MINISTERO DELLO SVILUPPO ECONOMICO
DIREZIONE GENERALE PER LA LOTTA ALLA CONTRAFFAZIONE
UFFICIO ITALIANO BREVETTI E MARCHI

DOMANDA NUMERO	**102001900913029**
Data Deposito	**02/03/2001**
Data Pubblicazione	**02/09/2002**

Titolo

METODO PER MISURARE LA CONCENTRAZIONE DI EMOGLOBINA NEL SANGUE IN UN CIRCUITO DI UNA MACCHINA DI DIALISI, DISPOSITIVO DI MISURA E CIRCUITO PER L'ATTUAZIONE DEL METODO.

D E S C R I Z I O N E

del brevetto per invenzione industriale

di GAMBRO DASCO S.P.A.

di nazionalità italiana,

TO 2001A 000189

a 41036 MEDOLLA (MODENA), VIA MODENESE, 30

Inventori: FAVA Massimo, DELNEVO Annalisa, PAOLINI Francesco

La presente invenzione è relativa ad un metodo per misurare la concentrazione di emoglobina nel sangue in un circuito di una macchina di dialisi.

Generalmente, una macchina di dialisi di tipo noto comprende un primo circuito di circolazione del sangue collegato, in uso, al sistema circolatorio di un paziente, un secondo circuito di circolazione di liquido dialisato ed un filtro, attraverso il quale il primo circuito convoglia il sangue ed il secondo circuito convoglia il liquido dialisato. Il filtro comprende una membrana semipermeabile, che separa, in uso, il liquido dialisato dal sangue e permette uno scambio di ioni fra il liquido dialisato ed il sangue ed il trasferimento di parte del plasma del sangue attraverso la membrana. Il primo circuito comprende un ramo arterioso disposto a monte del filtro ed un ramo venoso disposto a valle del filtro, mentre la macchina comprende una pompa peristaltica disposta lungo il ramo arterioso per

ESCLUSO AGLI ATTI (Legge 16 dic. n. 1127)

convogliare il sangue estratto dal paziente al filtro. Il primo ed il secondo circuito sono realizzati in materiale trasparente e flessibile, come ad esempio il PVC, il quale garantisce l'ascetticità dei circuiti stessi. La flessibilità dei circuiti agevola il loro impacchettamento e permette di bloccare il flusso con una semplice strizione di una porzione del circuito, mentre la trasparenza permette di controllare, in uso, visivamente i liquidi che sono convogliati nel circuito.

Durante il trattamento dialitico è noto rilevare la concentrazione di emoglobina contenuta nei globuli rossi, attraverso delle misure di tipo intrusivo estremamente accurate, le quali prevedono di esaminare campioni di sangue in laboratorio. Altre macchine di dialisi permettono di effettuare delle misure della concentrazione di emoglobina di tipo non intrusivo a bordo macchina. Le misure di tipo non intrusivo a bordo macchina sono sicuramente meno accurate delle misure di laboratorio, ma hanno il vantaggio di essere fornite in tempo reale in modo da correggere istantaneamente i parametri di funzionamento della machina di dialisi.

Dal brevetto IT 1,240,489 è noto di misurare la concentrazione di emoglobina, a bordo macchina ed in modo non intrusivo, effettuando una misura dell'assorbimento di onde elettromagnetiche del sangue

ECCETTO MAURO
(iscritto all'Albo n. 1437)

che fluisce nel ramo arterioso del primo circuito.

L'emoglobina è una proteina contenuta nei globuli rossi e la sua concentrazione modifica la pigmentazione dei globuli rossi, quindi, la concentrazione di emoglobina nel sangue dipende dalla quantità di globuli rossi contenuti nel sangue e dalla quantità di emoglobina contenuta nei globuli rossi. La misura dell'assorbimento di onde elettromagnetiche del sangue prevede di emettere un fascio di onde elettromagnetiche avente un intensità di emissione e correlato ad un segnale di emissione per mezzo di un emettitore, di investire un tratto di circuito con il fascio di onde elettromagnetiche e di rilevare un fascio di onde elettromagnetiche per mezzo di un ricevitore il quale emette un segnale correlato ad una intensità di ricezione. La differenza fra L'intensità emessa e l'intensità ricevuta corrisponde all'assorbimento, il quale è correlato alla concentrazione di emoglobina da una funzione determinata.

Sebbene il metodo descritto abbia dato prova di fornire una misura accurata, prove di laboratorio effettuate dalla richiedente hanno dimostrato che, in alcuni casi di funzionamento della macchina di dialisi, la misura effettuata secondo il metodo sopra descritto fornisce dei valori di concentrazione di emoglobina che

ESTRATTO MAURO
(iscritto all'Albo n. 847B)

si discostano dai valori di concentrazione misurati in laboratorio sullo stesso tipo di sangue.

Lo scopo della presente invenzione è quello di fornire un metodo per misurare la concentrazione di emoglobina nel sangue in un circuito di una macchina di dialisi in modo non intrusivo e con un livello di accuratezza il più prossimo possibile al livello di accuratezza delle misure di laboratorio.

Secondo la presente invenzione viene fornito un metodo di misurazione della concentrazione di emoglobina nel sangue in un circuito di una macchina di dialisi, il metodo prevedendo di misurare i valori di assorbimento di onde elettromagnetiche da parte del sangue lungo un tratto del detto circuito, i valori del detto assorbimento essendo correlati ai valori della detta concentrazione di emoglobina; il metodo essendo caratterizzato dal fatto di misurare i valori di almeno una grandezza fisica del sangue fra la pressione del sangue, la temperatura del sangue e la portata del sangue lungo il detto tratto e di calcolare i valori della concentrazione di emoglobina del sangue in funzione dei valori dell'assorbimento e della detta grandezza fisica.

La presente invenzione è inoltre relativa ad un circuito per l'attuazione del citato metodo.

