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

(21) **PI 0614140-4 A2**

* B R P I 0 6 1 4 1 4 0 A 2 *

(22) Data de Depósito: 21/07/2006
(43) Data da Publicação: 22/05/2012
(RPI 2159)

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

(54) Título: SISTEMA E MÉTODO DE FORMAÇÃO DE IMAGEM DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA E PROGRAMA DE COMPUTADOR, PARA EXPLORAR UMA DISTRIBUIÇÃO DE PERMISSIVIDADE ELÉTRICA DO OBJETO

(30) Prioridade Unionista: 08/08/2005 EP 05107280.9

(73) Titular(es): KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N. V.

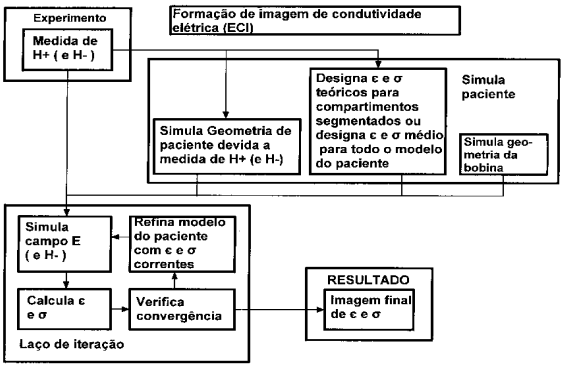
(72) Inventor(es): Christian Findeklee, Peter Vernickel, Ulrich Katscher

(74) Procurador(es): David do Nascimento Advogados Associados

(86) Pedido Internacional: PCT IB2006052501 de 21/07/2006

(87) Publicação Internacional: WO 2007/017779de 15/02/2007

(57) Resumo: SISTEMA E MÉTODO DE FORMAÇÃO DE IMAGEM DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA E PROGRAMA DE COMPUTADOR, PARA EXPLORAR UMA DISTRIBUIÇÃO DE PERMISSIVIDADE ELÉTRICA DO OBJETO Um sistema de formação de imagem de impedância elétrica é apresentado no qual a distribuição de permissividade e/ou condutividade elétrica é derivada com base em sinais de ressonância magnética. Os sinais de ressonância magnética são gerados devido a um campo eletromagnético de excitação. Notavelmente, uma força de campo de indução magnética é derivada a partir dos sinais de ressonância magnética adquiridos. Também, a força de campo elétrico associada com o campo eletromagnético de excitação é computada. A distribuição de permissividade e/ou condutividade elétrica é computada com base na força de campo elétrico e da força de campo de indução magnética.



"SISTEMA E MÉTODO DE FORMAÇÃO DE IMAGEM DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA E PROGRAMA DE COMPUTADOR, PARA EXPLORAR UMA DISTRIBUIÇÃO DE PERMISSIVIDADE ELÉTRICA DO OBJETO"

A invenção pertence a um sistema de formação de imagem de impedância elétrica para explorar a distribuição de permissividade e/ou condutividade elétrica de um objeto.

Tal um sistema de formação de imagem de impedância elétrica é conhecido do Pedido de Patente US 2003/0160622.

Este sistema de formação de imagem de impedância elétrica conhecido envolve um aparelho que utiliza uma seqüência de sondas de RF para medir ao longo de múltiplos canais de sinal, o ruído térmico não-ressonante que é produzido em uma amostra. Desta medida a correlação de ruído térmico não-ressonante é uma função da sobreposição espacial dos campos eletromagnéticos das sondas de RF e da distribuição espacial da condutividade da amostra, i. e. um objeto a ser examinado. De fato, a correlação de ruído entre os respectivos canais (j e k) é igual

$$\int \sigma(r)\underline{E}_j\underline{E}_k^*(r)dV$$

onde $\underline{E}_i$ é o fasor da força do campo elétrico para canal i e σ é a distribuição de condutividade elétrica. A distribuição de condutividade elétrica é obtida por meio de uma abordagem do problema inverso que envolve uma inversão de matriz ou projeção de volta.

O sistema de formação de imagem de impedância elétrica tem a função de tomografia de impedância elétrica (EIT). As técnicas de EIT envolvem gerar uma distribuição de corrente elétrica no objeto, ou através de contato direto ou acoplamento indutivo e então medir esta distribuição através de uma seqüência de detectores designado para medir ou corrente ou voltagem. Estas medidas são então usadas para calcular um mapa de impedância.

Um objetivo da presente invenção é fornecer um sistema de formação de imagem de impedância elétrica que relativa ao sistema de formação de imagem de impedância elétrica conhecido tem uma resolução espacial melhorada para a distribuição de permissividade e/ou condutividade elétrica.

Este objetivo é alcançado pelo sistema de formação de imagem de impedância elétrica da invenção para explorar uma distribuição de permissividade e/ou condutividade elétrica do objeto, o sistema de formação de imagem de impedância elétrica tendo as funções de

- aplicação de um campo eletromagnético de excitação para excitar rotações do objeto

- aquisição de sinais de ressonância magnética a partir do objeto e gerados devido ao campo eletromagnético de excitação

- computação de uma distribuição de força de campo elétrico associado com o campo eletromagnético de excitação

- derivação de uma distribuição de força de campo de indução magnética a partir dos sinais de ressonância magnética e

- computação da distribuição de permissividade e/ou condutividade elétrica a partir da distribuição de força de campo elétrico e da distribuição de força de campo de indução magnética.

O sistema de formação de imagem de impedância elétrica é capaz de formar imagem de ambos, a permissividade e/ou condutividade elétrica. Essas quantidades podem, alternativamente, ser consideradas como as partes reais e imaginárias de uma impedância elétrica complexa. O sistema de formação de imagem de impedância elétrica de acordo com a invenção deriva a distribuição de força de campo de indução magnética a partir dos sinais de ressonância magnética. Esses sinais de ressonância magnética são adquiridos com a muito boa resolução espacial quando codificação de gradiente de campo magnético é aplicada. Um sistema de antena de recepção

por RF é empregado para adquirir os sinais de ressonância magnética. Tais esquemas de codificação de gradiente de campo magnético são conhecidos por si só no campo da formação de imagem por ressonância magnética. O sistema de formação de imagem de impedância elétrica da invenção é fornecido com um sistema de aquisição de sinal de um sistema de formação de imagem de impedância elétrica moderno. Desta maneira resolução de sub milímetros para a distribuição de força de campo de indução magnética que é derivada a partir dos sinais de ressonância magnética é alcançada.

