



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

(11) PI 0604484-0 B1



* B R P I O 6 0 4 4 8 4 B 1 *

(22) Data do Depósito: 28/08/2006

(45) Data de Concessão: 27/09/2022

(54) Título: MÉTODO PARA REALIZAÇÃO DE COLETA DE DADOS SOBRE ELETRODOS COLOCADOS EM UM CORPO

(51) Int.Cl.: A61B 5/053.

(73) Titular(es): TIMPEL S.A..

(72) Inventor(es): HARKI TANAKA.

(57) Resumo: MÉTODO PARA REALIZAÇÃO DE COLETA DE DADOS SOBRE ELETRODOS COLOCADOS EM UM CORPO A invenção se refere a um método para efetuar coleta de dados em eletrodos colocados em um corpo para processamento subsequente de uma imagem de tomografia de impedância elétrica de uma parte correspondente de dito corpo. A fim de melhorar a resolução de sistemas de tomografia de impedância elétrica sem afetar notavelmente a relação de sinal para ruído, o método de acordo com a invenção inclui as etapas de colocar os eletrodos em uma linha periférica ao redor do corpo, aplicar um padrão de corrente de uma fonte de corrente a pelo menos um par de eletrodos, e medir potenciais diferenciais entre pares de eletrodos, em que pelo menos um eletrodo intermediário se acha entre cada par de eletrodos para medir os potenciais diferenciais e os potenciais diferenciais de um padrão de corrente para o processamento de imagens subsequente se referem a pelo menos três pares diferentes de eletrodos com nenhum eletrodo usado mais que duas vezes para cada padrão de corrente.

**“MÉTODO PARA REALIZAÇÃO DE COLETA DE DADOS SOBRE
ELETRODOS COLOCADOS EM UM CORPO”**

CAMPO DA INVENÇÃO

[001] A invenção se refere a um método para efetuar coleta de dados em eletrodos colocados sobre um corpo para processamento subsequente de uma imagem de tomografia de impedância elétrica de uma parte correspondente de dito corpo.

ANTECEDENTES DA INVENÇÃO

[002] Tomografia de impedância elétrica (EIT) é um método de geração de imagem de condutor de volume de interesse, por exemplo o tórax de um corpo humano. Ao aplicar tomografia de impedância elétrica a um tórax, vários eletrodos são colocados ao redor do tórax, em que uma corrente alternada com por exemplo 50 kHz a uma amplitude de 5 mA de pico a pico é aplicada por um par de eletrodos (preferivelmente adjacentes).

[003] Os outros eletrodos são usados para efetuar as medições das tensões contra um potencial de referência definido resultando da corrente aplicada. O par de eletrodos para aplicar a corrente consiste em um eletrodo de excitação, isto é, polo positivo, e um eletrodo de retorno, isto é, polo negativo. Assim que todos os eletrodos servidos como eletrodos de excitação, um ciclo para coleta de dados está concluído. Cada escolha diferente de corrente de eletrodos aplicadores de corrente produzirá um denominado padrão de corrente diferente.

[004] A fim de eliminar perturbações estatísticas, uma pluralidade de ciclos de coleta de dados pode ser calculada em média. A característica especial de tomografia de impedância elétrica é que na base de um processamento baseado em computador dos sinais nos eletrodos, uma imagem bidimensional ou até mesmo tridimensional da distribuição de impedância e das mudanças de impedância pode ser compilada.

[005] Métodos diferentes são conhecidos para efetuar a coleta de dados nos eletrodos.

[006] De US 5.311.878, é conhecido aplicar corrente por eletrodos vizinhos e medir a tensão sucessivamente de todos os outros pares de eletrodos adjacentes.

[007] De US 4.920.490 e US 5.381.333, é conhecido aplicar corrente por uma pluralidade de eletrodos simultaneamente, em que as tensões dos eletrodos são medidas com respeito a um único eletrodo aterrado.

[008] De US 5.272.624, é conhecido aplicar corrente por uma pluralidade de eletrodos simultaneamente, em que as tensões dos eletrodos são medidas com respeito a um terra comum.

[009] De Hua, P., Webster, J. G., Tompkins, W. J. "Effect of the measurement method on noise handling and image quality of EIT imaging", Proceedings of the Ninth Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Nova Iorque, NY, EUA, vol. 3 de 4 vol. xciv+2125., pág. 1429-30, 1987, é conhecido aplicar uma corrente usando um par de eletrodos mais distantes e medir as tensões resultantes sucessivamente para todos os pares de eletrodos adjacentes restantes. Também é mencionado que a corrente pode ser aplicada por dois eletrodos diametralmente opostos.

[0010] De Woo, E. J., et al.: "Measuring Lung Resistividade Using Electrical Impedance Tomography", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 39, n.deg. 7, pág. 756-760, julho de 1992, é conhecido aplicar corrente usando um padrão de corrente ótimo e medir as tensões de limite resultantes com respeito a uma referência comum.

[0011] De Hua, P., et al.: "Finite Element Modeling of Electrode-Skin Contact Impedance in Electrical Impedance Tomography", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 40, n.deg. 4, pág. 335-343, abril de 1993, é conhecido aplicar corrente por eletrodos vizinhos e medir as tensões

resultantes com respeito a um eletrodo de referência comum.

[0012] De Avis, N. J., Barber, D. C.: "Image reconstruction using non-adjacent drive configurations", 'Physiological Measurement', vol. 15, A153 - A160, 1994, é conhecido aplicar corrente entre eletrodos na configuração adjacente, cruzada e polar e medir as tensões resultantes de pares de eletrodos adjacentes não portadores de corrente.

[0013] Resolução espacial e ruído são os constrangimentos mais importantes em possíveis aplicações clínicas. Resolução espacial é limitada pelo número de medições independentes que podem ser feitas de um dado número de eletrodos. Segue que se o número de eletrodos usado for aumentado, então a resolução espacial poderia ser melhorada. Se o número de eletrodos for dobrado, então o número de medições independentes quadruplicará e a resolução espacial poderia ser melhorada por um fator de dois. Porém, aumentar o número de eletrodos também reduz a relação de sinal para ruído. Além disso, a resolução também está limitada por um espalhamento tridimensional da corrente, de forma que a melhoria em resolução não pode ser aumentada continuamente aumentando o número de eletrodos.

DESCRIÇÃO DA INVENÇÃO

[0014] É um objetivo da invenção prover um método para um sistema de tomografia de impedância elétrica pelo qual a resolução pode ser melhorada sem afetar notavelmente a relação de sinal para ruído. Este objetivo é resolvido por um método de acordo com reivindicação 1.

[0015] O método de acordo com a invenção inclui as etapas de colocar os eletrodos em uma linha periférica ao redor do corpo, aplicar um padrão de corrente de uma fonte de corrente a pelo menos um par de eletrodos, e medir potenciais diferenciais entre pares de eletrodos, em que pelo menos um eletrodo de intermediário se acha entre cada par de eletrodos para medir os potenciais diferenciais e os potenciais diferenciais de um padrão de corrente para

o processamento de imagem subsequente se refere a pelo menos três pares diferentes de eletrodos com nenhum eletrodo usado mais que duas vezes para cada padrão de corrente.

[0016] Se os potenciais de ambos os eletrodos de um par de eletrodos forem conhecidos, será possível determinar a tensão entre ditos eletrodos calculando a diferença entre ambos potenciais. No sentido da invenção, o potencial diferencial de dito par de eletrodos é equivalente a esta tensão entre os eletrodos.

[0017] A cognição básica da invenção é o fato que a relação de sinal para ruído pode ser melhorada se a distância entre um par de eletrodos para uma medição do potencial diferencial for aumentada. Conseqüentemente, em lugar de usar pares adjacentes de eletrodos para medir os potenciais diferenciais, a invenção sugere usar um dos eletrodos depois do próximo eletrodo para medir o potencial diferencial. Ao mesmo tempo, todas as possíveis combinações de pares de eletrodos em dita linha periférica ainda poderiam ser usadas para um padrão de corrente se um padrão sobreposto de pares de medição for aplicado para cada padrão de corrente.

[0018] Uma vantagem adicional do método de acordo com a invenção está relacionada à gama dinâmica de potenciais diferenciais, isto é, a relação entre o potencial diferencial mais alto e o mais baixo. Pode ser notado que uma diminuição da gama dinâmica também melhora a qualidade do processo de demodulação digital.

[0019] Como uma ilustração das vantagens esboçadas acima, uma experiência teórica com uma configuração de 64 eletrodos e com uma configuração de 32 eletrodo foi executada empregando um modelo de elemento finito, onde o ruído branco eletrônico geralmente observado em dispositivos atualmente disponíveis para tomografia de impedância elétrica era simulado (ao redor 20 μV por canal). Ao simular uma configuração com pares de eletrodos

adjacentes (configuração adjacente), a qualidade de imagem de uma configuração de 64 eletrodos adjacentes era pior comparada a uma configuração de 32 eletrodos adjacentes, apesar do número muito maior de medições independentes. Porém, ao simular uma configuração de 64 eletrodos com 1 eletrodo posicionado entre os pares de eletrodos, a qualidade de imagem desta configuração de 64 eletrodos era claramente superior comparada à configuração adjacente de 32 eletrodos.

[0020] Quando comparada a sistemas usando pares de eletrodos adjacentes para medições de tensão, a configuração proposta resultava em um aumento quádruplo em sinais de tensão no lado oposto no corpo com respeito à posição de aplicação de corrente. Conseqüentemente, a relação de sinal para ruído melhorava pela mesma quantidade e o ruído de imagem poderia ser reduzido consideravelmente. Além disso, a configuração proposta diminua a gama dinâmica duplamente que resultava em uma melhoria da qualidade do processo de demodulação digital.

