

RZECZPOSPOLITA
POLSKA



Urząd Patentowy
Rzeczypospolitej Polskiej

(12) **OPIS PATENTOWY**

(19) **PL** (11) **237195**

(13) **B1**

(21) Numer zgłoszenia: **422913**

(51) Int.Cl.
A61M 1/10 (2006.01)

(22) Data zgłoszenia: **20.09.2017**

(54)

Interfejs hybrydowy do badań pompy balonowej

(43) Zgłoszenie ogłoszono:

25.03.2019 BUP 07/19

(45) O udzieleniu patentu ogłoszono:

22.03.2021 WUP 06/21

(73) Uprawniony z patentu:

**INSTYTUT BIOCYBERNETYKI I INŻYNIERII
BIOMEDYCZNEJ IM. MACIEJA NAŁĘCZA
POLSKIEJ AKADEMII NAUK, Warszawa, PL**

(72) Twórca(y) wynalazku:

**MACIEJ KOZARSKI, Granica, PL
MAREK DAROWSKI, Warszawa, PL
KRZYSZTOF ZIELIŃSKI, Warszawa, PL
ŁUKASZ KOZARSKI, Granica, PL**

PL 237195 B1

Opis wynalazku

Przedmiotem wynalazku jest hybrydowy interfejs łączący środowisko hydrauliczne balonowej pompy wewnątrzaoortalnej ze środowiskiem komputerowego modelu układu krążenia.

Wspomaganie układu krążenia za pomocą wewnątrzaoortalnej pompy balonowej (IABP – Intra-aortic Baloon Pump) jest najstarszym i nadal często stosowanym mechanicznym sposobem wspomagania układu krążenia w sytuacjach upośledzenia funkcji motorycznej mięśnia sercowego. W dalszym ciągu są prowadzone prace nad nowymi konstrukcjami balonu, a także jego sterowaniem. Bardzo uniwersalnym narzędziem badawczym [1], umożliwiającym prowadzenie badań nad urządzeniami przeznaczonymi do wspomagania układu krążenia, są modele hybrydowe układu krążenia, w tym przedstawiony w patencie RP nr 223018 czteromodułowy układ hybrydowy. Znane są rozwiązania [2], w których balon wewnątrzaoortalny jest wprowadzany do fizycznego modelu górnego odcinka aorty wykonanego w postaci elastycznej kauczukowej rury, której końce są połączone z króćcami sztywno związanymi z dwiema komorami hydraulicznymi, z których pierwsza komora stanowi hydrauliczne wyjście hybrydowego, fizyczno-numerycznego modelu lewej komory serca, natomiast druga komora stanowi hydrauliczne wejście do modelu numerycznego pozostałego fragmentu aorty i reszty układu krążenia. Balon pompy wspomagającej układ krążenia jest wprowadzany poprzez dławnicę do króćca od strony aorty. Wada tego bardzo prostego rozwiązania polega na tym, że mechaniczne właściwości odcinka aorty, do którego wprowadza się balon pompy, można zmieniać jedynie przez wymianę symulującej ją kauczukowej rury na rurę o innych rozmiarach i innej sprężystości ścianek, a więc w efekcie o innej pojemności hydraulicznej. Jest to sposób pracochłonny i kosztowny. Nie jest praktycznie możliwe, w takim przypadku, modelowanie własności reologicznych materiału rury i jej nieliniowych właściwości sprężystych a także modelowanie właściwości mechanicznych płynów i tkanek otaczających aortę. Aby móc w pełni wykorzystać możliwości badawcze modelu hybrydowego układu krążenia jest niezbędne opracowanie nowego interfejsu hybrydowego, to znaczy urządzenia pozwalającego na włączenie pompy balonowej w hybrydowy (fizyczno-numeryczny) model układu krążenia.

Symulator hybrydowy według patentu RP nr 223018 zawiera cztery moduły [1] spełniające rolę transformatorów impedancji, czyli interfejsów fizyczno-numerycznych pozwalających na włączenie badanych, fizycznych, medycznych urządzeń zewnętrznych w dowolnych czterech punktach modelu komputerowego układu krążenia.

