

ITALIAN PATENT OFFICE

Document No.

102011901952151A1

Publication Date

20121208

Applicant

FERRARI S.P.A.

Title

SENSORE SENZA CONTATTO PER RILEVARE L'ELETTROCARDIOGRAMMA
DI UN UTENTE

D E S C R I Z I O N E

del Brevetto per Invenzione Industriale dal titolo:

"SENSORE SENZA CONTATTO PER RILEVARE L'ELETTROCARDIOGRAMMA
DI UN UTENTE"

di FERRARI S.P.A.

di nazionalità italiana

con sede: VIA EMILIA EST 1163

MODENA (MO)

Inventori: RAGNONI Alessandro, VISCONTI Amedeo, LA GATTA
Antonio, AZZENA Gianfranco

*** **

SETTORE DELLA TECNICA

La presente invenzione è relativa ad un sensore senza contatto per rilevare l'elettrocardiogramma di un utente.

La presente invenzione trova vantaggiosa applicazione in un veicolo per rilevare l'elettrocardiogramma del guidatore cui la trattazione che segue farà esplicito riferimento senza per questo perdere di generalità.

ARTE ANTERIORE

Recentemente è stato proposto di rilevare alcuni parametri fisiologici del guidatore di un veicolo per valutare lo stato psico-fisico del guidatore e quindi intervenire (ad esempio mediante segnalazioni visive e/o acustiche o addirittura riducendo progressivamente la velocità del veicolo fino all'arresto del veicolo stesso)

Matteo MACCAGNAN
(Iscrizione Albo N.987/BM)

quando lo stato psico-fisico del guidatore peggiora in modo evidente. Un esempio di un metodo per caratterizzare lo stato psico-fisico del guidatore di un veicolo è fornito nella domanda di brevetto W002096694A1.

Uno dei principali parametri fisiologici che vengono considerati per valutare lo stato psico-fisico del guidatore è la frequenza cardiaca (derivabile direttamente dall'elettrocardiogramma).

Come descritto nella domanda di brevetto JP2011024902A2, per rilevare l'elettrocardiogramma del guidatore di un veicolo è stato proposto di utilizzare un sensore a contatto comprendente delle superfici elettricamente conduttrici che rivestono parte della corona del volante; tuttavia, questa soluzione tecnica presenta diversi inconvenienti in quanto da un lato funziona solo quando il guidatore impugna con entrambe le mani il volante ed da un altro lato le superfici elettricamente conduttrici che rivestono parte della corona del volante forniscono una sensazione tattile poco confortevole che a lungo andare genera un evidente fastidio nel guidatore.

Come descritto nella domanda di brevetto DE10031822A1, per rilevare l'elettrocardiogramma del guidatore di un veicolo è stato proposto di utilizzare un sensore fissato alla cintura di sicurezza; tuttavia, questa soluzione tecnica è poco confortevole a causa dell'ingombro del

Matteo MACCAGNAN
(Iscrizione Albo N.987/BM)

sensore e presenta un impatto estetico negativo poco apprezzato sia da parte degli utenti finali, sia da parte delle case costruttrici di automobili. Inoltre, questa soluzione tecnica non funziona quando il guidatore non allaccia la cintura di sicurezza e non è applicabile nei veicoli in cui non sono previste (o comunque non vengono utilizzate con continuità) le cinture di sicurezza (ad esempio treni ed autobus).

Come descritto nella domanda di brevetto US2007255152A1, per rilevare l'elettrocardiogramma del guidatore di un veicolo è stato proposto di utilizzare un sensore che è annegato nel sedile e comprende un primo elettrodo inserito all'interno dello schienale ed un secondo elettrodo inserito all'interno della seduta; tuttavia, questa soluzione tecnica presenta diversi inconvenienti in quanto da un lato richiede di inserire all'interno del sedile degli elettrodi rigidi di grande dimensione che determinano una avvertibile riduzione del comfort e dall'altro lato presenta una precisione di misura modesta, in quanto il rilievo dell'elettrocardiogramma è negativamente influenzato da tensioni di contatto indesiderate e casuali che vengono captate dagli elettrodi sovrapponendosi ai segnali elettrici generati dal muscolo cardiaco durante la pulsazione.

Matteo MACCAGNAN
(Iscrizione Albo N.987/BM)

DESCRIZIONE DELLA INVENZIONE

Scopo della presente invenzione è di fornire un sensore senza contatto per rilevare l'elettrocardiogramma di un utente, il quale sensore sia esente dagli inconvenienti sopra descritti e, in particolare, sia di facile ed economica realizzazione.

Secondo la presente invenzione viene fornito un sensore senza contatto per rilevare l'elettrocardiogramma di un utente, secondo quanto rivendicato dalle rivendicazioni allegate.

BREVE DESCRIZIONE DEI DISEGNI

La presente invenzione verrà ora descritta con riferimento ai disegni annessi, che ne illustrano alcuni esempi di attuazione non limitativi, in cui:

- la figura 1 è una vista schematica ed in pianta di un veicolo, in cui il sedile del guidatore integra un sensore senza contatto che è realizzato in accordo con la presente invenzione e rileva l'elettrocardiogramma del guidatore;
- la figura 2 è una vista laterale e schematica del sedile del guidatore che integra il sensore senza contatto;
- la figura 3 è una vista prospettica e schematica del sedile del guidatore che integra il sensore senza contatto;

Matteo MACCAGNAN
(Iscrizione Albo N.987/BM)

- la figura 4 è uno schema elettrico di un dispositivo di rilevamento del sensore senza contatto;
- la figura 5 è un grafico che illustra l'evoluzione temporale di un segnale elettrico fornito in uscita dal dispositivo di rilevamento della figura 4;
- la figura 6 è uno schema elettrico di un dispositivo combinatore del sensore senza contatto;
- la figura 7 è uno schema elettrico di una diversa forma di attuazione del dispositivo combinatore della figura 6; e
- la figura 8 è uno schema elettrico di un sensore senza contatto privo del dispositivo combinatore delle figure 6 e 7.

FORME DI ATTUAZIONE PREFERITE DELL'INVENZIONE

Nella figura 1, con il numero 1 è indicato nel suo complesso un veicolo provvisto di un abitacolo 2 a due posti che è provvisto di due sedili 3 per un guidatore (sedile di sinistra) e per un eventuale passeggero (sedile di destra).

Nel sedile 3 del guidatore è integrato un sensore 4 senza contatto per rilevare l'elettrocardiogramma di un utente 5 (in particolare del guidatore del veicolo 1, schematicamente illustrato nella figura 2).

Secondo quanto illustrato nelle figure 2 e 3, il sensore 4 comprende una pluralità di piastre 6 conduttrici

(tipicamente realizzate in materiale metallico), le quali sono annegate all'interno della schienale del sedile 3 in corrispondenza della posizione del cuore dell'utente 5 e costituiscono gli elementi sensibili che captano i segnali elettrici HR (illustrati schematicamente nella figura 4) generati dal muscolo cardiaco durante la pulsazione (in particolare i segnali elettrici HR sono costituiti da una fluttuazione di cariche elettriche sul torace dell'utente 5). Inoltre, il sensore 4 comprende una unità 7 di elaborazione che è elettricamente collegata alle piastre 6 conduttrici ed elabora i segnali elettrici HR captati dalle piastre 6 conduttrici per determinare l'elettrocardiogramma dell'utente 5.

Secondo una preferita forma di attuazione illustrata nella figura 3, sono previste più piastre 6 conduttrici che sono disposte in una area che copre tutte le posizioni in cui si può trovare il cuore dell'utente 5 tenendo conto della variabilità dell'altezza e della corporatura; in questo modo, almeno una piastra 6 conduttrice si troverà sempre nella posizione ottimale (cioè di massima efficienza) per captare i segnali elettrici HR generati dal muscolo cardiaco durante la pulsazione. Tipicamente sono previste da 2 a 7 piastre 6 conduttrici che sono normalmente disposte secondo uno schema equidistribuito ad esempio esagonale (come illustrato nella figura 3) oppure

quadrato. A titolo di esempio, l'insieme delle piastre 6 conduttrici occupa una area complessiva di circa 300 mm x 200 mm, mentre una singola piastra 6 conduttrice presenta una area di circa 1600 mm² (cioè, se rotonda, presenta un diametro di circa 20-25 mm).

Nella forma di attuazione illustrata nelle figure 4, 6 e 7, l'unità 7 di elaborazione comprende per ciascuna piastra 6_i conduttrice (ovvero per ciascuna piastra i-esima) un corrispondente dispositivo M_i di rilevamento che è elettricamente collegato alla piastra 6_i conduttrice ed ha la funzione di rilevare ed amplificare i segnali elettrici HR che sono generati dal muscolo cardiaco durante la pulsazione e vengono captati dalla piastra 6_i conduttrice.

