



República Federativa do Brasil
Ministério da Economia
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(11) PI 1006409-5 B1



(22) Data do Depósito: 03/03/2010

(45) Data de Concessão: 29/10/2019

(54) Título: SENSOR E, UNIDADE DE CONTROLE PARA COOPERAÇÃO COM O SENSOR

(51) Int.Cl.: A61M 5/142; G01F 1/74.

(30) Prioridade Unionista: 05/03/2009 EP 09154369.4.

(73) Titular(es): KONINKLIJKE PHILIPS N.V..

(72) Inventor(es): JACOB R. HAARTSEN; RONALD DEKKER.

(86) Pedido PCT: PCT IB2010050910 de 03/03/2010

(87) Publicação PCT: WO 2010/100611 de 10/09/2010

(85) Data do Início da Fase Nacional: 31/08/2011

(57) Resumo: SENSOR E, UNIDADE DE CONTROLE PARA COOPERAÇÃO COM O SENSOR A invenção refere-se a um sensor (102, 202, 402, 502) para detectar bolhas na fase gasosa presente em um líquido (208, 408, 527) fluindo através de uma trajetória de fluxo (204, 406, 508). O sensor compreende um elemento de aquecimento (106, 210) para aquecer o líquido, em que o elemento de aquecimento é provido com um nível de energia predeterminado pelo menos durante a detecção, e um arranjo transdutor (108, 112, 212) arranjado para gerar um sinal de medição (114) indicativo para a temperatura do elemento de aquecimento. O sensor compreende ainda um arranjo comparador (116) para comparar um valor de medição do sinal de medição com um nível limite predeterminado, em que o nível limite predeterminado corresponde a uma temperatura de referência que pode ser atingida pelo elemento de aquecimento em resposta ao dito nível de energia predeterminado e uma velocidade mínima que pode ser atingida pelo líquido na trajetória de fluxo. Baseado na última comparação, o arranjo comparador gera um sinal de saída (118) indicativo para uma possível presença de bolhas na fase gasosa.

SENSOR E, UNIDADE DE CONTROLE PARA COOPERAÇÃO COM O
SENSOR

CAMPO DA INVENÇÃO

A invenção refere-se a um sensor para detectar
5 bolhas na fase de gás presente em um líquido que flui através
de uma trajetória de fluxo.

A invenção refere-se adicionalmente a uma unidade
de controle para cooperação com o sensor.

A invenção refere-se adicionalmente a um sistema
10 que compreende o sensor e a unidade de controle.

ANTECEDENTES DA INVENÇÃO

Na patente norte-americana 4.555.940, é apresentado
um aparelho para a medição e o monitoramento do volume e da
taxa de fluxo de líquido através de uma trajetória de fluxo.
15 O aparelho apresentado na patente norte-americana 4.555.940
inclui um meio para modificar a temperatura de uma parte da
trajetória de fluxo de líquido. Depois que uma quantidade
fixa de calor é aplicada, e as temperaturas da trajetória de
fluxo de líquido e do líquido ali presentes terem sido
20 modificadas suficientemente, um meio detector de mudança de
temperatura é ativado. O dito meio detector monitora as
mudanças na temperatura como uma função das taxas de fluxo de
líquido através de uma parte modificada pela temperatura da
trajetória de fluxo de líquido. O aparelho de acordo com a
25 patente norte-americana 4.555.940 pode detectar bolhas ao
empregar o fato que a temperatura da parte modificada pela
temperatura da trajetória de fluxo de líquido irá aumentar
quando as bolhas passam em comparação à temperatura quando
somente o líquido está fluindo através da dita parte
30 modificada pela temperatura, contanto que a quantidade de
calor transferida à parte modificada pela temperatura da
trajetória de fluxo de líquido permaneça substancialmente

inalterada.

As técnicas apresentadas na patente norte-americana 4.555.940 não são capazes de detectar a presença das bolhas na fase gasosa quando alterações da velocidade do fluxo de líquido são concebíveis. Ou seja, as técnicas apresentadas na patente norte-americana 4.555.940 não podem discriminar entre as várias causas de mudanças da temperatura da trajetória de fluxo de líquido ou do líquido ali presente. Isto é, contanto que a quantidade de calor transferida à parte modificada pela temperatura da trajetória de fluxo de líquido permaneça substancialmente inalterada, uma mudança da temperatura é atribuível a uma mudança na vazão de líquido, bem como uma presença de bolhas. Em consequência disto, nenhuma ação apropriada não pode ser empregada com base na mudança de temperatura registrada.

DESCRIÇÃO RESUMIDA DA INVENÇÃO

Um objetivo da invenção consiste na provisão de um sensor capaz de detectar bolhas na fase gasosa presente em um líquido que flui através de uma trajetória de fluxo, em que a detecção é robusta no que se refere a uma mudança na velocidade do dito líquido que flui através da trajetória de fluxo.

Este objetivo é atingido pelo sensor de acordo com a invenção, em que o sensor é definido na reivindicação 1. O sensor de acordo com a invenção compreende um elemento de aquecimento para aquecer o líquido, em que o elemento de aquecimento é provido com um nível de energia predeterminado pelo menos durante a detecção, e o sensor compreende ainda um arranjo transdutor arranjado para gerar um sinal de medição que representa um valor de medição indicativo para a temperatura do elemento de aquecimento, e um arranjo comparador para comparar o valor de medição do sinal de medição com um nível limite predeterminado. Aqui, o nível

limite predeterminado corresponde a uma temperatura de referência que pode ser atingida pelo elemento de aquecimento em resposta ao dito nível de energia predeterminado e a uma velocidade mínima que pode ser atingida pelo líquido na trajetória de fluxo. O arranjo comparador também é configurado para gerar um sinal de saída quando o valor de medição do sinal de medição excede o nível limite predeterminado.

