kirchhoffa opisuje rozkład potencjałów w oczku obwodu elektrycznego i można je wykorzystać do opisu rozkładu ciśnień w analizowanym oczku sieci hydraulicznej.

Zalety wynikające ze stosowania elektrycznych schematów obwodowych do modelowania stanów ustalonych w systemach mechaniki płynów, doprowadziły do przystosowania tej metody do analizy pulsacyjnego przepływu krwi. Stanem tym określono analizę zjawisk wynikających z pulsacyjnego charakteru przebiegów ciśnienia i przepływu cieczy. W analizach stanów pulsacyjnych powinna być uwzględniona podatność i bezwładność hydrauliczną. Podatności w mechanice płynów odpowiada pojemność elektryczna, a bezwładności hydraulicznej indukcyjność. Podatność umożliwia uwzględnienie elastyczności ścian naczyń, natomiast bezwładność hydrauliczna uwzględnia zwłokę czasową między przebiegami na końcach rozważanego fragmentu naczynia [6].

Stan pulsacyjny we fragmentach układu krwionośnego można analizować na podstawie podobieństwa między równaniami telegrafistów i Naviera-Stokes'a. W równaniach telegrafistów należy wówczas wykorzystać elementy skupione. Wykorzystanie elementów skupionych uzasadnia długość fali tętna [5]. Elektryczny schemat obwodowy wynikający z podobieństwa między równaniami telegrafistów i Naviera-Stokes'a przedstawiono w pracach [5,6,9].

W analizie stanu ustalonego uwzględnia się rezystancje opowiadające oporom hydraulicznym w rozważanej sieci naczyń krwionośnych. Z wykorzystaniem takiego schematu obwodowego badane są związki między ciśnieniem, przepływem i oporem hydraulicznym. W układzie krwionośnym rozchodząca się fala ciśnienia, wyprzedza falę prędkości przepływu krwi. Prędkość i ciśnienie krwi ma charakter pulsacyjny, zgodny z rytmem serca. Do symulowania takich układów przepływu cieczy korzystne jest stosowanie analizy obwodów RLC zasilanych napięciem pulsacyjnym.

Z wykorzystaniem prezentowanej metodyki zostały opracowane schematy obwodowe odwzorowujące wybrane fragmenty układu krwionośnego o różnej złożoności - od pojedynczego naczynia krwionośnego do dystrybucji krwi w mózgu lub sercu [5,6].

### 3. ANALIZA ZA POŚREDNICTWEM GRAFÓW WIĄZAŃ

Alternatywną możliwością analizowania fragmentów układu krwionośnego są grafy wiązań [5,6,8]. Grafy wiązań umożliwiają modelowanie systemów energetycznych niezależnie od dziedziny nauki, z której się wywodzą. Łączenie w jednym schemacie różnych systemów, np. mechanicznego i elektrycznego, lub mechanicznego

i hydraulicznego, stanowi główną różnicę między grafami wiązań a podejściem wykorzystującym elektryczne schematy obwodowe. W metodzie grafów wiązań korzysta się z obiektowego podejścia do opisu zjawisk fizycznych, dlatego opracowany za ich pośrednictwem model jest uniwersalny, a przez to bardziej zrozumiały dla różnych specjalistów. Grafy wiązań znalazły szerokie zastosowanie w naukach biomedycznych. Z ich wykorzystaniem opracowano m.in.: model mechaniczny mięśni, modele przepływów różnych fragmentów układu krwionośnego. Przypadki wykorzystania grafów wiązań w bioinżynierii wymieniono w [8]. Obecnie istnieje darmowe oprogramowanie implementujące grafy wiązań jak np. Dymola lub komercyjne jak 20-sim [2,4].

W teorii grafów wiązań, przepływ energii opisuje się dwoma parametrami: uogólnionym przepływem ( $f$ ) i uogólnionym potencjałem ( $e$ ). Iloczyn tych dwóch zmiennych powinien mieć wymiar mocy. Szerzej, zasady modelowania grafów wiązań zostały opisane w pracach [5,6,8]. W teorii grafów wiązań należy zwrócić uwagę na kilka podstawowych zależności. Ich zestawienie przedstawiono w tablicy 1.

