

Miroslaw WERSZKO

Politechnika Wroclawska, Wroclaw

Miroslaw MORAWSKI

Zakłady Techniki Medycznej Służby Zdrowia, Wrocław

## ZASTOSOWANIE ZASADY KOMPENSACJI CIŚNIEŃ DO POMIARU CIŚNIENIA WEWNĄTRZCZASZKOWEGO

**Streszczenie.** Opisano nowy przetwornik ciśnienia wewnątrzczaszkowego działający na zasadzie kompensacji ciśnień. Konstrukcja przetwornika oparta jest na pneumatycznym wzmacniaczu typu dysza-przysłona z ujemnym sprzężeniem zwrotnym. Przetwornik wraz z aparaturą monitorującą pomyślnie przeszedł badania kliniczne i jest produkowany seryjnie.

**Summary.** A new intracranial pressure transducer, operated on the pressure compensation principle is described. Design of the transducer is based on the miniature pneumatic nozzle-flapper amplifier with negative feedback. The transducer together with electronic monitoring device has successfully undergone clinical testing and its manufacture is under way.

**Zusammenfassung.** Es wird ein neuer Wandler für die Messung des intrakraniellen Druckes vorgestellt. Der Wandler basiert auf einem pneumatischen Düse-Prallplatte-Verstärker mit negativer Rückführung. Dieser Verstärker besteht aus dem Kapillarwiderstand, der Düse und der elastischen Membrane, die erfüllt die Rolle der Prallplatte und des Rückführungselementes des Verstärkers. Während der Messung wird der Wandler in ein Bohrloch in der Hirnschale eingeschraubt und das Ausgangssignal des Wandlers (der Luftdruck) zum elektronische Apparatur übergetragen. Der Wandler mit der Apparatur hat mit Erfolg klinische Untersuchungen durchgeführt: seine Herstellung hat begonnen.

### 1. WSTĘP

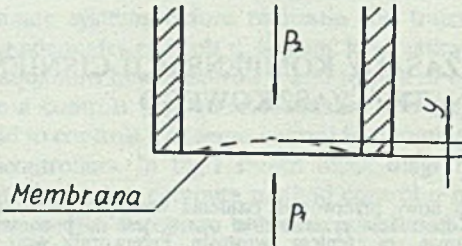
Zasada kompensacji ciśnień jest szczególnym przypadkiem zasady kompensacji sił, która znajduje zastosowanie w budowie wielu przyrządów pomiarowych i urządzeń sterujących, zwłaszcza pneumatycznych. Zasada kompensacji ciśnień wynika z równania opisującego stan równowagi membrany sprężystej, zamocowanej na obrzeżu i poddanej z obydwu stron działaniu ciśnień  $p_1$  i  $p_2$  (rys.1):

$$Ap_1 - Ap_2 - yC = 0 \quad (1)$$

gdzie:  $A$  - pole czynnej powierzchni membrany,

$y$  - ugięcie sprężyste membrany,

$C$  - sztywność membrany.



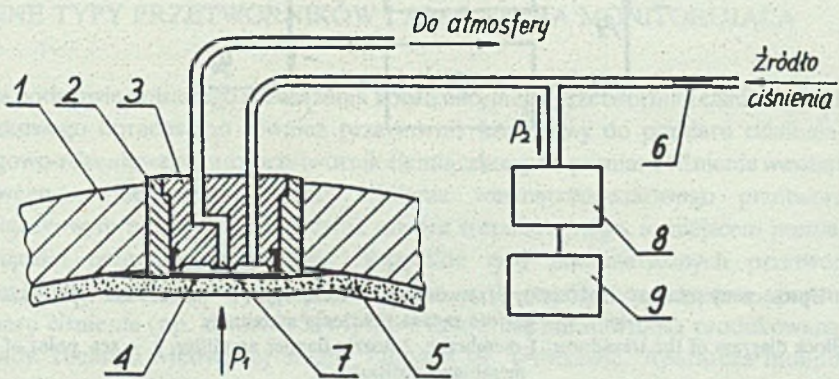
Rys.1. Zasada kompensacji ciśnień  
Fig.1. Pressure compensation principle

Przy  $y=0$  membrana znajduje się w położeniu neutralnym (bez naprężeń wewnętrznych); zachodzi to wówczas, gdy  $p_1 = p_2$ . Zasadę kompensacji ciśnień można zdefiniować następująco: jeżeli na zamocowaną na obrzeżu membranę z jednej i drugiej strony działa to samo ciśnienie, to membrana pozostaje w tym samym (środkowym) położeniu.

