

PRZEMYSŁOWY INSTYTUT AUTOMATYKI I POMIARÓW  
MERA-PIAP

Al. Jerozolimskie 202

02-222 Warszawa

Telefon 23-70-81

Ośrodek Automatyki Elektrycznej

440 Pracownia Specjalistycznych Przetworników Pomiarowych

Główny wykonawca

mgr inż Mirosław Dawidowis

Wykonawcy

mgr inż Krzysztof Tomaszewski

mgr inż Janusz Szewczyk

konstruktor Waldemar Sadowy

Konsultant

Nr zlecenia

1751 w

Opracowanie i przygotowanie do małoseryjnego wytwarzania czujników ciśnienia krwi w wersji uproszczonej.

Etap 3.

Wykonanie tensometrycznych układów pomiarowych. Montaż uruchomienie kompensacja temperaturowa prototypów. Badania

Zleceniodawca

ZD-PIAP

Pracę rozpoczęto dnia marzec 82

zakończono dnia 30.05.1982

Kierownik Pracowni

Kierownik Ośrodka

mgr inż. K. Tomaszewski p.o. Zcy Dyr d/s  
automatyki

prof. dr. inż. T. Missala

dr inż. T. Gałazka

Praca zawiera:

Rozdzielnik - ilość egz:

stron 10

Egz. 1 BOINTE

rysunków

Egz. 2 ZD-PIAP

fotografii

Egz. 3 OAE-1

tabel

Egz. 4 OAE-1

tablic 3

Egz. 5

załączników

Egz. 6

Nr rejestr. 4848

**Analiza deskryptorowa**

**Analiza dokumentacyjna**

Opisano zmiany konstrukcji w stosunku do modeli czujników.

Zamieszczono wyniki badań meteorologicznych.

**Tytuły poprzednich sprawozdań**

Nie było

531.787.087.4 Urządzenie rejestrujące  
612.14 Ośmiennic krwi

UKD

MERA-PIAP/TW 831/78 5000

## 1. Uwagi ogólne

Porozumienie 1369/81 dotyczy wykonania prac, które zmierzają do wdrożenia w Zakładzie Doświadczalnym - PIA<sup>2</sup> wyników, które osiągnięto w umowie z Instytutem Biocybernetyki i Inżynierii PAN w trakcie realizacji opracowania i przygotowania do małoseryjnego wytwarzania czujników ciśnienia krwi w wersji uproszczonej. Etap 3, którego pełne brzmienie podano na stronie tytułowej składał się z prac dotyczących wykonywania czujników, których części wykonano w ZD / w trakcie realizacji etapu 2./.

Ponadto ważną częścią prac w tym etapie były badania wykonanych czujników, których opis i wyniki podane zostały w p. 3 tego sprawozdania. Zgodnie z porozumieniem miało się wykonać 6 sztuk prototypów.

Wykonano 8 , gdyż znaczne zainteresowanie różnych ośrodków tymi czujnikami pozwoli na poddanie ich badaniu w innych dotąd nie branych pod uwagę ośrodkach.

## 2. Prace wykonawcze i montażowe nad prototypami czujnika.

Wykonane w tym etapie czujniki w swych podstawowych cechach konstrukcyjnych są bliskie tym, które wykonano jako modele użytkowe /w trakcie prac nad zleceniem 1751/  
Dokładny opis zasady działania i przyjętych rozwiązań

konstrukcyjnych podaje sprawozdanie pracy nr rejestr.4757.

Obecnie wypunktowane będą jedynie zmiany, które wprowadzone zostały w trakcie pracy nad serią prototypową.

Ważnym i nieczęsto spotykanym walorem niektórych czujników ciśnienia krwi jest wysoka, sięgająca 10kV wytrzymałość dielektryczna izolacji czujnika. W nowym rozwiązaniu zastosowana została specjalna wkładka z materiału dielektrycznego, dzięki której wszystkie egzemplarze czujników wytrzymują takie napięcie. Jest to właściwość, która zarówno chroni pacjenta przed możliwością porażenia jak i czujnik a w szczególności współpracującą aparaturę przed uszkodzeniem w trakcie defibrylacji /zabieg reanimacyjny/.

