

**Janusz ZIĘBA, Michał FRYDRYSIAK**

POLITECHNIKA ŁÓDZKA, KATEDRA AUTOMATYZACJI PROCESÓW WŁÓKIENNICZYCH

## Badania doświadczalne i symulacyjne światłowodowego czujnika rytmu oddechu

Dr inż. Janusz ZIĘBA

Absolwent Wydziału Elektrycznego o kierunku automatyki przemysłowej. W roku 1983 uzyskał stopień doktora na Wydziale Włókienniczym. Jest adiunktem, w Katedrze Automatykacji Procesów Włókienniczych na Wydziale Inżynierii i Marketingu Tekstyliów. Zajmuje się badaniami w zakresie elektroniki, sterowania maszynami włókienniczymi i odzieżowymi oraz elektrotechniką i elektroniką tekstylną. Jest autorem lub współautorem około 60 publikacji.

e-mail: [jziewa@p.lodz.pl](mailto:jziewa@p.lodz.pl)



Mgr inż. Michał FRYDRYSIAK

Absolwent wydziału Inżynierii i Marketingu Tekstyliów. W roku 2003 obronił pracę magisterską w Katedrze Automatykacji Procesów Włókienniczych i związał się z nią rozpoczynając studia doktoranckie nad modelowaniem i symulacją układów tektonicznych pod opieką naukową prof. dr hab. Krzysztofa Gniotki. Swoją wiedzę w tej dziedzinie zgłębiał również podczas studiów na uniwersytetach w Ghent (Belgia) oraz w Libercu (Republika Czech). Pracownik Katedry Automatykacji Procesów Włókienniczych.

e-mail: [michal.frydrysiak@p.lodz.pl](mailto:michal.frydrysiak@p.lodz.pl)



### Streszczenie

W pracy opisano budowę i zasadę działania światłowodowego czujnika do pomiaru rytmu oddechów zaprojektowanego i wykonanego w Katedrze Automatykacji Procesów Włókienniczych. Czujnik przebadano w warunkach statycznych oraz dynamicznych. Wyniki badań zamieszczono w postaci charakterystyk i wybranych przebiegów. Dla części mechanicznej czujnika zbudowano model, który został poddany badaniom symulacyjnym w programie Matlab-Simulink. Wyniki badań przedstawiono w postaci przebiegów składowej siły oddechu, częstości i przemieszczenia końców światłowodów czujnika.

**Słowa kluczowe:** tektonika, pomiar częstotliwości oddechu, czujnik światłowodowy, model symulacyjny.

### The experimental and simulation investigations of the optical sensor to breathing rhythm measurement

#### Abstract

The aim for measuring of this paper is to present research work into design and functioning of a textronic sensor to breathe frequency. It was designed and constructed the Department of Automation of Textile Processes. This Breath Frequency Sensor (BFS) may be used a medical applications or for any uniformed services as firefighter's uniforms. The first part of this work aimed at describing the physiological mechanism of breathing. The aim of this work was also present the prototype of textile sensor based on optical fibres. The authors built a mathematical model of the mechanical part of the sensor in Matlab Simulink program. The results were presented course of a component force of breathing, speed changes and chest movement. The breathing sensor works properly for human groups of different age, during different physical efforts.

**Keywords:** textronic, breath frequency measurement, optical fibers sensors, simulation model.

## 1. Wprowadzenie

Pomiar rytmu oddechu jest jednym z bardzo istotnych wskaźników fizjologicznych człowieka. W pracy przedstawiono prototypowy, tektoniczny sensor do pomiaru częstotliwości oddechu. Czujnik ma strukturę włóknistą, zbudowany jest z tekstylnej sprężyny oraz dwóch światłowodów, nadawczego, odbiorczego i układu elektronicznego. Tego typu konstrukcje interaktywne, hybrydy wyrobów włókienniczych z elementami elektroniki, wykazujące cechę autoadaptacji, zostały nazwane wyrobami tektonicznymi [4, 5].