Secondo quanto illustrato nella figura 4, ciascun dispositivo M_i di rilevamento è collegato ad una corrispondente piastra 6_i conduttrice che riceve i segnali elettrici HR dall'utente 5 che è elettricamente schematizzabile con un impedenza ZA verso terra (GND). Le due impedenze Z1 e Z2 costituiscono un partitore di tensione e quindi la tensione all'ingresso di un blocco amplificatore A è pari alla somma della tensione provenienti dall'ingresso I e dalla tensione proveniente dall'uscita di un blocco attenuatore G che è disposto in parallelo ed in opposizione al blocco amplificatore A

(ovvero l'uscita del blocco amplificatore A è collegata all'ingresso del blocco attenuatore G e l'ingresso del blocco amplificatore A è collegata all'uscita del blocco attenuatore G).

Il blocco amplificatore A è un amplificatore per strumentazione con bassissimo rumore, determina una amplificazione del segnale (cioè la tensione V_u di uscita è maggiore della tensione V_i di ingresso) e presenta una FDT (Funzione Di Trasferimento) rappresentata dall'equazione $V_u/V_i = k_a$ dove il guadagno "ka" è fisso (cioè sempre costante), è maggiore di 1, ed è normalmente compreso tra 1 e 100. Il blocco attenuatore G determina una attenuazione del segnale (cioè la tensione V_u di uscita è minore della tensione V_i di ingresso) e presenta una FDT (Funzione Di Trasferimento) rappresentata dall'equazione $V_u/V_i = k_g \cdot R_e$ dove l'attenuazione "kg*Re" è complessivamente minore di 1 ed è variabile; in particolare, "kg" è una costante minore di 1 mentre "Re" è un segnale di controllo che determina una variazione dell'attenuazione "kg*Re" del blocco attenuatore G. In altre parole, il blocco attenuatore G presenta una attenuazione che è inferiore a 1 ed è variabile in funzione del segnale di controllo R_e .

Quando la maglia L costituita dal blocco amplificatore A e dal blocco attenuatore G presenta complessivamente un guadagno unitario (cioè prossimo all'unità) tenderà ad

auto-oscillare, ovvero ad innescare al suo interno delle oscillazioni periodiche (la cui frequenza dipende anche dalle capacità parassite del circuito). Da un lato l'auto-oscillazione della maglia L è negativa in quanto introduce nel segnale principale ricevuto dalla piastra 6_1 conduttrice un segnale oscillante che costituisce un disturbo; tuttavia, da un altro lato l'auto-oscillazione della maglia L è positiva in quanto conferisce alla maglia L una impedenza di ingresso estremamente alta (matematicamente in tale condizione l'impedenza di ingresso della maglia L diverge all'infinito e praticamente in tale condizione l'impedenza di ingresso della maglia L è dell'ordine di 10^{18} Ohm). Le grandezze del dispositivo M_1 di rilevamento vengono scelte per fare in modo che la frequenza di auto-oscillazione della maglia L sia significativamente maggiore (al minimo il doppio, ma tipicamente almeno 4-6 volte tanto) rispetto alla massima frequenza di pulsazione cardiaca; in altre parole, le grandezze del dispositivo M_1 di rilevamento vengono scelte per fare in modo che la frequenza di auto-oscillazione della maglia L sia superiore a 400-600 Hz (eventualmente al dispositivo M_1 di rilevamento possono venire aggiunti dei condensatori dimensionati in modo sperimentale per aumentare la frequenza di auto-oscillazione della maglia L).

Matteo MACCAGNAN
(Iscrizione Albo N.987/BM)

L'auto-oscillazione si verifica quando la seguente equazione è soddisfatta:

$$\frac{ka \cdot kg \cdot \text{Re} \cdot (Z1 + Za)}{Z2 + Z1 + Za} = 1$$

dove Za è l'impedenza di accoppiamento verso l'ambiente della piastra ϕ_1 conduttrice; ovviamente l'impedenza Za presenta un valore generalmente molto alto (maggiore di 10^6 Ohm) ma purtroppo incognito e variabile nel tempo. Quindi la condizione di auto-oscillazione non è nota a priori e non è nemmeno fissa, ma cambia al cambiare delle condizioni al contorno (posizione dell'utente 5 rispetto alla piastra ϕ_1 conduttrice, umidità ambientale, vicinanza ad altri oggetti...). Quindi, per mantenere sempre la maglia L in condizioni di auto-oscillazione il segnale di controllo Re viene costantemente aggiornato (ovvero mantenuto al valore che determina l'auto-oscillazione della maglia L).

In particolare, il segnale di controllo Re viene generato da un blocco BR di controllo che considera il contenuto oscillatorio ad alta frequenza (ovvero a frequenza molto superiore alla frequenza cardiaca, ad esempio superiore a 500 Hz) del segnale IN_1 di uscita del blocco amplificatore A, in quanto il contenuto oscillatorio ad alta frequenza del segnale IN_1 di uscita è costituito

essenzialmente dalle oscillazioni determinate dall'auto-oscillazione della maglia L. Il blocco BR regola in retroazione il segnale di controllo Re in modo tale che il contenuto oscillatorio ad alta frequenza del segnale IN_i di uscita sia costante e pari ad un valore desiderato rappresentato da una tensione V_{REF} di riferimento. La tensione V_{REF} di riferimento viene scelta in modo tale che il contenuto oscillatorio ad alta frequenza del segnale IN_i di uscita (ovvero l'auto-oscillazione della maglia L) sia all'incirca il 5-10% del segnale IN_i di uscita complessivo; in questo modo, l'auto-oscillazione della maglia L non ha un effetto negativo rilevante sull'acquisizione dei segnali elettrici HR.

Il blocco BR di controllo comprende un blocco raddrizzatore H (in particolare un raddrizzatore a doppia semionda) che riceve in ingresso il segnale IN_i di uscita del blocco amplificatore A e fornisce in uscita il segnale IN_i di uscita raddrizzato (ovvero sempre positivo). Inoltre, il blocco BR di controllo comprende un filtro C1 passa-alto (che taglia le frequenze "basse", cioè inferiori alla frequenza di auto-oscillazione della maglia L e lascia passare le frequenze "alte", cioè dell'ordine della frequenza di auto-oscillazione della maglia L) che filtra il segnale di uscita del blocco raddrizzatore H per determinare il contenuto oscillatorio ad alta frequenza del

segnale IN_1 di uscita del blocco amplificatore A. Il contenuto oscillatorio ad alta frequenza del segnale IN_1 di uscita del blocco amplificatore A determinato dal filtro C1 passa-alto viene confrontato in un blocco sottrattore D con la tensione V_{REF} di riferimento fornita da un blocco di riferimento REF e l'uscita del blocco sottrattore D (ovvero lo scostamento tra il valore desiderato ed il valore effettivo del contenuto oscillatorio ad alta frequenza del segnale IN_1 di uscita) costituisce il segnale di controllo Re. Ovviamente, il blocco sottrattore D può integrare un controllore che elabora ulteriormente la differenza tra la tensione V_{REF} di riferimento ed il contenuto oscillatorio ad alta frequenza determinato dal filtro C1 passa-alto per determinare il segnale di controllo Re del blocco attenuatore G.

In altre parole, il segnale di controllo Re del blocco attenuatore G viene controllato in retroazione per mantenere il contenuto oscillatorio ad alta frequenza del segnale IN_1 di uscita del blocco amplificatore A pari ad un valore desiderato predefinito. Come detto anche in precedenza, la tensione V_{REF} di riferimento viene scelta sperimentalmente per portare il livello delle auto-oscillazioni della maglia L ad avere un ampiezza almeno 10 volte inferiore al segnale IN_1 di uscita complessivo.

La caratteristica principale del dispositivo M_1 di

rilevamento è l'elevatissima impedenza di ingresso (ovvero l'elevatissima impedenza vista dalla piastra 6_i conduttrice) che è dell'ordine di 10^{18} Ohm (praticamente infinita) ed è ottenuta mantenendo sempre la maglia L in condizioni di auto-oscillazione. Grazie alla elevatissima impedenza di ingresso del dispositivo M_i di rilevamento, il dispositivo M_i di rilevamento "sente" i segnali elettrici HR generati dal muscolo cardiaco durante la pulsazione senza un significativo passaggio di corrente elettrica (in altre parole, la piastra 6_i conduttrice agisce come la piastra di un condensatore che "sente" le fluttuazioni di cariche elettriche senza un significativo passaggio di corrente elettrica). Grazie alla sostanziale assenza di passaggio di corrente elettrica, il dispositivo M_i di rilevamento è completamente immune dall'effetto negativo delle tensioni di contatto casuali che possono insorgere sulla pelle dell'utente 5 e possono venire captate dalla piastra 6_i conduttrice.

Secondo una possibile forma di attuazione illustrata con linea tratteggiata, il dispositivo M_i di rilevamento potrebbe comprendere anche un ulteriore filtro C2 passa-basso (che taglia le frequenze "alte", cioè dell'ordine della frequenza di auto-oscillazione della maglia L e lascia passare le frequenze "basse", cioè dell'ordine della frequenza cardiaca) che filtra il segnale IN_i di uscita del

blocco amplificatore A prima di fornire il segnale IN_i di uscita all'esterno del dispositivo M_i di rilevamento. La funzione del filtro C2 passa-basso è di "ripulire" il segnale IN_i di uscita dalla componente di auto-oscillazione della maglia L. Ovviamente, il filtro C2 passa-basso è disposto a valle del blocco BR di controllo, in quanto il funzionamento del blocco BR di controllo è basato sulla presenza nel segnale IN_i di uscita della componente di auto-oscillazione della maglia L.

