



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

**(11) BR 112013004375-0 B1**



**(22) Data do Depósito:** 26/08/2011

**(45) Data de Concessão:** 13/10/2021

**(54) Título:** APARELHO QUE COMPREENDE UM SISTEMA DE EXAME DE IMAGEM DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA E MÉTODO IMPLEMENTADO POR COMPUTADOR DE AQUISIÇÃO DE DADOS DE TERMOMETRIA DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

**(51) Int.Cl.:** G01R 33/48.

**(30) Prioridade Unionista:** 30/08/2010 EP 10174485.2.

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

**(72) Inventor(es):** JUKKA ILMARI TANTTU.

**(86) Pedido PCT:** PCT IB2011053752 de 26/08/2011

**(87) Publicação PCT:** WO 2012/029006 de 08/03/2012

**(85) Data do Início da Fase Nacional:** 25/02/2013

**(57) Resumo:** APARELHO, APARELHO TERAPÊUTICO, MÉTODO IMPLEMENTADO POR COMPUTADOR DE AQUISIÇÃO DE DADOS DE TERMOMETRIA DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA E PRODUTO DE PROGRAMA DE COMPUTADOR. Um aparelho (300, 400, 500) compreendendo um sistema de exame de imagem de ressonância magnética (302), o sistema de exame de imagem de ressonância magnética compreendendo: um ímã (306) adaptado para gerar um campo magnético para orientar os spins magnéticos de núcleos de um indivíduo (310) localizado dentro de um volume de exame de imagem (308); um transceptor de radiofrequência (320) adaptado para adquirir dados de ressonância magnética (346) utilizando uma bobina de radiofrequência (318); um sistema de computador (336) compreendendo um processador (338), em que o sistema de computador é adaptado para controlar o aparelho; e uma memória (342, 344) contendo instruções legíveis por máquina (354, 356, 358, 360, 362), em que a execução das instruções faz com que o processador realize as etapas de: aquisição (100, 204) de dados de ressonância magnética utilizando o sistema de exame de imagem de ressonância magnética, em que os dados de ressonância magnética compreendem dados de relaxometria transversal, e cálculo (102, 206) da temperatura do indivíduo dentro de um volume de medição de temperatura (332), de acordo com os dados de relaxometria transversal.

APARELHO QUE COMPREENDE UM SISTEMA DE EXAME DE IMAGEM DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA E MÉTODO IMPLEMENTADO POR COMPUTADOR DE AQUISIÇÃO DE DADOS DE TERMOMETRIA DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

CAMPO TÉCNICO

[001] A invenção refere-se à ressonância magnética, em particular ao cálculo da temperatura utilizando dados de relaxometria transversal.

HISTÓRICO DA INVENÇÃO

[002] O aquecimento localizado de tecidos pode ser útil para tratamentos terapêuticos. Por exemplo, a temperatura de tecido elevada pode ser utilizada para induzir a necrose ou induzir outras alterações fisiológicas no tecido alvo. Existe uma variedade de meios para aquecimento localizado de tecido. Ultrassom Focalizado de Alta Intensidade (HIFU - High Intensity Focused Ultrasound), a ablação do tecido com lasers e o aquecimento do tecido com campos eletromagnéticos são alguns exemplos de como o tecido pode ser aquecido localmente.

[003] Ao aquecer o tecido localmente, é benéfico medir a temperatura da região sendo aquecido e/ou tecido que circunda o tecido sendo aquecido. Por exemplo, durante um procedimento de HIFU, pode ser benéfico monitorar a temperatura do tecido ao redor para garantir que não resulte em danos a órgãos sensíveis ou tecidos.

[004] O exame de imagem de ressonância magnética foi combinado ao HIFU para monitorar o efeito de aquecimento causado por HIFU. A combinação do exame de imagem de ressonância magnética e HIFU também são benéficas, pois o exame de imagem de ressonância magnética pode ser utilizado para prover dados anatômicos, assim como para medir a

temperatura dentro de um indivíduo.

[005] A Patente Norte-Americana 7.542.793 revela um sistema de RM utilizado para orientar um transdutor ultrassônico nos tecidos a serem tratados e produzir imagens que permitem que o tratamento de tecidos seja monitorado. As alterações na amplitude de um sinal NMR de eco de spin de um sinal de NRM de eco de spin de referência são utilizadas para produzir a imagem que indica alterações na temperatura tanto na gordura como na água. O método revelado nessa patente é um método de troca de frequência de ressonância por prótons (PRF - proton resonance frequency) de determinação da temperatura.

#### SUMÁRIO DA INVENÇÃO

[006] A invenção provê um aparelho, um método implementado por computador e um produto de programa de computador nas reivindicações independentes. As realizações são dadas nas reivindicações dependentes.

[007] A dificuldade com o estado da técnica atual é que o método de PRF de medição da temperatura com o exame de imagem de ressonância magnética é que a troca de PRF na gordura é difícil de medir. Sequências e FFE ponderadas de T1 rápidas e eficientes podem ser utilizadas para o objetivo, mas sua precisão geralmente sofre de artefatos de movimento e distorções de B1 (especialmente em 3Tesla). Os resultados obtidos não produzem a medida precisa da temperatura de gordura. Entretanto, a medição de temperatura de gordura pode ser muito útil, por exemplo, para evitar aquecimento US de campo excessivamente próximo da gordura subcutânea, ou monitorar a gordura próxima às lesões de mama. Hoje em dia, sem soluções práticas para monitoramento de temperatura de gordura, por exemplo, o aquecimento de gordura subcutânea não

pode ser monitorado, o que é um risco à segurança. No futuro, também haverá aplicações nas quais haja geralmente tecido adiposo muito próximo à lesão tratada (por exemplo, mama, ossos etc).

[008] As realizações da invenção tratam desse problema ao utilizar relaxometria transversal. A relaxometria transversal pode ser interpretada como a medição de T2 ou da taxa de relaxamento de T2-star. Os dados de relaxometria transversal também podem ser interpretados como a intensidade de um T2 ou uma imagem ponderada de T2-star. T2 é denominada taxa de relaxamento de spin para spin e é o tempo em que os spins atômicos precisam sair de fase no plano transversal. T2-star é uma combinação do tempo de relaxamento de spin para spin mais a saída de fase no plano transversal devido a não homogeneidade do campo magnético local.

[009] Não é geralmente entendido que o T2 e T2-star da gordura têm dependência de temperatura bastante significativa. Essa dependência oferece possibilidades de utilizar T2 rápido ou sequência dependente de T2-star para medição de temperatura qualitativa ou quantitativa.

[010] Para HIFU, é benéfico se a resolução temporal da medição de temperatura estiver na ordem de poucos segundos. Para sistemas comerciais atualmente utilizados em configurações clínicas, a resolução temporal é tipicamente de 2 a 3 segundos. Também, o método selecionado deve ser resistente o suficiente, por exemplo, contra movimento e fluxo. Há diversas alternativas para sequências ponderadas de T2 ou T2-star rápidas e relativamente resistentes, como TSE de disparo único ou EPI de disparo único.

[011] As medições experimentais apresentam que

tanto T2 como T2-star de amostras de gordura *in-vitro* são dependentes da temperatura. Isso também é real para alguns óleos que são utilizados para simuladores de Ressonância Magnética (RM) ou Ultrassom (US). Os dados experimentais também apresentam que a chance de temperatura de T2 aparente variar quando medida com diferentes sequências, indicando que os mecanismos de relaxamento T2 podem depender, de maneiras diferentes, da temperatura. Especialmente, o acoplamento por J se comporta de maneira diferente comparado a outros mecanismos. Também, para sequências ponderadas de T2-star-star, há um padrão de interferência como uma função do Tempo ao Eco (TE) devido ao espectro NMR de gordura. Esse padrão também poderia ser dependente da temperatura.

[012] A alteração do tempo de relaxamento T2 de gordura parece ser grosseiramente linear dentro da região de temperatura estudada. É provável que próximo à temperatura de transição de fase da gordura, a dependência de T2 se torna muito não linear e a alteração de T2 seja irreversível.

[013] As realizações da invenção podem produzir informações de temperatura qualitativas ou quantitativas de gordura com base na sequência ponderada de T2 ou T2-star otimizada. Essas informações podem ser, então, combinadas em aplicações, como HIFU ou outros métodos de ablação orientada por RM. Na prática, pode ser útil combinar PRF e métodos ponderados por T2 para obter informações de temperatura de tecidos contendo tanto água como gordura.

[014] Tipicamente, sequências ponderadas de T2 ou T2\* dependem de outros parâmetros físicos, fisiológicos ou técnicos que podem não ser estáveis durante todo o procedimento do tratamento. Portanto, pode ser essencial

comparar a intensidade do sinal da sequência com uma imagem de referência obtida logo antes de cada evento de aquecimento. Então, as informações de temperatura são a alteração da temperatura comparada à situação antes do aquecimento. Embora essas informações sejam muito úteis, poderia ser benéfica para obter a medição da temperatura absoluta também. Exemplo desse caso é o acúmulo do calor na gordura subcutânea após diversos eventos de aquecimento no tratamento de HIFU. Nesses casos, a medição da alteração em T2 ou T2-star comparada à situação logo antes do tratamento proveria a temperatura na escala mais absoluta.

[015] As realizações da invenção podem envolver realizar as seguintes etapas:

- Na ablação de HIFU orientada de RM, a sequência PRF é aplicada durante o tratamento de US.
- Nos intervalos de tempo predefinidos, uma sequência TSE ponderada de T2 de único disparo selecionado por gordura é obtida em uma ou mais posições de fatia.
- A intensidade de sinal obtida é comparada às imagens feitas antes do tratamento
- É utilizada tabela de consulta pré-calibrada para converter a alteração de intensidade de sinal na escala de temperatura
- A estimativa de temperatura é apresentada nas imagens, por exemplo, como um revestimento de cor para indicar ao usuário possível risco de segurança.

[016] Há numerosas variações da invenção. Alguns dos elementos básicos dos métodos são listados abaixo:

[017] A utilização da dependência de temperatura T2 da gordura para mapeamento de temperatura qualitativa ou

quantitativa em HIFU ou outro experimento de ablação com sequências ponderadas de T2, como TSE de múltiplos disparos ou único disparo, GRASE de múltiplos disparos ou único disparo, eco de spin, EPI de eco de spin.

[018] Utiliza a dependência de temperatura T2-star da gordura para mapeamento de temperatura qualitativo ou quantitativo com sequências ponderadas de T2-star, como FFE ou EPI de eco de campo.

[019] Combina a dependência de T2-star e troca dependente da temperatura da gordura e picos de água para mapeamento de temperatura qualitativo ou quantitativo, ao selecionar TE na sequência com base em FFE, de modo que esses efeitos sejam sinérgicos.