[0021] De acordo com uma realização da invenção, o pelo menos um eletrodo intermediário faz parte de outro par de eletrodos para medir os potenciais diferenciais. Esta realização da invenção resulta em uma configuração intercalada dos pares de eletrodos de medição. Isto pode ser considerado no processamento subsequente de uma imagem de tomografia de impedância elétrica do corpo. Com uma adaptação simples, qualquer algoritmo pode incorporar a informação de tensão espacialmente sobreposta gerada pela configuração proposta durante cada padrão de corrente específico.

[0022] Deveria ser notado, porém, que não só a distância dos pares de medição de eletrodos pode ser aumentada saltando entre eletrodos, mas que o mesmo pode ser aplicado aos pares de eletrodos para aplicar uma corrente. Aumentar a distância dos eletrodos aplicando uma corrente aumenta a densidade de corrente no lado oposto do corpo, como a derivação de corrente

por tecido interposto entre os eletrodos aplicando a corrente diminui.

[0023] Ao escolher o número de eletrodos se achando entre pares aplicadores de corrente e pares medidores de eletrodos, o compromisso entre resolução espacial e relação de sinal para ruído tem que ser considerado. O melhor número de eletrodos interpostos depende do ruído de sistema como também das dimensões do corpo a ser medido. Principalmente, o número de eletrodos se achando entre os pares de eletrodos pode ser diferente para pares aplicadores de corrente contra pares medidores, mas a maioria das configurações resultará no mesmo número de eletrodos interpostos usados para pares aplicadores e pares medidores de corrente.

[0024] Conseqüentemente, de acordo com outra realização da invenção, o mesmo número de eletrodos se acha entre cada par de eletrodos para medir um potencial diferencial. Este tipo de configuração tem a vantagem que há um padrão regular dos pares de eletrodos para medir os potenciais diferenciais que simplifica o processamento subsequente da imagem de tomografia de impedância elétrica. O número ótimo de eletrodos entre ditos pares de eletrodos para obter o melhor compromisso entre resolução espacial e relação de sinal para ruído depende das dimensões espaciais da configuração inteira. Por outro lado, as dimensões espaciais (isto é, em particular a distância entre os eletrodos que são colocados na linha periférica ao redor do corpo) podem ser escolhidas tal que o melhor resultado seja obtido se sempre exatamente um eletrodo se achar entre ditos pares de eletrodos para medir os potenciais diferenciais.

[0025] De acordo com outra realização da invenção, o mesmo número de eletrodos se acha entre cada par de eletrodos para aplicar uma corrente. Este tipo de configuração tem a mesma vantagem como descrito acima com respeito aos pares de eletrodos para medir os potenciais diferenciais, isto é, os padrões de corrente resultantes são semelhantes entre si, que simplifica o

processamento subsequente da imagem de tomografia de impedância elétrica. Porém, em contraste com os pares de eletrodos para medir os potenciais diferenciais, a distância entre os pares de eletrodos para aplicar uma corrente não influencia no primeiro lugar a relação de sinal para ruído da medição. Em lugar disso, há um critério adicional para escolher o número ótimo de eletrodos entre os pares de eletrodos para aplicar uma corrente que é o número resultante de medições de coleta de dados independentes para todos os possíveis padrões de corrente. Simulações de Monte-Carlo que foram efetuadas nesta consideração sugerem que o número máximo de medições independentes pode ser obtido quando o número de eletrodos intercalados é igual ambos para os pares de eletrodos para medir os potenciais diferenciais e para os pares de eletrodos para aplicar uma corrente. Porém, o benefício entre a combinação máxima e a próxima melhor de acordo com as simulações de Monte-Carlo não era significativo, isto é, apenas uma medição adicional.

[0026] De acordo com outra realização da invenção, para um padrão de corrente cada eletrodo em dita linha periférica é ou usado tanto para aplicar uma corrente ou para medir potenciais diferenciais. A vantagem de excluir os eletrodos para aplicar uma corrente de medir potenciais diferenciais é o fato que a contaminação da tensão de leitura pela impedância de contato (eletrodo - pele) pode ser evitada. Tendo nenhuma corrente, os potenciais na pele e no eletrodo estarão em equilíbrio próximo. Porém, tendo alguma passagem de corrente pelo eletrodo, o potencial na pele será sempre diferente do potencial gerado no metal de eletrodo. Tendo uma configuração de 32 eletrodos, ainda há 28 medições de tensão diferenciais independentes para cada padrão de corrente se os eletrodos para aplicar uma corrente forem excluídos. Até mesmo considerando a redundância causada pelo princípio de reciprocidade, esta configuração resulta em aproximadamente a mesma quantidade de informação independente como na configuração adjacente. Portanto, resolução é

minimamente afetada enquanto a relação de sinal para ruído melhora 3 a 4 vezes.

[0027] De acordo com outra realização da invenção, para um padrão de corrente, cada eletrodo em dita linha periférica é usado para medir potenciais diferenciais. Preferivelmente, para um padrão de corrente, cada eletrodo é usado duas vezes para medir potenciais diferenciais. Deste modo, a informação máxima possível será obtida do dado número de eletrodos. Conseqüentemente, o número de medições de potencial diferencial é igual ao número de eletrodos. Conseqüentemente, isto requer que os eletrodos para aplicar uma corrente também sejam usados para as medições de potencial diferencial, em que nesta configuração a influência da aplicação de corrente tem que ser levada em conta com respeito à medição de potencial diferencial.

[0028] De acordo com outra realização da invenção, uma medição de potencial diferencial é executada medindo uma primeira tensão de um primeiro eletrodo com respeito a terra da fonte de corrente, medindo uma segunda tensão de um segundo eletrodo com respeito a terra da fonte de corrente e subtraindo a segunda tensão da primeira tensão. Esta medição de potenciais diferenciais entre pares de eletrodos sempre assegura que o ruído existente contra o potencial de referência seja compensado até onde possível.

[0029] Isto é para ser explicado pelo fato que componentes de ruído contra o potencial de referência que estão igualmente presentes em ambos os eletrodos são suprimidos se o potencial diferencial entre ambos os eletrodos for medido por um amplificador diferencial. Conseqüentemente, a fonte principal de ruído resulta então meramente dos próprios amplificadores diferenciais empregados em medições de potencial diferencial, que geralmente produzem algum ruído de fundo com amplitude quase constante dependendo da rejeição de modo comum e do ambiente. Conseqüentemente, qualquer incremento na amplitude de potenciais diferenciais em pares de eletrodos como proposto de

acordo com os resultados de invenção em uma melhoria imediata da relação de sinal para ruído.

[0030] De acordo com outra realização da invenção, uma fonte de corrente equilibrada é usada tendo o aterramento de ponto médio como terra. A vantagem desta configuração é o fato que nenhum eletrodo de referência é precisado para o potencial de terra. Ao invés, o aterramento de ponto médio da fonte de corrente pode servir como um potencial de referência.

[0031] De acordo com outra realização da invenção, os eletrodos são colocados em pelo menos uma unidade de eletrodo. Uma unidade de eletrodo combina vários eletrodos em um elemento que pode ser aplicado ao corpo do paciente. Qualquer unidade de eletrodo inclui todos os eletrodos requeridos para a medição, por exemplo um cinto de eletrodos, ou várias unidades de eletrodos, denominados módulos de eletrodos, são combinados a fim de obter o número requerido de eletrodos. Várias configurações de um cinto de eletrodos são conhecidas, por exemplo de WO 03/043493 A2. Por outro lado, módulos de eletrodo estão disponíveis tendo por exemplo 8 eletrodos por módulo. Deste modo, quatro módulos podem ser usados para executar medições com 32 eletrodos. Vantagens de módulos de eletrodos são sua produção mais fácil e uso clínico mais fácil.

BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

[0032] No seguinte, a presente invenção será explicada ademais com referência às figuras seguintes, em que:

[0033] Figura 1 mostra a configuração adjacente para aplicar uma corrente e para medir um potencial diferencial de acordo com o estado da técnica usando 16 eletrodos;

[0034] Figura 2 mostra a configuração adjacente para aplicar uma corrente e para medir um potencial diferencial de acordo com o estado da técnica usando 32 eletrodos;

[0035] Figura 3 mostra uma configuração de acordo com a invenção para aplicar uma corrente e para medir um potencial diferencial empregando um cinto de eletrodos com 32 eletrodos;

[0036] Figura 4 mostra um detalhe de uma configuração de acordo com a invenção com 32 eletrodos cercando uma seção do corpo com resistividade homogênea;

[0037] Figura 5 mostra um caso típico de medições de potencial diferencial em um tanque simulando um tórax humano de acordo com o estado da técnica;

[0038] Figura 6 mostra um caso típico de medições de potencial diferencial de acordo com a invenção;

[0039] Figura 7 mostra uma comparação das medições de sinais de potencial diferencial entre uma configuração de acordo com o estado da técnica como mostrada na Figura 5 e uma configuração de acordo com a invenção como mostrada na Figura 6;

[0040] Figura 8 mostra uma ilustração de um modelo de tanque salino e um objeto não condutivo colocado nele a ser usado dentro da simulação;

[0041] Figura 9 mostra o resultado de uma reconstrução de imagem usando uma configuração adjacente e um algoritmo de retroprojeção;

[0042] Figura 10 mostra o resultado de uma reconstrução de imagem usando uma configuração de acordo com a invenção com um eletrodo se achando entre os pares aplicadores de corrente/pares de medição e um algoritmo de retroprojeção;

[0043] Figura 11 mostra o resultado de uma reconstrução de imagem usando uma configuração de acordo com a invenção com três eletrodos se achando entre os pares aplicadores de corrente/pares de medição e um algoritmo de retroprojeção;

[0044] Figura 12 mostra o resultado de uma reconstrução de

imagem usando uma configuração adjacente e um algoritmo de reconstrução baseado nos cálculos de matriz de sensibilidade para um modelo de malha de elemento finito; e

[0045] Figura 13 mostra o resultado de uma reconstrução de imagem usando uma configuração de acordo com a invenção com um eletrodo se achando entre os pares aplicadores de corrente/pares de medição e um algoritmo de reconstrução baseado nos cálculos de matriz de sensibilidade para um modelo de malha de elemento finito.