Druga zmiana dotyczyła polepszenia szczelności kopułki czujnika. Pełną szczelność osiągnięto przez umieszczenie teflonowej wkładki pomiędzy metaplexową kopułką i płaskim obrzeżem membrany pomiarowej. Ponadto usunięte zostały diody kompensacji termicznej pochylenia charakterystyki. Oddzielenie galwaniczne stosowane w aparacie współpracującym z czujnikiem ciśnienia wymaga ograniczenia pobieranej przez czujnik mocy. Prowadziło to praktycznie do zmniejszenia napięcia zasilania, a tym samym poważnego zmniejszenia sygnału wyjściowego. Usunięcie wspomnianych diod prowadzi do znacznego zwiększenia sygnału wyjściowego aczkolwiek pogorszona

zostaje kompensacja temperaturowa czujnika. Zdecydowano się na to, gdyż osiągnięte wyniki są porównywalne z podawanymi w prospektach przez znane firmy zagraniczne.

Korzystając z faktu równoczesnego wykorzystywania kilku czujników jednocześnie zdecydowano się na niewielkie zmiany średnic i grubości membran pomiarowych, a także stosowanie różniących się /w niewielkim stopniu/ sprężyn pomiarowych. Staraliśmy się w obszarze uprzednio określonego optimum stwierdzić wpływ tych zmian na wielkość sygnału, liniowość i właściwości dynamiczne. Oprócz zmian konstrukcyjnych wprowadzono szereg zmian w sposobie wykorzystywania czujników starając się dostosować odpowiednie zabiegi technologiczne do wymagań przyszłej produkcji. Opracowane metody będą udokumentowane w etapie nr 5 pt. "Wykonanie opisów technologicznych i rysunków specjalistycznych przyrządów technologicznych".

### 3. Badania.

Opisane niżej badania stanowią niewielki jedynie fragment badań, którymi muszą być objęte wykonane prototypy aby uzyskać świadectwo Dopuszczenia Wyrobu do Stosowania w Lecznictwie. Badania te w całości wykonywane poza MERA-PIAP będą dla losu czujników decydujące. Badaniom w PIAP podlegało

osiem prototypów. Badania, które zostały wykonane dotyczą podstawowych właściwości metrologicznych których określenia podawane są poniżej. Procedura sprawdzania polega na tym, że odczytuje się wartości napięcia wyjściowego  $U_{wy}$  odpowiadające nastawionym wartościom ciśnienia  $p$ . Każdy z czujników poddany był sprawdzeniom dla rosnących i malejących wartości ciśnień /oznaczenie strzałką/ przy dwu różnych temperaturach otoczenia. Błąd histerezy wyznaczono ze wzoru

$$\delta_H = \frac{U_{wy} \nearrow - U_{wy} \searrow}{U_{max} - U_{min}} \cdot 100\%$$

Błąd aproksymacji liniowej charakterystyki wyznaczono dla ciśnień rosnących i obliczono na podstawie wzoru

$$\delta_L = \left( \frac{U - U_{min}}{U_{max} - U_{min}} - \frac{P}{P_{max}} \right) \cdot 100\%$$

gdzie:

$U_{max}$  - wartość napięcia wyjściowego odpowiadająca maksymalnej wartości ciśnienia  $P_{max}$

$U_{min}$  - wartość napięcia wyjściowego odpowiadająca wartości ciśnienia  $P=0$

zmianę położenia początku i końca zakresu pod wpływem zmian temperatury otoczenia - dryft temp. "zera" i dryft temp.

"zakresu" określa się na podstawie wzoru:

$$\delta_{t_{0/2}} = \frac{U_{T_1} - U_{T_2}}{0,1 / T_2 - T_4 /} \cdot \frac{100\%}{U_{\max} - U_{\min}}$$

gdzie

$U_{T_1}$  i  $U_{T_2}$  - wartości napięć wyjściowych dla temperatur otoczenia  $T_1$  i  $T_2$  odczytane dla określonego ciśnienia na wejściu.