Adicionalmente, a distribuição de permissividade e/ou condutividade elétrica é obtida em uma maneira mais direta conforme comparada a como o sistema de formação de imagem de impedância elétrica moderno opera. Notavelmente, nenhum problema inverso necessita ser resolvido e conseqüentemente, não ocorre um problema relacionado com o problema inverso sendo mal atribuído. A tomografia de impedância elétrica conhecida é propensa a problemas sendo mal atribuída já que freqüências espaciais das distribuições de campo elétrico são geralmente muito mais baixas do que as freqüências espaciais da distribuição de impedância elétrica.

Ainda mais, o esforço computacional que o sistema de formação de imagem de impedância elétrica requer é menor, porque o sistema de formação de imagem de impedância elétrica da invenção requer diferenciação que é matematicamente menos complexa do que a inversão de matriz ou projeção de volta que o sistema de formação de imagem de impedância elétrica usa. Notavelmente, o aspecto de mensagem de acesso aleatório posicionamento é evitado. Ainda, o sistema de formação de imagem de impedância elétrica é capaz de eficientemente processar uma grande quantidade de dados. Notavelmente, de acordo com a invenção, a computação da permissividade e/ou condutividade elétrica é feita na forma de elemento mínimo de imagem a elemento mínimo de imagem. O sistema de formação de imagem de impedância elétrica é, por exemplo, empregado para explorar a

distribuição de permissividade elétrica de um paciente a ser examinado. Notavelmente, diferentes tecidos biológicos surgem para ter valores diferentes de permissividade elétrica, tal que tecidos diferentes podem ser distinguidos com base em seus valores de permissividade elétrica.

Este e outros aspectos da invenção serão ainda elaborados com referência as modalidades definidas nas Reivindicações dependentes.

Um sistema de antena de transmissão por RF é empregado para transmitir o campo de excitação eletromagnético. Freqüentemente, o sistema de antena de transmissão por RF, respectivamente, faz uso dos mesmos componentes de hardware que são operados em um modo de recepção e transmissão, respectivamente. O nível de sinal de ressonância magnética que é medido devido à excitação eletromagnética depende dos componentes de polarização circular de força de campo de indução eletromagnética tendo orientação de polarização por excitação e orientação de polarização por recepção, respectivamente. Mais em particular, o nível de sinal dos sinais de ressonância magnética é cerca de proporcional ao componente polarizado circular recebido da força de campo de indução eletromagnética. Ainda, o nível de sinal dos sinais de ressonância magnética é cerca de proporcional a uma função goniométrica do componente polarizado circular de excitação da força de campo de indução eletromagnética. Em particular, surge que a função goniométrica é a função de seno, já que em ângulo de inclinação zero, sinal zero é obtido.

A excitação respectiva e componentes circulares recebidas da força de campo de indução magnética podem ser, de forma precisa, obtidas das aquisições de sinais de ressonância magnética em respectivos ângulos de inclinação diferentes associado com o campo de excitação eletromagnético aplicado nas séries individuais de aquisição. A saber, o campo de excitação eletromagnético causa uma precessão de rotações no objeto em torno de um eixo ao longo da direção de um campo magnético principal que é aplicado

pelo sistema de formação de imagem de impedância elétrica. A precessão ocorre pelo fato de que rotações rodam em um ângulo, i. e. o ângulo de inclinação em torno da direção do campo magnético principal. Os respectivos componentes polarizados circulares da força de campo de indução magnética são derivados com base na adaptação dos níveis de sinal dos sinais de ressonância magnética à uma dependência da função goniométrica.

Um resultado preciso para distribuição de força de campo elétrico é obtido em uma abordagem iterativa. Esta abordagem iterativa é iniciada com base em uma primeira estimativa da distribuição de força de campo elétrico que é feita com base (i) na geometria do sistema de antena de transmissão por RF que é empregado para gerar o campo de excitação eletromagnético, (ii) nas voltagens elétricas aplicadas em vários elementos (e. g. bobinas) do sistema de antena de transmissão por RF, (iii) no tamanho e forma do objeto a ser examinada e (iv) na estimativa grosseira da permissividade e condutividade elétrica do objeto a ser examinado. Com base nessa iniciação é computada uma estimativa melhor e mais precisa da distribuição de permissividade e condutividade elétrica. Esta atualização é então de novo empregada como uma entrada, substituindo a estimativa grosseira anterior da distribuição de permissividade e condutividade elétrica. Com base na distribuição atualizada, a computação é re-iterada para obter distribuição de permissividade e condutividade elétrica sucessivas que de forma crescente estão representando, de forma precisa, a distribuição elétrica real do objeto a ser examinado. A primeira estimativa da distribuição é, por exemplo, considerada com um valor médio único ou é considerada como valores teóricos para respectivos compartimentos do objeto a ser examinado.

De acordo com um outro aspecto da invenção um dos componentes de polarização do campo de indução magnética é derivado da distribuição de força de campo elétrico, notavelmente como obtido da estimativa iterativa. Então, os sinais de ressonância magnética, recebidos de

uma antena de recepção por RF de somente recepção, podem ser analisados para derivar a distribuição de impedância elétrica, sem a necessidade de incluir controle sobre o componente de polarização do campo de indução magnética do campo de excitação eletromagnético. Notavelmente, isto permite efetuar a excitação com uma bobina de corpo de quadratura (QBC) de um sistema de formação de imagem por ressonância magnética e adquirir os sinais de ressonância magnética por uma bobina de superfície de somente recepção.

Ainda, de acordo com um aspecto da invenção, o sistema de antena de transmissão/recepção por RF pode usar uma orientação de polarização comutável do campo eletromagnético emitido. Nesta modalidade, a transmissão/recepção por RF é operada no modo de transmissão na orientação de polarização por excitação e é operada no modo de recepção na orientação de polarização por recepção. A polarização por excitação e a polarização por recepção são polarizações circulares opostas. Das medidas nas respectivas orientações de polarizações, os respectivos componentes polarizados circularmente da força de campo de indução magnética são derivados ao quais são então empregados junto com a distribuição de força de campo elétrico para computar a permissividade elétrica complexa. Uma alternativa, levemente mais enfadonha maneira para efetivamente efetuar medidas nas respectivas orientações é efetuar medidas respectivas nas quais a orientação é mudada no paciente a ser examinado.

Em ainda um aspecto da invenção, várias antenas de recepção por RF são empregadas que tem perfis de sensibilidade espaciais complementar. Isto possibilita evitar regiões espaciais onde a força de campo elétrico total é fechada em zero. Isto evita que a computação de distribuição de permissividade elétrica requeira divisão por pequenos números, que conduziria a uma instabilidade numérica.