DESCRIÇÃO DE REALIZAÇÕES DA INVENÇÃO

[0046] Figura 1 mostra a configuração adjacente para aplicar uma corrente e para medir um potencial diferencial de acordo com o estado da técnica usando 16 eletrodos. Descrita é uma vista de seção transversal de um objeto de teste no plano de um cinto de eletrodos. Figura 1 mostra uma configuração adjacente para aplicar uma corrente e para medir um potencial diferencial.

[0047] Uma fonte de corrente de saída alta é aplicada por eletrodos 1 e 2, enquanto a diferença do potencial entre outros pares de eletrodos é medida - para simplificar assuntos, só o potencial diferencial oposto, isto é, entre eletrodos 9 e 10, é descrito. O potencial diferencial oposto corresponde normalmente ao mais baixo.

[0048] Figura 2 mostra a mesma configuração como Figura 1, mas ilustra que, quando o número de eletrodos dobra a 32 eletrodos, enquanto mantendo a configuração adjacente, a distância entre eletrodos 1 e 2 encurta, aumentando a corrente de derivação pela pele entre estes eletrodos. Como resultado, densidade de corrente diminui no lado oposto do corpo, diminuindo gradientes de potencial. A distância separando o par de medição oposto, isto é, eletrodos 17 e 18, também se torna menos, diminuindo ademais os gradientes de potencial.

[0049] Figura 3 mostra uma configuração de acordo com a

invenção para aplicar uma corrente e para medir um potencial diferencial empregando um cinto de eletrodos com 32 eletrodos. Um padrão de corrente é descrito, onde eletrodos de excitação e de retorno são eletrodos 1 e 3, respectivamente. O padrão de corrente subsequente ocorreria, usando eletrodos 2 e 4 para aplicação de corrente, e assim por diante. Apesar do uso de 32 eletrodos, os gradientes de potencial diferenciais medidos são semelhantes àqueles na Figura 1. Densidade de corrente é mais alta no lado oposto do corpo, e a distância dentro de pares de medição aumenta. Há alguma sobreposição espacial de informação, que pode ser considerada facilmente pelo algoritmo de reconstrução. Porém, cada potencial diferencial é uma informação independente, e há informação muito mais independente para a reconstrução de imagem nesta configuração do que em uma configuração de 16 eletrodos. Portanto, a resolução de imagem é melhor do que na Figura 1, enquanto a relação de sinal para ruído é melhor do que na Figura 2.

[0050] De acordo com uma realização preferida da invenção, todas as medições de potenciais diferenciais são executadas simultaneamente. Possíveis movimentos do corpo e/ou mudanças na impedância dentro do corpo durante as medições que estão acontecendo reduzirá a qualidade da imagem de tomografia de impedância elétrica. É, portanto, desejável reduzir o tempo requerido para as medições de potencial diferencial para um dado padrão de corrente. Executar as medições de potencial diferencial simultaneamente conduz ao possível tempo de medição mais curto e conseqüentemente às melhores condições de medição. Além disso, uma única fonte de corrente bipolar é usada preferivelmente para aplicar a corrente a cada par de eletrodos selecionados para aplicar corrente. Esta fonte de corrente com alta impedância de saída é multiplexada entre todos os possíveis pares de eletrodos. Comparado a sistemas usando uma fonte de corrente em cada par de eletrodos empregados para aplicar corrente, reduzirá ademais o ruído no sistema.

[0051] Figura 4 mostra um detalhe de uma realização de acordo com a invenção com 32 eletrodos cercando uma seção do corpo com resistividade homogênea. Os eletrodos para aplicar uma corrente são 1 e 3 no lado oposto do corpo. Linhas isopotenciais conectando o dipolo formado entre eletrodos 1 e 3 e eletrodos 12 e 14 são descritas. Pode ser observado que há alguma sobreposição espacial de informação levada pelos potenciais diferenciais medidos por amplificadores 16 e 17, respectivamente, que deve ser considerado pelo algoritmo de reconstrução. Qualquer perturbação de impedância ocorrendo na região sobreposta causará uma mudança simultânea nos potenciais diferenciais medidos por amplificadores 16 e 17.

[0052] Figura 5 mostra um caso típico de medições de potencial diferencial em um tanque simulando um tórax humano, com uma configuração adjacente de 32 eletrodos de acordo com o estado da técnica. Para simplificar assuntos, as medições de potencial diferencial correspondendo a pares 32-1, 1-2, e 2-3 não são descritas.

[0053] Figura 6 mostra um caso típico de medições de potencial diferencial no mesmo tanque como na Figura 5, com a mesma fonte de corrente e intensidade, usando uma configuração de 32 eletrodos de acordo com a invenção. Para simplificar assuntos, medições correspondendo a pares de eletrodos 31-1, 32-2, 1-3, 2-4 e 3-5 não são mostradas.

[0054] Figura 7 mostra uma comparação das medições de sinais de potencial diferencial entre uma realização de acordo com o estado da técnica como mostrada na Figura 5 e uma realização de acordo com a invenção como mostrada na Figura 6. Figura 7 mostra o aumento em sinais de potencial diferencial até quádruplo, que normalmente causas uma melhoria na relação de sinal para ruído pela mesma ordem de magnitude. Uma vantagem adicional da realização de acordo com a invenção está relacionada à gama dinâmica de potenciais diferenciais, que diminuíram quase o dobro, melhorando

potencialmente a qualidade do processo de demodulação digital. Figura 8 mostra uma ilustração de um modelo de tanque salino e um objeto não condutivo colocado nele a ser usado dentro das simulações seguintes. Uma solução fisiológica com composição de 0,9% de NaCl era usada e a fonte de corrente aplicava 0,1 mA a 125 kHz. Esta instalação resultou em um ruído aleatório quase constante em todos os canais com um desvio-padrão de cerca de 0,01 mV. Um cilindro de acrílico, com 4,5 cm de diâmetro foi colocado na posição ilustrada, que está a meio caminho entre o centro e a borda.

[0055] Figura 9 mostra o resultado de uma reconstrução de imagem do objeto não condutivo de acordo com a Figura 8 usando uma realização adjacente e um algoritmo de retroprojeção. O algoritmo de retroprojeção é explicado por exemplo em Santosa F. e Vogelius M., "A backprojection algorithm for electrical impedance imaging", SIAM, 50: 216-243, 1990. O contorno do objeto não condutivo original está sobreposto para ilustrar a posição esperada do objeto na imagem. A relação de sinal para ruído nas tensões mais baixas era cerca de 40 dB.

[0056] Figura 10 mostra o resultado de uma reconstrução de imagem usando uma realização de acordo com a invenção com um eletrodo se achando entre os pares aplicadores de corrente/pares de medição e um algoritmo de retroprojeção. A fonte de corrente e intensidade eram a mesma como na Figura 9, com o mesmo sistema e cabos, gerando exatamente o mesmo ruído de fundo. A relação de sinal para ruído melhorou quádruplo, com uma melhoria visível na qualidade de imagem.

[0057] Figura 11 mostra o resultado de uma reconstrução de imagem usando uma realização de acordo com a invenção com três eletrodos se achando entre os pares aplicadores de corrente/pares de medição e um algoritmo de retroprojeção. A fonte de corrente e intensidade eram a mesma como na Figura 9, com o mesmo sistema e cabos, gerando exatamente o mesmo ruído de fundo. A relação de sinal para ruído melhorou ademais, quando comparada à Figura 10, mas

já há alguma deterioração no posicionamento de objeto e na resolução.

[0058] Figura 12 mostra o resultado de uma reconstrução de imagem usando uma configuração adjacente e um algoritmo de reconstrução baseado nos cálculos de matriz de sensibilidade para um modelo de malha de elemento finito. Este algoritmo de reconstrução é explicado por exemplo em Morucci J. P. et al., "A direct sensitivity matrix approach for fast reconstruction in electrical impedance tomography", 'Physiological Measurement', 15: A104 - A114, 1994. A fonte de corrente e intensidade eram a mesma como na Figura 9, com o mesmo sistema e cabos, gerando exatamente o mesmo ruído de fundo. Sob as condições particulares testadas, com um ruído aleatório constante pelos eletrodos, o algoritmo resultou em resolução espacial melhor e propagou menos ruído à imagem do que o algoritmo de retroprojeção.

[0059] Figura 13 mostra o resultado de uma reconstrução de imagem usando uma realização de acordo com a invenção com um eletrodo se achando entre os pares aplicadores de corrente/pares de medição e um algoritmo de reconstrução baseado nos cálculos de matriz de sensibilidade para um modelo de malha de elemento finito. Novamente, ajustes de fonte de corrente e ruído de fundo foram mantidos constantes como na Figura 9.