ECCETTO MAURO
(Iscritto all'Albo n. 847B)

Secondo la presente invenzione viene realizzato un circuito di circolazione del sangue per una macchina di dialisi per l'attuazione del metodo secondo almeno una delle rivendicazioni da 1 a 12, caratterizzato dal fatto di comprendere un raccordo definente il detto tratto del circuito, il detto raccordo comprendendo un tubo atto a sottoporre il sangue alla misura di assorbimento di onde elettromagnetiche ed una vaschetta atta a sottoporre il sangue alla misura di pressione.

La presente invenzione è relativa ad un dispositivo di misurazione di una caratteristica del sangue in un circuito di una macchina di dialisi.

Secondo la presente invenzione viene realizzato un dispositivo di misurazione della concentrazione di emoglobina in un circuito di una macchina di dialisi comprendete un raccordo definente un tratto del detto circuito, il detto raccordo comprendendo un tubo lungo il quale viene effettuata una misura tramite fasci di onde elettromagnetiche per determinare l'assorbimento del sangue, la concentrazione di emoglobina essendo correlata al detto assorbimento, il dispositivo essendo caratterizzato dal fatto di comprendere almeno un ulteriore sensore per misurare una grandezza fra la pressione del sangue e la temperatura del sangue; la concentrazione di emoglobina essendo funzione

ECCETTO MAURO
(iscritto all'Albo n. 247B)

dell'assorbimento e della detta grandezza.

La presente invenzione verrà ora descritta con riferimento ai disegni annessi, che ne illustrano un esempio di attuazione non limitativo, in cui:

- la figura 1 è un diagramma sperimentale che riporta la concentrazione di emoglobina in funzione dell'intensità ricevuta;

- la figura 2 è un diagramma sperimentale che riporta l'errore di misura della concentrazione di emoglobina in funzione della temperatura del sangue;

- la figura 3 è un diagramma sperimentale che riporta l'errore di misura della concentrazione di emoglobina in funzione della pressione del sangue;

- la figura 4 è un diagramma sperimentale che riporta l'errore di misura della concentrazione di emoglobina in funzione del flusso del sangue;

- la figura 5 è una vista schematica di una macchina di dialisi per implementare il metodo della presente invenzione;

- la figura 6 è una vista in elevazione laterale di un elemento del dispositivo per l'attuazione della presente invenzione;

- la figura 7 è una vista in pianta dell'elemento della figura 6;

- la figura 8 è un diagramma relativo all'intensità

ECCETTO MAURO
(Iscritto all'Albo n. 847B)

ricevuta in funzione del tempo in una prima condizione operativa della macchina della figura 5; e

- la figura 9 è un diagramma relativo all'intensità ricevuta in funzione del tempo in una seconda condizione operativa della macchina della figura 5.

Con riferimento alla figura 5, con 1 è indicata nel suo complesso una macchina di dialisi per effettuare trattamenti dialitici a pazienti affetti da insufficienza renale. La macchina 1 comprende un circuito 2 di circolazione del sangue, un circuito 3 di circolazione del liquido dialisato, ed un filtro 4. Il circuito 2, in uso, è collegato al sistema cardiocircolatorio di un paziente ed alimenta il sangue prelevato dal paziente al filtro 4 lungo un ramo 5 arterioso e restituisce il sangue al paziente lungo un ramo 6 venoso. Il filtro 4 comprende una membrana 7 semipermeabile, che separa il sangue dal liquido dialisato e permette uno scambio di ioni fra il sangue ed il liquido dialisato e l'estrazione di una parte di plasma sanguigno dal circuito 2 di circolazione del sangue. La macchina 1 comprende una pompa 8 peristaltica, la quale è disposta lungo il ramo 5 arterioso e, in uso, estrae il sangue dal paziente e convoglia il sangue al filtro 4, ed un dispositivo di misura 9 per misurare la concentrazione di emoglobina

ECCETTO MAURO
(iscritto all'Albo n. 847B)

HGB del sangue lungo il ramo 5 arterioso in modo non intrusivo.

Il dispositivo di misura 9 comprende un raccordo 10 disposto fra la pompa 8 peristaltica ed il filtro 4, un sensore 11 di tipo ottico, un sensore 12 di pressione, un sensore 13 di temperatura ed una unità di calcolo 14 collegata ai sensori 11, 12 e 13. Con riferimento alla figura 1, il raccordo 10 definisce un tratto 5a del ramo 5 arterioso ed è interposto fra due tratti 5b e 5c flessibili del ramo 5 arterioso.

Con riferimento alle figure 6 e 7, il raccordo 10 comprende un tubo 15 ed una vaschetta 16 solidale al tubo 15 realizzati in plastica rigida e trasparente. Il tubo 15 comprende una bocca 17 di collegamento al tratto 5b, una bocca 18 di collegamento al tratto 5c, una porzione 19 adiacente alla vaschetta 16 ed una porzione 20, la quale presenta un diametro interno Di ed è disposta fra bocca 17 e la porzione 19. La vaschetta 16 comprende un contenitore 21, un coperchio 22 provvisto di un foro 23 centrale ed una membrana 24 elastica, la quale è serrata fra il contenitore 19 ed il coperchio 22 e viene deformata in funzione della pressione del sangue. In altre parole, il sensore 12 di pressione comprende la vaschetta 15 e un dispositivo elettrico 25 per misurare l'entità di deformazione della membrana 24

ECCETTO MAURO
(iscritto all'Albo n. 5478)

sotto forma di segnale elettrico acquisito dall'unità di controllo 14.

Il sensore 11 comprende un emettitore 26 per emettere una fascio di onde elettromagnetiche nello spettro visibile o NIR e dirigere il fascio di onde elettromagnetiche lungo la porzione 18 del tubo 14 ed un rilevatore 27 per ricevere un fascio di onde elettromagnetiche dalla parte opposta del tubo 14. Il sensore 11 viene descritto in modo dettagliato nel brevetto IT 1,240,489 il cui contenuto è incluso per riferimento nella presente descrizione.