Embora o sinal de saída seja baseado em uma comparação do valor de medição representado pelo sinal de medição com o nível limite predeterminado, em que o nível limite predeterminado corresponde à temperatura de referência que pode ser atingida pelo elemento de aquecimento em resposta ao dito nível de energia predeterminado e a uma velocidade mínima que pode ser atingida pelo líquido na trajetória de fluxo, a detecção das bolhas de gás é robusta no que diz respeito às alterações presumíveis da velocidade do líquido que flui através da trajetória de fluxo. Ou seja, na condição que a energia provida ao dito elemento de aquecimento é preservado ao nível predeterminado, a temperatura do elemento de aquecimento aumenta com a diminuição da velocidade do líquido que flui através da trajetória de fluxo. No entanto, a temperatura do elemento de aquecimento não irá exceder a temperatura de referência que pode ser atingida pelo elemento de aquecimento em resposta ao dito nível de energia predeterminado e uma velocidade mínima. Com a seleção do limite predeterminado de maneira tal que ele corresponde à dita temperatura de referência, e empregando a característica que o fluido tem uma condutividade térmica que excede uma condutividade térmica das bolhas, uma ultrapassagem concebível do nível limite predeterminado pela temperatura do elemento de aquecimento é meramente atribuível à presença de bolhas na fase gasosa no líquido que flui

através da trajetória de fluxo. Em consequência disto, o sensor de acordo com a invenção permite a detecção precisa de uma possível presença de bolhas na fase gasosa no líquido que flui através da trajetória de fluxo. Consequentemente, para

5 aplicações médicas tais como a infusão intravenosa, o controle de fluxo de anestesia e cateteres urinários, o suprimento de uma quantidade prejudicial, por exemplo, de bolhas de ar a um paciente é impedido eficazmente. Neste texto, a difusividade térmica de um líquido é definida como a

10 relação entre a condutância térmica de um líquido e a capacidade térmica volumétrica do dito líquido. Uma definição equivalente é empregada para a difusividade térmica das bolhas.

Em uma realização preferida adicional do sensor de

15 acordo com a invenção, o arranjo transdutor é arranjado para gerar um sinal de medição adicional que representa um valor de medição adicional indicativo para a velocidade do líquido que flui através da trajetória de fluxo. Esta realização é vantajosa, especialmente para intervenções médicas tais como

20 a infusão intravenosa, o controle de fluxo de anestesia e cateteres urinários, no sentido que fornece informações a respeito de uma taxa à qual, por exemplo, o medicamento está sendo fornecido, ou informações a respeito de uma quantidade cumulativa de medicamento fornecida ao paciente.

25 Em uma realização preferida do sensor de acordo com a invenção, o sinal de saída é indicativo para uma duração do tempo durante o qual o valor de medição do sinal de medição excede o ponto inicial predeterminado. Esta realização tem a vantagem que provê uma medida para a quantidade de bolhas na

30 fase gasosa presente no líquido que flui através da trajetória de fluxo que passou no arranjo transdutor. Ou seja, pelo monitoramento do valor de medição adicional indicativo para a velocidade à qual o líquido está fluindo

através da trajetória de fluxo em combinação com a duração do tempo durante o qual o valor de medição do sinal de medição excede o ponto inicial predeterminado, uma estimativa da quantidade de bolhas que passou no arranjo transdutor é obtida. Por exemplo, quando é aplicado em sistemas de suprimento de droga intravenosa, ações dedicadas podem ser aplicadas subsequentemente ao sinal de medição que indica que uma quantidade crítica, por exemplo, de ar, em que o ar está concebivelmente presente em um medicamento líquido a ser administrado intravenosamente a um paciente, foi transportada através da trajetória de fluxo ao dito paciente. Através do estabelecimento do dito nível crítico, por exemplo, de ar, a notificação supérflua do profissional médico é impedida.

Em uma realização preferida adicional do sensor de acordo com a invenção, o valor de medição adicional representado pelo sinal de medição é baseado em uma relação entre uma primeira diferença de temperatura espacial e uma segunda diferença de temperatura espacial. Esta realização tem a vantagem que uma exatidão do sinal de medição adicional é aumentada significativamente. Ou seja, embora o sinal de medição seja baseado em uma relação entre uma primeira diferença de temperatura espacial e uma segunda diferença de temperatura espacial, o sinal de medição é robusto no que diz respeito de um nível real de energia provido ao elemento de aquecimento. Desse modo, independentemente do nível de energia predeterminado provido ao elemento de aquecimento pelo menos durante a detecção de uma possível presença de bolhas na fase gasosa no líquido, a exatidão do sinal de medição adicional é preservada. Aqui, uma diferença de temperatura espacial implica na diferença numérica entre as temperaturas medidas em locais distintos ao longo da trajetória de fluxo. A primeira diferença de temperatura espacial e a segunda diferença de temperatura espacial estão

ambas relacionadas à energia dissipada pelo elemento de aquecimento de uma maneira associada, pelo menos para uma faixa de velocidades de fluxo de líquido. Uma relação associada refere-se a uma relação linear contanto que o termo constante da expressão linear seja igual a zero. Portanto, ao
5 tomar a relação entre a primeira diferença de temperatura espacial e a segunda diferença de temperatura, é obtida uma relação que é independente da energia dissipada pelo elemento de aquecimento.

10 Em uma realização preferida adicional do sensor de acordo com a invenção, o sensor compreende um receptor de sensor arranjado para receber uma radiação eletromagnética e para energizar o elemento de aquecimento subsequentemente ao recebimento da radiação eletromagnética. Esta realização tem
15 a vantagem que o elemento de aquecimento pode ser energizado sem fio, isto é, a radiação eletromagnética pode ser provida de uma maneira sem fio. Esta última característica permite uma manipulação fácil para o sensor devido à ausência de fiação incômoda. Aqui, o elemento de aquecimento pode ser
20 energizado através da energia contida na própria radiação eletromagnética. Alternativamente, a radiação eletromagnética pode ser empregada para permitir um armazenamento de energia compreendido no sensor tal como uma bateria em miniatura, em que a bateria em miniatura energiza o elemento de aquecimento
25 por sua vez.

Em uma realização preferida adicional do sensor de acordo com a invenção, o sensor compreende um transmissor do sensor para transmitir o sinal de saída gerado pelo arranjo comparador e/ou o sinal de medição adicional gerado pelo
30 arranjo transdutor a um receptor de controle compreendido na unidade de controle. Esta realização tem a vantagem que o sensor é desconectado fisicamente de todos os circuitos que acionam o sensor e que responde ao sinal de saída e/ou ao

5 sinal de medição adicional. Em consequência disto, esta
realização permite uma manipulação confiável e uma aplicação
confiável, uma vez que o risco da poluição de contatos
elétricos, que está inerente presente, por exemplo, em
10 aplicações médicas, é bastante limitado através da provisão
de transmissão sem fio do sinal de saída e/ou do sinal de
medição adicional. Esta última qualidade garante um emprego
economicamente atrativo nas aplicações em que o canal é
substituído regularmente. Ou seja, o sensor é facilmente
15 desconectável da unidade de controle devido à ausência de
fiação incômoda. Após a desconexão, a unidade de controle
pode ser reutilizada, ao passo que o sensor permite o
descarte. Particularmente nas aplicações em que o canal é
substituído regularmente, tal como a infusão intravenosa, o
20 controle de fluxo de anestesia, cateteres urinários, controle
da respiração, assim como a medição do fluxo nutritivo
enteral e parenteral, esta última qualidade é muito
vantajosa. Por causa da possibilidade de descarte do sensor,
o processo extremamente trabalhoso de tornar o sensor estéril
25 novamente é evitado eficazmente. Obviamente, o sensor não
necessita necessariamente ser descartado, isto é, claramente
permite um uso prolongado.

