

RZECZPOSPOLITA
POLSKA



Urząd Patentowy
Rzeczypospolitej Polskiej

(12) **OPIS PATENTOWY** (19) **PL** (11) **217417**

(13) **B1**

(21) Numer zgłoszenia: **382725**

(22) Data zgłoszenia: **22.06.2007**

(51) Int.Cl.

A61B 5/03 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

A61M 5/142 (2006.01)

A61M 5/152 (2006.01)

(54) **Układ do wyznaczania parametrów kompensacyjnych
przestrzeni wewnątrzczaszkowej podczas testu infuzyjnego**

(43) Zgłoszenie ogłoszono:
05.01.2009 BUP 01/09

(45) O udzieleniu patentu ogłoszono:
31.07.2014 WUP 07/14

(73) Uprawniony z patentu:

POLITECHNIKA WROCŁAWSKA, Wrocław, PL

(72) Twórca(y) wynalazku:

HENRYK JUNIEWICZ, Wrocław, PL

KRZYSZTOF CIEŚLICKI, Warszawa, PL

MAGDALENA KASPROWICZ, Wrocław, PL

(74) Pełnomocnik:

rzec. pat. Regina Kozłowska

PL 217417 B1

Opis wynalazku

Przedmiotem wynalazku jest układ do pomiaru parametrów kompensacyjnych przestrzeni wewnątrzczaszkowej podczas wykonywania inwazyjnego, diagnostycznego testu infuzyjnego u pacjentów z podejrzeniem wodogłowia komunikacyjnego w celu kwalifikacji pacjenta do zabiegu założenia zastawki wodogłowiowej.

Znany jest powszechnie test infuzyjny jako jedyny, aczkolwiek inwazyjny, sposób pomiaru rezystancji resorpcji płynu mózgowo-rdzeniowego R_{pmr1} , której wartość, obok wcześniej wykonanych badań klinicznych i obrazowych, ma wpływ na podjęcie decyzji przez lekarza o zabiegu operacyjnym implantacji zastawki, jako metody z wyboru leczenia wodogłowia. Test infuzyjny polega na wykonaniu dwóch nakłuć do przestrzeni płynowej lędźwiowego odcinka kręgosłupa. Do jednej igły podłączona jest pompa infuzyjna, z której podawany jest ze znanym natężeniem I_{inf} roztwór płynu o parametrach zbliżonych do płynu fizjologicznego. Do drugiej igły podłączony jest czujnik ciśnienia płynu mózgowo-rdzeniowego. Czasowy przebieg sygnału elektrycznego z tego czujnika jest prezentowany na ekranie monitora przyłóżkowego. Test ten wykonuje się w układzie wyposażonym w czujnik ciśnienia wewnątrzczaszkowego i pompę infuzyjną, które są podłączone do urządzenia wyświetlającego przebieg ciśnienia.

Znany jest sposób wykonania testu z wykorzystaniem tylko jednego nakłucia. Wówczas pompa infuzyjna i przetwornik ciśnienia są podłączone do odgałęzień wychodzących z jednej igły.

W przebiegu zmian ciśnienia wewnątrzczaszkowego podczas testu infuzyjnego można wyróżnić trzy fazy - przed rozpoczęciem infuzji, podczas infuzji oraz po zakończeniu infuzji. W początkowym okresie trwania badania podczas spoczynku pacjenta, bez prowadzenia infuzji roztworu płynu, wykonywany jest pomiar początkowego ciśnienia P_b płynu mózgowo rdzeniowego. Na podstawie tej wartości dokonuje się wyboru wartości natężenia infuzji I_{inf} roztworu płynu z pompy infuzyjnej. W fazie narastającej prowadzi się infuzję roztworu płynu ze stałym natężeniem i równocześnie mierzy się ciśnienie płynu mózgowo-rdzeniowego. Wartość tego ciśnienia narasta aż do osiągnięcia końcowego stanu równowagi (plateau). Przybliżoną wartość rezystancji resorpcji R_{pmr1} płynu mózgowo-rdzeniowego wyznacza się jako iloraz różnicy ciśnienia plateau P_e w końcowym stanie równowagi oraz początkowego ciśnienia P_b podzielony przez natężenie infuzji I_{inf} wg wzoru:

$$R_{pmr1} = \frac{P_e - P_b}{I_{inf}}$$

gdzie:

R_{pmr1} - rezystancja resorpcji płynu mózgowo-rdzeniowego w fazie narastającej, mm Hg/(ml/min),

P_e - ciśnienie płynu mózgowo-rdzeniowego w części plateau, mm Hg,

P_b - początkowe ciśnienie płynu mózgowo-rdzeniowego w fazie przed rozpoczęciem infuzji, mm Hg,

I_{inf} - natężenie infuzji roztworu płynu w fazie narastającej, ml/min.