De acordo com um outro aspecto da invenção, uma imagem, e.

g. na forma de um conjunto de dados volumétricos ou uma tomografia, imagem tomográfica de secção cruzada é reconstruída da distribuição de permissividade elétrica. Assim sendo, uma imagem que representa a distribuição de permissividade elétrica é formada, e que mostra diferenças em, e. g. tipo de tecidos que são representados através das diferenças em valor de permissividade elétrica. Assim sendo, diferenças entre tipos de tecido que não são distinguidos por modalidades de formação de imagem de diagnóstico convencional, tal como formação de imagem por ressonância magnética, formação de imagem de raio-x, formação de imagem por ultra-som, medicina nuclear, etc são agora vistos como diferentes pelos sistema de formação de imagem de impedância elétrica da invenção.

A invenção também se refere a um método de formação de imagem de impedância elétrica. O método de formação de imagem de impedância elétrica da invenção é definido na Reivindicação do método independente. Porque o método de formação de imagem de impedância elétrica da invenção emprega sinais de ressonância magnética para derivar a distribuição de permissividade elétrica do objeto a ser examinado, uma boa resolução (i.e. sub milímetros) espacial da distribuição de permissividade elétrica é alcançada. É notado que o método da invenção é convenientemente operado por meio de um programa de computador.

Ainda, a invenção se refere a um programa de computador para formação de imagem de impedância elétrica. O programa de computador da invenção é definido na Reivindicação de programa de computador independente. O programa de computador da invenção pode ser instalado em um processador, e.g., no processador de um sistema de formação de imagem por ressonância magnética. Então, o sistema de formação de imagem por ressonância magnética tendo o programa de computador da invenção instalado é possibilitado a efetuar o método de formação de imagem de impedância elétrica da invenção. O programa de computador da invenção

pode ser fornecido em um portador de dados tal com um distribuidor de CD-rom. Alternativamente, o programa de computador da invenção pode ser descarregado de uma rede de dados, tais como a ampla teia mundial. Em particular, o programa de computador da invenção pode ser instalado no processador de um sistema de formação de imagem por ressonância magnética para possibilitar o sistema de formação de imagem por ressonância magnética efetuar formação de imagem de impedância elétrica. Também, versões diferentes ou atualizações do programa de computador da invenção podem facilmente ser instaladas para substituir a versão anterior sem a necessidade de adaptação substancial do hardware do sistema, tal como excitação por RF e/ou antena de recepção por RF (bobinas).

Este e outros aspectos da invenção serão elucidadas com referência as modalidades descritas daqui adiante e com referência ao desenhos anexos onde

Figura 1 mostra, em forma de diagrama, um sistema de formação de imagem de impedância elétrica na forma de um sistema de formação de imagem por ressonância magnética que é adaptado para realizar a função de formação de imagem de impedância elétrica;

Figura 2 mostra um fluxograma para formação de imagem de Condutividade Elétrica;

Figura 3 mostra os resultados de uma demonstração da possibilidade numérica básica da abordagem da invenção.

Figura 1 mostra, em forma de digrama, um sistema de formação de imagem de impedância elétrica na forma de um sistema de formação de imagem por ressonância magnética que é adaptado para realizar a função de formação de imagem de impedância elétrica. O sistema de formação de imagem por ressonância magnética inclui um conjunto de bobinas principais 10 por meio das quais o campo magnético uniforme estável é gerado. As bobinas principais são construídas, por exemplo, em tal uma

maneira que elas envolvem um espaço de exame com a forma de um túnel. O paciente a ser examinado é colocado em uma modalidade, carregador de paciente que é deslizado para dentro desse espaço de exame em forma de um túnel. O sistema de formação de imagem por ressonância magnética também inclui um número de bobinas de gradiente 11,12 por meio das quais campos magnéticos exibindo variações espaciais, notavelmente na forma de gradientes temporários em direções individuais, são gerados a fim de serem superpostos sobre o campo magnético uniforme. As bobinas de gradiente 11,12 são conectadas a uma unidade de fornecimento de energia 21 controlável. As bobinas de gradiente 11,12 são alimentadas com energia, pela aplicação de uma corrente elétrica através de uma unidade de fornecimento de energia 21; para este fim a unidade de fornecimento de energia é provido com circuitos eletrônicos de amplificação de gradiente que aplica a corrente elétrica às bobinas de gradiente a fim de gerar pulsos de gradiente (também denominados, ' formas de onda de gradientes ') de forma temporal apropriada. A força, direção e duração dos gradientes são controladas através do controle de uma unidade de fornecimento de energia. O sistema de formação de imagem por ressonância magnética também inclui bobinas de transmissão e recepção 13,16 para gerar os pulso de excitação por RF e para capturar sinais de ressonância magnética, respectivamente. A bobina de transmissão 13 é preferencialmente construída com uma bobina de corpo 13 por meio da qual (uma parte do) o objeto a ser examinado pode ser envolvido. A bobina de corpo é usualmente arrumada no sistema de formação de imagem por ressonância magnética em tal uma maneira que o paciente 30 a ser examinado é envolvido pela bobina de corpo 13 quando ele ou ela, é colocado no sistema de formação de imagem por ressonância magnética. A bobina de corpo 13 atua como uma antena de transmissão para a transmissão de pulsos de excitação por RF e pulsos de re-foco de RF. Preferencialmente, a bobina de corpo 13 envolve uma distribuição de intensidade uniforme de forma

espacial dos pulsos de RF transmitidos (RFS). A mesma bobina ou antena é usualmente usada de forma alternada como a bobina de transmissão e a bobina de recepção. Ainda mais, a bobina de transmissão e recepção, usualmente, tem a forma de uma bobina, mas outras geometrias onde a bobina de transmissão e recepção atua como uma antena de transmissão e recepção para sinais eletromagnéticos de RF, também são prováveis. A bobina de transmissão e recepção 13 é conectada a um circuito eletrônico de transmissão e recepção 15.