Em uma realização preferida adicional do sensor de
acordo com a invenção, o receptor do sensor é uma antena, em
30 que a antena compreende o elemento de aquecimento. Esta
realização tem a vantagem que nenhum retificador e nenhum
circuito anexo para controlar a tensão precisam ser
instalados entre o receptor do sensor, isto é, a antena, e o
elemento de aquecimento. Portanto, esta realização reduz
35 vantajosamente o número de componentes montados no sensor, o
que reduz obviamente os custos de fabricação do sensor. Além
disto, esta realização permite vantajosamente a
miniaturização do sensor. Ou seja, os retificadores em

miniatura e os circuitos anexos em miniatura que estão atualmente disponíveis, não devem ser capazes de manter o nível de energia requerido tipicamente para energizar o elemento de aquecimento compreendido no sensor. Além disso, esta realização é vantajosa no sentido que impede uma introdução de aquecimento em locais que não o elemento de aquecimento. Ou seja, o retificador acima mencionado deve ser aquecido devido à sua resistência elétrica. Esta qualidade vantajosa aumenta não somente uma precisão do sensor, mas também aumenta a eficiência de um sensor.

Em uma realização preferida adicional do sensor de acordo com a invenção, o sensor fica situado dentro ou em uma parede da trajetória de fluxo. Esta realização tem a vantagem que uma exatidão do sinal de saída e/ou do sinal de medição adicional gerado pelo arranjo do transdutor é aumentada. Ou seja, através do encaixe do sensor na parede da trajetória de fluxo, o sensor pode ser instalado em uma proximidade relativamente grande do líquido que flui através da trajetória de fluxo. Consequentemente, uma resistência térmica entre o líquido e o sensor é minimizada, em que a resistência térmica reduzida é vantajosa em termos de redução de um comprimento de tempo em que uma mudança da temperatura do líquido é detectável pelo sensor. Esta realização tem ainda a vantagem que o sensor não entra fisicamente em contato com o líquido. Esta última qualidade é essencial para aplicações médicas tais como a infusão intravenosa ou o controle de fluxo de cateter urinário. Ou seja, nestas aplicações é da suma importância impedir a situação de emergência em que o sensor ou partes do mesmo sejam liberados e sejam carregados subsequentemente para o corpo humano ou animal pelo fluxo de líquido.

Em uma realização preferida adicional do sensor de acordo com a invenção, o sensor é arranjado substancialmente

coaxialmente com a trajetória de fluxo. Neste texto, coaxialmente deve ser interpretado como um arranjo de corpos ou superfícies que compartilham um eixo comum em uma direção axial. Desse modo, corpos e superfícies tanto circulares
5 quanto não-circulares permitem um arranjo coaxial. Esta realização tem a vantagem que a exatidão do sinal de saída e/ou do sinal de medição adicional gerado pelo arranjo transdutor é aumentada.

Um objetivo adicional da invenção consiste na
10 provisão de uma unidade de controle para cooperação com o sensor de acordo com a invenção. Este objetivo é atingido pela unidade de controle de acordo com a invenção, em que a unidade de controle é caracterizada por um transmissor de controle para transmitir a radiação eletromagnética ao
15 receptor do sensor. Ao compreender o transmissor do controle, a unidade de controle é capaz de prover a radiação eletromagnética para energizar o elemento de aquecimento. Em consequência disto, a cooperação entre o sensor e a unidade de controle pode ser realizada sem uma conexão física.

20 Em uma realização preferida da unidade de controle de acordo com a invenção, a unidade de controle compreende uma instalação para conectar de maneira liberável a unidade de controle à trajetória de fluxo. Esta realização tem a vantagem que a unidade de controle e o sensor podem cooperar
25 eficazmente enquanto é garantida a possibilidade de descarte do próprio sensor e da trajetória de fluxo em que o sensor é preferivelmente embutido. Ou seja, ao conectar de maneira liberável a unidade de controle à trajetória de fluxo, o sensor e a unidade de controle podem ser instalados bastante
30 próximos um do outro para intensificar a transmissão da radiação eletromagnética ao receptor do sensor, sem impedir a possibilidade de descarte do sensor ou uma composição do sensor e da trajetória de fluxo em que o sensor é

preferivelmente embutido. Ou seja, ao conectar de maneira liberável o canal e a unidade de controle, o canal permite um descarte fácil, ao passo que a unidade de controle pode ser reutilizada. Esta qualidade é particularmente vantajosa para
5 aplicações médicas em que a trajetória de fluxo que compreende o sensor é substituída regularmente, tipicamente uma vez ao dia. Além disso, devido ao suprimento preferivelmente sem fio de energia ao elemento de aquecimento através da radiação eletromagnética por meio do transmissor
10 de controle, a desconexão da trajetória de fluxo que compreende o sensor com respeito à unidade de controle é bastante facilitada.

Em uma realização preferida da unidade de controle de acordo com a invenção, a unidade de controle compreende um
15 acionador de alarme para gerar um sinal de alarme em resposta ao sinal de saída gerado pelo arranjo comparador. Esta realização tem a vantagem que a ação apropriada pode ser empregada no caso em que as bolhas na fase gasosa presente no líquido estão sendo detectadas pelo sensor. O sinal de alarme
20 gerado pelo acionador do alarme pode ser audível ou visível para o profissional médico, ou pode ser embutido por uma combinação de fenômenos audíveis e visíveis.

Em uma realização preferida da unidade de controle de acordo com a invenção, a unidade de controle compreende um
25 acionador de interrupção para interromper o fluxo de líquido através da trajetória de fluxo em resposta ao sinal de saída gerado pelo arranjo comparador. Esta realização tem a vantagem que, por exemplo, a administração intravenosa de medicamento é interrompida automaticamente, isto é, o fluxo
30 de líquido pode ser interrompido sem a supervisão de um profissional médico. Esta última característica realça principalmente uma segurança do paciente ao qual está sendo administrado o medicamento, por exemplo, de uma maneira

intravenosa. Ou seja, no caso em que o sensor observou uma quantidade crítica, por exemplo, de ar presente no líquido que flui através da trajetória de fluxo, uma paralisação imediata do suprimento de líquido ao paciente é requerida.