W fazie opadającej po zaprzestaniu infuzji następuje spadek wartości ciśnienia wewnątrzczaszkowego.

Znany jest model krążenia płynu mózgowo-rdzeniowego opisany m.in. w artykule A. Marmarou, K. Shulman, R. Rosende, „A nonlinear analysis of the cerebrospinal fluid system and intracranial pressure dynamics”. *Journal of Neurosurgery*, nr 48, 1978, s. 332-344 oraz w artykule H. Juniewicz, M. Kasproicz, M. Czosnyki, Z. Czosnyki, S. Gizewskiego, M. Dzik, J. D. Pickarda, „Analysis of intracranial pressure during and after the infusion test in patients with communicating hydrocephalus”. *Physiological Measurement*, nr 26, 2005, s. 1039-1048. Zgodnie z tym modelem przebieg ciśnienia wewnątrzczaszkowego podczas infuzji ze stałym natężeniem I_{inf} wyraża się następującą zależnością funkcyjną:

$$P(t) = P_{o1} + \frac{\left(\frac{P_b - P_{o1}}{I_{inf} R_{pmr1}} + 1 \right) (P_b - P_{o1})}{\frac{P_b - P_{o1}}{I_{inf} R_{pmr1}} + e^{-I_{inf} E_f \left(\frac{P_b - P_{o1}}{I_{inf} R_{pmr1}} + 1 \right) t}}$$

gdzie: P_{o1} jest ciśnieniem odniesienia płynu mózgowo-rdzeniowego w fazie narastającej, a E_1 jest elastycznością wewnątrzczaszkową w fazie narastającej. Początkowe ciśnienie P_b wyznacza się w fazie przed rozpoczęciem infuzji, a natężenie infuzji I_{inf} dobiera się na podstawie wartości ciśnienia początkowego P_b . Ze względu na złożoną postać zależności funkcyjnej parametry kompensacyjne przestrzeni wewnątrzczaszkowej R_{pmr1} , P_{o1} i E_1 wyznacza się jedynie metodą iteracyjną korzystając z gradientowych lub bezgradientowych metod poszukiwania ekstremum funkcji wielu zmiennych np. z algorytmu Levenberga-Marquardta, Lazariasa lub innych.

Punkt przegięcia t_p krzywej chwilowych wartości ciśnienia wewnątrzczaszkowego dla części narastającej, opisany jest wzorem:

$$t_p = - \frac{\ln \frac{P_b - P_{o1}}{I_{inf} \cdot R_{pmr1}}}{I_{inf} \cdot E_1 \cdot \left(\frac{P_b - P_{o1}}{I_{inf} \cdot R_{pmr1}} + 1 \right)}$$

gdzie: t_p jest czasem wystąpienia punktu przegięcia w przebiegu ciśnienia wewnątrzczaszkowego w fazie narastającej. Na podstawie chwilowej wartości ciśnienia $P(t)$ płynu mózgowo-rdzeniowego w fazie opadającej po zakończeniu infuzji, które wyraża się następującym wzorem:

$$P(t) = P_{o2} + \frac{\left(\frac{P_b - P_{o2}}{I_{inf} R_{pmr1}} + 1 \right) (P_b - P_{o2})}{\frac{P_b - P_{o2}}{I_{inf} R_{pmr1}} + 1 - e^{-\frac{E_2}{R_{pmr2}} (P_b - P_{o2}) t}}$$

gdzie: P_{o2} jest ciśnieniem odniesienia płynu mózgowo-rdzeniowego w fazie opadającej, E_2 jest elastycznością wewnątrzczaszkową w fazie opadającej, R_{pmr2} jest rezystancją resorpcji płynu mózgowo-rdzeniowego w fazie opadającej, wyznacza się wartość ciśnienia odniesienia P_{o2} płynu mózgowo-rdzeniowego w fazie opadającej oraz iloraz E_2/R_{pmr2} elastyczności wewnątrzczaszkowej E_2 przez rezystancję resorpcji R_{pmr2} płynu mózgowo-rdzeniowego w fazie opadającej.

Istota układu według wynalazku, polega na tym, że czujnik ciśnienia wewnątrzczaszkowego jest połączony przez urządzenie przetwarzające ciśnienie na sygnał analogowy, przetwornik analogowo-cyfrowy z układem rejestracji i obróbki sygnału cyfrowego, ponadto pompa infuzyjna jest połączona z układem rejestracji i obróbki sygnału cyfrowego.