Nella figura 5 è illustrato un esempio del segnale IN_i di uscita (filtrato mediante il filtro C2 passa-basso) che viene fornito all'uscita del dispositivo M_i di rilevamento (ovviamente quando la corrispondente piastra ϕ_i conduttrice si trova in una posizione ottimale). Si noti come il segnale IN_i di uscita riprende la classica forma di un elettrocardiogramma. La parte principale di una onda dell'elettrocardiogramma è il QRS che rappresenta la depolarizzazione ventricolare; in particolare, nel tracciato dell'elettrocardiogramma si osserva un'improvvisa onda verso il basso (Q) che costituisce l'inizio del complesso QRS, viene seguita da un'onda positiva (R - è il punto più dell'elettrocardiogramma e viene utilizzato per calcolare la frequenza cardiaca) e le onde negative che vengono precedute da onde positive vengono chiamate S. A valle del QRS è presente una onda T che rappresenta la

Matteo MACCAGNAN
(Iscrizione Albo N.987/BM)

ripolarizzazione ventricolare durante la quale le cellule del muscolo cardiaco ritornano a riposo permettendo una successiva stimolazione.

Secondo quanto illustrato nella figura 6, l'unità 7 di elaborazione del sensore 4 comprende un dispositivo F combinatore che riceve in ingresso tutti i segnali IN_i di uscita forniti dai dispositivi M_i di rilevamento e li combina tra loro secondo modalità descritte in seguito per determinare un segnale V_0 combinato che rappresenta il miglior segnale possibile per determinare l'elettrocardiogramma dell'utente 5. Il segnale V_0 combinato viene fornito ad un dispositivo DA di analisi che analizza in modo noto il segnale V_0 combinato per determinare i parametri cardiaci desiderati (ad esempio la frequenza cardiaca).

Secondo una preferita forma di attuazione, il segnale V_0 combinato è una combinazione lineare dei segnali IN_i di uscita forniti dai dispositivi M_i di rilevamento che prevede l'utilizzo di pesi R_i che possono assumere tre valori: +1,0,-1. In altre parole, il segnale V_0 combinato è fornito dalla seguente equazione:

$$V_0 = \sum IN_i \cdot R_i = IN_1 \cdot R_1 + IN_2 \cdot R_2 + \dots + IN_N \cdot R_N$$

in cui i pesi R_i possono assumere tre valori: +1,0,-1.

In altre parole, ciascun blocco A_i presenta la seguente funzione di trasferimento:

$$R_i=1 \quad \rightarrow \quad V_u/V_i=1$$

$$R_i=0 \quad \rightarrow \quad V_u/V_i=0$$

$$R_i=-1 \quad \rightarrow \quad V_u/V_i=-1$$

I valori $R_1 \dots R_N$ sono ciclicamente determinati dal blocco MX di permutazione come descritto in seguito.

Il segnale V_0 combinato viene processato da un blocco R riconoscitore di QRS (il "QRS" è la parte principale di una onda dell'elettrocardiogramma come descritto in precedenza) che restituisce un valore W numerico proporzionale alla corrispondenza ("fitting") del segnale V_0 combinato con una onda QRS; in altre parole, il valore W è un "voto" che è tanto più alto quanto più il segnale V_0 combinato "assomiglia" (cioè presenta la stessa forma) ad una onda QRS. Il blocco R riconoscitore di QRS è già noto in letteratura e viene generalmente implementato con la misura del massimo assoluto della cross-correlazione tra il segnale V_0 combinato ed un segnale campione del QRS.

Il blocco MX di permutazione testa ciclicamente tutte le possibili combinazioni dei pesi R_i (ovvero 3^N combinazioni ove N è il numero di dispositivi M_i di rilevamento, ovvero di piastre 6_i conduttrici) per trovare la particolare combinazione dei pesi R_i che permette di ottenere il "migliore" segnale V_0 combinato (ovvero il

segnale V_0 combinato che presenta il maggiore valore W cioè la massima corrispondenza con una onda QRS). In altre parole, variando i pesi R_i viene fatta una ricerca del massimo in cui la grandezza da massimizzare è il valore W , cioè si ricerca la combinazione dei pesi R_i che permette di massimizzare il valore W . E' importante osservare che i valori dei pesi R_i possono anche essere negativi perché spesso combinando i segnali IN_i provenienti da due dispositivi M_i di rilevamento (ovvero da due piastre G_i conduttrici) in opposizione di fase si raggiunge un miglior risultato.

In uso, il blocco MX di permutazione esegue la ricerca della migliore combinazione dei pesi R_i con una frequenza prestabilita (ad esempio ogni 1-3 minuti): al termine della ricerca della migliore combinazione dei pesi R_i la combinazione dei pesi R_i che è risultata migliore viene "congelata" ed utilizzata fino alla successiva ricerca. Ovviamente, durante la ricerca della migliore combinazione dei pesi R_i il segnale V_0 combinato non è utilizzabile (ovvero non può venire fornito al dispositivo DA di analisi) in quanto presenta continue alterazioni dovute alla continua modifica dei pesi R_i per la ricerca della combinazione migliore dei pesi R_i .

Nella forma di attuazione illustrata nella figura 7, vengono utilizzati due dispositivi F1 ed F2 combinatori

Matteo MACCAGNAN
(Iscrizione Albo N.987/BM)

disposti tra loro in parallelo. Il dispositivo F1 combinatore principale è privo del (o comunque non utilizza il) blocco MX di permutazione (ovvero non esegue alcuna modifica alla combinazione dei pesi R_i) ed utilizza una combinazione dei pesi R_i fornita dal dispositivo F2 combinatore per determinare il segnale V_0 combinato che viene fornito al dispositivo DA di analisi. Invece, il dispositivo F2 combinatore secondario non fornisce il segnale V_0 combinato al dispositivo DA di analisi ed ha l'unica funzione di determinare la combinazione migliore dei pesi R_i che viene poi fornita al dispositivo F1 combinatore principale che utilizza la combinazione migliore dei pesi R_i per determinare il segnale V_0 combinato che viene fornito al dispositivo DA di analisi. In altre parole, vengono divisi i compiti dei due dispositivi F1 ed F2 combinatori: il dispositivo F1 combinatore principale ha l'unica funzione di calcolare il segnale V_0 combinato che viene fornito al dispositivo DA di analisi, mentre il dispositivo F2 combinatore secondario ha l'unica funzione di determinare la combinazione migliore dei pesi R_i . In questo modo, non si verifica mai una interruzione del segnale V_0 combinato che viene fornito al dispositivo DA di analisi.

Secondo una preferita forma di attuazione, la combinazione migliore dei pesi R_i viene variata solo se

Matteo MACCAGNAN
(Iscrizione Albo N.987/BM)

garantisce un significativo miglioramento (cioè solo se l'incremento del valore W è significativo) e solo se è passato un sufficiente intervallo di tempo dalla precedente variazione (la durata di tale intervallo di tempo può diminuire al crescere del miglioramento garantito dalla variazione). In questo modo, si evita di variare troppo di frequente la combinazione migliore dei pesi R_i garantendo una maggiore continuità (cioè evitando troppe discontinuità) alla analisi eseguita dal dispositivo DA di analisi.

In accordo con la forma di attuazione illustrata nella figura 8, il sensore 4 comprende un'unica piastra 6 conduttrice e quindi comprende un unico dispositivo M di rilevamento; in questo caso il dispositivo F combinatore è ovviamente assente ed il segnale IN proveniente dal dispositivo M di rilevamento viene direttamente fornito al dispositivo DA di analisi. Tale forma di attuazione può venire utilizzata quando si ha la certezza che l'unica piastra 6 conduttrice venga sempre disposta in prossimità del cuore dell'utente 5.

Nella forma di attuazione sopra descritta, il sensore 4 (o almeno le piastre 6 conduttrici del sensore 4) è integrato nello schienale del sedile 3 del guidatore di un veicolo 1; è chiaro che il sensore 4 può venire utilizzato anche in altri ambiti: ad esempio una piastra 6 conduttrice

del sensore 4 potrebbe essere integrata in un indumento indossato dall'utente 5 oppure potrebbe essere parte di un oggetto portatile che viene avvicinato manualmente al cuore dell'utente 5.

Il sensore 4 senza contatto sopra descritto presenta numerosi vantaggi.

In primo luogo, sensore 4 sopra descritto è di semplice ed economica realizzazione, in quanto prevede l'utilizzo di componenti che sono facilmente reperibili sul mercato a costi contenuti.