É para ser notado que é alternativamente possível usar bobinas de transmissão e/ou recepção separadas 16.. Por exemplo, bobinas de superfície 16 podem ser usadas como bobinas de transmissão e/ou recepção. Tais bobinas de superfície têm uma sensibilidade alta em um volume pequeno comparativamente. As bobinas de recepção, tais com as bobinas de superfície, são conectadas a um demodulador 24 e os sinais de ressonância magnética (MS) recebidos são demodulados através de meios do demodulador 24. Os sinais de ressonância magnética demodulados (DMS) são aplicados a uma unidade de reconstrução. A bobina de recepção é conectada a um pré-amplificador 23. O pré-amplificador 23 amplifica o sinal de ressonância de RF (MS) recebido através da bobinas de recepção 16 e o sinal de ressonância de RF amplificado é aplicado a um demodulador 24. O demodulador 24 demodula o sinal de ressonância de RF amplificado. O sinal de ressonância demodulado contém uma informação real com relação às densidades de rotação local na parte do objeto a ser convertido em imagem. Ainda mais, o circuito de transmissão e recepção 15 é conectado a um modulador 22. O modulador 22 e o circuito de transmissão e recepção circuito de transmissão e recepção 15 ativam a bobina de transmissão 13 a fim de transmitir a excitação por RF e os pulsos de re-foco. A unidade de reconstrução deriva um ou mais sinais de imagem a partir dos sinais de ressonância magnética demodulados (DMS), os quais sinais de imagem representa a informação de imagem da

parte convertida em imagem do objeto a ser examinado. A unidade de reconstrução 25 na prática é construída preferencialmente com uma unidade de processamento de imagem digital 25 que é programada a fim de derivar a partir dos sinais de ressonância magnética demodulados, os sinais de imagem que representam a informação de imagem da parte do objeto a ser convertido em imagem. O sinal na saída do monitor de reconstrução 26, assinante que o monitor pode exibir a imagem de ressonância magnética. É alternativamente possível para armazenar o sinal da reconstrução 25 em uma unidade de área de armazenamento temporária 27 enquanto esperando processamento adicional.

O sistema de formação de imagem por ressonância magnética de acordo com a invenção é também fornecido com uma unidade de controle 20, por exemplo, na forma de um computador que inclui um (micro) processador. A unidade de controle 20 controla a execução das excitações por RF e a aplicação dos campos de gradiente temporários. Para este fim, o programa de computador de acordo com a invenção é carregado,por exemplo, na unidade de controle 20 e na unidade de reconstrução unidade de reconstrução 25. De acordo com a presente invenção a unidade de controle e a unidade de reconstrução são arrumadas para controlar o sistema de formação de imagem por ressonância magnética para operar como um sistema de formação de imagem de impedância elétrica. Notavelmente, a excitação por RF é efetuada com uma polarização por excitação circular, os sinais de ressonância magnética são adquiridos, na polarização circular de recepção, que é e. g. oposta a polarização por excitação. Ainda, a unidade de reconstrução é arrumada, e. g. programada para computar distribuição de força de campo elétrico, derivar distribuição de força de campo de indução magnética a partir dos sinais de ressonância magnética adquiridos e comutar a distribuição de permissividade elétrica. Ainda, naturalmente, o reconstrutor também é arrumado para reconstruir conjunto de dados volumétricos ou

imagens de secção cruzada de tomográficas, a partir da distribuição de permissividade elétrica.

No sistema de formação de imagem de impedância elétrica, a medida, no lugar das correlações de ruído entre medidas de bobinas diferentes, é empregada do campo de indução magnética (campo H) das bobinas envolvidas. O campo H medido poderia ter a mesma resolução espacial como imagens MR padrões, i. e. tipicamente 0,5 – 1,0 mm, e assim fazer as imagens de permissividade/condutividade derivadas. Mais ainda, ambos a condutividade elétrica e a permissividade podem ser derivadas dentro da abordagem corrente em oposição ao "ruído tomográfico" [3], onde somente a condutividade pode ser derivada.

Ainda mais, a invenção proposta fornece a possibilidade de estimar a SAR local através de

$$SAR_{local} = \int_{\substack{\text{região}\\ \text{local}}} \sigma(\vec{r})\underline{E}(\vec{r})\underline{E}^{*}(\vec{r})dV \ , \qquad (0)$$

que forneceria uma medida de SAR mais precisa do que as estimativas de SAR globais usadas até agora, Também através de medidas de temperatura de MR, um modelo térmico incluindo capacidade e condutividade térmica do paciente pode ser gerado.

A partir das equações de Maxwell, a equação seguinte contendo uma permissividade complexa pode ser derivada

$$\nabla \times \underline{\vec{H}}(\vec{r}) = i\omega \underline{\varepsilon}(\vec{r})\underline{\vec{E}}(\vec{r}) \qquad (1)$$

com a força de campo magnética $\underline{H}$, o campo elétrico $\underline{E}$, a freqüência de Larmor $\underline{\omega}$ e a permissividade $\underline{\epsilon}$. As sublinhadas denotam variáveis complexas. Eq (1) pode ser resolvida para a $\underline{\epsilon}$ desconhecida considerando somente a componente z.

$$\left(\partial_x \underline{H}_y(\vec{r}) - \partial_y \underline{H}_x(\vec{r})\right) / \underline{E}_z(\vec{r}) = i\omega \underline{\varepsilon}(\vec{r}) \ . \qquad (2)$$

Aqui, $\underline{H_x}$ e $\underline{H_y}$ podem ser medidas através de MRI, e $\underline{Ez}$ tem de

ser estimada através de simulações. A parte real e imaginária de $\underline{\epsilon}$ pode ser definida com a (não-complexa) permissividade ϵ e a condutividade elétrica σ, respectivamente.

Equação central

Nos começamos a partir da extensão de Maxwell da lei de Ampere,

$$\nabla \times \vec{H}(\vec{r},t) = \vec{j} + \partial_t \vec{D}(\vec{r},t), \qquad (3)$$

com j denotando a densidade de corrente e D o campo de deslocamento elétrico. Usando

$$\vec{D} = \varepsilon \vec{E}$$

e

$$\vec{j} = \sigma \vec{E},$$

Eq. (3) pode ser reescrita como

$$\nabla \times \vec{H}(\vec{r},t) = \sigma(\vec{r})\vec{E}(\vec{r},t) + \varepsilon(\vec{r})\partial_t \vec{E}(\vec{r},t) \qquad (4)$$

assumindo $\underline{\epsilon}$ constante no tempo. Ainda assumindo

$$\vec{E}(\vec{r},t) =: real\left\{\underline{\vec{E}}(r)\exp(i\omega t)\right\}, \quad \vec{H}(\vec{r},t) =: real\left\{\underline{\vec{H}}(r)\exp(i\omega t)\right\},$$

Eq. (4) lê conforme dado na Eq. (1)

$$\nabla \times \underline{\vec{H}}(\vec{r}) = (\sigma(\vec{r}) + i\omega\varepsilon(\vec{r}))\underline{\vec{E}}(\vec{r}) = i\omega\underline{\varepsilon}(\vec{r})\underline{\vec{E}}(\vec{r}) \ , \qquad (1')$$

introduzindo a permissividade complexa

$$\underline{\varepsilon}(\vec{r}) \equiv \varepsilon(\vec{r}) - i\sigma(\vec{r})/\omega \ . \qquad (5)$$

As partes reais e imaginárias do lado direito da Eq. (1') são algumas vezes chamadas de "corrente de eddy" e "corrente de deslocamento", respectivamente. Como mencionado acima, Eq (1) pode ser resolvida para a $\underline{\epsilon}$ desconhecida considerando a componente z

$$\left(\partial_x \underline{H}_y(\vec{r}) - \partial_y \underline{H}_x(\vec{r})\right)/\underline{E}_z(\vec{r}) = i\omega\underline{\varepsilon}(\vec{r}) \ . \qquad (2')$$

Em princípio, Eq. (2) também pode ser formulada para as

componentes s ou y, contudo, a $\underline{H_z}$ ocorrendo, não pode ser medida dentro de MRI (assumindo B_o na direção z).