Przepływ energii między wyróżnionymi elementami jest możliwy przez wprowadzenie dwóch typów węzłów. Węzeł zerowy (0) – odpowiada połączeniu równoległemu elementów, a węzeł jedynkowy (1) – odpowiada połączeniu szeregowemu elementów. W węźle jedynkowym zbiegające się grafy mają jednakowy uogólniony przepływ, natomiast w węźle zerowym zbiegające się grafy mają jednakowy uogólniony potencjał [5,6,8].

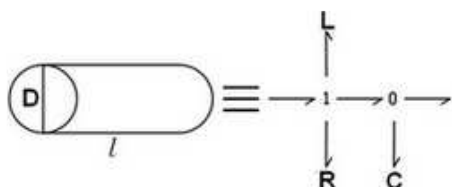
Tablica 1. Zestawienie elementów hemodynamicznych i elektrycznych z elementami grafów wiązań [6]

Wielkości hemodynamiczne	Wielkości grafów wiązań	Wielkości elektryczne
Ciśnienie $p(t)$ [mmHg]	Uogólniony potencjał $e(t)$ [N/m <sup>2</sup> ]	Napięcie $u(t)$ [V]
Natężenie przepływu $Q(t)$ [ml/min]	Uogólniony przepływ $f(t)$ [m <sup>3</sup> /s]	Natężenie prądu $i(t)$ [A]
$p(t) \cdot Q(t)$ [mmHg·ml/min]	moc $P = e \cdot f$ [Nm/s]	$e(t) \cdot i(t)$ [W]
Opór hydrauliczny $R$ [mmHg/l/min]	Uogólniony opór $R$ [N/m <sup>2</sup> ]	Rezystancja $R$ [ $\Omega$ ]
Opóźnienie $L$ [mmHg/ml·s <sup>2</sup> ]	Akumulacja potencjału $I$ [m <sup>5</sup> /N·s <sup>2</sup> ]	Indukcyjność $L$ [H]
Podatność $C$ [ml/mmHg]	Akumulacja przepływu $C$ [m <sup>5</sup> /N]	Pojemność $C$ [F]

Przy wyznaczaniu parametrów modelu układu krwionośnego, oprócz cech anatomicznych i fizjologicznych, zakłada się, że krew jest nieściśliwą cieczą newtonowską, a naczynia krwionośne są cylindrycznymi rurami ze stałym modułem elastyczności i cienkimi ścianami. Przyjęto także, że każdy typ naczyń jest reprezentowany przez liniowe elementy skupione. Takie założenie można przyjąć, gdyż rozpatrywane długości naczyń są znacznie krótsze od długości fali ciśnienia lub prędkości krwi. Model naczynia krwionośnego przedstawia się jako równoległe połączenie podatności (elementu C, który w tym przypadku reprezentuje gromadzenie krwi) z szeregowym połączeniem oporu i opóźnienia (elementu R, który reprezentuje straty energii powstałe wskutek oporów hydraulicznych oraz elementu L - bezwładność hydrauliczna). Model taki wynika z prawa Naviera-Stokes'a.

W modelu naczynia, opracowanym za pomocą grafów wiązań, występuje równoległe połączenie z elementem C,

które zostało zrealizowane za pomocą węzła 0. Element C został dołączony równolegle, ponieważ podatność naczynia nie wynika z fali ciśnienia, a z przepływu i na niego oddziałuje. Na rysunku 1 przedstawiono model fragmentu naczynia krwionośnego opracowany z wykorzystaniem grafów wiązań. Takie połączenie elementów grafów wiązań jest również modelem urządzenia zwanego powietrzną (typ rozpylacza) popularnie stosowanego do wyjaśniania fizjologii naczynia krwionośnego [8].