Wyniki sprawdzeń w temperaturach  $+27^{\circ}\text{C}$  i  $+49^{\circ}\text{C}$  podano w odpowiednich częściach tablicy 1.

W tablicy 2 podane zostało zestawienie błędów histerysy i liniowości dla wszystkich podanych w tablicy 1 przy temperaturze  $27^{\circ}\text{C}$  punktów charakterystyki przetwarzania.

Z obliczeń tych wynika, iż dla żadnego z pomierzanych czujników błąd histerysy nie osiąga  $0,1\%$  natomiast błąd nieliniowości nie osiąga  $0,5\%$ .

Ostatnia tabela tablicy 1 podaje zestawienie danych o wpływie temperatury na charakterystyki czujników. Dryft temperatury "zera" obliczony na  $10^{\circ}\text{C}$  wynosi mniej niż  $0,5\%$ .

Dryft temperaturowy zakresu jest mniejszy niż  $1,5\%$ .

Badania dynamiczne wykonane zostały z użyciem aparatury specjalistycznej f-my Miller /USA/.

Polegały na mierzeniu wartości skutecznej napięcia wyjściowego badanego czujnika przy zadaniu na wejściu sinu-

Charakterystyki statyczne czujników do pomiaru  
ciśnienia krwi - prototypy

Temperatura = +27°C																	
Czujnik	1 <sub>4</sub>		2 <sub>14</sub>		3 <sub>10</sub>		4 <sub>7</sub>		5 <sub>3</sub>		6 <sub>13</sub>		7 <sub>6</sub>		8 <sub>2</sub>		
Ciśnienie [mmHg]	↗	↘	↗	↘	↗	↘	↗	↘	↗	↘	↗	↘	↗	↘	↗	↘	
0	+0,09	+0,10	+0,55	+0,56	+0,05	+0,06	-0,44	-0,44	+0,13	+0,13	+0,32	+0,33	-0,08	-0,07	-0,26	-0,26	
75	+3,41	+3,42	+3,88	+3,87	+3,37	+3,38	+2,88	+2,88	+3,47	+3,47	+3,64	+3,65	+3,24	+3,25	+3,06	+3,06	
150	+6,75	+6,76	+7,23	+7,23	+6,72	+6,72	+6,22	+6,23	+6,84	+6,84	+6,99	+7,00	+6,59	+6,60	+6,42	+6,43	
225	+10,13	+10,13	+10,60	+10,60	+10,11	+10,12	+9,61	+9,61	+10,26	+10,26	+10,37	+10,37	+9,98	+9,99	+9,80	+9,80	
300	+13,49	+13,50	+13,96	+13,96	+13,49	+13,50	+12,98	+12,98	+13,67	+13,68	+13,72	+13,72	+13,38	+13,38	+13,16	+13,16	
zakres -300	13,40	13,40	13,41	13,41	13,44	13,44	13,42	13,42	13,54	13,54	13,40	13,39	13,46	13,45	13,42	13,42	
Temperatura = 49°C																	
Czujnik	1		2		3		4		5		6		7		8		
Ciśnienie [mmHg]	↗	↘	↗	↘	↗	↘	↗	↘	↗	↘	↗	↘	↗	↘	↗	↘	
0	+0,15	+0,16	+0,62	+0,62	0,00	+0,01	-0,54	-0,52	+0,14	+0,14	+0,46	+0,46	-0,09	-0,06	-0,35	-0,34	
75	+3,39	+3,39	+3,87	+3,87	+3,24	+3,24	+2,72	+2,72	+3,39	+3,39	+3,68	+3,68	+3,15	+3,17	+2,91	+2,91	
150	+6,66	+6,66	+7,15	+7,14	+6,51	+6,51	+5,99	+6,00	+6,68	+6,67	+6,92	+6,92	+6,42	+6,45	+6,19	+6,20	
225	+9,95	+9,96	+10,45	+10,44	+9,81	+9,81	+9,30	+9,30	+10,00	+10,00	+10,20	+10,19	+9,73	+9,76	+9,50	+9,51	
300	+13,24	+13,25	+13,74	+13,73	+13,12	+13,12	+12,61	+12,61	+13,34	+13,33	+13,45	+13,44	+13,06	+13,07	+12,79	+12,80	
zakres -300	13,09	13,09	13,12	13,11	13,12	13,11	13,15	13,13	13,20	13,19	12,99	12,98	13,15	13,13	13,14	13,14	
Czujnik	1		2		3		4		5		6		7		8		
Drift temp. "zera"	$U_{49°C} - U_{27°C}$	+0,06	+0,06	+0,07	+0,06	-0,05	-0,05	-0,10	-0,08	+0,01	+0,01	+0,14	+0,13	-0,01	+0,01	-0,09	-0,08
	% <sub>49°C-27°C</sub>	+0,44	+0,44	+0,52	+0,44	-0,37	-0,37	-0,74	-0,59	+0,07	+0,07	+1,04	+0,96	-0,07	+0,07	-0,67	-0,59
	%/10°C	+0,20	+0,20	+0,24	+0,20	-0,17	-0,17	-0,34	-0,27	+0,03	+0,03	+0,47	+0,43	-0,03	+0,03	-0,30	-0,27
Drift temp. "zakresu"	$U_{49°C} - U_{27°C}$	-0,31	-0,31	-0,29	-0,30	-0,32	-0,33	-0,27	-0,29	-0,34	-0,35	-0,41	-0,41	-0,31	-0,32	-0,28	-0,28
	% <sub>49°C-27°C</sub>	-2,30	-2,30	-2,15	-2,22	-2,37	-2,44	-2,00	-2,15	-2,52	-2,59	-3,04	-3,04	-2,30	-2,37	-2,07	-2,07
	%/10°C	-1,04	-1,04	-0,98	-1,01	-1,08	-1,11	-0,91	-0,98	-1,14	-1,18	-1,38	-1,38	-1,04	-1,08	-0,94	-0,94