Usando N bobinas produzindo os campos H^n e E^n (nó = 1... Nó), Eq. (2') pode ser substituída por

$$\left(\partial_x \underline{H}_y^{tot}(\vec{r}) - \partial_y \underline{H}_x^{tot}(\vec{r})\right) / \underline{E}_z^{tot}(\vec{r}) = i\omega \underline{\varepsilon}(\vec{r}) \qquad (2'')$$

com

$$\underline{\vec{H}}^{tot} = \sum_{n \le N} \underline{\vec{H}}^n \quad ; \quad \underline{\vec{E}}^{tot} = \sum_{n \le N} \underline{\vec{E}}^n \ .$$

Usando $N>1$ bobinas, é mais fácil evitar regiões com E^{tot} perto de zero, que conduziriam a amplificação de ruído nas imagens resultantes. Em outras palavras, para cada elemento mínimo de imagem deve haver, pelo menos, uma bobina produzindo um campo E significativo, evitando a divisão por números pequenos. Também mais do que uma combinação de bobinas pode ser usada para medir, pelo menos, duas vezes e resolver simultaneamente a mesma distribuição de permissividade e condutividade.

Determinação do campo H

A distribuição de sensibilidade de recepção espacial de uma bobina de RF é dada pela componente H circularmente polarizada em uma direção (que poderia ser definida com ao direção "positiva") [4]. Se o campo magnético estático tem uma direção z negativa, a componente de transmissão é dada por

$$\underline{H}^+ = \left(\underline{H}_x + i\underline{H}_y\right)/2 \ . \qquad (6)$$

A distribuição de sensibilidade de recepção espacial de uma bobina de RF é dada pela componente H circularmente polarizada na direção oposta do que no caso da transmissão (i. e. direção "negativa") [4].

$$\underline{H}^- = \left(\underline{H}_x - i\underline{H}_y\right)^* /2 \ . \qquad (7)$$

Assim sendo, as componentes desejadas $\underline{H}_x$ e $\underline{H}_y$ podem ser deduzidas das Eqs. (6, 7). Alternativamente, o numerador na Eq. (2) poderia

ser substituído por

$$\underline{S}(\vec{r}) \sim \underline{M}_o(\vec{r})\underline{H}^-(\vec{r}) \operatorname{sen}(const \cdot \underline{H}^+(\vec{r})) . \quad (8)$$

As sensibilidade de transmissão e recepção podem ser determinada, e. g. usando a relação [4]

$$\underline{S}(\vec{r}) \sim \underline{M}_o(\vec{r})\underline{H}^-(\vec{r}) \operatorname{sen}(const \cdot \underline{H}^+(\vec{r})) . \quad (9)$$

Aqui, $\underline{S}$ é a intensidade de sinal de imagem e *const* e uma constante dependente do sistema. Assim sendo, H^+ e H^- podem ser obtidos adquirindo uma série de imagens com diferentes ângulos de inclinação e adaptando um sinal em cada elemento mínimo de imagem de acordo com Eq. (9).

Usando uma bobina de corpo de quadratura, poderia ser uma boa aproximação para configura H^- para zero, já que esta bobina é designada para produzir somente uma direção do campo polarizado circularmente.

Um método alternativo é rodar o paciente, i.e., medi-lo uma segunda vez colocando primeiro os pés em vez de primeiro a cabeça. Idealmente, também a bobina é rodada, que deve ser possível em caso de usar uma bobina de cabeça ou de superfície.

Também deveria ser suficiente comutar o campo principal, que está, naturalmente, fora do escopo para os sistemas de campo alto de hoje, mas poderia ser realizado com um sistema de campo baixo.

Determinação de (linha) campo E

Primeiro, a linha de campo E $\underline{E_0}$, tem de ser determinada no quadro de trabalho de uma simulação numérica. A entrada para esta simulação é (a) a geometria dadas bobina(s) de RF usada, (b) a voltagem(s) de alimentação para a bobina(s) de RF usada, (c) a geometria do corpo do paciente com relação a posição da bobina(s) de RF, tirada das imagens adquirida para a determinação do campo H, (d) uma $\underline{\epsilon}$ média através do corpo do paciente ou valores teóricos de $\underline{\epsilon}$ para compartimentos do corpo segmentados. A simulação pode ser efetuada usando cálculos de campo

eletromagnético numéricos, e. g., um algoritmo do domínio do tempo de diferença finita ou o método de momentos. A precisão do modelo pode ser verificada comparando componentes de campo H medidas e simuladas.

Soluções Iterativas

Com a ajuda da linha de campo E $\underline{E_0}$, uma primeira estimativa da permissividade $\underline{\epsilon}$ é obtida. Então, um campo E $\underline{E_1}$ pode ser derivado substituindo $\underline{\epsilon_o}$ por $\underline{\epsilon_1}$ no ambiente de trabalho de simulação, conduzindo a um modelo de paciente refinado. Com a ajuda de $\underline{E_1}$, uma estimativa de permissividade $\underline{\epsilon_2}$ melhorada é obtida, e assim por diante (ver Fig. 1). a iteração poderia ser parada usando critérios de convergência adequados, e. g. se, $|\underline{\epsilon_i} - \underline{\epsilon_{i-1}}| < \delta$.

Comparação com Tomografia de Ruído

Na presente abordagem a resolução espacial obtida deve ser da ordem da resolução espacial dos componentes de campo H medidos. Este parece ser a vantagem principal comparada com a tomografia de ruído [3], onde a resolução espacial é limitada pela forma plana da distribuição espacial de campo E. Uma outra vantagem da corrente abordagem é a possibilidade de diretamente derivar a permissividade do tecido. Uma terceira diferença é dada através das matemáticas requeridas. Tomografia de ruído define um problema inverso que pode ser resolvido, e. g., através de inversão de matriz ou projeção de volta. A presente abordagem substitui o problema inverso por uma diferenciação, que é também uma tarefa não trivial. Contudo, é esperado, que esta diferenciação possa ser mais fácil de processar do que o problema inverso da tomografia de ruído.

