



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

(21) PI 1105359-3 A2



(22) Data de Depósito: 16/12/2011
(43) Data da Publicação: 09/04/2013
(RPI 2205)

(51) Int.Cl.:
A61N 7/02

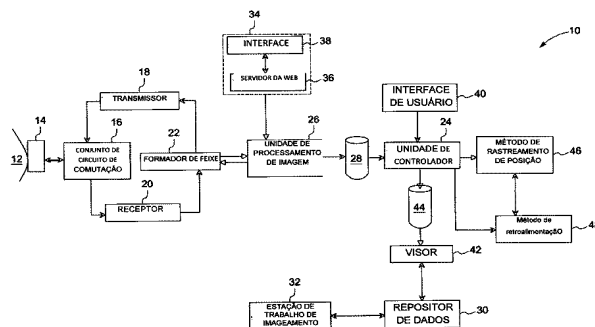
(54) **Título:** SISTEMA PARA FORNECER TRATAMENTO À BASE DE ULTRASSOM NÃO INVASIVO PARA UMA REGIÃO DE INTERESSE E MÉTODO PARA TRATAR UMA REGIÃO DE INTERESSE COM O USO DE ULTRASSOM

(30) **Prioridade Unionista:** 17/12/2010 US 12/971,241

(73) **Titular(es):** GENERAL ELECTRIC COMPANY

(72) **Inventor(es):** CYNTHIA ELIZABETH LANDBERG DAVIS, GOKUL SWAMY, HAE WON LIM, NAVNEETH SUBRAMANIAN, NITYA SUBRAMANIAM, YING FAN

(57) **Resumo:** SISTEMA PARA FORNECER TRATAMENTO À BASE DE ULTRASSOM NÃO INVASIVO PARA UMA REGIÃO DE INTERESSE E MÉTODO PARA TRATAR UMA REGIÃO DE INTERESSE COM O USO DE ULTRASSOM. Trata-se de um sistema para fornecer tratamento à base de ultrassom não invasivo para uma região de interesse. O sistema compreende uma unidade de imageamento para imagear um ou mais tipos de tecidos na região de interesse, uma unidade de processamento de imagem que é configurada para identificar os um ou mais tipos de tecidos na região de interesse, um transdutor de ultrassom que é configurado para focalizar um feixe de ultrassom para remover pelo menos uma porção dos tecidos identificados, e uma unidade controladora que controla uma entrega do feixe de ultrassom para a região de interesse.



**“SISTEMA PARA FORNECER TRATAMENTO À BASE DE ULTRASSOM
NÃO INVASIVO PARA UMA REGIÃO DE INTERESSE E MÉTODO PARA
TRATAR UMA REGIÃO DE INTERESSE COM O USO DE ULTRASSOM”**

ANTECEDENTES

5 A invenção refere-se ao tratamento de tecidos e, mais particularmente, a métodos e sistemas para o tratamento de tecidos com o uso de ultrassom.

Tecidos indesejáveis, como a gordura subcutânea, gordura visceral, lipomas e tumores podem ser tratados de forma não invasiva com o
10 uso de ultrassom. Tipicamente, o ultrassom focalizado com um tratamento térmico ou cavitacional é utilizado para o tratamento de tais tecidos. Em um tratamento térmico, a energia do ultrassom é concentrada por uma curta duração contínua e o tecido é aquecido por meios de vibrações intensas. Em um tratamento cavitacional, a energia do ultrassom é utilizada para vibrar os
15 tecidos de maneira relativamente menos intensa a fim de danificar as células. As células danificadas podem morrer subsequentemente via uma morte celular necrótica ou apoptótica. Durante a ablação, o dano aos tecidos pode ser conseguido através de uma combinação de efeitos térmicos e cavitacionais por meio de ajuste dos parâmetros do ultrassom selecionando cuidadosamente a
20 frequência de transdutor do ultrassom. Por exemplo, um transdutor com uma faixa de frequência a partir de cerca de 1 MHz a cerca de 2 MHz pode ser ajustado para funcionar a um modo de pulso de baixo ciclo de baixo funcionamento para um efeito predominantemente cavitacional. Entretanto, se o ciclo de funcionamento for aumentado para uma onda contínua (CW) o efeito
25 pode ser predominantemente térmico.

O limite da cavitação para vários tecidos é diferente. Por conseguinte, para um tratamento cavitacional deseja-se determinar os tipos de tecido que devem ser tratados e ajustar o tratamento da maneira adequada.

Por exemplo, em caso de ablação cosmética do tecido adiposo, é desejável ter uma determinação precisa do local da camada de gordura. Uma determinação precisa do local dos tecidos é requerida para localizar a camada de gordura para a ablação, assim como para exame pós-ablativo da camada residual.

5 Por tanto, seria desejável fornecer um método para identificar e segmentar automaticamente diferentes tipos de tecido em imagens de ultrassom para a execução de procedimentos, como ablação.

BREVE DESCRIÇÃO

Em uma realização, apresenta-se um sistema para fornecer
10 tratamento baseado em ultrassom a uma região de interesse. O sistema compreende uma unidade de formação de imagem para produzir a imagem de um ou mais tipos de tecido na região de interesse, uma unidade de processamento de imagem que é configurada para identificar um ou mais tipos de tecido na região de interesse, um transdutor de ultrassom que é
15 configurado para focar um feixe de ultrassom a ablação a pelo menos uma parte dos tecidos identificados e uma unidade controladora que controla uma entrega do feixe de ultrassom à região de interesse.

Em outra realização, apresenta-se um método para o tratamento de uma região de interesse com o uso de ultrassom. O método compreende a
20 aquisição de imagens da região de interesse por ultrassom, identificar um ou mais tipos de tecido nas imagens por ultrassom, a segmentação dos tipos de tecido nas imagens por ultrassom, a identificação dos tecidos a serem submetidos à ablação, o foco com o uso de um feixe de ultrassom para submeter à ablação ao menos uma parte dos tecidos identificados e a ablação
25 da parte dos tecidos identificados.

DESENHO

Estes e outros recursos, aspectos e vantagens da presente invenção tornar-se-ão melhor compreendidos quando a descrição detalhada a

seguir for lida tomando-se como referência os desenhos anexos, nos quais os caracteres iguais representam partes idênticas em todos os desenhos, ns quais:

5 A FIG. 1 é um desenhos esquemático de um exemplo de um sistema de ultrassom para identificar e segmentar automaticamente os tipos de tecido em uma região de interesse;

A FIG. 2 é uma imagem de ultrassom exemplificativa que indica diferentes tipos de tecido compreendendo os tecidos de gordura e conectivo;

10 A FIG. 3 é um fluxograma que um método exemplificativo para identificar e segmentar automaticamente tipos de tecido em uma região de interesse;

A FIG. 4 é uma imagem de ultrassom de entrada para identificar e segmentar automaticamente tipos de tecido em uma região de interesse;

15 As FIGS. 5 a 6 são imagens por ultrassom processadas durante a aplicação de métodos da invenção a uma imagem de ultrassom de entrada da FIG. 4 para identificar e segmentar automaticamente os tipos de tecido na região de interesse;

20 As Figuras 7 a 10 são processadas por imagens de ultrassom após diferentes iterações durante a aplicação de algoritmo para identificar e segmentar automaticamente tipos de tecido em uma região de interesse;

A Figura 11 é um desenho esquemático de um exemplo de ajuste para mover um único transdutor de elemento em um paciente;

25 A Figura 12 é um desenho esquemático de um exemplo de transdutor integrado que compreende a arranjo faseado, um transdutor de imagem e um detector de cavitação; e

A Figura 13 são exemplos de imagens de entrada de ultrassom em oposição a imagens processadas após a aplicação dos métodos da invenção às imagens de ultrassom de entrada para identificar e segmentar

automaticamente os tipos de tecido nas regiões correspondentes de interesse.