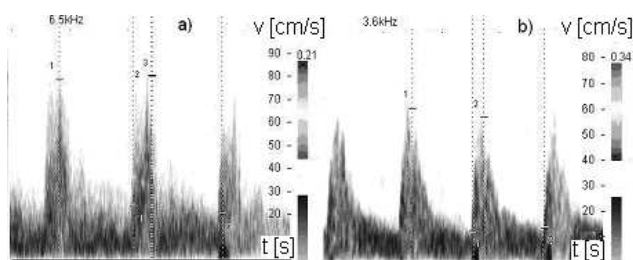
Rys.1. Odcinek naczynia krwionośnego i jego model jako graf wiązań, gdzie: D – średnica naczynia krwionośnego,  $l$  – długość odcinka naczynia, natomiast oznaczenia występujące w modelu grafów wiązań zostały objaśnione w tabeli 1 [8]

Przy modelowaniu naczynia krwionośnego napotyka się na dwa skrajne przypadki. Rozpatrując krótkie o dużej średnicy naczynia, należy uwzględnić ich podatność (C), natomiast modelując długie, ale wąskie naczynia należy zwrócić uwagę na opóźnienie (L). Opór hydrauliczny musi być uwzględniony w każdym przypadku [8].

#### 4. ĆWICZENIE Z ANALIZY STANU USTALONEGO PRZEPIYU KRWI

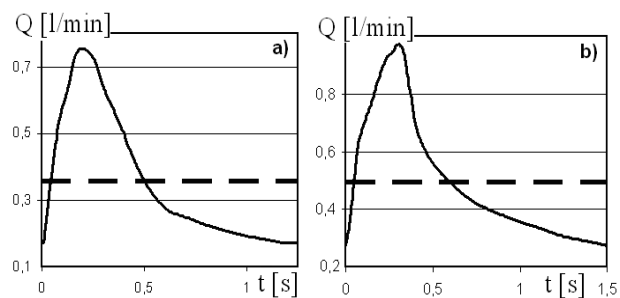
W przedstawionym ćwiczeniu zadaniem studentów była analiza średnich wartości ciśnienia i przepływu krwi. W konsekwencji, studenci zajmowali się analizą obwodu prądu stałego, w którym najważniejsze są rezystancje reprezentujące opory hydrauliczne tętnicy nerkowej i wypadkowy opór naczyniowy nerki.

Studentom zostały udostępnione zarejestrowane spektra dopplerowskie (obrazujące zmiany prędkości krwi w tętnicy nerkowej w czasie) (rys. 2), ciśnienia tętnicze, średnicę i długość tętnicy nerkowej. Wszystkie wielkości zostały zarejestrowane wcześniej i dotyczyły stanu spoczynku oraz wysiłku fizycznego.



Rys. 2. Przebiegi prędkości przepływu krwi zarejestrowane w tętnicy nerkowej w stanie: (a) spoczynku i (b) po wysiłku fizycznym [3]

Do odtworzenia obwiedni przebiegów prędkości przepływu krwi studenci wykorzystywali oprogramowanie graficzne opracowane przez autora [5]. Przepływy krwi w tętnicy nerkowej obliczali, jako iloczyn prędkości przepływu krwi i powierzchni przekroju poprzecznego naczynia, w miejscu rejestracji. Obwiednie przebiegów przepływu krwi zarejestrowane podczas spoczynku i po wysiłku fizycznym przedstawiono na rysunku 3.



Rys. 3. Przebieg przepływu krwi w stanie: a) wysiłku fizycznego i b) spoczynku (linią przerywaną oznaczono wartość średnią) [7]

Pomierzone średnice tętnic oraz pozostałe zebrane wyniki badania przedstawiono w tabelicy 2.

Tabela 2. Zarejestrowane ciśnienia tętnicze, średnice i długości tętnicy

Stan	Cieśnienie tętnicze [mmHg]	Średnica tętnicy [mm]	Długość tętnicy [mm]
Spoczynek	135/100	$5,63 \pm 0,21$	$20 \pm 0,6$
Wysiłek	165/105	$5,44 \pm 0,16$	$20 \pm 0,6$

Korzystając z przedstawionych w tab. 2 danych studenci obliczali średnie ciśnienie systemowe zgodnie z zasadą medyczną. Kolejną wielkość, czyli opór naczyniowy tętnicy nerkowej, studenci obliczali korzystając również z danych zestawionych w tab. 2 oraz prawa Hagen-Poiseuille'a. Dokonując obliczeń oporu naczyniowego studenci mieli również możliwość porównania prawa Hagen-Poiseuille'a z prawem Ohma. Przykładowe wartości średniego ciśnienia i przepływu oraz opór naczyniowy tętnicy nerkowej obliczone dla rozważanych stanów spoczynku i wysiłku przedstawiono w tabelicy 3 w jednostkach zwyczajowo stosowanych w medycynie.

