



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

**(11) BR 112018003058-9 B1**



**(22) Data do Depósito:** 19/08/2016

**(45) Data de Concessão:** 29/11/2022

---

**(54) Título:** APARELHO PARA PRODUZIR UMA IMAGEM DE CONTRASTE, E SISTEMA DE IMAGEAMENTO POR ULTRASSOM

**(51) Int.Cl.:** A61B 8/06; A61B 8/08; G06F 19/00.

**(30) Prioridade Unionista:** 15/10/2015 EP 15189930.9; 21/08/2015 CN PCT/CN2015/087789.

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

**(72) Inventor(es):** XIAOLIN GU; YINHUI DENG; XIAOMIN LI; VIJAY THAKUR SHAMDASANI; YING WU.

**(86) Pedido PCT:** PCT EP2016069712 de 19/08/2016

**(87) Publicação PCT:** WO 2017/032715 de 02/03/2017

**(85) Data do Início da Fase Nacional:** 16/02/2018

**(57) Resumo:** APARELHO PARA PRODUZIR UMA IMAGEM DE CONTRASTE, E SISTEMA DE IMAGEAMENTO POR ULTRASSOM. A presente invenção refere-se a um sistema de imageamento de diagnóstico ultrassônico que produz imagens intensificadas por contraste que são processadas de maneiras diferentes durante estágios diferentes de preenchimento do agente de contraste. Durante um estágio inicial de preenchimento de contraste, o imageamento é feito com o uso de pixels processados pela detecção de intensidade máxima, para melhor refletir a alteração rápida na intensidade de contraste. Durante um último estágio de preenchimento de contraste, o processamento de média de tempo é usado para diminuir os efeitos de ruído e movimento nos valores de pixels. Durante um período intermediário de aperfeiçoamento de pico, é usada uma combinação de ambos os valores de pixel processados por ambas as técnicas. Em outro aspecto, um período de preenchimento pode ser caracterizado por um estágio de aparência, um estágio de crescimento e um estágio de pico, sendo que os dados de pixel de contraste são processados de diferentes maneiras durante esses períodos.

APARELHO PARA PRODUZIR UMA IMAGEM DE CONTRASTE, E  
SISTEMA DE IMAGEAMENTO POR ULTRASSOM

CAMPO DA INVENÇÃO

[001] Esta invenção refere-se a sistemas de ultrassom para diagnóstico médico, e, em particular, a sistemas de ultrassom que realizam estudos de imageamento intensificado por contraste para visualizar o fluxo sanguíneo na microvasculatura de tecido.

ANTECEDENTES DA INVENÇÃO

[002] Agentes de contraste por ultrassom têm sido usados por vários anos para diagnosticar estados de doença a partir do aperfeiçoamento que os agentes fornecem ao fluxo sanguíneo. As células sanguíneas são muito pequenas e são pobres refletores de ultrassom, que geralmente fornecem poucas informações para o imageamento por ultrassom. Entretanto, os agentes de contraste de microbolhas na corrente sanguínea são altamente reflexivos do ultrassom que pode ser segmentado por sua resposta harmônica, possibilitando imagens muito melhoradas de características de fluxo sanguíneo. Um uso de agentes de contraste tem sido para visualizar o fluxo ou perfusão de microvasculatura de tecido. Estudos recentes de lesões como lesões de mama têm focalizado sobre a estrutura, características de fluxo e a extensão da microvasculatura que suporta a lesão. A detecção precoce de lesões de mama e da definição dos contornos da lesão pode ser determinada por meio de uso de ultrassom para procurar estruturas vasculares características. Além disso, as alterações no crescimento e no desenvolvimento da lesão, como aqueles resultantes de quimioterapia, frequentemente se manifestam mais cedo em um ponto no tempo por alterações na

vasculatura de lesão. Antecipa-se que estes estudos podem ser auxiliados pelo uso de agentes de contraste. Entretanto, as estruturas vasculares envolvidas são estruturas microvasculares pequenas com vasos individuais que conduzem quantidades mínimas de fluxo sanguíneo em taxas de fluxo muito baixas, tornando-as difíceis de discernir claramente em uma imagem ultrassônica. Um desenvolvimento que ajuda nesse processo é o uso de agentes de contraste para visualizar o fluxo de microbolhas individuais através de microvasculatura que é descrita na patente US nº 6.676.606 (Simpson et Hope al.). O sistema descrito nesta patente forma imagens de microbolhas de um agente de contraste que são introduzidas no corpo tanto em uma injeção em bolus como através de infusão contínua com uma transmissão mecânica intermitente rápida de alto índice mecânico usada para destruir periodicamente as microbolhas na região da imagem, possibilitando que microbolhas recém-perfundidas sejam observadas quando chegam no fluxo de sistema vascular. É utilizado um processador de persistência que identifica as posições atuais de microbolhas através de uma projeção de intensidade máxima temporal e, em seguida, persiste sua aparência na micro vasculatura à medida que elas se movem progressivamente através da micro vasculatura de quadro a quadro. As imagens que são produzidas irão, dessa forma, capturar as trajetórias de microbolhas à medida que elas se movem através do tecido e, portanto, dos caminhos de microvasos na região da imagem. A técnica possibilita a visualização tanto da vasculatura intratumoral quanto da estrutura de árvore de vaso, fornecendo mais informações profissionais fisiopatológicas que possam facilitar que os médicos tomem melhores decisões.

[003] Entretanto, os inventores da presente invenção reconheceram que a acentuação de contraste de estruturas microvasculares que resulta do preenchimento dos agentes de contraste é um processo dinâmico com características diversas em diferentes estágios do acúmulo e, então, declínio da concentração de microbolhas nos microvasos sanguíneos. Durante o estágio inicial do preenchimento do agente de contraste, os vasos maiores são intensificados à medida que eles contêm fluxo sanguíneo com maior velocidade. De modo a capturar as trajetórias de movimento rápido dos agentes de contraste em vasos maiores, é preferível usar o método de projeção de intensidade máxima temporal de Hope Simpson et al., o qual é sensível ao movimento de agentes de contraste e à rápida alteração resultante da acentuação de contraste. Nesse estágio de preenchimento, a presença de ruído de sinal que leva à aparência de artefatos de imagem não é grande. Mas em estágios posteriores do preenchimento do agente de contraste, um número crescente de microvasos com fluxo sanguíneo lento são preenchidos com microbolhas e são melhorados. Os efeitos do sinal de ruído agora se acumulam, e um aprimoramento da razão entre sinal e ruído em vez de alta sensibilidade para mudar se torna mais importante para a visualização da microvasculatura rica e detalhada. Além disso, os artefatos de movimento não compensados que podem ser causados pelo batimento cardíaco ou pela respiração podem se formar e se acumular à medida que o tempo se passa. Um método de processamento que responde à mudança de condições nos estágios de preenchimento posteriores, ao suprimir ruído e artefatos de movimento nos sinais é preferencial. Consequentemente, é um objetivo da presente invenção fornecer

um sistema de ultrassom para imageamento microvascular intensificado por contraste que se adapta a esse processamento para essas e/ou outras mudanças nas condições.

[004] As publicações US2010/060644A1 de Nicolas Elife et al., Assessement of Quantitative Perfusion Parameters by Dynamic Contrast Enhanced Sonagraphy Using a Deconvolution Method de Marianne Gauthier et al., WO2014/061258A1 de Takagi e US2012/0253190A1 de Thomas Patrice jean Arsene Gauthier et al. estão relacionadas à quantificação de curvas ou parâmetros de perfusão como curvas de intensidade de tempo e/ou extração de uma ou mais características de uma imagem de ultrassom intensificada por contraste, mas nenhuma delas se refere a um aperfeiçoamento no fornecimento da imagem de ultrassom intensificada por contraste.