DESCRIÇÃO DETALHADA

As realizações da invenção referem-se a sistemas e métodos para tratar tecidos automaticamente usando ultrassom. Antes ou durante a

5 etapa de tratar uma região de interesse, pelo menos, uma porção da região de interesse é imageado e diferentes tipos de tecido são identificados e segmentados automaticamente nas imagens de ultrassom adquiridas. Com base na identificação e segmentação dos diferentes tipos de tecido, um tratamento otimizado é planejado. Por exemplo, planejar pode comprometer o

10 ajuste dos parâmetros de ultrassom (como formato, tamanho, localização ou direção do feixe de ultrassom) para maximizar a eficiência de tratamento e minimizar os danos aos tecidos saudáveis durante o tratamento. O tratamento pode ser fornecido pelo uso de ultrassom focalizado de alta intensidade (HIFU).

Em certas realizações, o tratamento ideal é planejado com base

15 na identificação e segmentação dos tecidos de gordura, vasos e tecidos de conexão na região de interesse. Em uma realização, as camadas de tecido conectivo podem ser identificadas antes dos tecidos de gordura ou músculos. A identificação dos diferentes tipos de tecido pode ser realizada de diversas maneiras. Por exemplo, a identificação pode ser realizada com base na

20 intensidade da reflexão retrodispersos e/ou as propriedades de textura da região. Adicionalmente, antes da identificação, as características da imagem podem ser aprimoradas pelo uso de qualquer combinação de filtros de aprimoramento de imagem, assim como, mas sem se limitar a, filtros de aprimoramento de vasos, filtros de aprimoramento de coerência etc. Em um

25 exemplo, onde a região de interesse compreende gordura e músculo, a região pode ser segmentada entre quaisquer duas camadas de tecido conectivo adjacentes, e as camadas de tecido podem ser classificadas em uma ou duas categorias, nomeadamente gordura e músculo. Em uma realização, o ponto

focal HIFU pode ser direcionado nos tecidos de gordura e os tecidos conectivos pode-se evitar que os mesmo sejam danificados.

Para descrever o assunto da invenção reivindicada de maneira mais clara e concisa, as seguintes definições são fornecidas para termos
5 específicos, os quais são usados na seguinte descrição e nas reivindicações em apêndice. Ao longo do relatório descritivo, a exemplificação de termos específicos deve ser considerada como exemplos não limitadores.

Conforme usado no presente documento, “cavitação” refere-se a tecido tratado (com o tecido de gordura) primeiramente com mecanismo
10 cavitacional. Contudo, cavitatar ou cavitação pode ter também efeitos térmicos no tecido. O tecido pode ser destruído tanto por cavitação ou efeito térmico. Os parâmetros HIFU podem ser ajustados de maneira que a maioria dos danos ao tecido sejam cavitacionais por natureza, mas pode haver efeitos térmicos ou danos ao tecido.

15 Conforme usado no presente documento, o “tratamento térmico” refere-se a tratar o tecido primeiramente com um mecanismo que é térmico por natureza. Contudo, o tratamento térmico pode ter efeitos cavitacionais.

Conforme usado no presente documento, “tecido adiposo” significa tecidos subcutâneos, viscerais ou outros tecidos feitos primariamente
20 por células de gordura. Os tecidos adiposos também compreendem tecidos conectivos, vasos sanguíneos e outras estruturas. O tecido adiposo pode ser tecido adiposo branco ou tecido adiposo marrom.

Conforme usado no presente documento, “tecido conectivo” ou “camada conectiva” é encontrado tanto no tecido adiposo quanto na pele em
25 volta do tecido adiposo.

Conforme usado no presente, “paciente” ou “indivíduo” significa uma pessoa ou ser vivo que recebe terapia pelo uso de um conjunto transdutor de ultrassom. Os termos “paciente” e “indivíduo” podem ser usado de forma

intercambiável ao longo do pedido.

Para uso no presente documento, “região de interesse” significa um ou mais sítios associados ao paciente alvo para receber a terapia. A região de interesse pode, ou não, ser imageada junto com os tratamentos de terapia.

- 5 A região de interesse pode incluir, mas não se limita a, uma região de tratamento interna (mais profunda) como gordura visceral, uma região de interesse subcutânea e/ou qualquer outra região de interesse entre a região de tratamento interna, e/ou uma região subcutânea em um paciente.

- 10 Para uso no presente documento, “transdutor de terapia” se refere a um transdutor de ultrassom que gera energia de ultrassom para propósitos terapêuticos a ser distribuída para uma região de interesse.

Para uso no presente documento, “usuário” significa um ou mais indivíduos (por exemplo, médico ou técnico versado na técnica) que operam pelo menos parte do sistema para fornecer terapia ao paciente.

- 15 Em determinadas realizações, o sistema de ultrassom compreende uma unidade de imageamento para a aquisição de imagens de ultrassom e uma unidade de processamento de imagem para análise automática das imagens de ultrassom. Em um exemplo, o ultrassom de baixa energia pode ser usado para adquirir imagens. A análise das imagens de ultrassom é realizada para identificar e, subsequentemente, segmentar os
- 20 vários tipos de tecido nas imagens. Com base na análise, um tratamento ideal pode ser planejado. Planejar o tratamento pode compreender a determinação de parâmetros de ultrassom e a determinação de local dos tecidos que precisa ser tratado bem como o local dos tecidos próximos que não precisa ser tratado.
- 25 O sistema de ultrassom compreende uma unidade controladora que trabalha em conjunto com a unidade de processamento de imagem para distribuir o tratamento planejado para a região de interesse com base na identificação e segmentação dos tipos de tecido. Em um exemplo, a unidade controladora

pode facilitar o ajuste do local da área de tratamento (ponto focal) do transdutor de ultrassom com base na identificação de tecido. A unidade controladora pode estar configurada para ajustar um local de ponto focal de ultrassom em três dimensões. O local do ponto focal de ultrassom pode ser ajustado por um movimento mecânico ou por um ajuste eletrônico. Opcionalmente, o sistema de ultrassom compreende uma unidade de controle de retroalimentação que pode ajustar adicionalmente o ponto focal. Em um exemplo, subsequente ao imageamento de baixa energia da região de interesse, o ponto focal pode ser adicionalmente ajustado com o uso da unidade de controle de retroalimentação. Opcionalmente, um detector de cavitação pode ser usado para detectar a quantidade de cavitação. Em um exemplo, a unidade de imageamento pode estar configurada para operar como um detector de cavitação. Por exemplo, se a unidade de imageamento compreende um transdutor de ultrassom de imageamento, o transdutor de imageamento pode estar configurado para servir ao duplo propósito do transdutor de imageamento e de um detector de cavitação. Em uma realização, a unidade de controle de retroalimentação pode ser usada para ajustar os parâmetros de ultrassom uma vez detectada a cavitação. Os parâmetros de ultrassom podem ser ajustados para manter a cavitação na área de tratamento com o mínimo uso de força para reduzir substancialmente a probabilidade de queimaduras na pele que podem ser, de outra forma, causadas devido ao aquecimento térmico.

