



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

(21) PI 0718525-1 A2



(22) Data de Depósito: 02/11/2007
(43) Data da Publicação: 26/11/2013
(RPI 2238)

(51) Int.Cl.:
A61B 5/0424
A61B 5/0428

(54) Título: SISTEMA PARA GERAR SINAIS DE SAÍDA INDICATIVOS DA QUALIDADE DE CONTATO E MÉTODO PARA DETERMINAR QUALIDADE DE CONTATO DE DIVERSOS ELETRODOS ACOPLADOS A UM PACIENTE. (57) Resumo:

(30) Prioridade Unionista: 10/11/2006 US 60/865351

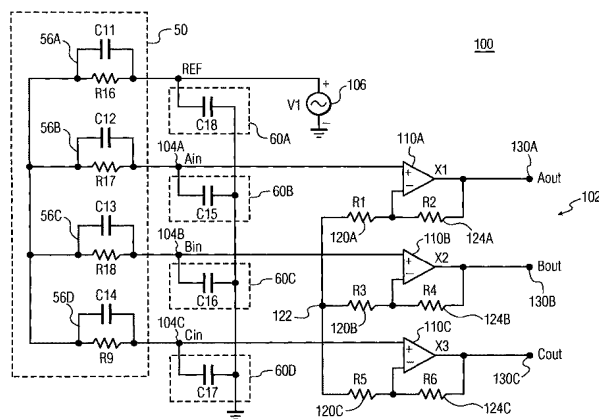
(73) Titular(es): Koninklijke Philips Electronics N.V.

(72) Inventor(es): Earl Herleikson

(74) Procurador(es): Momsen, Leonardos & CIA.

(86) Pedido Internacional: PCT IB2007054461 de 02/11/2007

(87) Publicação Internacional: WO 2008/056309de
15/05/2008



“SISTEMA PARA GERAR SINAIS DE SAÍDA INDICATIVOS DA QUALIDADE DE CONTATO E MÉTODO PARA DETERMINAR QUALIDADE DE CONTATO DE DIVERSOS ELETRODOS ACOPLADOS A UM PACIENTE”

5 A presente invenção relaciona-se em geral à medição da qualidade de contato de um sistema de diagnóstico de multieletrodos, capaz de adquirir um eletrocardiograma (ECG) de um paciente e, mais particularmente, a um sistema de medição que mede dinamicamente desempenho de rejeição de modo comum para a finalidade de medir
10 qualidade de contato de eletrodo e precisão da aquisição do sinal de ECG.

 É útil para o clínico que está aplicando os eletrodos de ECG ao paciente, saber se os eletrodos estão adequadamente conectados ao paciente. Os métodos da técnica anterior para medir o estado de contato de eletrodos, caem em duas categorias básicas. Uma categoria é a aplicação de uma
15 corrente a cada um dos eletrodos individualmente. A segunda categoria é a aplicação de uma tensão ao paciente, que é comum a todos os eletrodos sensores conectados ao paciente.

 A impedância de entrada do circuito de ECG típico é projetada para ser muito alta e, como resultado, a aplicação de um sinal em cada entrada
20 de ECG requer uma fonte de corrente de impedância muito alta. Esta fonte de corrente pode ser um sinal de corrente alternada (CA) ou um sinal de corrente contínua (CC). Um dos eletrodos que é conectado ao paciente é um eletrodo de referência. Tipicamente, o eletrodo de referência é o eletrodo da perna esquerda em uma colocação de condutor padrão. O eletrodo de referência é
25 uma conexão de baixa impedância do paciente para um dispositivo de medição configurado para avaliar a qualidade de contato do eletrodo com base na tensão resultante em cada respectivo eletrodo. O trajeto de retorno para cada fonte de corrente é através do eletrodo de referência. A tensão vista em cada eletrodo é uma função da queda de tensão no eletrodo de referência e

eletrodo individual.

Uma desvantagem de aplicar fontes de corrente CA ou CC a cada entrada é que isto adiciona significativos circuitos a cada entrada em um ponto em que o projeto de alta impedância e fugas da placa é crítico. Uma
5 outra desvantagem é que estas técnicas podem indicar incorretamente que um fio de contato está conectado quando pode estar realmente desconectado, se a impedância de entrada do cabo ou amplificador de entrada é degradada devido a uma falha de hardware ou fugas na placa causadas por condições ambientes de alta umidade.

10 Uma outra desvantagem de aplicar uma fonte de corrente CC a cada eletrodo de entrada é que correntes CC podem gerar uma tensão devido a uma corrente fluindo através do eletrólito para interface com metal do eletrodo, criando um desvio de potencial de CC separado a partir da resistência de CC da impedância de contato da pele. Este potencial de
15 eletrodo pode então ser uma fonte de ruído, se modulado pelo movimento do paciente. Para minimizar o potencial de desvio de CC, é necessário usar correntes CC muito pequenas, da ordem de 10 nA. Entretanto, tais pequenas correntes são muito difíceis de implementar confiavelmente, e as fugas na placa em ambientes úmidos podem cancelar potencialmente tais pequenas
20 correntes e causar uma leitura incorreta. Uma outra desvantagem do método de corrente CC é que os circuitos não podem diferenciar entre o potencial de desvio de CC do gel para a interface de metal e a da pele para a impedância de contato do eletrodo. O método de corrente CC é tipicamente limitado a detectar que o fio de contato está conectado, mas não para uma determinação
25 da qualidade da conexão.

Aplicar uma tensão no eletrodo de referência e medir esta tensão nos fios de contato de entrada é um método muito mais simples para verificar que o fio de contato de entrada está conectado ao paciente. Este método pode simplesmente observar cada fio de contato individualmente para

ver se a amplitude de sinal é de um nível adequado, ou pode comparar dois ou mais fios de contato diferentemente, para ver como o sinal de modo comum se cancela. A tensão aplicada ao eletrodo de referência deveria conter uma componente CA no sentido de não ser confundida pelos potenciais de desvio de CC de cada eletrodo.