Tabela 3. Średnie wartości ciśnienia i przepływu oraz opór naczyniowy tętnicy nerkowej ( $R_n$ )

Stan	$P_{\text{śred}}$ [mmHg]	$Q_{\text{śred}}$ [l/min]	$R_n$ [mm Hg/l/min]
Spoczynek	111,66(6)	0,491	0,1557
Wysiłek	125	0,356	0,1786

Zgodnie z przyjętymi analogiami [5,6] obliczone wielkości hemodynamiczne studenci przeliczali na wielkości elektryczne. Wyznaczone opory naczyniowe  $R_n$  (tabela 3), odpowiadają liczbowo, po sprowadzeniu do jednostek układu SI, rezystancji  $R_{Ar}$  (tabela 4) odpowiadającej oporowi naczyniowemu tętnicy nerkowej.

Różnica między wartością napięcia  $U_{cor}$  (które odpowiada ciśnieniu wytworzonemu przez serce), a spadkiem napięcia na rezystancji  $R_A$  (tętnicy głównej) odpowiada spadkowi napięcia na sumie rezystancji:  $R_{sum} = R_{Ar} + R_{af} + R_{ef} + R_{veq}$  (czyli tętnicy nerkowej, tętniczek zewnętrznych, tętniczek wewnętrznych i zastępczej żyły nerkowej wraz z żyłą główną). Przy założeniu, że pozostałe obiegi krwi można traktować jako równoległe połączenie rezystancji odpowiednich obiegów.

Rezystancję sumaryczną  $R_{sum}$  studenci obliczali bezpośrednio jako stosunek wartości napięcia i prądu, które wyznaczali na podstawie ciśnienia systemowego i przepływu krwi.

Tablica 4. Przeliczone wartości napięcia i prądu oraz obliczone rezystancje

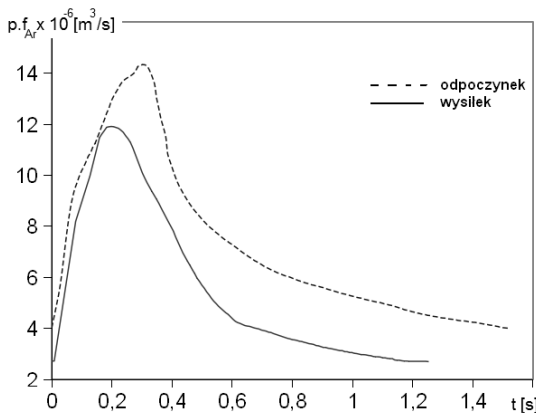
Stan	$V_{\text{śred}}$ [kV]	$I_{\text{śred}}$ [ $\mu$ A]	$R_{\text{sum}}$ [ $G\Omega$ ]	$R_{Ar}$ [ $M\Omega$ ]
Spoczynek	14,88(8)	8,185	1,819	2,595
Wysiłek	16,66(6)	5,933	2,809	2,977

Z analizy przedstawionych w tablicy 4 wartości wielkości elektrycznych studenci wnioskowali, jaki wpływ ma wzrost ciśnienia na naczynia krwionośne nerki.

Podobne ćwiczenia wykonują studenci kierunku międzyuczelnianego Inżynieria Mechaniczno – Medyczna (Politechnika Gdańska i Gdański Uniwersytet Medyczny) na przykładzie badania wpływu patologii tętnic podmózgowia w przypadku zmian sklerotycznych wybranych tętnic [10,11].