Anotações adicionais

A princípio, Eq. (2) é aplicável a uma única fatia. Contudo, para a simulação do campo E, um volume de 3D é requerido. Assim sendo, uma aquisição em 3D do campo H é preferida para suportar o modelo de campo E.

Em regiões de campo E baixo, Eq. (2) é propensa a erros devido a divisão por números pequenos. Este problema poderia ser suplantado pelo uso de múltiplas bobinas de RF com campos E complementares (espacialmente). Adicionalmente, o paciente poderia ser deslocado com relação as bobinas (ou as bobinas poderiam ser deslocadas com relação ao paciente) para aumentar a quantidade de dados adquiridos e aprimorar a estabilidade de reconstrução da imagem.

Se somente um componente H^+ e H^- é conhecido, o componente faltante também poderia ser pego da simulação do campo E. Assim sendo, não é necessário usar uma bobina de transmissão e recepção, mas transmitir com o QBC e analisar dados de uma bobina de superfície (somente de recepção) também seriam suficientes. Em uma situação ideal, os resultado deve ser os mesmos que medindo ambos componentes de campo H. Em um experimento real, a quantidade reduzida de dados de entrada experimentais conduzirá a uma redução de qualidade de imagem.

Na Eq. (1), ϵ e σ são assumidos para serem escalares, i.e., isotrópicos. Em geral, ϵ e σ podem ser tensores, i. e., ϵ e σ poderia diferir para direções espacial diferentes. Direções diferentes de ϵ e σ podem ser medidas rodando o campo Bo com relação ao paciente. Isto pode ser feito, e. g.. inclinando o paciente de lado ou medindo o paciente em sistemas de MR diferentes, e. g. um sistema cilíndrico padrão com Bo orientado paralelo ao eixo longitudinal do paciente, e um sistema de MR aberto com Bo orientado perpendicularmente ao eixo longitudinal do paciente.

A probabilidade numérica básica da abordagem foi demonstrada (ver Fig. 2). Os campos eletromagnéticos em (ϵ = 80, σ = 0,5 S/m) e em torno (ϵ = 1, σ = 0) de uma esfera homogênea foram calculados um laço de bobina único no lado esquerdo da FOV que simula a medida do campo H e a modelagem do campo E. Um modelo de tumor foi inserido com ϵ = 80, σ = 0,65 S/m. Então, os dados foram analisados usando Eq. (2)

reproduzindo os valores de entrada de σ (esquerda) e ϵ (direita). Cinco iterações de acordo com a Fig. 1 foram efetuadas, começando com campos E de uma esfera homogênea sem o modelo de tumor. Ruído foi adicionado as medidas simuladas dos campos H. O ruído no centro é causado pelos campos E perto de zero. Para evitar este ruído, uma segunda medida com um bobina localizada, e. g. acima ou abaixo do FOV deve ser efetuada.

Formação de imagem de condutividade elétrica poderia resultar em uma nova modalidade de formação de imagem médica e muitas aplicações podem ser imaginadas. Por exemplo, poderia ser usado para distinguir entre tumores e tecidos saudáveis [5] ou entre tecidos necrose e tecido vital após um infarto do miocárdio. Isto poderia também ser usado para suportar a caracterização de tecido cerebral em conexão com uma pancada ou hemorragia cerebral. Uma outra aplicação poderia ser dada através de planejamento melhorado de RF. O método poderia também ser aplicado em áreas não médicas, e. g. teste de material sem contato, enquanto o material for adequado para MR.

Referências

[1]	Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: ÍTEM. Measurementes in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. Phys Med Biol. 1996 Nov; 41 (11): 2251-69.
[2]	Fuks LF, Cheney M, Isaacson D, Gisser DG, Newell JC. Detection and imaging of electric conductivity and permittivity at low frequency. IEEE Trans Biomed Eng. 1991 Nov; 38 (11): 1106-10.
[3]	Duensing GR, Saylor C, Huang F, ?Method and apparatus for noise tomography, pat. US2003/0160622
[4]	Collins CM, Yang QX, Wang JH, Zhang X. Liu H, Michaeli S, Zhu XH, ADriany G, Vaughan JT, Anderson P, Merkle H, Ugurbil K, Smith MB, Chen W. Different excitation and reception distributions with a single-loop transmit-receiver surface coil near a head-sized spherical phantom at 300 MHz. Magn Reson Med. 202 May; 47 (5): 1026-8
[5]	Haemmerich D, Staelin ST, Tsai JZ, TungjitkusoImun S, Mahvi DM, Webster JG. In vivo electrical conductivity of hepatic tumours. Physiol Meas. 2003 May; 24 (2): 251-60.

REIVINDICAÇÕES

1. Sistema de formação de imagem de impedância elétrica para explorar uma distribuição de permissividade elétrica de objeto, caracterizado pelo fato de ter a função de:

- aplicação de um campo eletromagnético de excitação para excitar rotações do objeto

- aquisição de sinais de ressonância magnética a partir do objeto e gerados devido ao campo eletromagnético de excitação

- computação de uma distribuição de força de campo elétrico associado com o campo eletromagnético de excitação

- derivação de uma distribuição de força de campo de indução magnética a partir dos sinais de ressonância magnética e

- computação da distribuição de permissividade e/ou condutividade elétrica a partir da distribuição de força de campo elétrico e da distribuição de força de campo de indução magnética.

2. Sistema de formação de imagem de impedância elétrica de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que:

- aplicação de um campo eletromagnético de excitação envolve um campo de indução magnética polarizado circular com uma orientação de polarização por excitação

- aquisição de sinais de ressonância magnética envolve um campo de indução magnética polarizado circular com uma orientação de polarização por recepção.

3. Sistema de formação de imagem de impedância elétrica de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelo fato de ter a função de:

- aplicação de um campo eletromagnético de excitação, para vários valores de um ângulo de inclinação das rotações excitadas.

4. Sistema de formação de imagem de impedância elétrica de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de ter a função de

iterativamente:

- estimar a distribuição de força de campo elétrico

- computar uma permissividade elétrica a partir da distribuição de força de campo elétrico estimada

- computar uma distribuição de força de campo elétrico atualizada a partir da distribuição de permissividade elétrica computada e

- empregar a distribuição de força de campo elétrico estimada como uma nova estimativa da distribuição de força de campo elétrico

5. Sistema de formação de imagem de impedância elétrica de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que, pelo menos, um dos componentes de campo de indução magnética orientado de polarização por recepção ou orientado de polarização por excitação é derivado a partir da distribuição de força de campo elétrico.

6. Sistema de formação de imagem de impedância elétrica de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de compreender uma antena de transmissão por RF, para emitir o campo eletromagnético de excitação e que tem uma sensibilidade de orientação de polarização comutável.