A FIGURA1 é um diagrama de bloco de um exemplo de um sistema de ultrassom 10 para a identificação e segmentação de diferentes tipos de tecido nas imagens de ultrassom. O tratamento pode ser planejado com base na identificação e na segmentação dos tipos de tecido. O sistema de ultrassom 10 pode estar configurado para distribuir, de modo não invasivo, terapia e/ou para imagear uma região de interesse 12 através de alojamento de sonda. A região de interesse 12 pode ser uma região tridimensional. A região

de interesse 12, que tem tecido doente ou tecido indesejado, está situada dentro de um paciente. Em um exemplo, a distribuição de terapia pode compreender a destruição dos tecidos doentes ou indesejados na região de interesse 12 através do aquecimento ou através da indução de cavitação.

5 Em que o alojamento de sonda compreende um transdutor integrado 14 compreende um transdutor de terapia e um transdutor de imageamento. Em que o transdutor integrado 14 compreende o transdutor de imageamento e o transdutor de terapia pode ser disposto no alojamento de sonda. Embora o sistema 10 seja descrito em relação a um transdutor
10 integrado 14, deveria ser observado que transdutores de imageamento e terapia separados podem ser utilizados no sistema 10. No caso de transdutores de imageamento e terapia separados, um ou ambos os transdutores podem ser dispostos no alojamento de sonda. O transdutor integrado 14 pode ser acoplado ao conjunto de circuitos de chaveamento transmitir/receber 16, a
15 transmissor 18, e (opcionalmente) a receptor 20. O receptor 20 é exigido para o transdutor de imageamento do transdutor integrado 14. Quando o transdutor de imageamento é utilizado em conjunto com o transdutor de terapia, o receptor 20 pode ser utilizado para adquirir energia acústica retroespalhada a partir da região de interesse para fins de imageamento.

20 Os sinais de imageamento são retroespalhados a partir de estruturas fisiológicas no corpo, por exemplo, tecido adiposo, tecido muscular, células sanguíneas, veias ou objetos dentro do corpo (por exemplo, a cateter ou agulha) para produzir ecos que retornam para o transdutor de imageamento. O transdutor de imageamento pode receber as ondas retroespalhadas em
25 diferentes momentos, dependendo da distância para o tecido dos quais os mesmos retornam e o ângulo em relação à superfície do transdutor de imageamento em que retornam. Os elementos de transdutor convertem a energia de ultrassom das ondas retroespalhadas em sinais elétricos. Os sinais

elétricos são então encaminhados através do conjunto de circuitos de chaveamento T/R 16 para o receptor 20. O receptor 20 amplifica e digitaliza os sinais recebidos e fornece outras funções tais como compensação de ganho. Os sinais recebidos digitalizados, correspondentes às ondas retroespalhadas, são recebidos, neste exemplo, por cada elemento de transdutor em vários momentos, e preservam a amplitude e as informações de fase das ondas retroespalhadas.

Os ecos ou sinais retroespalhados são recebidos pelo receptor 20 para fins de imageamento. Os ecos recebidos são fornecidos a uma unidade de processamento de imagem 26 que processa os sinais. Os dados processados podem ser transmitidos para a unidade controladora 24, uma memória 28, ou repositório de dados 30 para armazenamento temporário ou permanente. O repositório de dados 30 podem ser configurados para receber dados e interagir com uma estação de trabalho de imageamento 32. O processador 30 pode ser acoplado a um subsistema de conectividade remota 34 que compreende um servidor da rede 36 e uma interface de conectividade remota 38. A unidade de processamento de imagem 26 é utilizada para segmentar e identificar automaticamente os diferentes tipos de tecido em imagens de ultrassom.

Os transdutores de imageamento ou terapia podem incluir um ou mais elementos de transdutor, uma ou mais camadas correspondentes, e elemento de foco, tais como lente. Os elementos de transdutor podem ser dispostos em um relacionamento espaçado, tal como, mas não limitado a, um arranjo de transdutor de uma ou duas dimensões, um arranjo faseado, ou um arranjo anular. O transdutor 14 pode permitir translação mecânica dos elementos de HIFU ou direcionamento eletrônico no caso do arranjo faseado ou arranjo anular (na direção z). O transdutor 14 pode empregar um único canal ou múltiplos canais para transmissão.

No caso de um transdutor de terapia de arranjo faseado, os elementos de transdutor podem ser conectados a, e controlados por uma unidade controladora 24. A unidade controladora 24 pode ser capaz de ativar e controlar cada elemento independentemente. Mediante a condução, ou
5 faseamento dos elementos individuais de modo apropriado, uma frente de onda convergente pode ser criada. De modo alternativo, uma lente mecânica pode ser disposta na frente de um transdutor de elemento único para causar os retardos de fase. O transdutor de arranjo faseado pode ser utilizado para se obter um diferente padrão de fase, ou diferente ponto focal. O arranjo faseado
10 pode ser utilizado para conduzir e focalizar simultaneamente. Os transdutores de arranjo anular podem ser utilizados para profundidade maior de foco.

Em certas realizações, a operação do transdutor integrado 14 é controlada com o uso da unidade controladora 24. Especificamente, o transdutor 14 é acoplado de modo operacional à unidade controladora 24 para
15 controlar os parâmetros do feixe de ultrassom. Os exemplos não limitantes dos parâmetros de ultrassom podem incluir formato, tamanho, localização ou direção do feixe de ultrassom. Em uma realização, o transdutor ou os elementos transdutores podem ser movidos ao longo ou sobre uma ou mais das direções de x, y ou z para ajustar o parâmetro do feixe de ultrassom. Por
20 exemplo, o transdutor pode ser girado em torno da direção z, ou o transdutor pode ser lateralmente deslocado ao longo da direção x ou y.

O transdutor de terapia pode operar em uma faixa de frequências dependendo da terapia desejável. Por exemplo, o transdutor de terapia pode operar em uma faixa de frequência de cerca de 250 KHz a cerca de 3MHz, ou
25 em uma faixa de cerca de 500 kHz a cerca de 1 MHz para cavitatar os tecidos alvos (tais como tecidos enfermos ou tecidos adiposos). Em um exemplo, o transdutor de imageamento pode compreender arranjo bidimensional ou tridimensional de elementos transdutores. O transdutor de imageamento pode

operar em uma faixa de cerca de 1 MHz a cerca de 15MHz, de forma ideal, em uma faixa de cerca de 1MHz a cerca de 10MHz, ou de cerca de 2MHz a cerca de 7MHz.

O transdutor de imageamento pode imagear a região de interesse
5 antes da aplicação da terapia, ou após a aplicação da terapia, ou durante a aplicação da terapia. Em um exemplo, o transdutor de terapia gera uma ou mais frequências de ultrassom para cavitatar e/ou tratar termicamente a região de interesse, e o transdutor de imageamento pode receber uma ou mais frequências para imagear a região de interesse. O transdutor de terapia e/ou o
10 transdutor de imageamento pode ser configurado para operar em uma pluralidade de regiões de interesse enquanto mantém a mesma localização física do alojamento de sonda no indivíduo.

O transdutor de terapia pode operar seletivamente em um modo de baixa potência ou em um modo de alta potência. Correspondentemente, o
15 transdutor de imageamento pode operar em um dos dois modos, um modo de imageamento (transmitir e receber) ou um modo de recebimento (para visualizar o feixe HIFU). O modo de potência alta do transdutor de terapia pode ser usado para remoção de tecido. O modo de potência baixa do transdutor de terapia pode ser usado para visualizar o foco HIFU, onde o transdutor de
20 terapia transmite pulsos em baixa potência e o transdutor de imageamento trabalha como receptor. A imagem do ultrassom focalizado pode ser sobreposta em imagens de ultrassom de tecido.

