

República Federativa do Brasil
Ministério do Desenvolvimento, Indústria
e do Comércio Exterior
Instituto Nacional da Propriedade Industrial.

(21) **PI 1004967-3 A2**

(22) Data de Depósito: 03/12/2010
(43) Data da Publicação: 19/03/2013
(RPI 2202)



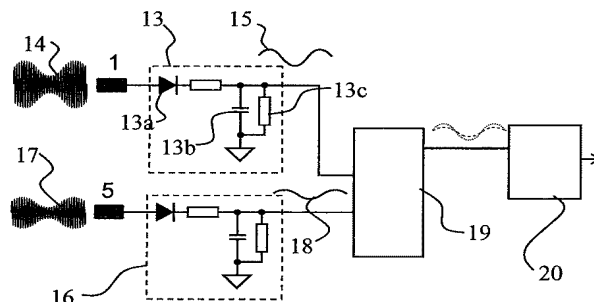
(51) *Int.Cl.:*
A61B 6/03
A61B 5/0408
A61B 5/053

(54) **Título:** MÉTODO E APARATO PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS PARA TIMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

(73) **Titular(es):** Timpel S.A.

(72) **Inventor(es):** Celso Gonzalez Lima, Edward Lazo Maktura

(57) **Resumo:** MÉTODO E APARATO PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS PARA TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA. O método da invenção compreende as etapas de injetar um sinal alternado AC (portadora) em pelo menos um eletrodo posicionado sobre a pele do paciente em uma região de interesse, medir o sinal induzido em ao menos um eletrodo, extrair pelo menos uma envoltória do sinal medido e determinar a diferença entre dita envoltória e um sinal de referência. A referida envoltória pode ser extraída mediante demodulação do sinal medido, podendo ser esta demodulação efetuada por meio de um diodo retificador associado, numa concretização preferida, a um filtro RC. O sinal de referência poderá ser a envoltória correspondente ao sinal demodulado de outro eletrodo, o sinal injetado, o terra ou um valor fixo de tensão.



“MÉTODO E APARATO PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS PARA TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA”

Campo da invenção

Refere-se a presente invenção ao campo da tomografia por impedância elétrica e, mais particularmente, ao tratamento dos sinais medidos através dos eletrodos posicionados em contato com a pele do paciente.

Resumo do estado da técnica

A tomografia por impedância elétrica é uma técnica conhecida e largamente utilizada, consistindo no posicionamento de uma pluralidade de eletrodos ao redor de uma região do corpo do paciente, como por exemplo de seu tórax, na injeção de sinais elétricos de excitação acompanhada da medida nos demais eletrodos dos sinais induzidos, de modo a gerar um mapa indicativo da impedância, através do qual é possível determinar parâmetros respiratórios e de hemodinâmica do paciente, e gerar imagens que representam estes parâmetros.

Em cada ciclo de medição os eletrodos de excitação são seqüenciados de modo a incluir a maioria ou todos os eletrodos instalados ao redor da região de interesse, sendo tipicamente utilizados sistemas com 16 ou 32 eletrodos. Em geral são gerados de 20 a 50 ciclos de medição por segundo (imagens por segundo), e utilizados sinais de excitação alternados com frequência tipicamente entre 10kHz e 2,5 MHz. Estas características permitem que aparatos de Tomografia por Impedância Elétrica capturem bem as principais características da hemodinâmica e da respiração de pacientes humanos, que são fenômenos com frequência tipicamente da ordem de 1 a 4 Hz no caso dos batimentos cardíacos e inferiores a 1 Hz na respiração.

De acordo com as técnicas conhecidas, um sinal elétrico alternado é injetado entre pelo menos dois eletrodos, induzindo sinais também alternados que são medidos nos demais eletrodos. Através das diferenças entre o sinal injetado e os sinais medidos, e entre os próprios sinais medidos,

seguida de técnicas de processamento digital de sinais, constrói-se um mapa representativo das impedâncias da região de interesse. É fundamental notar que esta técnica pressupõe que os sinais alternados induzidos que foram medidos nos eletrodos estão sincronizados entre si e também com o sinal injetado, o que raramente ocorre pois os materiais atravessados por cada um destes sinais não possuem composição uniforme, podendo apresentar variações de impedância tanto no componente resistivo como no componente reativo. Assim sendo, as fases dos sinais medidos devem ser compensadas pelo equipamento para a construção do mapa de impedâncias.