7. Sistema de formação de imagem de impedância elétrica de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de compreender:

- várias antenas de recepção por RF e

- antena de recepção por RF individual tendo perfis de sensibilidade espaciais complementares para a distribuição de força de campo elétrico.

8. Sistema de formação de imagem de impedância elétrica de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de ter a função de reconstruir uma conjunto de dados de imagem a partir da distribuição de permissividade elétrica, em particular na forma de um conjunto de dados volumétricos ou na forma de uma imagem tomográfica.

9. Método de formação de imagem de impedância elétrica para explorar uma distribuição de permissividade elétrica do objeto, o método de formação de imagem de impedância elétrica, caracterizado pelo fato de incluir os passos de

- aplicação de um campo eletromagnético de excitação para excitar rotações do objeto

- aquisição de sinais de ressonância magnética a partir do objeto e gerados devido ao campo eletromagnético de excitação

- computação de uma distribuição de força de campo elétrico associado com o campo eletromagnético de excitação

- derivação de uma distribuição de força de campo de indução magnética a partir dos sinais de ressonância magnética e

- computação da distribuição de permissividade elétrica a partir da distribuição de força de campo elétrico e da distribuição de força de campo de indução magnética.

10. Programa de computador para explorar uma distribuição de permissividade elétrica do objeto, caracterizado pelo fato de incluir, instrução para aplicação de um campo eletromagnético de excitação para excitar rotações do objeto.

- aquisição de sinais de ressonância magnética a partir do objeto e gerados devido ao campo eletromagnético de excitação

- computação de uma distribuição de força de campo elétrico associado com o campo eletromagnético de excitação

- derivação de uma distribuição de força de campo de indução magnética a partir dos sinais de ressonância magnética adquiridos e

- computação da distribuição de permissividade elétrica a partir da distribuição de força de campo elétrico e da distribuição de força de campo de indução magnética.