Il sensore 13 di temperatura T e un sensore ad onde elettromagnetiche con onde esterne al campo visibile o NIR.

In uso, la pompa 8 peristaltica fornisce una portata Q_b di sangue, il quale viene avanzato lungo il circuito 2 indicato dalla freccia nella figura 1 ed attraverso il raccordo 10. La pompa 8 peristaltica fornisce i valori della portata Q_b alla centralina 13 in istanti successivi.

Il sensore 12 trasmette all'unità 14 di calcolo dei segnali elettrici che sono correlati ai valori P di pressione in istanti successivi, mentre il sensore 13 fornisce all'unità 14 di calcolo dei segnali elettrici correlati ai valori di temperatura T. Il sangue che

ESCRITTO MAURO
Iscritto all'Albo n. 847BI

transita lungo la porzione 20 del tubo 15 definisce un percorso ottico che è correlato al diametro interno Di della porzione 20, mentre dalla parte opposta della porzione 20 il rilevatore 27 riceve un fascio di onde elettromagnetiche. Il fascio emesso è correlato ad un segnale di intensità I_0 emessa ed il fascio ricevuto genera un segnale di intensità I_R ricevuta. L'unità di calcolo 14 riceve secondo una sequenza temporale ad intervalli costanti i valori della intensità I_R ricevuta a parità di intensità I_0 emessa. In pratica, l'assorbimento A è pari a all'intensità I_0 emessa meno l'intensità I_R ricevuta.

La misura della concentrazione HGB di emoglobina è basata su studi effettuati dalla richiedente, la quale attraverso delle prove sperimentali ha correlato la concentrazione di emoglobina HGB all'assorbimento A, ossia a, parità di segnale I_0 di intensità emessa, al segnale dell'intensità I_R ricevuta secondo quanto indicato nel diagramma della figura 1.

La richiedente ha determinato l'errore di misura della concentrazione HGB di emoglobina in funzione della pressione P nel sangue secondo quanto illustrato nella figura 3, in funzione della portata Q_b del sangue secondo quanto illustrato nella figura 4 ed in funzione della temperatura T secondo quanto illustrato nella

ECCETTO MAURO
(iscritto all'Albo n. 1477)

figura 2.

Gli studi della richiedente hanno dimostrato che il flusso Q_b del sangue, la pressione P, e la temperatura T modificano la capacità di assorbimento A di radiazioni elettromagnetiche del sangue, ossia l'assorbimento A e determinano la scostamento fra i valori di concentrazione HGB di emoglobina rilevati a bordo macchina e quelli rilevati con prove di laboratorio. In altre parole, le grandezze fisiche, che agiscono sul sangue durante il funzionamento della macchina 1 determinano modifiche strutturali dei globuli rossi, che seppur lievi sono tali da alterare la misura della concentrazione HGB di emoglobina. In particolare, al crescere della pressione P i globuli rossi vengono schiacciati, mentre il flusso Q_b determina un orientamento dei globuli rossi e la temperatura T provoca una variazione delle dimensioni dei globuli stessi.

ESCETTO MAURO
(tavilo di Albo n. 6475)

Sulla base degli studi effettuati dalla richiedente e per mezzo del dispositivo di misura 9 viene realizzata una misura tanto più accurata quanto più sono tenute in conto le grandezze fisiche che modificano la struttura dei globuli rossi.

L'unità di calcolo 14 viene impostata con il valore del diametro interno Di, riceve il valore della portata

Q_b e calcola la concentrazione di emoglobina HGB come funzione dei valori di assorbimento A di onde elettromagnetiche, dei valori P di pressione rilevati dal sensore 12, della portata Q_b della pompa 8, e dei valori T rilevati dal sensore 13

In pratica, sulla base degli studi effettuati è stata ricavata una funzione che pone in relazione la concentrazione di emoglobina con le grandezze sopra citate

$$HGB = \left(\ln \frac{I_R}{I_0} \right) \cdot f(Q_b, P, Di, T) = \left[\ln \left(1 - \frac{A}{I_0} \right) \right] \cdot f(Q_B, P, Di, T)$$

Tale funzione può anche essere semplificata nel senso che eliminando la dipendenza da una o due delle grandezze fisiche misurate fra la pressione P, la portata Q_b e la temperatura T, si otterrà una misura della concentrazione HGB di emoglobina meno accurata della misura in cui la funzione tiene conto di tutte e tre le grandezze fisiche misurate, ma pur sempre più accurata della misura basata unicamente sull'assorbimento A e più prossima alla misure di laboratorio.

Con riferimento alle figure 8 e 9 i grafici riportano una curva dell'intensità I_R ricevuta dal rilevatore 27 in funzione del tempo t ed una curva dei valori della varianza VAR della curva dell'intensità I_R

EGIDIO MAJNO (iscritto all'Albo n. 847B)

ricevuta in funzione del tempo t.

Con riferimento alla figura 8, la curva dei valori I_R comprende un primo tratto 28, il quale è contraddistinto da un andamento ciclico dei valori I_R determinato dalla portata Q_b fornita dalla pompa 8 peristaltica e corrisponde ad una fase di funzionamento normale della macchina 1 di dialisi, ed un tratto 29, il quale corrisponde ad una fase, in cui si è verificata una occlusione del circuito a monte del sensore 11. Lo scostamento fra i valori di I_R del tratto 28 e del tratto 29, pur essendo significativo dal punto di vista grafico, dal punto di vista del segnale pone delle difficoltà a stabilire una soglia che distingua in modo netto il tratto 28 dal tratto 29. Al contrario, la varianza VAR presenta un picco tendente ad infinito in corrispondenza del passaggio fra il tratto 28 ed il tratto 29, ossia nell'istante in cui si verifica l'occlusione del circuito 2.