[020] Usa tempo de repetição relativo longo comparado ao T1 do tecido de interesse para obter a ponderação de T2 otimizada na sequência de TSE, GRASE, EPI ou FFE. De maneira alternativa ou adicional o uso de ângulo de reversão de excitação baixo para EPI ou FFE de eco de gradiente.

[021] Usa sequência de único disparo ou uma sequência com saturação de T1 baixa para evitar os efeitos devido à dependência de temperatura de T1.

[022] Utiliza a sequência IR ponderada de T2, de modo que os efeitos de temperatura T1 e T2 ou T2-star sejam sinérgicos. Tipicamente, isso significa que o Tempo de inversão (TI) curto e TE longo são utilizados.

[023] Combina PRF e a sequência dependente de T2 sequencialmente para obter quase simultaneamente os dados para tecidos contendo água e gordura.

[024] Combina PRF e sequências dependente de T2 ou

T2-star sequencialmente ao utilizar excitação seletiva de gordura para a sequência ponderada de T2 ou T2-star e sequência seletiva de água para a medição PRF. Com essa disposição, a interferência entre as sequências devido aos efeitos de saturação serem minimizados.

[025] Uso da função predefinida ou tabela de consulta para converter os dados de intensidade de sequência dependente de T2 ou T2-star aos dados de temperatura estimados. Essa tabela de consulta ou função pode levar em consideração outros fatores dependentes de temperatura (como, magnetização ou T1).

[026] Obtém imagens com diversos valores de TE para obter estimativa de T2 quantitativa. Isso permitira a escala de temperatura mais absoluta.

[027] A realização da invenção pode ser utilizada em aplicações de RM, nas quais o monitoramento de temperatura do tecido é essencial. Exemplos dessas são HIFU orientada de RM, ablação de RF orientada de RM ou ablação a laser orientada de RM.

[028] Um meio de armazenamento legível por computador, conforme aqui utilizado, é qualquer meio de armazenamento que pode armazenar instruções que são executáveis por um processador de um dispositivo de computação. O meio de armazenamento legível por computador pode ser um meio de armazenamento não transitório legível por computador. O meio de armazenamento legível por computador também pode ser um meio legível por computador tangível. Um meio de armazenamento legível por computador também pode ser mencionado como "memória". Em algumas realizações, um meio de armazenamento legível por computador também pode ser capaz de



armazenar dados que são capazes de serem acessados pelo processador do dispositivo de computação. Um exemplo de um meio de armazenamento legível por computador inclui, entre outros: um disquete, uma unidade de disco rígido magnético, um disco rígido de estado sólido, memória flash, unidade de porta USB, Memória de Acesso Aleatório (RAM), Memória de Somente Leitura (ROM), um disco óptico, um disco magneto-óptico e o arquivo de registro do processador. Exemplos de discos ópticos incluem *Compact Disks* (CD) e *Digital Versatile Disks* (DVD), por exemplo, discos CD-ROM, CD-RW, CD-R, DVD-ROM, DVD-RW ou DVD-R. O termo meio de armazenamento legível por computador também se refere a diversos tipos de mídia de gravação capaz de ser acessada pelo dispositivo de computador por meio de uma rede ou ligação de comunicação. Por exemplo, um dado pode ser recuperado por um modem, pela internet ou por uma rede de área local.

[029] Memória de computador é um exemplo de um meio de armazenamento legível por computador. Memória de computador é qualquer memória que é diretamente acessível a um processador. Exemplos de memória de computador incluem, entre outros: memória RAM, gravadores e arquivos de registro.

[030] Armazenamento de computador é um exemplo de um meio de armazenamento legível por computador. Armazenamento de computador é qualquer meio de armazenamento legível por computador não volátil. Exemplos de armazenamento de computador incluem, entre outros: uma unidade de disco rígido, uma unidade de porta USB, um disquete, um cartão *smart*, um DVD, um CD-ROM e uma unidade rígida de estado sólido. Em algumas realizações, o armazenamento de computador também pode ser a memória de computador ou vice-versa.

[031] Um "processador", conforme aqui utilizado, engloba um componente eletrônico que é capaz de executar um programa instrução executável por máquina. As referências ao dispositivo de computação compreendendo "um processador" devem ser interpretadas como possivelmente contendo mais de um processador. O termo dispositivo de computação também deve ser interpretado para se referir possivelmente a uma coleção ou rede de dispositivos de computação, cada um compreendendo um processador. Muitos programas têm suas instruções realizadas por múltiplos processadores que podem estar dentro do mesmo dispositivo de computação ou que podem ainda serem distribuídos em múltiplos dispositivos de computação.

[032] Dados de ressonância magnética são aqui definidos como sendo as medições gravadas dos sinais de radiofrequência emitidos pelos spins atômicos pela antena de um aparelho de Ressonância Magnética durante um escaneamento de exame de imagem de ressonância magnética. Uma imagem de exame de imagem de ressonância magnética (RM) é aqui definida como sendo a visualização bi ou tridimensional reconstruída dos dados anatômicos contidos dentro dos dados de exame de imagem de ressonância magnética. Essa visualização pode ser realizada utilizando um computador.

[033] Dados de termometria de ressonância magnética são aqui definidos como sendo as medições gravadas de sinais de radiofrequência emitidos por spins atômicos pela antena de um aparelho de Ressonância Magnética durante um escaneamento de exame de imagem de ressonância magnética que contém informações que podem ser utilizadas para termometria de ressonância magnética. Termometria de ressonância magnética é habilitada ao medir alterações nos parâmetros sensíveis à

temperatura. Exemplos de parâmetros que podem ser medidos durante a termometria de ressonância magnética são: a troca de frequência de ressonância por prótons, o coeficiente de difusão ou alterações no tempo de relaxamento T1 e/ou T2 que podem ser utilizadas para medir a temperatura utilizando a ressonância magnética. A troca de frequência de ressonância por prótons é dependente da temperatura, pois a experiência do campo magnético dos prótons individuais, átomos de hidrogênio depende da estrutura molecular ao redor. Um aumento na temperatura diminui a triagem molecular devido à temperatura afetar as ligações de hidrogênio. Isso leva a uma dependência da temperatura da frequência ressonante de próton.

[034] Em um aspecto, a invenção provê um aparelho compreendendo um sistema de exame de imagem de ressonância magnética. O sistema de exame de imagem de ressonância magnética compreende um ímã adaptado para gerar um campo magnético para orientar os spins magnéticos de núcleos de um indivíduo localizado dentro de um volume de exame de imagem. Um volume de exame de imagem, conforme aqui utilizado, engloba uma região do campo magnético do ímã que é uniforme o suficiente para realizar a aquisição de dados de exame de imagem de ressonância magnética. O sistema de exame de imagem de ressonância magnética ainda compreende um transceptor de radiofrequência adaptado para adquirir dados de ressonância magnética utilizando uma bobina de radiofrequência. Entende-se aqui que o transceptor de radiofrequência também pode ser um transmissor de radiofrequência separado e um receptor de radiofrequência separado. Da mesma forma, uma bobina de radiofrequência também engloba bobinas ou antenas de

transmissão e recepção separadas. O sistema de exame de imagem de ressonância magnética ainda compreende uma bobina de gradiente de campo magnético adaptada para codificação espacial dos spins magnéticos de núcleos dentro do volume de exame de imagem. O termo bobina de gradiente de campo magnético engloba todas ou uma coleção de bobinas de gradiente de campo magnético. Tipicamente, sistema de exame de imagem de ressonância magnética tem três sistemas de bobina de gradiente separados.

[035] O sistema de exame de imagem de ressonância magnética ainda compreende um fornecimento de energia de bobina de gradiente de campo magnético para fornecer corrente à bobina de gradiente de campo magnético. Quando o fornecimento de energia de bobina de gradiente de campo magnético fornece corrente à bobina de gradiente de campo magnético, a bobina de gradiente de campo magnético gera um campo magnético. O sistema de exame de imagem de ressonância magnética ainda compreende um sistema de computador compreendendo um processador. O sistema de computador é adaptado para controlar o aparelho. Isso quer dizer que o sistema de computador funciona como um sistema de controle para o aparelho. Entende-se que um sistema de computador e um processador podem, de fato, ser compreendidos de múltiplos sistemas de computador e/ou múltiplos processadores.

[036] O sistema de exame de imagem de ressonância magnética ainda compreende uma memória contendo instruções legíveis por máquina para execução pelo processador. A execução das instruções faz com que o processador realize a etapa de aquisição de dados de ressonância magnética utilizando o sistema de exame de imagem de ressonância

magnética. Os dados de ressonância magnética compreendem dados de relaxometria transversal. Dados de relaxometria transversal, conforme aqui utilizados, englobam dados que podem ser utilizados para inferir ou calcular o tempo de relaxamento T2 ou T2-star ou a intensidade de sinal de imagens ponderadas de T2 ou T2-star.

[037] A execução das instruções ainda faz com que o processador realize a etapa de cálculo da temperatura do indivíduo dentro de um volume de medição de temperatura, de acordo com os dados de relaxometria transversal. O volume de medição de temperatura está dentro do volume de exame de imagem. As realizações desse aparelho podem ser particularmente benéficas, pois os dados de relaxometria transversal são utilizados para calcular a temperatura dentro do volume de medição de temperatura. Isso é particularmente benéfico quando tecido adiposo está dentro do volume de medição de temperatura. Isso se deve ao tempo de relaxamento T2 ou T2-star poder ser utilizado para medir precisamente a temperatura no tecido adiposo.

[038] Em outra realização, a temperatura dentro do volume de medição de temperatura é calculada por qualquer um dos seguintes: ao determinar a alteração da intensidade de sinal em uma imagem de ressonância magnética ponderada de T2, ao calcular o tempo de relaxamento de T2 e ao calcular o tempo de relaxamento de T2-star. Essa realização é vantajosa, pois qualquer um desses métodos pode ser utilizado para utilizar os dados de relaxometria transversal para determinar a temperatura.

[039] Em outra realização, o volume de medição de temperatura contém tecido adiposo.