10 Dado o fato de cada ciclo de medição compreender uma pluralidade de etapas, diferindo estas pelo fato de ser a referida injeção efetuada em eletrodos diferentes em cada etapa, o equipamento deverá proceder a um contínuo ajuste das fases dos sinais medidos no transcorrer do referido ciclo, impondo uma complexidade significativa aos aparatos de Tomografia por Impedância Elétrica, tanto do ponto de vista de calibração do
15 circuito e sintonia como de capacidade de processamento.

Ademais, os valores do ajuste das fases dependem da frequência do sinal injetado, tornando complexo este ajuste quando se utiliza mais de uma frequência para a geração do mapa de impedâncias.

20 **Objetivos da invenção**

Em vista do exposto, tem a presente invenção o objetivo de prover um método e um aparato para realização tomografias por impedância elétrica, mediante a injeção em sucessivos pares de eletrodos, de uma corrente alternada de alta frequência, medida das tensões induzidas nos demais
25 eletrodos e extração dos sinais de baixa frequência indicativos das atividades hemodinâmica e respiratória.

Outro objetivo consiste no provimento de um método de extração dos sinais de baixa frequência que dispense o ajuste de fase inerente aos métodos tradicionais de Tomografia por Impedância Elétrica, que

atualmente pressupõe o sincronismo entre os sinais induzidos e injetado.

Mais outro objetivo consiste no provimento de um método e aparato em que a mudança de frequência do sinal injetado não implique ajustes no dispositivo de extração dos sinais de baixa frequência.

5 **Descrição resumida da invenção**

Os objetivos acima, bem como outros, são atingidos pela invenção mediante um método que compreende as seguintes etapas:

- Injeção de um sinal alternado AC (portadora), através de eletrodos posicionados acerca da região de interesse do corpo de um paciente;
- 10 • medida do sinal de AC induzido em ao menos um eletrodo;
- Demodulação do dito sinal de AC medido para a extração de ao menos uma envoltória, por meio de retificação e filtragem opcional;
- Identificação da diferença entre o sinal demodulado e um sinal de referência, de forma a prover os dados para a determinação do mapa de impedância correspondente à região de interesse.
- 15

De acordo com outra característica da invenção, após a dita retificação é extraída pelo menos uma envoltória do sinal de AC medido.

De acordo com outra característica da invenção, dita extração da envoltória é provida pela filtragem do dito sinal demodulado.

20 De acordo com outra característica da invenção, o método compreende, adicionalmente, a identificação da diferença entre dita envoltória e um sinal de referência.

De acordo com outra característica da invenção, o sinal de referência é o sinal medido num outro eletrodo.

25 De acordo com outra característica da invenção, o sinal de referência é o sinal injetado.

De acordo com outra característica da invenção, o sinal de referência é o terra ou um valor fixo de tensão.

De acordo com outra característica da invenção, a frequência

da portadora pode ser variada em função das características anatômicas do paciente.

De acordo com outra característica da invenção, a injeção de sinal é feita em um eletrodo ou simultaneamente em mais de um eletrodo.

5 De acordo com outra característica da invenção, a injeção do sinal é feita sucessivamente em eletrodos posicionados no corpo de forma a perfazer um ciclo de medição em volta da região de interesse.

De acordo com outra característica da invenção, pelo menos um eletrodo não é utilizado para injeção do sinal para se perfazer o ciclo de
10 medição em volta da região de interesse.

De acordo com outra característica da invenção, a diferença entre dita envoltória e o sinal de referência é provida pela subtração dos sinais através de circuito eletrônico analógico.

De acordo com outra característica da invenção, diferença
15 entre dita envoltória e o sinal de referência é provida pela subtração dos sinais através de processamento digital de sinais.

De acordo com outra característica da invenção, as medidas dos sinais induzidos nos eletrodos ocorrem simultaneamente.

De acordo com outra característica da invenção, o aparato para
20 aquisição de sinais de tomografia por impedância elétrica compreende pelo menos uma fonte de corrente, pelo menos um circuito de demodulação por canal, pelo menos um circuito para subtração analógica entre o sinal demodulado e um sinal de referência e pelo menos um circuito para conversão analógica para digital (A/D) da resultante da subtração entre o sinal
25 demodulado e um sinal de referência.