A unidade controladora 24 é usada para controlar a distribuição de terapia aos locais de tratamento com base em um ou mais parâmetros de
25 transdutor ou comandos de terapia. Os exemplos de um parâmetro de transdutor incluem, mas não se limitam a, uma profundidade de região focal, um tamanho de região focal, um tempo de ablação para cada ponto dentro da região de interesse que recebe terapia, um nível de energia dos sinais de

terapia, e uma taxa de movimento de região focal dentro da ROI durante a sessão de terapia. Os parâmetros de transdutor também podem incluir uma frequência ou intensidade dos sinais de ultrassom de terapia, potência, pico de pressão rarefacional, comprimento e frequência de repetição de pulso, ciclo de trabalho, profundidade de campo, forma de onda usada, velocidade de movimento de feixe, densidade de feixe, sequência de pulso de terapia e parâmetros de sequência de pulso de imageamento. Além disso, os comandos de terapia podem incluir parâmetros anatômicos, como o local, formato, espessura e orientação do tecido adiposo e dos tecidos não adiposos. Um parâmetro anatômico também pode incluir uma densidade do tecido adiposo e dos tecidos não adiposos. Além disso, os parâmetros de terapia incluem o tipo de sonda usada durante a sessão de terapia. A idade, sexo, peso, etnia, genética ou histórico médico do paciente também podem ser comandos de terapia. Após a aplicação da terapia a uma região de interesse, o sistema 10 ou o operador/usuário pode ajustar novamente os parâmetros de terapia antes da aplicação da terapia à mesma região de interesse 12, ou a uma nova região de interesse. O comando de terapia pode compreender qualquer fator ou valor que possa ser determinado pelo sistema 10 ou qualquer entrada que possa ser inserido pelo usuário que afete a terapia aplicada à região de interesse. Em algumas realizações, o sistema 10 pode fornecer automaticamente uma segmentação virtual dos tipos de tecidos diferenciados. Após a segmentação dos diferentes tipos de tecidos, a localização dos tecidos de interesse para tratamento pode ser determinada. Em um exemplo, os tecidos de interesse podem compreender gordura. Em outra realização, os tecidos de interesse podem ser tumores, vasos sanguíneos, ou qualquer outro tecido que necessite ser destruído (por exemplo, submetido à ablação). No caso de ablação adiposa subcutânea, os tecidos conjuntivos que podem alterar a HIFU podem ser identificados, e a ablação pode ser modificada para tratamento acima da

faixa de HIFU dos tecidos conjuntivos. Alternativamente, a intensidade da HIFU pode ser reduzida para evitar qualquer dano aos tecidos conjuntivos. Nas realizações em que a gordura visceral deve ser tratada, uma trajetória pode ser selecionada de modo que a trajetória permita a maior distância entre

5 a região de tratamento e quaisquer órgãos ou vasos principais.

A unidade controladora 24 pode controlar o movimento do feixe de HIFU com base na identificação e na segmentação dos tipos de tecidos. Em um exemplo, o transdutor 14 podem imagear a região de interesse para determinar parâmetros de terapia pertencentes ao tecido adiposo e aos tecidos

10 não adiposos. Os parâmetros de terapia podem ser gerados pela unidade controladora 24 e transmitidos para o transmissor 18 ou para o formador de feixes 22. A unidade controladora 24 é configurada para controlar a sequência de tempo de ablação, o imageamento do feixe de HIFU, o imageamento de tecidos e o movimento das sondas. A unidade controladora 24 também

15 identifica a localização do tecido-alvo e o foco atual da HIFU e calcula os parâmetros para direcionar o foco da HIFU, tanto mecânica como eletronicamente. A unidade controladora 24 também pode controlar a ablação de parâmetros de um ultrassom focalizado durante qualquer procedimento de ablação.

20 Outros parâmetros do feixe de ultrassom que podem ser controlados com o uso da unidade controladora 24 podem incluir nível de potência, ciclo de trabalho, sequência de tempo de potência para imageamento de HIFU, imageamento de tecidos, ablação e movimentos de sonda, profundidade focal do feixe de ultrassom. O nível de potência pode ser

25 alterado por meio da alteração da configuração de tensão do sistema de ultrassom. O ciclo de trabalho pode ser ajustado por meio do ajuste de um ou de ambos os intervalos e o comprimento dos pulsos de ultrassom. A profundidade focal do feixe de ultrassom pode ser ajustada por meio do ajuste

mecânico da posição do transdutor em relação à região de interesse

De forma opcional, o sistema pode empregar um detector de cavitação (não mostrado) para avaliar a quantidade de cavitação. O detector de cavitação pode ser um transdutor de elemento único ou um de múltiplos elementos ou um hidrofone. O detector de cavitação pode ser configurado para operar em uma faixa a partir de cerca de 1 MHz a cerca de 15MHz. Em um exemplo, os elementos do transdutor de imagem podem ser utilizados como um detector de cavitação de banda larga. A detecção de cavitação pode ser realizada ao adquirir sinais de domínio de tempo (A-scan) e detectar ruído e sub-harmônicos de banda larga no sinal, em domínio de tempo ou em domínio de frequência. De forma típica, ruído maior é representativo da quantidade de cavitação. Durante o procedimento de ablação, a cavitação pode ser verificada pelo detector de cavitação. A unidade controladora 24 pode ajustar a potência do transdutor para manter cavitação em potência ou tempo mínimos de acordo com uma tabela de comparação e o plano de inserção de pré-tratamento a partir do operador.

A unidade controladora 24 pode ser conectada a uma interface de usuário 40, como um mouse, teclado, e controla operação do alojamento de sonda. Por exemplo, a unidade controladora 24 pode ser acoplada à interface de usuário 40 para permitir que um usuário interaja com o sistema de ultrassom com base nos dados exibidos no visor 42, como um monitor. As imagens de ultrassom segmentadas com o local de feixe HIFU podem ser exibidas ao utilizar o visor 42 para planejamento de verificação e tratamento. A interface de usuário pode ser utilizada para aceitar ou rejeitar o plano exibido. Por exemplo, se o feixe de ultrassom está em um local desejado na imagem exibida, o usuário pode aceitar o plano de tratamento. De forma alternativa, se o feixe de ultrassom estiver muito perto de tecido conectivo adjacente tal que o tecido adjacente pode ser indesejavelmente retirado pela transmissão do feixe de

ultrassom, o plano de tratamento pode ser modificado ou rejeitado pelo usuário ao utilizar a interface de usuário 40. A interface de usuário 40 pode compreender uma tela de toque para o usuário, como um operador, para fornecer entradas para planos de tratamento. A interface de usuário 40 pode
5 ser uma tela de toque, que permite ao operador ou usuário selecionar opções ao tocar figuras, ícones exibidos e similares.

Embora o limiar para cavitação de músculo seja significativamente maior do que tecidos de gordura, deseja-se evitar o tecido muscular com uma medida adicional de segurança contra dano ao tecido muscular e subsequente
10 dor. Visualizar as imagens de ultrassom segmentadas que indicam os diferentes tipos de tecido ao utilizar o visor 42 permite que o usuário reconheça que tecidos indesejados podem estar em proximidade muito íntima da pele, músculo e outros tecidos de órgãos, como o músculo e/ou pele com relação à interface de gordura. De forma alternativa, uma unidade de controle de
15 retroalimentação pode ser configurada para avisar o usuário ou a unidade controladora 24 para modificar o tratamento para evitar quaisquer efeitos indesejáveis.