[040] Em outra realização, o aparelho terapêutico ainda compreende um sistema de aquecimento de tecido para aquecer um volume alvo do indivíduo. O volume alvo está dentro do volume de exame de imagem. O sistema de computador é ainda adaptado para controlar o sistema de aquecimento de tecido. Dependendo da realização, o volume alvo pode ser idêntico ao volume de medição de temperatura ou ele pode ser diferente. Por exemplo, um sistema de aquecimento de tecido pode ser utilizado para aquecer um volume alvo e a temperatura do volume alvo pode ser medida diretamente com o sistema de exame de imagem de ressonância magnética. Em outros casos, o volume alvo pode ser aquecido com um sistema de aquecimento de tecido e um volume adjacente ao volume alvo pode ser monitorado para ver ou garantir que o volume de medição de temperatura não excede uma temperatura limite máxima. Por exemplo, um sistema a laser pode ser utilizado para fazer a ablação do tecido e o sistema de exame de imagem de ressonância magnética pode ser utilizado para monitorar um volume adjacente de tecido. Isso é particularmente benéfico, pois isso pode ser utilizado para garantir que o tecido saudável não é destruído ou danificado durante uma sessão de terapia.

[041] Em outra realização do sistema de aquecimento de tecido, um sistema de ultrassonografia focalizada de alta intensidade para sonicar o volume alvo.

[042] Em outra realização, o sistema de aquecimento de tecido é um sistema de aquecimento de tecido de radiofrequência para aquecer o volume alvo com energia de radiofrequência.

[043] Em outra realização, o sistema de aquecimento

de tecido é um sistema de ablação a laser para fazer a ablação do tecido dentro do volume alvo.

[044] Em outra realização, as instruções ainda fazem com que o processador realize a etapa de recepção de um plano de tratamento que especifica um volume alvo dentro do volume de exame de imagem. O plano de tratamento compreende instruções para controlar a operação do sistema de aquecimento de tecido. Um "plano de tratamento", conforme aqui utilizado, engloba um conjunto de instruções que podem ser interpretadas em sinais de controle ou são sinais de controle para o sistema de aquecimento de tecido.

[045] As instruções ainda fazem com que o processador realize a etapa de aquecimento do volume alvo utilizando o sistema de aquecimento de tecido ao executar o plano de tratamento. A execução do plano de tratamento faz com que o processador envie sinais de controle ao sistema de aquecimento de tecido, o que faz com que o sistema de aquecimento de tecido aqueça o volume alvo. As instruções ainda fazem com que o processador realize a etapa de aquisição repetidamente de dados de ressonância magnética utilizando o sistema de exame de imagem de ressonância magnética durante a execução do plano de tratamento. As instruções ainda fazem com que o processador realize a etapa de cálculo repetidamente da temperatura do indivíduo dentro do volume de medição de temperatura.

[046] As instruções ainda fazem com que o processador realize a etapa de modificação do plano de tratamento durante a execução do tratamento, de acordo com a temperatura dentro do volume de medição de temperatura. Essa realização é particularmente vantajosa, pois a temperatura

dentro do volume de medição de temperatura é medida ou monitorada repetidamente utilizando o sistema de exame de imagem de ressonância magnética. Como isso é feito durante a execução do plano de tratamento, modificações ao plano de tratamento podem ser realizadas na hora para aprimorar a eficácia ou segurança da execução do plano de tratamento.

[047] Em outra realização, a memória contém uma sequência de pulso para controlar uma operação do sistema de exame de imagem de ressonância magnética. Uma sequência de pulso, conforme aqui utilizada, é um conjunto de comandos ou diagrama de cronometragem que é utilizado para controlar a aquisição de dados de ressonância magnética utilizando um sistema de exame de imagem de ressonância magnética. A sequência de pulso é uma sequência de pulso de eco de spin turbo ponderado de T2 de recuperação de inversão ou ponderada de T2 de recuperação de inversão. A sequência de pulso é adaptada para adquirir tanto os dados de relaxometria transversal como os dados de relaxometria longitudinal utilizando um tempo de inversão que é curto em comparação ao tempo de relaxamento T1. Conforme aqui utilizados, os dados de relaxamento longitudinal englobam os dados de ressonância magnética que contêm informações que devem ser utilizadas para inferir ou calcular o tempo de relaxamento T1. O tempo de relaxamento T1 mencionado nessa realização é o tempo de relaxamento T1 dentro do volume de medição de temperatura. Essa realização é vantajosa, pois a intensidade de sinal muda devido à dependência de temperatura, tanto de T1 como de T2 são aditivos que melhoram a sensibilidade do método.

[048] Em outra realização, os dados de ressonância magnética ainda compreendem dados de troca de frequência de



ressonância por prótons. Conforme aqui utilizados, dados de troca de frequência de ressonância por prótons englobam dados de ressonância magnética que podem ser utilizados para determinar os dados de troca de frequência de ressonância por prótons que são dependentes da temperatura. A execução das instruções ainda faz com que o processador realize a etapa de cálculo da temperatura do indivíduo dentro do volume de medição de temperatura, de acordo com os dados de troca de frequência de ressonância por prótons. É vantajoso, pois, além de utilizar os dados de relaxometria de relaxação transversal e/ou dados de relaxometria longitudinal para determinar a temperatura, também, os dados de troca de frequência de ressonância por prótons também podem ser utilizados para determinar a temperatura dentro do volume de medição de temperatura.

[049] Em outra realização, a memória contém uma sequência de pulso para controlar a operação do sistema de exame de imagem de ressonância magnética. A sequência de pulso é automatizada durante a alternância dos períodos de tempo para alcançar os dados de relaxometria transversal e os dados de troca de frequência de ressonância por prótons. Isso é vantajoso, pois a sequência de pulso pode ser modificada, de modo que esses dois diferentes tipos de dados sejam obtidos, ambos os quais podem ser utilizados para determinar a temperatura.

[050] Em outra realização, a temperatura de cada um dos volumes de medição de temperatura é determinada individualmente, de acordo com qualquer um dos seguintes: os dados de relaxometria transversal e os dados de troca de frequência de ressonância por prótons. Se os dados de

relaxometria longitudinal estiverem disponíveis também, então, isso também pode ser utilizado para determinar a temperatura no volume de medição de temperatura. Essa realização é vantajosa, pois para diferentes tipos de tecido, diferentes métodos de determinação de uma temperatura podem ser benéficos. Por exemplo, para água ou tecido contendo na maior parte água, a troca de frequência de ressonância por prótons pode prover uma medição ou determinação precisa da temperatura. Entretanto, isso não se dá necessariamente no tecido adiposo. Nesse caso, pode ser benéfico utilizar os dados de relaxometria transversal para determinar a temperatura.

[051] Em outra realização, a execução das instruções faz com que o processador realize a etapa de cálculo da temperatura do indivíduo dentro de múltiplos volumes de medição de temperatura, de acordo com os dados de ressonância magnética. Ao invés de somente determinar a temperatura dentro de um único volume de medição de temperatura, a temperatura dentro de múltiplos volumes é determinada.

[052] Em outra realização, a execução das instruções ainda faz com que o processador realize a etapa de construção de um mapa de temperatura de acordo com os volumes de medição de temperatura. Uma vez que a temperatura foi determinada em múltiplos volumes de medição de temperatura, um mapeamento dessas várias temperaturas pode ser construído. A execução das instruções ainda faz com que o processador realize a etapa de reconstrução de uma imagem de ressonância magnética de acordo com os dados de ressonância magnética. A execução das instruções ainda faz com que o processador

realize a etapa de exibição de uma imagem de ressonância magnética térmica em uma tela ao sobrepor o mapa de temperatura na imagem de ressonância magnética. Isso é particularmente vantajoso, pois a imagem de ressonância magnética pode exibir aspectos anatômicos e o mapa de temperatura pode ser utilizado para mapear a temperatura desses diversos aspectos anatômicos. Isso pode ser útil para um operador ou médico determinar a eficácia de uma terapia, utilizando o aparelho ou alterar manualmente o plano de tratamento durante a terapia.

[053] Em outra realização, a memória contém uma sequência de pulso para controlar a operação do sistema de exame de imagem de ressonância magnética. A sequência de pulso é qualquer uma das seguintes: uma sequência de eco de spin turbo, uma sequência de exame de imagem eco planar, uma sequência de pulso de eco de spin e uma sequência de eco de gradiente.

[054] Em outro aspecto, a invenção provê um método implementado por computador de aquisição de dados de termometria de ressonância magnética. O método compreende a etapa de aquisição de dados de ressonância magnética utilizando o sistema de exame de imagem de ressonância magnética. Os dados de ressonância magnética compreendem dados de relaxometria transversal. O método ainda compreende a etapa de cálculo da temperatura do indivíduo dentro de um volume de medição de temperatura, de acordo com os dados de relaxometria transversal. O volume de medição de temperatura está dentro do volume de exame de imagem.

[055] Em outro aspecto, a invenção provê um produto de programa de computador compreendendo instruções

executáveis por máquina para execução pelo processador de um sistema de computador de um aparelho compreendendo um sistema de exame de imagem de ressonância magnética. A parte de programa de computador pode, por exemplo, ser código executável por computador armazenado em um meio de armazenamento legível por computador. A execução das instruções faz com que o processador realize a etapa de aquisição de dados de ressonância magnética utilizando o sistema de exame de imagem de ressonância magnética. Os dados de ressonância magnética compreendem dados de relaxometria transversal. A execução das instruções ainda faz com que o processador realize a etapa de cálculo da temperatura do indivíduo dentro de um volume de medição de temperatura, de acordo com os dados de relaxometria transversal. O volume de medição de temperatura está dentro do volume de exame de imagem.

#### BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

[056] A seguir, as realizações preferidas da invenção serão descritas somente a título de exemplo e com referência aos desenhos, nos quais:

[057] A Figura 1 apresenta um fluxograma que ilustra um método, de acordo com uma realização da invenção;

[058] A Figura 2 apresenta um fluxograma que ilustra um método, de acordo com uma realização adicional da invenção;

[059] A Figura 3 apresenta um diagrama funcional de um aparelho, de acordo com uma realização da invenção;

[060] A Figura 4 apresenta um diagrama funcional de um aparelho, de acordo com uma realização adicional da invenção;

[061] A Figura 5 apresenta um diagrama funcional de um aparelho, de acordo com uma realização adicional da invenção;

[062] A Figura 6 apresenta um gráfico que ilustra como a temperatura pode ser determinada utilizando o valor da taxa de relaxamento T1;

[063] A Figura 7 apresenta um gráfico que ilustra como a taxa de relaxamento T2 pode ser utilizada para determinar a temperatura da gordura ou tecido adiposo;

[064] A Figura 8 apresenta uma linha do tempo que pode ser utilizada para ilustrar como sequências de pulso de troca de frequência de ressonância por prótons e ponderada de T2 podem ser integradas;

[065] A Figura 9 apresenta um método alternativo de integração da troca de frequência de ressonância por prótons e sequência de pulsos ponderada de T2;

[066] A Figura 10 apresenta uma linha do tempo que ilustra a intercalação da sequência de pulso de troca de frequência de ressonância por prótons com a sequência de pulso ponderada de T2 e quando o aquecimento é realizado pelo sistema de aquecimento de tecido;

[067] A Figura 11 apresenta um diagrama de cronometragem de uma sequência de pulso EPI de eco de gradiente que pode ser utilizada tanto para troca de frequência de ressonância por prótons e exame de imagem ponderado de T2-star; e

[068] A Figura 12 apresenta um diagrama para uma sequência de pulso de eco de spin turbo que pode ser utilizada para exame de imagem ponderado de T2.

