



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

(11) PI 1006880-5 B1



(22) Data do Depósito: 12/01/2010

(45) Data de Concessão: 10/03/2020

(54) Título: DISPOSITIVO DE MEDIÇÃO PARA DETERMINAÇÃO DE PELO MENOS UM PARÂMETRO DE UMA AMOSTRA DE SANGUE

(51) Int.Cl.: G01N 21/05; G01N 21/77.

(30) Prioridade Unionista: 19/01/2009 AT A 79/2009.

(73) Titular(es): SMART MEDICAL SOLUTIONS GMBH.

(72) Inventor(es): HANS KÖHLER.

(86) Pedido PCT: PCT EP2010050239 de 12/01/2010

(87) Publicação PCT: WO 2010/081790 de 22/07/2010

(85) Data do Início da Fase Nacional: 18/07/2011

(57) Resumo: DISPOSITIVO DE MEDIÇÃO PARA DETERMINAÇÃO DE PELO MENOS UM PARÂMETRO DE UMA AMOSTRA DE SANGUE A invenção refere-se a um arranjo de medição, para determinar pelo menos um parâmetro de uma amostra de sangue, compreendendo um elemento de medição de fluxo (1), em que pelo menos um elemento sensor óptico-luminescente (ST, SO, SG) é arranjado e pode ser trazido em contato com a amostra de sangue, pelo menos uma fonte de luz (4) para excitar o elemento sensor óptico-luminescente e pelo menos um fotodetector (6) para receber a radiação luminescente emitida pelo elemento sensor ópticoluminescente, a fonte de luz (4) e o fotodetector (6) sendo arranjados em lados opostos (7) e (8) do elemento de medição de fluxo (1). O pelo menos um elemento sensor óptico-luminescente (ST, SO, SG) é arranjado no lado da excitação (7) do elemento de medição de fluxo (1) faceando a fonte de luz (4), a fonte de luz (4) emitindo um comprimento de onda de excitação menor do que 600 nm, por exemplo, 425 nm, e a radiação luminescente dos elementos sensores ópticos-luminescentes (ST, SO, SG) sendo em uma faixa de comprimento de onda de mais do que 600 nm, de modo que a radiação de excitação através da amostra de sangue é absorvida em (...).

“DISPOSITIVO DE MEDIÇÃO PARA DETERMINAÇÃO DE PELO MENOS UM PARÂMETRO DE UMA AMOSTRA DE SANGUE”

A invenção refere-se a um dispositivo de medição para determinar pelo menos um parâmetro de uma amostra de sangue, compreendendo uma célula de medição de fluxo-atravessante, em que é disposto pelo menos um elemento sensor óptico-luminescente, que pode ser trazido em contato com a amostra de sangue, e pelo menos uma fonte de luz para excitar o elemento sensor óptico-luminescente, e pelo menos um fotodetector para receber a radiação luminescente emitida pelo elemento sensor óptico-luminescente, a fonte de luz e o fotodetector sendo localizados em lados opostos da célula de medição de fluxo-atravessante.

Pela EP 0 175 352 B1 é conhecido um método e aparelho para rápida determinação dos parâmetros de um meio de amostra. O aparelho é provido com uma célula de medição de fluxo-atravessante para gases e fluidos, que é adequado para determinação simultânea de uma pluralidade de parâmetros, uma camada sensora luminescente transparente do elemento de fluxo atravessante ficando em contato com a amostra. As variáveis a serem medidas são concentração de oxigênio e temperatura, a radiação de luminescência medida tendo um comprimento de onda de 650 nm, respectivamente 720 nm, enquanto a radiação de excitação tem um comprimento de onda mais curto. A excitação é realizada por meio de LEDs e a detecção de radiação por meio de fotodiodos, destes elementos sendo localizados em lados opostos da célula de medição de fluxo-atravessante. Uma vez que a camada sensora luminescente é colocada sobre o lado dos detectores, a radiação de excitação em seu caminho para a camada luminescente deve passar através do meio de amostra. No caso de fluidos absorventes, tais como sangue, isto é uma desvantagem visto que a radiação de excitação é apreciavelmente atenuada pelo meio a ser medido.