Interfejs hybrydowy według wynalazku nie stwarza ograniczeń opisanego wcześniej czysto fizycznego modelu odcinka aorty, Jego istota polega na zastosowaniu korpusu zamkniętej komory, wykonanej z przezroczystego tworzywa, która ma pierwszą, wewnętrzną, wlotową końcówkę hydrauliczną, osadzoną nieruchomo i szczelnie w korpusie tej komory oraz drugą, wewnętrzną, wylotową końcówkę hydrauliczną, osadzoną nieruchomo i szczelnie w korpusie komory, a między wlotem pierwszej końcówki hydraulicznej w komorze oraz wlotem drugiej końcówki hydraulicznej jest zamocowana bardzo elastyczna o sprężystości ścianki znacznie mniejszej od sprężystości ścianki naturalnej aorty, przezroczysta rura kauczukowa, korzystnie silikonowa lub poliuretanowa, a w ścianie drugiej końcówki hydraulicznej w osi otworu wlotowego tej końcówki jest umieszczona pierwsza dławnica uszczelniająca i mocująca dren balonu wewnątrzaoortalnego a w osi otworu dławnicy w ścianie korpusu komory jest umieszczona druga dławnica uszczelniająca i mocująca dren balonu wewnątrzaoortalnego, przy czym w ścianie korpusu komory znajduje się otwór łączący wewnątrz korpusu komory z hydrauliczną końcówką wejściową elektrycznie sterowanej, korzystnie zębatej, pompy hydraulicznej, której wał napędowy jest połączony z wałem silnika elektrycznego, do którego jest sztywno przymocowany wirnik prądnicy tachometrycznej dostarczającej elektrycznego sygnału proporcjonalnego do prędkości obrotowej wału silnika do serworegulatora, którego wyjściowy, elektryczny sygnał mocy jest dostarczany zwrotnie do uzwojeń silnika przy czym do serworegulatora jest podawany analogowy sygnał z wyjścia przetwornika cyfrowo-analogowego mikrokomputera sterującego a ciśnienie p panujące w komorze na zewnątrz rury kauczukowej jest mierzone za pomocą przetwornika, którego elektryczny sygnał wyjściowy jest podawany do wejścia przetwornika analogowo-cyfrowego, którego wyjściowy sygnał cyfrowy p_m , równy liczbowo ciśnieniu p tzn. $p = p_m$, stanowi jednocześnie wejściową wartość zadaną dla układu numerycznych równań opisujących sieć, korzystnie w postaci szeregowego połączenia rezystora i kondensatora, opisującą własności mechaniczne impedancji mechanicznej, dołączonej szeregowo do bardzo małej impedancji wiotkiej rury kauczukowej, a rozwiązanie równań sieci w postaci cyfrowego strumienia q_m , jest podawane do wejścia przetwornika cyfrowo-analogowego mikrokomputera sterującego, na którego wyjściu

otrzymuje się analogowy sygnał wartości zadanej q_c strumienia q wytwarzanego przez pompę, równego liczbowo wartości cyfrowego strumienia, tzn. $q = q_m$.

Urządzenie będące przedmiotem wynalazku składa się z części fizycznej w postaci konstrukcji mechanicznej, zawierającej fizyczny odcinek aorty o pojemności hydraulicznej znacznie większej od pojemności hydraulicznej aorty ludzkiej oraz z części fizyczno-komputerowej, tzn. fizyczno-numerycznej, jaką jest transformator impedancji [1] łączący fizyczne środowisko hydrauliczne pracy pompy balonowej ze środowiskiem numerycznym, zawierającym aplikację komputerową, która realizuje funkcję kondensatora wraz z jego rezystencją strat zmniejszającego efektywną pojemność fizycznego odcinka aorty do wartości reprezentującej jej stany fizjologiczne lub patologiczne.

Z układowego punktu widzenia, w interfejsie hybrydowym według wynalazku jest realizowana funkcja szeregowego połączenia dwóch kondensatorów: pierwszego, w postaci fizycznego odcinka aorty o bardzo dużej pojemności i drugiego, numerycznego o znacznie mniejszej pojemności przeniesionego na stronę hydrauliczną tzn. widzianego po stronie hydraulicznej jako kondensator także hydrauliczny, włączony w szereg z kondensatorem fizycznym.

Kondensator numeryczny może mieć liniową charakterystykę zależności zmiany ciśnienia od objętości płynu zgromadzonego na kondensatorze i wtedy jego pojemność jest stała lub może mieć tę charakterystykę nieliniową i wtedy jego pojemność maleje w funkcji wzrostu ciśnienia – taką właściwość ma ludzka aorta.