#### DESCRIÇÃO DETALHADA DAS REALIZAÇÕES

[069] Elementos enumerados semelhantemente nessas figuras são elementos equivalentes ou realizam a mesma função. Os elementos que são discutidos previamente não serão necessariamente discutidos nas figuras posteriores se a função for equivalente.

[070] A Figura 1 apresenta um fluxograma que ilustra a método de acordo com uma realização da invenção. Etapa 100, os dados de ressonância magnética são adquiridos, que compreendem dados de relaxometria transversal. Na etapa 102, a temperatura de um indivíduo é calculada dentro de um volume de temperatura, de acordo com os dados de relaxometria transversal.

[071] A Figura 2 apresenta um fluxograma que ilustra um método, de acordo com uma realização adicional da invenção. Na etapa 200, um plano de tratamento é recebido, que especifica o volume alvo. Na etapa 202, o volume alvo é aquecido pelo sistema de aquecimento de tecido ao executar o plano de tratamento. Na etapa 204, os dados de ressonância magnética são repetidamente adquiridos pelo aparelho e os dados de ressonância magnética compreendem dados de relaxometria transversal. Na etapa 206, a temperatura de um indivíduo dentro de um volume de temperatura é repetidamente calculada de acordo com os dados de relaxometria transversal. Na etapa 208, o plano de tratamento é modificado durante a execução do plano de tratamento, de acordo com a temperatura que foi repetidamente calculada.

[072] A Figura 3 apresenta uma realização de um aparelho 300, de acordo com uma realização da invenção. O aparelho 300 compreende um sistema de exame de imagem de ressonância magnética 302 e um sistema de ultrassonografia

focalizada de alta intensidade 304. O sistema de exame de imagem de ressonância magnética 302 pode ser utilizado para orientar a terapia utilizando o sistema de ultrassonografia focalizada de alta intensidade 304.

[073] O sistema de exame de imagem de ressonância magnética 302 compreende um ímã 306. Nessa figura, um ímã cilíndrico com um orifício através do centro é apresentado. Entretanto outros tipos de ímãs podem ser utilizados, como os denominados ímãs de bobina abertos ou ímãs toroidais. Dentro do orifício do ímã 306, há um volume de exame de imagem 308 onde o campo magnético é uniforme o suficiente para realizar o exame de imagem de ressonância magnética. Um indivíduo 310 também está localizado dentro do orifício do ímã 306 e uma parte do indivíduo 310 está dentro do volume de exame de imagem 308. O indivíduo 310 está se reposicionando em um suporte de indivíduo 312. Também dentro do orifício do ímã está uma bobina de gradiente de campo magnético 314. A bobina de gradiente de campo magnético 314 é conectada a um fornecimento de energia de bobina de gradiente de campo magnético 316 que fornece corrente à bobina de gradiente de campo magnético 314. Adjacente ao volume de exame de imagem 308 está uma bobina de radiofrequência 318. A bobina de radiofrequência 318 é conectada a um transceptor de radiofrequência 320.

[074] O sistema de ultrassonografia focalizada de alta intensidade 304 compreende um transdutor de ultrassom 322 quer é imerso em uma câmara preenchida de fluido 324. Não é apresentado nessa figura um fornecimento de energia para fornecer energia ao transdutor de ultrassom 322. Também pode haver um mecanismo para movimentar fisicamente o transdutor

de ultrassom 322 em algumas realizações. A câmara preenchida de fluido 324 é para o bom acoplamento de energia de ultrassom ao indivíduo 310. A câmara preenchida de fluido 324 tem uma janela de ultrassom 325 que a veda, mas, entretanto, isso permite que o ultrassom passe através dela. O suporte de indivíduo 312 tem uma abertura com a qual um bloco de gel 327 foi colocado na janela de ultrassom 325. O bloco de gel 327 provê acoplamento de ultrassom entre a janela de ultrassom 325 e o indivíduo 310. As linhas pontilhadas 326 apresentam a direção brusca de tráfego do ultrassom focalizado na direção de uma zona de sonicação 328 dentro do indivíduo 310. A zona de sonicação 328 é apresentada como estando dentro da zona alvo 330. No ciclo de uma terapia, o ultrassom focalizado é gerado na zona de sonicação 328 que aquece a zona alvo 330. Adjacente à zona alvo 330 está um volume de medição de temperatura 332. O sistema de exame de imagem de ressonância magnética 302 é utilizado para monitorar a temperatura no volume de medição de temperatura 332.

[075] O sistema de ultrassonografia focalizada de alta intensidade 304, o transceptor de radiofrequência 320 e o fornecimento de energia de bobina de gradiente de campo magnético 316 são todos conectados a uma interface de hardware 334 de um sistema de computador 336. O sistema de computador 336 é utilizado para controlar o aparelho 300 e compreende um processador 338. O processador 338 é conectado à interface de hardware 334 e à interface de usuário 340. A interface de usuário compreende dispositivos que um operador pode utilizar para interagir com o sistema de computador 336. Por exemplo, a interface de hardware pode compreender um mouse, um teclado e uma tela. As imagens que são geradas pelo



sistema de computador 336 podem ser exibidas em uma tela da interface de usuário 340. O processador 338 é ainda apresentado como sendo conectado a um armazenamento de computador 342 e uma memória de computador 344.

[076] O armazenamento de computador 342 é apresentado como contendo dados de ressonância magnética 346 que foram adquiridos pelo sistema de exame de imagem de ressonância magnética 302. O armazenamento de computador 342 ainda compreende uma imagem de ressonância magnética que foi reconstruída a partir dos dados de ressonância magnética 346. O armazenamento de computador 342 ainda contém um plano de tratamento 350. O armazenamento de computador 342 ainda contém uma sequência de pulso 352 que contém um diagrama de cronometragem que é utilizado para operar o sistema de exame de imagem de ressonância magnética 302. A memória de computador 344, conforme apresentada, como contendo um módulo de controle de exame de imagem de ressonância magnética. O módulo de controle de exame de imagem de ressonância magnética 354 contém código executável por computador para controlar a operação do sistema de exame de imagem de ressonância magnética 302. O módulo de controle de exame de imagem de ressonância magnética 354 utiliza a sequência de pulso 352 para gerar comandos de controle para o sistema de exame de imagem de ressonância magnética 302.

[077] A memória de computador 344 ainda contém um módulo de controle de sistema de aquecimento de tecido 356. O módulo de controle de sistema de aquecimento de tecido 356 contém instruções executáveis para controlar a operação do sistema de aquecimento de tecido 304. Em outras realizações, o módulo de controle de sistema de aquecimento de tecido 356

contém códigos para operar diferentes tipos de sistema de aquecimento de tecidos. A memória de computador 344 ainda contém um módulo de cálculo de temperatura 358. O módulo de cálculo de temperatura contém código executável por computador que utiliza os dados de ressonância magnética 346 para calcular uma temperatura do volume de medição de temperatura 332. A memória 344 é ainda apresentada como contendo um módulo de modificação de plano de tratamento 360. O módulo de modificação de plano de tratamento 360 contém código executável por computador que utiliza o valor da temperatura do volume de medição de temperatura 332 como uma entrada para modificar o plano de tratamento 350. A memória de computador 344 é apresentada como ainda contendo um módulo de reconstrução de imagem 362. O módulo de reconstrução de imagem contém código executável por computador que é capaz de gerar a imagem de ressonância magnética 348 utilizando os dados de ressonância magnética 346.

[078] A Figura 4 apresenta um aparelho 400, de acordo com uma realização adicional da invenção. O aparelho 400 apresentado na figura 4 é muito semelhante ao aparelho apresentado na figura 3. Ao invés de utilizar um sistema de ultrassonografia focalizada de alta intensidade, o volume alvo 330 é aquecido utilizando uma bobina de radiofrequência 402 e um gerador de radiofrequência 404. A zona alvo 330 é essencialmente aquecida com a energia de radiofrequência. Como com a realização anterior, a temperatura dentro do volume de medição de temperatura 332 é medida utilizando o sistema de exame de imagem de ressonância magnética 302. Nessa realização, o módulo de controle de sistema de aquecimento de tecido 356 é utilizado para controlar o

gerador de radiofrequência 404.

[079] A Figura 5 apresenta um aparelho 500, de acordo com uma realização adicional da invenção. O aparelho 500 apresentado na figura 5 é semelhante aos aparelhos apresentados nas figuras 3 e 4. Na realização apresentada na figura 5, um laser 502 é utilizado para aquecer a zona alvo 330 como alternativa. Há um laser 502 que é controlado pelo processador 338 por meio da interface de hardware 334. O laser 502 é conectado a um cateter de laser 506 por meio de uma fibra óptica 504. O cateter de laser 506 é inserido invasivamente no indivíduo 310. O cateter de laser 506 é utilizado para focalizar e ablar o tecido na zona alvo 330. O sistema de exame de imagem de ressonância magnética 302 é utilizado para monitorar a temperatura 332 no volume de medição de temperatura 332. Nessa realização, o módulo de controle de sistema de aquecimento de tecido 356 é utilizado para controlar o laser 502.

[080] A Figura 6 apresenta um gráfico que ilustra como a temperatura no volume de medição de temperatura pode ser determinada utilizando o valor da taxa de relaxamento T1. Medição de desempenho, uma amostra de gordura *in-vitro* foi aquecida em uma banheira de água dentro de um sistema de exame de imagem de ressonância magnética. Foram utilizados termoacoplamentos para medir a temperatura real da gordura amostra. O valor de T1 foi medido com uma sequência de pulso IR. O eixo X é a temperatura em graus Celsius. O eixo Y é o valor R1. O valor R1 é um sobre a taxa de relaxamento T1. Pontos são valores medidos e a linha sólida é um ajuste linear aos dados. O gráfico na Figura 6 ilustra que o valor T1 pode ser utilizado para medir a temperatura de gordura

utilizando exame de imagem de ressonância magnética.