Inoltre, il sensore 4 sopra descritto è estremamente leggero e di facile ed immediata integrazione in un sedile di un veicolo. In particolare, le piastre 6 conduttrici presentano una dimensione contenuta, quindi la loro presenza all'interno dello schienale del sedile 3 non viene avvertita dall'utente 5 e non determina alcun peggioramento del confort dell'utente 5.

Infine, ma non meno importante, il sensore 4 sopra descritto è in grado di rilevare in modo molto preciso l'elettrocardiogramma dell'utente 5 anche quando la piastra 6 conduttrice (o le piastre 6 conduttrici) è (sono) ad una certa distanza dalla epidermide dell'utente 5 stesso (anche fino a 1-3 cm dalla epidermide dell'utente, quindi tranquillamente anche attraverso i vestiti indossati dall'utente 5).

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

1) Sensore (4) senza contatto per rilevare l'elettrocardiogramma di un utente (5); il sensore (4) comprende:

almeno una piastra (6) conduttrice atta a venire disposta in prossimità del cuore dell'utente (5); ed

un dispositivo (M) di rilevamento che è elettricamente collegato alla piastra (6) conduttrice ed ha la funzione di rilevare ed amplificare i segnali elettrici (HR) che sono generati dal muscolo cardiaco durante la pulsazione e vengono captati dalla piastra (6) conduttrice;

il sensore (4) è **caratterizzato dal fatto che** il dispositivo (M) di rilevamento comprende:

una maglia (L) che è elettricamente collegata alla piastra (6) conduttrice ed è atta ad auto-oscillare; ed

un blocco (BR) di controllo che pilota la maglia (L) per mantenere sempre la maglia (L) in una condizione di auto-oscillazione.

2) Sensore (4) secondo la rivendicazione 1, in cui l'auto-oscillazione della maglia (L) presenta una frequenza significativamente maggiore rispetto alla massima frequenza di pulsazione cardiaca.

3) Sensore (4) secondo la rivendicazione 1 o 2, in cui l'auto-oscillazione della maglia presenta una ampiezza che è una frazione, in particolare non superiore al 5-10%,

Matteo MACCAGNAN
(Iscrizione Albo N.987/BM)

della ampiezza del segnale (IN) di uscita del dispositivo (M) di rilevamento.

4) Sensore (4) secondo la rivendicazione 1, 2 o 3, in cui il dispositivo (M) di rilevamento comprende:

un blocco amplificatore (A) che è collegato in ingresso alla piastra (6) conduttrice e fornisce in uscita il segnale (IN) di uscita del dispositivo (M) di rilevamento; ed

un blocco attenuatore (G) che presenta una attenuazione variabile ed è disposto in parallelo ed in opposizione al blocco amplificatore (A) per formare con il blocco amplificatore (A) stesso la maglia (L);

in cui il blocco (BR) di controllo regola l'attenuazione del blocco attenuatore (G) per mantenere sempre la maglia (L) in una condizione di auto-oscillazione.

5) Sensore (4) secondo la rivendicazione 4, in cui il blocco (BR) di controllo, per mantenere sempre la maglia (L) in una condizione di auto-oscillazione, esegue un controllo in retroazione che mantiene il contenuto oscillatorio ad alta frequenza nel segnale (IN) di uscita del blocco amplificatore (A) pari ad un valore desiderato.

6) Sensore (4) secondo la rivendicazione 5, in cui il blocco (BR) di controllo comprende:

un blocco raddrizzatore (H) che riceve in ingresso il

Matteo MACCAGNAN
(Iscrizione Albo N.987/BM)

segnale (IN) di uscita del blocco amplificatore (A) e fornisce in uscita il segnale (IN) di uscita raddrizzato;

un filtro (C1) passa-alto che taglia le frequenze inferiori alla frequenza di auto-oscillazione della maglia (L) e filtra il segnale di uscita del blocco raddrizzatore (H) per determinare il contenuto oscillatorio ad alta frequenza del segnale (IN) di uscita del blocco amplificatore A;

un blocco di riferimento (REF) che genera una tensione (V_{REF}) di riferimento corrispondente al valore desiderato del contenuto oscillatorio ad alta frequenza; ed

un blocco sottrattore (D) che genera un segnale di controllo (Re) dell'attenuazione del blocco attenuatore (G) confrontando la tensione (V_{REF}) di riferimento con il contenuto oscillatorio ad alta frequenza determinato dal filtro (C1) passa-alto.

7) Sensore (4) secondo una delle rivendicazioni da 1 a 6, in cui il dispositivo (M) di rilevamento comprende un filtro (C2) passa-basso che taglia le frequenze superiori alla massima frequenza di pulsazione cardiaca ed è disposto a valle della maglia (L) e del blocco (BR) di controllo.

8) Sensore (4) secondo una delle rivendicazioni da 1 a 7 e comprendente un dispositivo (DA) di analisi che è direttamente collegato all'uscita del dispositivo (M) di rilevamento ed analizza il segnale (IN) di uscita del

Matteo MACCAGNAN
(Iscrizione Albo N.987/BM)

dispositivo (M) di rilevamento per determinare i parametri cardiaci desiderati.

9) Sensore (4) secondo una delle rivendicazioni da 1 a 7 e comprendente:

una pluralità di piastre (6_i) conduttrici;

una pluralità di dispositivi (M_i) di rilevamento, ciascuno dei quali è elettricamente collegato ad una corrispondente piastra (6_i) conduttrice; ed

un dispositivo (F; F1) combinatore che riceve in ingresso tutti i segnali (IN_i) di uscita forniti dai dispositivi (M_i) di rilevamento e li combina tra loro per determinare un segnale (V_0) combinato che rappresenta il miglior segnale possibile per determinare l'elettrocardiogramma dell'utente (5).

10) Sensore (4) secondo la rivendicazione 9, in cui le piastre (6_i) conduttrici sono disposte secondo uno schema equidistribuito in una area che copre tutte le posizioni in cui si può trovare il cuore dell'utente (5) tenendo conto della variabilità dell'altezza e della corporatura.

11) Sensore (4) secondo la rivendicazione 9 o 10 e comprendente un dispositivo (DA) di analisi che è direttamente collegato all'uscita del dispositivo (F; F1, F2) combinatore ed analizza il segnale (V_0) combinato per determinare i parametri cardiaci desiderati.

12) Sensore (4) secondo la rivendicazione 9, 10 o 11,

Matteo MACCAGNAN
(Iscrizione Albo N.987/BM)

in cui segnale (V_0) combinato è una combinazione lineare dei segnali (IN_i) di uscita forniti dai dispositivi (M_i) di rilevamento seguente la seguente equazione:

$$V_0 = \sum IN_i \cdot R_i = IN_1 \cdot R_1 + IN_2 \cdot R_2 + \dots + IN_n \cdot R_n$$

V_0 segnale combinato;

IN_i segnali di uscita forniti dai dispositivi (M_i) di rilevamento;

R_i pesi che possono assumere tre valori: +1,0,-1.

13) Sensore (4) secondo la rivendicazione 12, in cui il dispositivo (F; F1, F2) combinatore comprende un blocco (MX) di permutazione che testa ciclicamente tutte le possibili combinazioni dei pesi (R_i) per trovare la combinazione ottimale dei pesi (R_i) che permette di ottenere il migliore segnale (V_0) combinato.

14) Sensore (4) secondo la rivendicazione 13, in cui il dispositivo (F; F1, F2) combinatore comprende un blocco (R) riconoscitore di QRS che analizza il segnale (V_0) combinato e restituisce un valore (W) numerico proporzionale alla corrispondenza del segnale (V_0) combinato con una onda QRS; il migliore segnale (V_0) combinato è il segnale (V_0) combinato che presenta il maggiore valore (W) numerico restituito dal blocco (R) riconoscitore di QRS.

Matteo MACCAGNAN
(Iscrizione Albo N.987/BM)

15) Sensore (4) secondo la rivendicazione 13 o 14 e comprendente:

un primo dispositivo (F2) combinatorio che determina la combinazione ottimale dei pesi (R_i) che permette di ottenere il migliore segnale (V_0) combinato; ed

un secondo dispositivo (F1) combinatorio che utilizza la combinazione ottimale dei pesi (R_i) determinata dal primo dispositivo (F2) combinatorio per determinare il segnale (V_0) combinato.

16) Veicolo (1) comprendente un abitacolo (2) provvisto di almeno un sedile (3) in cui è integrato un sensore (4) senza contatto per rilevare l'elettrocardiogramma di un utente (5); il veicolo (1) è **caratterizzato dal fatto che** il sensore (4) è realizzato secondo una delle rivendicazioni da 1 a 15.

p.i.: FERRARI S.P.A.

Matteo MACCAGNAN

Matteo MACCAGNAN
(Iscrizione Albo N.987/BM)

TITLE: "NON-CONTACT SENSOR FOR DETECTING THE ELECTROCARDIOGRAM OF A USER"

C L A I M S

1) A non-contact sensor (4) for detecting the electrocardiogram of a user (5); the sensor (4) comprises:

at least one conducting plate (6) suited to be arranged in proximity to the the heart of the user (5); and

a detecting device (M), which is electrically connected to the conducting plate (6) and has the function of detecting and amplifying the electrical signals (HR) which are generated by the cardiac muscle during the pulsation and are picked up by the conducting plate (6);

the sensor (4) is **characterised in that** the detecting device (M) comprises:

a mesh (L), which is electrically connected to the conducting plate (6) and is suited to self-oscillate; and

a control block (BR), which controls the mesh (L), so as to always keep the mesh (L) in a condition of self-oscillation.