5 Em uma realização preferida da unidade de controle de acordo com a invenção, a unidade de controle compreende um acionador de controle para controlar a velocidade do fluxo de líquido que flui através da trajetória de fluxo. Esta realização tem a vantagem que a velocidade em que o líquido
10 está fluindo através da trajetória de fluxo é independente de circunstâncias externas tais como a gravidade. Esta última qualidade aumenta eficazmente a facilidade de utilização, por exemplo, para um sistema de administração intravenosa; o dito sistema pode ser empregado principalmente independente da
15 supervisão contínua de um profissional médico através do emprego desta realização da unidade de controle de acordo com a invenção. Preferivelmente, o acionador do controle é controlável por um sinal que está relacionado a um desvio entre a velocidade predefinida do fluxo de líquido que flui
20 através da trajetória de fluxo e pelo sinal de medição adicional gerado pelo arranjo transdutor compreendido no sensor. Esta última característica tem a vantagem que nenhuma intervenção, por exemplo, de um médico ou de um paramédico é requerida para efetuar um ajuste do acionador de controle a
25 fim de colocar a velocidade de fluxo de líquido em conformidade com um regime de medicamento predefinido.

Um objetivo adicional da invenção consiste na provisão de um sistema que compreende o sensor de acordo com a invenção e a unidade de controle de acordo com a invenção.

BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

30 A Figura 1 ilustra esquematicamente uma primeira realização do sensor de acordo com a invenção, em que o sensor compreende um arranjo transdutor composto por duas

termopilhas.

A Figura 2 ilustra esquematicamente uma segunda realização do sensor de acordo com a invenção, em que o sensor está situado na parede de um canal.

5 A Figura 3 apresenta esquematicamente uma explanação para as quantidades mensuráveis pelo arranjo transdutor compreendido na primeira realização do sensor de acordo com a invenção.

10 A Figura 4 mostra esquematicamente uma vista em seção transversal de uma terceira realização do sensor de acordo com a invenção, em que o sensor é alinhado coaxialmente com o canal.

A Figura 5 mostra esquematicamente uma realização do sistema de acordo com a invenção, em que a unidade de controle de acordo com a invenção é arranjada para cooperação com o sensor de acordo com a invenção.

DESCRIÇÃO DETALHADA DAS REALIZAÇÕES

A Figura 1 ilustra um sensor 102 que compreende um chip 104 que tem um substrato manufaturado, por exemplo, de materiais de poliimida conhecidos per se. A vantagem destes últimos materiais está em sua perda de potência de RF relativamente baixa. Aqui, RF refere-se à rádio-frequência, que implica uma frequência que varia de aproximadamente 1 MHz até aproximadamente 10 GHz. O sensor 102 compreende ainda uma
20 antena 110 para receber uma radiação eletromagnética. A energia contida na radiação eletromagnética é empregada para energizar um elemento de aquecimento 106, em que o elemento de aquecimento 106 é arranjado para aquecer um líquido, em que o líquido está fluindo ao longo do elemento de aquecimento 106. Um nível de energia fornecido ao elemento de aquecimento 106 tem um nível predeterminado pelo menos durante a detecção de uma possível presença de bolhas na fase gasosa no líquido. O elemento de aquecimento 106 é integrado
30

com a antena 110 através de aplicação local de uma resistência elétrica relativamente grande à antena 110. A dita resistência elétrica relativamente grande é gerada ao prover localmente um material que tem uma resistência elétrica mais elevada ou, alternativamente, ao prover localmente uma área em seção transversal menor. Consequentemente, a energia será dissipada ao longo da resistência elétrica relativamente grande, em que a dissipação irá resultar em aquecimento.

O chip 104 compreende um arranjo transdutor 108, em que o arranjo transdutor 108 compreende uma primeira termopilha 112 e uma segunda termopilha 114. Neste texto, uma termopilha refere-se a uma conexão em série de uma pluralidade de termopares. Uma termopilha produz uma saída que está relacionada a um gradiente da temperatura local ou a uma diferença da temperatura e não à medição de uma temperatura absoluta. A primeira termopilha 112 registra a diferença entre as temperaturas na linha A e na linha B. Desse modo, a primeira termopilha 112 mede a diferença entre a temperatura do elemento de aquecimento 106 e a temperatura em uma posição de referência remota a montante do elemento de aquecimento 106, em que a temperatura também é referida como temperatura de referência.

Com base em uma saída da primeira termopilha 112, o arranjo transdutor 108 gera um sinal de medição 114 que representa um valor de medição, em que o valor de medição 114 é indicativo para uma temperatura do elemento de aquecimento 106. Um arranjo comparador 116 é arranjado para comparar o valor de medição do sinal de medição 114 com um nível limite predefinido, e para o monitoramento de uma duração de tempo durante o qual o valor de medição representado pelo sinal de medição 114 ultrapassa o nível limite predeterminado. O dito nível limite predeterminado corresponde a uma temperatura de

referência que pode ser atingida pelo elemento de aquecimento 106 em resposta ao nível de energia predeterminado, e a uma velocidade mínima que pode ser atingida pelo líquido que flui através da trajetória de fluxo. Aqui, o líquido flui da linha A à linha D, ao longo de uma direção perpendicular à linha A e estabelecido é dirigido da linha A à linha B. O nível limite predeterminado pode ser estabelecido experimentalmente para o líquido à mão, e o seu valor pode ser armazenado na memória 118 compreendida no sensor 102. O arranjo comparador 116 gera um sinal de saída 120. O sinal de saída 120 é indicativo para um comprimento de tempo durante o qual o sinal de medição 114 está excedendo o nível limite predeterminado. Em consequência disto, o sinal de saída 120 é indicativo para a quantidade de bolhas na fase gasosa que cruzou o elemento de aquecimento 106.

A segunda termopilha 122 mede a diferença entre as temperaturas na linha C e na linha D. Portanto, a segunda termopilha 122 mede a diferença entre a temperatura do líquido após ter passado o elemento de aquecimento 106 e a temperatura do líquido antes de passar pelo elemento de aquecimento 106. Baseado em uma relação de uma saída gerada pela primeira termopilha 112 e de uma saída gerada pela segunda termopilha 122, o arranjo transdutor 108 gera um sinal de medição adicional 124, em que o sinal de medição adicional 124 é indicativo para uma velocidade do líquido.