Transformator impedancji [1] transformuje liniowo, tzn. proporcjonalnie, impedancję wejściową Z_m sieci znajdującej się po stronie numerycznej w impedancji Z_h , widzianą po stronie hydraulicznej, co można zapisać jako:

$$Z_h = K Z_m$$

Współczynnik transformacji K jest bezwymiarową liczbą rzeczywistą. Przy założeniu, że jednostki ciśnień p oraz p_m oraz strumieni q i q_m , odpowiednio po obu stronach hybrydowego transformatora impedancji, są identyczne i przy wyborze $K = 1$, otrzymuje się po stronie transformatora impedancji dokładne, w skali 1:1, odwzorowanie połączeń układu (tzn. sieci) znajdującego się po stronie numerycznej tego transformatora.

W takim przypadku transformator impedancji staje się układowo niewidoczny i można przyjąć, że wielkość strumienia q_m po stronie numerycznej jest widziana po stronie hydraulicznej jako strumień q o tej samej wartości liczbowej. Podobnie jest z ciśnieniami p_m i p . Można zatem napisać, że:

$$q_m = q \text{ oraz } p_m = p$$

Przedmiotem wynalazku jest zatem konstrukcja mechaniczna części hydraulicznej interfejsu hybrydowego oraz jej połączenie z transformatorem impedancji a poprzez transformator impedancji z siecią numeryczną, reprezentującą matematyczny opis stratnego kondensatora umieszczonego w środowisku, w którym panuje ciśnienie p_0 reprezentujące ciśnienie w jamie brzusznej wokół aorty.

Każdy hybrydowy transformator impedancji zawiera własny przetwornik ciśnienia hydraulicznego p na sygnał elektryczny oraz własny przetwornik strumienia q cieczy na sygnał elektryczny, którym w omawianym przykładzie wykonania jest prądnica tachometryczna, sztywno związana z wałem pompy zębatej, tłoczącej ciecz o strumieniu q .

Zastosowany w opisie system analogii elektro-hydraulicznych jest powszechnie używany do graficznego obrazowania złożonej struktury modelu krążenia krwi [1]. W omawianym przypadku napięcie w węźle sieci typu RC odpowiada, jako wielkość analogiczna, ciśnienie hydrauliczne natomiast prądowi w gałęzi sieci RC odpowiada, jako wielkość analogiczna, strumień q cieczy. Elementy (R, C) analogicznych sieci elektrycznej i hydraulicznej są definiowane podobnie tzn. rezystancja elektryczna, jako iloraz napięcia i prądu a rezystancja hydrauliczna jako iloraz ciśnienia i strumienia cieczy natomiast pojemność hydrauliczna jako iloraz przyrostu objętości cieczy zgromadzonej w kondensatorze hydraulicznym i wywołanego tym przyrostu ciśnienia w kondensatorze.

Interfejs według wynalazku ma istotne zalety w porównaniu z istniejącymi rozwiązaniami:

- umożliwia płynną, nastawianą cyfrowo zmianę parametrów mechanicznych użytego, bardzo wiotkiego odcinka fizycznego aorty, uzyskaną za pomocą szeregowo względem niej dołączonego, przeniesionego ze strony numerycznej kondensatora wraz z rezystorem reprezentującym straty energii w jego strukturze,

- zapewnia bardzo dużą powtarzalność właściwości mechanicznych stosowanego hybrydowego modelu aorty, ponieważ o wypadkowej pojemności aorty decyduje pojemność kondensatora numerycznego, dołączonego szeregowo,
- umożliwia wprowadzenie nieliniowości do hybrydowego modelu aorty, np. w postaci pojemności numerycznego kondensatora malejącej monotonicznie w funkcji ciśnienia p ,
- pozwala na uwzględnienie reologicznych właściwości tkanek aorty oraz jej tkankowego i płynowego otoczenia – w przykładzie wykonania na Fig. 1 rysunku poprzez wprowadzenie rezystancji strat kondensatora,
- pozwala na wprowadzenie do środowiska hydraulicznego, otaczającego fizyczny odcinek aorty, panującego w nim ciśnienia otoczenia, reprezentowanego przez źródło 23 ciśnienia p_0 , co umożliwia uwzględnienie interakcji środowiska zewnętrznego aorty, przepływu aortalnego i balonu wewnątrzortalnego,
- zastosowanie interfejsu hybrydowego według wynalazku daje dwie zasadnicze korzyści: obniża koszt prowadzonych badań nad wspomaganie układu krążenia za pomocą pompy balonowej dzięki skróceniu czasu eksperymentów a ponadto bardzo istotnie zwiększa dokładność pomiarów dzięki bardzo dobrej odtwarzalności warunków pomiarów, jako konsekwencji wprowadzenia cyfrowych nastaw.