[0060] Quando comparado à Figura 12, ruído de imagem diminuiu e a resolução espacial melhorou. A razão para esta melhoria é a melhor relação de sinal para ruído em medições de potencial diferencial, sem perder a vantagem principal de um sistema de potencial diferencial com eletrodos aplicadores de corrente localizados comparativamente um perto do outro, isto é sua alta frequência espacial de excitação, conduzindo a um maior número de medições independentes.

REIVINDICAÇÕES

1. MÉTODO PARA REALIZAÇÃO DE COLETA DE DADOS SOBRE ELETRODOS COLOCADOS EM UM CORPO para processamento subsequente de uma imagem de tomografia de impedância elétrica de uma parte correspondente do corpo por meio de um algoritmo de reconstrução, que compreende as etapas de:

colocar os eletrodos em uma linha periférica ao redor do corpo;

aplicar um padrão de corrente de uma fonte de corrente a pelo menos um par de eletrodos;

medir potenciais diferenciais entre pares de eletrodos,

pelo menos um eletrodo intermediário se acha entre cada par de eletrodos para medir os potenciais diferenciais,

os potenciais diferenciais de um padrão de corrente para o processamento de imagem subsequente se referem a pelo menos três pares diferentes de eletrodos com nenhum eletrodo usado mais que duas vezes para cada padrão de corrente, e

a coleta de dados é sujeita a uma sobreposição de informações, que são consideradas pelo algoritmo de reconstrução,

o método sendo caracterizado pela medição dos potenciais diferenciais do padrão de corrente entre os pares de eletrodos ainda compreender que o pelo menos um eletrodo intermediário é parte de outro par de eletrodos para medição dos potenciais diferenciais.

2. MÉTODO de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo mesmo número de eletrodos se encontrar entre cada par de eletrodos para aplicar uma corrente.

3. MÉTODO de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 2, caracterizado por para um padrão de corrente, cada eletrodo na linha periférica ser usado para medir potenciais diferenciais.

4. MÉTODO de acordo com reivindicação 3, caracterizado por para um padrão de corrente, cada eletrodo ser usado duas vezes para medir potenciais diferenciais.

5. MÉTODO de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 4, caracterizado por uma medição de potencial diferencial ser executada medindo uma primeira tensão de um primeiro eletrodo com respeito ao terra da fonte de corrente, medindo uma segunda tensão de um segundo eletrodo com respeito ao terra da fonte de corrente e subtraindo a segunda tensão da primeira tensão.

6. MÉTODO de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 5, caracterizado por uma fonte de corrente equilibrada ser usada tendo o aterramento de ponto médio como terra.

7. MÉTODO de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 6, caracterizado pelos eletrodos serem colocados em pelo menos uma unidade de eletrodo.