O sensor 102 compreende ainda um transmissor 126 do sensor para transmitir o sinal de saída 120 e o sinal de medição adicional 124. O emprego do sensor 102 em cooperação com uma trajetória de fluxo é apresentado na figura 2, em que a figura está relacionada à segunda realização do sensor de acordo com a invenção.

A figura 2 exhibe uma realização do sensor de acordo com a invenção em que o sensor 202 está situado em uma parede

ou em uma parte 204 da parede de um canal 206 para medir uma velocidade v [m/s] de um líquido 208 que flui através do canal 206. Aqui, o líquido 208 é um líquido comum em aplicações médicas, tal como um medicamento solúvel em água ou um nutriente na fase líquida. Um elemento de aquecimento 210 é arranjado para aquecer o líquido 208. Uma fonte de alimentação (não mostrada) compreendida no sensor, por exemplo, uma bateria em miniatura, fornece um nível de energia predeterminado ao elemento de aquecimento 210. Uma primeira termopilha 212 é arranjada para medir a diferença entre a temperatura T_{heat} [°K] do elemento de aquecimento 210 e uma temperatura T_{ref} de referência [°K] que é registrada em um local remoto a jusante a uma distância x_{ref} do elemento de aquecimento 210, vide também a figura 4. Baseado na saída da primeira termopilha 212, isto é, $T_{\text{heat}} - T_{\text{ref}}$, um arranjo transdutor (não mostrado) compreendido no sensor gera um sinal de medição indicativo para uma temperatura do elemento de aquecimento 210. Um arranjo comparador (não mostrado) compreendido no sensor é arranjado para comparar o sinal de medição com um nível limite predefinido, e para o monitoramento de uma duração de tempo durante o qual o sinal de medição 114 excede o nível limite predeterminado. O dito nível limite predeterminado corresponde a uma temperatura de referência que pode ser atingida pelo elemento de aquecimento 210 em resposta a um nível de energia predeterminado, e a uma velocidade mínima atingível pelo líquido no canal 206. O arranjo comparador gera um sinal de saída que é indicativo para uma ultrapassagem concebível do nível limite predeterminado pelo sinal de medição. Em consequência disto, o sinal de saída 120 é indicativo para a possível presença de bolhas na fase gasosa no líquido 208.

Além disso, a saída da primeira termopilha 212 está relacionada à potência P [W] aplicada ao elemento de

aquecimento 210 e à velocidade de fluxo v do líquido 208 no canal 206 de acordo com a seguinte relação:

$$T_{\text{heat}} - T_{\text{ref}} = T_0 \cdot (1 - e^{-\alpha_1 x_{\text{ref}}}) \quad [\text{I}],$$

em que:

$$T_0 = \frac{P}{\lambda_{f1} b_{\text{heat}} \left(\frac{i_{\text{heat}}}{h} + \sqrt{\frac{v^2 h^2}{4 a_{f1}} + 4 \kappa} \right)} \quad [\text{II}],$$

$$\alpha_1 = \frac{v + \sqrt{v^2 + 16 a_{f1}^2 \kappa / h^2}}{4 a_{f1} \kappa} \quad [\text{III}],$$

$$\kappa = \frac{1}{2} + \frac{\lambda_{\text{wall}} d}{\lambda_{f1} h} \quad [\text{IV}]$$

e em que l_{heat} denota o comprimento do aquecedor, d é a uma distância do sensor 202 ao líquido 208 e h é uma altura do canal de fluxo, vide a figura 4 na qual uma explanação gráfica é fornecida para as quantidades acima mencionadas. Além disso, b_{heat} é a largura do elemento de aquecimento 210, a_{f1} é a difusividade térmica do líquido 208, λ_{f1} é a condutividade do líquido 208 e λ_{wall} é a condutividade térmica da parede 204, isto é, a condutividade térmica do material entre o sensor térmico 202 e o líquido 208.

Uma segunda termopilha 214 é arranjada para medir a diferença entre a temperatura T_{after} do líquido 208 após ter passado o elemento de aquecimento 210 e a temperatura T_{prior} [°K] do líquido 208 antes de passar pelo elemento de aquecimento 210. A saída da segunda termopilha 214, isto é $T_{\text{after}} - T_{\text{prior}}$, está relacionada à velocidade v do líquido 208 no canal 206 e a temperatura T_0 , de acordo com a seguinte relação:

$$T_{\text{after}} - T_{\text{prior}} = T_0 \cdot (e^{\alpha_2 x_{\text{prior}}} - e^{-\alpha_2 x_{\text{after}}}) \quad [\text{V}],$$

em que

$$\alpha_2 = \frac{v - \sqrt{v^2 + 16 a_{f1}^2 \kappa / h^2}}{4 a_{f1} \kappa} \quad [\text{VI}],$$

e em que x_{prior} e x_{after} denotam respectivamente a distância a jusante e a distância a montante do elemento de aquecimento 110 em relação aos locais em que T_{prior} e T_{after} estão sendo registrados pela segunda termopilha 214, vide a
 5 figura 4.

O sinal de medição adicional gerado pelo arranjo transdutor (não mostrado) compreendido no sensor 202 é baseado na relação τ entre a saída da primeira termopilha 212 e a saída da segunda termopilha 214. Contanto que $P \neq 0$, o
 10 sinal de medição adicional segue a partir da seguinte relação sem dimensão:

$$\tau = \frac{T_{after} - T_{prior}}{T_{hsat} - T_{ref}} = \frac{e^{\alpha_2 x_{after}} - e^{-\alpha_1 x_{prior}}}{1 - e^{-\alpha_1 x_{ref}}} \quad [VII],$$

em que α_1 e α_2 seguem a partir das equações [III] e [VI], respectivamente. Conforme é aparente a partir da
 15 equação [VII], a relação τ é independente da potência P aplicada ao elemento de aquecimento 210. Desse modo, o sinal de medição adicional é robusto no que diz respeito ao nível predeterminado real de energia que está sendo fornecido ao elemento de aquecimento 210.