Przedmiot wynalazku jest przedstawiony w przykładzie wykonania na rysunku, na którym Fig. 1 przedstawia zasadnicze elementy i sposób działania interfejsu hybrydowego, natomiast Fig. 2 pokazuje sposób zastosowania interfejsu hybrydowym w modelu hybrydowego pełnego układu krążenia.

Pokazany na Fig. 1 interfejs hybrydowy według wynalazku, przeznaczony do badań wewnątrzortalnej pompy balonowej, jest wykonany w postaci sztywnego korpusu zamkniętej komory 2 wykonanej z przezroczystego tworzywa, która ma pierwszą, wewnętrzną, wlotową końcówkę hydrauliczną 1, osadzoną nieruchomo i szczelnie w korpusie tej komory oraz drugą, wewnętrzną, wylotową końcówkę hydrauliczną 5, osadzoną nieruchomo i szczelnie w korpusie komory 2. Między wlotem pierwszej końcówki hydraulicznej 1 w komorze 2 oraz wlotem drugiej końcówki hydraulicznej 5 jest zamocowana bardzo elastyczna o sprężystości ścianki znacznie mniejszej od sprężystości ścianki naturalnej aorty, przezroczysta rura kauczukowa 3, korzystnie silikonowa lub poliuretanowa. W ścianie drugiej końcówki hydraulicznej 5 w osi otworu wlotowego tej końcówki jest umieszczona pierwsza dławnica 6 uszczelniająca i mocująca dren 8 balonu wewnątrzortalnego 4, a w osi otworu dławnicy 6 w ścianie korpusu komory 2 jest umieszczona druga dławnica 7 uszczelniająca i mocująca dren 8. W ścianie korpusu komory 2 znajduje się otwór łączący wewnątrz komory 2 z hydrauliczną końcówką wejściową elektrycznie sterowanej, korzystnie zębatej, hydraulicznej pompy 12, której wał napędowy jest połączony z wałem silnika elektrycznego, do którego jest sztywno umocowany wirnik prądnicy tachometrycznej 14, dostarczającej elektrycznego sygnału 16, proporcjonalnego do prędkości obrotowej wału silnika, do serworegulatora 15, którego wyjściowy elektryczny sygnał 17 mocy jest dostarczany zwrotnie do uzwojeń silnika 13. Do serworegulatora 15 jest podawany analogowy sygnał 18 z wyjścia przetwornika cyfrowo-analogowego CA mikrokomputera sterującego 10. Ciśnienie p panujące w komorze 2 na zewnątrz rury kauczukowej 3 jest mierzone za pomocą przetwornika 25, którego elektryczny sygnał wyjściowy 24 jest podawany do wejścia przetwornika analogowo-cyfrowego AC, którego wyjściowy sygnał cyfrowy p_m , równy liczbowo ciśnieniu p , tzn. $p_m = p$, stanowi jednocześnie wejściową wartość zadaną dla numerycznych równań opisujących sieć 22, korzystnie w postaci szeregowego połączenia rezystora 21 i kondensatora 20, opisujących własności mechaniczne impedancji mechanicznej dołączonej szeregowo do bardzo małej impedancji wiotkiej rury kauczukowej 3. Rozwiązanie równań sieci w postaci cyfrowego strumienia q_m , jest doprowadzone do wejścia 19 przetwornika cyfrowo-analogowego CA, na którego wyjściu otrzymuje się analogowy sygnał 18 wartości zadanej q_c strumienia q wytwarzanego przez pompę 12 równego liczbowo wartości cyfrowego strumienia q_m tzn. $q = q_m$.

Zastosowana w układzie pompa hydrauliczna 12 pracuje cyklicznie, w rytm pracy serca, przepompowując ciecz roboczą ze zbiornika 11 w obu kierunkach z zerowym, średnim przepływem. Wszystkie przestrzenie hydrauliczne są napełnione cieczą roboczą, którą pompa w fazie napełniania balonu 4 wypompowuje z komory 2 natomiast w fazie opróżniania balonu 3 włącza ciecz roboczą do komory 2. Napełnianie i opróżnianie balonu 3 gazem roboczym jest inicjowane naprzemiennie nad i pod ciśnieniem dostarczonym przez sterownik 9, synchronizujący pracę urządzenia z rytmem pracy serca pacjenta.