#### SUMÁRIO DA INVENÇÃO

[005] Em alguns aspectos, a presente invenção fornece sistemas de imageamento por ultrassom de diagnóstico e métodos para imageamento de contraste intensificado microvasculatura em uma região da imagem. O sistema de ultrassom pode incluir, por exemplo, uma sonda de ultrassom configurada para transmitir feixes ultrassônicos e receber sinais de eco ultrassônicos, um formador de feixes configurado para formar feixes dos sinais de eco para produzir sinais de eco coerentes, um separador de sinais responsivo aos sinais de eco coerentes e configurado para produzir sinais de eco harmônicos separados recebidos de um agente de contraste, um processador temporal de contraste, responsivo aos sinais de eco harmônicos e configurado para processar sinais harmônicos recebidos de um agente de

contraste para produzir um valor de dados de contraste para cada uma dentre uma pluralidade de localizações espaciais na região de imageamento para um ponto no tempo em um período de tempo, um conversor de varredura acoplado para receber os valores de dados de contraste produzidos e configurado para uma imagem de contraste para o ponto no tempo ao se dispor os valores de dados de contraste produzidos para a pluralidade de localizações espaciais para o ponto no tempo em um formato de imagem desejado, e uma tela acoplada ao conversor de varredura que exibe uma imagem de contraste, em que o valor de contraste para uma localização espacial na região de imagem é produzido de diferentes maneira ao longo do período de tempo, e o período de tempo inclui pelo menos um estágio de preenchimento de agente de contraste. Em outras palavras, ao longo do período de tempo, dado um primeiro ponto no tempo e um segundo ponto no tempo diferente do primeiro ponto no tempo, o processador de temporal de contraste pode ser configurado para produzir um valor de contraste para o primeiro ponto no tempo de uma maneira diferente da maneira para produzir um valor de contraste para o segundo ponto no tempo. Diferente das abordagens convencionais de uso de um mesmo modo de projeção de intensidade máxima temporal para produzir imagens de contraste, as imagens de contraste ao longo de um período de tempo, como uma sequência temporal de imagens de contraste, são produzidas de maneiras diferentes ao longo do período de tempo. Portanto, isso possibilita a aplicação de diferentes modos de processamento para produzir uma imagem de contraste para certos pontos no tempo diferentes para aprimorar as imagens de contraste ao se adaptar o processamento de acordo

com diferentes subperíodos de um período de tempo, como estágios diferentes da perfusão do agente de contraste.

[006] Uma imagem de ultrassom de uma região é conhecida como compreendendo valores de dados de ultrassom da região disposta de acordo com as localizações espaciais. Em outras palavras, cada pixel ou voxel da imagem de ultrassom representa um valor de dados de ultrassom de uma localização espacial correspondente. Existem vários tipos de imagens de ultrassom, como uma imagem de ultrassom em modo B, uma imagem de ultrassom Doppler, uma imagem de ultrassom de contraste (também chamada de imagem de contraste ou imagem intensificada por contraste) etc. Os valores de dados de ultrassom em vários tipos de imagens de ultrassom representam vários parâmetros físicos. Por exemplo, o valor de pixel em uma imagem de ultrassom em modo B representa a intensidade do sinal de eco de ultrassom refletido pelos tecidos. Por exemplo, o valor de pixel em uma imagem de ultrassom Doppler representa o efeito Doppler causado pelo movimento dos tecidos como fluxo sanguíneo. Por exemplo, o valor de pixel em uma imagem de contraste representa a quantidade de um agente de contraste. Em algumas modalidades, o processador temporal de contraste pode incluir um detector de intensidade máxima e um calculador de média de tempo que processa os sinais de eco harmônicos para produzir valores de dados de contraste processados de modo diferente. A detecção de intensidade máxima pode refletir melhor a rápida mudança na intensidade de contraste, e o tempo médio de processamento pode reduzir os efeitos de ruído e movimento sobre os valores de pixels. Em algumas outras modalidades, um ou tanto o detector de intensidade máxima como o calculador de média de

tempo podem ser substituídos por outros calculadores ou detectores existentes ou desenvolvidos futuramente.

[007] O processador temporal de contraste pode incluir também um circuito de ponderação MI configurado para ponderar valores de dados de contraste produzidos pelo detector de intensidade máxima, e um circuito de ponderação TA configurado para ponderar valores de dados de contraste produzidos pelo calculador de média de tempo. O processador temporal de contraste pode incluir um somador configurado para somar os valores de dados de contraste ponderados e/ou um buffer de quadro configurado para armazenar quadros de sinais de eco harmônicos recebidos do separador de sinais. Em determinados aspectos, o processador temporal de contraste pode incluir um circuito de disparo de curva de tempo-intensidade, responsivo aos sinais eco-harmônicos do buffer de quadro, e configurado para produzir uma curva de tempo-intensidade de estágios sucessivos de preenchimento de contraste. Em alguns aspectos, a curva de tempo-intensidade demarca um estágio de preenchimento inicial e um estágio de eliminação posterior, e a curva de tempo-intensidade é configurada para acionar os circuitos de ponderação para a produzir valores de contraste de intensidade máxima durante o estágio inicial e os valores de contraste de média de tempo durante o estágio posterior. Alternativamente, a curva de tempo-intensidade demarca adicionalmente um estágio intermediário após o estágio inicial, e a curva de tempo-intensidade é configurada para acionar os circuitos de ponderação para produzir valores contraste de intensidade máxima e valores de contraste de média de tempo durante o estágio intermediário, e o somador é configurado para produzir



uma combinação dos valores de contraste de intensidade máxima e valores de contraste de média de tempo durante o estágio intermediário. Em alguns aspectos, a curva de tempo-intensidade demarca um estágio de aparência, um estágio de crescimento e um estágio de pico, e a curva de tempo-intensidade aciona os circuitos de ponderação para produzir valores de contraste de intensidade máxima durante o estágio de aparência, valores de contraste de média de tempo durante o estágio de pico e uma mistura de valores de contraste de intensidade máxima e valores de contraste de média de tempo durante o estágio de crescimento.

[008] Em alguns aspectos, o circuito de ponderação MI é configurado para utilizar uma função de ponderação decrescente durante o estágio intermediário, e o circuito de ponderação TA é configurado para utilizar uma função de ponderação crescente durante o estágio intermediário. O processador temporal de contraste pode incluir também um buffer de histórico T-I configurado para armazenar parâmetros de uma curva T-I produzida pelo circuito de disparo de curva de tempo-intensidade. Em alguns aspectos, o circuito de disparo de curva de tempo-intensidade é configurado para usar os parâmetros armazenados durante um primeiro período de preenchimento de contraste para acionar os circuitos de ponderação durante um segundo período de preenchimento de contraste. Os parâmetros podem incluir um primeiro parâmetro  $t_2$  que demarca o final de um estágio de preenchimento inicial e um segundo parâmetro  $t_3$  que demarca o começo de um estágio de eliminação posterior.

[009] Em determinados aspectos, o separador de sinais é adicionalmente configurado para separar sinais de eco de frequência fundamental, e o sistema inclui adicionalmente um detector em modo B responsivo aos sinais de eco de frequência fundamental e configurado para produzir os sinais em modo B detectados e configurado para produzir uma imagem em modo B no formato de imagem desejado. O sistema pode incluir adicionalmente um processador de imagem, responsivo à imagem de contraste e à imagem em modo B, e é configurado para produzir uma imagem que inclui uma combinação da imagem em modo B e da imagem de contraste.

[0010] Conforme descrito adicionalmente aqui, a presente invenção inclui sistemas e métodos de ultrassom. Em alguns aspectos, os sistemas de ultrassom incluem várias estruturas padrão em computadores, como microprocessadores, circuitos integrados, (por exemplo, FPGA), memória, discos rígidos etc. Em algumas modalidades, a presente invenção inclui sistemas de ultrassom com instruções, que, quando executadas, fazem com que o sistema execute as várias etapas e funções descritas aqui. Por exemplo, a presente invenção inclui sistemas de imageamento para diagnóstico por ultrassom, para imageamento intensificado por contraste da microvasculatura com instruções, que, quando executadas, fazem com que o sistema execute as seguintes etapas: transmitir, com uma sonda de ultrassom, feixes ultrassônicos e receber sinais de eco ultrassônicos; formar feixes dos sinais de eco para produzir sinais de eco coerentes; separar sinais de eco harmônicos recebidos de um agente de contraste; processar os sinais harmônicos recebidos de um agente de contraste de diferentes modos ao longo de um período de tempo

que inclui pelo menos um estágio de preenchimento do agente de contraste; produzir uma imagem de contraste em um formato de imagem desejado; e uma tela acoplada ao conversor de varredura que exibe uma imagem de contraste.