De acordo com outra característica da invenção, a fonte de corrente geradora do sinal de injeção é do tipo *single ended*.

De acordo com outra característica da invenção, a fonte de corrente geradora do sinal de injeção é do tipo bipolar.

De acordo com outra característica da invenção, cada eletrodo possui uma fonte de corrente correspondente.

De acordo com outra característica da invenção, as capacitâncias fixas do circuito são compensadas mediante ao menos um
5 circuito Conversor Negativo de Impedância (NIC - Negative Impedance Converter).

De acordo com outra característica da invenção, ditas capacitâncias fixas são as capacitâncias de entrada do amplificador operacional.

10 De acordo com outra característica da invenção, ditas capacitâncias fixas serem as capacitâncias da chave analógica.

De acordo com outra característica da invenção, o circuito de demodulação compreende um diodo retificador.

15 De acordo com outra característica da invenção, o circuito de demodulação compreende um diodo retificador e um filtro RC.

De acordo com outra característica da invenção, o circuito de demodulação provê um *offset* para o diodo retificador, seja um offset positivo ou negativo.

20 De acordo com outra característica da invenção, cada canal recebe sinais correspondentes a mais de um eletrodo.

Descrição das figuras

As demais características e vantagens da presente invenção ficarão mais evidentes mediante a descrição de uma concretização preferida, dada como exemplo e não em um sentido de limitação, e das figuras que a ela
25 se referem, nas quais:

A figura 1 ilustra, de maneira esquemática, o posicionamento dos eletrodos na superfície de uma região de interesse de um paciente.

A figura 2 ilustra o circuito que efetua o tratamento dos sinais captados por dois eletrodos.

As figuras 3 a 8 ilustram as formas de onda de sinal, correspondentes a várias etapas do tratamento do sinal captado por dois eletrodos.

A figura 9 exemplifica um circuito dotado de características adicionais, para efetuar o processamento do sinal captado por um dos eletrodos.

Descrição detalhada da invenção

Reportando-se, agora, à Fig. 1, encontra-se ilustrada de maneira esquemática a aplicação de uma pluralidade de eletrodos 12 ao redor de uma região de interesse de um paciente 11, de acordo com técnicas conhecidas. No presente exemplo, utilizam-se 32 eletrodos, referenciados sequencialmente com os números 1, 2, 3, etc., ficando entendido que a invenção é aplicável a um número diferente de eletrodos, os quais poderão estar distribuídos de forma uniforme ou não.

Segundo princípios conhecidos e expostos em documentos anteriores, tais como, por exemplo, US4617939, US5311878, US5626146, US5807251 e US5919142, injeta-se em pelo menos um dos eletrodos uma corrente de excitação e procede-se a medida das tensões induzidas nos demais eletrodos. Nas concretizações anteriores mais comumente utilizadas, aplica-se a corrente entre um par de eletrodos adjacentes e mede-se a tensão entre os demais pares de eletrodos adjacentes.

Mesmo que resultados aceitáveis tenham sido obtidos com a técnica acima referida, pode-se utilizar configurações nas quais a corrente de excitação é aplicada a eletrodos não adjacentes, intercalando-se entre os eletrodos de excitação um, dois ou mais eletrodos, o mesmo podendo ocorrer com os eletrodos de medida. Tais configurações são designadas pelo termo em língua inglesa *interleave*.

Para *interleave* três, por exemplo, o aparelho injeta corrente alternada AC nos eletrodos 1 e 5 e faz a medida **simultânea** dos sinais

induzidos nos demais pares de eletrodos (2-6; 3-7; 4-8; 6-9;7-10...).

Em seguida injeta corrente AC nos eletrodos 2 e 6 e novamente faz a medida **simultânea** dos sinais induzidos nos demais pares de eletrodos (1-5; 3-7; 4-8; 6-9;7-10...), e assim por diante, até completar um

5 ciclo de medição ao redor da região de interesse.