[081] A Figura 7 apresenta um gráfico que ilustra como a taxa de relaxamento T2 pode ser utilizada para administrar a temperatura da gordura ou tecido adiposo utilizando exame de imagem de ressonância magnética. Os valores T2 apresentados nesse gráfico foram medidos utilizando sequências de pulso SE e TSE. Há espaçamentos entre ecos de 5, 13 e 20 milisegundos respectivamente. Como com a figura 6, o eixo X apresenta as temperaturas em graus Celsius. O eixo Y apresenta o valor R2. R2 é um sobre o valor T2. Há três conjuntos de dados apresentados na figura 10. Os pontos e linhas marcados com 700 correspondem ao espaçamento entre ecos de cinco milisegundos. Os pontos são os dados reais e a linha é o ajuste linear. Isso é apresentado com a linha e pontos marcados com 702. A linha e pontos marcados com 702 são para 13 milisegundos. A linha e pontos marcados com 704 são para 20 milisegundos para o valor de espaçamento de eco.

[082] A Figura 8 apresenta uma linha do tempo que pode ser utilizada para ilustrar como uma troca de frequência de ressonância por prótons (PRF - Proton Resonance Frequency) e sequências de pulsos ponderada de T2 (T2W) podem ser integradas. As regiões marcadas com 800 são quando uma sequência de pulso que pode medir a PRF ou troca de frequência de ressonância por prótons pode ser medida. As seções da linha do tempo marcada com 802 representam quando uma sequência de pulso que adquire dados que podem ser utilizados para determinar a taxa de relaxamento T2 é medida.

[083] Uma cronometragem possível de intercalação de PRF e sequências ponderada de T2. N1 fatias são obtidas com

sequência PRF, após isso, após N2 fatias (podem ser parcialmente as mesmas ou fatias completamente diferentes, como com PRF) com a sequência T2w (ou T2w-star), onde N1 é um número predeterminado de fatias e N2 é um segundo número predeterminado de fatias. Após isso, N1 fatias com PRF são obtidas e assim por diante. Nessa disposição, ambas as sequências são atualizadas com o mesmo intervalo, isto é, informações de temperatura de ambas as sequências têm a mesma resolução temporal.

[084] A Figura 9 apresenta um método alternativo de intercalação de PRF e sequência de pulsos ponderada de T2. As seções da linha do tempo marcadas com 900 são quando a sequência de pulso PRF é realizada. A seção da linha do tempo marcada com 902 é quando a sequência de pulso ponderada de T2 é realizada.

[085] Uma cronometragem possível de intercalação de sequências de PRF e ponderada de T2 (T2w). T2w-star é uma abreviação para uma imagem ponderada de T2-star. A sequência de PRF é repetida N vezes, após isso, a sequência T2w (ou T2w-star) é obtida. Após isso, PRF é obtida novamente N vezes etc. Nessa disposição, a imagem PRF é atualizada com mais frequência que a imagem T2w. Ainda, outra modificação é coletar somente parte do espaço k em cada período de tempo para ajustar mais a qualidade da imagem vs. o ponto de resolução temporal.

[086] A Figura 10 apresenta uma linha do tempo que ilustra a intercalação da sequência de pulso PRF com a sequência de pulso ponderada de T2 junto a quando o aquecimento é realizado sistema de aquecimento de tecido. As seções da linha do tempo marcadas com 1000 são quando a

sequência de pulso PRF é realizada. A seção da linha do tempo marcada com 1002 é quando a sequência de pulso T2W é realizada. Inicialmente, é visto que uma medição de referência 1004 é realizada antes de o aquecimento 1006 ser ativado. A medição de referência 1004 é para obter uma medição basal. Após o aquecimento 1006 ser ativado, sequências de pulso PRF adicionais e sequências de pulso T2W são realizadas para medir o aquecimento durante o processo de aquecimento.

[087] Diagrama de cronometragem que apresenta uma ou mais imagens que são obtidas antes da troca no dispositivo de aquecimento (por exemplo, ultrassom focalizado).

[088] A Figura 11 apresenta um diagrama de cronometragem de uma sequência de pulso EPI de eco de gradiente que pode ser utilizada tanto para exame de imagem PRF como T2W-star. O diagrama de cronometragem para RF é marcado com 1100. A fatia de gradiente é marcada com 1102. A fase de gradiente é marcada com 1104 e a leitura de gradiente é marcada com 1106. A repetição cronometrada é indicada por uma barra marcada com 1108. O tempo para o eco é representado por uma barra marcada com 1110. O parêntese 1112 indica que essa sequência de pulso é repetida  $n$  vezes. Os ecos correspondentes são marcados de  $E_1$  a  $E_n$ .

[089] Diagrama de cronometragem de sequência de EPI de eco de gradiente que pode ser utilizado tanto para exame de imagem de PRF e T2w-star. O tempo de eco eficiente TE (essencialmente referindo-se ao eco no qual o centro do espaço  $k$  é adquirido) define a sensibilidade da sequência o para ambos os objetivos. A sequência pode ser de disparo único, quando todas as codificações de fase forem coletadas

após um único pulso de excitação (alfa), ou de múltiplos disparos, quando parte das codificações forem coletadas e a sequência for, então, repetida com diferentes codificações de fase.

[090] A Figura 12 apresenta um diagrama para uma sequência de pulso de eco de spin turbo que pode ser utilizada para ambas as formações de imagem T2W. A barra marcada com 1200 apresenta a cronometragem de RF. A barra marcada com 1202 apresenta a cronometragem para o parâmetro de fatia G. 1204 apresenta o valor para a fase G. 1206 apresenta o valor para leitura G. A barra marcada com 1208 representa o espaçamento entre ecos ou IES. A barra marcada com 1112 indica que a leitura dos ecos é realizada N vezes. Os ecos correspondentes são marcados com E1 a En.

[091] Conforme mencionado antes, a Figura 12 apresenta um diagrama de cronometragem da sequência de eco de spin turbo (TSE - turbo spin echo) que pode ser utilizada para a formação de imagem T2w. O tempo de eco eficiente (TE - Effective Echo Time) (essencialmente referindo-se ao eco, onde o centro do espaço k é adquirido) define a sensibilidade da sequência para o objetivo. A sequência pode ser de disparo único, quando todas as codificações de fase forem coletadas após um pulso de única excitação, ou de múltiplos disparos, quando parte das codificações forem coletadas e a sequência for, então, repetida com diferentes codificações de fase. O espaçamento entre ecos (IES - Inter Echo spacing) afeta a sensibilidade da sequência ao efeito de acoplamento J. Há uma modificação da sequência quando duas (ou, em princípio, ainda mais) imagens com diferentes tempos de eco eficientes forem produzidas. Isso permitiria a estimativa quantitativa de T2.

[092] Embora a invenção tenha sido ilustrada e descrita em detalhes nos desenhos e descrição anterior, essa ilustração e descrição devem ser consideradas ilustrativas ou exemplares e não restritivas; a invenção não se limita às realizações reveladas.

[093] Outras variações às realizações reveladas podem ser entendidas e efetuadas pelos técnicos no assunto na prática da invenção reivindicada, a partir de um estudo dos desenhos, da revelação e das reivindicações anexas. Nas reivindicações, a palavra "compreendendo" não exclui outros elementos ou etapas e o artigo indefinido "um" ou "uma" não exclui uma pluralidade. Um único processador ou outra unidade pode atender às funções de diversos itens mencionados nas reivindicações. O mero fato de que determinadas medidas são mencionadas em reivindicações dependentes mutuamente diferentes não indica que uma combinação dessas medidas não possa ser utilizada como vantagem. Um programa de computador pode ser armazenado/distribuído em um meio adequado, como um meio de armazenamento óptico ou um meio de estado sólido fornecido junto ou como parte de outro hardware, mas também pode ser distribuído em outras formas, como por meio da Internet ou outros sistemas de telecomunicação com fio ou sem fio. Quaisquer sinais de referência nas reivindicações não devem ser construídos como limitantes do escopo.

#### LISTA DE NÚMEROS DE REFERÊNCIA

- 200 primeiro item
- 300 aparelho
- 302 sistema de exame de imagem de ressonância magnética
- 304 sistema de ultrassonografia focalizada de alta



intensidade

306 ímã

308 volume de exame de imagem

310 indivíduo

312 suporte de indivíduo

314 bobina de gradiente de campo magnético

316 fornecimento de energia de bobina de gradiente

de campo magnético

318 bobina de radiofrequência

320 transceptor de radiofrequência

322 transdutor de ultrassom

324 câmara preenchida de fluido

325 janela de ultrassom

326 caminho do ultrassom

327 bloco de gel

328 zona de sonicação

330 zona alvo

332 volume de medição de temperatura

334 interface de hardware

336 sistema de computador

338 processador

340 interface de usuário

342 armazenamento de computador

344 memória de computador

346 dados de ressonância magnética

348 imagem de ressonância magnética

350 plano de tratamento

352 sequência de pulso

354 módulo de controle de exame de imagem de

ressonância magnética

356 módulo de controle de sistema de aquecimento de  
tecido

358 módulo de cálculo de temperatura

360 módulo de modificação de plano de tratamento

362 módulo de reconstrução de imagem

400 aparelho

402 bobina de radiofrequência

404 gerador de radiofrequência

500 aparelho

502 laser

504 fibra óptica

506 cateter de laser

700 5 ms

702 13 ms

704 20 ms

800 sequência de pulso PRF realizada

802 sequência de pulso T2W realizada

900 sequência de pulso PRF realizada

902 sequência de pulso T2W realizada

1000 sequência de pulso PRF realizada

1002 sequência de pulso T2W realizada

1004 medição de referência

1006 aquecimento realizado

REIVINDICAÇÕES

1. APARELHO (300, 400, 500) QUE COMPREENDE UM SISTEMA DE EXAME DE IMAGEM DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA (302), o sistema de exame de imagem de ressonância magnética compreendendo:

um ímã (306) adaptado para gerar um campo magnético para orientar os spins magnéticos de núcleos de um indivíduo (310) localizado dentro de um volume de exame de imagem (308);

um transceptor de radiofrequência (320) adaptado para adquirir dados de ressonância magnética (346) utilizando uma bobina de radiofrequência (308);

uma bobina de gradiente de campo magnético (314) adaptada para codificação espacial dos spins magnéticos de núcleos dentro do volume de exame de imagem;

um fornecimento de energia de bobina de gradiente de campo magnético (316) adaptado para fornecer corrente à bobina de gradiente de campo magnético;

um sistema de computador (336) compreendendo um processador (338), em que o sistema de computador é adaptado para controlar o aparelho; e

uma memória (342, 344) contendo instruções legíveis por máquina (354, 356, 358, 360, 362) para execução pelo processador,

caracterizado pela execução das instruções fazer com que o processador realize as etapas de:

aquisição (100, 204) de dados de ressonância magnética utilizando o sistema de exame de imagem de ressonância magnética, em que os dados de ressonância magnética compreende dados de relaxometria transversal T2,

assim como dados de troca de frequência de ressonância por prótons, em que pelo menos os dados de relaxometria transversal T2 são adquiridos utilizando uma sequência de eco de spin turbo (TSE), e

cálculo (102, 206) de temperatura do indivíduo dentro de um volume de medição de temperatura, de acordo com os dados de relaxometria transversal T2, em combinação com o cálculo da temperatura do indivíduo dentro da medição de temperatura, de acordo com os dados de troca de frequência de ressonância por prótons, em que o volume de medição de temperatura está dentro do volume de exame de imagem.