[0011] De acordo com um outro aspecto da presente invenção, a mesma é dotada de um aparelho para produzir uma imagem de contraste por ultrassom da microvasculatura em uma região da imagem, que compreende: um processador temporal de contraste responsivo aos sinais de eco harmônicos recebidos a partir de um agente de contraste e configurado para processar os sinais harmônicos recebidos de um agente de contraste, para produzir um valor de dados de contraste para cada um dentre uma pluralidade de localizações espaciais na região de imagem, e um conversor de varredura acoplado para receber os valores de dados de contraste produzidos e configurado para produzir uma sequência temporal de imagens de contraste ao longo de um período de tempo, em que o valor de contraste para uma localização de ponto espacial é produzido de diferentes maneiras ao longo do período de tempo que inclui pelo menos um estágio de preenchimento do agente de contraste. O aparelho pode ser adicionalmente acoplado a uma tela para exibir a imagem de contraste. Adicional ou alternativamente, tal sistema pode compreender uma tela para exibir a imagem de contraste. O aparelho pode ser acoplado a um aparelho ou sistema para o fornecimento de sinais de eco harmônicos recebidos de um agente de contraste. Adicional ou alternativamente, o aparelho pode ser parte de um aparelho ou sistema para fornecer sinais de eco harmônicos recebidos a partir de um agente de contraste. Os sinais de eco harmônicos podem ser

uma sequência de quadros de sinais de eco harmônicos. Os sinais de eco harmônicos fornecidos podem ser uma sequência de quadros de dados de contraste produzidos de acordo com as abordagens convencionais onde os quadros de dados são produzidos da mesma forma ao longo do tempo. Um aparelho ou sistema para fornecer sinais de eco harmônicos recebidos de um agente de contraste pode compreender uma sonda de ultrassom configurada para transmitir feixes ultrassônicos e receber sinais de eco ultrassônicos, ou pode ser qualquer sistema de informação configurado para armazenar dados como dados de ultrassom intensificados por contraste, como Sistema de Informações Hospitalares (HIS), um sistema de comunicação e arquivamento de imagens (PACS), um sistema de registro médico eletrônico (EMR) ou similares.

#### BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

[0012] Nos desenhos:

[0013] A Figura 1 ilustra, sob a forma de diagrama de blocos, um sistema de imageamento por ultrassom para diagnóstico construído de acordo com os princípios da presente invenção.

[0014] A Figura 2 é um diagrama de blocos que ilustra a construção e funcionamento do processador temporal do contraste do sistema de ultrassom da Figura 1.

[0015] A Figura 3 é uma plotagem de uma curva de perfusão de dados de pixel de contraste durante a perfusão de contraste em um ponto no corpo.

[0016] A Figura 4 ilustra o ajuste de uma curva de tempo-intensidade aos dados de pixel da Figura 3.

[0017] A Figura 5 ilustra uma curva de tempo-intensidade de agente de contraste idealizada segmentada em três períodos de tempo.

[0018] A Figura 6 ilustra características de ponderação usadas para ponderar tanto a detecção de intensidade máxima como o processamento de média de tempo durante o estágio de acentuação de pico de perfusão de contraste de acordo com os princípios da presente invenção.

[0019] A Figura 7 ilustra uma abordagem alternativa para a segmentação de uma curva de tempo-intensidade de agente de contraste idealizada.

#### DESCRIÇÃO DETALHADA DAS MODALIDADES

[0020] De acordo com algumas modalidades da presente invenção, um sistema e um método de ultrassom para diagnóstico são descritos, os quais possibilitam que um usuário forme imagens de microvasculatura com um agente de contraste. Os dados de pixel de contraste são processados de modo adaptável de diferentes maneiras à medida que o agente de contraste é inserido na e, então, eliminado da microvasculatura. Os sistemas e métodos da presente invenção variam o processamento de modo adaptável para fornecer o processamento de imagem mais benéfico durante cada estágio de perfusão de contraste.

[0021] Em algumas modalidades, os dados de pixel são processados de modo adaptável de diferentes maneiras durante três períodos: um período de preenchimento, estabilização de acentuação ou período intermediário, e um período de eliminação. Por exemplo, a detecção de intensidade máxima é usada durante o estágio inicial de preenchimento para intensificar melhor o acúmulo rápido de contraste. Durante o

estágio de eliminação posterior, o processamento de média de tempo dos dados de imagem temporal é usado para reduzir ruído e artefatos de movimento. Durante um estágio intermediário de aperfeiçoamento, uma combinação destas duas técnicas é usada, alterando-se da detecção de intensidade máxima para o processamento de média de tempo durante esse período.

[0022] Em certas modalidades, o período de preenchimento pode ser caracterizado por um estágio de aparência, um estágio de crescimento e um estágio de pico, sendo que os dados de pixel de contraste são processados de modo adaptável de diferentes maneiras durante esses períodos. Aqui, a detecção de intensidade máxima pode ser usada durante o estágio de aparência para intensificar melhor o acúmulo rápido de contraste. Durante o último estágio de pico, o processamento de média de tempo dos dados de imagem temporal é usado para reduzir ruído e artefatos de movimento. Durante o estágio de crescimento, uma combinação destas duas técnicas é usada, alterando-se da detecção de intensidade máxima para o processamento de média de tempo durante esse período.

[0023] Com referência primeiramente à Figura 1, é mostrado na forma de um diagrama de blocos um sistema de ultrassom construído de acordo com os princípios da presente invenção. Uma sonda de ultrassom 12 inclui um conjunto 14 de elementos transdutores ultrassônicos que transmitem e recebem pulsos ultrassônicos. O conjunto pode ser um conjunto linear ou curvo unidimensional para imageamento bidimensional, ou pode ser uma matriz bidimensional de elementos transdutores para direção do feixe eletrônico em três dimensões. O conjunto também pode ser um conjunto unidimensional que é mecanicamente deslocado para frente e

para trás pela sonda para fazer a varredura de um volume tridimensional do corpo. Os transdutores ultrassônicos no conjunto 14 transmitem energia ultrassônica e recebem ecos retornados em resposta a essa transmissão. Uma chave de transmissão/recepção ("T/R") 22 é acoplada aos transdutores ultrassônicos no conjunto 14 para acoplar seletivamente sinais a partir dos elementos transdutores a um formador de feixes 32 durante a fase de operação de recepção. Os momentos nos quais o conjunto de transdutor é ativado para transmitir sinais também são controlados pelo formador de feixes 32 de modo que um feixe focalizado e direcionado seja transmitido a partir do conjunto durante a fase de transmissão da sequência de operação de pulso-eco.

[0024] Os ecos da energia ultrassônica transmitida são recebidos pelos elementos transdutores do conjunto 14, que gera sinais de eco que são acoplados através da chave T/R 22 e digitalizados por conversores analógicos para digital ("A/D") na entrada do formador de feixes quando o sistema usa um formador de feixes digital. Os formadores de feixes analógicos podem ser usados alternativamente. O controle do sistema de ultrassom e de várias configurações de controle, como seleção de sonda é obtido por meio manipulação de usuário dos controles de um painel de controle que é acoplado e aplica seu controle através de um controlador de sistema central (não mostrado).

[0025] Os sinais de eco recebidos dos elementos transdutores individuais do conjunto 14 são retardados e somados pelo formador de feixes 32 para formar feixes de sinais de eco coerentes. Para imageamento 3D com um conjunto bidimensional, é preferível dividir o formador de feixes entre

um microformador de feixes localizado na sonda e o formador de feixes principal no mainframe de sistema conforme descrito na patente U.S. 6.013.032 (Savord) e na patente U.S. 6.375.617 (Fraser). Os sinais de eco coerentes digitais são, então, processados por um processador de sinal 34, que executa operações como filtração de passagem de banda, redução de salpico, acentuação de contraste de imagem, supressão de aglomeração de tecido e compensação de movimento. O processador de sinal também pode deslocar a banda de frequência recebida para uma banda de frequência de banda base ou inferior. Na presente modalidade, a frequência de transmissão e a frequência receptora são individualmente controladas, de modo o formador de feixes 32 fique livre para receber uma banda de frequências que é diferente daquela da banda transmitida como uma banda de frequência harmônica.

[0026] Os sinais de eco recebidos durante o imageamento com um agente de contraste, como microbolhas, são acoplados a um separador de sinal fundamental/harmônico 36. O separador de sinal fundamental/harmônico 36, de preferência, separa os ecos retornados de agentes de contraste harmônico por meio da técnica de inversão de pulso, na qual os ecos resultantes da transmissão de múltiplos pulsos para uma localização de imagem são combinados de maneira aditiva para cancelar componentes de sinal fundamental e intensificar componentes harmônicos, e combinados de maneira subtrativa para produzir componentes de sinal de frequência fundamental. Uma técnica de inversão de pulso preferida é descrita na patente U.S. nº 6.186.950 (Averkious et al.), por exemplo. As frequências fundamentais e harmônicas, como a banda de sinal contendo de frequências fundamentais  $f$  e segundas frequências



harmônicas  $2f$ , também podem ser separadas por filtração de passagem de banda com o uso de uma menor banda de passagem com um pico na frequência fundamental  $f$  e uma maior banda de passagem com um pico na segunda frequência harmônica  $2f$ .

