

## Grzegorz SZCZĘSNY<sup>1,2</sup>, Leszek ADAMOWICZ<sup>3</sup>, Jan GRABSKI<sup>4</sup>, Robert SZYDŁOWSKI<sup>5</sup>, Jarosław MARCINEK<sup>6</sup>

<sup>1</sup>KLINIKA ORTOPEDII WARSZAWSKIEGO UNIwersYTETU MEDYCZNEGO, Lindleya 4, 00-005 Warszawa

<sup>2</sup>INSTYTUT MEDYCZYNY DOŚWIADCZALNEJ I KLINICZNEJ PAN, Pawińskiego 5, 02-106 Warszawa

<sup>3</sup>ROHM SEMICONDUCTOR GMBH, ul. Myśliwiecka 11 m. 8a, Warszawa

<sup>4</sup>WYDZIAŁ FIZYKI POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ, ul. Koszykowa 75, 00-662 Warszawa

<sup>5</sup>SANOPI, ul. Bonifraterska 17, 00-203 Warszawa

<sup>6</sup>WB ELECTRONICS, ul. Poznańska 129/133, 05-850 Ożarów Mazowiecki

## Urządzenie do pomiarów niskich ciśnień w czasie rzeczywistym w medycynie i fizjologii

### Dr hab. n med. Grzegorz SZCZĘSNY

Lekarz zatrudniony w Klinice Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego oraz w Instytucie Medycyny Doświadczalnej i Klinicznej Polskiej Akademii Nauk zajmujący się zawodowo leczeniem chorych z urazami narządu ruchu oraz powikłaniami septycznymi układu kostno – stawowego. Obszar zainteresowań naukowych obejmuje zagadnienia m.in. fizjologii i patologii procesu gojenia złamań i ran tkanek miękkich, immunologii klinicznej, mikrokrążenia i implantów ortopedycznych.

e-mail: [g.szczesny@cmdik.pan.pl](mailto:g.szczesny@cmdik.pan.pl)



### Mgr inż. Leszek ADAMOWICZ

RSM w Rohm Semiconductor, absolwent Wydziału FTiMS Politechniki Warszawskiej. Współautor specjalistycznych systemów pomiarowych (pulsoksymetr światłowodowy, systemy analizy obrazu z autorską kartą frame grabber, itd) Od wielu lat związany ze wspieraniem polskiego rynku elektroniki głównie w obszarze aplikacji embedded (platformy mikroprocesorowe, systemy zasilania, interfejsy, RF/RFID, High Performance Analog Path).

e-mail: [Leszek.adamowicz@lead.biz.pl](mailto:Leszek.adamowicz@lead.biz.pl)



### Doc. dr Jan GRABSKI

Absolwent Wydziału Fizyki Uniwersytetu Warszawskiego. Zatrudniony na Wydziale Fizyki Politechniki Warszawskiej. Pracę dydaktyczną łączy z działalnością popularyzatorską i naukową, specjalizując się w fizyce ciała stałego. Kierownik Laboratorium Fizyki II oraz Pracowni Spektroskopii Mossbauerowskiej i Badań Magnetycznych. Współautor kilkudziesięciu publikacji naukowych oraz kilku skryptów akademickich. Promotor kilkunastu magistrów i dyplomantów.

e-mail: [grabski@if.pw.edu.pl](mailto:grabski@if.pw.edu.pl)



### Streszczenie

Codzienna praktyka kliniczna, badania kliniczne i doświadczalne wymagają aparatury umożliwiającej dokonywanie pomiarów ciśnień równoległe w wielu kompartmentach tkankowych i w układzie naczyniowym z dużą dokładnością w czasie rzeczywistym. Dla tych zastosowań stworzono prototyp aparatury umożliwiającej wielopunktowe (do 8 sond) pomiary ciśnień z rozdzielczością do 0,01 mmHg w zakresie -150 do +300 mmHg, z częstotliwością 100 Hz. System składa się z zestawu sond ciśnienia, 24 bitowego przetwornika A/C, niskomocowego procesora obróbki wstępnej digitalizującego mierzone parametry ciśnień, oraz nadajnika radiowego (2.4 GHz) przekazującego bezprzewodowo mierzone wartości ciśnienia do kontrolera umieszczonego w pewnej odległości od miejsca pomiaru. Skonstruowane urządzenie dzięki znacznej miniaturyzacji eliminującej wpływ elementów urządzenia na mierzone ciśnienia oraz znacznie zmniejszającą uciążliwość długotrwałych pomiarów dla chorego, wysoka precyzja pomiarów wykonywanych w czasie rzeczywistym z wysoką częstotliwością oraz autonomiczne źródło zasilania sond pomiarowych umożliwiające długotrwałe (do 72 godzin) pomiary rękują jego szerokie zastosowanie w praktyce medycznej, w badaniach klinicznych i doświadczalnych.