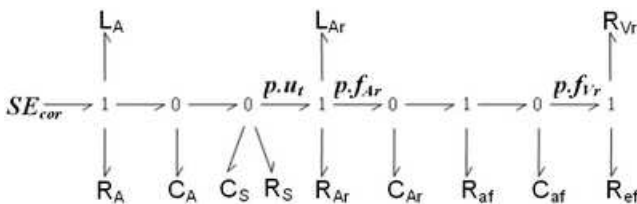
### 5. ĆWICZENIE Z ANALIZY PULSACYJNEGO PRZEPIŁYWU KRWI

Jako przykładowe ćwiczenie możliwe do wykonania przez studentów dla analizy pulsacyjnej przepływu krwi przedstawiono badanie symulacyjne dynamiki układu krwionośnego nerki w stanie spoczynku i po wysiłku fizycznym. Wartości parametrów opracowanego grafu wiązań zaczerpnięto z prac [8,9], natomiast jako sygnały wymuszenia zastosowano przepływy obliczone na podstawie przebiegów prędkości krwi zarejestrowanych w tętnicy nerkowej w obu stanach fizjologicznych (rys. 2). Przepływy przedstawiono na rysunku 4.



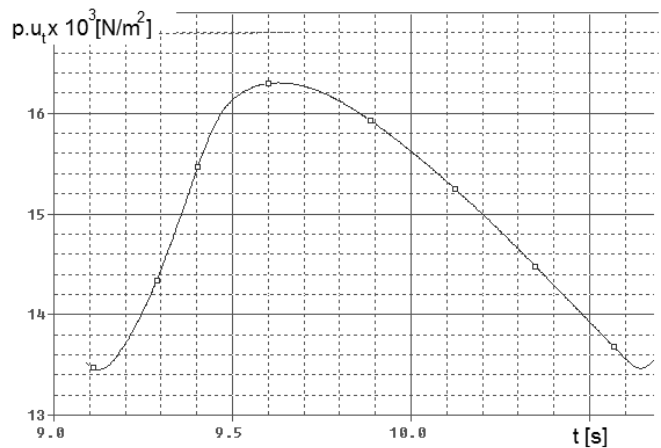
Rys. 4. Odtworzone przepływy krwi w stanie spoczynku i po wysiłku fizycznym

Zadaniem studentów było wprowadzenie przebiegów przepływu krwi do modelu źródła przepływu dostępnego w programie 20-Sim [2]. W badaniach symulacyjnych wykorzystywany był graf przedstawiony na rysunku 5.

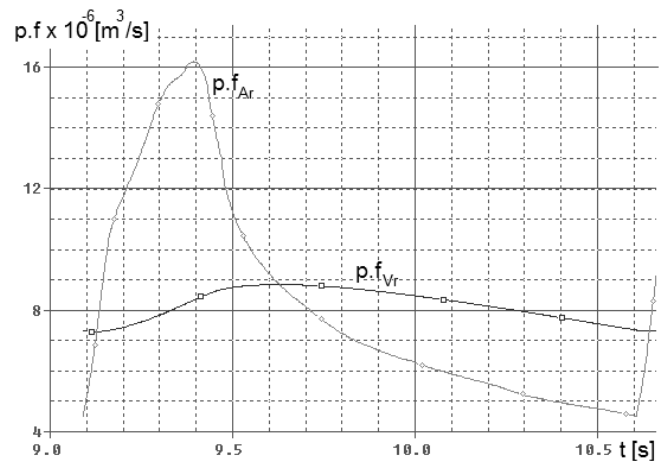


Rys. 5. Graf wiązań przepływu krwi rozpatrywanego fragmentu krwioobiegu.  $SE_{cor}$  – źródło energii potencjalnej odpowiadające ciśnieniu w aorcie,  $p.u_t$  – ciśnienie tętnicze,  $p.f_{Ar}$  – przepływ krwi w tętnicy nerkowej,  $p.f_{Vr}$  – przepływ w żyłę nerkowej [8]

Poniżej, jako przykład otrzymanych przebiegów, przedstawiono wyniki symulacji krwioobiegu nerki w stanie spoczynku.