[0027] Os sinais de frequência fundamental são acoplados a um detector em modo B 40 para a formação de uma imagem em modo B da estrutura de tecido sendo imageada. Conforme é conhecido na técnica, o detector em modo B realiza a detecção de amplitude dos sinais de eco de frequência fundamental recebidos. Os sinais de eco detectados são acoplados a um conversor de varredura 42 que dispõe os sinais a partir da região sendo imageada em um formato de imagem desejado. A sonda pode ser um conjunto em fases ou sonda de matriz curva, por exemplo, que recebeu sinais de eco em um formato espacial  $R-\theta$ , e o conversor de varredura irá converter esses sinais em um formato cartesiano, adequado para a exibição da imagem em modo B como pixels de um dispositivo de exibição por varredura. Para imageamento tridimensional, os dados de imagem bidimensional convertidos por varredura podem ser processados para formar uma imagem 3D por renderização por volume.

[0028] De acordo com os princípios da presente invenção, os sinais harmônicos separados recebidos a partir de microbolhas de um agente de contraste são acoplados a um processador temporal de contraste 50. O processador temporal de contraste detecta e processa os sinais de contraste de diferentes maneiras durante diferentes estágios de preenchimento de agente de contraste como descrito abaixo. Os valores de dados de contraste resultantes são convertidos no mesmo formato que a imagem em modo B de modo a formar uma

imagem de contraste por um conversor de varredura 52, que pode ser um conversor de varredura separado ou o mesmo usado para a conversão de varredura de imagem em modo B quando usado de uma forma multiplexada por tempo. A imagem em modo B produzida pelo conversor de varredura 42 e a imagem de contraste produzida pelo conversor de varredura 52 são acopladas a um processador de imagem 24. Uma vez que ambas as imagens são do mesmo formato de exibição, a imagem de contraste pode ser exibida sobre a imagem em modo B de modo que o fluxo sanguíneo delineado pelo agente de contraste seja enquadrado através da estrutura de tecido da imagem em modo B. O processador de imagem pode processar adicionalmente as imagens, como pela adição de informações gráficas, e a imagem final é exibida em um dispositivo de exibição ou monitor 26.

[0029] A Figura 2 é um diagrama de blocos detalhado que ilustra a construção e o funcionamento do processador temporal de contraste 50. Os quadros de imagem sucessivamente recebidos são armazenados em um buffer de quadro 54. À medida que um agente de contraste injetado ou infundido começa a chegar a região do corpo sendo imageada, sucessivos quadros de imagem são armazenados no buffer de quadro e irão capturar o agente de contraste à medida que o mesmo aparece em localizações progressivas na microvasculatura progressiva sendo imageada. Quando a sonda 12 é mantida firme de encontro ao corpo do paciente, a mesma localização espacial aparecerá na mesma localização de pixel em cada imagem. Dessa forma, uma sequência temporal dos dados de pixel em cada localização única na região de imagem durante a lavagem de contraste pode ser extraída simplesmente ao escolher a mesma

localização de pixels em cada uma das sequências de imagens sucessivas.

[0030] De acordo com os princípios da presente invenção, a sequência temporal de dados de contraste em cada localização de pixel é processada através de um detector de intensidade máxima 72 e um calculador de média de tempo 82. O detector de intensidade máxima recebe a sequência de valores de dados de uma localização de pixel, e compara os mesmos sequencialmente para detectar o valor máximo a partir do início do preenchimento de contraste até o ponto no tempo atual, o valor de imagem de contraste mais recentemente recebido. Isso pode ser expresso matematicamente para cada localização de pixel como:

$$P_{\max_{x,y}} = P_{\max} \text{ de } P_1, P_2, P_3 \dots P_{\text{current}}$$

[0031] onde  $x, y$  é a localização de pixel na imagem e os valores de pixel de quadros 1, 2, 3 atuais a partir do início de preenchimento até o tempo atual são  $P_1, P_2, P_3 \dots P_{\text{current}}$ . Para um exemplo simples, suponha-se que os dados sejam valores de 0, 0, 3, 2, 3, 5, 7 e 10. O valor  $P_{\max_{x,y}}$  para essa sequência poderia ser sucessivamente 0, 0, 3, 3, 3, 5, 7 e 10. Pode-se notar que esse processo de detecção tem uma sensibilidade ao ruído. Suponha-se que os dois primeiros zeros sejam o valor de pixel antes do início do preenchimento e suponha-se que o primeiro desses seja afetado por ruído ou movimento e seja 3. Os valores detectados de intensidade máxima para a sequência seriam então 3, 3, 3, 3, 3, 5, 7 e 10, o que reflete indesejavelmente o efeito de ruído.

[0032] O calculador de média de tempo 82, entretanto, reduz tais efeitos de ruído e movimento ao se

calcular a média temporal. O cálculo de média temporal pode ser implementado de várias maneiras. Em uma modalidade, o calculador produz um valor de pixel de contraste que é igual ao valor de dados médio a partir do início do preenchimento até o tempo do pixel atual. Matematicamente, isto pode ser expresso como:

$$P_{ta_{x,y}} = \text{Média de } P_1, P_2, P_3 \dots P_{\text{current}}$$

[0033] Em outra modalidade, o cálculo de média temporal pode ser uma média móvel que é igual a uma média ponderada ou média não ponderada em uma janela em movimento.

[0034] Pode ser visto que, com esta expressão, efeitos de ruído momentâneos terão a média calculada e, assim, serão reduzidos ao longo da média da sequência de valores. As operações realizadas pelo detector de intensidade máxima e o calculador de média de tempo são repetidos e seus valores de dados de contraste de saída atualizados com a chegada de cada novo quadro de dados de contraste no buffer de quadro.

[0035] De acordo com um aspecto adicional da presente invenção, o período de tempo total da perfusão de contraste é separado em pelo menos dois períodos de tempo. Em uma modalidade, os pelo menos dois períodos de tempo podem compreender um primeiro período de tempo e um segundo período de tempo, e o processador temporal de contraste produz um valor de dados de contraste instantâneo para uma dada localização de pixel que é igual ao valor de intensidade máxima durante o primeiro tempo período e que é igual ao valor da intensidade da média do tempo durante o segundo período de tempo. Por exemplo, o processador temporal de contraste pode ser configurado para incluir um

seletor para selecionar um dentre o valor de intensidade máxima e o valor da intensidade da média do tempo. Em outras modalidades, os pelo menos dois períodos de tempo podem compreender um primeiro período de tempo, um segundo período de tempo e um terceiro período de tempo, e o processador temporal de contraste produz um valor de dados de contraste instantâneo para uma dada localização de pixel que é igual ao valor de intensidade máxima durante o primeiro período de tempo, e que é igual ao valor da intensidade de média do tempo durante o terceiro período de tempo, e que é igual a uma combinação das duas durante o segundo período de tempo entre o primeiro e o terceiro períodos de tempo.

[0036] De acordo com um aspecto adicional da presente invenção, o processador temporal de contraste produz um valor de dados de contraste instantâneo para uma dada localização de pixel que é igual ao valor de intensidade máxima, durante o estágio inicial de preenchimento; e que é igual ao valor da intensidade de média de tempo durante o estágio posterior de preenchimento; e que é igual a uma combinação variável dos dois durante um estágio intermediário, quando a perfusão de contraste está em um máximo. Isso é feito com o uso de uma curva de tempo-intensidade (T-I) calculada por um circuito de disparo de curva 56 para uma ou mais localizações de pixel de contraste. A curva T-I é uma medição comum da chegada e da partida do agente de contraste a um local no corpo, como descrito na patente U.S. nº. 5.833.613 (Averkious et al.). Uma curva de tempo-intensidade pode ser calculada para cada ponto em uma imagem de tecido perfundido e um ou mais parâmetros de cada curva extraída para uso em imageamento ou

diagnóstico. Por exemplo, um parâmetro escolhido para cada ponto de imagem pode ser exibido em tons de escala de cinza ou de codificação de cores, para formar uma imagem paramétrica de perfusão como descrito na patente US 6.692.438. (Skyba et al.). Esses parâmetros incluem o pico e o coeficiente angular das curvas, cada um indicando uma característica diferente da perfusão de tecido.