O sistema de ultrassom 10 transmite energia ultrassom para a região de interesse 12 no paciente para imagear, e/ou tratar a região de
20 interesse, e recebe e processa sinais de ultrassom retrodispersos a partir do paciente para produzir e exibir uma imagem. A imagem de ultrassom é processada ao utilizar a unidade de processamento de imagem 26 para identificar e segmentar os tipos de tecido. A unidade de processamento de imagem 26 então transmite dados de comando à unidade controladora 24. A
25 unidade controladora 24 ao receber dados de comando da unidade de processamento de imagem 26 facilita geração de parâmetros de transmissão para produzir um feixe que tem parâmetros desejados, como formato, tamanho, profundidade, potência e local. Os parâmetros de transmissão são entregues a

partir da unidade controladora 24 ao transmissor 18. O transmissor 18 utiliza os parâmetros de transmissão para encodificar apropriadamente os sinais a serem enviados ao transdutor 14 através do conjunto de circuitos de comutação T/R 16. Os sinais são definidos em determinados níveis e fases um em relação ao outro e são transmitidos ao(s) elemento(s) transdutor(es) do transdutor 14. Os 5 sinais transmitidos ativam o(s) elemento(s) transdutor(es) para emitir ondas de ultrassom com as mesmas relações de fase e nível. Como um resultado, uma energia de feixe de ultrassom transmitida é direcionada ao sítio de terapia do paciente ao longo de uma linha de varredura quando o transdutor 14 é 10 acusticamente acoplado ao sítio de terapia do paciente ao utilizar, por exemplo, gel ou água de ultrassom.

A unidade de processamento de imagem 26 é adaptada para realizar uma ou mais operações de processamento, de acordo com uma pluralidade de realizações de ultrassom selecionáveis nas informações de 15 ultrassom adquiridas. Informações de ultrassom adquiridas podem ser processadas em tempo real durante uma sessão de varredura ou terapia conforme os sinais eco são recebidos. Adicional ou alternativamente, as informações de ultrassom podem ser armazenadas temporariamente na memória 28 durante uma sessão de varredura e processadas em menos que 20 tempo real em uma operação ao vivo ou off-line. Em um exemplo, a memória de imagem 44 pode ser usada para armazenar quadros processados de informações de ultrassom adquiridas que não são exibidos imediatamente. A memória de imagem 44 pode compreender qualquer meio de armazenamento de dados conhecido, por exemplo, meios de armazenamento temporário ou 25 permanente ou meios de armazenamento removíveis.

Opcionalmente, o sistema 10 pode incluir um módulo de rastreamento de posição 46 que rastreia uma posição da sonda ou o ponto de foco do feixe HIFU. O dispositivo preceptor de posição pode ser acoplado

operativamente ao transdutor ou ao alojamento da sonda para determinar precisamente a posição do transdutor 14. A posição rastreada pode ser comunicada aos outros componentes do sistema, como a unidade controladora 24. A posição da sonda pode ser rastreada em relação a um marco/ponto de referência no ou próximo ao paciente, um marcador, e similares. Em um exemplo, a posição da sonda pode ser usada para indicar, ao usuário, regiões do paciente que já foram tratadas, estão sendo tratadas ou ainda serão tratadas.

Após ou enquanto se fornece terapia a uma área na região de interesse 28, o usuário ou o sistema 10 pode determinar se a terapia está completa para a região de interesse 28 e se o ponto de foco do feixe de ultrassom deveria ser movido para outro ponto no paciente. A determinação automática de se o espaço de tratamento foi tratado o suficiente ou completo pode ser determinada por métodos, como, mas sem limitação, métodos elasto-gráficos. Alternativamente, o usuário ou um módulo de retroalimentação 48 pode determinar se a terapia está completa. O módulo de retroalimentação 48 também pode ser ligado ao módulo de rastreamento de posição 46 para determinar se o ponto de foco está na posição desejada. O módulo de retroalimentação 48 pode ser acoplado à unidade de controlador 24 ou à unidade de processamento de imagem 26. Além disso, embora não ilustrado, o módulo de retroalimentação 48 também pode ser acoplado a um ou mais dentre o visor 42, memória 28, memória de imagem 44, e a interface de usuário 40. O módulo de retroalimentação 48 pode comprar a saída real do sistema com a saída desejada. A saída real refere-se ao resultado da terapia aplicada à região de interesse. A saída real pode ser fornecida como imagens exibidas, ou imagens armazenadas na memória 28 ou 44, ou os dados relacionados às imagens exibidas ou armazenadas. A saída desejada pode ser especificada pelo usuário. Por exemplo, a saída desejada pode ser especificada pelo

usuário dependendo da quantidade tecido a ser tratada.

O módulo de retroalimentação 48 pode comparar a saída real e a saída desejada e informar/alertar o sistema 10 se necessário. No caso de redução da gordura, o módulo de retroalimentação 48 pode usar os comandos de terapia fornecidos ao sistema 10 pelo usuário para determinar os níveis aceitáveis de redução de tecido adiposo e tratamento térmico, e, em conformidade, notificar o sistema quando tais limites são excedidos ou se aproximam. Em um exemplo, o módulo de retroalimentação 48 pode alertar o sistema ao produzir um ruído ou sinal de luz no monitor, para alertar o usuário, por exemplo, se o limite determinado de tecido adiposo a ser cavitado exceder ou estiver prestes a alcançar um limite mais próximo denotado pela segmentação. Em uma realização, o módulo de retroalimentação 48 pode ter uma inteligência embutida que pode alterar os parâmetros de terapia para corrigir a terapia sendo fornecida.

O módulo de retroalimentação 48 pode pegar os dados da unidade de processamento 26, imagens exibidas (no visor 42), ou imagens de memórias 28 ou 44, como entrada e tomar uma decisão sobre se os dados ou imagens são aceitáveis. Por exemplo, o módulo de retroalimentação 48 pode usar as imagens exibidas para determinar se a quantidade de tecido adiposo cavitado na região de interesse 12 é o suficiente para parar a terapia na região de interesse 12. O módulo de retroalimentação 48 pode ou fornecer retroalimentação após o término da terapia, ou durante a terapia. Em um exemplo, o módulo de retroalimentação 48 pode verificar se a quantidade de tecido adiposo reduzido de uma dada porção é aceitável ao comparar a quantidade real de tecido adiposo cavitado com o valor de tecido adiposo calculado com o uso de parâmetros de terapia. Se, por exemplo, a profundidade do tecido adiposo extirpado exceder, ou está prestes a exceder, um valor determinado, o módulo de retroalimentação 48 pode ser configurado

para acionar um alarme, como um ruído contínuo, até que o usuário se confirme recebimento do ruído (por exemplo, por meio da interface de usuário 40). O usuário pode, então, rever as informações do módulo de retroalimentação 48. Dessa maneira, o módulo de retroalimentação 48 pode
5 evitar erros de usuário inadvertidos que poderiam, de outra forma, ocorrer.

A unidade controladora 24, a unidade de processamento de imagem 26, e outros módulos e unidades do sistema 10 podem ser implantados com o uso de um PC em circulação com um único processador ou múltiplos processadores, com as operações funcionais distribuídas entre os
10 processadores. Os componentes podem ser elementos de hardware dedicados, como placas de circuito com processadores de sinal digital ou podem ser um software sendo executado em um computador ou processador para fins gerais como um computador pessoa em circulação (PC). Os vários componentes podem ser combinados ou separados, de acordo com várias
15 realizações da invenção. O sistema de ultrassom 10 é um exemplo, e os sistemas e métodos da invenção não se limitam a essa configuração de sistema específica.