**Słowa kluczowe:** Pomiar ciśnienia o dużej dokładności – ciśnienia wewnątrznaczyniowe i tkankowe – mikrokrążenie – 24 bitowy przetwornik analogowo – cyfrowy – analiza komputerowa PC.

### Mgr inż. Robert SZYDŁOWSKI

IS Operation Specialist w dziale Informatyki w firmie farmaceutycznej Sanofi-Aventis. Absolwent Wydziału Fizyki Politechniki Warszawskiej. Główny obszar zainteresowań to fizyka, elektronika, programowanie oraz motoryzacja.

e-mail: [Mobmel44@o2.pl](mailto:Mobmel44@o2.pl)



### Mgr inż. Jarosław MARCINEK

Konstruktor w WB Electronics, absolwent Wydziału Elektroniki i Technik Informatycznych Politechniki Warszawskiej. Autor i współautor wielu konstrukcji elektronicznych dla przemysłu wojskowego, medycznego (spektrofotometr, densytometr), automotive i innych branży.

e-mail: [J.Marcinek@wb.com.pl](mailto:J.Marcinek@wb.com.pl)



## Device for on-line measurement of low value pressures in medicine and physiology

### Abstract

For medical purpose, clinical diagnosis and physiological experiments an equipment enabling on-line monitoring of pressure in tissue compartments as well as blood and lymphatic vessels with high-precision is required. Thus, a prototype of the equipment for on-line measurements of pressures ranging from -150 to +300 mmHg with high resolution (0,01 mmHg) in up to 8-channels simultaneously with frequency up to 100 Hz was manufactured. It consists of a set of high precision pressure microprobes enabling parallel measurements of pressure in several tissues and intravascular compartments (in the presented prototype up to 8 probes), a 24-bit ADC low-power micro-controller digitalizing pressure values and a 2.4 GHz radio transceiver for wireless data transfer from pressure probes to the extracorporeal controller. Miniaturization, autonomic power supply and lack of cable connectors allowed reducing the influence of equipment components on the measured pressure and improved patient's comfort during long-lasting measurements. The constructed equipment enables high precision, long-lasting (up to 72 hours), on-line pressure measurements for medical and laboratory applications.

**Keywords:** high resolution pressure measurement – endovascular and tissue pressure – microcirculation – 24 bit ADC – PC data analysis.

### 1. Założenia konstrukcyjne

Badania biomedyczne nad fizjologią mikrokrążenia wymagają poznania ciśnień panujących w poszczególnych elementach układu naczyniowego w obrębie tkanki (tętniczego, żylnego i chłonnego) oraz ciśnienia śródtkankowego. Poznanie wzajemnych zależności rozkładu ciśnień w poszczególnych kompartmentach (wewnątrz i zewnątrznaczyniowych, oraz pod- i nadpowięziowych) jest zasadniczym elementem umożliwiającym zrozumienie mechanizmu powstawania lokalnych zaburzeń krążenia leżących u podstaw wielu procesów chorobowych, w tym prowadzących do

powstania obrzęków. Umożliwia też miarodajną ocenę skuteczności poszczególnych rodzajów terapii stosowanych w leczeniu tych schorzeń [1].

Naszym celem było wytworzenie aparatury umożliwiającej jednoczesne pomiary ciśnień w kilku – kilkunastu (w pierwotnych założeniach do ośmiu) punktach z dużą rozdzielczością rzędu 0,01 mmHg w zakresie -150 do +300 mmHg w czasie rzeczywistym przy częstotliwości do 100 pomiarów na sekundę dla zastosowań diagnostycznych w medycynie i badawczych w fizjologii.