## 2. Mechanika oddechu

Dla procesów życiowych organizmu człowieka konieczny jest tlen, który jest pobierany z powietrza podczas oddychania. Jest to proces rytmiczny i nieświadomy. Bardzo ważnym zagadnieniem

w pomiarze częstotliwości oddechu, staje się poznanie mechaniki tego procesu oraz związanej z nią fizjologii człowieka. Podczas cyklu oddechowego zmienia się objętość klatki piersiowej w skutek zwiększania się jej trzech głównych wymiarów: przednio-tylnego, poprzecznego i pionowego. Wymiar przednio-tylny zwiększa się w skutek oddalenia się mostka od kręgosłupa dzięki działaniu mięśni unoszących mostek. Powiększenie się wymiaru poprzecznego jest wynikiem podnoszenia łukowato wygiętych ku dołowi żeber środkowych. Powiększenie natomiast ostatniego, pionowego wymiaru jamy klatki piersiowej następuje w wyniku obniżenia się przepony. W czasie skurczu przepona odciśka na narządy leżące w jamie brzusznej i dlatego podczas oddychania obserwuje się rytmiczne uwypuklenie ścian brzucha. Wydech jest w warunkach prawidłowych fazą bierną oddychania. W ostatnim etapie tego procesu następuje rozkurcz mięśni wdechowych, w wyniku czego żebra opuszczają się. W wydechu bierze również udział tłocznia brzuszna, która uciskając na trzewia unosi przeponę ku górze. U zdrowego człowieka podczas oddychania w spoczynku obserwuje się od 14 do 18 cykli na minutę, co jest równoznaczne 8 litrom powietrza. Przy każdym wdechu wpływa do płuc od 350 do 500 ml powietrza i nazywa się ono powietrzem oddechowym, a proces ten to wentylacja płuc minutowa. Liczba wdechów i wydechów zmienia się w zależności od czynności ustroju np. podczas wysiłku i może być od kilkunastu do dwudziestu kilku razy większa od wentylacji płuc minutowej w czasie spoczynku [1, 2].

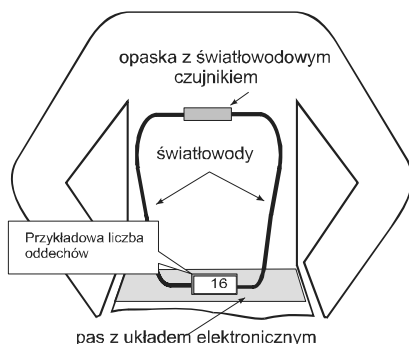
Rytm oddechu mierzony jest przez wielofunkcyjne medyczne urządzenia pomiarowe mierzące kilka wielkości fizjologicznych człowieka lub może być mierzony przez osobny układ pomiarowy. W związku z obecną tendencją wytwarzania tektonicznych ubiorów wyposażonych w układy pomiarowe mierzące wielkości fizjologiczne człowieka [9], opracowano prototyp tekstylnego sensora mierzącego częstotliwość oddechu. W związku z tym, że odzież bezpośrednio styka się z ciałem człowieka, podjęto próby budowy tekstylnego interfejsu odzieżowego, który dodaje do odzieży nową funkcję, prócz funkcjonalności i estetyki, interaktywną adaptację na bodźce zewnętrzne.

Najważniejszą funkcją omawianego prototypowego czujnika jest zwiększenie bezpieczeństwa człowieka. Najlepszym sposobem na to, jest wczesne wykrywanie zagrożeń i skuteczne im przeciwdziałanie. Niedotlenienie podnosi poziom adrenaliny i noradrenaliny, wywołujących przyspieszenie tętna i podwyższenie ciśnienia tętniczego krwi. Postępujące niedotlenienie grozi może śmiercią. Niebezpieczne sytuacje związane z aktywnością zawodową żołnierzy, policjantów, strażaków, ratowników, ale także zwykłych ludzi np. odbywających rekonwalescencje w swoich domach, kreują środowisko potencjalnego zastosowania tektonicznego sensora rytmu oddechowego. Szeroko rozumiany monitoring warunków pracy i stanu zdrowia jest podstawą realizacji tej funkcji. Musi być ona uzupełniona o układy sterowania, w tym też układy automatycznej regulacji, magazynowania

i przesyłu informacji. Ten rodzaj działalności, skupiającej się na ochronie zdrowia człowieka, nosi nazwę e–medycyny lub telemedycyny, która przez ostatnie lata przeżywa swój dynamiczny rozwój [10].