Em um exemplo, a camada de gordura pode ser automaticamente identificada e segmentada pelo sistema de ultrassom da invenção. Em um
20 exemplo, a camada de gordura em imagens de ultrassom para tecido em região abdominal pode ser automaticamente identificada e segmentada. A Figura 2 ilustra uma imagem de ultrassom de tecido da região abdominal em que as várias camadas celulares foram identificadas. A camada de gordura 72 é unida entre duas camadas 74 e 76 de tecido conectivo fibroso. Em uma
25 realização, os tipos de tecido podem ser identificados com base na textura e/ou valores de intensidade médios dos tecidos. A camada de gordura, na maioria dos casos, tem uma textura característica definida por estrias diagonais distribuídas esparsamente. Em certas realizações, essa manifestação

fisiológica pode ser utilizada no desenvolvimento de um algoritmo de processamento de imagem automatizado para delinear a camada de gordura em imagens de ultrassom.

A Figura 3 é um fluxograma para um método exemplificador para
5 identificar e segmentar automaticamente os tipos de tecido em uma imagem de ultrassom. Na etapa 80, o método começa ao colocar a sonda de ultrassom sobre o paciente. Opcionalmente, anteriormente à etapa 80, na etapa 78, o médico ou o técnico pode medir e inserir a espessura aproximada de gordura na região de interesse. Ademais, opcionalmente, como uma etapa de pré-
10 procedimento, na etapa 82, imagens de ressonância magnética (MR), raios X, tomografia computadorizada (CT), ou raios X de energia dupla (DXA) da região de interesse podem ser fornecidas ao sistema anteriormente ao tratamento. Essas imagens de MR, raios X, CT ou DXA podem ser usadas como uma referência para comparar imagens obtidas pelo sistema de ultrassom em
15 estágios subsequentes durante o procedimento. Junto com essas imagens de pré-procedimento, o usuário pode fornecer informações relacionadas à região de interesse do sistema. Por exemplo, as informações fornecidas pelo usuário podem compreender informações básicas em relação ao paciente, e o local na região de interesse no paciente, e os tipos de tecidos presentes na região de
20 interesse. Em um exemplo, o usuário pode inserir informações de que a área que está sendo imageada é abdominal e que um abdômen humano tem uma camada de pele, gordura e músculo, nessa ordem.

Na etapa 84, o sistema adquire imagens de ultrassom da região de interesse. As imagens de fronteira de gordura e músculo podem ser
25 adquiridas por uma sonda integrada, também referida como uma sonda de uso duplo que pode compreender uma sonda HIFU e uma sonda de imageamento. De modo alternativo, uma sonda de imageamento de ultrassom separado pode ser usada para adquirir as imagens.

Na etapa 86, após a determinação da localização para fornecer tratamento, mas antes de fornecer o tratamento, as imagens são processadas pelo software de processamento de sinal. Em um exemplo, a unidade de processamento de imagem pode compreender o software de processamento de sinal. O software de processamento de sinal pode usar um ou mais algoritmos para executar a análise dos dados de imagem para encontrar os limites dos tecidos (gordura, músculo, tecidos conjuntivos, etc.). Os tipos diferentes de tecido, como gordura, tecido conjuntivo e músculo nas imagens de ultrassom adquiridas podem ser automaticamente identificados e segmentados com o uso dos algoritmos. Em um exemplo, com base nos pontos de referência e estruturas de tecido conhecidas, os tipos diferentes de tecido podem ser identificados. Opcionalmente, as porções de tecido identificadas e segmentadas podem ser marcadas para indicar o tipo de tecido presente nos segmentos diferentes das imagens processadas (etapa 87). Os pontos de referência podem ser baseados em conhecimento anterior dos tipos de tecido. Em um exemplo, o conhecimento anterior pode ser incorporado através de um esboço de aprendizado que compreende um conjunto de imagens de treinamento nas quais os vários tipos de tecido são indicados através de marcações manuais por um usuário, por exemplo, um clínico treinado. Os recursos pertinentes a cada tipo de tecido podem, então, ser aprendidos a partir dessas imagens de treinamento que usam qualquer um dos métodos de aprendizado disponíveis, como, mas não se limitando a, árvore de reforço probabilístico.

Para procedimentos de redução de gordura, a localização de gordura pode ser determinada na imagem de ultrassom segmentada. No caso de outros tratamentos, as localizações de tecidos correspondentes, como tumores, vasos sanguíneos, que devem ser tratados podem ser determinadas na imagem de ultrassom segmentada.

Na etapa 88, as imagens de ultrassom processadas podem ser enviadas para o software de verificação de tratamento com identificação de ponto de referência e exibidas. Um mapa compreensivo da estrutura de tecido na região de estrutura que tem identificação de ponto de referência pode ser exibido. A
5 imagem exibida pode ilustrar diferentes tipos de tecido que são identificados e segmentados. A imagem exibida gerada pelo sistema pode compreender uma imagem marcada que mostra as várias camadas de tecido junto com suas medições de espessura correspondentes. Opcionalmente, a imagem exibida que tem a identificação de tecidos também pode compreender a identificação da
10 localização de ponto focal HIFU. Essa imagem exibida pode ser mostrada ao usuário com a opção adicional de ajuste do operador.

Na etapa 90, um pulso de teste pode ser criado pelo HIFU e recebido pelo transdutor de imageamento. Essa imagem de feixe de HIFU pode ser exibida com a imagem processada. Na etapa 92, a localização e volume dos tecidos a
15 serem tratados podem, ser verificados pelo usuário. Um plano de tratamento preliminar pode ser calculado com base no volume de tecidos a serem tratados, localização e qualidade dos tecidos e tempo de procedimento desejado. No caso de ablação de adiposo subcutâneo, os tecidos conjuntivos que podem alterar o HIFU podem ser identificados e o tratamento de ablação pode ser modificado em
20 conformidade para tratar acima (ou abaixo) dos tecidos conjuntivos para evitar que o tratamento seja entregue aos tecidos conjuntivos. Enquanto trata uma gordura visceral, uma trajetória de tratamento pode ser escolhida, tal que a distância possível máxima possa ser permitida entre a região de tratamento e quaisquer órgãos ou vasos principais.

25 Com base na segmentação, a ablação pode ser planejada e o foco do HIFU pode ser ajustado em conformidade para tratar a região de interesse. O foco do HIFU pode ser ajustado inflando ou esvaziando um separador entre o paciente e o transdutor, com o uso de um arranjo faseado direcionando eletronicamente o

HIFU ou o movimento mecânico do transdutor. Em um exemplo, o HIFU pode ser brevemente pulsado em baixa energia e o HIFU pode ser imageado com o transdutor de imageamento. Nesse exemplo, o transdutor de imageamento e o transdutor de terapia podem estar na mesma frequência ou harmonia. Após o fornecimento do tratamento, a região de interesse pode ser imageada para determinar a quantidade de tratamento entregue e uma decisão pode ser tomada pelo sistema ou pelo usuário para continuar ou interromper o tratamento. Durante o procedimento, a posição da sonda que fornece o tratamento pode ser rastreada por rastreamento óptico, EM, giroscópico ou por meios mecânicos de robótica ou trilhos.