20 Além disso, o sinal de medição adicional de acordo com a relação [V] é invariável sob variações em uma temperatura ambiente. Desse modo, não tem nenhuma alteração com relação à temperatura. Além disso, o sinal de medição adicional é sensível a uma faixa substancialmente grande da
 25 velocidade v do líquido 208 que flui através do canal 206. Em consequência disto, o sinal de medição provê uma faixa relativamente grande em que é indicativo para a velocidade v . O sensor 202 é calibrado ao medir a relação τ para uma faixa de velocidades e ao armazenar a calibração por meio de uma
 30 tabela de consulta em uma memória (não mostrada) compreendida no sensor 202. Com base na calibração, a velocidade v pode ser determinada durante o uso ao medir τ e ao empregar

subsequentemente a tabela de consulta. Alternativamente, a velocidade v pode ser computada na base de $[V]$ ao medir a relação τ e ao empregar subsequentemente um esquema iterativo, por exemplo, o método do Newton-Raphson ou o método de bisecção, que implicam a computação de v para que a qual a equação $\tau - (e^{\alpha_2 x_{after}} - e^{-\alpha_1 x_{prior}}) / (1 - e^{-\alpha_1 x_{ref}})$ é igual a zero. Uma vantagem desta última abordagem é o fato que as modificações, por exemplo, em propriedades líquidas podem ser explicadas.

A figura 4 exhibe uma realização preferida em que o sensor 402 está situado em uma parede 404 do canal 406, para medir uma velocidade do líquido 408 que flui através do canal 406. A parede 404 do canal 406 é feita de um plástico apropriado. O canal 406 tem um raio interno R_1 e um raio externo R_2 . O sensor 402 é arranjado coaxialmente com o canal 406 em um raio R_3 para o qual tem-se que $R_1 < R_2 \leq R_3$. Preferivelmente, para reduzir a resistência térmica entre o líquido e o sensor de fluxo com a finalidade de aumentar uma detectabilidade das bolhas na fase gasosa possivelmente presente no líquido 408, a distância $R_2 - R_1$ é relativamente pequena, por exemplo, aproximadamente 60 μm . Claramente, o sensor 402 não entra em contato físico com o líquido 608 que flui através do canal 406. Preferivelmente, o sensor 402 envolve o líquido 408 até uma extensão relativamente grande a fim de aumentar uma precisão do sinal de saída gerado por um arranjo transdutor (não mostrado) compreendido no sensor 402.

A Figura 5 ilustra uma realização do sistema de acordo com a invenção, em que o sistema é utilizado em uma aplicação médica tal como um sistema de infusão intravenosa. O sistema compreende uma unidade de controle 502 e um sensor 504. O sensor fica situado em uma parede 506 de um tubo de fluxo 508. A unidade de controle 502 compreende um primeiro

corpo 510 e um segundo corpo 512. Nesta realização, ambos os corpos são corpos alongados. Nesta realização, o primeiro corpo 510 e o segundo corpo 512 são conectados através de um arranjo de dobradiça 514. Desse modo, o primeiro corpo 510, o
5 segundo corpo 512 e o arranjo de dobradiça 514 constituem um invólucro. Alternativamente, o primeiro e segundo corpo podem ser conectáveis por meio de parafusos, prendedores de pressão ou braçadeiras. O arranjo de dobradiça 514 estabelece um grau de liberdade de rotação mútua ϕ ao longo de um eixo de
10 rotação 516 para o primeiro corpo 510 e o segundo corpo 512. O primeiro corpo 510 compreende uma primeira face 517 que tem uma primeira cavidade 518, ao passo que o segundo corpo compreende uma segunda face 519 que tem uma segunda cavidade 520. No caso em que o grau de liberdade de rotação mútua ϕ
15 desaparece, isto é, as faces 517 e 519 se encontram uma com a outra, e desse modo o invólucro é fechado, uma constituição da primeira cavidade 518 e da segunda cavidade 520 pode encerrar o canal 508.

A unidade de controle 502 é arranjada para
20 cooperação com o sensor 504. Para essa finalidade, a unidade de controle 502 compreende um transmissor de controle 522 para transmitir uma radiação eletromagnética ao receptor do sensor (não mostrado) compreendido no sensor 504 para prover um nível de energia predeterminado, pelo menos durante a
25 detecção, ao elemento de aquecimento (não mostrado) compreendido no sensor 504. Aqui, o elemento de aquecimento é energizado através de uma energia contida na própria radiação eletromagnética. Alternativamente, a radiação eletromagnética pode ser empregada para permitir o armazenamento de energia,
30 tal como uma bateria em miniatura (não mostrada) compreendida no sensor, em que a bateria em miniatura energiza o elemento de aquecimento por sua vez. Com a finalidade de cooperação, a unidade de controle 502 compreende ainda um receptor de

controle 524 para receber um sinal de saída e um sinal de medição adicional, ao passo que o sensor 502 compreende um transmissor do sensor (não mostrado) para transmitir os ditos sinais ao receptor de controle 524.

5 A unidade de controle compreende um acionador de alarme 526, tal como um alto-falante ou uma sirene, para gerar um alarme audível baseado no sinal de saída recebido pelo receptor de controle 524. Isto é, no caso em que o sinal de saída indica que uma quantidade crítica de bolhas na fase
10 gasosa presente no líquido 527 cruzou o elemento de aquecimento compreendido no sensor 504, um som é produzido a fim de avisar o profissional médico. A unidade de controle compreende ainda um acionador 528, em que o acionador é implementado por um corpo preferivelmente cilíndrico 530 que
15 é excentricamente girável em torno de um pivô 532 por um motor eletromagnético 534. O acionador 528 é arranjado para interromper o fluxo com base no sinal de saída recebido pelo receptor de controle 524. Isto é, no caso em que o sinal de saída indica que uma quantidade crítica de bolhas na fase
20 gasosa cruzou o elemento de aquecimento compreendido no sensor 504, o fluxo de líquido através do tubo do fluxo é interrompido a fim de impedir que uma quantidade potencial prejudicial de bolhas na fase gasosa seja fornecida a um paciente. O acionador 524 também é arranjado para controlar a
25 velocidade do fluxo de líquido 527 que flui através do canal 508 com base no sinal de medição adicional recebido pelo receptor de controle 524, contanto que o sinal de saída não indique que uma quantidade crítica de bolhas na fase gasosa foi detectada pelo sensor 502. Na ausência das bolhas na fase
30 gasosa no líquido 527, o motor eletromagnético 534 é controlável por um sinal que está relacionado a um desvio entre uma velocidade predefinida do fluxo de líquido 527 no canal 508 e a velocidade indicada pelo sinal de medição

adicional. Desse modo, nenhuma intervenção, por exemplo, de um médico ou de um paramédico é requerida para efetuar um ajuste com a finalidade de colocar a velocidade do líquido 527 no canal 508 em conformidade com um regime de medicamento

5 predefinido.