ECCETTO MAURO
(Iscritto all'Albo n. 647)

Con riferimento alla figura 9, la curva dell'intensità I_R ricevuta comprende un primo tratto 30, che corrisponde ad una fase di funzionamento normale della macchina 1 ed un tratto 31 che corrisponde ad una fase in cui si è verificata un'occlusione a valle del sensore 11, la quale non determina una variazione sensibile dell'intensità I_R ricevuta. Al contrario,

l'occlusione a valle determina una variazione sensibile della varianza VAR in funzione del tempo t.

L'unità 14 di calcolo confronta costantemente ciascun valore della varianza VAR con un intervallo di accettabilità nell'intorno di un valore medio dei valori della varianza VAR corrispondenti al funzionamento normale della macchina 1, ossia senza occlusioni del circuito 2. Quando il valore della varianza VAR si discosta sensibilmente dall'intervallo di accettabilità, allora l'unità 14 di calcolo emette un segnale E di errore.

Pertanto la misura dell'assorbimento A viene impiegata oltre che per effettuare la misura della concentrazione HGB di emoglobina anche per determinare se si è verificata una occlusione a monte o a valle del sensore 11 lungo il ramo 5 arterioso.

ECCETTO MAURO
(Iscritto all'Albo n. 2470)

R I V E N D I C A Z I O N I

1) Metodo di misurazione della concentrazione (HGB) di emoglobina nel sangue in un circuito (2) di una macchina (1) di dialisi, il metodo prevedendo di misurare i valori di assorbimento (A) di onde elettromagnetiche da parte del sangue lungo un tratto (5a) del detto circuito (2), i valori del detto assorbimento (A) essendo correlati ai valori della detta concentrazione (HGB) di emoglobina; il metodo essendo caratterizzato dal fatto di misurare i valori di almeno una grandezza fisica del sangue fra la pressione (P) del sangue, la temperatura (T) del sangue e la portata (Q_b) del sangue lungo il detto tratto (5a) e di calcolare i valori della concentrazione (HGB) di emoglobina del sangue in funzione dei valori dell'assorbimento (A) e della detta grandezza fisica.

ECCETTO MAURO
(iscritto all'Albo n. 6478)

2) Metodo secondo la rivendicazione 1, caratterizzato dal fatto di calcolare i valori della concentrazione (HGB) di emoglobina in funzione dei valori dell'assorbimento (A) e dei valori di pressione (P) rilevati lungo il detto tratto (5a).

3) Metodo secondo la rivendicazione 1, caratterizzato dal fatto di calcolare i valori della concentrazione (HGB) di emoglobina in funzione dei

valori dell'assorbimento (A) e dei valori di portata (Q_b) lungo il detto tratto (5a).

4) Metodo secondo la rivendicazione 1, caratterizzato dal fatto di calcolare i valori della concentrazione (HGB) di emoglobina in funzione dei valori dell'assorbimento (A) e dei valori di temperatura (T) rilevati lungo il detto tratto (5a).

5) Metodo secondo la rivendicazione 1, caratterizzato dal fatto che il detto tratto (5a) è disposto a valle di una pompa (8) peristaltica fornente una portata (Q_b) di sangue determinata, i valori di concentrazione (HGB) di emoglobina essendo calcolati in funzione dei valori di assorbimento (A), dei valori di pressione (P) e dei valori di portata (Q_b).

6) Metodo secondo la rivendicazione 1, caratterizzato dal fatto che il detto tratto (5a) è disposto a valle di una pompa (8) peristaltica fornente una portata (Q_b) di sangue determinata, i valori di concentrazione (HGB) di emoglobina essendo calcolati in funzione dei valori di assorbimento (A), dei valori di pressione (P), dei valori di portata (Q_b) e dei valori di temperatura (T).

7) Metodo secondo una delle precedenti rivendicazioni, caratterizzato dal fatto che il detto tratto (5a) è definito in parte da una porzione (20) di

ECCETTO AALRO
(Iscritto all'Albo n. 0478)

tubo (15) e le dette onde elettromagnetiche attraversando la detta porzione (20)) lungo un percorso determinato.

8) Metodo secondo la rivendicazione 7, caratterizzato dal fatto che il detto percorso è correlato al diametro interno (Di) della detta porzione (20).

9) Metodo secondo la rivendicazione 8, caratterizzato dal fatto di calcolare la detta caratteristica (HGB) del sangue in funzione del diametro interno (Di) della detta porzione (20).

10) Metodo secondo una delle rivendicazioni da 1 a 9, caratterizzato dal fatto che la misura dell'assorbimento (A) viene realizzata per mezzo di un sensore (11) disposto lungo il detto tratto (5a) comprendente un emettitore (26) per emettere un fascio di onde elettromagnetiche con una intensità (I_0) determinata di emissione ed un rilevatore (27) atto a rilevare una intensità (I_R) ricevuta, il detto assorbimento (A) essendo pari alla differenza fra l'intensità (I_0) di emissione e l'intensità (I_R) ricevuta.

11) Metodo secondo la rivendicazione 10, caratterizzato dal fatto di calcolare la varianza (VAR) dell'intensità (I_R) ricevuta, e di confrontare la

ECCETTO MAURO
(Iscritto all'Albo n. 847B)

varianza (VAR) con un intervallo di accettabilità per rilevare una interruzione a monte e/o a valle del detto tratto (5a).

12) Metodo secondo la rivendicazione 1, caratterizzato dal fatto di emettere un segnale (E) di errore quando il valore della varianza (VAR) è esterno al detto intervallo di accettabilità.

13) Circuito di circolazione del sangue per una macchina di dialisi per l'attuazione del metodo secondo una delle rivendicazioni da 1 a 12, caratterizzato dal fatto di comprendere un raccordo (10) definente il detto tratto (5a) del circuito (2), il detto raccordo comprendendo un tubo (15) atto a sottoporre il sangue alla misura di assorbimento (A) di onde elettromagnetiche ed una vaschetta (16) atta a sottoporre il sangue alla misura di pressione (P).