Pela EP 1 130 382 B1 é ainda conhecido um sensor óptico

para a determinação de um número de analisados em uma amostra de fluido, onde uma pluralidade de sensores ópticos está em contato com a amostra de fluido. O arranjo compreende fontes de luz provendo radiação de excitação e detectores para determinar a interação da luz pelos sensores, e tem um
5 processador que avalia a concentração de cada analisado na amostra de fluido da interação da luz medida. Entre outras finalidades, o sensor é usado para medir a glicose do sangue com concomitante determinação de concentração de O₂ e temperatura.

São também conhecidos arranjos de medição (EP 1 106 987
10 B1) em que ambos componentes ópticos (fonte de luz e detector) contatam a camada sensora no elemento de medição de fluxo atravessante do mesmo lado, partes do elemento de medição sendo transparente e atuando como guias de luz para a radiação de medição e radiação de excitação.

Pelo WO 2002/059585 A2 é conhecido um arranjo de medição
15 para determinação do teor de oxigênio de um gás, por exemplo, ar de respiração. O dispositivo de medição compreende uma célula de medição de fluxo-atravessante, em que é disposto um elemento sensor óptico-luminescente em contato com o fluxo de gás. Duas geometrias de reflexão são descritas como possíveis geometrias de medição, onde a fonte de radiação
20 para a radiação de excitação e o detector recebendo a radiação de luminescência são localizados no mesmo lado da célula de medição de fluxo-atravessante. É também descrita uma geometria de luz transmitida, onde o elemento sensor óptico-luminescente é colocado sobre o lado do detector da célula de medição de fluxo-atravessante.

25 É objetivo da presente invenção obter uma melhoria da qualidade do sinal em um dispositivo de medição para a determinação de pelo menos um parâmetro de uma amostra de sangue, onde o aparelho de medição deve ser de fácil manufatura e de baixo custo.

Este objetivo é alcançado pela invenção posicionando-se o

pelo menos um elemento sensor óptico-luminescente no lado da excitação da célula de medição de fluxo-atravessante, que faça a fonte de luz, provendo-se que a fonte de luz emita radiação de excitação de comprimento de onda menor do que 600 nm, por exemplo, 425 nm, e provendo ainda que a radiação de luminescência dos elementos sensores ópticos luminescentes situe-se em uma faixa de comprimento de onda maior do que 600 nm, assim expondo a radiação de excitação a absorção muito mais forte pela amostra de sangue do que a radiação de luminescência.

A invenção explora o fato de que a absorção de radiação pelo sangue é grandemente dependente do comprimento de onda, como é, por exemplo, mostrado no diagrama da fig. 5. O diagrama mostra a absorção μ_a em função do comprimento de onda λ para sangue oxigenado (linha cheia) e desoxigenado (linha tracejada). O diagrama é tirado de Faber et al.: “Oxygen Saturation-Dependent Absorption and Scattering of Blood”; Physical Review Letters, 2004, e trata as diferenças no comportamento da absorção de sangue oxigenado e desoxigenado. Pode, por exemplo, ser visto pelo diagrama que a radiação de excitação λ_a na região de comprimento de onda de cerca de 425 nm é muito mais fortemente absorvida no sangue do que a radiação de luminescência λ_L emitida pelos sensores ópticos na região de comprimento de onda em torno de 780 nm. No exemplo mostrado, a luz de excitação é atenuada por um fator 100 relativo à luz de luminescência. Colocando-se os elementos sensores ópticos-luminescência no lado da excitação da célula de medição de fluxo-atravessante como a invenção propõe, a amostra de sangue atuará como um filtro sobre a radiação de excitação e a radiação de luminescência emitida pelos elementos sensores receberá preferência em alcançar os fotodetectores.

De acordo com a invenção, os elementos sensores ópticos são colocados em uma formação linear ao longo do eixo geométrico da célula de medição de fluxo-atravessante sobre o lado de excitação da célula de medição

de fluxo-atravessante, sendo atribuído a cada elemento sensor uma fonte de luz e, no lado oposto da célula de medição de fluxo-atravessante, um fotodetector.