Projektowanemu układowi pomiarowemu postawiliśmy następujące wymogi:

1. Zdolność uzyskania precyzyjnego i miarodajnego pomiaru ciśnień wewnątrznaczyniowych opartych na metodzie pomiaru krwawego (tj. poprzez bezpośrednie skaniulowanie naczynia krwionośnego lub chłonnego) oraz ciśnień tkankowych opartych na pomiarze wykonywanym przy użyciu techniki „wick in needle” zgodnie z założeniami opracowanymi przez Scholandra i wsp.[2].
2. Zwarta budowa sondy pomiarowej ciśnienia osiągnięta przez wykorzystanie miniaturowego scalonego elementu pomiarowego (czujnika ciśnienia) umożliwiającego wyeliminowanie dodatkowych elementów zaburzających wyniki pomiaru (kaniule, łączniki itp.).
3. Wysoka czułość i precyzja, duża szybkość pomiarów oraz długi czas sesji pomiarowej osiągnięte przez zastosowanie najnowszych osiągnięć elektroniki.
4. Konstrukcja urządzenia spełniająca wymogi bezpieczeństwa elektrycznego (całkowicie separowane galwanicznie zasilanie bateryjne), mikrobiologicznego i wirusologicznego umożliwiające jego zastosowanie w praktyce klinicznej, tj. umożliwiające sterylizację gazową (w N<sub>2</sub>O) bez ryzyka trwałego uszkodzenia elementu pomiarowego.
5. Wygoda użytkowania, zagwarantowanie maksymalnej swobody ruchów badanego, a przez to minimalizacja wpływu aparatury na wyniki pomiaru poprzez wykorzystanie łączności bezprzewodowej pomiędzy sondami pomiarowymi a koncentratorem danych oraz minimalizację rozmiaru i wagi wszystkich elementów systemu pomiarowego.

## 2. Budowa sondy pomiarowej

Zasadniczym elementem sondy pomiarowej wpływającym na precyzję pomiarów jest układ kondycjonowania sygnału z sensora ciśnienia typu MEMS (Micro Electro-Mechanical Systems). Ten element układu zawierający wzmacniacz pomiarowy oraz przetwornik ADC typu sigma-delta jest starannie ekranowany, aby zagwarantować maksymalną separację od zakłócającego wpływu bloku cyfrowego. Jako opcję można zamontować w tej części obwodu drukowanego (PCB) zintegrowany sensor ciśnienia MEMS zawierający oprócz skompensowanego mostka tensometrycznego w/w układy oraz interfejs szeregowy I2C lub SPI do bloku mikroprocesora. Zaletą tego wariantu jest optymalizacja wszystkich parametrów elektrycznych i mechanicznych zagwarantowana przez samego producenta. Dobrym przykładem takiego rozwiązania jest przetwornik MPL3115A2 firmy Freescale o rozdzielczości 20-bitów z interfejsem I2C. Ze względu na minimalizację wymiarów PCB sondy pomiarowej i poboru mocy wykorzystano układ CC2533 typu SoC (System on Chip) firmy Texas Instruments zawierający w jednym układzie scalonym o wymiarach 6 x 6 mm niskomocowy mikrokontroler z rdzeniem 8051 oraz transceiver radiowy pracujący w paśmie 2.4 GHz. Bogate peryferia, wydajność oraz zasoby samego mikrokontrolera umożliwiają efektywną i szybką transmisję danych z wykorzystaniem własnego protokołu lub ZigBee. Kolejnym blokiem sondy jest układ BU00UV9G przetwornicy napięcia DC/DC typu boost firmy Rohm Semiconductor gwarantujący pracę całego systemu przy zasilaniu pojedynczym, popularnym ogniwem typu L1164 (pastylka o średnicy 11 mm). Układ zasilania gwarantuje stabilne napięcie zasilające wszystkich bloków sondy pomiarowej aż do praktycznie całkowitego wyczerpania baterii, co pozwala na osią-

gnięcie czasu pracy powyżej 72 godzin. Płytką prototypowa ma wymiary 12 mm x 35 mm i oprócz opisanych wcześniej bloków zawiera złącze mocujące baterię oraz miniaturową antenę ceramiczną z układem dopasowania (tzw. balun).