A primeira cavidade 518 compreende uma primeira pluralidade de cavidades circulares 536. A primeira pluralidade de cavidades circulares 538 tem uma orientação não-paralela comparada à primeira cavidade 518. Do mesmo

10 modo, a segunda cavidade 520 compreende uma segunda pluralidade de cavidades circulares 538. A segunda pluralidade de cavidades circulares 538 tem uma orientação que combina com a orientação da primeira pluralidade de cavidades circulares 536. A primeira pluralidade de cavidades

15 circulares 536 e a segunda pluralidade de cavidades circulares 538 são arranjadas para encerrar uma pluralidade de projeções 540 montadas no canal 508. Ao encerrar apropriadamente o canal 508 através do desaparecimento do grau de liberdade de rotação mútua ϕ ao longo do eixo de

20 rotação 516, e ao alinhar a pluralidade de protuberâncias 540 com a primeira pluralidade de cavidades circulares 536 e a segunda pluralidade de cavidades circulares 538, uma posição axial mútua do canal 508 e da unidade de controle 502 é estabelecida.

25 Embora a invenção tenha sido ilustrada e descrita em detalhes nos desenhos e na descrição acima, as ilustrações e a descrição devem ser consideradas ilustrativas ou exemplificadoras e não restritivas. A invenção não fica limitada às realizações apresentadas. Deve-se observar que o

30 sensor e a unidade de controle de acordo com a invenção e todos os seus componentes podem ser produzidos ao aplicar processos e materiais conhecidos per se. No jogo de reivindicações e na descrição a palavra "compreende" não

exclui outros elementos e o artigo indefinido "um" ou "uma" não exclui uma pluralidade. Quaisquer sinais de referência nas reivindicações não devem ser interpretados como limitadores do âmbito. Também deve-se observar que todas as

5 combinações possíveis das características conforme definido no jogo de reivindicações fazem parte da invenção.

REIVINDICAÇÕES

1. SENSOR, caracterizado por compreender:

- um elemento de aquecimento (106, 210) para aquecer o líquido, em que o elemento de aquecimento é provido com um nível predeterminado de energia pelo menos durante a detecção,

- um arranjo transdutor (108, 112, 212) arranjado para gerar um sinal de medição (114) que representa um valor de medição indicativo para a temperatura do elemento de aquecimento, e

- um arranjo comparador (116) para comparar o valor de medição do sinal de medição com um nível limite predeterminado, em que o nível limite predeterminado corresponde a uma temperatura de referência que pode ser atingida pelo elemento de aquecimento em resposta ao dito nível predeterminado de energia e a uma velocidade mínima que pode ser atingida pelo líquido na trajetória de fluxo, e para gerar um sinal de saída (118) quando o valor de medição do sinal de medição excede o nível limite predeterminado.

2. SENSOR, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo arranjo transdutor (108, 122, 214) ser arranjado para gerar um sinal de medição adicional (124) que representa um valor de medição adicional indicativo para a velocidade do líquido que flui através da trajetória de fluxo.

3. SENSOR, de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelo sinal de saída ser indicativo para uma duração de tempo durante o qual o valor de medição do sinal de medição excede o limite predeterminado.

4. SENSOR, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo valor de medição adicional do sinal de medição adicional ser baseado em uma relação entre uma primeira diferença de temperatura espacial e uma segunda

diferença de temperatura espacial.

5. SENSOR, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por compreender um receptor do sensor (110) arranjado para receber uma radiação eletromagnética e energizar o elemento de aquecimento subsequentemente ao recebimento da radiação eletromagnética.

6. SENSOR, de acordo com a reivindicação 5, caracterizado pelo receptor do sensor ser uma antena (110), em que a antena compreende o elemento de aquecimento.

7. UNIDADE DE CONTROLE PARA COOPERAÇÃO COM O SENSOR, conforme definido na reivindicação 5, em que a unidade de controle é caracterizada por compreender um transmissor de controle (522) para transmitir a radiação eletromagnética ao receptor do sensor.

8. UNIDADE DE CONTROLE, de acordo com a reivindicação 7, caracterizada pela unidade de controle compreender uma instalação (514) para conectar de maneira liberável a unidade de controle à trajetória de fluxo.

9. UNIDADE DE CONTROLE, de acordo com a reivindicação 7, caracterizada pela unidade de controle compreender um acionador de alarme (526) para gerar um sinal de alarme em resposta ao sinal de saída gerado pelo arranjo comparador.

10. UNIDADE DE CONTROLE, de acordo com a reivindicação 7, caracterizada pela unidade de controle compreender um acionador de interrupção (528) para interromper o fluxo de líquido através da trajetória de fluxo em resposta ao sinal de saída gerado pelo arranjo comparador.

11. UNIDADE DE CONTROLE, de acordo com a reivindicação 7, caracterizada pela unidade de controle compreender um acionador de controle (528) para controlar a velocidade de fluxo do líquido que flui através da trajetória de fluxo.

12. SENSOR, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por um sensor compreender um transmissor de sensor para transmitir o sinal de saída gerado pelo arranjo comparador e/ou o sinal de medição adicional gerado pelo
5 arranjo do transdutor.

13. SENSOR, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo sensor estar situado em ou em uma porção da parede da trajetória do fluxo.

14. SENSOR, de acordo com a reivindicação 1,
10 caracterizado pelo sensor ser disposto substancialmente coaxialmente com a trajetória do fluxo.