Wartości obliczone :  $U$  - napięcia wyjściowe po przesunięciu char. przetwarzania do początku zakr.

$\delta_h$  - wartości względnych błędów histerezu

$\delta_L$  - wartości względnych błędów aproksymacji liniowej charakterystyki

Czujnik		1			2			3			4			5			6			7			8		
parametr		$U$	$\delta_h$	$\delta_L$	$U$	$\delta_h$	$\delta_L$	$U$	$\delta_h$	$\delta_L$	$U$	$\delta_h$	$\delta_L$	$U$	$\delta_h$	$\delta_L$	$U$	$\delta_h$	$\delta_L$	$U$	$\delta_h$	$\delta_L$	$U$	$\delta_h$	$\delta_L$
ciśnienie [mm Hg]	0	0	0,07	0	0	0,07	0	0	0,07	0	0	0	0	0	0,21	0	0,07	0	0	0,07	0	0	0	0	0
	75	3,32	0,07	0,22	3,33	0,07	0,17	3,31	0,07	0,35	3,32	0	0,28	3,34	0	-0,08	3,32	0,07	0,22	3,38	0,07	-0,09	3,38	0	0,18
	150	6,68	0,07	0,15	6,68	0	0,19	6,66	0	0,41	6,68	0,07	0,22	6,71	0	-0,08	6,70	0,07	0	6,67	0,07	0,45	6,68	0,07	0,22
	225	10,04	0	0,07	10,05	0,07	0	10,05	0,07	0,16	10,05	0	0,11	10,13	0	0,05	10,05	0	0	10,08	0,07	0,11	10,08	0	0,11
	300	13,40	0,07	0	13,41	0,07	0	13,43	0,07	0	13,42	0	0	13,41	0	0	13,4	0	0	13,46	0	0	13,42	0	0

-7-

6

Charakterystyki dynamiczne czujników do pomiaru ciśnienia krwi - prototypy.