Uma dificuldade associada ao método de aplicar sinais CA, seja como uma fonte de corrente ou como uma tensão no nó de referência, é a remoção dos sinais a partir dos sinais de ECG desejados. A detecção de pulsos de ritmo de marcadores de ritmo internos é tipicamente uma medição de largura de faixa alta do sinal de entrada. É preciso ter cuidado para não afetar esta detecção de pulso de ritmo fora da largura de faixa do ECG bem como não afetar o sinal de ECG dentro da largura de faixa do ECG. Portanto, o uso de um sinal CA para detecção de qualidade do contato dos fios condutores, adiciona significativa complexidade ao processamento de sinal necessário para remoção precisa dos dados que são então usados para ECG e processamento de sinal de Pulso de Ritmo.

De acordo com os princípios da presente invenção, é provido um sistema para gerar sinais de saída indicativos de qualidade de contato de diversos eletrodos acoplados a um paciente. O sistema inclui um gerador de sinal acoplado a um eletrodo de referência e operável para emitir um sinal alternado e diversos amplificadores diferenciais. Cada amplificador diferencial possui uma primeira entrada acoplada a um respectivo eletrodo dentre os diversos eletrodos, e adicionalmente possui uma segunda entrada acoplada a um nó de flutuação comum. Os amplificadores diferenciais são operáveis para emitir um respectivo sinal de saída em resposta a um sinal de entrada aplicado à respectiva primeira entrada. O sinal de saída é indicativo da qualidade de contato para o respectivo eletrodo.

Um outro aspecto da invenção provê um sistema para gerar sinais de saída indicativos da qualidade de contato de diversos eletrodos

acoplado a um paciente. O sistema inclui um gerador de sinais acoplado a um eletrodo de referência e operável para emitir um sinal alternado, e um amplificador de arranjo diferencial. O amplificador de arranjo diferencial é operável para emitir um respectivo sinal de saída indicativo da qualidade de contato para um respectivo eletrodo. O amplificador de arranjo diferencial tem diversas entradas e correspondentes diversos estágios de amplificador diferencial. Cada uma das entradas é configurada para ser acoplada a um respectivo dos diversos eletrodos. Cada estágio de amplificador diferencial inclui um amplificador diferencial possuindo uma primeira entrada acoplada à respectiva entrada, uma segunda entrada acoplada a um primeiro nó comum flutuante, e uma saída acoplada a um segundo nó comum flutuante. Os estágios de amplificador diferencial inclui adicionalmente um primeiro par capacitor-resistor acoplado em paralelo entre a saída e o segundo nó comum flutuante, um segundo par capacitor-resistor acoplado em paralelo entre a segunda entrada e o segundo nó comum flutuante, e um terceiro par capacitor-resistor acoplado em série entre a segunda entrada e o primeiro nó comum flutuante.

Um outro aspecto da invenção provê um método para determinar qualidade de contato de diversos eletrodos acoplados a um paciente. O método inclui aplicar um sinal alternado ao paciente e detectar um respectivo sinal de entrada do paciente para cada um dos eletrodos. Cada um dos eletrodos é acoplado a uma primeira entrada de um respectivo amplificador diferencial e uma segunda entrada de cada amplificador diferencial é acoplada a um nó comum flutuante. O método inclui adicionalmente gerar um respectivo sinal de saída em resposta a detectar o respectivo sinal de saída em resposta a detectar o respectivo sinal de entrada e avaliar cada um dos respectivos sinais de saída. A qualidade de contato de um eletrodo é determinada a partir de um deslocamento de fase e atenuação do respectivo sinal de saída, gerado em resposta ao respectivo sinal de entrada.

Nos desenhos:

Figura 1 é um desenho esquemático de um sistema de medição de qualidade de contato de eletrodo de acordo com uma realização da presente invenção.

5 Figura 2 é um desenho esquemático de um sistema de medição de qualidade de contato de eletrodo de acordo com uma outra realização da presente invenção.

10 Figura 3 é um desenho esquemático de um sistema de medição de qualidade de contato de eletrodo de acordo com uma outra realização da presente invenção.

Figura 4 é um desenho esquemático de um sistema de medição de qualidade de contato de eletrodo de acordo com uma outra realização da presente invenção.

15 Figura 5 é um desenho esquemático de um sistema de medição de qualidade de contato de eletrodo de acordo com uma outra realização da presente invenção.

20 Certos detalhes são relatados abaixo para prover um entendimento suficiente da invenção. Entretanto, será claro para um especialista na técnica que a invenção pode ser praticada sem estes detalhes particulares. Ainda mais, as realizações particulares da presente invenção descritas aqui são providas a título de exemplo e não deveriam ser usadas para limitar o escopo da invenção a estas realizações particulares. Em outras instâncias, circuitos bem conhecidos, sinais de controle, protocolos de temporização e operações de software não foram mostrados em detalhe, no
25 sentido de evitar obscurecer desnecessariamente a invenção.

Figura 1 ilustra um sistema de medição de qualidade de contato de eletrodo 100 de acordo com uma realização da presente invenção. O sistema 100 inclui gerador de sinal CA 106 para, como será explicado em mais detalhe abaixo, injetar um sinal CA de modo comum V1 em um

paciente, através de um eletrodo de referência REF. O sistema 100 inclui adicionalmente um amplificador de arranjo diferencial 102 configurado para um circuito de ECG de quatro eletrodos. Os quatro eletrodos incluem um eletrodo de referência REF e três eletrodos sensores. Realizações alternativas da invenção, entretanto, podem incluir mais ou menos eletrodos para acoplar a um paciente. Embora as realizações particulares descritas aqui sejam para uma aplicação possuindo quatro eletrodos, será verificado que a seguinte descrição é suficiente para permitir aos especialistas na técnica praticar as realizações tendo um número diferente de eletrodos. Ainda mais, embora as realizações particulares descritas aqui sejam usadas para sistemas de ECG, alguns ou todos os princípios da presente invenção podem ser aplicados a outros sistemas que medem biopotenciais de paciente, por exemplo, cardiógrafos, telemetria, monitores Holter, monitores de eventos, desfibriladores e sistemas de ultra-som possuindo capacidade de ECG.