## 3. Budowa koncentratora danych

Koncentrator danych, podobnie jak sonda pomiarowa, zawiera układ SoC CC2533 zapewniający komunikację radiową oraz realizację własnego protokołu sieciowego w zintegrowanym mikrokontrolerze. Strumień danych trafia poprzez interfejs SPI do drugiego procesora opartego na architekturze ARM (Cortex-M3), który kontroluje proces zapisu/odczytu danych na karcie  $\mu$ SD o pojemności do 2 GB (przy maksymalnej częstotliwości pomiarów 100 Hz i 8 kanałach wystarcza to do zapisu 72 godzin pomiarów). Procesor zawiera dodatkowo interfejs USB typu klient umożliwiający wymianę danych z PC czy tabletem. Alternatywną metodą dostępu do danych jest ich bezpośredni odczyt z kart  $\mu$ SD. Koncentrator jest zasilany pojedynczą baterią AA przy wykorzystaniu układu konwertera BU00UV9G DC/DC typu BOOT, przez co osiągnięto zmniejszenie wagi i wymiarów urządzenia. Opcjonalnie system może być wyposażony w interfejs WiFi lub/i BT bądź wreszcie GSM gwarantując zdalny monitoring badanego. Dodatkowym elementem koncentratora danych jest układ sensora referencyjnego ciśnienia atmosferycznego oparty na identycznych komponentach jak w sondzie pomiarowej. Przycisk sterujący umieszczono w sposób uniemożliwiający jego przypadkowe użycie. Istnieje możliwość programowego zablokowania jego funkcjonalności po wejściu w tryb pomiarów poprzez wybranie odpowiedniej opcji w programie sterującym. Minimalizuje to możliwość ewentualnych manipulacji przez osoby nieuprawnione. Podobnie zabezpieczono kartę  $\mu$ SD poprzez schowanie jej wewnątrz obudowy koncentratora.

## 4. Opis działania systemu

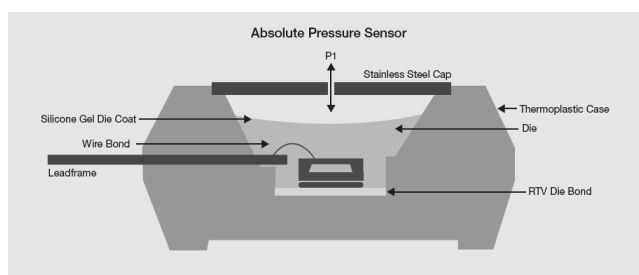
Po włożeniu baterii do sondy pomiarowej urządzenie automatycznie przechodzi w tryb synchronizacji z koncentratorem danych, co jest sygnalizowane miganiem sygnalizacyjnej diody LED z częstotliwością 1 Hz. Po naciśnięciu przycisku znajdującego się w koncentratorze następuje przypisanie unikalnego adresu fizycznego sondy do kolejnego kanału pomiarowego (zaczynając od 1 do 8), synchronizacja liczników czasu sondy i koncentratora oraz wpisanie pozostałych parametrów pomiarów (jak częstotliwość pomiarów) do rejestrów konfiguracyjnych sondy ciśnienia, co jest sygnalizowane zmniejszeniem częstotliwości migania diody sygnalizacyjnej do 0.2 Hz. Opisaną procedurę powtarza się dla kolejnych sond pomiarowych. Długie naciśnięcie (ponad 3 sekundy) przycisku synchronizacji kończy proces parowania sond pomiarowych. Sondy przypisane do kolejnych kanałów pomiarowych zapalają kolejno swoje diody wskaźnikowe. Sekwencja ta powtarzana jest trzy razy i od tego momentu system jest w stanie gotowości do rozpoczęcia pomiarów. W tym modzie pracy sondy pobierają minimalną ilość energii nasłuchując cyklicznie, co 1 sek sygnału do rozpoczęcia pomiarów. Aby uniknąć widocznego skrócenia czasu pracy w modzie pomiarowym zaleca się nie przedłużać czasu czuwania ponad 1 tydzień. Po ponownym długim naciśnięciu przycisku synchronizacji system rozpoczyna cykl pomiarowy, co jest sygnalizowane miganiem LED-ów wskaźnikowych wszystkich aktywnych sond z częstotliwością 0.1 Hz. Zakończenie pomiarów następuje po kolejnym długim naciśnięciu przycisku synchronizacji (dioda wskaźnikowa zaczyna migać z częstotliwością 1 Hz sygnalizując ponowne wejście w tryb synchronizacji) bądź przy krytycznie niskim stanie naładowania baterii, co jest sygnalizowane miganiem diody wskaźnikowej z częstotliwością 2 Hz. W takim przypadku rozpoczęcie pomiarów jest możliwe po wymianie baterii zasilającej i powtórzeniu procesu parowania. Pozostały czas pracy każdej z sond pomiarowych może być w każdej chwili odczytany z koncentratora poprzez wysoko poziomowe oprogramowanie systemu działające pod