2. APARELHO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelas instruções legíveis por máquina incluírem intercalar a aquisição dos dados de relaxometria transversal com a aquisição dos dados de troca de frequência de ressonância por prótons.

3. APARELHO, de acordo com a reivindicação 2, caracterizado por instruções legíveis por máquina incluírem medir ou monitorar repetidamente a temperatura e atualizar os dados de troca de frequência de ressonância por prótons com mais frequência que os dados de relaxometria transversal.

4. APARELHO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pela aquisição dos dados de relaxometria transversal envolver uma excitação seletiva por gordura e a medição de temperatura, de acordo com os dados de troca de frequência de ressonância por prótons que envolve uma excitação seletiva por água.

5. APARELHO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pela aquisição dos dados de relaxometria transversal envolver um tempo de repetição que é maior que o

tempo de relaxamento longitudinal (T1) do mesmo tecido no volume de medição.

6. APARELHO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo aparelho adicionalmente compreender um sistema de aquecimento de tecido (304, 404, 402, 502, 504, 506), e em que o sistema de computador é ainda adaptado para controlar o sistema de aquecimento de tecido.

7. APARELHO, de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo sistema de aquecimento de tecido compreender um dos seguintes: um sistema de ultrassonografia focalizada de alta intensidade (304), um sistema de aquecimento de tecido de radiofrequência (402, 404) e um sistema de ablação a laser (502, 504, 506).

8. APARELHO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pela memória conter uma sequência de pulso para controlar operação do sistema de exame de imagem de ressonância magnética, em que a sequência de pulso é uma sequência de eco de spin turbo ponderado de T2 de recuperação de inversão, e em que a sequência de pulso é adaptada para adquirir tanto os dados de relaxometria longitudinal T1 quanto os dados de relaxometria longitudinal T2 ao utilizar um tempo de inversão que é mais curto que o tempo de relaxamento T1.

9. APARELHO, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pela execução das instruções adicionalmente fazer com que o processador realize as etapas de:

construção de um mapa de temperatura, de acordo com os volumes de medição de temperatura;

reconstrução de uma imagem de ressonância magnética, de acordo com os dados de ressonância magnética; e

exibição de uma imagem de ressonância magnética térmica em uma tela ao sobrepor o mapa de temperatura na imagem de ressonância magnética.

10. MÉTODO IMPLEMENTADO POR COMPUTADOR DE AQUISIÇÃO DE DADOS DE TERMOMETRIA DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA, caracterizado por o método compreender as etapas de:

aquisição (100, 204) de dados de ressonância magnética utilizando um sistema de exame de imagem de ressonância magnética para implementar uma sequência de eco de spin turbo (TSE), em que os dados de ressonância magnética compreendem dados de relaxometria transversal T2 star assim como os dados de troca de frequência de ressonância por prótons, e

cálculo (102, 206) de temperatura de um indivíduo (310) dentro de um volume de medição de temperatura (332) de acordo com os dados de relaxometria transversal T2 em combinação com o cálculo da temperatura do indivíduo dentro da medição de temperatura, de acordo com os dados de troca de frequência de ressonância por prótons, em que o volume de medição de temperatura está dentro de um volume de exame de imagem do sistema de exame de imagem de ressonância magnética.