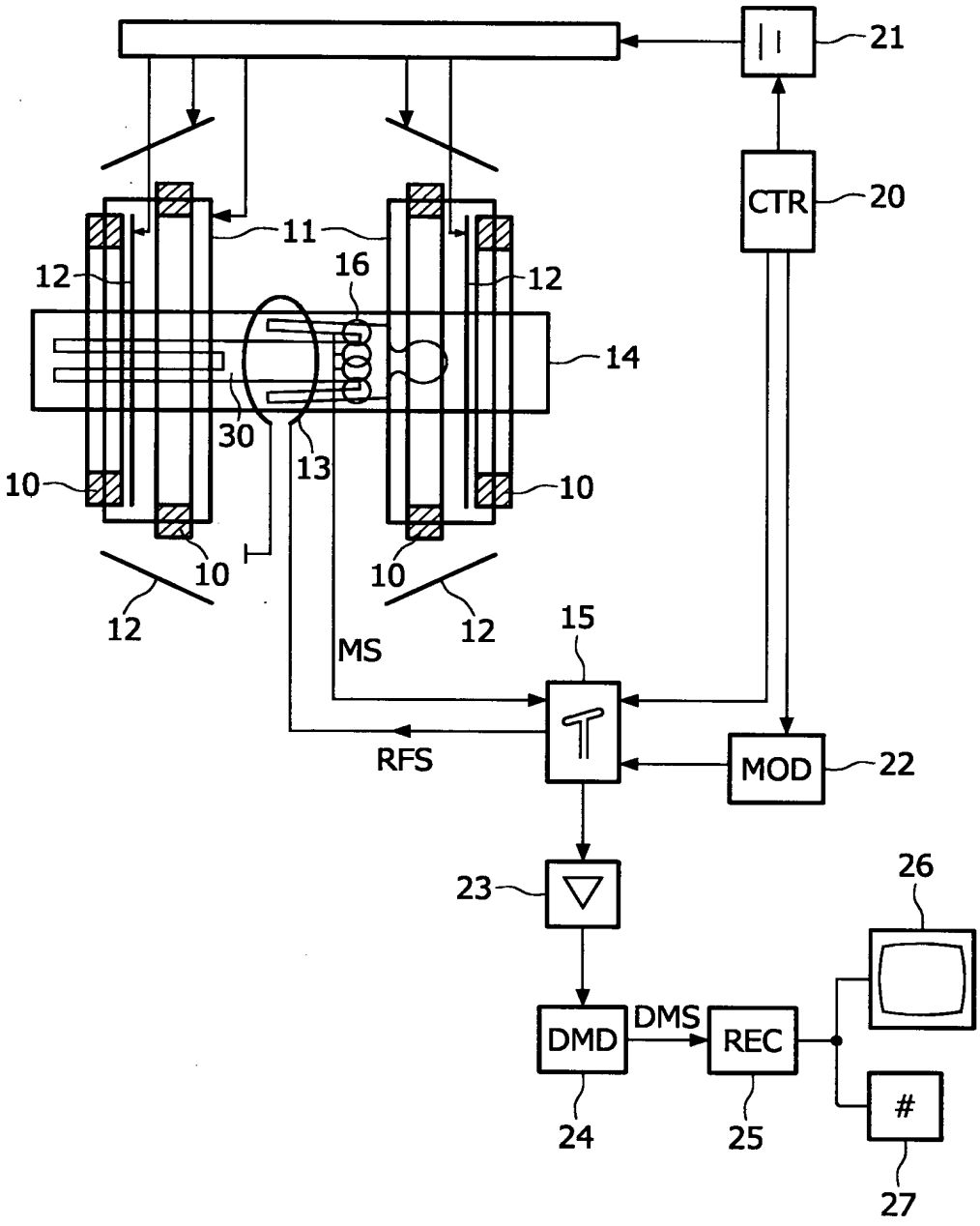

21
CTR
20
11
16
12
12
14
30
13
10
10
10
10
12
12
MS
15
RFS
MOD
22
23
26
DMD
DMS
REC
#
24
25
27

FIG. 1

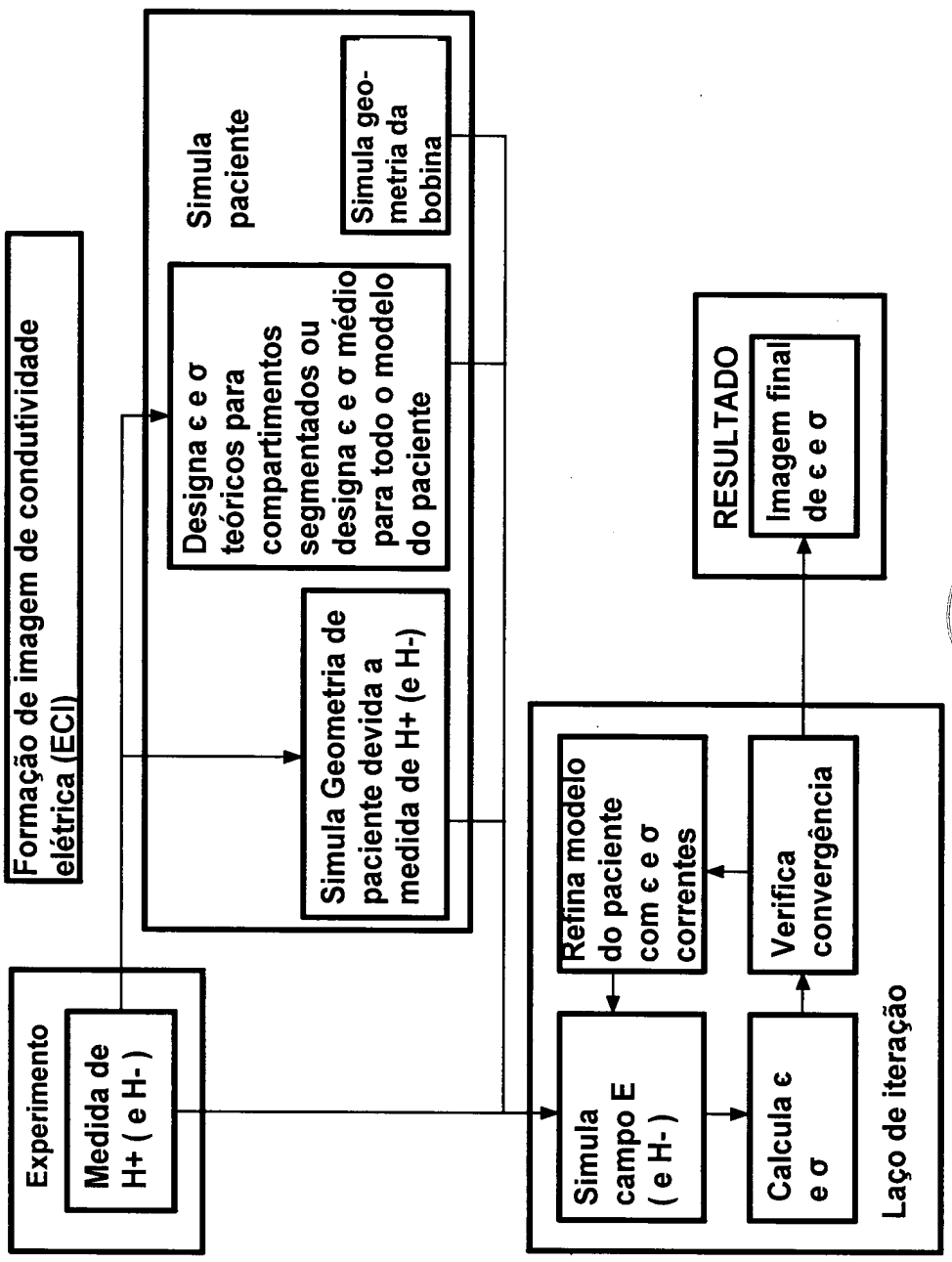

Formação de imagem de condutividade elétrica (ECI)
Experimento
Medida de H+ (e H-)
Simula paciente
Simula Geometria de paciente devida a medida de H+ (e H-)
Designa ϵ e σ teóricos para compartimentos segmentados ou designa ϵ e σ médio para todo o modelo do paciente
Simula geo-metria da bobina
Laço de iteração
Simula campo E (e H-)
Calcula ϵ e σ
Refina modelo do paciente com ϵ e σ correntes
Verifica convergência
RESULTADO
Imagem final de ϵ e σ

FIG. 2

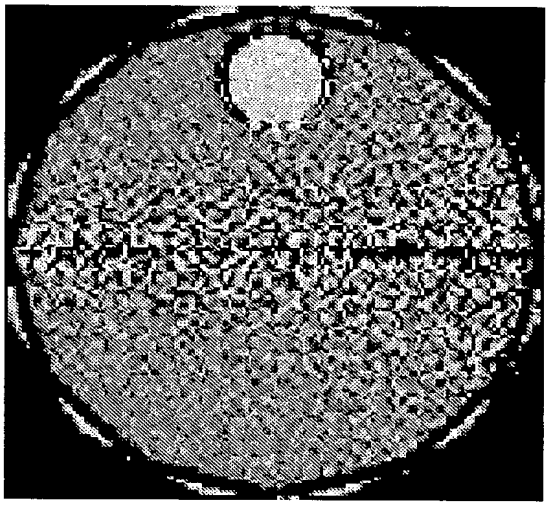


FIG. 3a

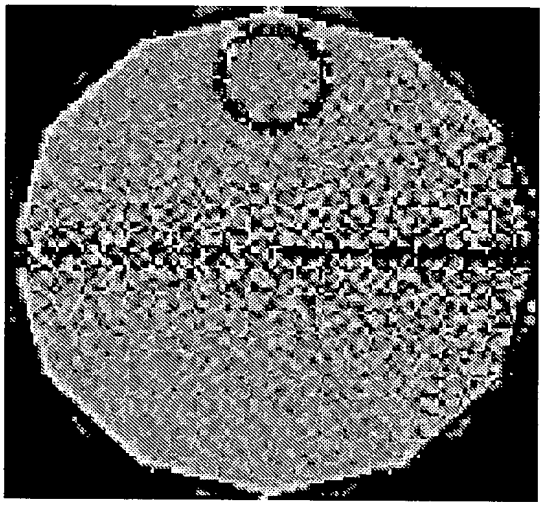


FIG. 3b

PI 0614140-4

RESUMO

"SISTEMA E MÉTODO DE FORMAÇÃO DE IMAGEM DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA E PROGRAMA DE COMPUTADOR, PARA EXPLORAR UMA DISTRIBUIÇÃO DE PERMISSIVIDADE ELÉTRICA DO OBJETO"

Um sistema de formação de imagem de impedância elétrica é apresentado no qual a distribuição de permissividade e/ou condutividade elétrica é derivada com base em sinais de ressonância magnética. Os sinais de ressonância magnética são gerados devido a um campo eletromagnético de excitação. Notavelmente, uma força de campo de indução magnética é derivada a partir dos sinais de ressonância magnética adquiridos. Também, a força de campo elétrico associada com o campo eletromagnético de excitação é computada. A distribuição de permissividade e/ou condutividade elétrica é computada com base na força de campo elétrico e da força de campo de indução magnética.