A Fig. 2 mostra, de forma esquemática, os elementos do circuito relacionados com o tratamento dos sinais medidos pelos eletrodos 1 e 5. Segundo ilustrado, o sinal alternado 14 medido pelo eletrodo 1 é introduzido no conjunto de componentes 13, que compreende um diodo

10 retificador 13a e o filtro RC constituído pelo capacitor 13b e o resistor 13c. A saída do conjunto 13 é a envoltória 15 do sinal original, sendo que, no presente exemplo, se trata da envoltória superior. O sinal 17 captado pelo eletrodo 5 é submetido a tratamento idêntico pelo conjunto 16, resultando o

15 sinal 18, que é a envoltória superior do sinal 17 originalmente medido. Este sinal é utilizado como referência na etapa seguinte do tratamento de sinais, realizada pelo amplificador de instrumentação (com ou sem ganho programável) 19, consistindo esta etapa na identificação da diferença entre os

20 sinais 15 e 18, obtida, por exemplo, subtraindo-se o sinal de referência 18 do sinal 15. O resultado dessa subtração é então encaminhado ao conversor A-D

20, sendo a saída digitalizada enviada para processamento por um controlador (não ilustrado).

As figuras 3 a 8 ilustram os sinais correspondentes às diversas fases do método proposto. Na Fig. 3, está ilustrada a onda (portadora) em alta

25 frequência 14 (acima de 10kHz, preferivelmente de 75kHz ou superior) medida pelo eletrodo 1. Após a retificação de meia onda, obtém-se as semi-senóides ilustradas na Fig. 4, que, após filtragem, fornecem a envoltória 15 conforme Fig. 5. A Fig. 6 ilustra a onda em alta frequência 17 medida pelo eletrodo 5, a qual, após retificação e filtragem, resulta na envoltória 18 vista na Fig. 7. A Fig. 8 ilustra a superposição das referidas envoltórias,

correspondendo a linha cheia à envoltória 15 e a linha tracejada à envoltória 18. A envoltória 15 e a envoltória 18, que neste caso corresponde ao sinal de referência, são entradas ao bloco 19, cuja saída é um sinal resultante correspondente à diferença entre os sinais de entrada 15 e 18. Vale notar que as envoltórias 15 e 18 extraídas dos sinais 14 e 17 são no caso ilustrado envoltórias superiores, podendo, alternativamente, ser envoltórias inferiores ou mesmo uma combinação entre as envoltórias superiores e inferiores.

Por oportuno, ressalte-se que no método proposto não é necessária qualquer compensação de uma eventual diferença de fase entre os sinais de alta frequência medidos pelos eletrodos 1 e 5, uma vez que os sinais de interesse são as envoltórias 15 e 18, as quais não são afetadas, ou minimamente afetadas pela referida diferença de fase. Ademais, tendo em conta que os sinais de interesse são as envoltórias e não a portadora, a frequência desta poderá ser adaptada às condições ou constituição física do paciente de modo a otimizar a operação do sistema.

A geração do sinal injetado no paciente pode ser feita por meio de circuitos conhecidos, tais como uma fonte de corrente single ended, ou bipolar. Outrossim, poderá ser utilizada uma única fonte para todo o sistema, ou fontes individuais para cada eletrodo, caso em que serão dispensados os elementos comutadores entre a fonte e cada eletrodo.

No diagrama da Fig. 2, cada canal de tratamento de sinal 13 ou 16, recebe o sinal de um único eletrodo, respectivamente 1 ou 5. Todavia, cada canal poderá receber o sinal de mais de um eletrodo, sendo o sinal adicional aquele proveniente de um eletrodo de referência, efetuando-se a subtração entre as envoltórias no próprio canal.

Ainda com relação ao circuito de retificação e filtragem, poderá ser provido um circuito auxiliar que produz um *offset* no diodo 13a, mediante a aplicação de uma tensão de pré-polarização positiva ou negativa contínua, de modo a fazer com que o diodo opere na região ativa (no caso da

pré-polarização positiva), permitindo a retificação de sinais de baixa amplitude.

A demodulação dos sinais pode ser entendida, portanto, como o processo de extração das envoltórias (ex: 15 e 18) a partir dos sinais (ex: 14 e 17) medidos nos eletrodos (ex: 1 e 5). Ela consiste, por exemplo, em uma retificação do sinal medido seguida opcionalmente de filtragens.