FIG. 1

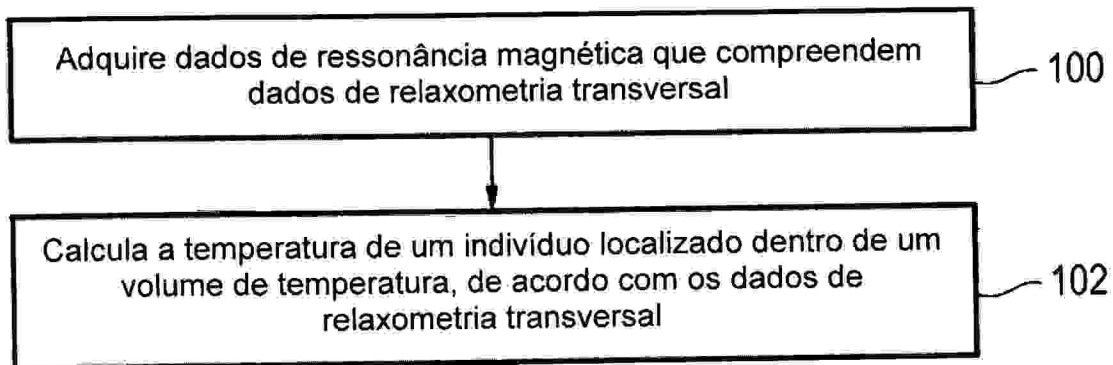


FIG. 2

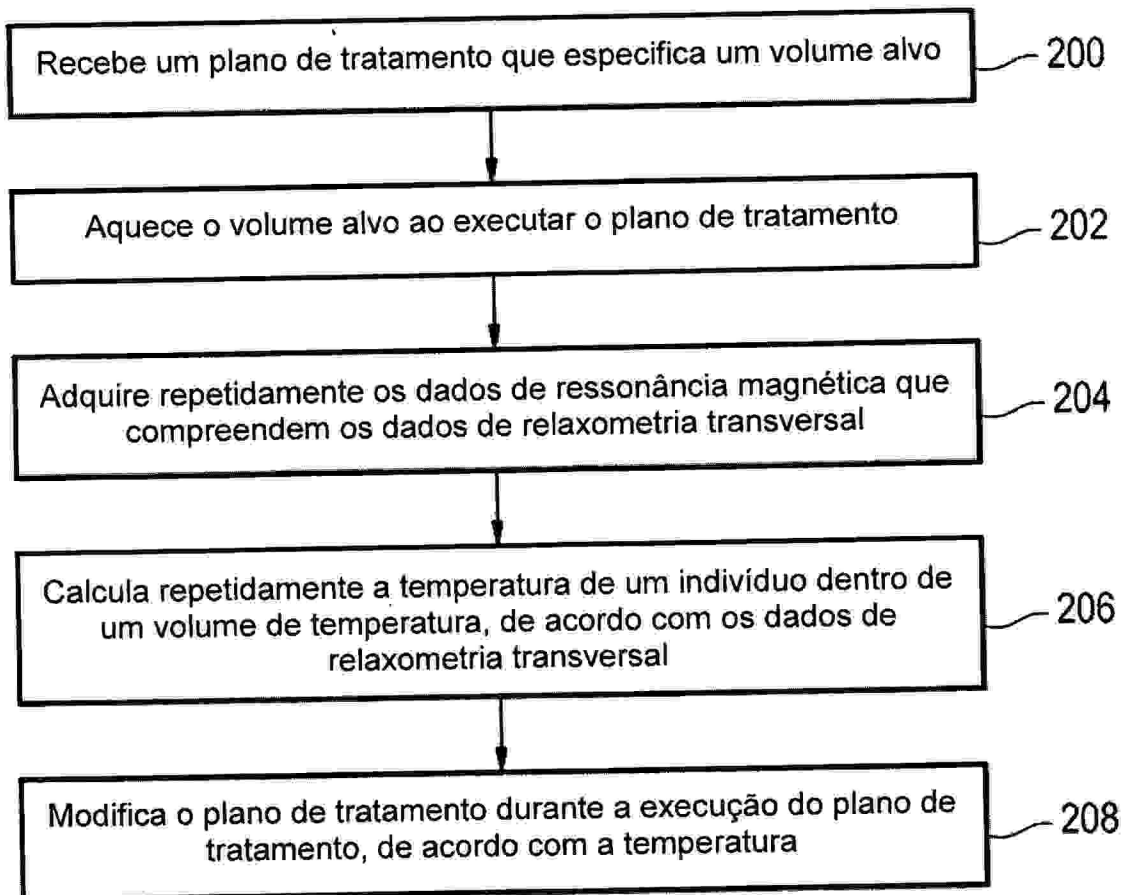


FIG. 3

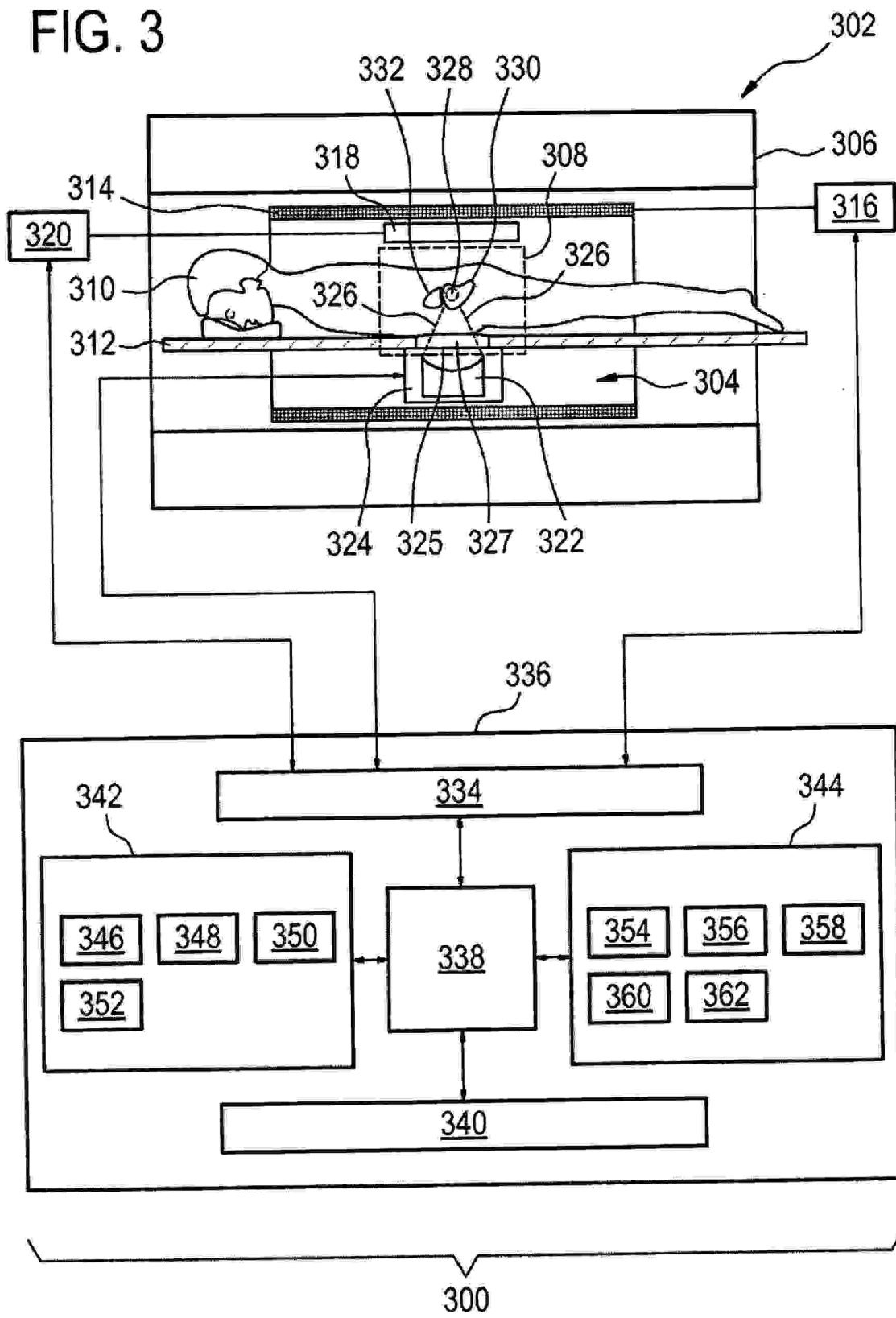




FIG. 4

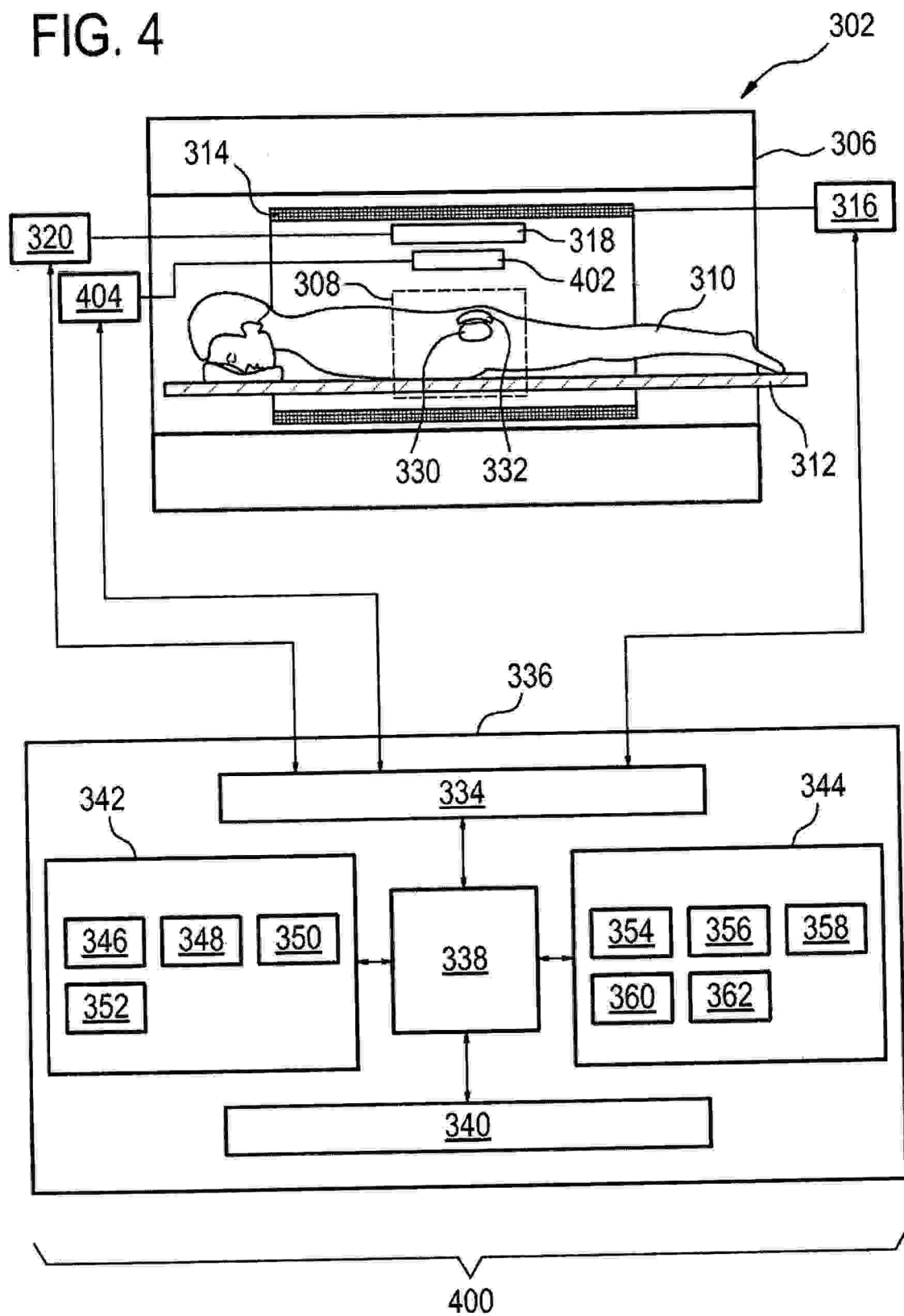


FIG. 5

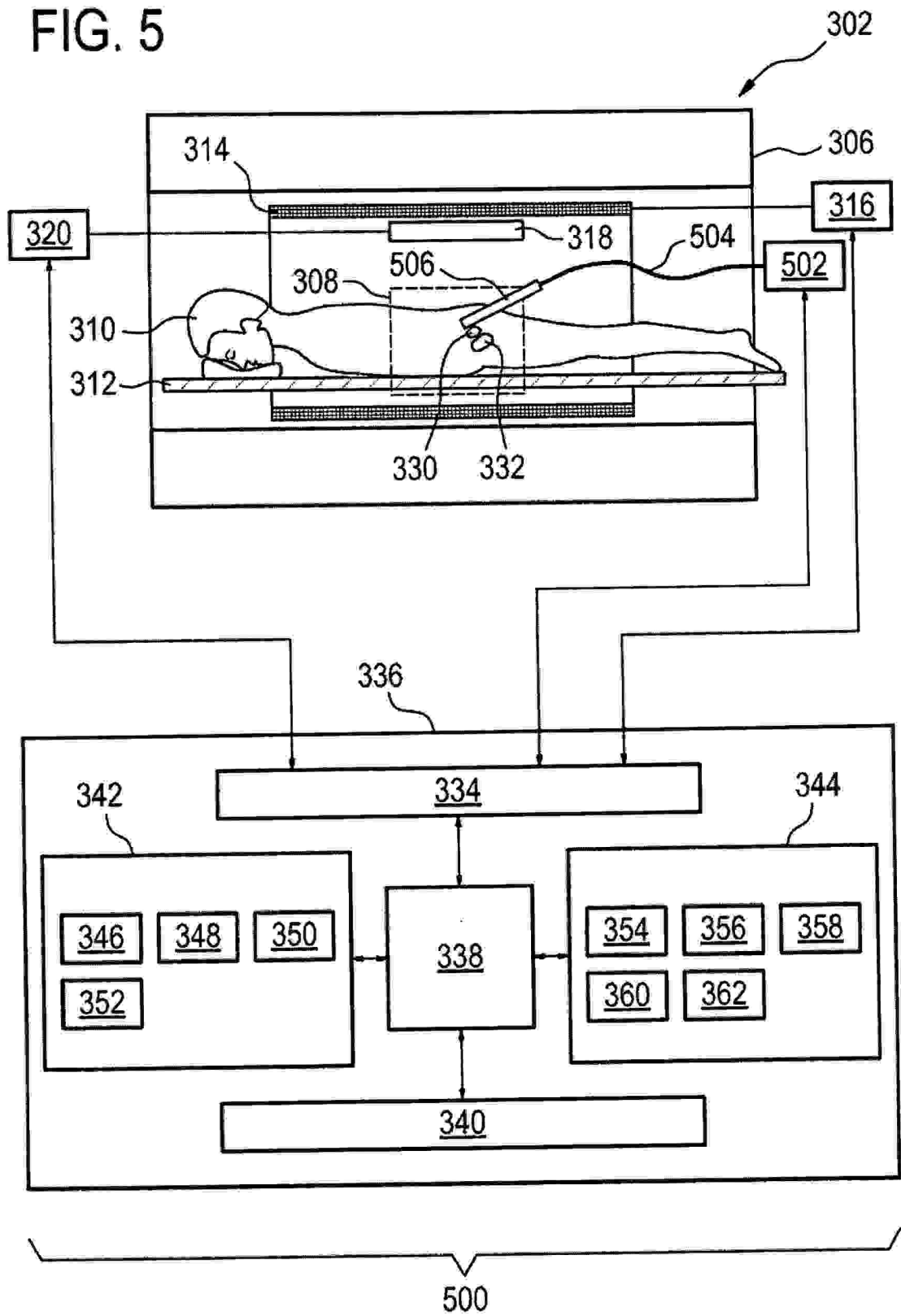


FIG. 6

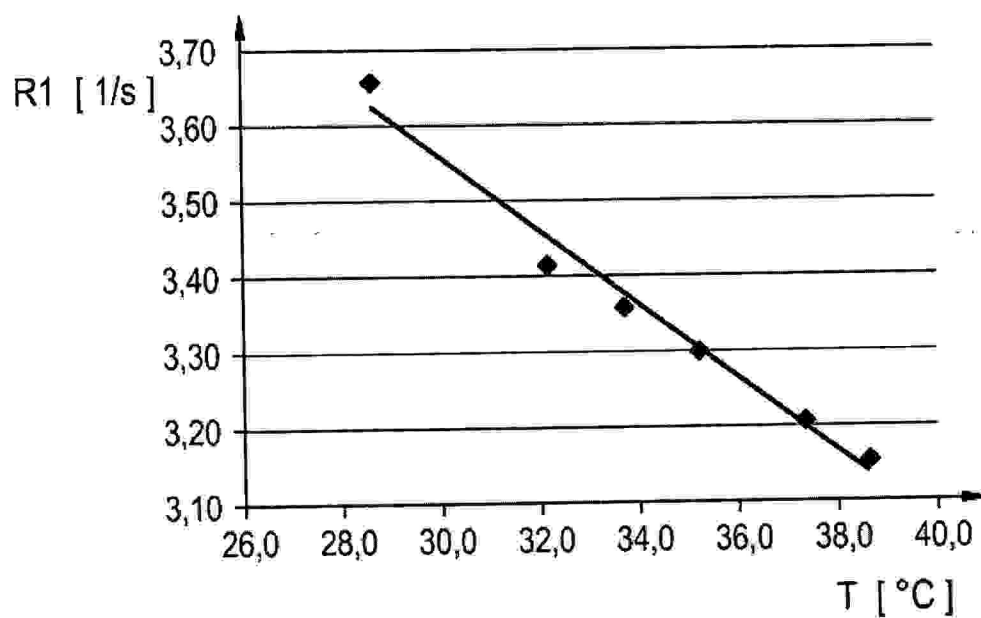