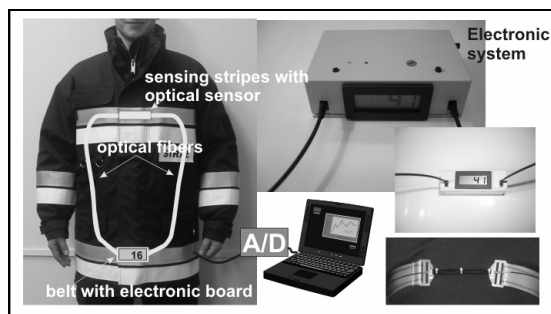
### 3. Budowa tekstronicznego sensora do pomiaru rytmu oddechów

Zbudowany prototyp sensora umieszczony jest na pasie opinającym klatkę piersiową człowieka. Pas może być umieszczony wewnątrz ubrania tekstronicznego (koszula, kurtka lub inna część garderoby) [3, 6]. Przykładowy sposób zamocowania czujnika przedstawia rys. 1. Pokazuje on również sposób ułożenia monofilamentu światłowodowego wraz z miniaturowym układem elektronicznym do zliczania liczby oddechów w czasie jednej minuty. Układ elektroniczny może być umieszczony w opasce lub wszytej kieszeni. Pomiar rytmu oddechowego odbywa się w czasie jednej minuty, po którym jest odczyt wskazań, a następny pomiar rozpoczyna się po wyzerowaniu licznika. Układ elektroniczny może być rozbudowany o wyświetlacz graficzny (pokazujący kształt impulsów podczas oddechu), oraz sygnał alarmowy wykrywający stan zagrożenia życia po przekroczeniu wartości granicznych (minimalnych i maksymalnych).



Rys. 1. Schemat rozmieszczenia tekstronicznego sensora w strukturze odzieżowej  
Fig. 1. Scheme of distribution of a textronic sensor in a clothing structure

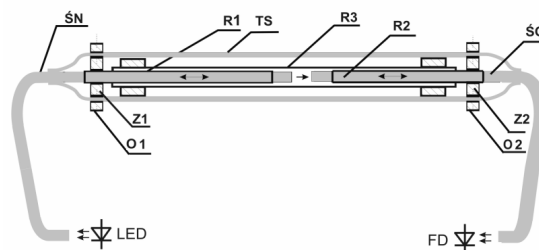
Czujnik rytmu oddechowego może mieć powszechne zastosowanie zarówno w codziennym życiu, jak i dla specjalistycznych działań służb ratowniczych. Jednym z zastosowań układu pomiarowego może być umieszczenie go w kombinezonie strażackim (rys. 2), wewnątrz którego znajduje się pas z czujnikiem.



Rys. 2. Prototyp implementacji sensora oddechu (BFS) do odzieży strażackiej  
Fig. 2. The prototype of implementation of a breathing frequency sensor in a fireman uniform

Opisywane rozwiązanie charakteryzuje się łatwością użytkowania, bez zakłócania jego komfortu [3, 6]. Urządzenie do pomiaru rytmu oddechów składa się z głowicy czujnika, światłowodu nadawczego i światłowodu odbiorczego oraz układu elektronicznego.

Istotną częścią czujnika jest tekstylna głowica, której schemat przedstawiono na rysunku 4.

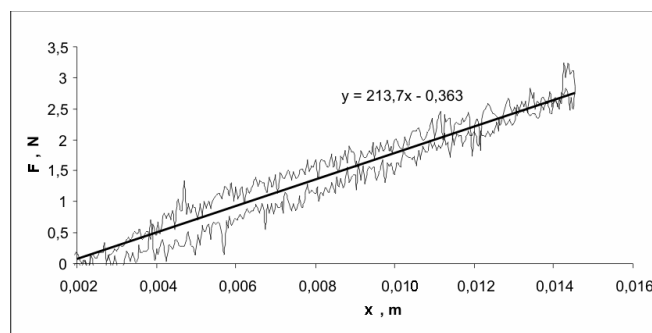


Rys. 3. Schemat głowicy czujnika  
Fig. 3. Scheme of sensor's head

Głowica zbudowana jest z dwóch współosiowo umieszczonych światłowodów z tworzywa sztucznego, nadawczego ŚN i odbiorczego ŚO, które charakteryzowały się tłumieniem 500 dB/km przy transmisji światła 590 nm. Do budowy układu użyto dwóch światłowodów o długości 0,5 m o średnicy rdzenia 1 mm. Całkowita średnica światłowodu z płaszczem wynosiła 2,2 mm. Usytuowane są one poziomo, jeden na przedłużeniu drugiego. Każdy ze światłowodów otoczony jest tuleją R1 oraz R2 i umieszczone są one suwliwie we wspólnej tulei R3. Dodatkowo są zamocowane w obejmach O1 i O2. Obejmy wykonane są z materiału zapewniającego ich przyczepność do odzieży, przy czym koniec każdej z tulei R1 i R2 jest zakleszczony w zacisku Z1, Z2. Zaciski Z1 i Z2 są złączone ze sobą tekstylną sprężyną, natomiast przeciwny koniec włókna optycznego, światłowodu nadawczego ŚN jest usytuowany na wprost diody elektroluminescencyjnej LED, która go oświetla. Drugi koniec włókna optycznego odbiorczego ŚO jest usytuowany naprzeciw fotodiody FD ją oświetlając. Zasada działania sensora polega na zmianie odległości między końcami światłowodów w głowicy podczas ruchów klatki piersiowej, co powoduje zmianę natężenia promieniowania przenoszonego przez światłowód odbiorczy oświetlający fotodiody FD.