Czujnik \ Częstotliwość Hz	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140	150	160	170	180	190	200	Rezonans	Częstotli- wość Hz	Amplituda mV
	1	0,58	0,60	0,63	0,71	0,81	0,79	0,94	1,19	1,62	2,76	7,44	2,97	1,54	1,01	0,74	0,59	0,48	0,40	0,34		0,29	110
2	0,56	0,57	0,61	0,68	0,81	0,79	0,93	1,19	1,63	3,10	7,15	2,28	1,35	0,89	0,66	0,52	0,43	0,36	0,30	0,26	109	7,25	
3	0,55	0,56	0,60	0,68	0,83	0,81	0,96	1,27	1,84	3,96	5,08	1,78	1,10	0,76	0,57	0,46	0,37	0,32	0,26	0,23	108	7,21	
4	0,57	0,58	0,62	0,68	0,76	0,72	0,87	1,05	1,36	1,97	4,53	5,28	2,24	1,31	0,91	0,70	0,56	0,46	0,38	0,32	116	7,81	
5	0,60	0,62	0,66	0,73	0,86	0,84	1,00	1,27	1,75	3,10	7,63	2,59	1,48	0,99	0,74	0,58	0,48	0,41	0,34	0,29	110	7,63	
6	0,60	0,62	0,66	0,73	0,86	0,83	0,98	1,23	1,71	2,89	7,82	2,66	1,51	1,00	0,74	0,59	0,48	0,41	0,34	0,29	110	7,82	
7	0,56	0,56	0,60	0,66	0,76	0,73	0,87	1,08	1,46	2,32	6,17	3,19	1,68	1,05	0,76	0,59	0,47	0,39	0,33	0,28	112	7,25	
8	0,53	0,55	0,60	0,70	0,71	0,87	1,12	1,62	3,09	5,96	1,91	1,03	0,70	0,52	0,40	0,33	0,28	0,24	0,20	0,17	100	6,51	

soidalnego ciśnienia z generatora akustycznego poprzez słup wody.

W tabelicy 3 przedstawione zostały odpowiednie napięcia odpowiadające różnym częstotliwościom sygnału na wejściu. Ostatnie kolumny tabelicy podają częstotliwość rezonansową która pomimo pewnych różnic konstrukcyjnych o których wspomniano w p.2 nie różni się wiele dla poszczególnych egzemplarzy czujników. Częstotliwości rezonansowe badanych czujników były nie niższe niż 100Hz. Ponadto na wszystkich czujnikach wykonane zostały badania istotne dla ich właściwości użytkowych dotyczyły one:

1. Szczelności kopułki pomiarowej
2. Możliwości odpowietrzenia kopułki przy zalewaniu cieczą fizjologiczną
3. Zdolności odpowietrzenia zamkniętego czujnika poprzez przewód.

Wszystkie te trzy ważne sprawdziany w odniesieniu do wszystkich badanych czujników wypadły pozytywnie.

Z tego względu wyniki te nie zostały zamieszczone w żadnej z tablic.

#### 4. Wnioski.

Wyniki badań są pozytywne, wskazują na następujące walory

czujników:

- znikomy błąd histerysy
- wysoka liniowość
- wysoki sygnał wyjściowy
- łatwość odpowietrzania,

a także niewielkie wymiary i masa oraz możliwość mocowania na statywie jak i bezpośrednio na ciele chorego pomyślnie rokuje przyszłym badaniom atestacyjnym.

Wynik dotyczący dryftu temperaturowego "zakresu" mimo tego, że przekracza wielkość uprzednio zakładaną powstał w rezultacie zmian konstrukcyjnych, które narzucił fakt ograniczonej mocy zasilania w aparacie produkcji ZEAM /punkt 2/ i jest porównywalny z odpowiednimi wynikami podawanymi przez inne firmy zagraniczne.

W tej sytuacji zarówno wyniki badań jak i dane o właściwościach użytkowych czujników wskazują na to, że prace tego etapu wykonane zostały celowo i w pełni.