FIG. 7

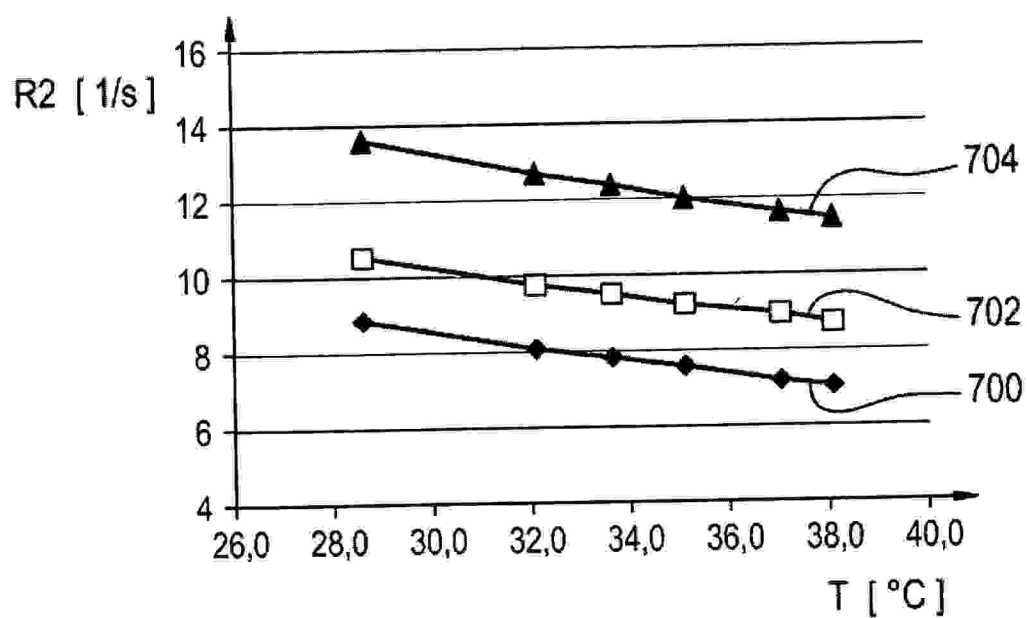


FIG. 8

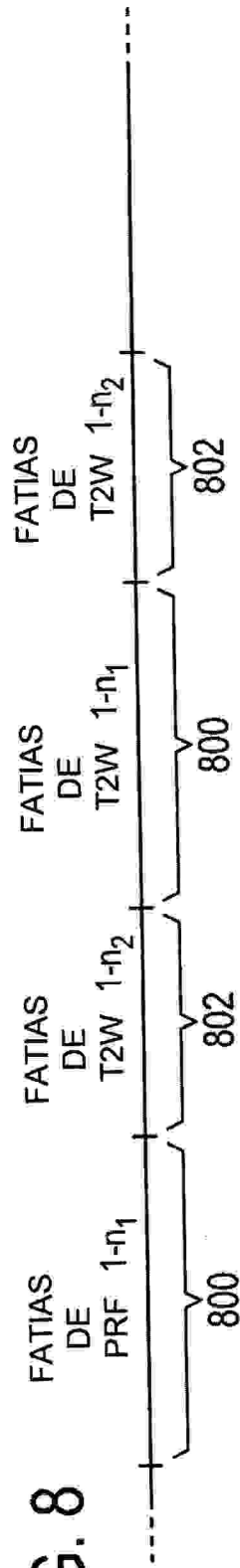


FIG. 9

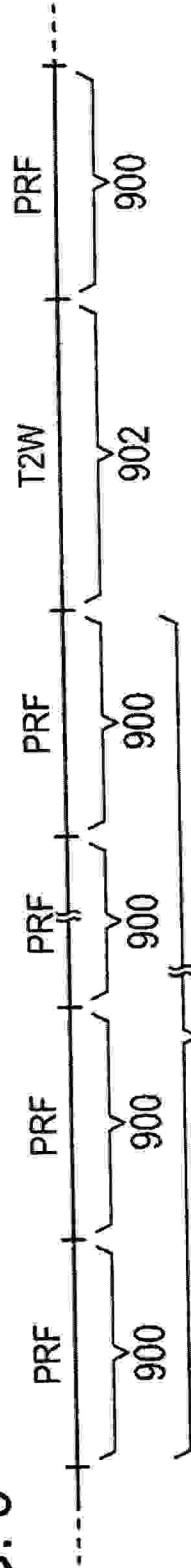


FIG. 10

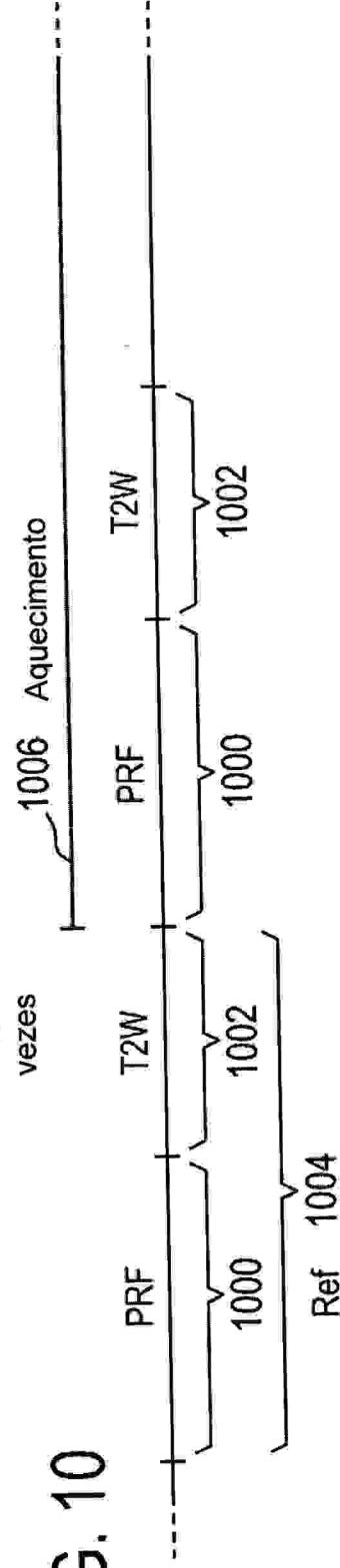


FIG. 11

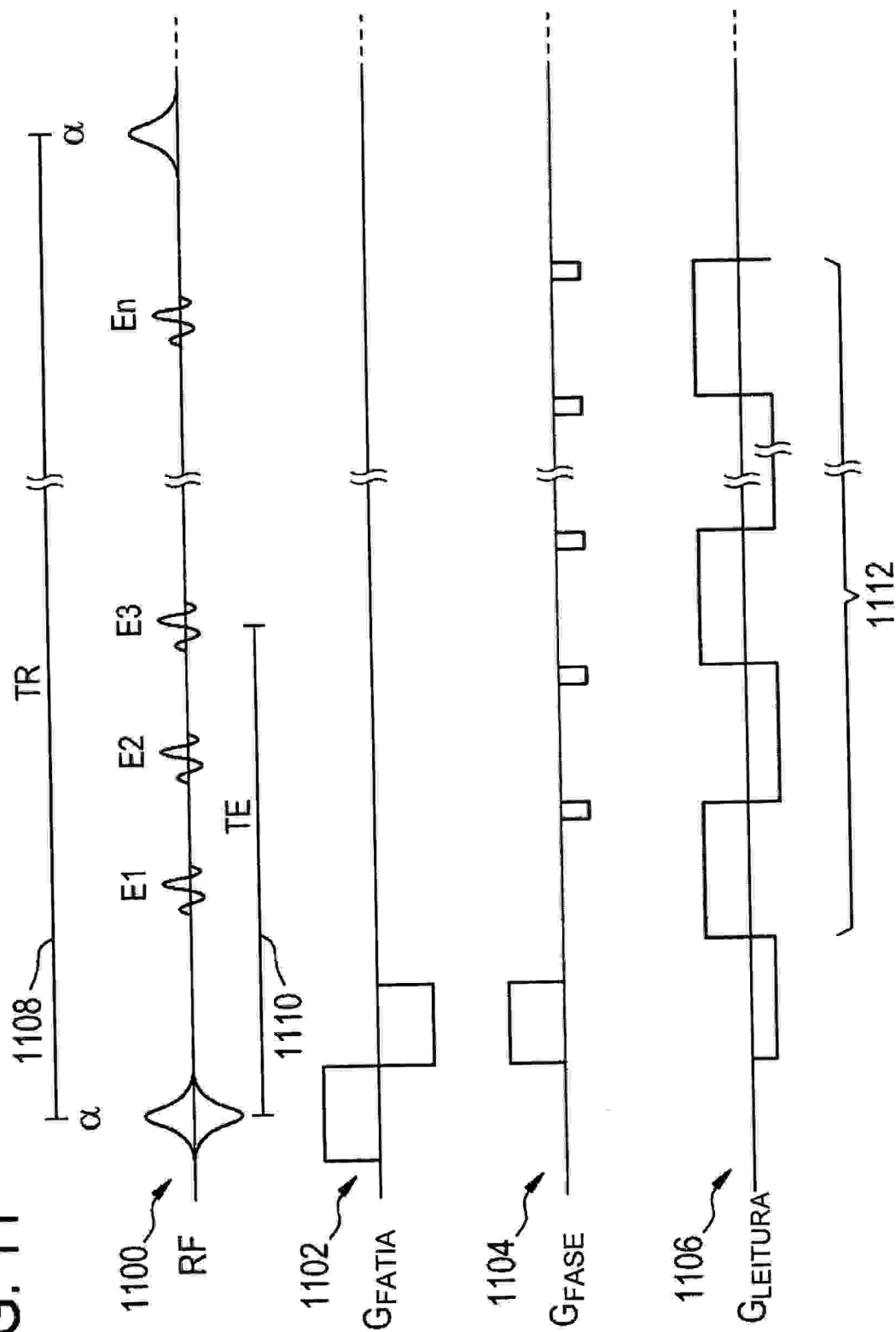


FIG. 12