### 4. Badania czujnika oddechów

Przeprowadzone badania miały na celu wyznaczenie charakterystyk statycznych i dynamicznych czujnika oraz posłużyły do określenia parametrów części mechanicznej modelu czujnika. Specyficzna konstrukcja czujnika wynikająca z jego tekstylnej struktury wymagała wyznaczenia charakterystyki tekstylnej sprężyny, która jest istotną częścią czujnika pełniącą funkcję sprężyny zwrotnej decydującej o jego prawidłowym działaniu. Charakterystykę statyczną tekstylnej sprężyny czujnika wyznaczono na rozciągacze Instron. Zarejestrowane wyniki w postaci pętli histerezy ilustruje rys. 4.



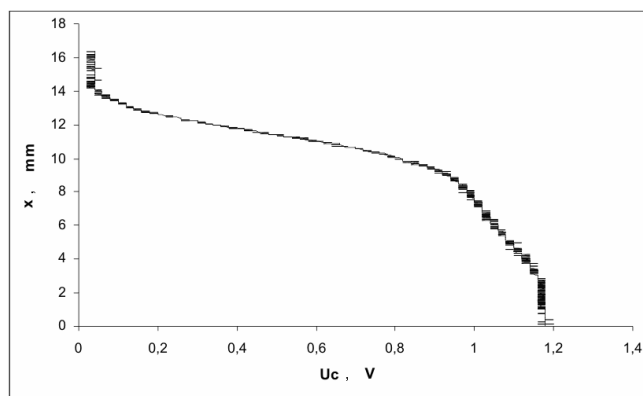
Rys. 4. Charakterystyka tekstylnej sprężyny  
Fig. 4. Characteristic of textile spring

Na podstawie wyznaczonej charakterystyki określono stałą sprężyny  $k$ . Równanie opisujące charakterystykę sprężyny podano zależnością (1):

$$F=213,7x-0,363 \quad (1)$$

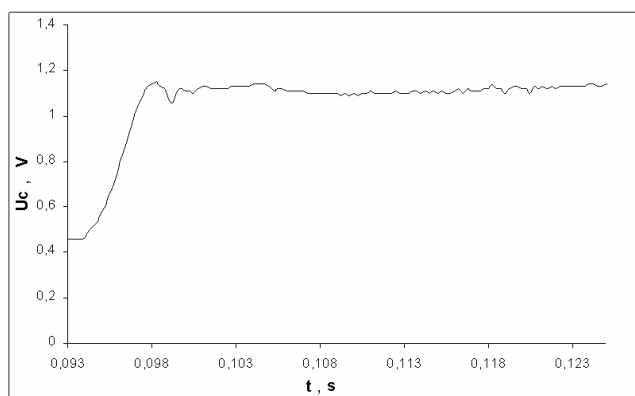
stąd: stała sprężyny wynosi:  $k=\frac{\Delta F}{\Delta x}=213,7 \frac{N}{m}$

Charakterystykę statyczną czujnika rys. 5,  $U_c = f(x)$ , gdzie  $U_c$  to napięcie na fotodetektorze, wyznaczono na rozciągacze Intron. Charakterystyka jest nieliniowa i wynika to z części optoelektronicznej.



Rys. 5. Charakterystyka statyczna czujnika do pomiaru rytmu oddechów  
Fig. 5. Static characteristic of breathing frequency sensor

Oddychanie ma charakter procesu zbliżonego do harmonicznego w zakresie małych częstotliwości, niemniej ważnym jest wyznaczenie czasu reakcji czujnika na skokowe wymuszenie siłą. Wyznaczono charakterystykę dynamiczną czujnika, poprzez skokową zmianę siły na jednym z końców sensora. Zarejestrowano odpowiedź skokową rys. 6, czujnika na skokowe odciążenie siłą  $\Delta F = 1,64 \text{ N}$ , której odpowiadało przemieszczenie końców światłowodów o  $\Delta x = 7,66 \cdot 10^{-3} \text{ m}$  względem siebie.