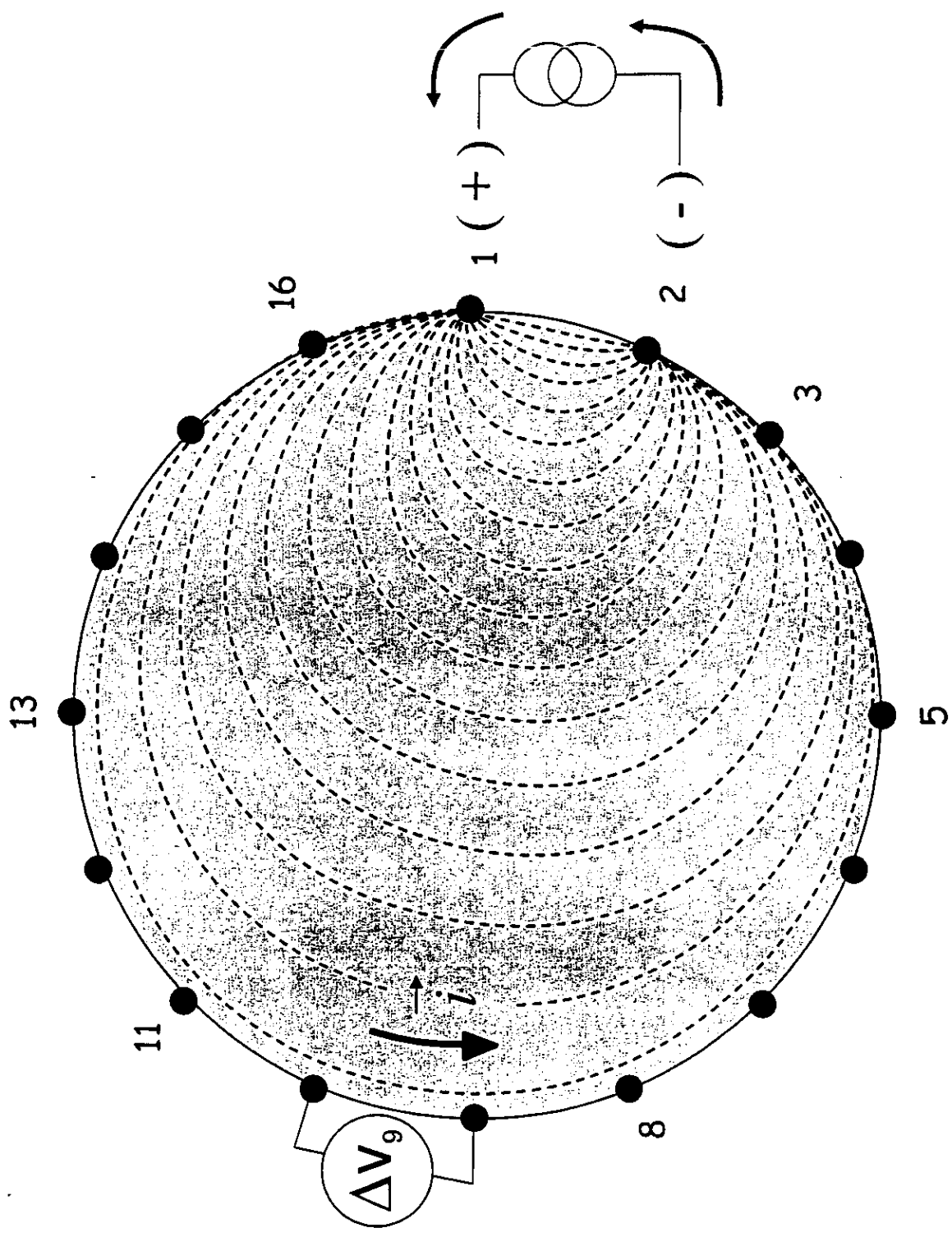


Fig. 1

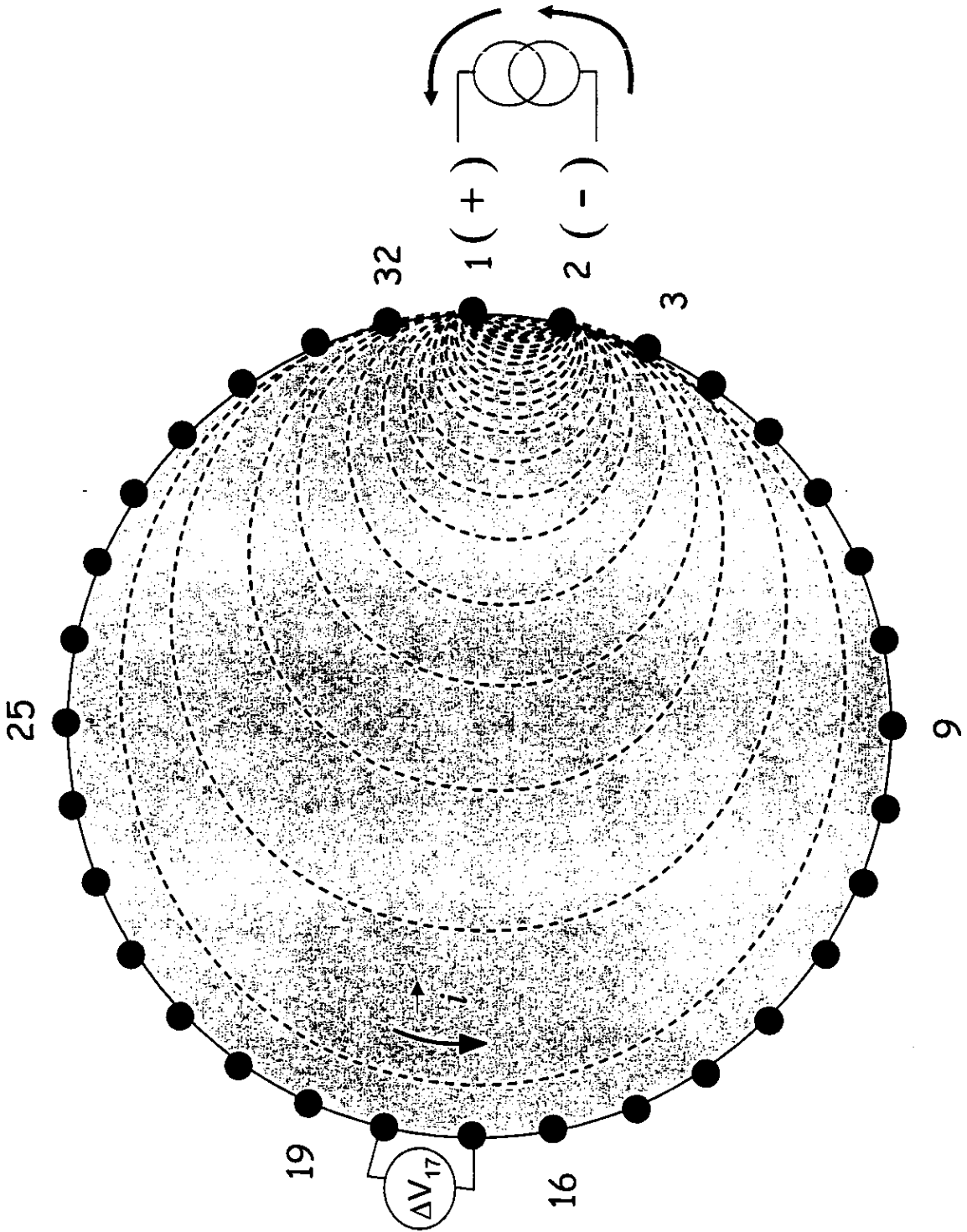
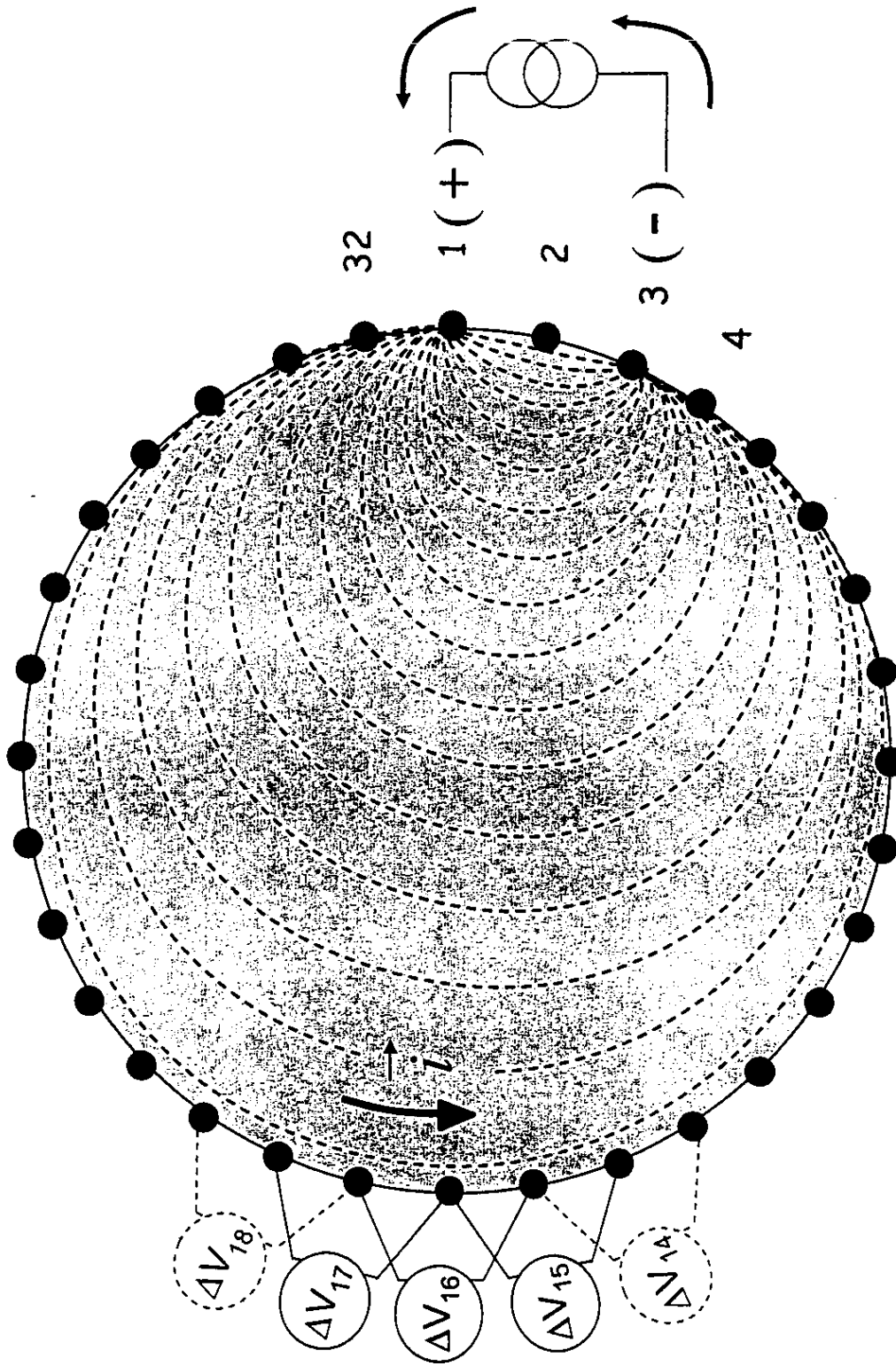