W medycynie zasadę kompensacji ciśnień stosuje się do pomiaru ciśnienia ośrodków, otoczonych z zewnątrz powłoką ochronną, której nie chcemy lub nie możemy naruszyć (przeciąć). Jeżeli przyjmąc, że taką powłoką jest, na przykład, membrana na rys.1., a mierzonym ciśnieniem jest ciśnienie  $p_1$ , to jego pomiar można uzyskać przez doprowadzenie nad membranę czynnika kompensującego (na przykład sprężonego powietrza) o takiej wartości ciśnienia  $p_2$ , aby membrana znalazła się w neutralnym położeniu. Miarą ciśnienia  $p_1$  jest w takim wypadku wartość ciśnienia  $p_2$ . Dokładność przedstawionej metody pomiaru zależy od dokładności określenia neutralnego położenia membrany oraz jej sztywności, która winna być możliwie mała. Przykładem zastosowania zasady kompensacji ciśnień w pomiarach medycznych jest między innymi pomiar ciśnienia wewnątrzczaszkowego.

## 2. PNEUMATYCZNY PRZETWORNIK CIŚNIENIA WEWNĄTRZCZASZKOWEGO

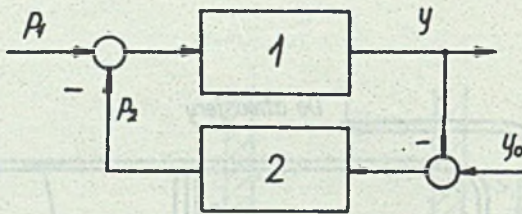
Ciśnienie wewnątrzczaszkowe jest to ciśnienie zawartości czaszki działające na jej ściany. Ciśnienie to ma charakter pulsacji, którego średnia wartość u zdrowego człowieka jest zawarta w granicach 0,7-2 kPa (5-15 mm Hg) i więcej.



Rys.2. Pneumatyczny przetwornik ciśnienia wewnątrzczaszkowego  
 Fig.2. Pneumatic intracranial pressure transducer

Na rys.2 przedstawiono fragment czaszki 1, z otworem trepanacyjnym, do którego wkręcono tulejkę 2, mieszczącą w sobie korpus 3 przetwornika ciśnienia wewnątrzczaszkowego. Czoło tego korpusu ma wgłębienie przykryte membraną gumową 4, która w czasie pomiaru musi ściśle przylegać do opony twardej 5, stanowiącej powłokę ochronną mózgowia. Nad membranę 4, poprzez kapilarę 6 doprowadzane jest sprężone powietrze, które przez szczelinę pomiędzy membraną i kanałem odpowietrzającym 7 tworzy tzw. wzmacniacz typu dysza-przysłona.

Jeżeli ciśnienie  $p_1$  równe jest ciśnieniu atmosferycznemu, to membrana zajmuje swoje neutralne położenie, a szczelina między nią i kanałem 7 jest na tyle duża, że ciśnienie  $p_1 = p_2$ . Jeżeli natomiast ciśnienie  $p$  wzrośnie do pewnej wartości, pociągnie to za sobą ugięcie membrany i przymknięcie kanału odpowietrzającego; to z kolei wywołuje wzrost ciśnienia  $p_2$ , który trwa tak długo, aż nie nastąpi zrównoważenie sił działających na membranę i oponę twardą. Następuje to, gdy  $p_1 = p_2$ . Ciśnienie  $p_2$ , będące bezpośrednią miarą ciśnienia  $p_1$ , po przetworzeniu w przetworniku 8 na sygnał elektryczny jest rejestrowane przez aparaturę monitorującą 9.



Rys.3. Uproszczony schemat strukturalny przetwornika: 1—membrana, 2—wzmacniacz typu dysza -- przysiona,  $y_0$ —wartość zadana położenia membrany  
 Fig.3. Block diagram of the transducer: 1-membrane, 2-nozzle-flapper amplifier,  $y$  - set point of the membrane position

Pod względem strukturalnym pneumatyczny przetwornik ciśnienia wewnątrzczaszkowego stanowi układ automatycznej regulacji położenia membrany  $y$ , przy czym wielkością zakłócającą jest ciśnienie wewnątrzczaszkowe  $p_1$ , a wielkością nastawianą - ciśnienie kompensujące  $p_2$  (rys.3).