O amplificador de arranjo diferencial 102 inclui três amplificadores operacionais (op-amps) 110A-110C e impedâncias de realimentação de ajuste de ganho associadas, representadas pelos resistores 102A-120C e 124A-124C. Como será descrito em mais detalhe abaixo, os resistores 120A-120C são preferivelmente iguais ($R1=R3=R5$) e os resistores 124A-124C são preferivelmente iguais ($R2=R4=R6$). Os resistores 120A-120C são acoplados a um nó comum flutuante 122. Cada um dos amplificadores operacionais 110A-110C possui um respectivo nó de entrada 104A-104C que é acoplado através de um respectivo eletrodo para receber sinais elétricos de um paciente. A impedância de contato pele do paciente-eletrodo é modelada na Figura 1 pelas impedâncias 50, possuindo quatro pares de circuitos resistor-capacitor paralelos 56A-56D, cada um representando a impedância de um dos quatro eletrodos acoplados ao paciente. Também são mostrados na Figura 1, capacitores 60A-60D representando a blindagem do cabo de ECG para cada eletrodo.

Em resposta aos sinais de entrada Ain, Bin, Cin a partir dos eletrodos do paciente, respectivos sinais de saída Aout, Bout, Cout são gerados pelos amplificadores operacionais 110A-110C e providos em nós de saída 130A-130C. Os sinais Aout, Bout, Cout são providos a um conversor analógico para digital (A/D) convencional (não mostrado) para converter os sinais de saída para dados digitais representando os sinais de saída. Os dados digitais são avaliados por circuitos de processamento convencionais (não mostrados) para determinar se alguns dos sinais de saída excede uma tensão limite. Onde um sinal de saída não excede a tensão limite, isto é indicativo de contato de eletrodo pobre.

O amplificador de arranjo diferencial 102 pode ser matematicamente caracterizado pelas seguintes equações. Ain, Bin e Cin são iguais à tensão nos nós de entrada 104A, 104B e 104C, respectivamente, Aout, Bout, Cout são iguais à tensão nos nós de saída 130A, 130B e 130C, respectivamente, e nó comum 122 é referenciado como Com:

$$(1) (Com - Ain)/R1 + (Com - Bin)/R3 + (Com - Cin)/R5 = 0,$$

$$(2) Com \cdot (1/R1 + 1/R3 + 1/R5) = Ain/R1 + Bin/R3 + Cin/R5,$$

$$(3) Com = (Ain/R1 + Bin/R3 + Cin/R5) / (1/R1 + 1/R3 + 1/R5),$$

$$(4) Com = Ain / (1 + R1/R3 + R1/R5) + Bin / (1 + R3/R1 + R3/R5) + Cin / (1 + R5/R1 + R5/R3).$$

A equação (4) resulta da equação (1) pois é expandida através das equações (2) e (3). Adicionalmente,

$$(5) Aout = Com + (Ain - Com) \cdot (R2 + R1)/R1,$$

$$(6) Bout = Com + (Bin - Com) \cdot (R4 + R3)/R3, e$$

$$(7) Cout = Com + (Cin - Com) \cdot (R6 + R5)/R5.$$

Supondo que $R1 = R3 = R5$ e $R2 = R4 = R6$, a equação (4) se reduz a:

$$(8) Com = (Ain + Bin + Cin)/3.$$

Aplicando equações (5), (6) e (7),

$$(9) A_{out} - B_{out} = (A_{in} - B_{in}) * (R_2 + R_1)/R_1,$$

$$(10) A_{out} + B_{out} + C_{out} = A_{in} + B_{in} + C_{in}.$$

Conforme mostrado pela equação (8), a tensão no nó comum
 5 122 é a média das tensões nos nós de entrada 104A-104C, e é independente dos valores dos resistores 120A-120C e 124A-124C. Ainda mais, conforme mostrado pelas equações (9) e (10), o ganho diferencial (A_{dm}) é igual a $(R_2 + R_1)/R_1$ e o ganho de modo comum (A_{cm}) é unitário. Como um resultado, a
 10 rejeição de modo comum do amplificador de arranjo diferencial 102 é igual ao ganho diferencial.

Em operação, a tensão CA V1 é fornecida ao paciente através do eletrodo de referência REF e o amplificador de arranjo diferencial 102 detecta o sinal CA como sinais de entrada para os canais de ECG. O amplificador de arranjo diferencial 102 mede dinamicamente a capacidade de
 15 rejeição de modo comum do sistema de medição de ECG completo, enquanto este está conectado ao paciente. O desempenho de modo comum degradado, conforme manifestado por um ganho de entrada diferente ou resposta de frequência para um eletrodo do que para um outro eletrodo, é uma indicação de que a qualidade do contato de um eletrodo é pobre. A mudança no ganho
 20 de entrada ou resposta de frequência ocorre quando a impedância de contato do eletrodo é suficientemente grande, de tal modo que a impedância de entrada do sistema de ECG começa a causar deslocamento de fase e/ou atenuação do sinal.

Uma vantagem de usar um amplificador diferencial é que o
 25 sinal de modo comum devido à tensão CA injetada através do eletrodo de referência REF é significativamente reduzido em amplitude, de tal modo que para eletrodos com boa impedância de contato, o sinal é menor que o desempenho de ruído requerido do sistema. Entretanto, quando a impedância de contato do eletrodo excede um nível que distorce o sinal de ECG, o

amplificador de arranjo diferencial 102 amplifica um sinal de diferença até um nível que excede o nível de ruído de sistema e pode ser detectado. Isto reduz a complexidade e simplifica a exigência para remoção do sinal CA usado para detectar a qualidade de contato do condutor.