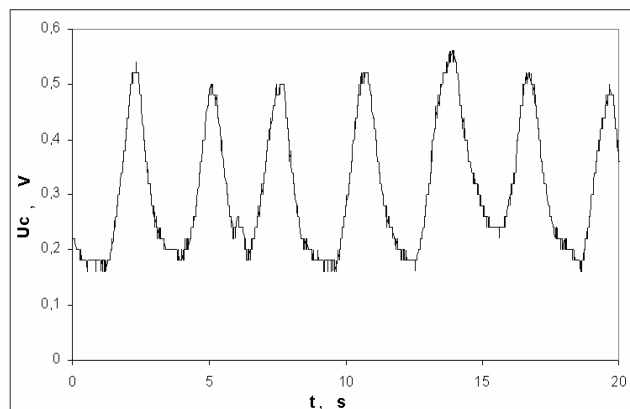


Rys. 6. Odpowiedź sensora na wymuszenie skokowe siły  $\Delta F = 1,64 \text{ N}$ , odpowiadającemu przemieszczeniu światłowodów  $\Delta x = 7,66 \cdot 10^{-3} \text{ m}$   
Fig. 6. Sensor's response to unit jump force  $\Delta F = 1,64 \text{ N}$ , respond to optical fibers displacement  $\Delta x = 7,66 \cdot 10^{-3} \text{ m}$

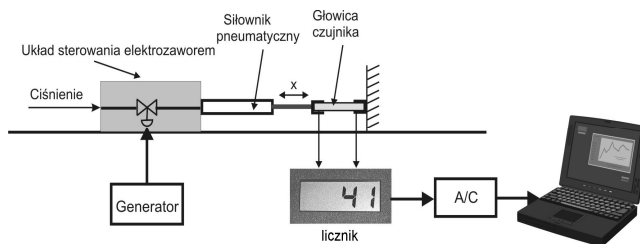
Rzeczywisty przebieg procesu oddychania dla miarowego oddechu bez uprzedniego podania środków farmakologicznych zarejestrowany opisywanym czujnikiem ilustruje rys. 7.

Wielkością wyjściową czujnika jest napięcie analogowe o kształcie quasi-okresowym odpowiadające quasi-okresowemu ruchowi klatki piersiowej podczas oddychania. Estymatą tego napięcia jest częstotliwość odpowiadająca miarowemu oddechowi. Pomiar rytmu oddechu jest wykonywany w czasie 1 minuty. Dla sprawdzenia poprawności działania czujnika dla harmonicznych

wymuszeń przeprowadzono badania na zbudowanym stanowisku pomiarowym przedstawionym na rys. 8.

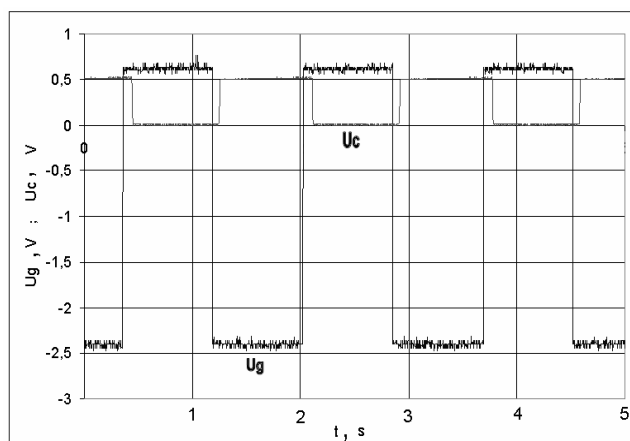


Rys. 7. Napięcie wyjściowe czujnika odpowiadające unormowanemu oddechowi  
Fig. 7. Sensor's output voltage responding to steady breathing



Rys. 8. Schemat układu pomiarowego  
Fig. 8. Scheme of the measuring system

Czujnik zamocowano jednostronnie w nieruchomym uchwycie a drugi jego koniec przymocowano za pomocą uchwytu do tłoczyska kompaktowego siłownika pneumatycznego. Siłownik sterowano z generatora fali prostokątnej poprzez elektrozawór. Tłoczysko siłownika wykonywało ruch posuwisto-zwrotny na drodze 10 mm. Częstotliwość napięcia sterującego z generatora zmieniano w zakresie wartości fizjologicznych częstości oddechu człowieka. Przykładowo wybrane przebiegi napięcia sterującego i wyjściowego czujnika zamieszczono na rys. 9.