Uma outra vantagem da invenção, comparada com o estado da arte como, por exemplo, dado na EP 0 175 352 B1, situa-se no fato de que a célula de medição de fluxo-atravessante pode trocavelmente ser inserido em uma luva de medição de duas-partes, cuja parte de excitação contém as fontes de luz, preferivelmente, LEDs, juntas com eletrônicos de excitação e cuja parte de medição contém os fotodetectores, preferivelmente fotodiodos, junto com os eletrônicos de medição. As fontes de luz e os detectores são, assim, localizados em circuitos espacialmente separados e interferência de eletrônicos entre os componentes individuais é evitada. A amostra de sangue é suficientemente transparente somente para comprimentos de onda maiores do que 600 nm, a radiação de excitação tendo comprimento de onda mais curto, por exemplo, 425 nm.

Em uma forma de realização vantajosa da invenção, o lado da excitação da célula de medição de fluxo-atravessante tem uma camada espelho na área dos sensores ópticos luminescentes, que é transparente para a radiação de excitação porém reflete a radiação de luminescência. Por esta radiação de camada espelho, os componentes da radiação de luminescência, emitida na direção da fonte de luz, são redirecionados para o fotodetector e o sinal líquido é assim reforçado.

No caso de medição de fase, pelo menos uma fonte de luz de referência é colocada no lado da excitação do elemento de medição, cuja radiação de referência passa através da célula de medição de fluxo-atravessante e entra nos fotodetectores localizados no lado oposto.

A invenção será agora descrita mais detalhadamente com referência aos desenhos anexos a seguir mencionados:

A Fig. 1 é uma primeira variante de um dispositivo de medição

para determinação de pelo menos um parâmetro de uma amostra de sangue de uma seção longitudinal esquemática;

A Fig. 2 é uma segunda variante do dispositivo de medição em uma vista seccional de acordo com a Fig. 1;

5 As Figs. 3 e 4 são detalhes dos dispositivos de medição das Figs. 1 e 2; e

A Fig. 5 é o diagrama de absorção de uma amostra de sangue em uma faixa de comprimento de onda λ de 200 nm a 1000 nm.

O dispositivo de medição para determinação de pelo menos
10 um parâmetro de uma amostra de sangue mostrada na fig. 1 compreende uma célula de medição de fluxo-atravessante 1, em que são dispostos, por exemplo, três elementos sensores ópticos luminescentes ST (temperatura), SO (oxigênio) e SG (glicose), que são trazidos em contato com a amostra de sangue durante o processo de medição. A célula de medição de fluxo-atravessante 1 é trocavelmente disposto em uma luva de medição de duas
15 partes 2 (inserida, encaixada em posição), cuja parte de excitação 3 contém as fontes de luz 4 designadas para os elementos sensores individuais e os filtros de excitação 12^a a 12c com os eletrônicos de excitação (não mais mostrado aqui), enquanto a parte de medição 5 da luva de medição 2 contém os
20 fotodetectores 6 e filtros de medição 13^a a 13c juntos com os eletrônicos de medição (não mais mostrados). As fontes de luz 4 e os fotodetectores 6 são localizados nos lados opostos 7, 8 (lado de excitação 7 e lado de medição 8) da célula de medição de fluxo-atravessante 1.

Uma vez que os elementos sensores ópticos luminescentes ST,
25 SO e SG são localizados no lado da excitação 7 da célula de medição de fluxo-atravessante 1 faceando a fonte de luz 4, a radiação de luminescência L, originando-se do elemento sensor, e parte da radiação de excitação A passarão através da amostra de sangue. A radiação de excitação A é atenuada para um grau muito maior pela absorção na amostra de sangue do que a radiação de

luminescência, que tem maior comprimento de onda. A amostra assim proverá um efeito de filtragem que tem um efeito positivo sobre a medição e, assim, melhorará a qualidade do sinal.

Os elementos sensores ópticos luminescentes ST, SO e SG são preferivelmente dispostos em uma formação linear ao longo do eixo geométrico do elemento de medição 1', a cada elemento sensor sendo atribuída uma fonte de luz 4 e, no lado de medição oposto 8 da célula de medição de fluxo-atravesante 1, um fotodetector 6.

O dispositivo de medição mostrado na fig. 1 pode, por exemplo, ser usado para medição do tempo de decaimento, isto é, o tempo de declínio medido da intensidade de luminescência, após excitação dos elementos sensores ópticos luminescentes, fornece uma medida para a quantidade a ser medida.