5 Usando um amplificador de arranjo diferencial 102 e um sinal de referência CA injetado, as mesmas características que afetam a precisão de aquisição de ECG são medidas, independente das mudanças potenciais da impedância de entrada do sistema de ECG. Se a impedância de entrada do cabo ou eletrônica de entrada é degradada, isto não resultará em uma
10 indicação falsa de que o eletrodo está conectado, quando na realidade não está. O sistema é responsável corretamente pela impedância de entrada degradada e não indicará uma boa conexão se a impedância de contato do eletrodo for significativamente mais baixa que a impedância de entrada do circuito degradada. Como resultado, os sinais de saída do amplificador de
15 arranjo diferencial 100 indicarão que os condutores estão adequadamente conectados, somente se a qualidade de medição for boa, e não indicarão falsamente que o contato é ruim, a menos que a medição esteja realmente em risco de ser imprecisa.

 O sinal CA injetado no paciente através do eletrodo de
20 referência REF pode ser de qualquer forma de onda ou frequência. Em realizações alternativas, o sinal de modo comum é gerado por uma fonte de ruído randômico ou pseudorrandômico. A frequência do sinal CA pode ser selecionada para estar dentro da faixa de ECG, no sentido de medir a qualidade de sinal a frequências de ECG desejadas, ao invés de limitá-lo a um
25 valor fora da faixa de ECG. O sinal de modo comum é preferivelmente pequeno em amplitude, de tal modo que cancelará o sinal diferencial quando a qualidade de contato é boa e se torna aparente quando a qualidade de contato do eletrodo é pobre.

 Figura 2 ilustra um sistema de medição de qualidade de

contato de eletrodo 200, de acordo com uma outra realização da presente invenção. O sistema 200 inclui um amplificador de arranjo diferencial 202 que possui componentes similares ao amplificador de arranjo diferencial 102. Componentes similares são referenciados na Figura 2 pelos mesmos números de referência que na Figura 1. O amplificador de arranjo diferencial 202 inclui
5 adicionalmente circuitos de realimentação ativa representados por um amplificador operacional 204, resistores 210A-210C e capacitor 220. Conforme sabido pelos especialistas na técnica, o efeito dos circuitos de realimentação ativa é reduzir os sinais de modo comum no paciente.

10 No sentido de injetar um sinal CA para detecção de qualidade do condutor, o gerador de sinal 106 é conectado em série com o eletrodo de referência REF através do amplificador de realimentação ativa 204. A realimentação ativa é usada para manter o potencial do corpo do paciente na mesma tensão dos circuitos de medição de ECG. Isto é, os circuitos de
15 realimentação ajustam ativamente a tensão do paciente de tal modo que o sinal de modo comum nos nós de saída 130A-130C são iguais ao sinal injetado V1. Uma vez que o ganho de modo comum do amplificador é unitário, o sinal de modo comum nos nós de entrada 104A-104C são ajustados iguais a V1. A operação do amplificador de arranjo diferencial 202
20 é a mesma do amplificador de arranjo diferencial 102 da Figura 1, porém com o benefício adicionado dos circuitos de realimentação ativa para reduzir ruído de modo comum.

Figura 3 ilustra um sistema de medição de qualidade de contato de eletrodo 300 de acordo com uma outra realização da presente
25 invenção. O sistema 300 inclui um amplificador de arranjo diferencial 302 que possui componentes similares ao amplificador de arranjo diferencial 102 da Figura 1. Componentes similares mostrados na Figura 3 são referenciados pelos mesmos números de referência que na Figura 1. O amplificador de arranjo diferencial 302, entretanto, inclui circuitos adicionais para prover um

filtro passa alta de pólo simples e um filtro passa baixa de 2 pólos.

O filtro passa alta é provido acoplando capacitores 310A-310C entre o nó comum 122 e os resistores 120A-120C. Um circuito de ECG necessita tolerar até 300 mV de desvio de CC nos eletrodos, mas somente ± 5 mV para o sinal de ECG real. O filtro passa alta permite um ganho diferencial muito mais alto para o sinal de ECG de ± 5 mV, sem corte, devido à tolerância de desvio de CC de 300 mV. O ganho diferencial mais alto resulta em desempenho de rejeição de modo comum melhorado. O desempenho de rejeição de modo comum melhorado permite que o sinal injetado V1 seja removido do ECG, a menos que a impedância de entrada ou a impedância de contato do paciente cause um deslocamento de fase ou atenuação, conforme detectado pelo amplificador de arranjo diferencial 302. Adicionalmente, o nível de CC dos sinais de diferença nos nós de entrada 104A-104C pode ser substancial e o uso de um filtro passa alta reduzirá o ganho de um sinal de diferença de CC para ganho unitário.

O filtro passa baixa inclui um primeiro pólo provido pelos capacitores de acoplamento 306A-306C em paralelo com resistores 124A-124C e um segundo pólo provido pelos pares resistor-capacitor 304A-304C. Filtragem passa baixa é usada para reduzir o potencial de sinais de alta frequência para ondulação de baixa frequência no conversor A/D de amostragem.

O amplificador de arranjo diferencial 302 inclui adicionalmente um outro nó comum flutuante 320 entre os circuitos de amplificador operacional 110A-110C para cada eletrodo. O nó flutuante 320 se comporta de modo similar ao nó flutuante 122 comum aos resistores 120A-120C. Um sinal de modo comum em um nó de entrada 104A-104C ainda terá ganho unitário no nó de saída 130A-130C porque a tensão no nó flutuante 320 coincidirá com o sinal de modo comum de entrada, devido a corrente de modo comum zero fluindo nos resistores 314A-314C.