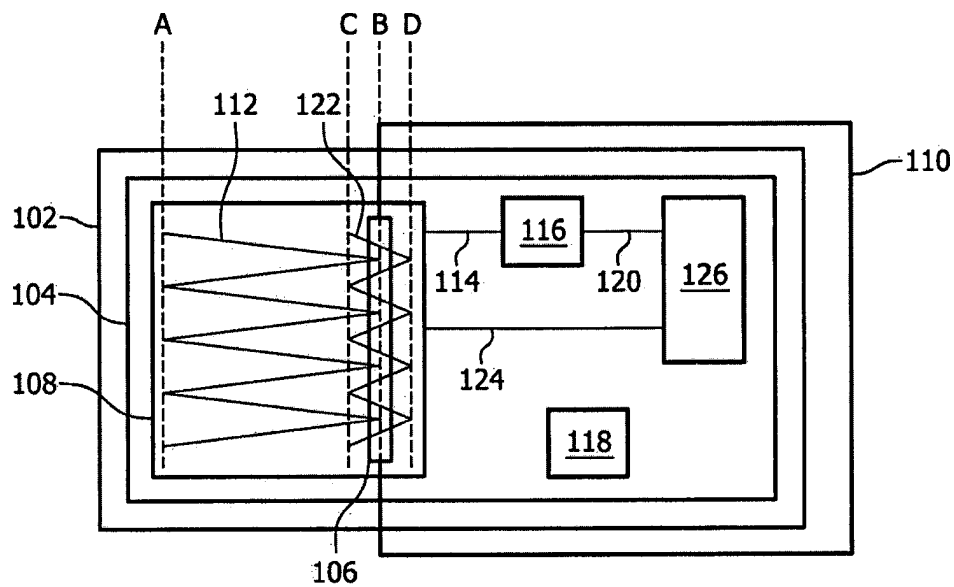


FIG. 1

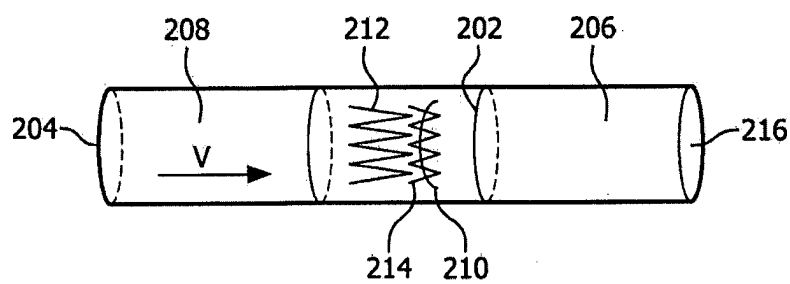


FIG. 2

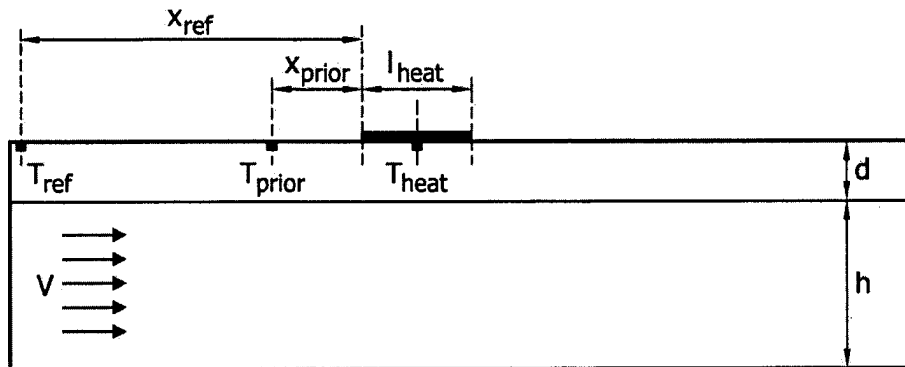


FIG. 3

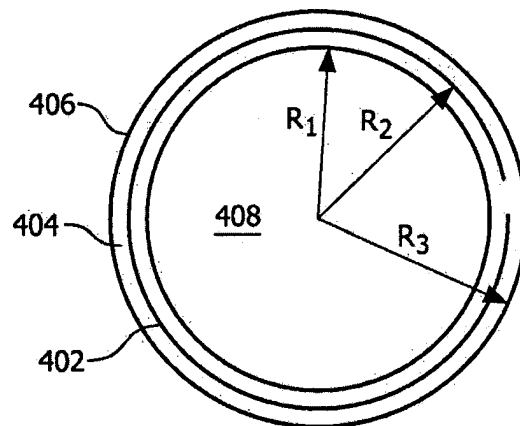


FIG. 4

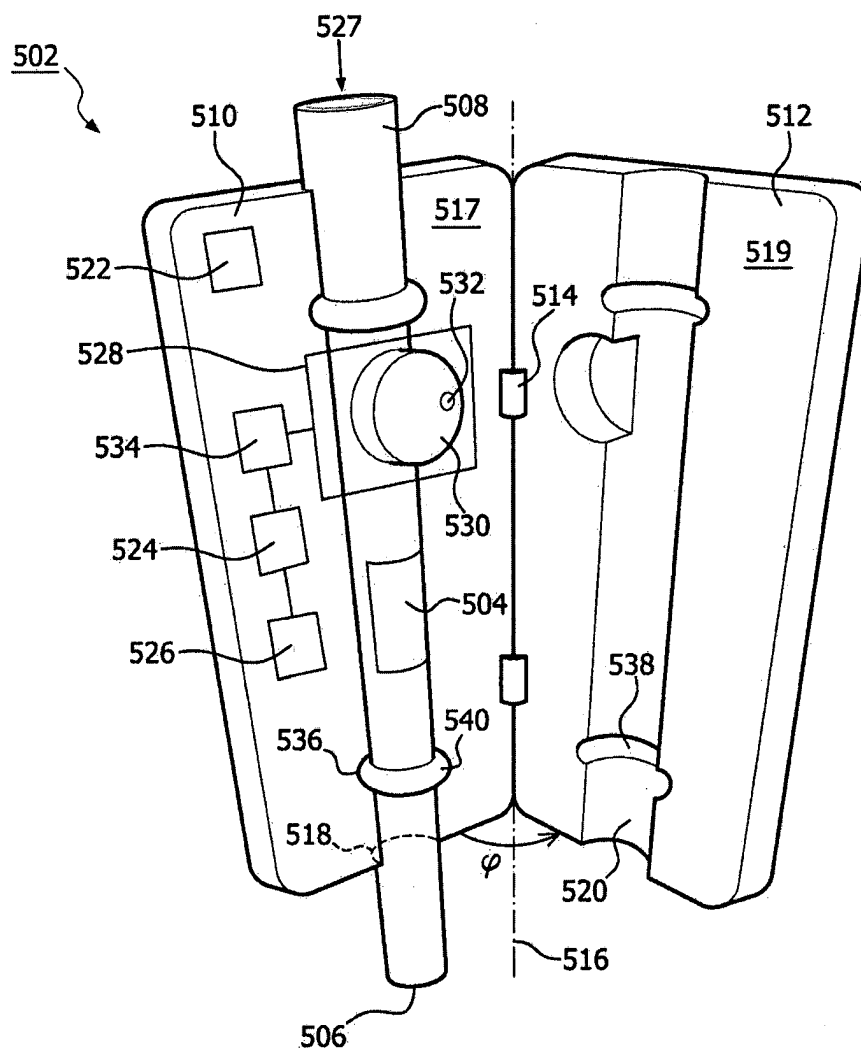


FIG. 5