Como, por exemplo, mostrado na fig. 1, o lado de excitação 7 da célula de medição de fluxo-atravesante 1 pode ser provido com uma camada espelho 9 na área dos elementos sensores ópticos luminescentes ST, SO, SG. O efeito da camada espelho é apresentado nas Figs. 3 e 4. A radiação de excitação A colide no elemento sensor óptico-luminescente ST, SO ou SG, gerando radiação de luminescência L em todas as direções espaciais. Sem a camada espelho (vide fig. 3) aquelas partes da radiação que são emitidas em direção à fonte de luz não contribuirão para o sinal de medição.

Se uma camada espelho for aplicada (cf. fig. 4), sendo transparente para radiação com comprimento de onda menor do que 600 nm e refletindo radiação com comprimento de onda maior do que 600 nm, partes da radiação de luminescência são adicionalmente refletidas dentro do detector e aumentam o sinal de medição.

O dispositivo de medição mostrado na fig. 2 pode, por exemplo, ser usado para medição de fase, onde um sinal de referência deve ser obtido para referenciar o sinal de medição. De acordo com a invenção,

pelo menos uma fonte de luz de referência 10 e/ou 11 é provida no lado de excitação 7 da célula de medição de fluxo-atravessante 1, cuja radiação de referência R_1 , R_2 passa através da célula de medição de fluxo-atravessante 1 e é detectada pelos fotodetectores 6, colocados no lado de medição oposto 8.

5 Pode ser provido, por exemplo, uma primeira fonte de luz de referência 10 com radiação de referência R_1 na faixa de 620nm e uma segunda fonte de luz de referência 11 com radiação de referência R_2 na faixa de 780 nm, ambas sendo preferivelmente posicionadas na parte de excitação 3 da luva de medição de duas partes 2. Na camada espelho 9, no lado da excitação 7 da
10 célula de medição de fluxo-atravessante 1, são providas aberturas 14, através das quais a radiação de referência pode entrar na célula de medição de fluxo-atravessante 1.

Na fig. 1, bem como na fig. 2 filtros de excitação 12a, 12b, 12c são providos entre as fontes de luz 4 e os elementos sensores ópticos
15 luminescentes ST, SO, SG; as fontes de luz 4 poderiam também ser embutidas em uma camada de filtro comum 12'. Os filtros de medição 13a, 13b e 13c são providos no lado de entrada dos fotodetectores 6.

Os LEDs das fontes de luz 4 podem, por exemplo, emitir radiação de excitação de comprimento de onda menor do que 600 nm, por
20 exemplo, 425 nm, enquanto a radiação de luminescência dos elementos sensores ópticos luminescentes ST, SO, SG situa-se na faixa de comprimento de onda maior do que 600 nm, por exemplo, próximo de 780 nm.

Resumindo, as vantagens do dispositivo de medição de acordo com a invenção são como seguem:

- 25
- configuração óptica muito simples;
 - projeto plano da célula de medição de fluxo-atravessante 1 e da luva de medição 2;
 - grande intensidade de sinal, porque os fotodetectores podem ser de tamanho maior;

- nenhuma diafonia elétrica (fundo de sinal mínimo) porque a parte de excitação 3 e a parte de medição 5 da luva de medição 2 são espacialmente separadas;
- identificação da amostra (amostra de sangue ou fluido de enxágüe) é efetuada medindo-se a intensidade do sinal;
- caracterização fotométrica simultânea da amostra de sangue (teor de hemoglobina e oxigenação);
- determinação paralela do pO_2 arterial.

REIVINDICAÇÕES

1. Dispositivo de medição para determinação de pelo menos um parâmetro de uma amostra de sangue, em que compreende uma célula de medição de fluxo-atravessante (1), em que é disposto pelo menos um elemento sensor óptico-luminescente (ST, SO, SG), que pode ser trazido em contato com a amostra de sangue, e pelo menos uma fonte de luz (4) para excitação do elemento sensor óptico-luminescente e pelo menos um fotodetector (6) para receber a radiação de luminescência emitida pelo elemento sensor óptico-luminescente, a fonte de luz (4) e o fotodetector (6) sendo localizados em lados opostos (7) e (8) da célula de medição de fluxo-atravessante (1), caracterizado pelo fato de que o pelo menos um elemento sensor óptico-luminescente (ST, SO, SG) é colocado no lado de excitação (7) da célula de medição de fluxo-atravessante (1), que faceia a fonte de luz (4) e a fonte de luz (4) emitindo radiação de excitação de comprimento de onda menor do que 600 nm, por exemplo, 425 nm, e a radiação de luminescência dos elementos sensores ópticos luminescentes (ST, SO, SG) situa-se em uma faixa de comprimento de onda maior do que 600 nm, assim expondo a radiação de excitação a absorção muito mais forte pela amostra de sangue do que pela radiação de luminescência.