Figura 4 ilustra um sistema de medição de qualidade de contato de eletrodo 400 de acordo com uma outra realização da presente invenção. O sistema 400 inclui um amplificador de arranjo diferencial 402 que combina o amplificador de arranjo diferencial 102 (Figura 1) com ambos
5 circuitos de realimentação do amplificador de arranjo diferencial 202 (Figura 2) e os filtros passa alta e passa baixa do amplificador de arranjo diferencial 302 (Figura 3). Componentes do sistema 400 que são similares aos sistemas 100, 200 e 300 são referenciados na Figura 4 pelos mesmos números de referência.

10 Conforme discutido previamente, os filtros passa alta e passa baixa não afetam o ganho de modo comum. Conseqüentemente, a malha de realimentação ativa pode ser projetada para ter largura de faixa de malha mais alta, uma vez que não é afetada pelos pólos e zeros de ganho diferencial associados aos filtros diferenciais. O amplificador de arranjo diferencial 402
15 provê filtragem significativa para rejeição fora de faixa e provê quantidade significativa adicional de rejeição de modo comum.

Figura 5 ilustra um outro exemplo de circuitos de eletrodo de acordo com a presente invenção, que se apóia adicionalmente nos conceitos dos exemplos prévios. Neste arranjo, o nó comum 502 nas entradas dos
20 amplificadores de canal de eletrodo 110A, 110B e 110C é atrelado ao nó comum 504 do trajeto de realimentação, por uma conexão 503. Foi verificado que esta conexão provê estabilidade melhorada em um circuito construído, no qual os valores de todos os resistores e capacitores correspondentes dos canais múltiplos não são precisamente coincidentes. O custo do arranjo é então
25 reduzido pela capacidade de usar componentes de tolerância mais ampla. Também é incluído um amplificador reforçador 506 entre a saída de realimentação comum 504 dos canais de eletrodo e a entrada de realimentação para o amplificador de realimentação 204. Foi verificado também que esta realização provê uma saída 410 indicativa da qualidade de fixação do eletrodo

de referência. Se a qualidade de contato do eletrodo de referência é pobre, os sinais para os canais do eletrodo são todos afetados, o que é refletido no sinal de realimentação reforçado para o amplificador de realimentação 204, e no sinal de realimentação ativo produzido pelo amplificador 204. Um sinal de

5 “Saída de Referência” a partir do nó de realimentação 410, provê então uma indicação do contato pobre pelo nó de referência.

Do precedente, será verificado que, embora realizações específicas da invenção tenham sido descritas aqui para fins de ilustração, várias modificações podem ser feitas sem se desviar do espírito e escopo da

10 invenção. Conseqüentemente, a invenção não está limitada, exceto pelas reivindicações anexas.

REIVINDICAÇÕES

1. Sistema para gerar sinais de saída indicativos da qualidade de contato de diversos eletrodos acoplados a um paciente, caracterizado pelo fato de compreender:

5 gerador de sinal acoplado a um eletrodo de referência e operável para emitir um sinal alternado; e

diversos amplificadores diferenciais, cada um possuindo uma primeira entrada acoplada a um respectivo eletrodo dos diversos eletrodos e tendo adicionalmente uma segunda entrada acoplada a um nó comum
10 flutuante, cada amplificador diferencial operável para emitir um respectivo sinal de saída em resposta a um sinal de entrada aplicado à respectiva primeira entrada, o sinal de saída indicativo da qualidade de contato para o respectivo eletrodo.

2. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo
15 fato de compreender adicionalmente:

amplificador de realimentação possuindo uma primeira entrada acoplada ao gerador de sinal e uma saída acoplada ao eletrodo de referência, o amplificador de realimentação possuindo adicionalmente uma segunda
20 entrada acoplada às saídas dos diversos amplificadores diferenciais, cada saída acoplada à segunda saída através de um respectivo resistor.

3. Sistema de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelo fato de compreender adicionalmente:

rede de filtro ativo acoplada aos diversos amplificadores diferenciais configurados para filtrar os respectivos sinais de entrada ao gerar
25 os respectivos sinais de saída.

4. Sistema de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelo fato de que o nó comum flutuante é um primeiro nó comum flutuante e a rede de filtro ativo compreende:

acoplado à saída de cada amplificador diferencial, um

respectivo primeiro par resistor-capacitor acoplado em paralelo entre a respectiva saída e um segundo nó comum flutuante;

acoplado à segunda entrada de cada amplificador diferencial, um respectivo segundo par capacitor-resistor acoplado em paralelo entre a
5 respectiva segunda entrada e o segundo nó comum flutuante; e

acoplado à segunda entrada de cada amplificador diferencial, um respectivo terceiro par capacitor-resistor acoplado em série entre a respectiva segunda entrada e o primeiro nó comum flutuante;

5. Sistema de acordo com a reivindicação 4, caracterizado pelo
10 fato de que o resistor do segundo par capacitor-resistor é igual para cada amplificador diferencial e o resistor do terceiro par capacitor-resistor é igual para cada amplificador diferencial.

6. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que cada um dos diversos amplificadores diferenciais é acoplado para
15 ter um ganho de modo comum de unidade.

7. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que os diversos amplificadores diferenciais compreendem três amplificadores diferenciais.

8. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo
20 fato de que o gerador de sinais compreende um gerador de ruído pseudorrandômico.

9. Sistema de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o sistema está incluído em um sistema de medição de ECG operável para adquirir sinais de ECG.