Ze względu na złożoną postać zależności ciśnienia wewnątrzczaszkowego po zakończeniu infuzji w fazie opadającej ciśnienie odniesienia P_{o2} i iloraz E_2/R_{pmr2} elastyczności wewnątrzczaszkowej E_2 przez rezystancję resorpcji R_{pmr2} płynu mózgowo-rdzeniowego wyznacza się jedynie metodą iteracyjną korzystając z gradientowych lub bezgradientowych metod poszukiwania ekstremum funkcji wielu zmiennych np. z algorytmu Levenberga-Marquardta, Lazariasa lub innych.

Zaletą układu według wynalazku jest możliwość automatycznej estymacji wartości parametrów P_b , R_{pmr1} , E_1 , P_{o1} oraz t_p w trakcie infuzji oraz możliwość przerywania infuzji po minięciu punktu przegięcia t_p przebiegu ciśnienia wewnątrzczaszkowego i ekstrapolacja wartości ciśnienia plateau P_e przed jego osiągnięciem, a tym samym skrócenie czasu infuzji. Jeśli podczas infuzji w kolejnych iteracjach uzyskuje się stabilne wartości R_{pmr1} , E_1 , P_{o1} i t_p , to wartości tych parametrów można, jak zaproponowano w pracy K. Cieślkiego, R. Czepki: „Optymalizacja dołędźwiowego testu infuzyjnego u chorych z wodogłowie komunikującym. Podstawy teoretyczne w świetle obserwacji klinicznych”, *Neurologia i Neurochirurgia Polska*, nr 38, 2004, s. 189-195, przyjąć jako ostateczne dla fazy narastającej.

Przedmiot wynalazku w przykładzie realizacji jest uwidoczniony na rysunku, który przedstawia schemat blokowy układu do pomiaru parametrów kompensacyjnych przestrzeni wewnątrzczaszkowej podczas wykonywania testu infuzyjnego.

P r z y k ł a d 1:

Układ do pomiaru parametrów kompensacyjnych przestrzeni wewnątrzczaszkowej podczas wykonywania testu infuzyjnego z dwoma nakłuciami do przestrzeni płynowej lędźwiowego odcinka kręgosłupa 1. Do jednej igły podłączona jest pompa infuzyjna 2, z której podawany jest ze znanym natę-

żeniem roztwór płynu o parametrach zbliżonych do płynu fizjologicznego. Do drugiej igły podłączony jest czujnik ciśnienia wewnątrzczaszkowego 3 do pomiaru ciśnienia $P(t)$ płynu mózgowo-rdzeniowego. Sygnał elektryczny z tego czujnika ciśnienia wewnątrzczaszkowego 3 jest kierowany przez urządzenie przetwarzające ciśnienie na sygnał analogowy 4, przetwornik analogowo-cyfrowy 5 do układu rejestracji i obróbki sygnału cyfrowego 6. Ponadto z układem rejestracji i obróbki sygnału cyfrowego 6 połączona jest pompa infuzyjna 2. W układzie rejestracji i obróbki sygnału cyfrowego 6, na bieżąco wyznacza się początkowe ciśnienie P_b oraz metodą iteracyjną rezystancję resorpcji R_{pmr1} płynu mózgowo-rdzeniowego, elastyczność wewnątrzczaszkową E_1 , ciśnienie odniesienia P_{o1} płynu mózgowo-rdzeniowego oraz wyliczany jest punkt przegięcia t_p krzywej ciśnienia. W trakcie rejestracji ciśnienia wewnątrzczaszkowego po przerwaniu infuzji wyznaczane jest metodą iteracyjną ciśnienie odniesienia P_{o2} płynu mózgowo-rdzeniowego oraz iloraz E_2/R_{pmr2} elastyczności wewnątrzczaszkowej E_2 przez rezystancję resorpcji R_{pmr2} płynu mózgowo-rdzeniowego.

Zastrzeżenie patentowe

Układ do pomiaru parametrów kompensacyjnych przestrzeni wewnątrzczaszkowej podczas wykonywania testu infuzyjnego wyposażony w dwie igły umieszczone w przestrzeni płynowej lędźwiowego odcinka kręgosłupa, przy czym pierwsza igła jest połączona z czujnikiem ciśnienia wewnątrzczaszkowego, a druga z pompą infuzyjną, **znamienny tym**, że czujnik ciśnienia wewnątrzczaszkowego (3) jest połączony przez urządzenie przetwarzające ciśnienie na sygnał analogowy (4), przetwornik analogowo-cyfrowy (5) z układem rejestracji i obróbki sygnału cyfrowego (6), ponadto pompa infuzyjna (2) jest połączona z układem rejestracji i obróbki sygnału cyfrowego (6).

Rysunek