Fig. 2

25



9 Fig. 3

61

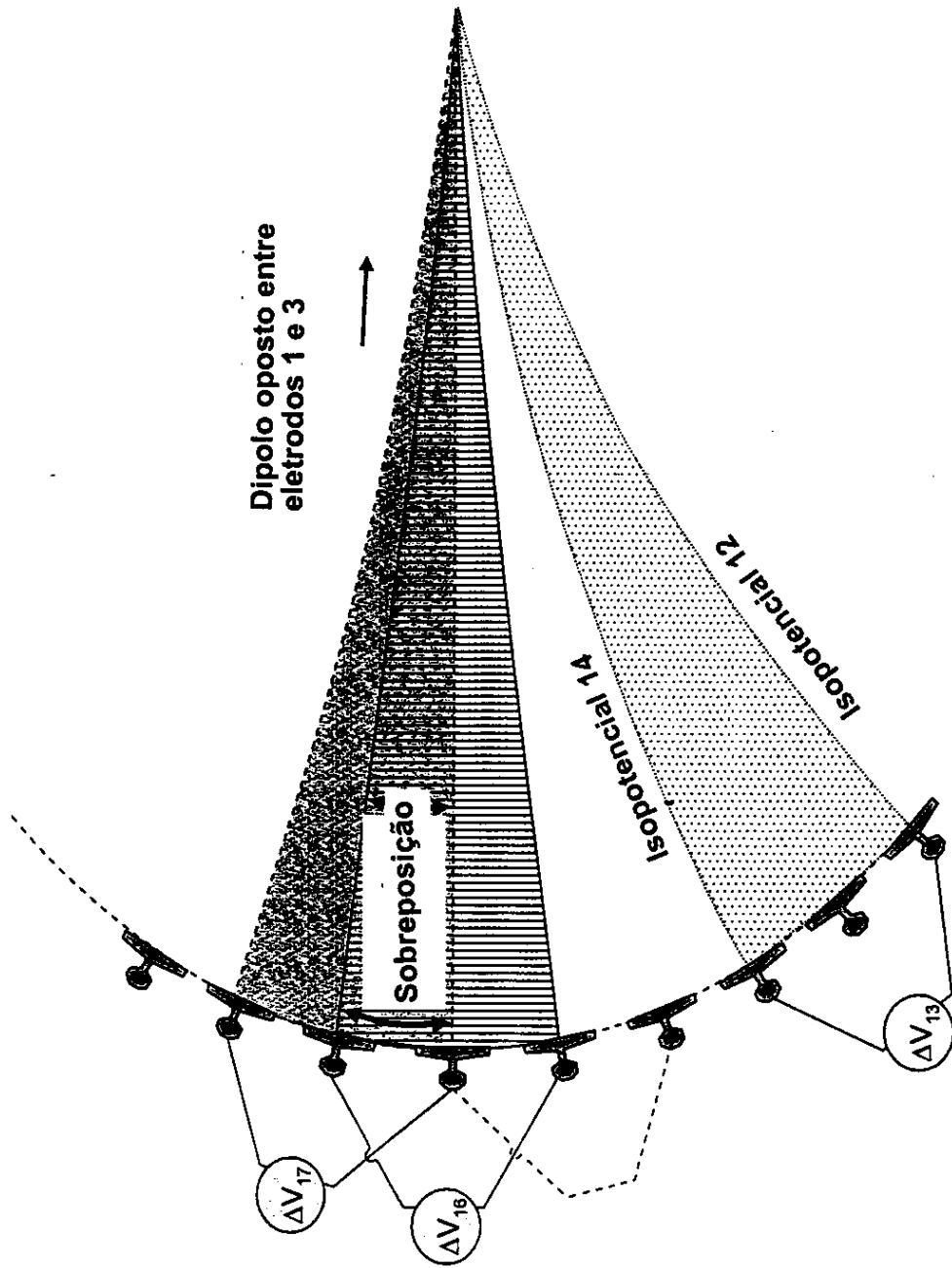


Fig. 4

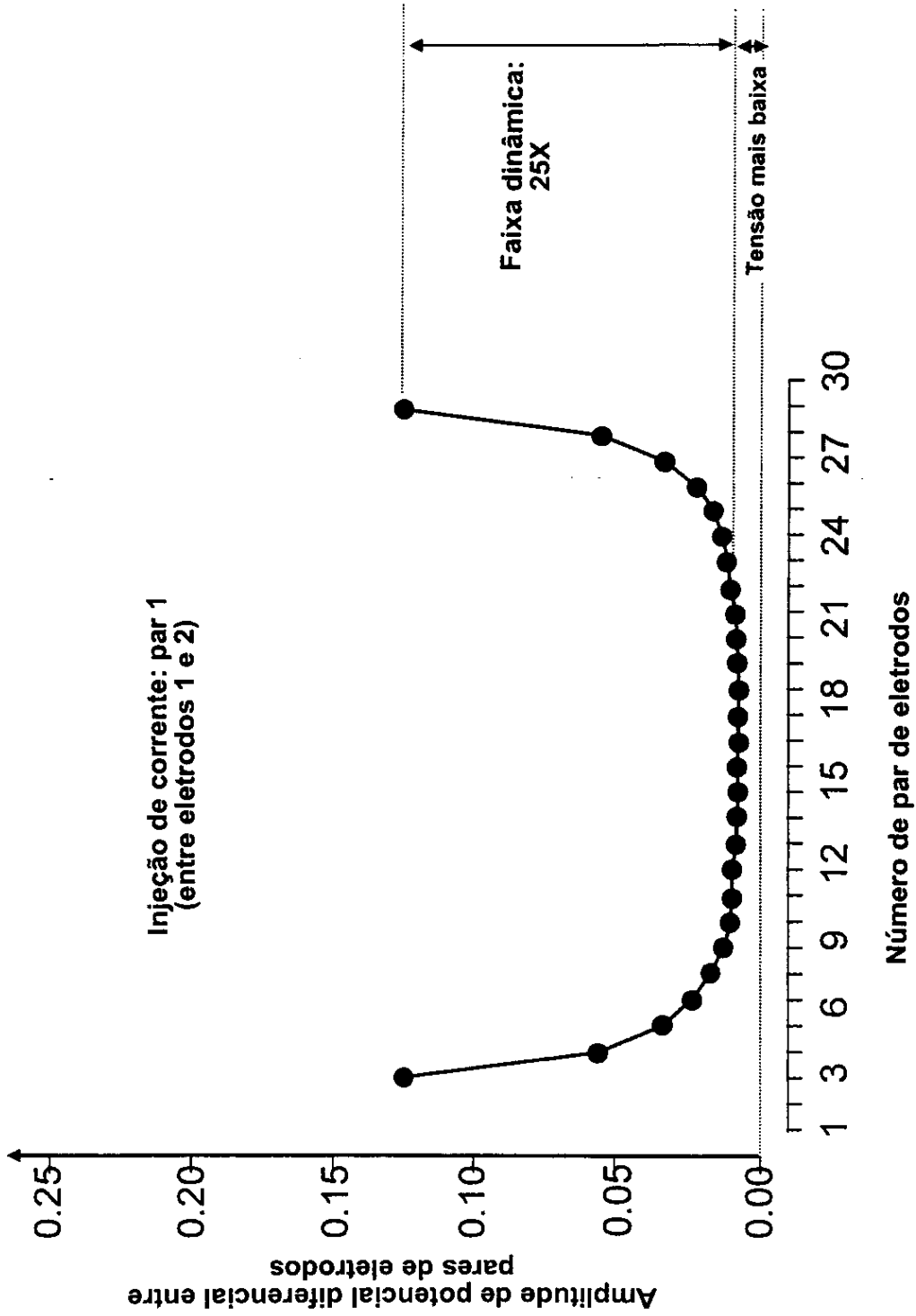
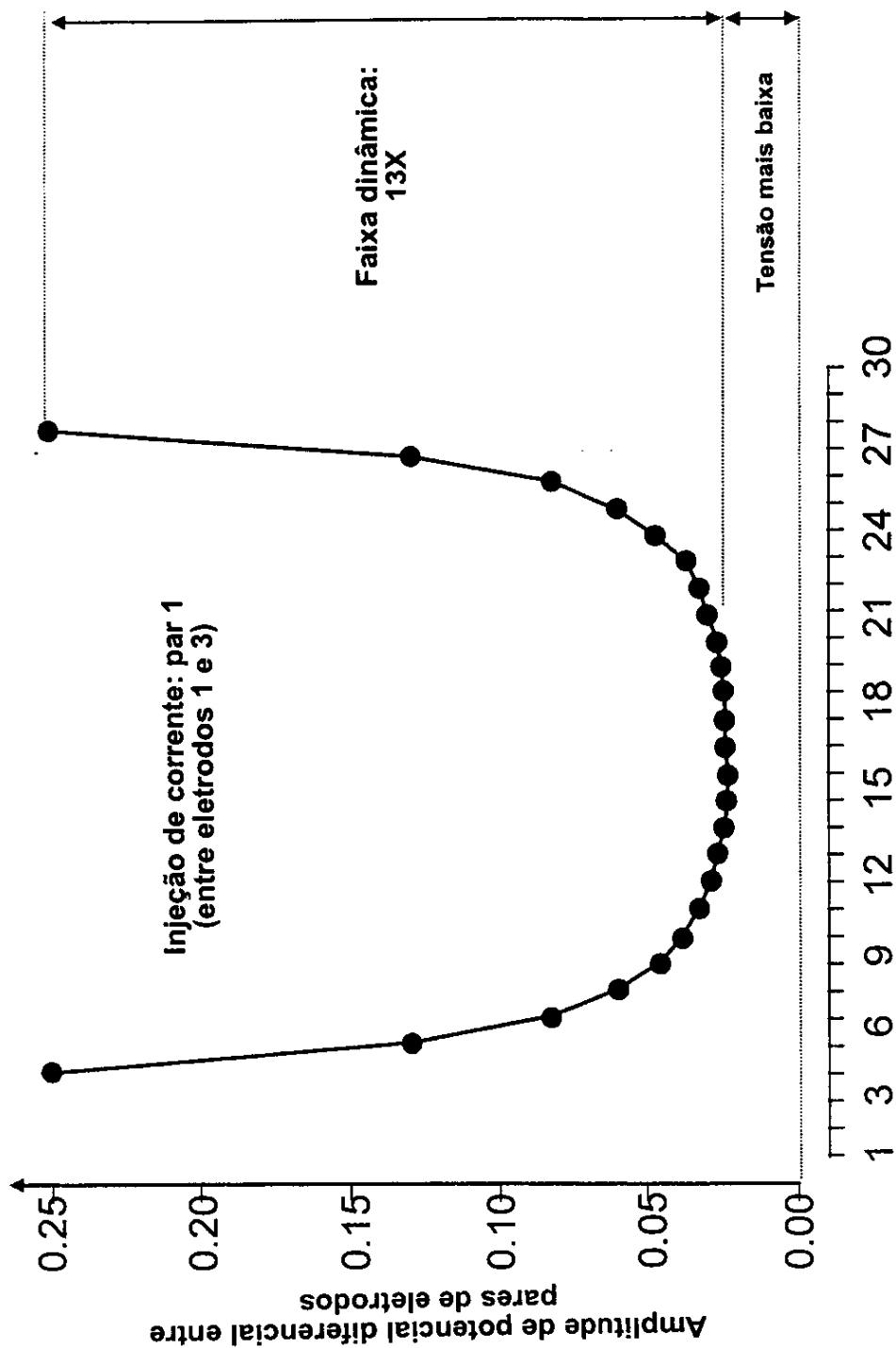