25 10. Sistema para gerar sinais de saída indicativos da qualidade de contato de diversos eletrodos acoplados a um paciente, caracterizado pelo fato de compreender:

gerador de sinais acoplado a um eletrodo de referência e operável para emitir um sinal alternado; e

amplificador de arranjo diferencial possuindo diversas entradas e correspondentes diversos estágios de amplificador diferencial, cada entrada configurada para ser acoplada a um respectivo dos diversos eletrodos, cada estágio de amplificador diferencial incluindo um amplificador
5 diferencial possuindo uma primeira entrada acoplada à respectiva entrada, uma segunda entrada acoplada a um primeiro nó comum flutuante, e uma saída acoplada a um segundo nó comum flutuante, cada estágio de amplificador diferencial incluindo adicionalmente um primeiro par capacitor-resistor acoplado em paralelo entre a saída e o segundo nó comum flutuante,
10 um segundo par capacitor-resistor acoplado em paralelo entre a segunda entrada e o segundo nó comum flutuante, e um terceiro par capacitor-resistor acoplado em série entre a segunda entrada e o primeiro nó comum flutuante, o arranjo de amplificador diferencial operável para emitir um respectivo sinal de saída em resposta a um respectivo sinal de entrada aplicado à respectiva
15 entrada, o respectivo sinal de saída indicativo da qualidade de contato para o eletrodo respectivo.

11. Sistema de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que o amplificador de arranjo diferencial inclui adicionalmente um amplificador de realimentação possuindo uma primeira
20 entrada acoplada ao gerador de sinal e uma saída acoplada ao eletrodo de referência, o amplificador de realimentação possuindo adicionalmente uma segunda entrada acoplada às saídas dos diversos amplificadores diferenciais, cada saída acoplada à segunda saída do amplificador de realimentação através de um respectivo resistor.

25 12. Sistema de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que cada um dos diversos amplificadores diferenciais é acoplado para ter um ganho de modo comum de unidade.

13. Sistema de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que o sistema está incluído em um sistema de

medição de ECG operável para adquirir sinais de ECG.

14. Método para determinar qualidade de contato de diversos eletrodos acoplados a um paciente, caracterizado pelo fato de compreender:

aplicar um sinal alternado ao paciente;

5 detectar um respectivo sinal de entrada do paciente para cada um dos eletrodos, cada um dos eletrodos acoplado a uma primeira entrada de um respectivo amplificador diferencial, uma segunda entrada de cada amplificador diferencial acoplada a um nó comum flutuante;

10 gerar um respectivo sinal de saída em resposta a detectar o respectivo sinal de entrada;

avaliar cada um dos respectivos sinais de saída;

determinar a qualidade de contato de um eletrodo a partir de um deslocamento de fase e atenuação do respectivo sinal de saída, gerado em resposta ao respectivo sinal de entrada.

15 15. Método de acordo com a reivindicação 14, caracterizado pelo fato de compreender adicionalmente realimentar os sinais de saída para um amplificador diferencial de realimentação, o que produz um sinal de realimentação controlando a média dos sinais de saída para igualar o sinal alternado.

20 16. Método de acordo com a reivindicação 14, caracterizado pelo fato de compreender adicionalmente filtrar ativamente cada um dos sinais de entrada ao gerar um respectivo sinal de saída.

25 17. Método de acordo com a reivindicação 16, caracterizado pelo fato de que o nó comum flutuante compreende um primeiro nó comum flutuante e onde filtrar ativamente cada um dos sinais de entrada compreende:

acoplar a uma saída de cada amplificador diferencial um respectivo primeiro par capacitor-resistor acoplado em paralelo entre a respectiva saída e um segundo nó comum flutuante;

acoplar à segunda entrada de cada amplificador diferencial um respectivo segundo par capacitor-resistor acoplado em paralelo entre a respectiva segunda entrada e o segundo nó comum flutuante; e

5 acoplar à segunda entrada de cada amplificador diferencial um respectivo terceiro par capacitor-resistor acoplado em série entre a respectiva segunda entrada e o primeiro nó comum flutuante.