O algoritmo para identificação de tipos de tecido, como identificação de camadas de gordura 94 e camadas de tecido conectivo 96, em imagens de ultrassom pode ser empregado para fornecer segmentação. A primeira etapa no algoritmo pode compreender detectar as camadas de tecido conectivo. Antes de conectar as camadas de tecido conectivo, um procedimento de melhora de imagem pode ser realizado. A imagem de ultrassom de entrada pode ser melhorada com o uso de um filtro de melhora de tecido conectivo configurado para segmentar os tecidos conectivos. O filtro de melhora de tecido conectivo é utilizado para melhorar os recursos de imagem similar à crista na imagem de ultrassom, que evidencia as camadas de tecido conectivo na imagem de ultrassom. Essa imagem melhorada pode ser apresentada ao usuário (por exemplo, médico) para visualização melhorada das várias camadas de tecido. O filtro de melhora de tecido conectivo pode empregar uma medida de base hessiana para melhora das estruturas tubulares (camadas de tecido conectivo) na imagem. Para uma imagem, I , o H hessiano é definido, com o uso dos derivadas parciais de 2ª ordem, como:

$$H = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 I}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 I}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 I}{\partial x \partial y} & \frac{\partial^2 I}{\partial y^2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I_{xx} & I_{xy} \\ I_{xy} & I_{yy} \end{bmatrix} \quad \text{Equação 1}$$

Ao extrair os valores próprios hessianos, as direções principais da

estrutura de segunda ordem local são decompostas. Se os valores próprios dessa matriz hessiana são representados como λ_1 & λ_2 , então para uma estrutura tubular ideal em uma imagem 2D, a Equação 2 precisa ser satisfeita.

$$|\lambda_1| \approx 0 \text{ \& \; } |\lambda_1| \ll |\lambda_2| \quad \text{Equação 2}$$

5 A medida sem vaso 2D pode ser definida em uma escala s conforme representado na Equação 3.

$$V(s) = \left\{ 0, (e^{-(|\lambda_1|/|\lambda_2|)^2 / 2\beta^2}) (1 - e^{-(\lambda_1^2 + \lambda_2^2) / 2c^2}) \right\} \text{ if } \lambda_2 > 0 \quad \text{Equação 3}$$

onde, β é um fator que é responsável pelo desvio de uma estrutura similar a bolha. O fator c , permite a exclusão de pixels de ruído, já que os mesmos têm, tipicamente, valores próprios. A imagem melhorada de tecido conectivo é gerada em múltiplas escalas e os resultados somados para gerar a imagem final. Um exemplo da imagem melhorada de tecido conectivo correspondente para a imagem de entrada da FIGURA 4 é apresentado na FIGURA 5. Conforme ilustrado, Uma segmentação grosseira das camadas de tecido conectivo é fornecida pelo filtro de melhora.

Posteriormente, as camadas de tecido conectivo podem ser segmentadas da imagem melhorada com o uso de um esquema que compreende um processo de limitação seguido por uma avaliação de curva incorporada a um arcabouço de contornos ativos. As camadas de tecido conectivo são segmentadas com o uso de uma abordagem de contornos ativos. Uma abordagem de contornos ativos é adequada para a segmentação de camada de tecido conectivo já que a técnica é capaz de sobrepor as descontinuidades limítrofes menores e também se adapta à topologia variante. No entanto, os modelos de contorno ativo são sensíveis à inicialização de contorno e uma inicialização de contorno satisfatória é necessária para convergência final. Em determinadas realizações, a segmentação é implantada como um processo de duas etapas com a primeira etapa compreendendo a

determinação da inicialização do contorno ativo e a segunda etapa compreendendo a propagação deste contorno a fim de capturar o limite do tecido conectivo. Uma descrição detalhada de cada um das duas etapas está descrita abaixo.

5 Para a inicialização de contorno, um local aproximado da camada de tecido conectivo pode ser obtido através da segmentação da imagem melhorada de vaso com o uso de um procedimento limítrofe de intensidade de meio k . Já que a camada de tecido conectivo tem, em geral, uma intensidade muito mais elevada que o que a circunda, a mesma é facilmente visualizada na
10 imagem segmentada. No entanto, esta segmentação é apenas aproximada já que a região detectada pode ter várias discontinuidades devido à falta de homogeneidade na camada de tecido conectivo e/ou devido à presença de outros artefatos de imageamento. Conforme ilustrado na FIGURA 6, subsequente à segmentação, os limites da camada de tecido conectivo
15 segmentada são utilizados para inicializar os contornos ativos. Os pares de contorno (em chaves 97) são inicializados acima e abaixo das camadas de tecido conectivo detectadas.

20 Para propagação de contorno baseada em um arcabouço de contornos ativos, os limites da camada de tecido conectivo podem ser obtidos através da minimização da energia funcional definida pela Equação 4 conforme representado abaixo:

$$E(f, g, \mu_1, \mu_2, \mu_3) = \int_a^b \int_f^g (I - \mu_1)^2 + \int_a^b \int_0^f (I - \mu_2)^2 + \int_a^b \int_g^\infty (I - \mu_3)^2$$

$$+ \lambda_{smooth} \int_a^b \sqrt{1 + (f')^2} + \lambda_{smooth} \int_a^b \sqrt{1 + (g')^2} + \lambda_{width} \int_a^b (w - (f - g))^2$$

Eq

uação 4

25 onde, f e g são os contorno que se propagam, μ_1 , μ_2 , e μ_3 são as intensidades médias para regiões 1, 2 e 3 respectivamente, λ_{smooth} é o parâmetro que controla a lisura do contorno envolvente, w é uma estimativa da

largura da camada de tecido conectivo e λ_{width} é um fator de penalidade para evitar que os contornos desviem para longe ou se choquem um com o outro. As Equações 5-6 representam a funcional de Mumford-Shah e podem ser minimizadas através da abordagem descendente de gradiente iterativo como segue:

$$f^{(n+1)} = f^{(n)} - \lambda_{speed} * dT \left[(I - \mu_2)^2 - (I - \mu_1)^2 - \lambda_{smooth} \left(\frac{f'}{\sqrt{1 + (f')^2}} \right)' - \lambda_{width} (w - (f - g)) \right]$$

Equação 5

$$g^{(n+1)} = g^{(n)} - \lambda_{speed} * dT \left[(I - \mu_1)^2 - (I - \mu_3)^2 - \lambda_{smooth} \left(\frac{g'}{\sqrt{1 + (g')^2}} \right)' + \lambda_{width} (w - (f - g)) \right]$$

Equação 6

onde, as referências sobrescritas (n) da iteração e λ_{speed} é um termo de controle da velocidade de propagação. É desejável ajustar λ_{speed} para ser inversamente proporcional à intensidade de imagem normalizada de modo a acelerar a evolução de contorno em regiões onde a camada de tecido de conexão está ausente e a desacelerar a mesma quando os contornos abordam a camada de tecido de conexão. O esquema iterativo na Equação 5 é continuado até que ou o número máximo de iterações (~2000) é alcançado ou os contornos não mudam significativamente a partir de uma iteração para a próxima. As Figuras 7, 8 e 9 ilustram a evolução de contorno com as iterações de progresso. A Figura 7 ilustra camada de tecido de gordura 98 e camada de tecido conectiva 100 na imagem de ultrassom inicial da região de interesse, e as Figuras 8 e 9 apresentam um exemplo que retrata a evolução do contorno ao longo de diversas iterações. As Figuras 8 e 9 ilustram a evolução dos contornos 102 e 104 após 300 e 600 iterações, respectivamente. As Figuras 8 e 9 são etapas intermediárias de processamento de imagem e podem ou não ser exibidas ao operador. O procedimento ou iterações são repetidos até que todas as camadas de tecido de conexão na imagem tenham sido identificadas.