2) A sensor (4) according to claim 1, wherein the self-oscillation of the mesh (L) presents a frequency which is significantly higher than the maximum cardiac pulsation frequency.

3) A sensor (4) according to claim 1 or 2, wherein the self-oscillation of the mesh presents an amplitude which is

a fraction, in particular not higher than 5-10%, of the amplitude of the output signal (IN) of the detecting device (M).

4) A sensor (4) according to claim 1, 2 or 3, wherein the detecting device (M) comprises:

an amplifier block (A), which is connected at the inlet to the conducting plate (6) and provides as an output the output signal (IN) of the detecting device (M); and

an attenuator block (G), which presents a variable attenuation and is arranged in parallel and in opposition to the amplifier block (A), so as the form, together with the amplifier block (A), the mesh (L);

wherein the control block (BR) adjusts the attenuation of the attenuator block (G), so as to always keep the mesh (L) in a condition of self-oscillation.

5) A sensor (4) according to claim 4, wherein the control block (BR), in order to always keep the mesh (L) in a condition of self-oscillation, performs a feedback control, which keeps the high frequency oscillating content in the output signal (IN) of the amplifier block (A) equal to a desired value.

6) A sensor (4) according to claim 5, wherein the control block (BR) comprises:

a rectifier block (H), which receives at the inlet the output signal (IN) of the amplifier block (A) and provides

as an output the rectified outlet signal (IN);

a high-pass filter (C1), which cuts those frequencies which are lower than the self-oscillation frequency of the mesh (L) and filters the output signal of the rectifier block (H), so as to determine the high frequency oscillating content of the output signal (IN) of the amplifier block (A);

a reference block (REF), which generates a reference voltage (V_{REF}) corresponding to the desired value of the high frequency oscillating content; and

a subtracter block (D), which generates a control signal (Re) of the attenuation of the attenuator block (G) by comparing the reference voltage (V_{REF}) with the high frequency oscillating content determined by the high-pass filter (C1).

7) A sensor (4) according to any of the claims from 1 to 6, wherein the detecting device (M) comprises a low-pass filter (C2), which cuts those frequencies which are higher than the maximum cardiac pulsation frequency and is arranged downstream of the mesh (L) and of the control block (BR).

8) A sensor (4) according to any of the claims from 1 to 7 and comprising an analysis device (DA), which is directly connected to the output of the detecting device (M) and analyses the output signal (IN) of the detecting

device (M), so as to determine the desired cardiac parameters.

9) A sensor (4) according to any of the claims from 1 to 7 and comprising:

a plurality of conducting plates (6_i);

a plurality of detecting devices (M_i), each of which is electrically connected to a corresponding conducting plate (6_i); and

a combining device (F; F1), which receives at the inlet all the output signals (IN_i) provided by the detecting devices (M_i) and combines them, so as to determine a combined signal (V_0), which represents the best signal possible for determining the electrocardiogram of the user (5).

10) A sensor (4) according to claim 9, wherein the conducting plates (6_i) are arranged according to an equally distributed scheme in an area which covers all the positions in which the heart of the user (5) may be located, taking into account the variability of the height and of the build.

11) A sensor (4) according to claim 9 or 10 and comprising an analysis device (DA), which is directly connected to the output of the combining device (F; F1, F2) and analyses the combined signal (V_0), so as to determine the desired cardiac parameters.

12) A sensor according to claim 9, 10 or 11, wherein the combined signal (V_0) is a linear combination of the output signals (IN_i) provided by the detecting devices (M_i) following the following equation:

$$V_0 = \sum IN_i \cdot R_i = IN_1 \cdot R_1 + IN_2 \cdot R_2 + \dots + IN_n \cdot R_n$$

V_0 combined signal;

IN_i output signals provided by the detecting devices (M_i);

R_i weights which can assume three values: +1,0,-1.

13) A sensor (4) according to claim 12, wherein the combining device (F; F1, F2) comprises a permutation block (MX), which cyclically tests all the possible combinations of the weights (R_i), in order to find the optimal combination of the weights (R_i), which allows the achievement of the best combined signal (V_0).

14) A sensor (4) according to claim 13, wherein the combining device (F; F1, F2) comprises a QRS recognising block (R), which analyses the combined signal (V_0) and returns a numeric value (W), which is proportional to the correspondence of the combined signal (V_0) to a QRS wave; the best combined signal (V_0) is the combined signal (V_0) which presents the highest numeric value (W) returned by the QRS recognising block (R).

15) A sensor (4) according to claim 13 or 14, and comprising:

a first combining device (F2), which determines the optimal combination of the weights (R_i), which allows the achievement of the best combined signal (V_0); and

a second combining device (F1), which uses the optimal combination of the weights (R_i) determined by the first combining device (F2) in order to determine the combined signal (V_0).

16) A vehicle (1) comprising a passenger compartment (2) provided with at least one seat (3), in which a non-contact sensor (4) is integrated, so as to detect the electrocardiogram of a user (5); the vehicle (1) is **characterised in that** the sensor (4) is manufactured according to any of the claims from 1 to 15.