18. Método de acordo com a reivindicação 14, caracterizado pelo fato de compreender adicionalmente:

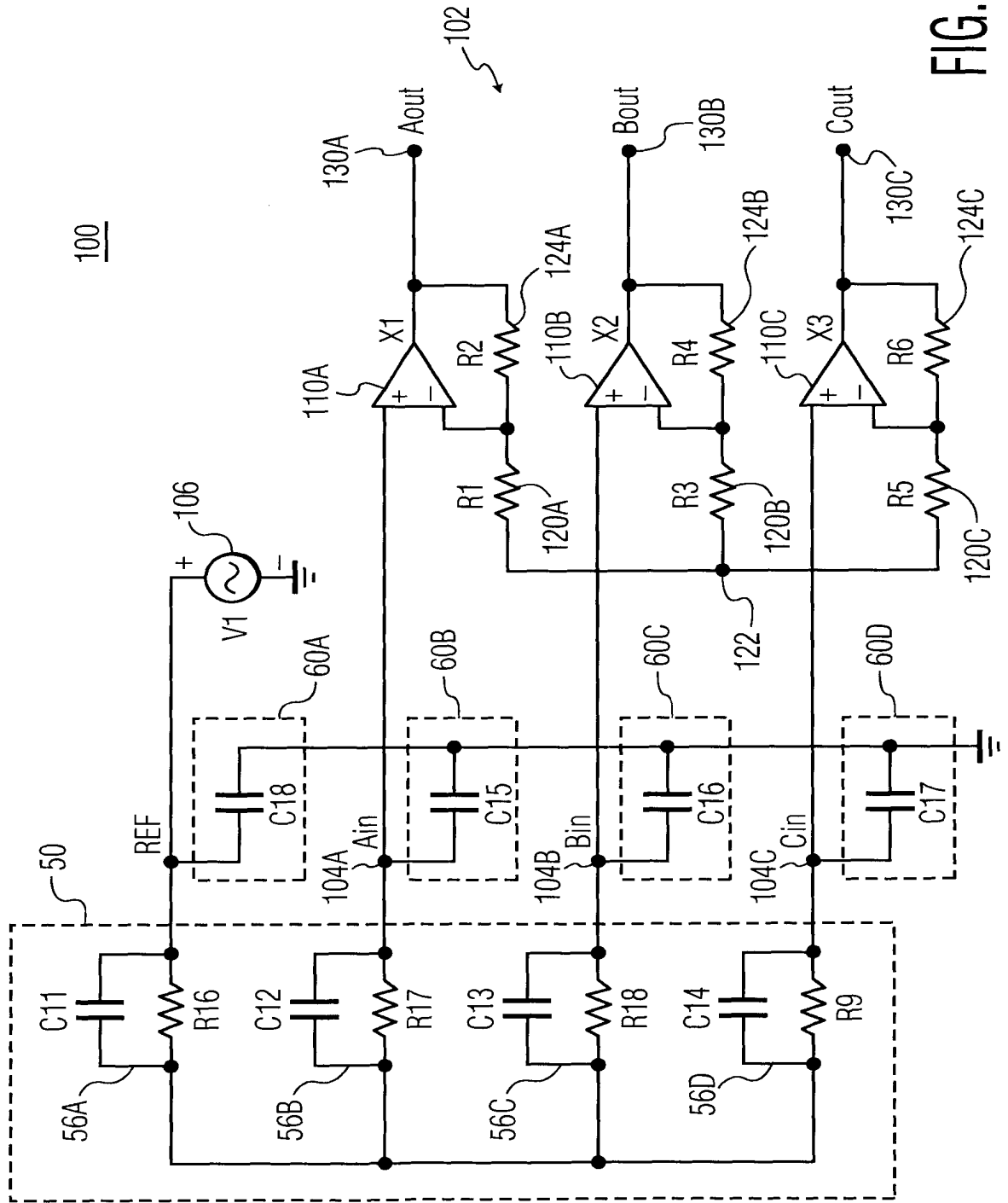
10 realimentar os sinais de saída para um amplificador diferencial de realimentação, que produz um sinal de realimentação controlando a média dos sinais de saída para igualar o sinal alternado; e

filtrar ativamente cada um dos sinais de entrada ao gerar um respectivo sinal de saída.

15 19. Método de acordo com a reivindicação 14, caracterizado pelo fato de que aplicar um sinal alternado compreende aplicar um sinal de ruído pseudorrandômico.

20 20. Método de acordo com a reivindicação 15, caracterizado pelo fato de compreender adicionalmente acoplar o nó comum flutuante a um nó de realimentação comum dos amplificadores diferenciais do eletrodo.

21. Método de acordo com a reivindicação 20, caracterizado pelo fato de compreender adicionalmente sentir a qualidade do contato de um eletrodo de referência a partir de um sinal produzido pelo amplificador diferencial de realimentação.



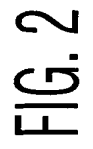
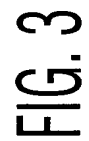