14) Circuito secondo la rivendicazione 13, caratterizzato dal fatto che la detta vaschetta (16) è richiusa da una membrana (24) deformabile.

15) Circuito secondo la rivendicazione 13 o 14, caratterizzato dal fatto di comprendere una ramo (5) arterioso ed un ramo (6) venoso, il detto raccordo (10) essendo disposto lungo il ramo (5) arterioso.

16) Dispositivo di misurazione della concentrazione di emoglobina in un circuito (2) di una macchina (1) di

ECCETTO MAURO
(iscritto all'Albo n. 847B)

dialisi comprendete un raccordo (10) definente un tratto (5a) del detto circuito (2), il detto raccordo (10) comprendendo un tubo (15) lungo il quale viene effettuata una misura tramite fasci di onde elettromagnetiche per determinare l'assorbimento (A) del sangue, la concentrazione (HGB) di emoglobina essendo correlata al detto assorbimento (A), il dispositivo essendo caratterizzato dal fatto di comprendere almeno un ulteriore sensore (12, 13) per misurare una grandezza fra la pressione (P) del sangue e la temperatura (T) del sangue; la concentrazione di emoglobina (HGB) essendo funzione dell'assorbimento (A) e della detta grandezza.

17) Dispositivo secondo la rivendicazione 16, caratterizzato dal fatto che il sensore (12) di pressione comprende una vaschetta (16) equipaggiata con una membrana (24) deformabile per rilevare le variazioni di pressione (P) del sangue tramite un dispositivo elettrici (25) lungo il detto tratto (5a), la concentrazione (HGB) di emoglobina del sangue essendo funzione dell'assorbimento (A) del sangue e della pressione (P).

18) Dispositivo secondo la rivendicazione 16 e 17, caratterizzato dal fatto di comprendere un sensore (13) di temperatura disposto lungo il detto raccordo (10).

19) Dispositivo secondo una delle rivendicazioni da

ECCETTO MAURO
(Iscritto all'Albo n. 847/B)

16 a 18, caratterizzato dal fatto che il detto raccordo (10) è disposto a valle di una pompa (8) peristaltica fornente una portata (Q_b) di sangue determinata, la concentrazione (HGB) di emoglobina essendo calcolata in funzione della portata (Q_b) del sangue.

20) Dispositivo secondo la rivendicazione 17, caratterizzato dal fatto che il detto tubo (15) e la detta vaschetta (16) sono realizzati in materiale rigido e trasparente.

21) Dispositivo secondo la rivendicazione 17, caratterizzato dal fatto di comprendere un sensore (11) disposto lungo il detto tubo (15), il sensore (11) comprendendo un emettitore (26) per emettere un fascio di onde elettromagnetiche con un intensità (I_0) determinata di emissione ed un rilevatore (27) atto a rilevare l'intensità (I_R) ricevuta, il detto assorbimento (A) essendo pari alla differenza fra l'intensità (I_0) di emissione e l'intensità (I_R) ricevuta.

22) Dispositivo secondo la rivendicazione 21, caratterizzato dal fatto di comprendere una unità (14) di calcolo collegata ai detti sensori (11, 12, 13) ed alla detta pompa (8) peristaltica.

p.i.: GAMBRO DASCO S.P.A.

ECCETTO MAURO
(Iscritto all'Albo n. 847B)

ECCETTO MAURO
(Iscritto all'Albo n. 847B)