[0037] Uma curva é geralmente calculada medindo-se a intensidade do sinal retornado a partir do agente de contraste à medida que ela flui para dentro e para fora da microvasculatura do tecido. Estas medições de aumento e redução da quantidade de agente de contraste são, então, ajustadas a uma curva como aquela definida pelo modelo de curva gama-variável

$$A*(x-t_0)*\exp(-\rho*(x-t_0))+C,$$

[0038] onde **A** é o pico de curva, **t<sub>0</sub>** é o tempo de início do preenchimento do agente de contraste, **ρ** é a inclinação da subida da curva, e **x** é a medição instantânea da quantidade do agente de contraste. Essas representações de tempo e intensidade fornecem uma indicação a um médico treinado da maneira na qual o tecido é perfundido. Por exemplo, a Figura 3 mostra uma sequência de valores de intensidade de contraste recebidos ao longo do tempo durante o preenchimento de um agente de contraste. O eixo geométrico **x** é o eixo geométrico de tempo e o eixo geométrico **y** é a amplitude (intensidade) dos valores de pixel. Estes valores são vistos aparentemente por variar um tanto desordenadamente, conforme demonstrado pelos segmentos de linha que conectam os mesmos. Para superar esta variação errática, uma curva é ajustada aos valores de dados de intensidade conforme mostrado pela curva

110, com o uso de uma equação de ajuste de curva como aquela fornecida acima. Isto apresenta uma representação muito mais suave do preenchimento de contraste, e é a curva ajustada que é analisada para produzir os parâmetros citados acima.

[0039] A Figura 5 mostra uma curva de preenchimento T-I 60 que resulta do ajuste de curva. Neste exemplo, o estágio de preenchimento de aumento ou inicial é a duração de tempo após um aumento de 20% do pico A da curva 60, indicada por 63 e o tempo  $t_1$ , a um nível de 80% do pico da curva conforme indicado por 65 e o tempo  $t_2$ . O estágio de acentuação, quando a quantidade de agente de contraste está aproximadamente em seu pico de perfusão, é a duração de tempo entre a marca de 80% de 65 no tempo  $t_2$  e um declínio de 90% do pico em 67 e tempo  $t_3$ . O declínio do estágio de contraste ou preenchimento é a duração de tempo 90% do pico em 67 e tempo  $t_3$  a 30% do pico em 69 e o tempo  $t_4$ . Neste exemplo,  $t_1$ - $t_2$  é o estágio de preenchimento,  $t_2$ - $t_3$  é o estágio acentuação e  $t_3$ - $t_4$  é o estágio de eliminação. De acordo com os princípios da presente invenção, os valores da intensidade máxima produzidos pelo detector de intensidade máxima 72 são usados como valores de pixels de contraste instantâneos durante o estágio inicial do preenchimento, o período de tempo de até 65 ( $t_2$ ) no desenho. Os valores produzidos pelo calculador de média de tempo 82 são usados no último estágio, o período de tempo ( $t_3$ ) a seguir 67. Durante o estágio de acentuação de pico  $t_2$ - $t_3$ , uma combinação ponderada de ambos os valores é usada. Isto é feito pela ativação de alterações de ponderação através do circuito de disparo de curva de tempo-intensidade 56 quando os respectivos estágios são obtidos, o que controla o funcionamento de dois circuitos de ponderação, um circuito

de ponderação de intensidade máxima (MI) 74 e um circuito de ponderação de média de tempo (TA) 84. Esses circuitos de ponderação aplicam pesos aos respectivos valores como aqueles indicados pelas curvas de função de ponderação 410 e 420 da Figura 6. Neste exemplo, a curva 420 é usada pelo circuito de ponderação TA 84 e a curva 410 é usada pelo circuito de ponderação MI 74.

[0040] Para dar um exemplo deste funcionamento, suponha-se que o detector de intensidade máxima 72 e o calculador de média de tempo 82 estejam produzindo valores de contraste detectados e calculados em todo o período de preenchimento, eliminação. Inicialmente o circuito de ponderação MI 74 é a ponderação de valores de intensidade máxima com um peso de um, e o circuito de ponderação TA é a ponderação de valores de média de tempo com um peso de zero. Isto significa que um somador de saída 90 recebe apenas os valores de intensidade máxima totalmente ponderados. A sequência de valores de saída produzidos pelo somados serão, dessa forma, os valores de intensidade máxima que refletem completamente o rápido aumento na intensidade de contraste durante o estágio inicial. No tempo  $t_2$  na Figura 5, o circuito de disparo de curva de tempo-intensidade 56 ativa os circuitos de ponderação para começar a usar as respectivas funções de curva da Figura 6. A ponderação dos valores de intensidade máxima pelo circuito de ponderação MI 74, deste modo, começará a diminuir a partir de um em direção a zero a partir do tempo  $t_2$  para o tempo  $t_3$ , e a ponderação dos valores de média de tempo pelo circuito de ponderação TA 84 começará a aumentar de zero em direção a um. A saída de somador 90 será, deste modo, uma combinação



ponderada de ambos os valores, inicialmente dominados pela intensidade máxima, mas diminuindo e refletindo progressivamente a contribuição crescente do valor de média de tempo até que, no tempo  $t_3$ , a ponderação do valor de intensidade máxima atingiu zero e a ponderação do valor de média de tempo atingiu um. Depois disso, os valores de contraste apenas serão valores calculados de média de tempo, que exibirão efeitos adversos diminuídos devido a ruído e movimento.

[0041] Será compreendido que não é possível prever precisamente o pico de uma curva de tempo-intensidade durante o cálculo de uma primeira curva de tempo-intensidade antes do pico foi realizada. Para resolver esse problema, a implementação ilustrada da presente invenção também tem um buffer de histórico T-I 58 para armazenar parâmetros T-I de uma curva que são utilizados até que uma nova curva T-I seja calculada. Como um exemplo, suponha que o paciente está sendo infundido com um fluxo estável de contraste. Uma transmissão rápida do ultrassom de alta potência é aplicada à região de imagem para destruir as microbolhas na região. Depois disso, durante um novo influxo de microbolhas, uma curva de tempo-intensidade é calculada e produzida, e os tempos  $t_2$  (final de preenchimento), e  $t_3$  (final de intensificação de pico) são determinados e armazenados no buffer de histórico T-I. Outra transmissão rápida de alta potência é aplicada à região de imagem e um novo influxo de contraste começa a preencher a microvasculatura imageada. À medida que as microbolhas começam a chegar e se incorporar na intensidade nas localizações de pixel na imagem, os circuitos de ponderação são ativados para mudar seus pesos nos tempos  $t_2$  e  $t_3$ ,

conforme anteriormente determinado. Durante o mesmo período de preenchimento, o circuito de curva de tempo-intensidade calcula uma nova curva de tempo-intensidade e determina os tempos atualizados  $t_2$  e  $t_3$  com o uso do ciclo de preenchimento, eliminação atual e armazena os valores atualizados no buffer de histórico. T-I. Dessa forma, cada ciclo de preenchimento e eliminação usa o conjunto de tempos de alternância recentemente atualizados  $t_2$  e  $t_3$  para acionar a mudança das funções de circuito de ponderação.

[0042] A Figura 7 mostra uma abordagem diferente da Figura 5. Neste exemplo,  $t_1-t_2$  é o estágio de aparência,  $t_2-t_3$  é o estágio de crescimento e  $t_3-t_4$  é o estágio de pico. De acordo com os princípios da presente invenção, os valores produzidos pelo detector de intensidade máxima 72 são usados como os valores de pixels de contraste instantâneo durante o estágio de aparência. Os valores produzidos pelo calculador de média de tempo 82 são usados no estágio de pico. Durante o estágio de crescimento de  $t_2-t_3$ , uma combinação ponderada de ambos os valores é usada. Isto é feito pela ativação de alterações de ponderação através do circuito de disparo de curva de tempo-intensidade 56 quando os respectivos estágios são obtidos, o que controla o funcionamento de dois circuitos de ponderação, um circuito de ponderação de intensidade máxima (MI) 74 e um circuito de ponderação de média de tempo (TA) 84. Esses circuitos de ponderação aplicam pesos aos respectivos valores como aqueles indicados pelas curvas de função de ponderação 410 e 420 da Figura 6. Neste exemplo, a curva 420 é usada pelo circuito de ponderação TA 84 e a curva 410 é usada pelo circuito de ponderação MI 74. Deve-se compreender

que uma localização em uma imagem onde o agente de contraste está presente pode ser usada para calcular a curva de tempo-intensidade a ser usada para a ativação das funções de ponderação para cada pixel na imagem. Alternativamente, as curvas  $T=I$  podem ser calculadas em vários locais de uma imagem, e uma média dos tempos  $t_2$  e  $t_3$  medidos em cada localização pode ser usada pelo circuito de disparo de curvas de tempo-intensidade para ativar uma comutação das funções de ponderação. Dada uma energia de computação suficiente, também é possível calcular uma curva de intensidade de tempo em cada localização de pixel em um campo de imagem e usar a curva  $T-I$  para cada localização de pixel para determinar a alternância dos circuitos de ponderação para cada localização de pixel única.