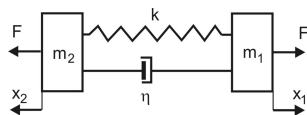


Rys. 9. Przebiegi napięć z generatora sterującego  $U_g$  i czujnika rytmu oddechu  $U_c$  dla częstotliwości napięcia generatora 0,6 Hz  
Fig. 9. Voltage course from pilot oscillator  $U_g$  and breathing rhythm  $U_c$  for 0,6 Hz generator frequency

Przebiegi napięć z generatora sterującego i czujnika są w przeciwfazie i przesunięte są względem siebie. Wynika to z umieszczenia względem siebie czujnika i siłownika. Przesunięcie fazowe napięć związane jest opóźnieniem wnoszonym przez siłownik pneumatyczny.

### 5. Model części mechanicznej czujnika

Czujnik składa się z części mechanicznej i optoelektronicznej. Elementami optoelektronicznymi czujnika są dioda elektroluminescencyjna, fotodioda oraz światłowody, które charakteryzują się bardzo dobrymi właściwościami dynamicznymi w porównaniu do właściwości dynamicznych oddechu człowieka. Dlatego dla poznania właściwości dynamicznych czujnika zbudowano model części mechanicznej. Czujnik składa się z dwóch światłowodów, których końce umieszczone w tulei poruszają się suwliwie z bardzo małym tarciem lepkim o współczynniku  $\eta$ . Ruch światłowodów wymuszony jest składową siły wynikającej z ruchu klatki piersiowej w czasie oddychania. Światłowody są elementami ruchomymi czujnika o masach  $m_1$  i  $m_2$ , ponieważ mają te same wymiary geometryczne wobec tego można przyjąć, że masy ich są sobie równe  $m_1 = m_2$  i wynoszą  $m$ . Światłowod nadawczy i odbiorczy czujnika połączony jest z tekstylną sprężyną o stałej  $k$  sprężystości. Czujnik ma strukturę tekstylną, ponieważ składa się z włókien optycznych i tekstylnej sprężyny. Mechaniczny model czujnika jest układem o dwóch stopniach swobody, który jest przedstawiony na rys. 10.



Rys. 10. Model części mechanicznej czujnika  
Fig. 10. Mechanical model of the sensor

Równania opisujące właściwości dynamiczne części mechanicznej czujnika:

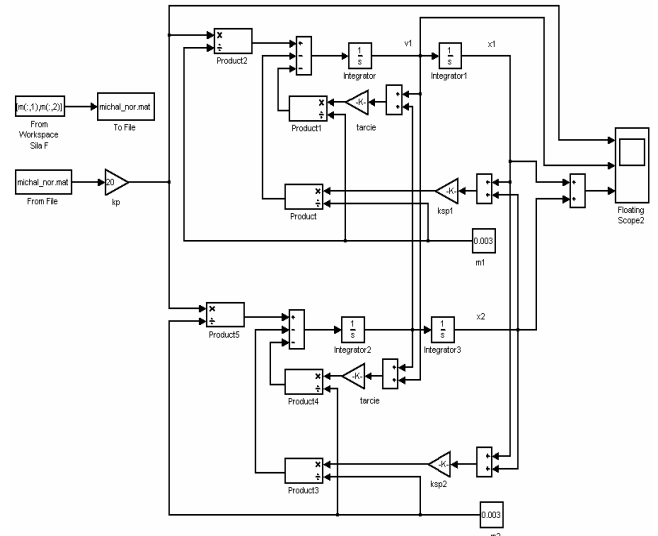
$$\begin{aligned}
 m_1 \frac{d^2 x_1}{dt^2} - \eta \left( \frac{dx_1}{dt} + \frac{dx_2}{dt} \right) - k(x_1 + x_2) &= F \\
 m_2 \frac{d^2 x_2}{dt^2} - \eta \left( \frac{dx_1}{dt} + \frac{dx_2}{dt} \right) - k(x_1 + x_2) &= F
 \end{aligned}
 \tag{2}$$

gdzie:

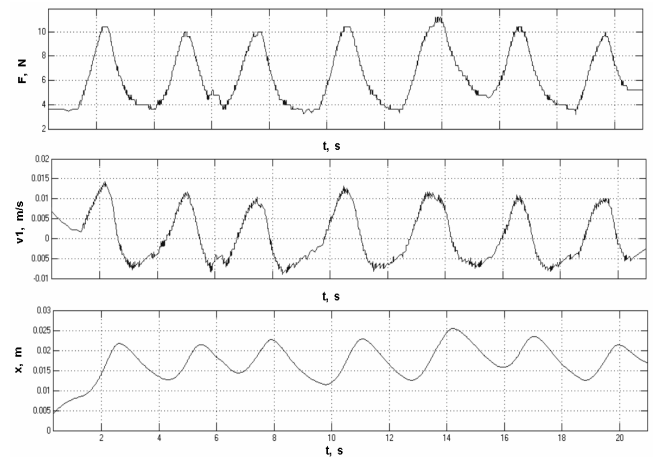
- $m_1, m_2$  - masa światłowodów nadawczego i odbiorczego,
- $x_1, x_2$  - przesunięcia światłowodów nadawczego i odbiorczego,
- $x_1 + x_2 = x$  - całkowite rozsuniecie się światłowodów nadawczego i odbiorczego,
- $\eta$  - współczynnik tarcia tulei,
- $k$  - stała sprężyny tekstylnej,
- $F$  - składowa siły oddechu.

Obliczenia symulacyjne zrealizowano w programie Matlab-Simulink. Schemat obliczeniowy zbudowany na podstawie układu równań (2) ilustruje rys. 11. W modelu wymuszeniem jest jeden z wybranych rzeczywistych przebiegów siły, zarejestrowanej podczas cyklu unormowanego oddechu za pomocą zbudowanego czujnika tensometrycznego. Rzeczywisty przebieg siły przeniesiono do przestrzeni roboczej Matlaba, a następnie jako wymuszenie do schematu maszynowego czujnika w Simulinku.

Wyniki symulacji zamieszczono na rys. 12 w postaci przykładowo wybranych przebiegów siły oddechu w funkcji czasu, częstości rytmu oddechowego odpowiadającemu prędkości końców światłowodów i ich przemieszczenia.

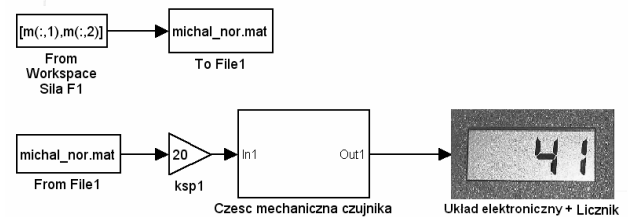


Rys. 11. Model symulacyjny części mechanicznej czujnika w programie Matlab Simulink  
Fig. 11. Simulation model of mechanical part of sensor created in Matlab Simulink program



Rys. 12. Przebiegi składowej siły oddechu  $F$ , prędkości zmian oddechu  $v$ , przemieszczenia klatki piersiowej  $x$   
Fig. 12. The course of the force component of breathing  $F$ , speed changes of breathing  $v$ , chest movement  $x$

Pełny model obliczeniowy czujnika z układem elektronicznym w Simulinku przedstawiono na rys. 13. Blok układu elektronicznego ze wskaźnikiem cyfrowym można rozwinąć, zastępując wyświetlacz cyfrowy wyświetlaczem graficznym, pozwalającym zobrazować nie tylko częstość oddechów, ale również kształt impulsów podczas oddychania.



Rys. 13. Schemat blokowy układu pomiarowego rytmu oddechu  
Fig. 13. The block scheme of breathing measurement system

## 6. Wnioski

Zbudowany tekstylny czujnik do pomiaru rytmu oddechowego może znaleźć zastosowanie w różnego typu ubiorach, ze względu na swoją włóknistą strukturę, elastyczność oraz małe wymiary tworząc tym samym trójwymiarowe interfejsy odzieżowe. Czujnik cechuje się nieliniową charakterystyką statyczną. Nieliniowość czujnika nie wpływa na wynik pomiaru częstotliwości oddechu, gdyż nie jest mierzona amplituda napięcia wyjściowego, lecz liczba impulsów napięcia w czasie jednej minuty. Zliczane są narastające zbocza impulsów po uprzednim uformowaniu ich w fałę prostokątną napięcia. Czas ustalenia się odpowiedzi na wymuszenie skokowe wynosi 27 ms, co określa właściwości dynamiczne czujnika. Czas ustalenia się odpowiedzi czujnika jest kilkakrotnie mniejszy od czasu trwania pojedynczego oddechu. Czujnik w czasie badań testowych, w których był poddawany harmonicznym wymuszeniom oraz badań w warunkach rzeczywistych działał poprawnie.