Na Fig. 1 rysunku linią ciągłą wyodrębniono symbolicznie układ mikrokomputera 10 realizujący program przetwarzania informacji pobieranej przez przetwornik analogowo-cyfrowy AC i wysyłanej do

sterownika 15 silnika 13 pompy 12. Linia kropkowaną 29 wyodrębniono z układu tę część, która spełnia kluczową rolę transformatora impedancji [1] wejściowej q_m układu, widzianej na wyjściu cyfrowym przetwornika analogowo-cyfrowego AC, na proporcjonalną do niej impedancję hydrauliczną q widzianą od strony komory 2.

Jeżeli do obliczeń numerycznych przyjmie się te same jednostki ciśnienia p_m i strumienia q_m , co dla ciśnienia p i strumienia q po stronie fizycznej, to przyjmując współczynnik liniowej transformacji impedancji równy jedności otrzyma się algebraiczną równość $p = p_m$ oraz $q = q_m$. Oznacza to, że od strony hydraulicznej komory 2 model numeryczny 22 będzie widziany jako także hydrauliczny o takiej samej topologicznej strukturze, jak struktura modelu numerycznego podłączonego po stronie numerycznej transformatora 29 impedancji.

Korpus komory 2 jest wyposażony w pokrywę 27, mocowaną śrubami 28 i uszczelniony uszczelką 26, dzięki czemu jest zapewniony dostęp do elementów mocujących kauczukową rurę 3 na końcówkach hydraulicznych 1 oraz 5 we wnętrzu komory 2.

Przezroczystość komory jest niezbędną cechą umożliwiającą podczas pracy obserwację dynamicznych zmian kształtu balonu prowadzoną w celu optymalizacji jego kształtu i sposobu sterowania.

Na Fig. 2 rysunku pokazano przykładowe zastosowanie interfejsu hybrydowego do pracy w układzie hybrydowego modelu układu krążenia, który zawiera cztery moduły funkcjonalne transformatorów impedancji. Transformator impedancji 29 ma identyczną budowę, jak transformator 29 przedstawiony na Fig. 1 rysunku, natomiast płytka minikomputera została zastąpiona komputerem pomiarowo-sterującym 37 wyposażonym w karty przetworników AC oraz CA. W opisanym zastosowaniu są użyte zasoby sprzętowe transformatora impedancji modelu hybrydowego układu krążenia, a więc pompa hydrauliczna i przetwornik ciśnienia. Końcówki 1 oraz 5 komory 2 są połączone z komorami hydraulicznymi transformatorów impedancji, przy czym końcówka 1 z komorą transformatora 30 impedancji a końcówka 5 z komorą transformatora 31 impedancji.

Na Fig. 2 rysunku pokazano także numeryczne fragmenty pełnego układu krążenia, które łączą się bezpośrednio z fizycznym odcinkiem aorty, którym jest rura kauczukowa 3 o właściwościach mechanicznych zmodyfikowanych przez model numeryczny 22.

Od strony końcówki wlotowej 1 widziana jest część modelu numerycznego układu krążenia reprezentowana przez zastawkę aortalną 36 i usytuowaną za nią lewą komorę serca, tradycyjnie reprezentowaną przez kondensator 35 o zmiennej w czasie elastancji.

Zaś od strony końcówki wylotowej 5 jest widziana pozostała część aorty, reprezentowana przez model rezystancji wejściowej 32 i kondensator 33.

Linia przerywana 34 symbolicznie przedstawia zamkniętą pętlę przepływów pełnego modelu układu krwionośnego zawierającego duże i małe krążenie.

Badanie efektu wspomaganie układu krążenia z pomocą pompy balonowej przy użyciu interfejsu hybrydowego będącego przedmiotem wynalazku polega na:

- włączeniu interfejsu hybrydowego do hybrydowego modelu układu krążenia tak, jak to pokazano na Fig. 2 rysunku;
- wprowadzeniu balonu do interfejsu poprzez dławnice;
- uruchomienie aplikacji komputerowej z zadanymi przez badacza wartościami parametrów pojemności C oraz rezystancji R strat oraz wielkości ciśnienia p_0 .