Rys. 6. Przebieg ciśnienia krwi w tętnicy nerkowej



Rys. 7. Przebiegi przepływu krwi w tętnicy ( $p.f_{Ar}$ ) i żyłę nerkowej ( $p.f_{Vr}$ )

Studenci korzystając z zaimplementowanej w programie analizy czasowej i częstotliwościowej porównywali przebiegi przepływu i ciśnienia. Na podstawie otrzymanych wyników studenci charakteryzowali hemodynamikę nerki w dowolnym fragmencie schematu (rys. 5). Studenci porównywali również otrzymany w wyniku symulacji przebieg ciśnienia zarejestrowany na wejściu do tętnicy nerkowej (przed  $R_{Ar}$ ) z udostępnionymi im pomiarami ciśnienia skurczowego i rozkurzonego w badanych stanach fizjologicznych.

Dodatkowym zadaniem, które wykonali studenci, była zmiana wartości wybranych parametrów grafu wiązań i obserwowanie wpływu tej zmiany na kształt i wartości przepływów oraz ciśnień w dowolnych fragmentach grafu.

### 6. WNIOSKI KOŃCOWE

W modelowaniu i badaniu zjawisk związanych z przepływem krwi podstawową przewagą stosowania modeli w postaci schematów obwodowych nad modelami matematycznymi, wypracowanymi w mechanice płynów, jest ich większa przejrzystość i spójność. Kolejną zaletą jest to, że opracowany w ten sposób model jest czytelniejszy i łatwiejszy w modyfikacji i rozbudowie w przypadku, gdy wystąpi taka potrzeba. Z wykorzystaniem takiego modelu można również przeprowadzić badania symulacyjne dla stanów, których wywołanie w rzeczywistym układzie

krwionośnym stanowiłoby poważne zagrożenie zdrowia lub życia.

## 7. BIBLIOGRAFIA

1. www.cadence.com
2. www.20sim.com
3. www.mathworks.com
4. www.3ds.com
5. Muc A.: Identyfikacja i analiza paramentów obwodu elektrycznego zasilanego pulsacyjnie odwzorującego krwiobieg nerki, Rozprawa doktorska, Politechnika Gdańska, Gdańsk 2008.
6. Matulewicz W., Modelowanie krwiobiegu za pomocą obwodu elektrycznego, Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, Gdańsk 2010.
7. Matulewicz W., Muc A., Retkowski M., Zastosowanie elektrycznego schematu zastępczego do analizy zmian przepływu krwi w nerce, „Przegląd Elektrotechniczny” 6/2006, 63-65.
8. Muc A., Matulewicz W., Retkowski M., Metoda grafów wiązań w zastosowaniu do opracowania szczególnego obwodu elektrycznego, „Przegląd Elektrotechniczny” 9/2008, 170-173.
9. Matulewicz W., Muc A., Identyfikacja parametrów szczególnych obwodów elektrycznych na przykładzie przepływu krwi w nerce, „Zeszyty Naukowe W.E. i A. P.G.” 21/2005, 175-180.
10. Matulewicz W., Elektrotechnika dla mechaników, Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, Gdańsk 2010.
11. Matulewicz W., Karkosiński D., Chomiakow M., Podstawy badań obwodów elektrycznych i elektromagnetycznych dla mechaników, Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, Gdańsk 2013.

## TEACHING BIOENGINEERING USING COMPUTER TOOLS AND METHODS USED IN ELECTRICS AND BONDS GRAPHS

The proposed concept of teaching bioengineering is addressed to students of technical faculties where electrotechnics and similar subjects are taught. On the basis of acquired knowledge and skills a student can study hemodynamic-phenomena unknown to him in a manner known from electrical engineering. Therefore, students can focus on the physics phenomena and not on the method of their analysis. Teaching aids in the form of fragments of circulatory system are expensive and for of legal and ethical reasons available only through selected research centres. The simulation studies, computer tools and methods of the analysis of electric circuits and bond graph may be functional and potentially useful as educational tool. These tools are known and tested in the analysis of electrical circuits and bond graph. This work was financially supported by the European Community from the European Social Fund within the INTERKADRA project.

**Keywords:** modeling circuit, bioengineering, bonds graphs.