systemem Android bądź MS Windows. Program sterujący umożliwia także definiowanie częstotliwości pomiarów oraz innych parametrów pracy sond pomiarowych i zapisanie ich w koncentratorze umożliwiając mu autonomiczną pracę. Zaimplementowany protokół sieciowy opiera się na określeniu i synchronizacji dla każdej sondy szczeliny czasowej (minimalnie 1.25 ms). W tym czasie sonda oczekuje na zaproszenie do transmisji wysłane przez koncentrator i po otrzymaniu takiego sygnału transmituje swoje dane dokonując ewentualnej korekty czasowej okna transmisji. Sam pomiar ciśnienia dokonywany jest w ściśle określonym momencie (w relacji do przypisanego okna czasowego) gwarantując jego jednoczesność we wszystkich sondach.

## 5. Opis oprogramowania

Główną rolą aplikacji jest konfiguracja parametrów systemu pomiarowego oraz zapis i wizualizacja danych o ciśnieniu przesłanych z koncentratora. W części konfiguracyjnej zadawane są takie parametry jak częstotliwość pomiarów, sposób uśredniania oraz opis czujnika ułatwiający jego identyfikację (po procesie parowania możliwe jest uruchomienie funkcji prezentacji czujnika przypisanego do konkretnego kanału poprzez trzykrotne zapalenie jego sygnalizacyjnej diody LED). W zakładce konfiguracyjnej możliwe jest także zablokowanie działania przycisku sterującego oraz sprawdzenie stanu baterii wszystkich zsynchronizowanych sond pomiarowych i koncentratora. Okno pomiarowe umożliwia wizualizację pomiarów ciśnienia w formie przesuwającego się wykresu. Możliwa jest praca w trybie on-line bądź praca w trybie przeglądania wcześniej zebranych danych pomiarowych. Program umożliwia także eksport zebranych danych do pliku typu xls. Wersja testowa aplikacji pracuje w środowisku MS Windows, ale ze względu na rosnącą popularność tabletów i smartfonów planowane są także implementacje w systemach Android, Windows Mobile, iOS.

Dla potrzeb projektowanego urządzenia opracowano technikę wytwarzania kaniuli oraz technikę kaniulacji naczyń krwionośnych i chłonnych o średnicy poniżej 1 mm (minimalna średnica kaniulowanego naczynia rzędu 0,25 mm), jak również opracowano akceptowalną do zastosowania w pomiarach klinicznych metodę pomiaru ciśnień tkankowych metodą „wick in needle” z zachowaniem zasad jałowości i minimalnej inwazyjności wykonywanych pomiarów.



Rys. 1. Schemat budowy czujnika ciśnienia (wykorzystano materiał firmy Freescale)  
Fig. 1. Cross-section of the pressure sensor (Freescale material)

Skonstruowana sonda pomiarowa ciśnienia została zminimalizowana do objętości nieprzekraczającej 1.5 cm<sup>3</sup> i jest przystosowana do mocowania bezpośrednio na kaniuli pomiarowej. Zawiera ona miniaturowy przetwornik ciśnienia, blok elektroniki oraz autonomiczne źródło zasilania. Poprzez zredukowanie liczby i długości łączników i drenów łączących czujnik z kaniulą pomiarową oraz wyeliminowanie biernych elementów elektrycznych (okablowania) i odpowiednie ekranowanie układu pomiarowego zminimalizowano wpływ zakłóceń prowadzonych pomiarów. Niewielkie wymiary urządzenia pozwalają też na zminimalizowanie wpływu zaburzeń odczytów wywołanych ruchami dowolnymi, napięciami mięśni i przemieszczaniem się osoby, u której prowadzone są pomiary. Jednak pomimo zredukowania ich wpływu,

zaburzenia te pozostają najpoważniejszym czynnikiem wpływającym na odczyt ciśnień w trakcie długotrwałych obserwacji.