Numa forma alternativa ou opcional da invenção, as capacitâncias fixas do circuito de entrada poderão ser compensadas mediante o uso de um Conversor Negativo de Impedância (NIC - Negative Impedance Converter). As referidas capacitâncias poderão ser aquelas de entrada do amplificador operacional ou aquelas associadas à chave analógica. A Fig. 9 exemplifica o uso de um circuito dotado de um estágio NIC 26, associado ao circuito de entrada 22, um *buffer* com alta impedância de entrada para processamento do sinal medido pelo eletrodo 21 em contato elétrico com o paciente. O referido buffer de entrada 22 fornece o sinal que será retificado pelo diodo 23, bem como um sinal, presente no terminal 31, que poderá ser utilizado como sinal de referência para outro canal. Nessa figura observa-se ainda a presença de um circuito 24 de pré-polarização do diodo 23, que introduz um *offset* determinado pela tensão do diodo de referência 25. O terminal 27 é o ponto de introdução de um sinal de referência já *bufferizado*, que será retificado pelo diodo 28 e filtrado pelo subconjunto 29, de modo a fornecer um sinal de baixa frequência que será encaminhado ao circuito de subtração (não ilustrado) juntamente com o sinal de baixa frequência proveniente do filtro 32, que corresponde a uma envoltória do sinal de alta frequência captado pelo eletrodo 21.

REIVINDICAÇÕES

1. Método para aquisição de sinais para tomografia por impedância elétrica, caracterizado pelo fato de compreender as seguintes etapas básicas:

- 5 a. injeção de um sinal alternado AC (portadora) em pelo menos um eletrodo posicionado em uma região de interesse;
- b. medida do sinal induzido em ao menos um eletrodo;
- c. extração de pelo menos uma envoltória do sinal medido;
- 10 d. identificação da diferença entre dita envoltória e um sinal de referência.

2. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato da envoltória ser extraída mediante demodulação do sinal obtido pela dita medida em ao menos um eletrodo.

3. Método de acordo com as reivindicações 1 ou 2, caracterizado pelo fato de que o sinal de referência é a envoltória correspondente ao sinal demodulado de outro eletrodo.

15

4. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o sinal de referência é o sinal injetado.

5. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o sinal de referência é o terra.

20

6. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o sinal de referência é um valor fixo de tensão

7. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o sinal injetado AC (portadora) pode variar de frequência.

8. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a injeção do sinal é feita em mais de um eletrodo ao mesmo tempo.

25

9. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a injeção do sinal é feita sucessivamente em eletrodos

posicionados no corpo de forma a perfazer um ciclo de medição em volta da região de interesse.

10. Método de acordo com as reivindicações 1 ou 9, caracterizado pelo fato de que pelo menos um eletrodo não é utilizado para injeção do sinal para se perfazer o ciclo de medição em volta da região de interesse.

11. Método de acordo a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a diferença entre dita envoltória e o sinal de referência é provida pela subtração dos sinais através de circuito eletrônico analógico.

12. Método de acordo a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a diferença entre dita envoltória e o sinal de referência é provida pela subtração dos sinais através de processamento digital de sinais.

13. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que as medidas dos sinais induzidos nos eletrodos ocorrem simultaneamente.

14. Aparato para aquisição de sinais de tomografia por impedância elétrica segundo o método definido por qualquer uma das reivindicações de 1 a 13, caracterizado pelo fato de compreender:

- a. pelo menos uma fonte de corrente;
- b. pelo menos um circuito de demodulação por canal;
- c. pelo menos um circuito para subtração analógica entre o sinal demodulado e um sinal de referência;
- d. pelo menos um circuito para conversão analógica para digital (A/D) da resultante da subtração entre o sinal demodulado e um sinal de referência.

15. Aparato de acordo a reivindicação 14, caracterizado pelo fato da fonte de corrente ser tipo *single ended*.

16. Aparato de acordo com a reivindicação 14, caracterizado pelo fato da fonte de corrente ser tipo bipolar.

17. Aparato de acordo com a reivindicação 14, caracterizado pelo fato de cada eletrodo possuir uma fonte de corrente correspondente.

18. Aparato de acordo com a reivindicação 14, caracterizado pelo fato de serem as capacitâncias fixas do circuito compensadas mediante ao menos um circuito Conversor Negativo de Impedância (NIC - Negative Impedance Converter).

19. Aparato de acordo com a reivindicação 18, caracterizado pelo fato de ditas capacitâncias fixas serem as capacitâncias de entrada do amplificador operacional.

20. Aparato de acordo com a reivindicação 18, caracterizado pelo fato de ditas capacitâncias fixas serem as capacitâncias da chave analógica.

21. Aparato de acordo com a reivindicação 14, caracterizado pelo fato do circuito de demodulação compreender um diodo retificador.