[0043] O versado na técnica deve considerar imediatamente que um sistema de ultrassom de acordo com a presente invenção pode ser construído com o uso de hardware, software ou uma combinação de ambos. Em uma configuração de hardware, o sistema pode conter conjunto de circuitos de execução da invenção descrita, ou usar conjunto de circuitos digital avançado como um FPGA com portas configuradas para realizar o processamento reivindicado. Em uma configuração de software, com a qual os sistemas de ultrassom atuais estão sendo amplamente construídos, o buffer de quadro é uma memória digital que armazena os dados de contraste em locais de memória endereçáveis, e a outra funcionalidade mostrada na Figura 2 é realizada pelas subrotinas de software. O detector de intensidade máxima, por exemplo, é fornecido por uma rotina de software que realiza comparações através da subtração de valores de dados de contraste sucessivamente endereçados da

memória digital. O calculador de média de tempo é fornecido por uma rotina de software que inclui uma sequência de valores de dados de contraste e divide a soma pela quantidade de valores. A função de circuito de ponderação é fornecida ao se multiplicar os valores das rotinas de detector e calculador, ponderando-se os coeficientes armazenados na memória conforme ativados pelo disparo de curva de tempo-intensidade. O somador é fornecido por uma subrotina de adição. O disparo de curva de tempo-intensidade ajusta uma curva T-I aos valores de dados de contraste com uma rotina que executa a equação T-I dada acima ao executar iterativamente a equação com diferentes valores variáveis, até que o melhor ajuste seja encontrado. O buffer de histórico T-I é uma memória digital. Após o somador 90, os dados de saída podem ser normalizados, se desejado, multiplicando-se os dados de saída pelos valores de coeficiente de ganho. Combinações tanto de hardware como de software ficarão prontamente evidentes aos versados na técnica.

### REIVINDICAÇÕES

1. APARELHO PARA PRODUZIR UMA IMAGEM DE CONTRASTE, de ultrassom de microvasculatura em uma região de imagem caracterizado por compreender:

um processador temporal de contraste (50) responsivo aos sinais de eco harmônicos e configurado para processar sinais harmônicos recebidos a partir de um agente de contraste, para produzir um valor de dados de contraste para cada uma dentre uma pluralidade de localizações espaciais na região de imageamento para um ponto no tempo em um período de tempo, sendo que o valor de dados de contraste para uma localização espacial na região de imagem para o ponto no tempo é produzido de diferentes maneiras ao longo do período de tempo, o período de tempo incluindo pelo menos um estágio de preenchimento do agente de contraste; e

um conversor de varredura (52) acoplado para receber os valores de dados de contraste produzidos e configurado para produzir uma imagem de contraste para o ponto no tempo, dispondo-se os valores de dados de contraste produzidos para a pluralidade de localizações espaciais para o ponto no tempo em um formato de imagem desejado.

2. SISTEMA DE IMAGEAMENTO POR ULTRASSOM, para diagnóstico para imageamento intensificado por contraste de microvasculatura em uma região da imagem, caracterizado por compreender:

uma sonda de ultrassom (12) configurada para transmitir feixes ultrassônicos e receber sinais de eco ultrassônicos;

um formador de feixes (32) configurado para formar feixes dos sinais de eco para produzir sinais de eco coerentes;

um separador de sinais (36) responsivo aos sinais de eco coerentes e configurado para produzir sinais de eco harmônicos recebidos de um agente de contraste;

um aparelho para produzir uma imagem de contraste por ultrassom, conforme definido na reivindicação 1; e

uma tela (26) acoplada ao conversor de varredura e configurada para exibir uma imagem de contraste.

3. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelo processador temporal de contraste (50) compreender adicionalmente um detector de intensidade máxima (MI) (72) e um calculador de média de tempo (TA) (82) configurado para processar os sinais de eco harmônicos para produzir diferentes valores de dados de contraste.

4. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelo processador temporal de contraste (50) compreender adicionalmente um circuito de ponderação MI (74) configurado para ponderar valores de dados de contraste produzidos pelo detector de intensidade máxima, e um circuito de ponderação TA (84) configurado para ponderar valores de dados de contraste produzidos pelo calculador de média de tempo (82).

5. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 4, caracterizado pelo processador temporal de contraste (50) compreender adicionalmente um somador (90) para somar os valores de dados de contraste ponderados.

6. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 5, caracterizado por compreender adicionalmente um buffer de

quadro (54) configurado para armazenar sinais de eco harmônicos recebidos a partir do separador de sinais (36).

7. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo processador de contraste temporal (50) compreender adicionalmente um circuito de disparo de curva de tempo-intensidade (56), responsivo aos sinais de eco harmônicos do buffer de quadro (54), configurado para produzir uma curva de tempo-intensidade de estágios sucessivos de preenchimento de contraste.

8. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 7, caracterizado pela curva de tempo-intensidade demarcar um estágio de preenchimento inicial e em estágio de eliminação posterior, e

pela curva de tempo-intensidade acionar o circuito de ponderação MI (74) e o circuito de ponderação TA (84) para produzir valores de contraste de intensidade máxima durante o estágio inicial e os valores de contraste de média de tempo durante o estágio posterior.

9. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 8, caracterizado pela curva de tempo-intensidade demarcar adicionalmente um estágio intermediário após o estágio inicial, e

pela curva de tempo-intensidade acionar o circuito de ponderação MI (74) e o circuito de ponderação TA (84) para produzir valores de contraste de intensidade máxima e valores de contraste de média de tempo durante o estágio intermediário; e

pelo somador (90) ser configurado para produzir uma combinação de valores de contraste de intensidade máxima

e dos valores de contraste de média de tempo durante o estágio intermediário.

10. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 9, caracterizado pelo circuito de ponderação MI (74) ser configurado para usar uma função de ponderação decrescente durante o estágio intermediário; e

pelo circuito de ponderação TA (84) ser configurado para usar uma função de ponderação crescente durante o estágio intermediário.

11. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 7, caracterizado pelo processador temporal de contraste (50) compreender adicionalmente um buffer de histórico de Tempo-Intensidade (T-I) configurado para armazenar parâmetros de uma curva T-I produzida pela curva de circuito de disparo de tempo-intensidade (56).

12. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 11, caracterizado pelo circuito de disparo de curva de tempo-intensidade (56) ser configurado para usar parâmetros armazenados durante um primeiro período de preenchimento de contraste para acionar os circuitos de ponderação (74, 84) durante um segundo período de preenchimento de contraste.

13. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 12, caracterizado pelos parâmetros compreenderem um primeiro parâmetro  $t_2$  que demarca o final de um estágio de preenchimento de contraste e um segundo parâmetro  $t_3$  que demarca o início de um estágio de eliminação posterior.

14. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelo separador de sinais (36) ser adicionalmente configurado para produzir sinais de eco de



frequência fundamental separados; e pelo sistema compreender adicionalmente:

um detector em modo B (40) responsivo aos sinais de eco de frequência fundamental e configurado para produzir sinais em modo B detectados;

um conversor de varredura (42) responsivo aos sinais em modo B detectados e configurado para produzir uma imagem em modo B no formato de imagem desejado; e

um processador de imagem (24), responsivo à imagem de contraste e à imagem em modo B e configurado para produzir uma imagem que compreende uma combinação da imagem em modo B e ad imagem de contraste.

15. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 7, caracterizado pela curva de tempo-intensidade demarcar um estágio de aparência, um estágio de crescimento, um estágio de pico, e

pela curva de tempo-intensidade acionar o circuito de ponderação MI (74) e o circuito de ponderação TA (84) para produzir valores de contraste de intensidade máxima durante o estágio de aparência, valores de contraste de média de tempo durante o estágio de pico, e uma mistura de valores de contraste de intensidade máxima e valores de contraste de média de tempo durante o estágio de crescimento.