FIG. 2



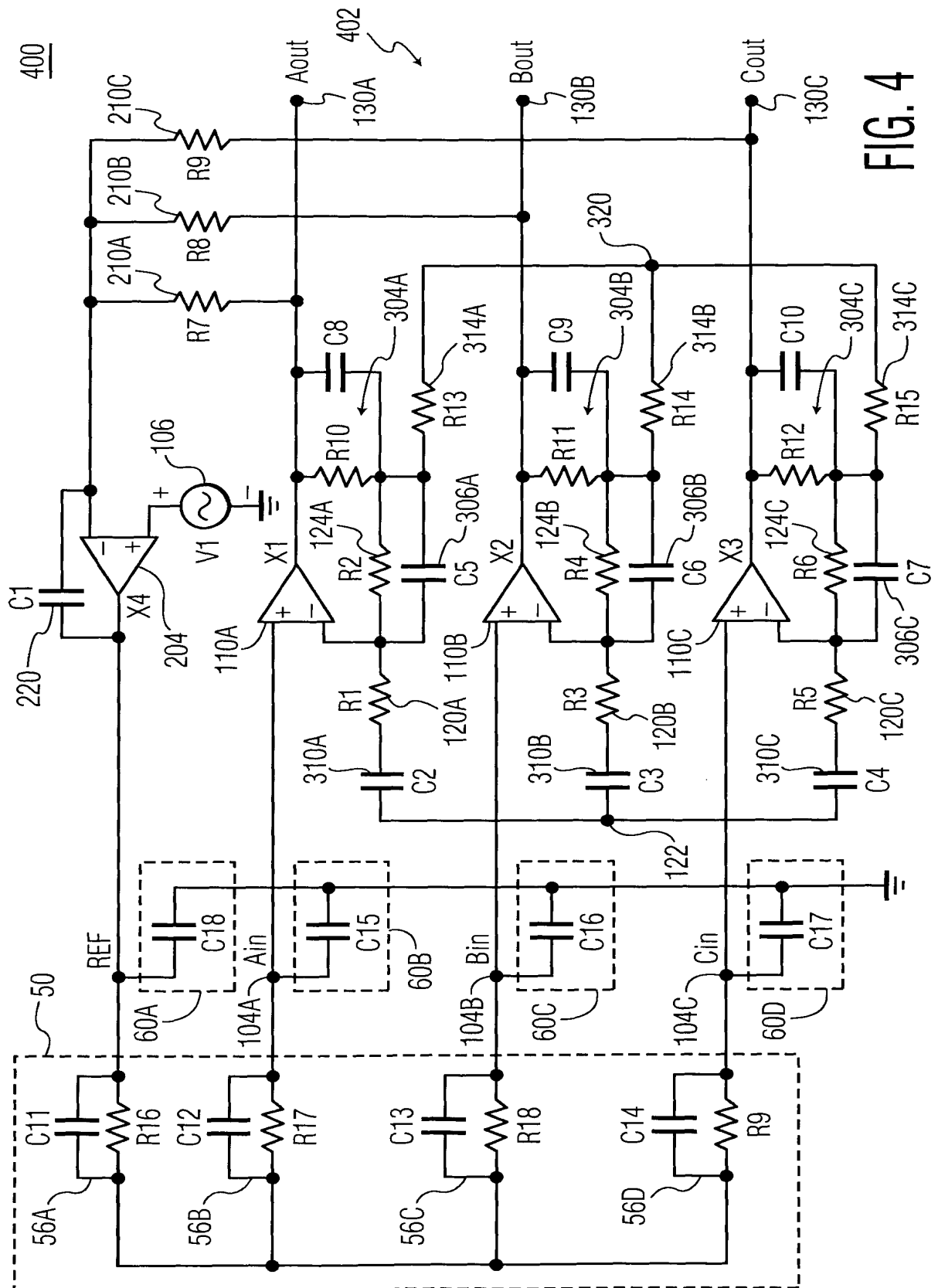


FIG. 4

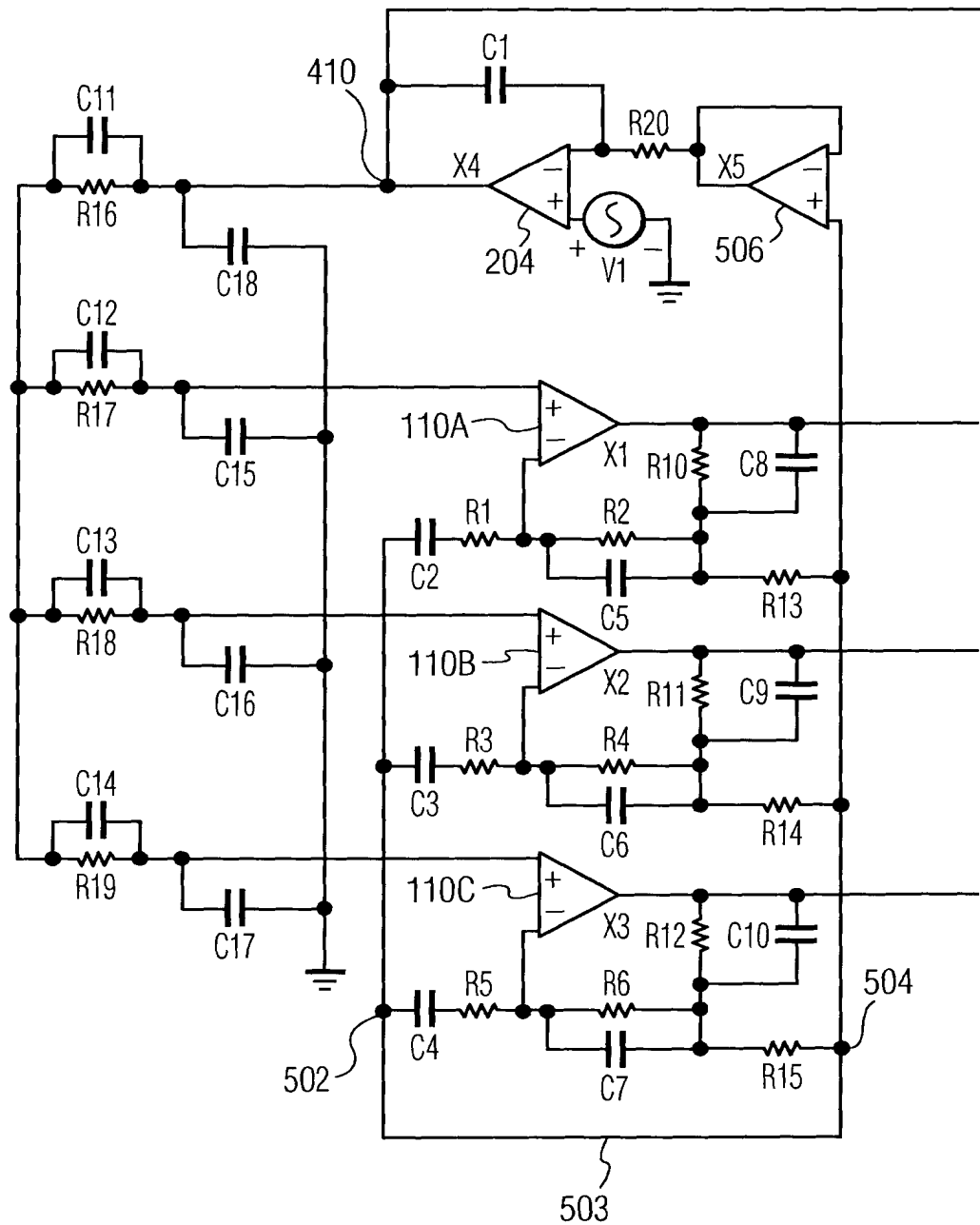


FIG. 5

RESUMO

“SISTEMA PARA GERAR SINAIS DE SAÍDA INDICATIVOS DA
QUALIDADE DE CONTATO E MÉTODO PARA DETERMINAR
QUALIDADE DE CONTATO DE DIVERSOS ELETRODOS
5 ACOPLADOS A UM PACIENTE”

São providos um sistema e método para gerar sinais de saída
indicativos da qualidade de contato de diversos eletrodos acoplados em um
paciente. Um gerador de sinal acoplado a um eletrodo de referência injeta um
sinal alternado no paciente. Diversos amplificadores diferenciais, cada um
10 acoplado a um respectivo dos diversos eletrodos para detectar um sinal de
entrada a partir do paciente, são operáveis para emitir um respectivo sinal de
saída em resposta a um respectivo sinal de entrada. O sinal de saída gerado
pelo respectivo amplificador diferencial é indicativo da qualidade de contato
para o respectivo eletrodo.

15