Fig. 5



Número de par de eletrodos

Fig. 6

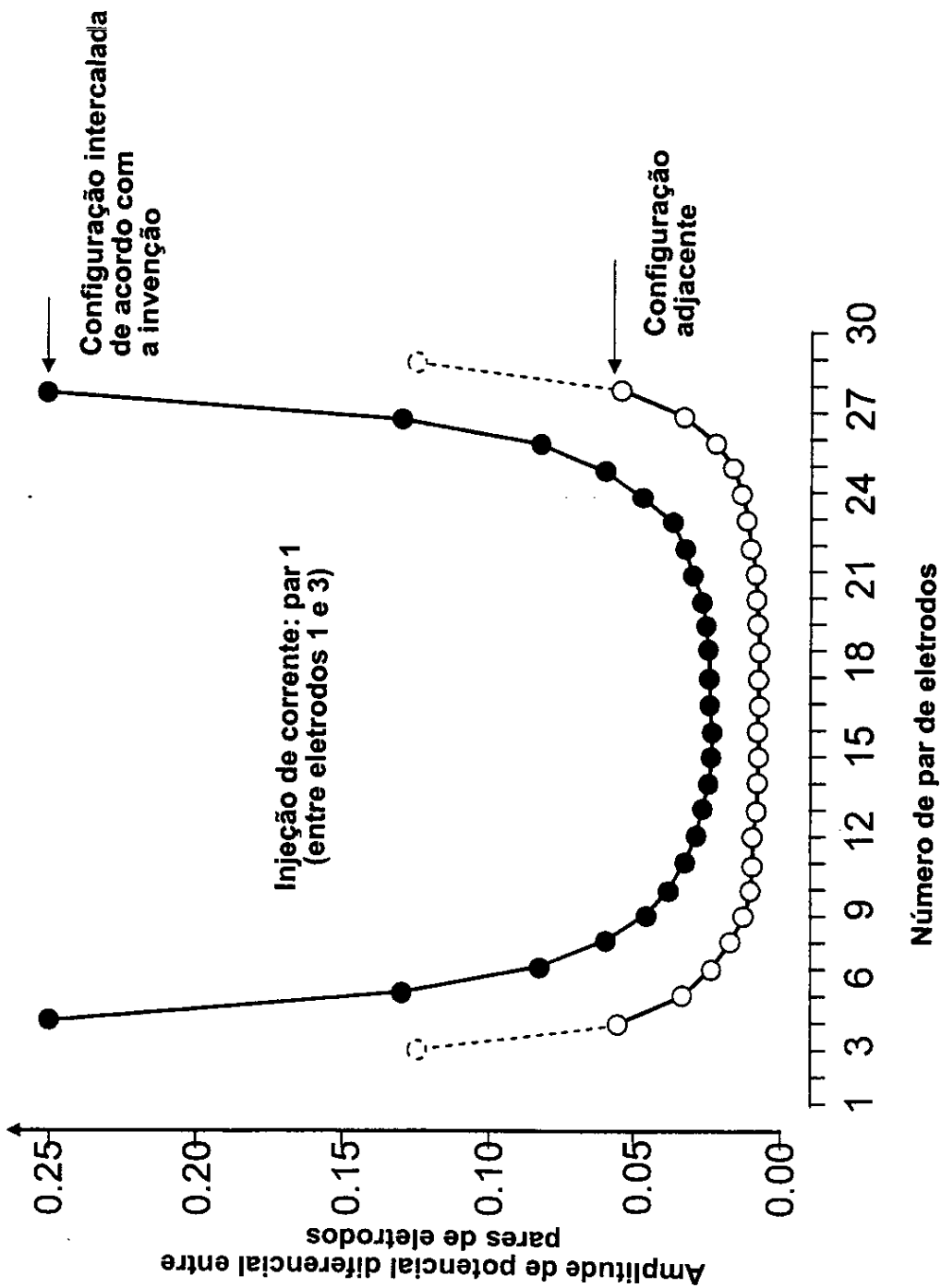


Fig. 7



Fig. 8

SD de potenciais
diferenciais:
0,01 mV

Reconstrução:
Retro-projeção

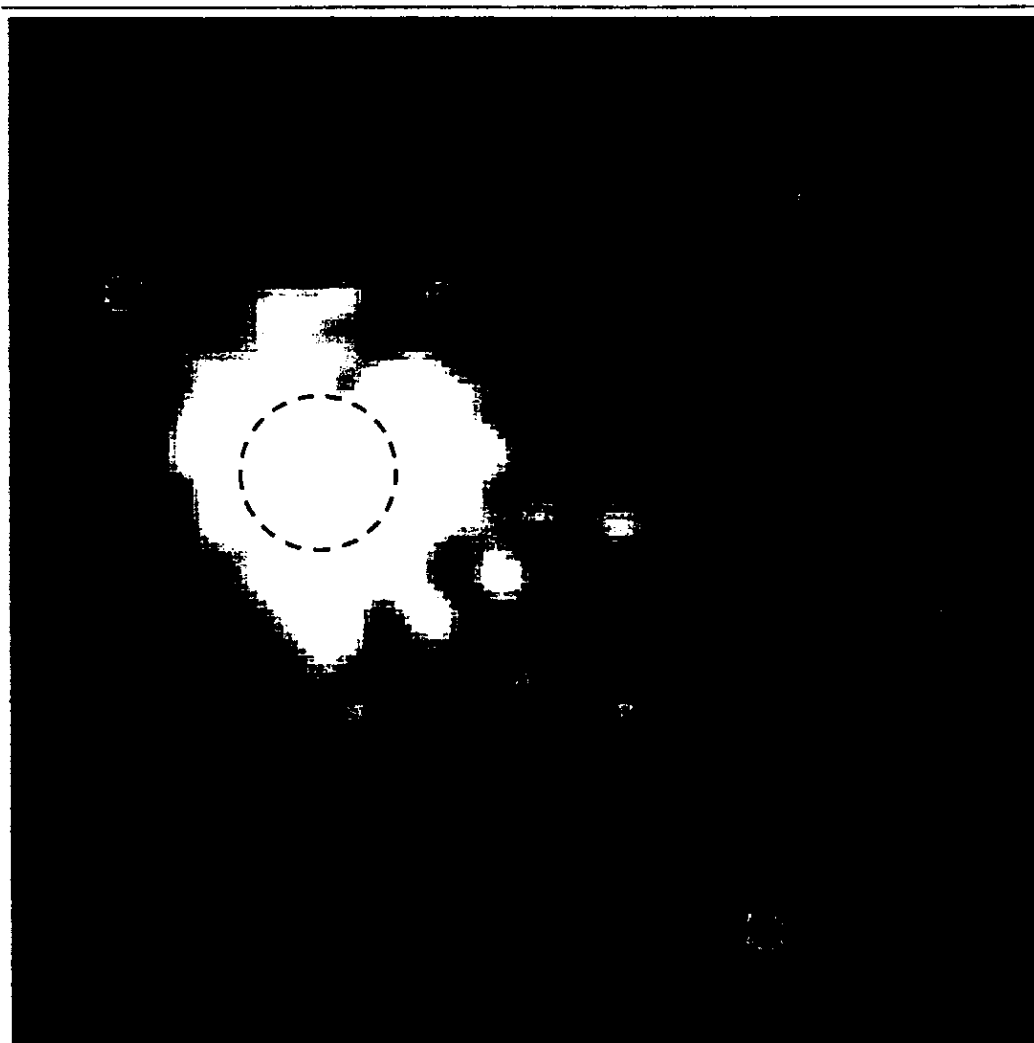


Fig. 9

SD de potenciais
diferenciais:
0,01 mV

Reconstrução:
Retro-projeção

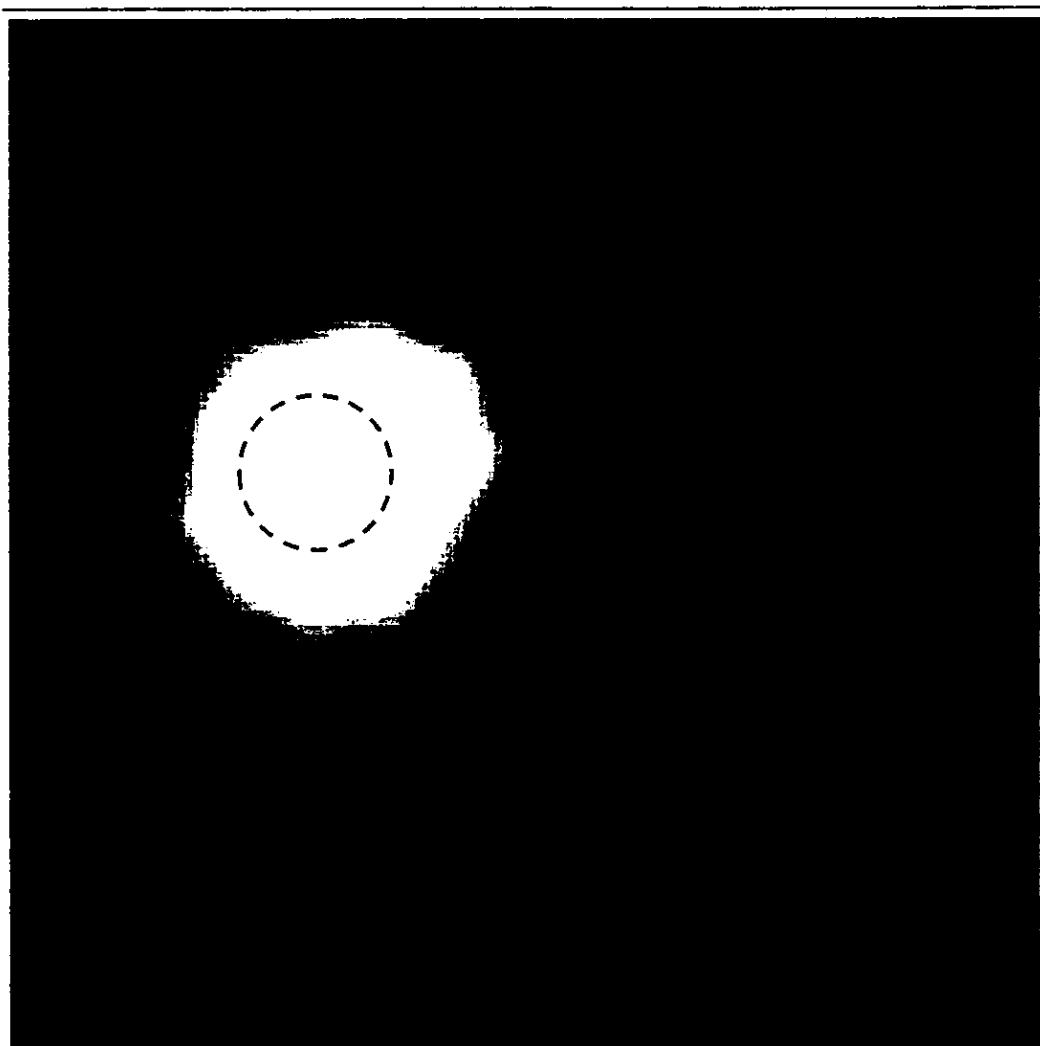


Fig. 10

SD de potenciais