Zalety przetwornika:

- bardzo prosta konstrukcja i łatwa technologia wytwarzania,
- całkowite bezpieczeństwo pod względem porażenia elektrycznego,
- podczas pomiarów przetwornik nie wymaga ani zerowania, ani wzorcowania,
- dokładność przetwornika nie zależy od ciśnienia i temperatury otoczenia oraz od temperatury pacjenta,
- korpus przetwornika jest odporny na uderzenia mechaniczne i wysoką temperaturę; może być sterylizowany w autoklawie,
- przetwornik jest odporny na działanie silnych pól elektromagnetycznych i promieniowania radioaktywnego; możliwe jest wykonywanie zdjęć rentgenowskich czaszki bez przerywania pomiaru ciśnienia wewnątrzczaszkowego.

Dane techniczne przetwornika:

zakres pomiarowy	- 0,4-12 kPa,
ciśnienie zasilania	- 15 kPa,
dokładność	- 1 %,
częstotliwość przenoszenia (3dB)	- 5 Hz,
średnica korpusu przetwornika	- 8 mm,
masa przetwornika	- 2,5 g.

Opisany przetwornik opracowano w Zakładzie Automatyki Instytutu Techniki Ciepłej i Mechaniki Płynów Politechniki Wrocławskiej. Po pomyślnym przejściu badań w Klinice Neurochirurgii Akademii Medycznej we Wrocławiu został on wdrożony do produkcji w Zakładach Techniki Medycznej Służby Zdrowia we Wrocławiu.

### 3. INNE TYPY PRZETWORNIKÓW I APARATURA MONITORUJĄCA

Na podstawie opisanego rozwiązania konstrukcyjnego przetwornika ciśnienia wewnątrzczaszkowego opracowano również przetwornik komorowy do pomiaru ciśnienia płynu mózgowo-rdzeniowego oraz przetwornik ciemniączkowy do pomiaru ciśnienia wewnątrzczaszkowego u niemowląt. Pomiar ciśnienia wewnątrzczaszkowego przetwornikiem ciemniączkowym nie wymaga wiercenia otworu trepanacyjnego, a miejscem pomiaru jest ciemniączko przednie niemowlęcia. Wszystkie typy pneumatycznych przetworników ciśnienia wewnątrzczaszkowego przewidziane są do współpracy z typową aparaturą do pomiaru ciśnienia (np. ciśnienia krwi) lub z aparaturą monitorującą produkowaną przez Zakłady Techniki Medycznej Służby Zdrowia we Wrocławiu. Aparatura monitorująca umożliwia zapis ciśnienia w sposób ciągły na rejestratorze graficznym i taśmie magnetycznej oraz w sposób numeryczny - na drukarce. Aparatura umożliwia również wyznaczenie i rejestrację trendów.

## APPLICATION OF PRESSURE COMPENSATION PRINCIPLE FOR PRESSURE MEASUREMENT

### Abstract

A new pressure transducer for intracranial pressure measurement is described. The transducer operates on the null-mode principle: the force  $Ap_1$  due to intracranial pressure  $p_1$ , operating on pliable membrane (Fig.1) is balanced by the force  $Ap_2$  due to air pressure  $p_2$  supplied from outside and by the force  $yC$  due to the elastic deflection  $y$  of the membrane with stiffness  $C$ . In the balance state, membrane remains undeflected; in this case  $p_1 = p_2$  (see Eq. 1,  $A$  - membrane area). The intracranial pressure transducer is based on the pneumatic nozzle-flapper amplifier with negative feedback. This amplifier consists of a capillary restrictor 6 (Fig.2), nozzle 7 and pliable membrane (flapper) 4. During measurement, the transducer body 3 is inserted and fixed into the adapter sleeve 2, which has previously been screwed into the skull burr-hole. The transducer is fed from a source of compressed air by means of a pressure controller. The intracranial pressure  $p_1$  acting by means of the duramater 5 against the membrane 4, closes the nozzle 7 with the effect that the air in the submembrane space automatically balances pressure  $p_1$  (negative feedback). The value of the output pressure  $p_2$  (equal to the value of the  $p_1$ ) is measured by the electromanometer 8 and recorded by monitoring

device 9. From theoretical point of view, transducer may be treated as control system (Fig.3), where the deflection  $y$  plays the role of controlled variable and the intracranial pressure  $p_1$  - disturbance. The transducer has successfully undergone clinical testing on patients and proved to be practical and convenient. The basic specification of the transducer, which has now been manufactured are as follows:

- measurement range - 0,4 - 12,0 kPa,
- supply air pressure - 15 kPa,
- steady-state accuracy - 1% FS,
- skull burr-hole diameter - 8 mm.

Recenzent: Prof. Józef Wojnarowski

Wpłynęło do redakcji w styczniu 1992