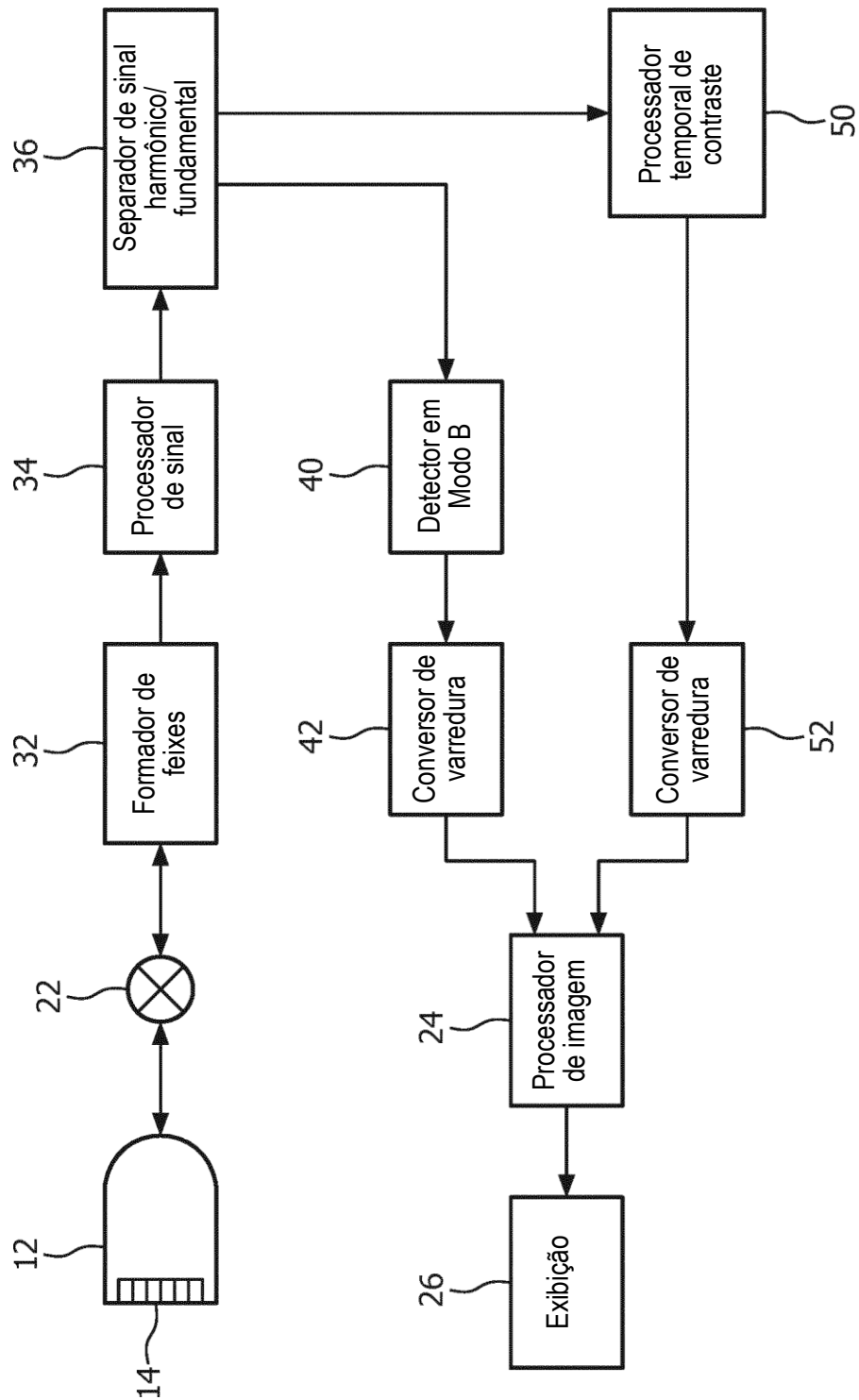


FIG. 1

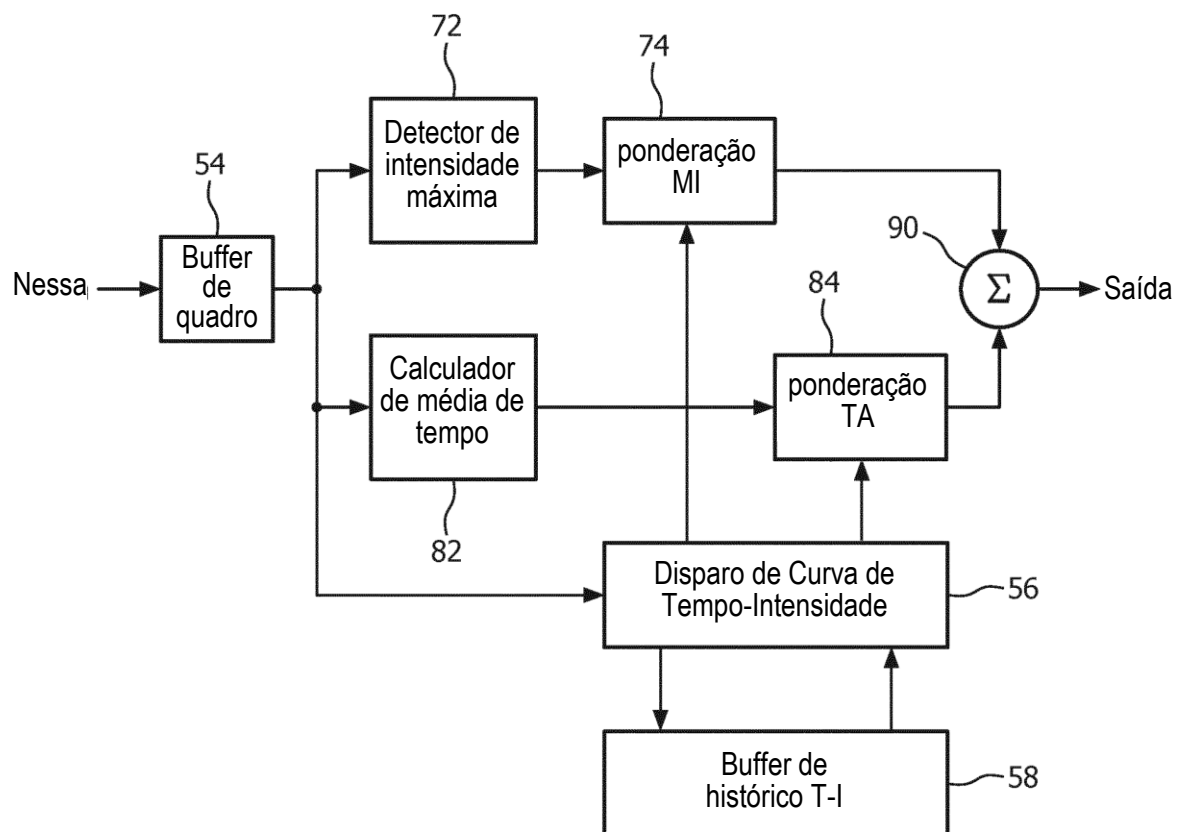


FIG. 2

3/5

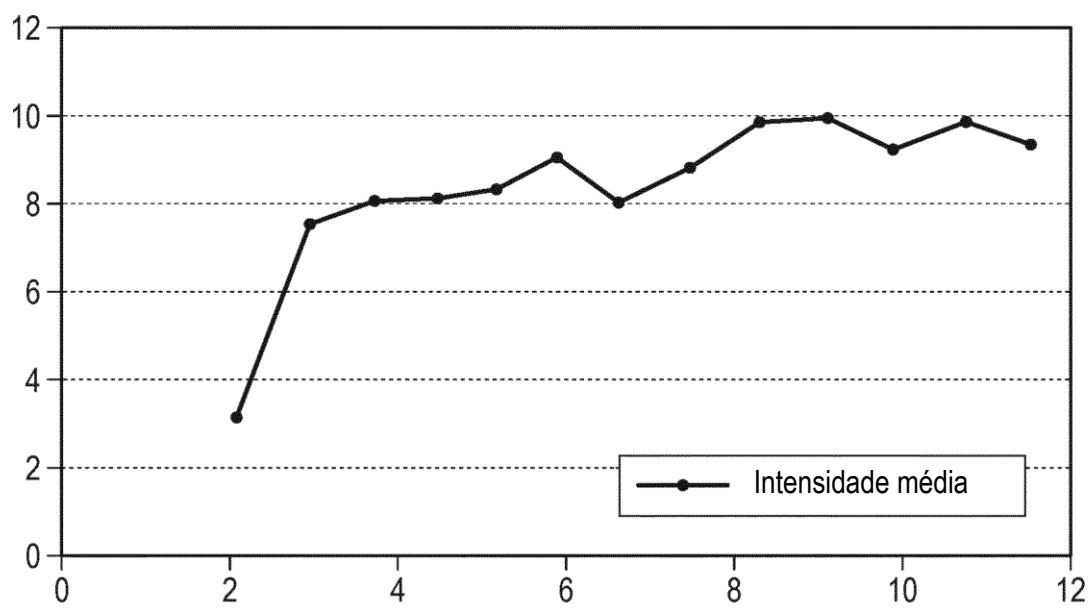


FIG. 3

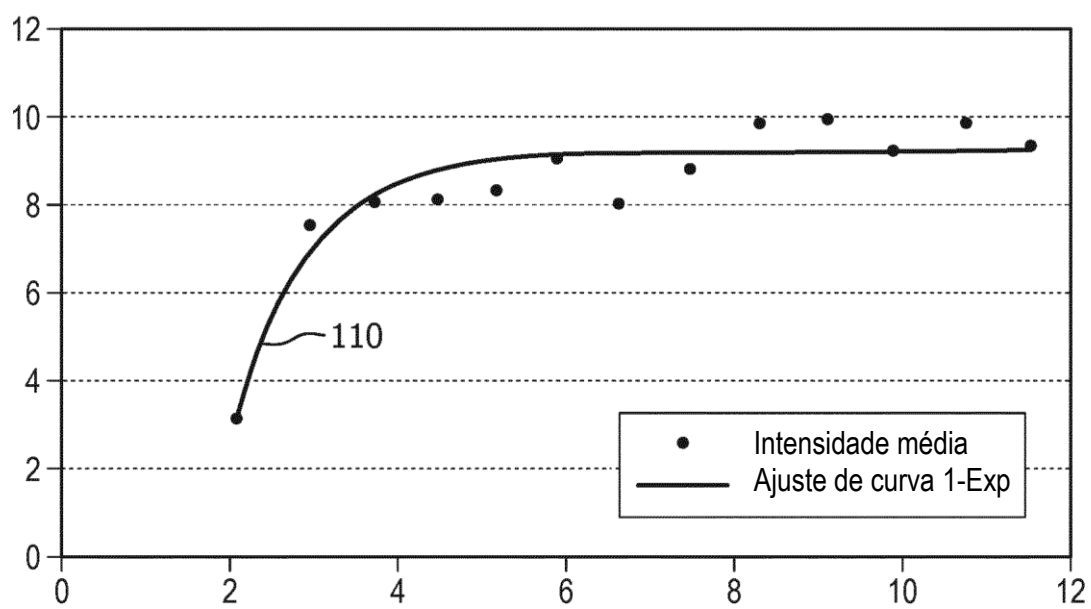