Zasadniczym elementem części pomiarowej jest miniaturowy czujnik ciśnienia wykonany w technologii MEMS (micro-electromechanical system) oparty na odpowiednio zamocowanej, uszczelnionej i izolowanej od wpływów środowiska membranie z zaimplementowanymi precyzyjnie trymowanymi przy pomocy lasera elementami piezorezystancyjnymi pracującymi w układzie mostkowym wraz z odpowiednio dobranymi elementami linearyzującymi i kompensującymi zmiany temperatury (rys. 1). Sygnał z czujnika ciśnienia po wzmocnieniu przy użyciu wzmacniacza pomiarowego jest konwertowany do postaci cyfrowej w precyzyjnym 24-bitowym przetworniku analogowo-cyfrowym (ADC) typu Delta-Sigma. W układzie prototypowym użyto przetwornika ciśnienia ze zintegrowanym w jednej miniaturowej obudowie (5.0 mm x 3.0 mm x 1.1 mm) 24-bitowym przetwornikiem ADC gwarantującym efektywną rozdzielczość 20-bitów w całym zakresie pomiarowym. Przetwornik jest połączony interfejsem szeregowym I2C z ultra-niskomocowym mikrokontrolerem sterującym procesem pobierania próbek i dokonującym wstępnej obróbki danych pomiarowych.

Odpowiednio sformatowane dane pozyskiwane z każdego czujnika przekazywane są przez miniaturowe przekaźniki radiowe (transceivery RF) pracujące w paśmie 2.4 GHz (lub opcjonalnie 868 MHz) do autonomicznego, zasilanego bateryjnie modułu koncentratora. Jest on odpowiedzialny za:

1. sterowanie procesem akwizycji we wszystkich sondach ciśnienia podłączonych do badanego;
2. buforowanie danych pomiarowych i ich nieulotny zapis na wymiennej karcie mikro SD;
3. komunikację poprzez interfejs USB (bądź opcjonalnie BT lub/i WiFi) z systemem nadrzędnym, którego rolę mogą pełnić komputer klasy PC, laptop bądź tablet z zainstalowanym specjalistycznym oprogramowaniem do analizy danych oraz konfiguracji całego systemu pomiarowego. Oprogramowanie występuje w wersjach dla systemów operacyjnych MS Windows firmy Microsoft oraz Android firmy Google.

Koncentrator może być mocowany na pasku noszonym przez badanego bądź umieszczony w odległości do 5 m od niego. Wszystkie bloki radiowe odpowiadające za wymianę danych pomiędzy czujnikami a koncentratorom zapewniają wysoką przepustowość danych, odporność na zakłócenia przy jednoczesnej minimalizacji poziomu nadajników wymaganej dla urządzeń medycznych. Same sondy ciśnienia zostały zaprojektowane pod kątem minimalizacji wymiarów fizycznych i maksymalizacji czasu pracy baterii gwarantując możliwie największą swobodę ruchów i diagnostycznie istotny odpowiednio długi cykl pomiarowy (do 24 godz.). Zaimplementowana metoda automatycznej identyfikacji unikalnego numeru każdego z czujników i ich przyporządkowania do lokalizacji na ciele badanego gwarantują dużą swobodę konfiguracyjną systemu i prosty, intuicyjny sposób jego obsługi nieosiągalny w dotychczas używanych urządzeniach pomiarowych, zarówno tych opartych na pomiarach wykonywanych z użyciem manometrów sprężynowych, płynowych, rtęciowych jak i urządzeń elektronicznych [3, 4].

Badania przeprowadzone przy użyciu skonstruowanego układu pomiarowego wykazały zdolność do prowadzenia wielogodzinnych pomiarów z niezwykle wysoką czułością. Na stanowisku pomiarowym in vitro, w temperaturze 22 °C i ciśnieniu atmosferycznym w serii 3500 pomiarów z częstotliwością 100Hz uzyskano średnią wartość ciśnienia 102128 Pa z odchyleniem standardowym  $\pm 16$  Pa oraz maksymalnym odchyleniem  $\pm 60$  Pa, co daje maksymalny błąd pomiaru na poziomie  $\pm 0,06\%$ . Podane wyniki pomiarów opierają na kalibracji i linearyzacji producenta czujnika ciśnienia. Kontynuowane są prace nad eliminacją wpływu zakłócających czynników zewnętrznych zmniejszających dokładność pomiarów, takich jak niekontrolowane fluktuacje ciśnienia atmosferycznego czy silne lokalne pola elektromagnetyczne, dają nadzieję na uzyskiwanie wyników pomiaru z większą dokładnością.