Rejestrowanymi wielkościami zmiennymi są ciśnienie p otoczenia balonu 4 pompy, strumień hydrauliczny q oraz ciśnienie zadawane przez sterownik 9 pompy balonowej na wejściu drenu 8 doprowadzającego gaz roboczy do balonu 4 pompy.

Badanie pompy balonowej odbywa się po dołączeniu interfejsu hybrydowego do modelu hybrydowego układu krążenia tak, jak to pokazano w przykładzie wykonania na Fig. 2 rysunku. Część numeryczna modelu hybrydowego zawiera układ równań matematycznych, opisujących układ krążenia i rozwiązywanych w czasie rzeczywistym. Badaniu podlega wpływ wspomaganie pompą balonową na parametry układu krążenia takie jak ciśnienie aortalne, rzut minutowy serca, efekt energetyczny wspomaganie, przepływ wieńcowy itd. Są to parametry i wielkości obliczane na podstawie ciśnień i strumieni wyznaczonych w węzłach i gałęziach modelu krążenia przez numeryczne rozwiązanie równań tego modelu.

Interfejs hybrydowy będący przedmiotem wynalazku może znaleźć zastosowanie w licznych laboratoriach zarówno w badaniach różnych konstrukcji balonów wewnątrzaoortalnych i sposobów sterowania ich pracą, jak i w badaniach porównawczych całych urządzeń do wspomagania balonem wewnątrzaoortalnym.

Ważnym zastosowaniem tego interfejsu może być także użycie go dla celów dydaktycznych na wyższych uczelniach medycznych i bioinżynieryjnych kierunkach politechnik. Można bowiem za jego pomocą symulować sytuacje kliniczne wspomagania krążenia z pomocą pompy balonowej w różnych stanach patologicznych.

Literatura:

[1] Darowski M., Ferrari G. Editors: Comprehensive Models of Cardiovascular and Respiratory Systems, Rozdział 8.2, 218–232, Conversions Nova Science Publishers, Inc., New York, 2010.

[2] Ferrari G., Kozarski M., De Lazzari C., Gorczyńska K., Tosti G., Darowski M., Development of a hybrid (numerical-hydraulic) circulatory model: prototype testing and its response to IABP assistance. Int J Artif Organs 2005; 7(28): 750–759.

Zastrzeżenia patentowe

1. Interfejs hybrydowy do badań pompy balonowej, **znamienny tym**, że jest wykonany w postaci sztywnego korpusu zamkniętej komory 2 wykonanej z przezroczystego tworzywa, która ma pierwszą, wewnętrzną, wlotową końcówkę hydrauliczną 1, osadzoną nieruchomo i szczelnie w korpusie tej komory oraz drugą, wewnętrzną, wylotową końcówkę hydrauliczną 5, osadzoną nieruchomo i szczelnie w korpusie komory 2, a między wlotem pierwszej końcówki hydraulicznej 1 w komorze 2 oraz wlotem drugiej końcówki hydraulicznej 5 jest zamocowana bardzo elastyczna, o sprężystości ścianki znacznie mniejszej od sprężystości ścianki naturalnej aorty, przezroczysta rura kauczukowa 3, korzystnie silikonowa lub poliuretanowa, a w ścianie drugiej końcówki hydraulicznej 5 w osi otworu wlotowego tej końcówki jest umieszczona pierwsza dławnica 6 uszczelniająca i mocująca dren 8 balonu wewnątrzaoortalnego 4 a w osi otworu dławnicy 6, w ścianie korpusu komory 2 jest umieszczona druga dławnica 7 uszczelniająca i mocująca dren 8 balonu wewnątrzaoortalnego 4, przy czym w ścianie korpusu komory 2 znajduje się otwór łączący wewnątrz komory 2 z hydrauliczną końcówką wejściową elektrycznie sterowanej, korzystnie zębatej, hydraulicznej pompy 12, której wał napędowy jest połączony z wałem silnika elektrycznego, do którego jest sztywno mocowany wirnik prądnicy tachometrycznej 14, dostarczającej elektrycznego sygnału 16 proporcjonalnego do prędkości obrotowej wału silnika, do serworegulatora 15, którego wyjściowy elektryczny sygnał 17 mocy jest dostarczany zwrotnie do uzwojeń silnika 13 przy czym do serworegulatora 15 jest podawany analogowy sygnał 18 z wyjścia przetwornika cyfrowo-analogowego CA mikrokomputera sterującego 10 a ciśnienie p panujące w komorze 2 na zewnątrz rury kauczukowej 3 jest mierzone za pomocą przetwornika 25, którego elektryczny sygnał wyjściowy 24 jest podawany do wejścia przetwornika analogowo-cyfrowego AC, którego wyjściowy sygnał cyfrowy p_m , równy liczbowo ciśnieniu p , tzn. $p_m = p$, stanowi jednocześnie wejściową wartość zadaną dla układów numerycznych równań opisujących sieć 22, korzystnie w postaci szeregowego połączenia rezystora 21 i kondensatora 20, opisujących własności mechaniczne impedancji mechanicznej dołączonej szeregowo do bardzo małej impedancji wiotkiej rury kauczukowej 3, a rozwiązanie równań sieci 22 w postaci cyfrowego strumienia q_m jest doprowadzone do wejścia 19 przetwornika cyfrowo-analogowego CA, na którego wyjściu otrzymuje się analogowy sygnał 18 wartości zadanej q_c strumienia q wytwarzanego przez pompę 12, równego liczbowo wartości cyfrowego strumienia q_m , tzn. $q = q_m$.
2. Interfejs hybrydowy do badań pompy balonowej według zastrz. 1, **znamienny tym**, że korpus komory 2 ma pokrywę 27 mocowaną do niej wkrętami 28 i uszczelnioną na obwodzie za pomocą uszczelki 26.
3. Interfejs hybrydowy do badań pompy balonowej według zastrz. 1, **znamienny tym**, że w sieci numerycznej 22 jest włączone szeregowo numeryczne źródło 23 stałego ciśnienia p_0 .
4. Interfejs hybrydowy według zastrz. 1, **znamienny tym**, że kondensator 20 sieci numerycznej 22 ma charakter nieliniowy o pojemności C malejącej monotonicznie w funkcji ciśnienia na tym kondensatorze.