diferenciais:
0,01 mV

Reconstrução:
Retro-projeção

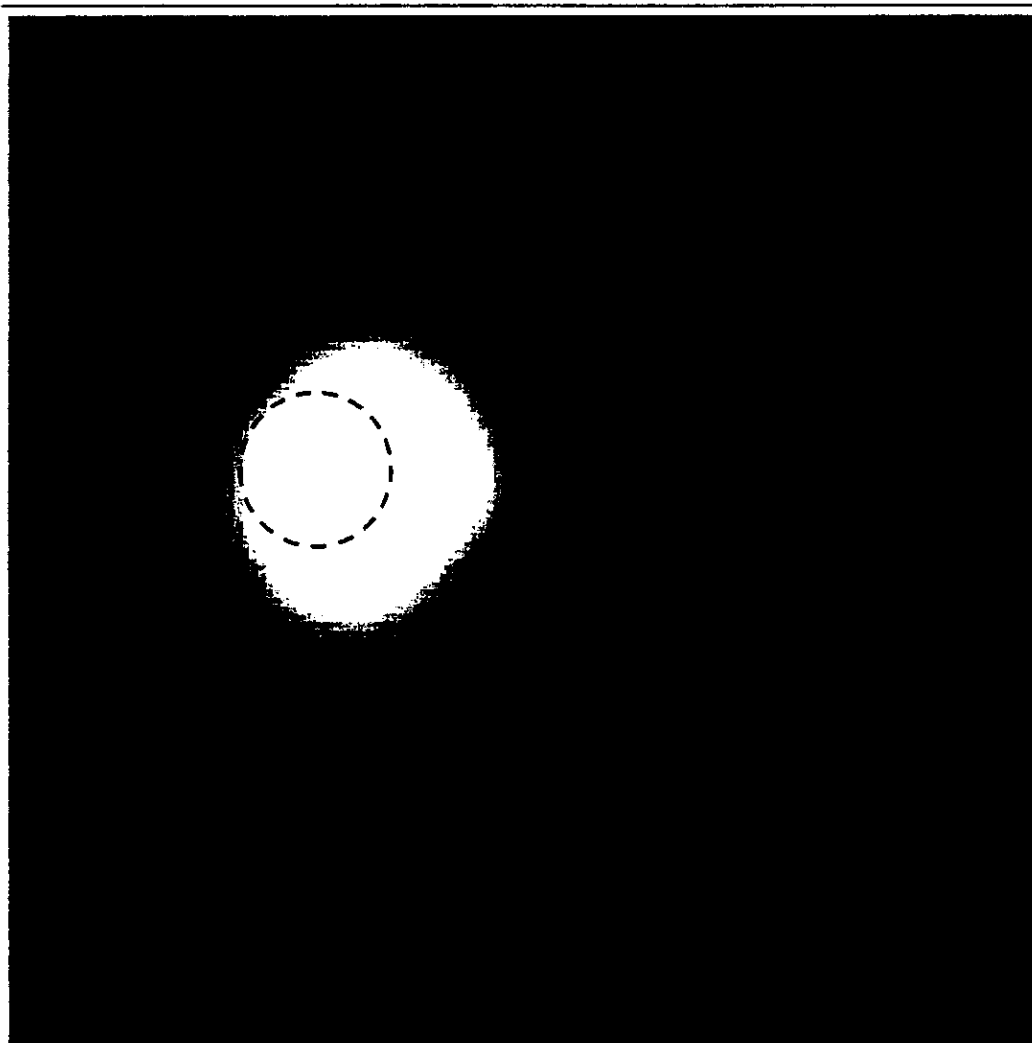


Fig. 11

SD de potenciais
diferenciais:
0,01 mV

Reconstrução:
Matriz de sensibilidade

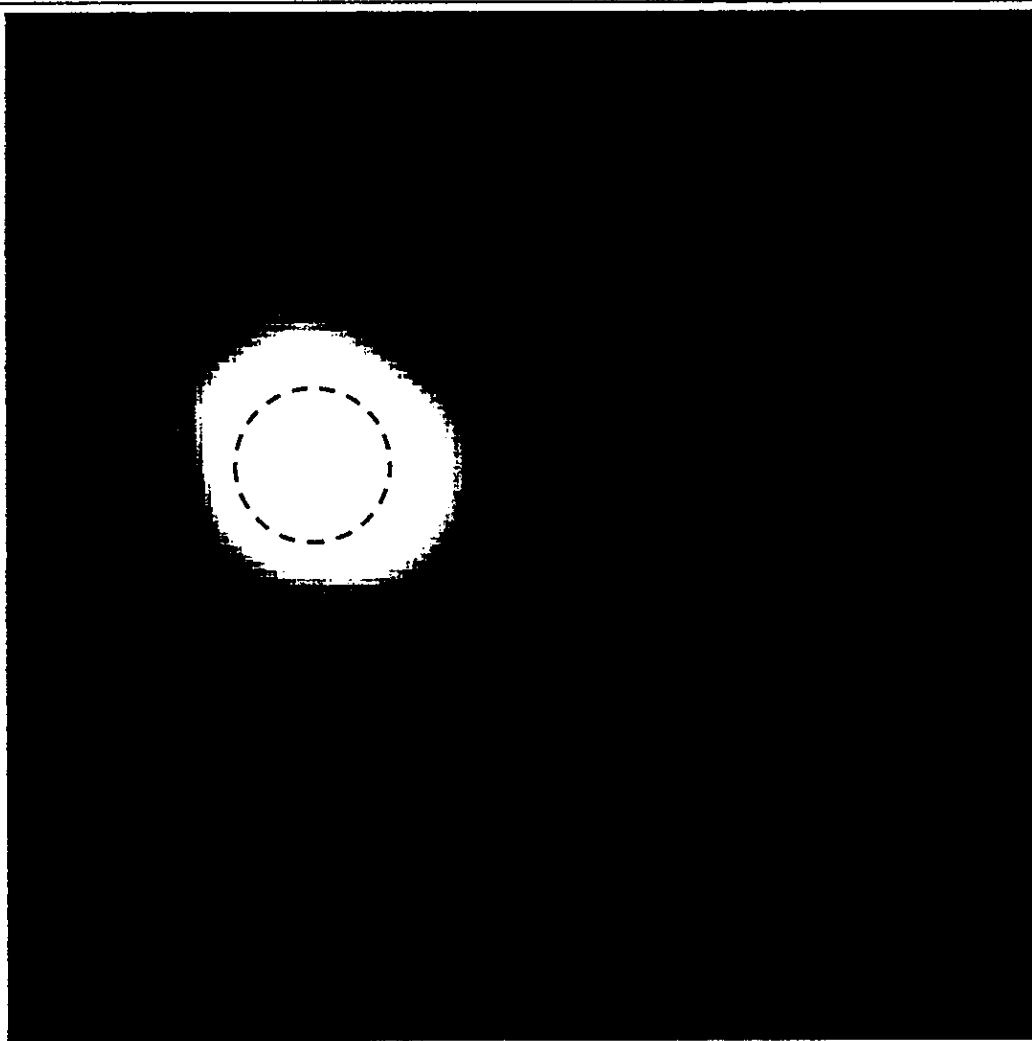


Fig. 12

5

SD de potenciais
diferenciais:
0,01 mV

Reconstrução:
Matriz de sensibilidade

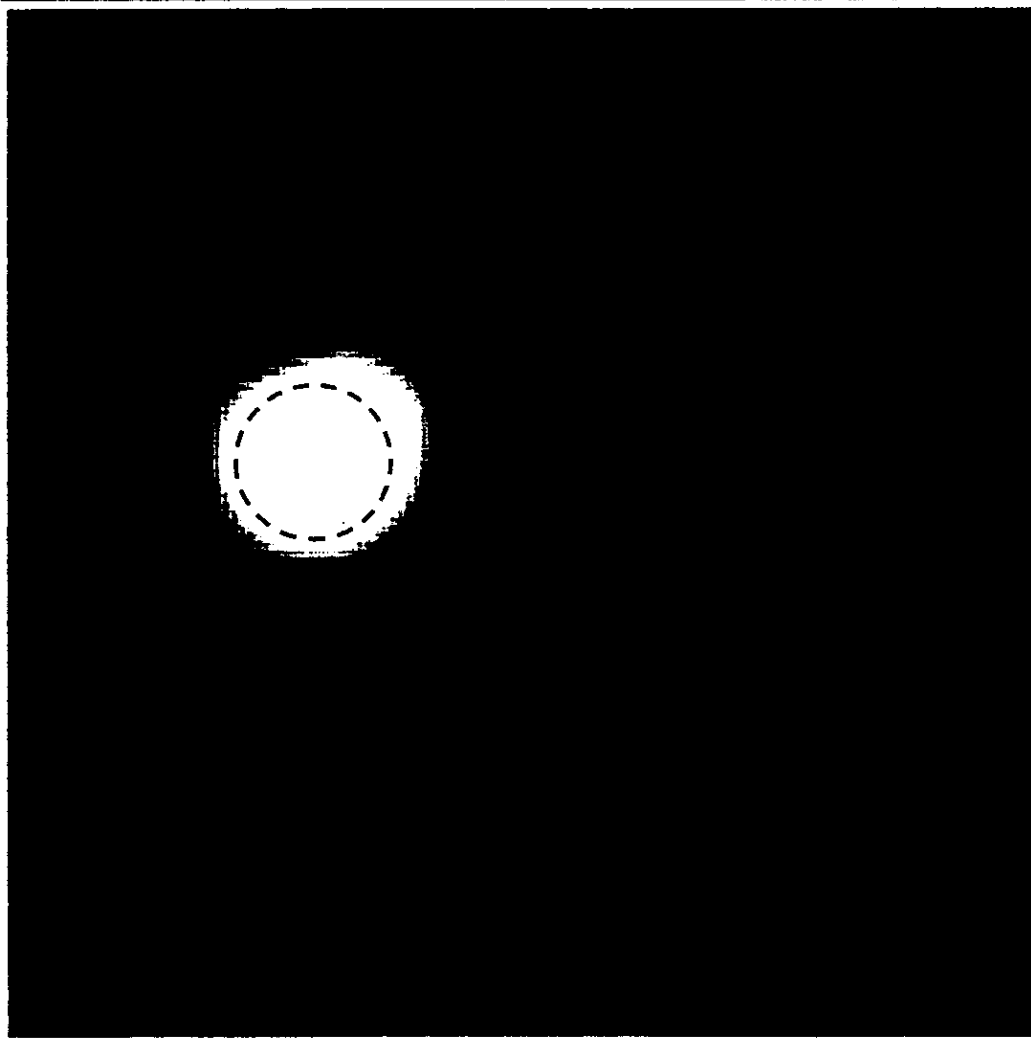


Fig. 13