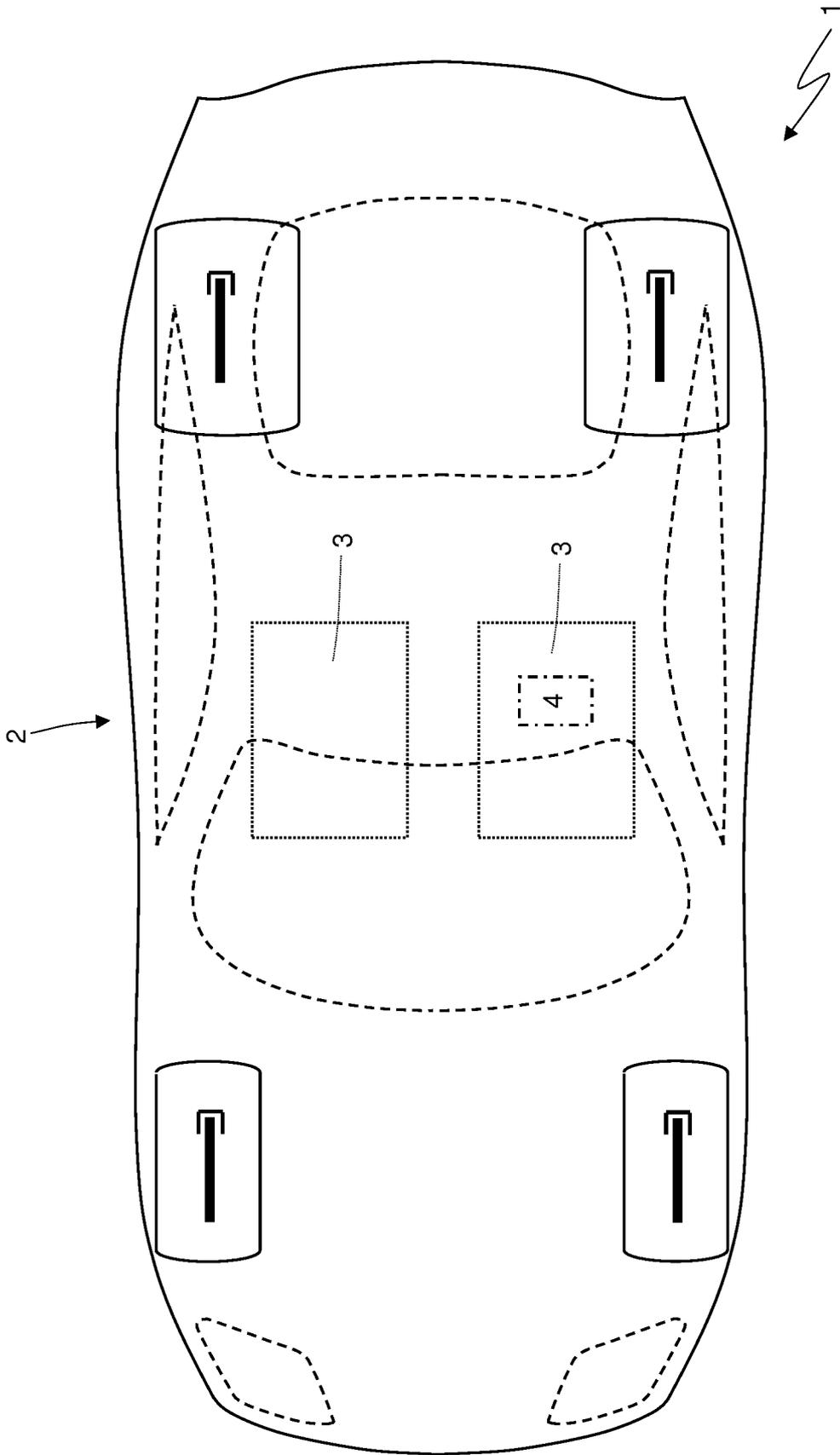


Fig. 1

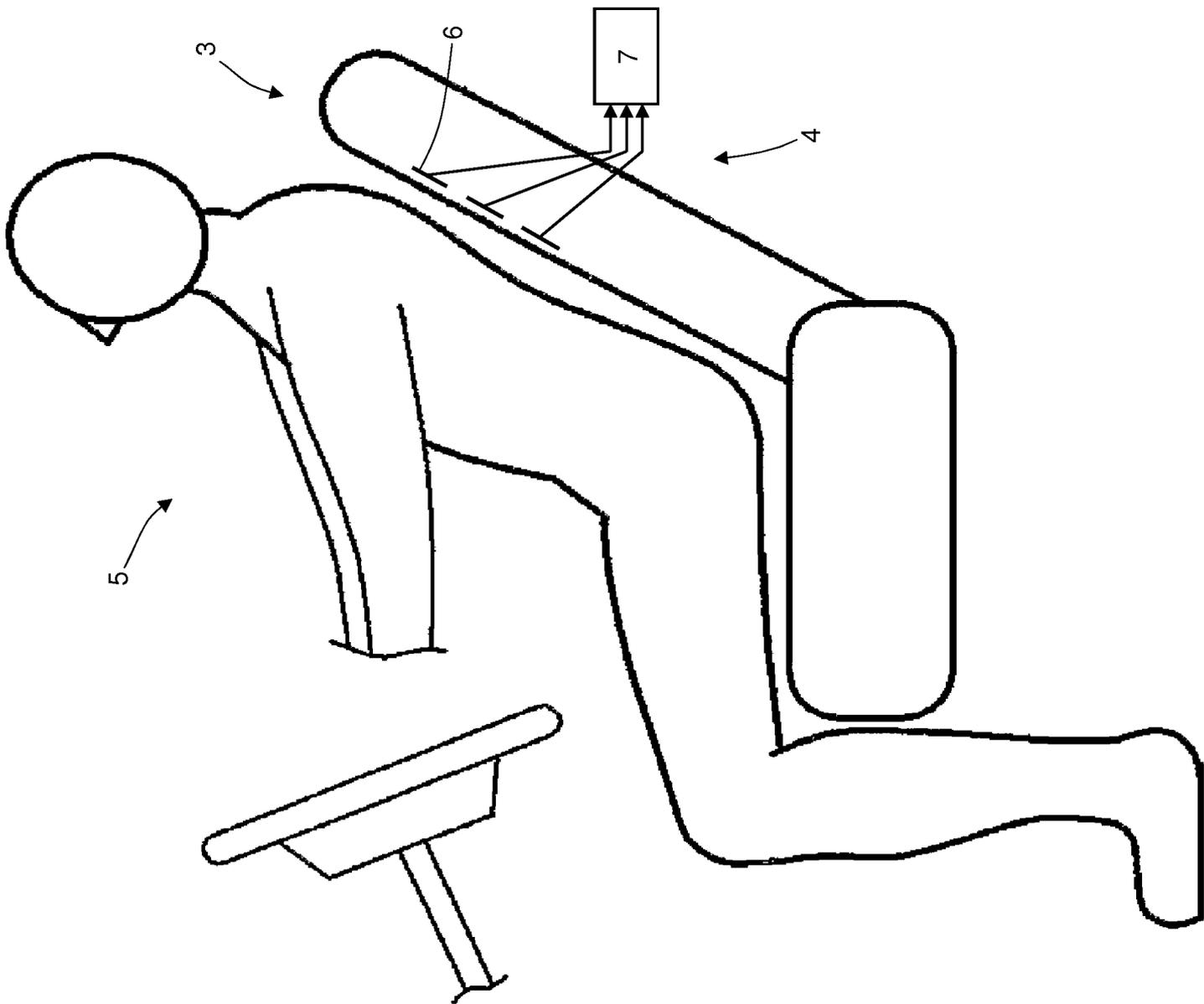


Fig. 2

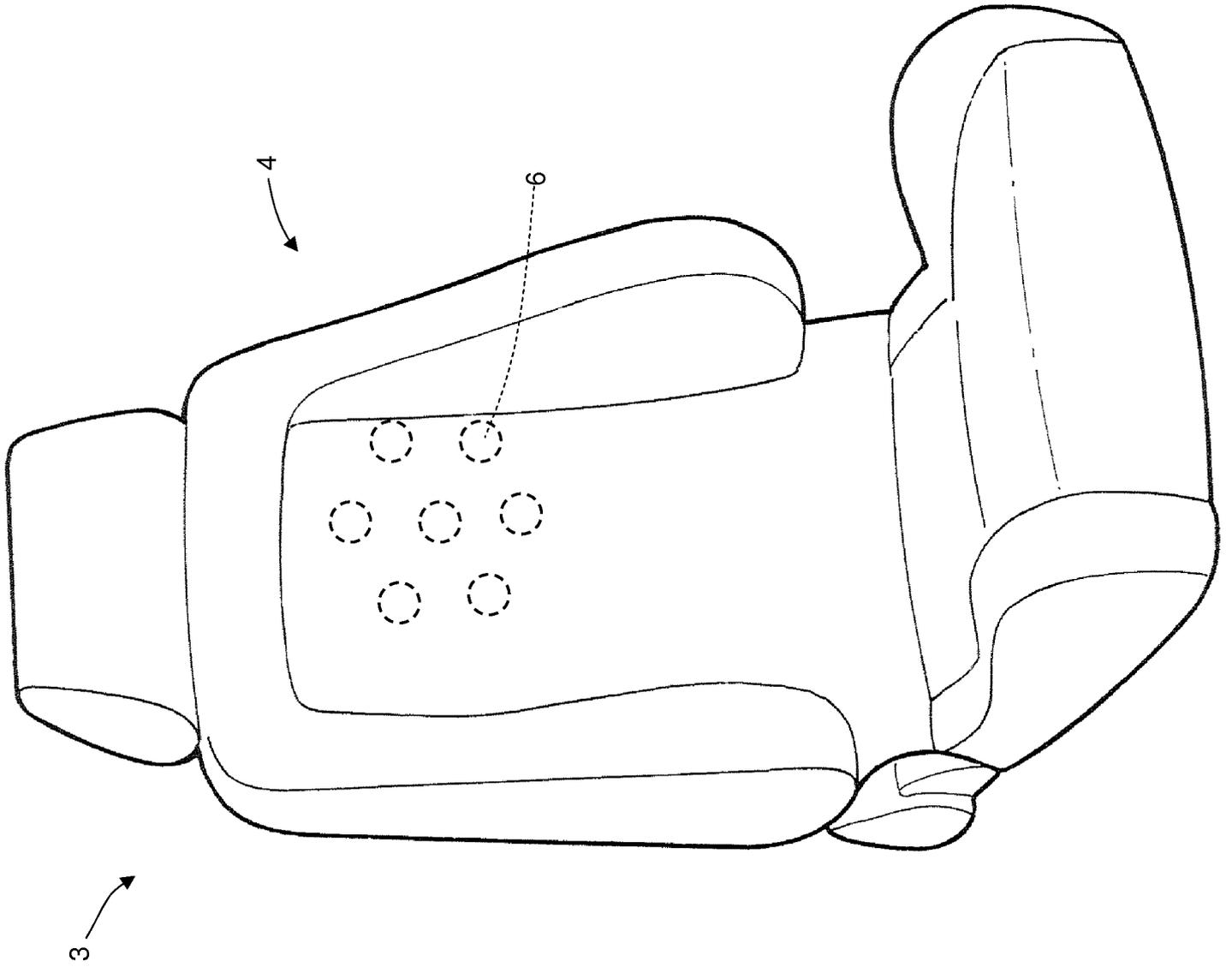


Fig. 3