2. Dispositivo de medição de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de uma pluralidade de elementos sensores ópticos luminescentes (ST,SO, SG) ser provida no lado de excitação (7) da célula de medição de fluxo-atravessante (1), preferivelmente na formação linear ao longo do eixo geométrico de elemento de medição (1'), a cada elemento sensor (ST,SO, SG) sendo atribuída uma fonte de luz (4) e, no lado de medição oposta (8) da célula de medição de fluxo-atravessante (1), um fotodetector (5).

3. Dispositivo de medição de acordo com a reivindicação 1 ou 2, caracterizado pelo fato de a célula de medição de fluxo-atravessante (1)

poder trocavelmente ser inserida dentro de uma luva de medição de duas partes (2), cuja parte de excitação (3) contém as fontes de luz (4), preferivelmente LEDs, mais eletrônicos de excitação, e cuja parte de medição (5) contém os fotodetectores (6), preferivelmente fotodiodos, mais eletrônicos de medição.

4. Dispositivo de medição de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 3, caracterizado pelo fato de o lado de excitação (7) da célula de medição de fluxo-atravessante (1) ser provido com uma camada espelho (9) na área dos elementos sensores ópticos luminescentes (ST,SO, SG), camada esta sendo transparente para a radiação de excitação e refletir a radiação de luminescência.

5. Dispositivo de medição de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 4, caracterizado pelo fato de no lado da excitação (7) da célula de medição de fluxo-atravessante (1) pelo menos uma fonte de luz de referência (10, 11) ser provida, cuja radiação de referência passa através da célula de medição de fluxo-atravessante (1) e alcança os fotodetectores (6) no lado de medição oposto (8).

6. Dispositivo de medição de acordo com a reivindicação 5, caracterizado pelo fato de uma primeira fonte de luz de referência (10) com radiação de referência de 620 nm e uma segunda fonte de luz de referência (11) com radiação de referência de 780 nm serem providas, fontes de luz estas sendo localizadas na parte de excitação (3) da luva de medição de duas-partes (2).

7. Dispositivo de medição de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 6, caracterizado pelo fato de os filtros de excitação (12a, 12b, 12c) serem posicionados entre as fontes de luz (4) e os elementos sensores ópticos luminescentes (ST, SO, SG), ou as fontes de luz (4) serem embutidas em uma camada de filtro (12').

8. Dispositivo de medição de acordo com qualquer uma das

reivindicações 1 a 7, caracterizado pelo fato de os filtros de medição (13a, 13b, 13c) serem providos no lado de entrada dos fotodetectores (6).

9. Dispositivo de medição de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 8, caracterizado pelo fato de a célula de medição de fluxo-atravessante (1) conter pelo menos um sensor-O₂ (SO), um sensor de glicose (SG) e um sensor de temperatura (ST).