Praca finansowana z grantu nr 3 TO8E061, Tekstroniczny inteligentny wyrób włókienniczy służący do monitorowania wskaźników fizjologicznych człowieka, Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego Departamentu Badań Naukowych.

## 7. Literatura

[1] W. Sylwanowicz i inni: Anatomia i Fizjologia Człowieka, PZWL Warszawa 1980.

- [2] W.Z. Traczyk: Fizjologia człowieka w zarysie, wydanie IV poprawione i uzupełnione, PZWL Warszawa 1989.
- [3] J. Zięba, M. Frydrysiak: Textronic – Electrical and electronic textiles sensors for breathing frequency measurement, *Fibers & Textiles in Eastern Europe* No 5(59) 2006.
- [4] K. Gniotek, Z. Stempień, J. Zięba: Textronic, a new field of knowledge (in Polish), *Przegląd Włókienniczy* nr 2, 2003.
- [5] K. Gniotek, I. Krucińska: The basic problem of textronics, *Fibres & Textiles in Eastern Europe*, January/March, 2004.
- [6] J. Zięba, M. Frydrysiak, K. Gniotek: Textiles sensors for breathing frequency measurement, 13th international Conference Strutex, Czech Republic, 2006.
- [7] A. Selvarajan, A. Asundi.: Photonic fibers optic sensors and their application in smart structures, Department of Electrical Communication Engineering Indian Institute of Science and Department of Mechanical Engineering, Hong Kong University, Hong Kong 2001.
- [8] E. Deflin, A. Weill, V. Koncar: Communicating clothes: optical fibre fabric for a new flexible display, *Proceedings Avantex Symposium* 2002.
- [9] X. Tao: Smart fibres, fabric and clothing. The textile Institute, Smart Textile Composites integrated with fibre optic sensors p.174-199, 2001.
- [10] A. Cysewska-Sobusiak: Modelowanie i pomiary sygnałów biooptycznych, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań 2001.

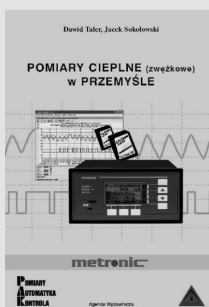
Artykuł recenzowany

## INFORMACJE

# Książki Wydawnictwa PAK



Książka „Komputerowa technika pomiarowa. Oprogramowanie wirtualnych przyrządów w LabVIEW”, autorstwa Dariusza Świsulskiego, stanowi kontynuację wydanej w 2002 roku książki „Komputerowa technika pomiarowa w przykładach”. Zasadniczą część książki zajmuje bardzo szczegółowy opis środowiska LabVIEW. Książka przeznaczona jest dla osób rozpoczynających pracę z oprogramowaniem LabVIEW, ale będzie również interesująca dla osób, które już wcześniej używały tego środowiska.



Książka „Pomiary cieplne (zwężkowe) w przemyśle” stanowi nową pozycję literatury poświęconą pomiarom strumienia masy i ciepła płynów przepływających w przewodach przy użyciu zwęzek pomiarowych. Książka przeznaczona jest dla inżynierów i techników zajmujących się zagadnieniami ciepłoprzepływowymi w przemyśle, energetyce i ogrzewnictwie. W książce omówiono przyrządy i układy do pomiarów zwężkowych strumienia ciepła, produkowane przez firmę Metronic.



Książka „Regulacja mikroklimatu pomieszczenia” stanowi nowe opracowanie w stosunku do wydanej w 2002 r. książki „Klimat Pomiaru Regulacja”. Prezentuje ona aktualny stan wiedzy na temat mikroklimatu pomieszczeń i nowoczesne rozwiązania systemów pomiarowo - regulacyjno - sterujących oferowanych przez firmę LAB-EL. Rozwiązania te są osiągnięciem polskiej myśli technicznej o standardzie europejskim.

Zamówienia prosimy składać na adresy PAK:

Wydawnictwo PAK  
00-050 Warszawa, ul. Świętokrzyska 14A,  
tel./fax: 022 827 25 40

Redakcja PAK  
44-100 Gliwice, ul. Akademicka 10, p. 30b,  
tel./fax: 032 237 19 45  
e-mail: [wydawnictwo@pak.info.pl](mailto:wydawnictwo@pak.info.pl)