22. Aparato de acordo com a reivindicação 21, caracterizado pelo fato do circuito de demodulação compreender um diodo retificador e um filtro RC.

23. Aparato de acordo com as reivindicações 14, 21 ou 22, caracterizado pelo fato do circuito de demodulação prover um *offset* para o diodo retificador.

24. Aparato de acordo com a reivindicação 23, caracterizado pelo fato do *offset* ser positivo.

25. Aparato de acordo com a reivindicação 23, caracterizado pelo fato do *offset* ser negativo.

26. Aparato de acordo com a reivindicação 14, caracterizado pelo fato do circuito de cada canal receber sinais correspondentes a mais de um eletrodo.

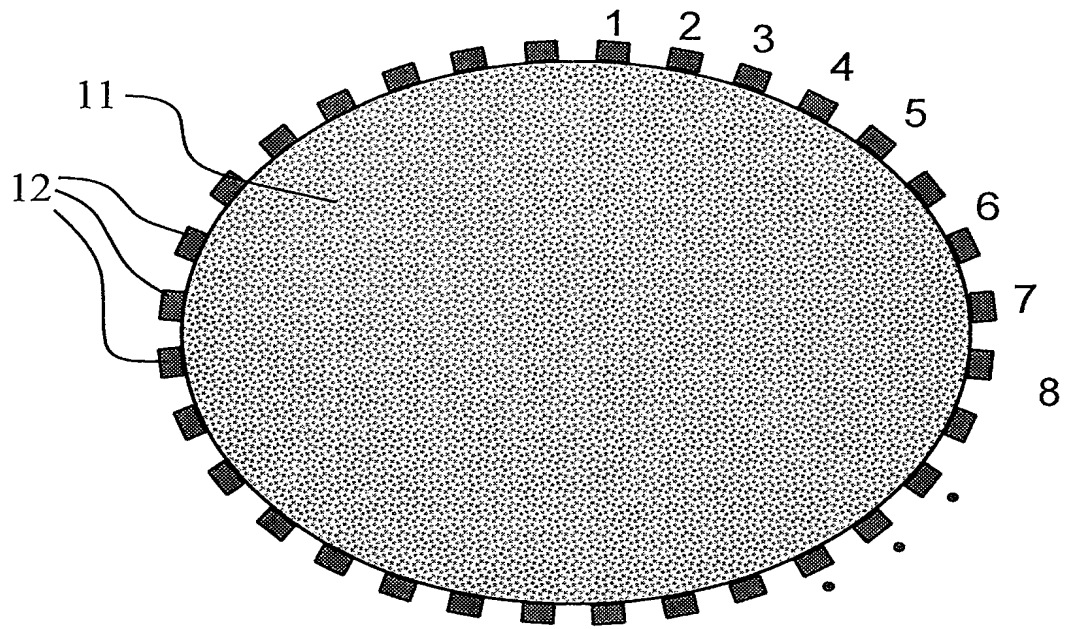


Fig. 1

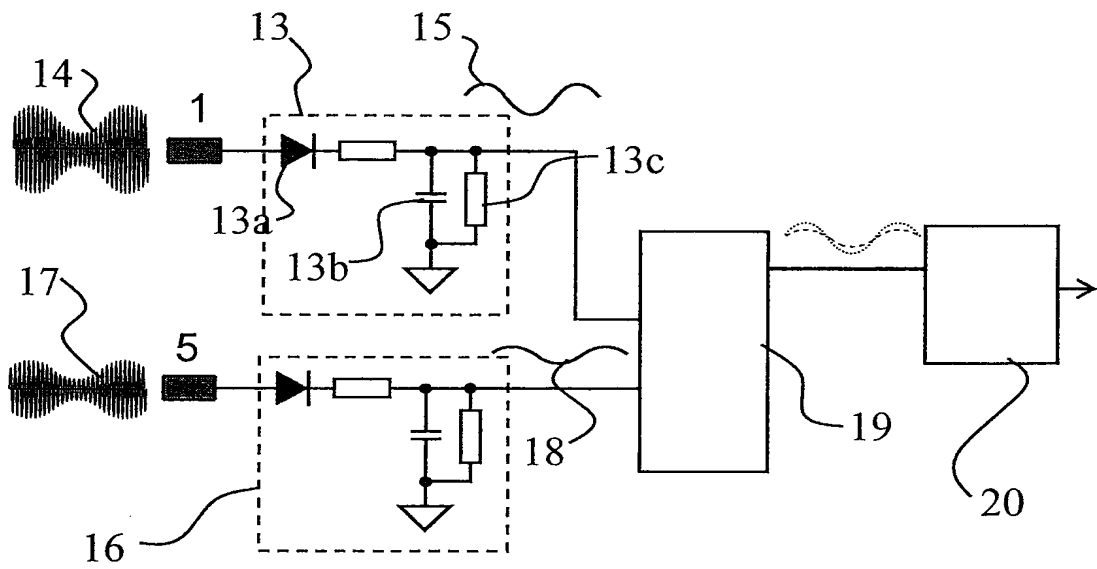


Fig. 2

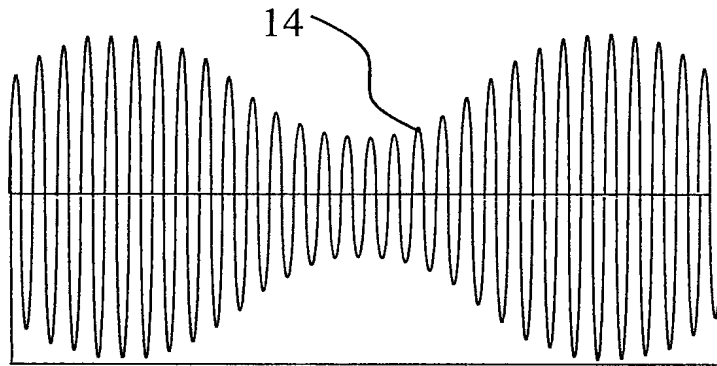


Fig. 3

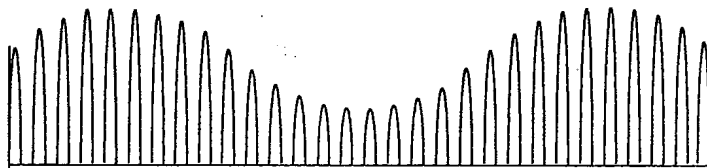


Fig. 4

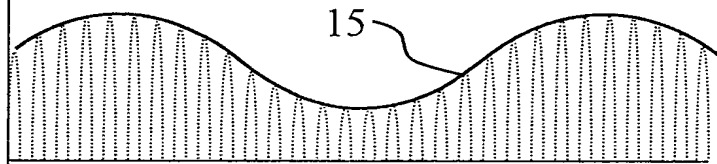


Fig. 5

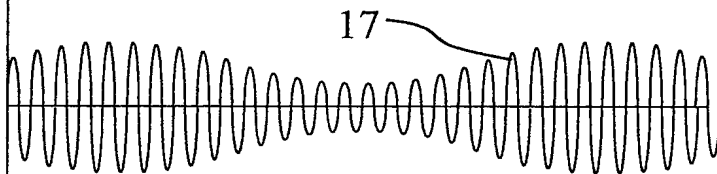


Fig. 6

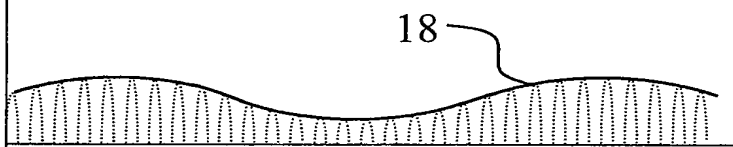


Fig. 7

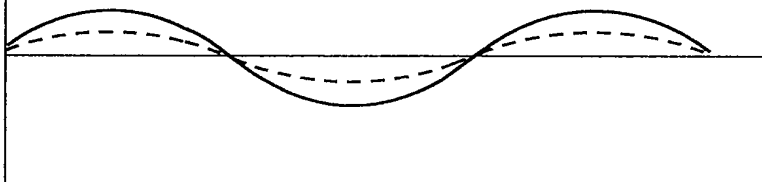


Fig. 8

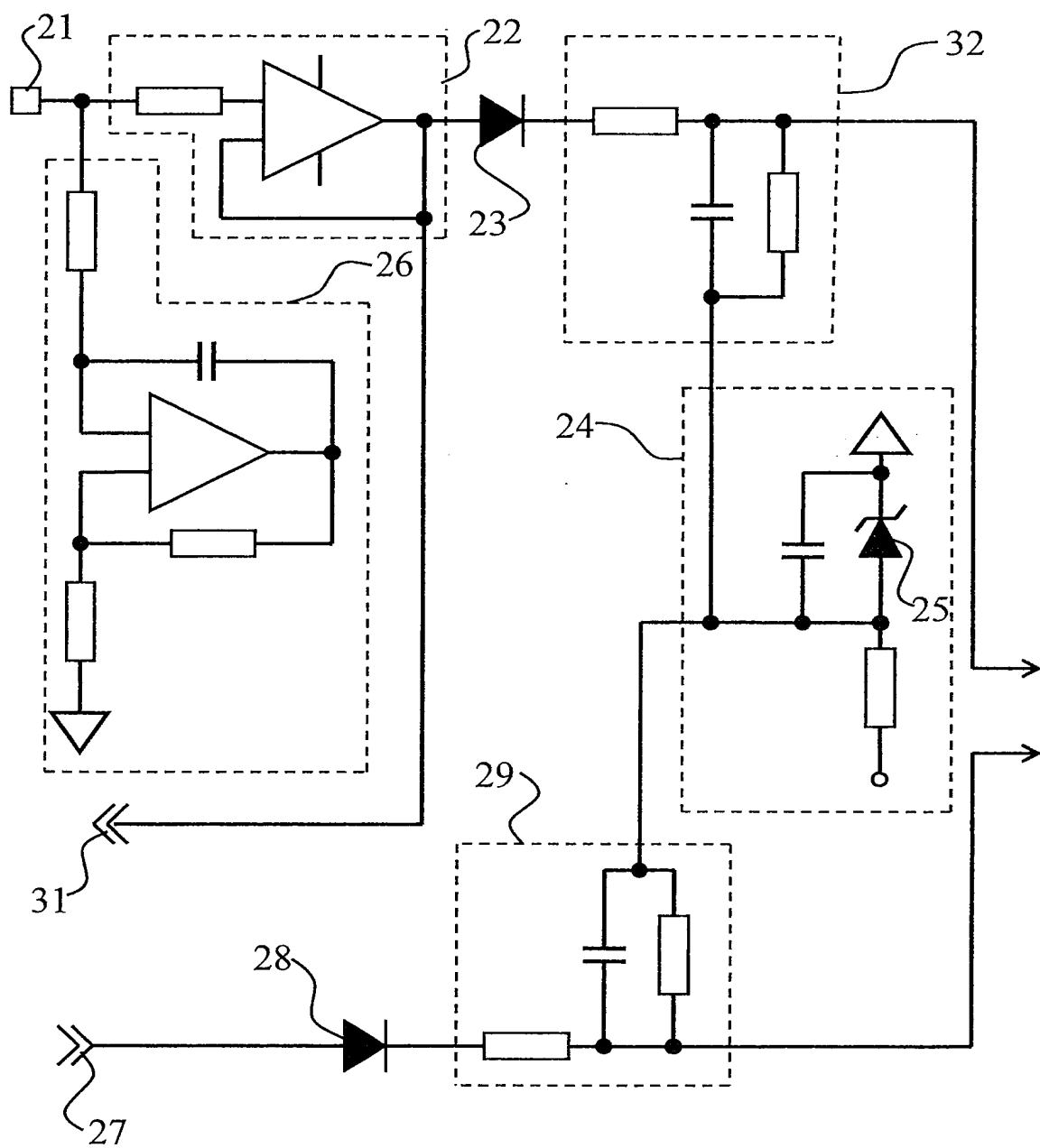


Fig. 9

RESUMO

“MÉTODO E APARATO PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS PARA TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA”

O método da invenção compreende as etapas de injetar um
5 sinal alternado AC (portadora) em pelo menos um eletrodo posicionado sobre
a pele do paciente em uma região de interesse, medir o sinal induzido em ao
menos um eletrodo, extrair pelo menos uma envoltória do sinal medido e
determinar a diferença entre dita envoltória e um sinal de referência. A
referida envoltória pode ser extraída mediante demodulação do sinal medido,
10 podendo ser esta demodulação efetuada por meio de um diodo retificador
associado, numa concretização preferida, a um filtro RC. O sinal de referência
poderá ser a envoltória correspondente ao sinal demodulado de outro eletrodo,
o sinal injetado, o terra ou um valor fixo de tensão.