Rysunki

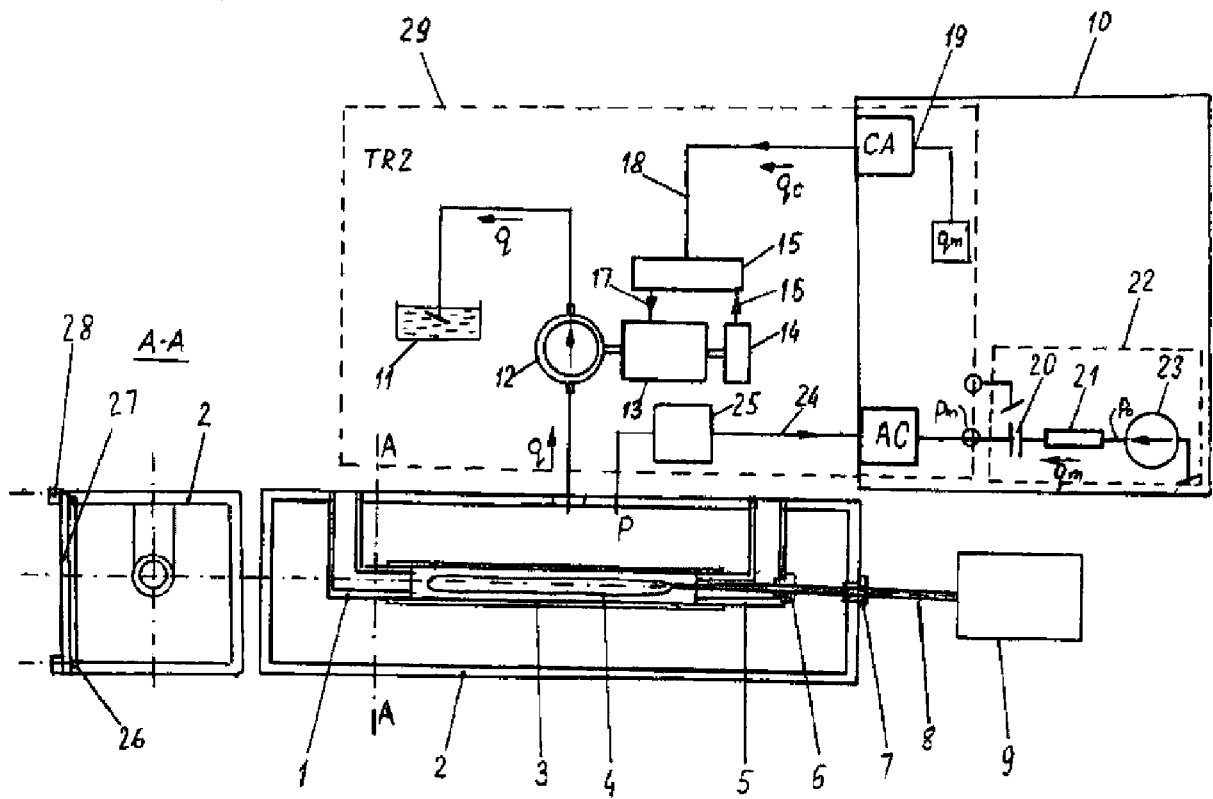