## 6. Wnioski

Tworzony system pomiarowy już na etapie prototypu wykazuje dużą użyteczność dla badań fizjologii mikrokrążenia i po optymalizacji oraz wszystkich niezbędnych testach może znaleźć szerokie zastosowanie w badaniach biomedycznych oraz w diagnostyce klinicznej jako urządzenie medyczne produkowane w skali masowej. Może ono znaleźć szerokie zastosowanie do monitorowania parametrów krążenia i mikrokrążenia, w monitorowaniu parametrów hemodynamicznych w praktyce klinicznej a także w badaniach laboratoryjnych. Wysoka czułość dokonywanych pomiarów oraz duża częstotliwość zbierania danych w trakcie długotrwałe prowadzonych badań, umożliwią poznanie wpływu wielu czynników na krążenie ogólnoustrojowe i mikrokrążenie na poziomie tkankowym, stanowiąc miarodajne narzędzie badawcze dla oceny wpływu poszczególnych elementów warunkujących perfuzję tkankową. Tworzone urządzenie pomiarowe stanowi zatem niezwykle wartościowe narzędzie dla badań nad skutecznością po-

szczególnych rodzajów leczenia fizykalnego i farmakologicznego wpływającego na krążenie.

## 7. Literatura

- [1] Boody A.R., Wongworawat M.D.: Accuracy in the measurement of compartment pressures: a comparison of three commonly used devices. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87:2415-22.
- [2] Scholander P.F., Hargens A.R., Miller S.L.: Negative pressure in the interstitial fluid of animals. *Science.* 1968;161:321-8.
- [3] Beckwith T.G., Marangoni R.D., Lienhard V J.H.: Measurement of Low Pressures. W: *Mechanical Measurements*, 1993; Wyd.5. Addison-Wesley, Reading, MA (USA).
- [4] Pflug J.J., Zubac D.P., Kersten D.R., Alexander N.D.: The resting interstitial tissue pressure in primary varicose veins. *J Vasc Surg.* 1990;11(3):411-7.

*otrzymano / received: 16.01.2012*

*przyjęto do druku / accepted: 02.03.2012*

*artykuł recenzowany / revised paper*

## INFORMACJE

# Wydawnictwo PAK

specjalizuje się w wydawaniu czasopisma *Pomiary Automatyka Kontrola* i książek popularno-naukowych w dziedzinie automatyki i pomiarów

Osoby i firmy przemysłowe zainteresowane współpracą z Wydawnictwem proszone są o kontakt bezpośredni dla uściślenia szczegółów współpracy

Wydawnictwo PAK  
00-050 Warszawa  
ul. Świętokrzyska 14A  
tel./fax 22 827 25 40

Redakcja PAK  
44-100 Gliwice  
ul. Akademicka 10, p. 30b  
tel./fax 32 237 19 45  
e-mail: [wydawnictwo@pak.info.pl](mailto:wydawnictwo@pak.info.pl)

[www.pak.info.pl](http://www.pak.info.pl)

## Newsletter PAK

Wydawnictwo PAK wysyła drogą e-mailową do osób zainteresowanych Newsletter PAK, w którym są zamieszczane:

- spis treści aktualnego numeru miesięcznika PAK,
- kalendarz imprez branżowych,
- ważniejsze informacje o działalności Wydawnictwa PAK.

Newsletter jest wysyłany co miesiąc do osób, które w jakikolwiek sposób współpracują z Wydawnictwem PAK (autorzy prac opublikowanych w miesięczniku PAK, recenzenci, członkowie Rady Programowej, osoby które zgłosiły chęć otrzymywania Newslettera).

Celem inicjatywy jest umocnienie w środowisku pozycji miesięcznika PAK jako ważnego i aktualnego źródła informacji naukowo-technicznej.

Do newslettera można zapisać się za pośrednictwem:

- strony internetowej: [www.pak.info.pl](http://www.pak.info.pl), po dodaniu swojego adresu mailowego do subskrypcji,
- adresu mailowego: [wydawnictwo@pak.info.pl](mailto:wydawnictwo@pak.info.pl), wysyłając swoje zgłoszenie.

Otrzymywanie Newslettera nie powoduje żadnych zobowiązań ze strony adresatów. W każdej chwili można zrezygnować z otrzymywania Newslettera.

Tadeusz SKUBIS  
Redaktor naczelny Wydawnictwa PAK