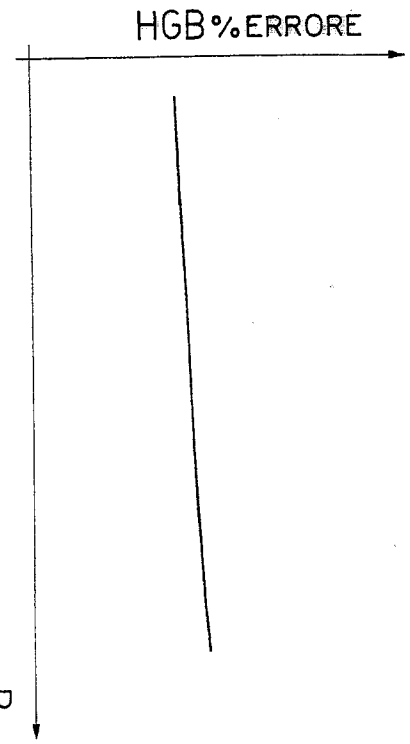


Fig.3

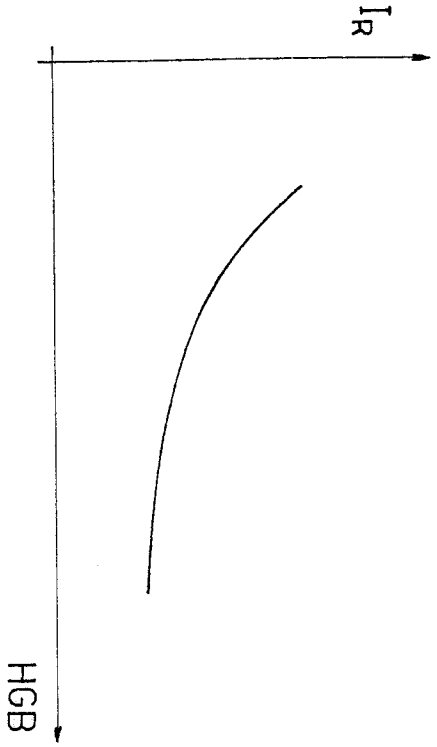


Fig.1

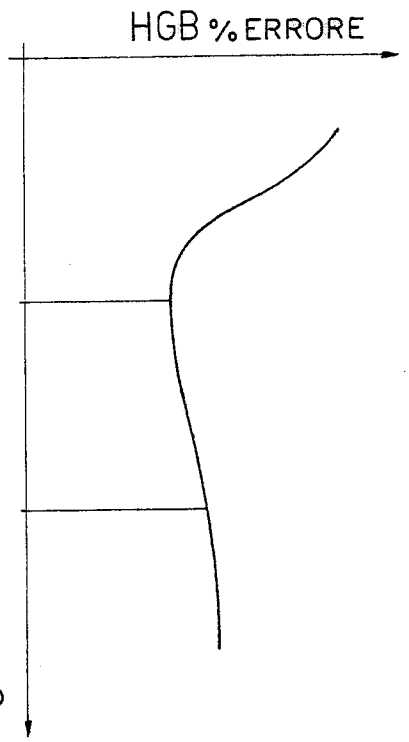


Fig.4

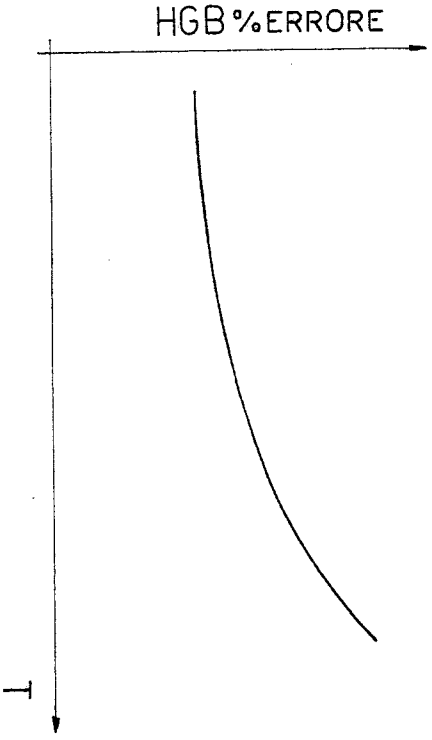


Fig.2

p.i.: GAMBRO DASCO S.P.A.
ECCETTO MAURO
(Iscrit... 478)

TO 2001A 000189

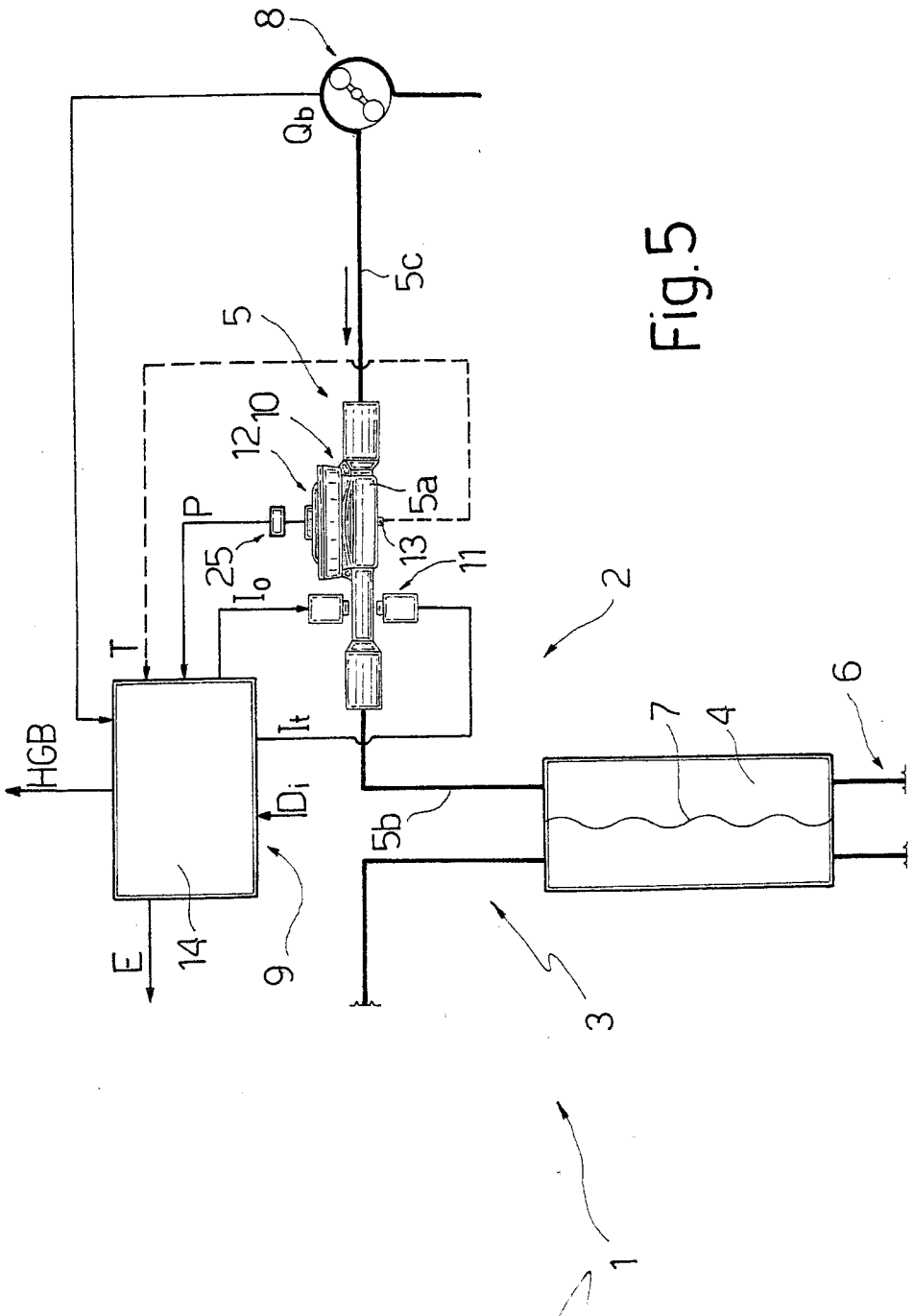


Fig.5

p.i.: GAMBRO DASCO S.P.A.
ECCETTO MAURO
(Iscritto all' Albo n. 847B)