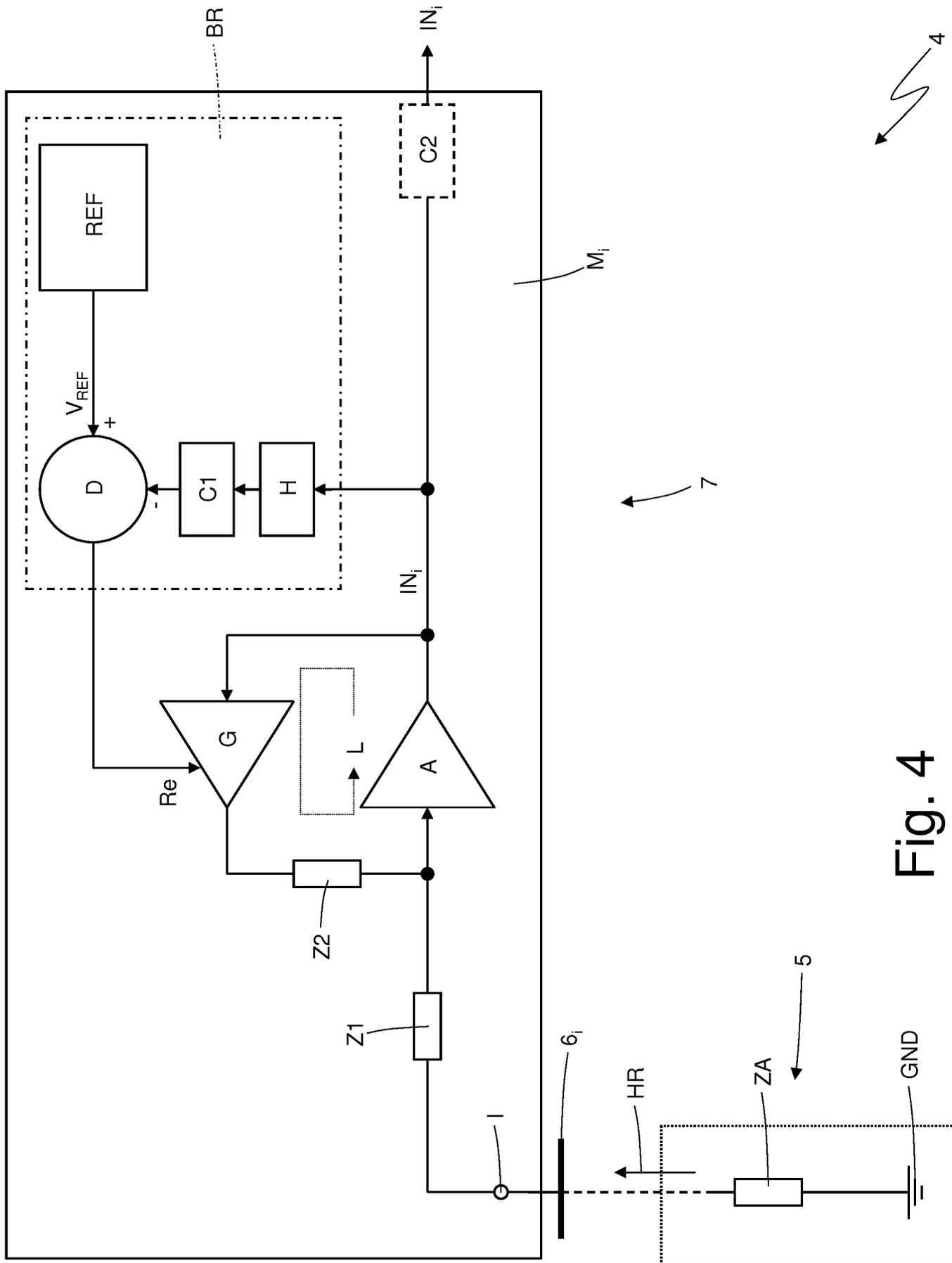


Fig. 4

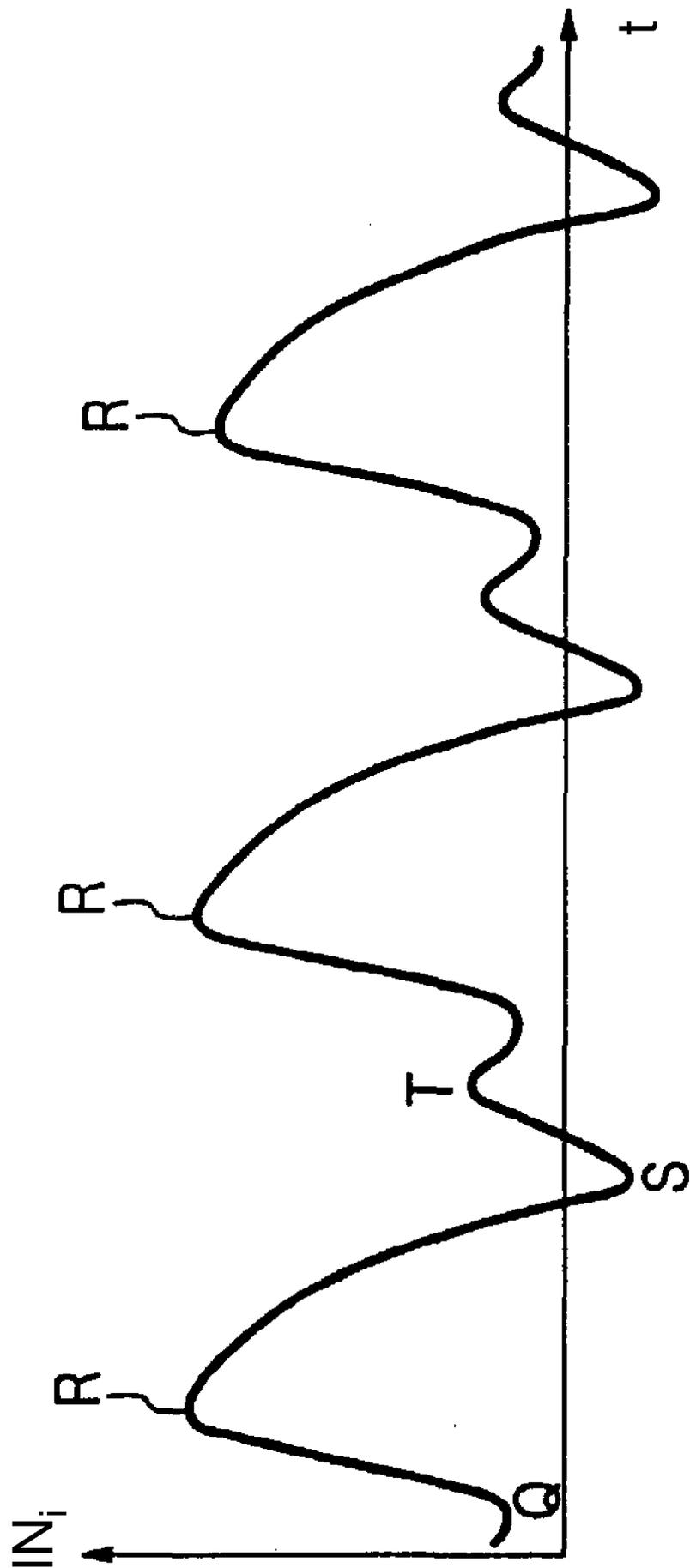
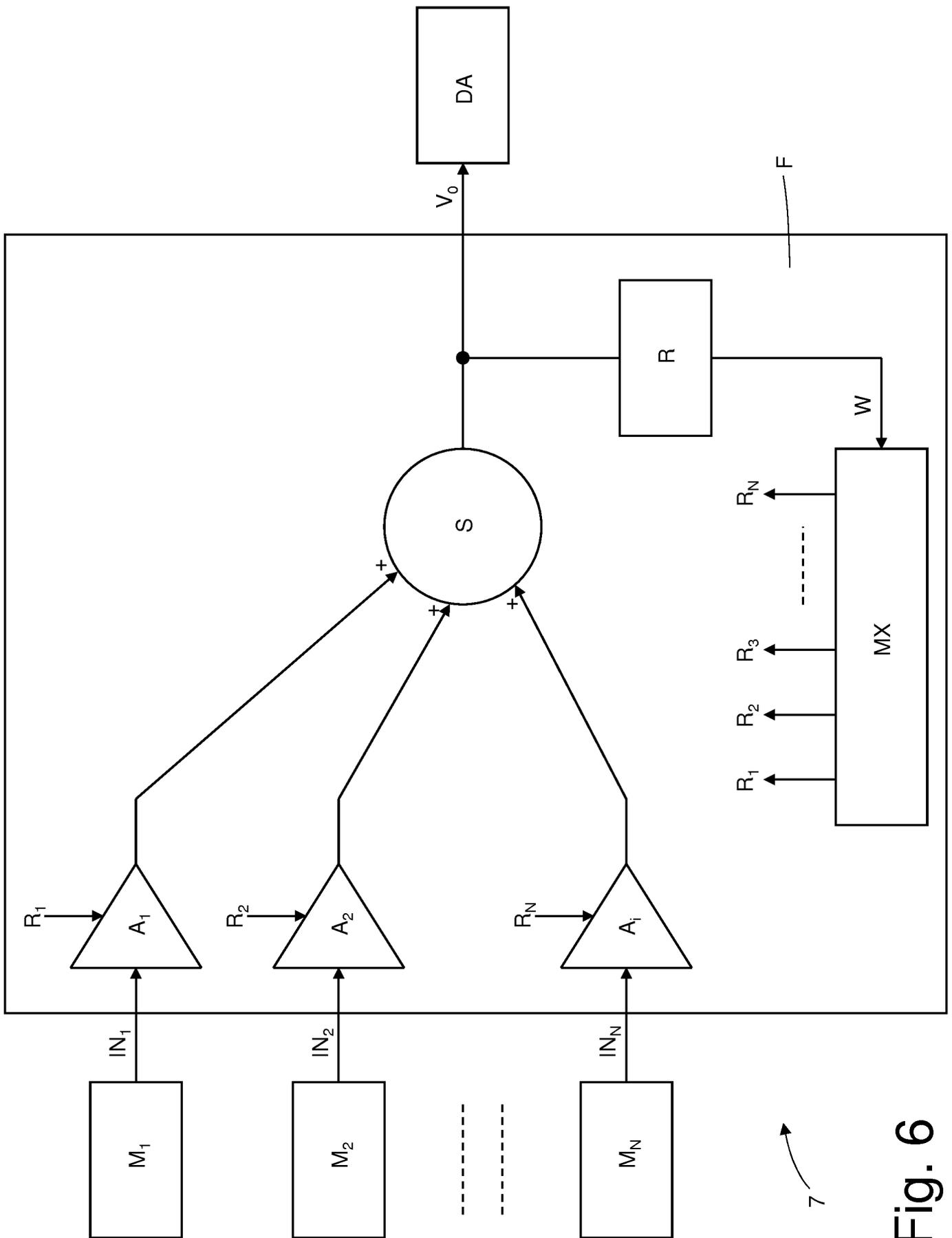


Fig. 5

p.i.: FERRARI S.P.A.