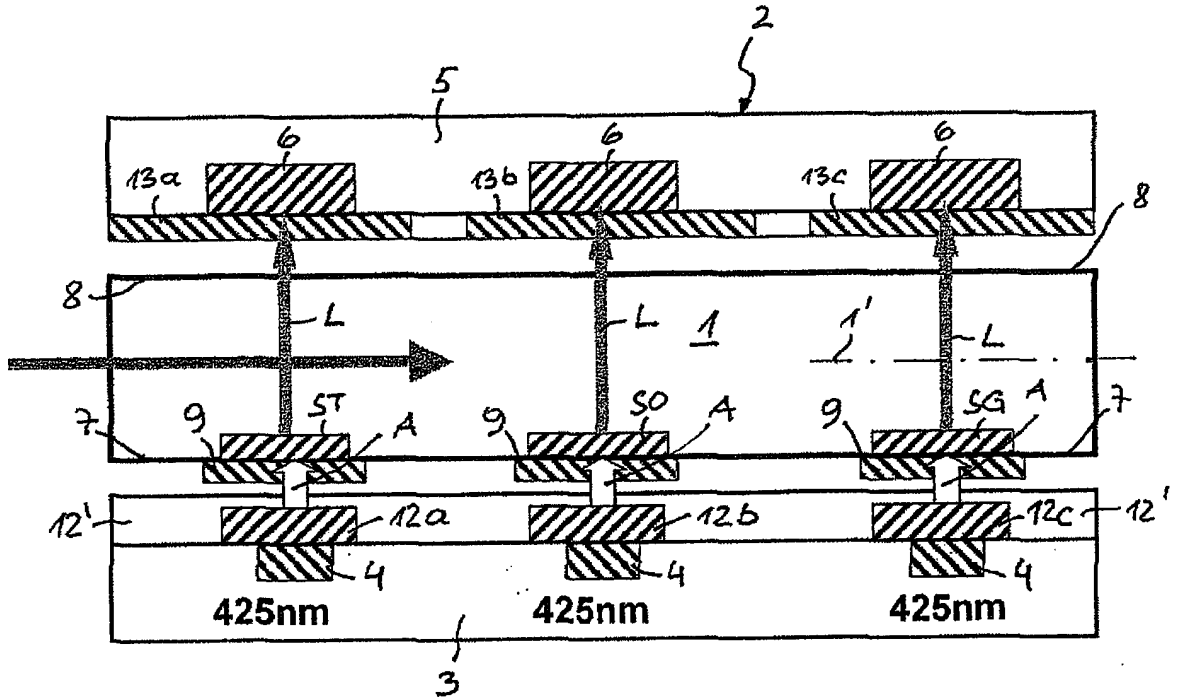


Fig. 1

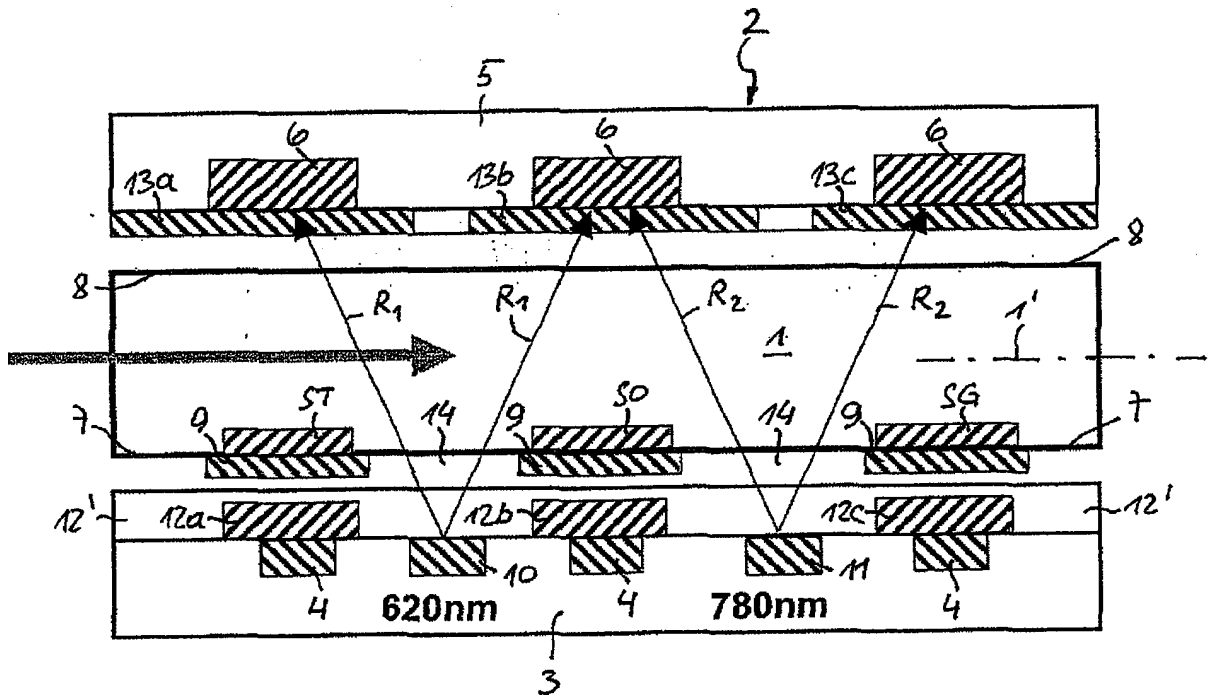


Fig. 2