Fig. 1

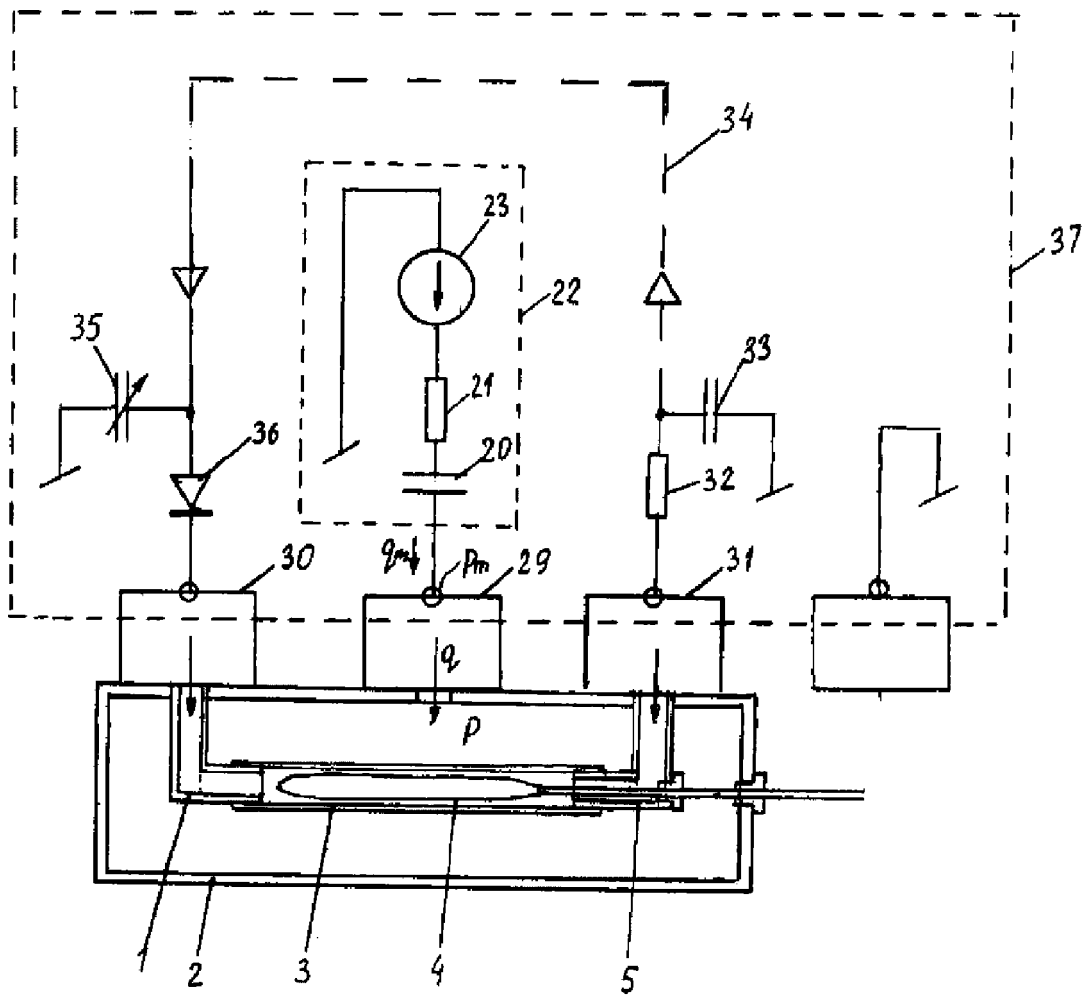


Fig. 2