Matteo MACCAGNAN
(Iscrizione Albo N.987/BM)



7

Fig. 6

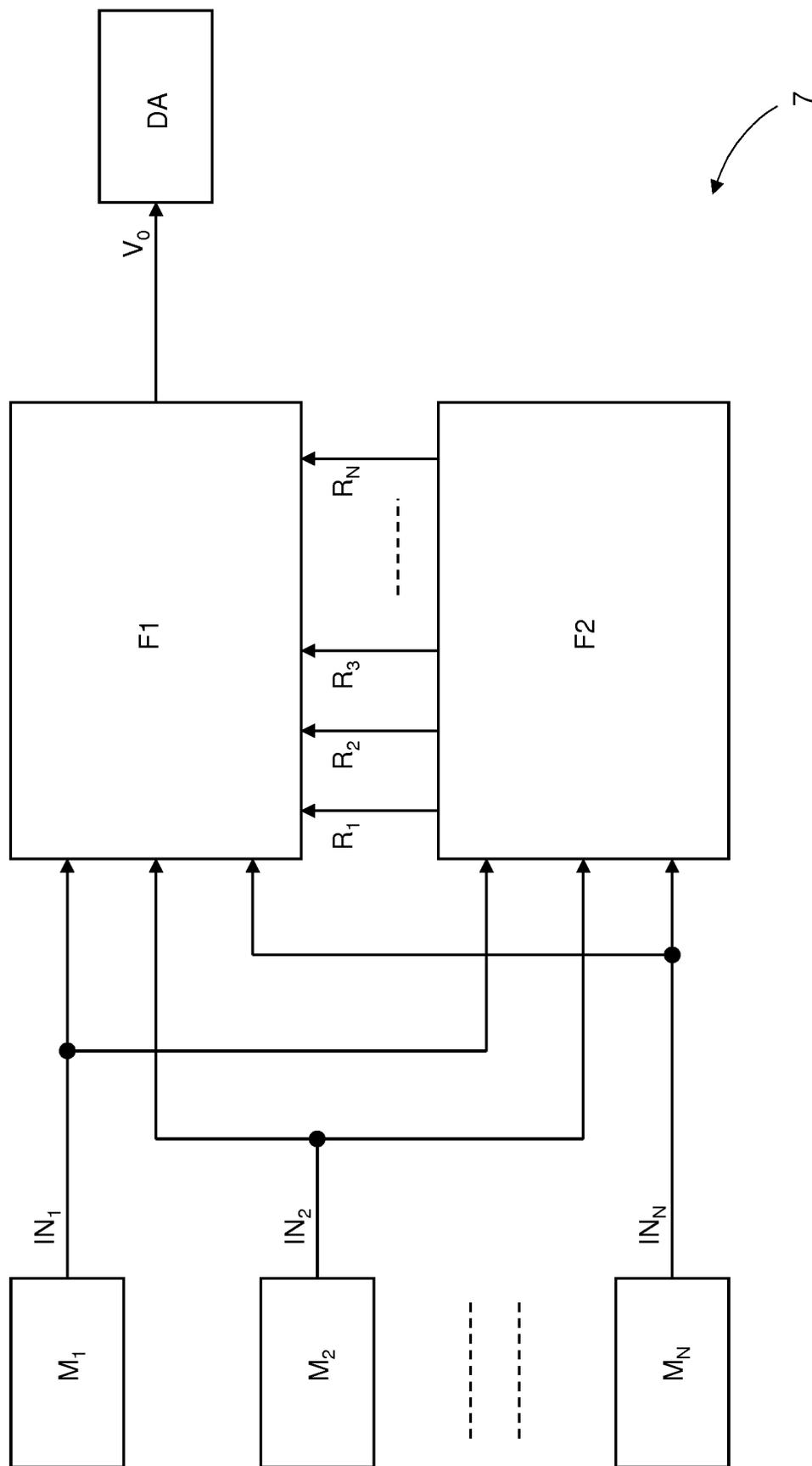


Fig. 7

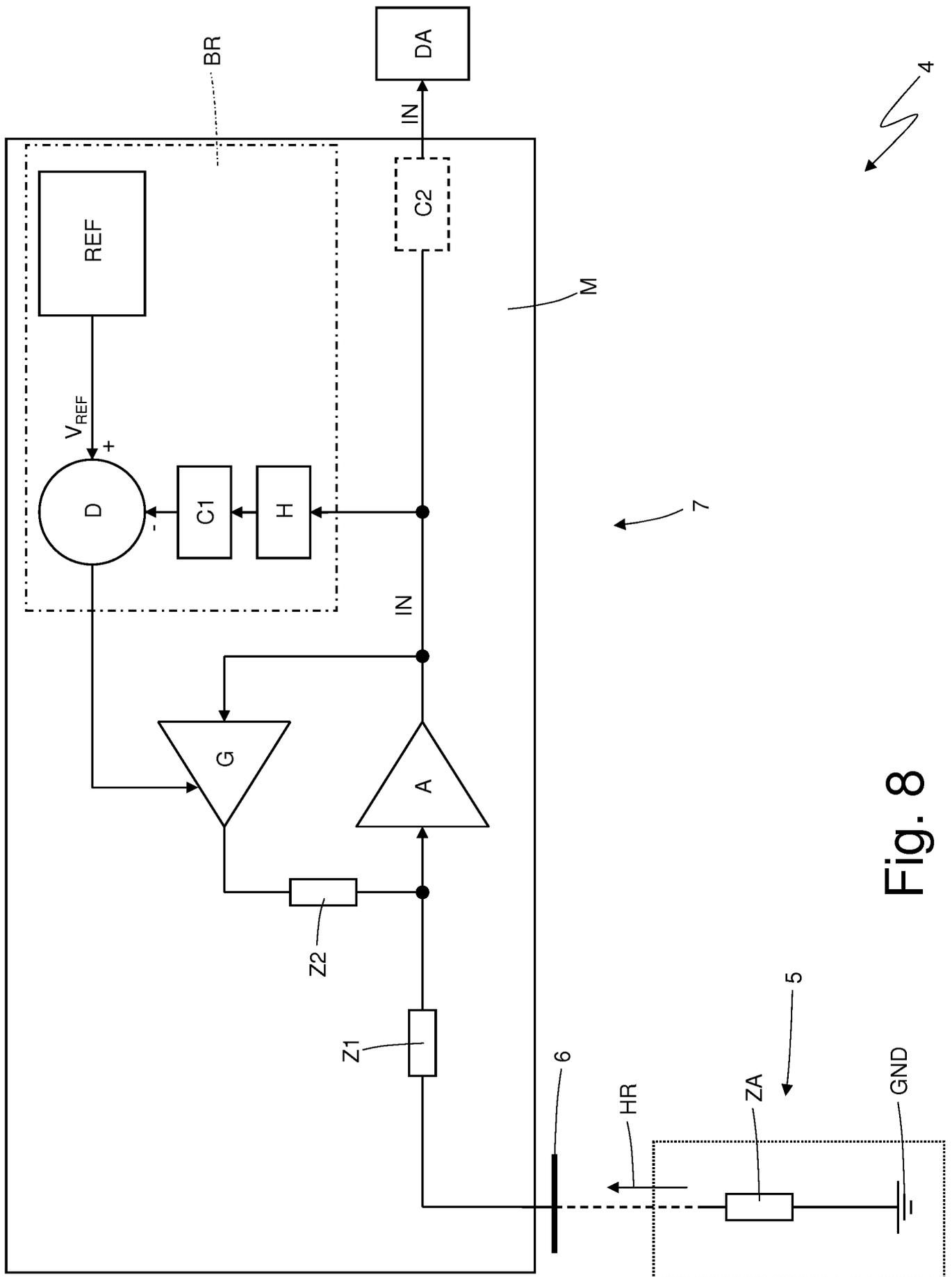


Fig. 8