FIG. 4

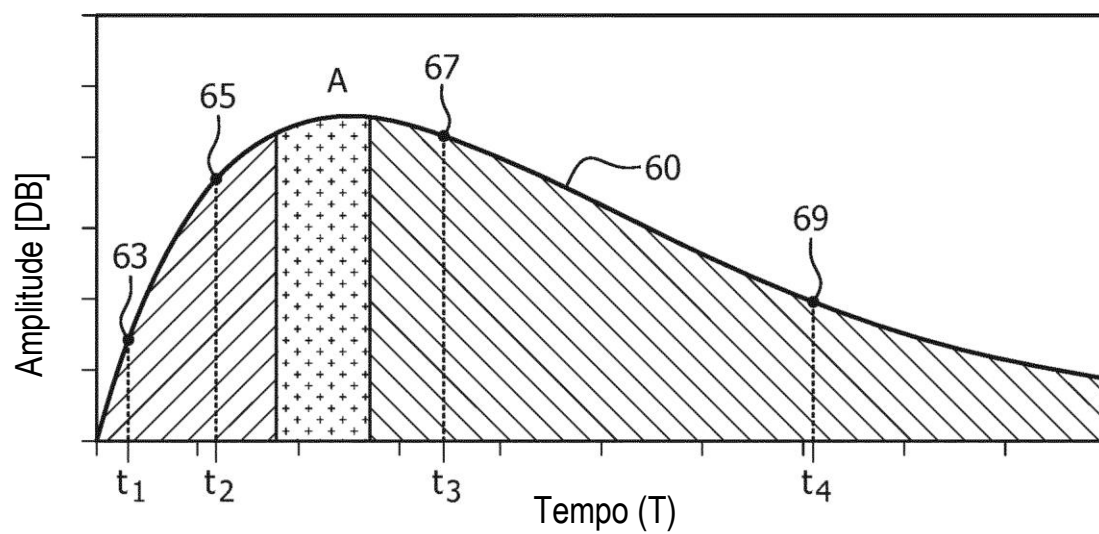


FIG. 5

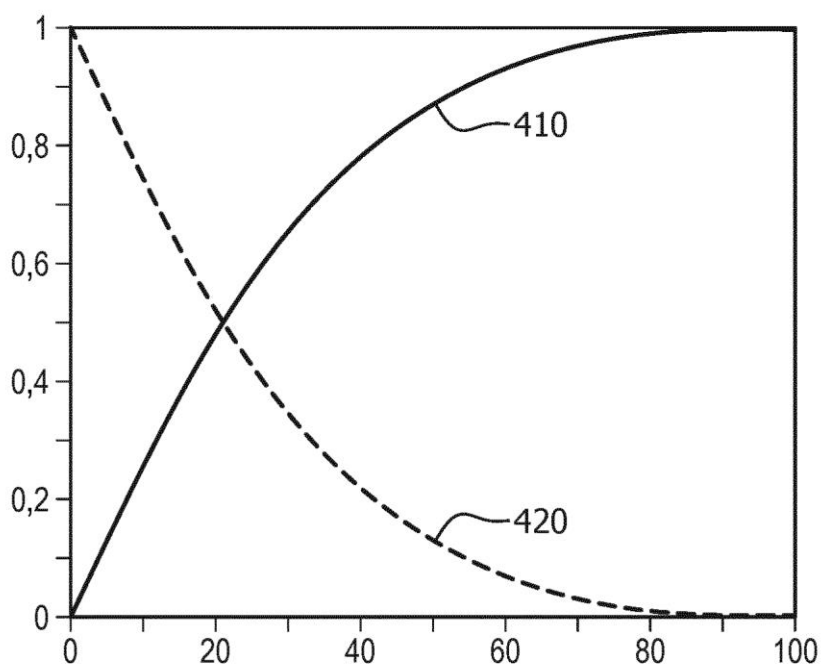


FIG. 6

5 / 5

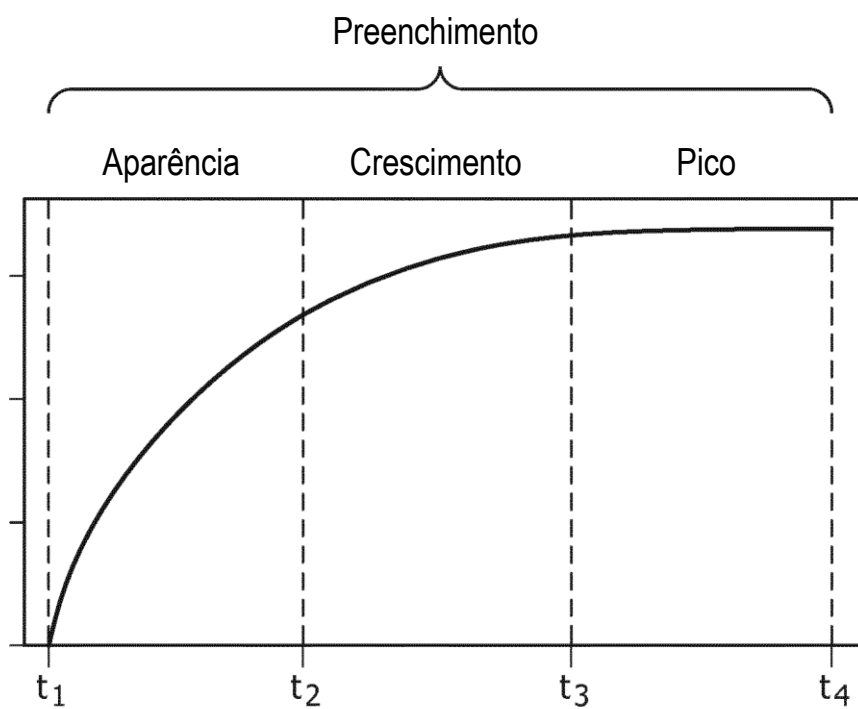


FIG. 7