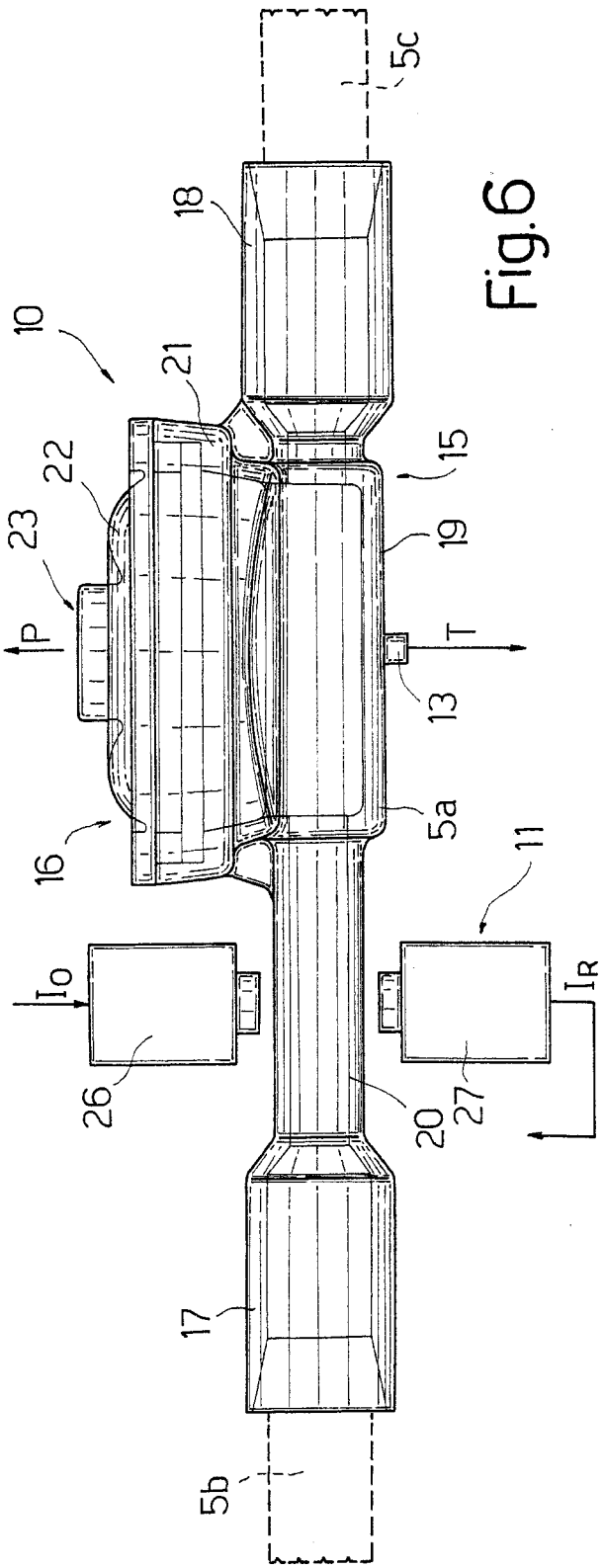
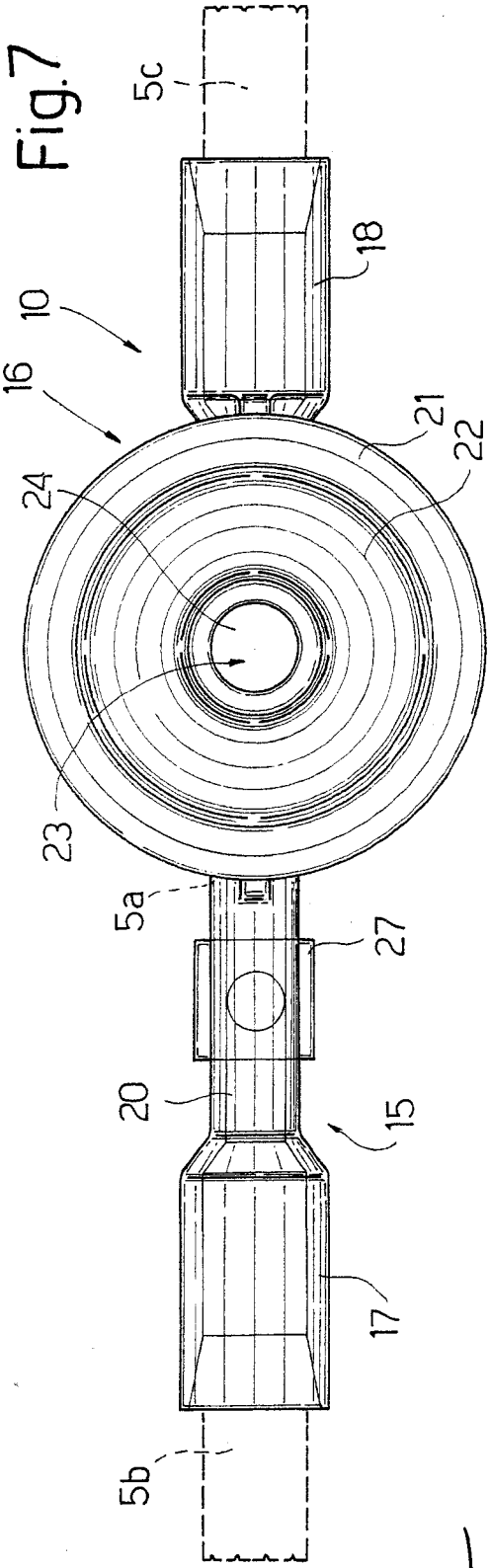


Fig.6

Fig.7



p.i.: GAMBRO DASCO S.P.A.

ECCETTO MAURO
(Iscritto all' Albo n. 847B)

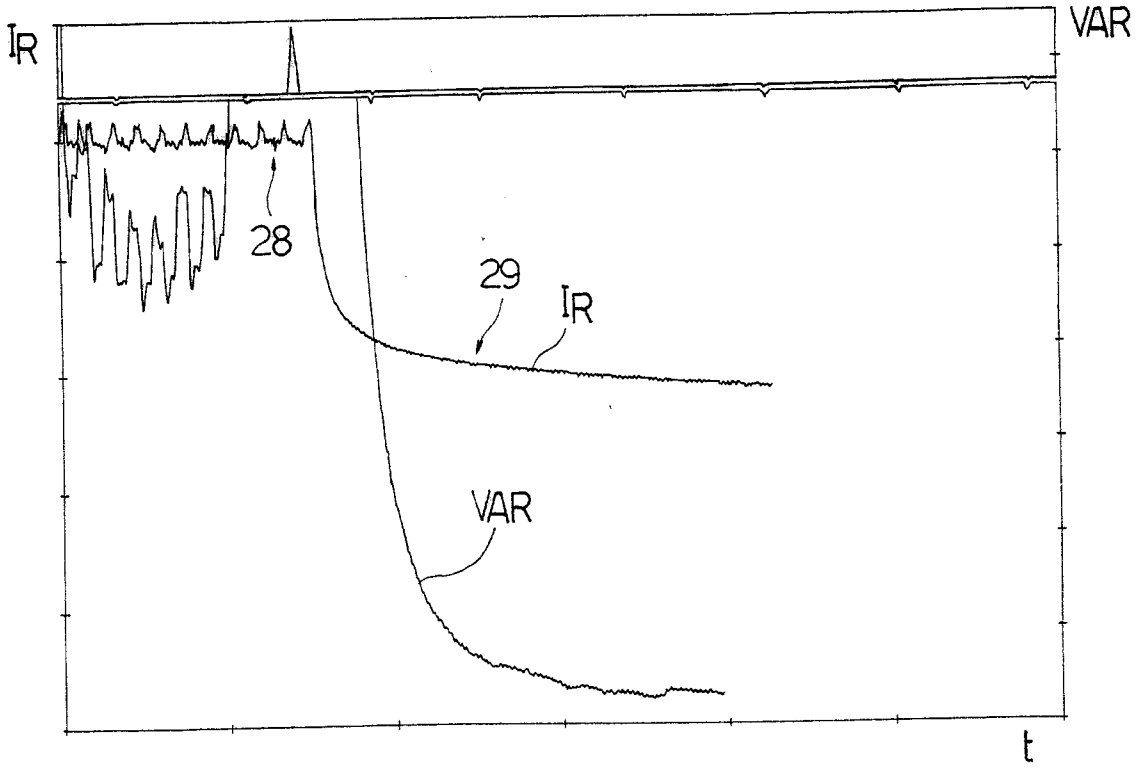
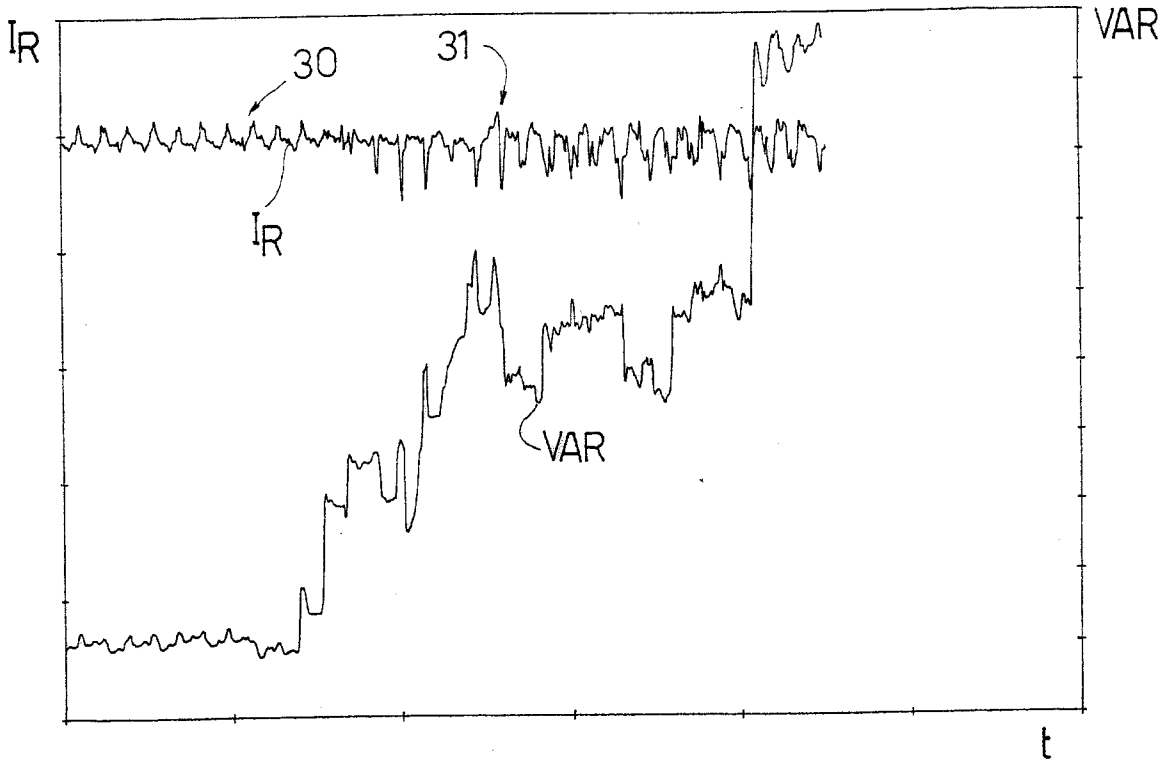


Fig.8

Fig.9



p.i.: GAMBRO DASCO S.P.A.

ECCETTO MAURO
(Iscritto all' Albo n. 84781)