A Figura 10 ilustra o contorno final 106 alcançado após o número total de iterações. As linhas representadas por números de referência 106 retratam os contornos ativos que tenham convergido em um limite de camada de tecido de conexão.

5 Na etapa final, um esquema inovador de identificação de textura com base em ondeletas é implementado para classificar cada região entre os tecidos de conexão em uma de diversas classes (por exemplo: gordura, músculo, fluido abdominal, etc.). O resultado final gerado pelo algoritmo automatizado pode compreender uma imagem marcada que mostra as
10 diversas camadas de tecido juntamente com suas medições de espessura correspondentes. Opcionalmente, a imagem final que tem a identificação de tecidos pode compreender, também, a identificação da localização de ponto focal de HIFU. Esta imagem final pode ser mostrada ao operador com a opção adicional de ajuste do operador.

15 Na etapa seguinte as regiões situadas entre todas as camadas de tecido de conexão são identificadas e a região mais distal à pele é classificada como músculo. Todas as outras regiões, que têm uma intensidade média significativamente maior do que músculo, são classificadas como gordura.

 A Figura 11 ilustra uma disposição para um transdutor HIFU de
20 elemento único 110 para fornecer ajuste para a profundidade e localização do feixe de HIFU através de ajuste mecânico da distância/localização do transdutor 110 em relação à pele. O transdutor 110 é configurado para ser movido com referência a um quadro 112. O quadro pode ser definido com o uso de um par de trilhos 114 que são separados espacialmente e estendidos
25 ao longo do eixo geométrico y do quadro 112. O transdutor 110 é montado de modo deslizável nos trilhos 114, por exemplo, em caminhos (não mostrado). O quadro 112 pode ser substancialmente plano ou contornado similar a uma região correspondente do corpo de um paciente (também não mostrado). O

transdutor 110 pode ser movido ao longo dos trilhos enquanto permanece substancial e constantemente em contato com o corpo do paciente. O quadro 112 pode permitir movimento ou manual ou motorizado do transdutor com respeito ao corpo do paciente.

5 A Figura 12 ilustra um arranjo de HIFU de múltiplos elementos 120 que tem uma pluralidade de elementos de transdutor. O arranjo de transdutor 120 é um arranjo anular. Um ajuste na localização de ponto focal pode ser feito com um ajuste dos amplificadores de frequência de rádio individual que controla os elementos de transdutor individuais. Um transdutor
10 de imagens 122 e um detector de cavitação 124 são dispostos em operação associados com o arranjo de transdutor 120. O arranjo 120 pode ser configurado para ajustar a profundidade do ponto focal de HIFU. Um movimento lateral do arranjo 120, e portanto, o ponto focal, pode estar com um ajuste do controle do amplificador de frequência de rádio acoplado aos
15 amplificadores de frequência de rádio dos elementos de transdutor individuais.

EXEMPLO

Quatro voluntários foram submetidos a uma varredura de ultrassom na região abdominal com o uso de uma sonda de arranjo linear e a profundidade foi ajustada de tal modo que toda a camada de gordura fosse
20 capturada no campo de visão. As imagens foram, então, analisadas com o uso do algoritmo automatizado proposto e os resultados foram qualitativamente examinados para determinar precisão de segmentação. O algoritmo foi capaz de identificar corretamente as camadas de tecido conjuntivo em todas as imagens. Entretanto, a classificação de regiões em gordura e músculo não foi
25 sempre precisa em relação a uma diferença de intensidade de preferência pequena observada entre as duas camadas em diversos casos. Um algoritmo automatizado para detecção de camada gordurosa em imagens de ultrassom de tecido abdominal foi usado. O algoritmo utiliza uma estrutura de contornos

ativos para segmentação de camada de tecido conjuntivo seguida da binarização de intensidade para classificar as regiões entre as camadas conjuntivas como gordura ou músculo. O algoritmo foi testado em imagens de ultrassom de dezesseis voluntários e os resultados indicaram boa precisão de segmentação das camadas de tecido conjuntivo. Entretanto, a diferença de intensidade entre as regiões de gordura e músculo não foi sempre significativa levando a algumas classificações errôneas. Um esquema de classificação mais completo para diferenciar entre gordura e músculo pode ser obtido através do estudo das propriedades de textura das duas camadas. A camada gordurosa tem predominantemente estrias diagonais, enquanto a camada de músculo exibe estrias horizontais esparsamente distribuídas. O trabalho futuro envolve a utilização dessas informações em uma estrutura de classificação de textura para melhor diferenciar entre as duas categorias.

O algoritmo foi testado em um conjunto de dezesseis imagens de diferentes voluntários e um exame qualitativo dos resultados indica boa precisão de segmentação. A Figura 13 ilustra imagem de entrada e a segmentação correspondente gerada com o uso do algoritmo automatizado, em que as camadas de tecido conjuntivo e as regiões de gordura/músculo foram identificadas com o uso do algoritmo automatizado.

Embora somente certos recursos da invenção tenham sido ilustrados e descritos no presente documento, muitas modificações e alterações irão ocorrer para aqueles elementos versados na técnica. Deve ser, portanto, entendido que as reivindicações em anexo se destinam a abranger todas as tais modificações e alterações dentro do escopo da invenção.

REIVINDICAÇÕES

1. SISTEMA PARA FORNECER TRATAMENTO À BASE DE ULTRASSOM NÃO INVASIVO PARA UMA REGIÃO DE INTERESSE, que compreende:

5 uma unidade de imageamento para imagear um ou mais tipos de tecidos na região de interesse;

 uma unidade de processamento de imagem que é configurada para identificar os um ou mais tipos de tecidos na região de interesse;

 um transdutor de ultrassom que é configurado para focalizar um
10 feixe de ultrassom para remover pelo menos uma porção dos tecidos identificados; e

 uma unidade controladora que controla uma entrega do feixe de ultrassom para a região de interesse.

2. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 1, em que a
15 unidade de imageamento compreende um transdutor de imageamento que constitui uma peça única com o transdutor de ultrassom.

3. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 1, que compreende adicionalmente um detector de cavitação.

4. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 1, em que o
20 detector de cavitação é configurado para operar em uma faixa de cerca de 1 MHz a cerca de 15 MHz.

5. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 1, que compreende adicionalmente uma unidade de controle de retroalimentação em associação operacional ao controlador.

25 6. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 1, em que a unidade processadora de imagem compreende um filtro de acentuação de tecido conjuntivo configurado para segmentar os tecidos conjuntivos.

7. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 1, em que o

transdutor de ultrassom é um transdutor de ultrassom focalizado de alta intensidade (HIFU).

8. SISTEMA, de acordo com a reivindicação 1, em que a unidade de processamento de imagem compreende um atlas de tecido.

5 9. MÉTODO PARA TRATAR UMA REGIÃO DE INTERESSE COM O USO DE ULTRASSOM, que compreende:

adquirir imagens de ultrassom da região de interesse;

identificar um ou mais tipos de tecidos nas imagens de ultrassom;

segmentar os tipos de tecidos nas imagens de ultrassom;

10 identificar os tecidos a serem removidos;

focalizar um feixe de ultrassom para remover pelo menos uma porção dos tecidos identificados; e

remover a porção dos tecidos identificados.

15 10. MÉTODO, de acordo com a reivindicação 9, em que identificar um ou mais diferentes tipos de tecidos na região de interesse compreende identificar texturas dos um ou mais diferentes tipos de tecidos.

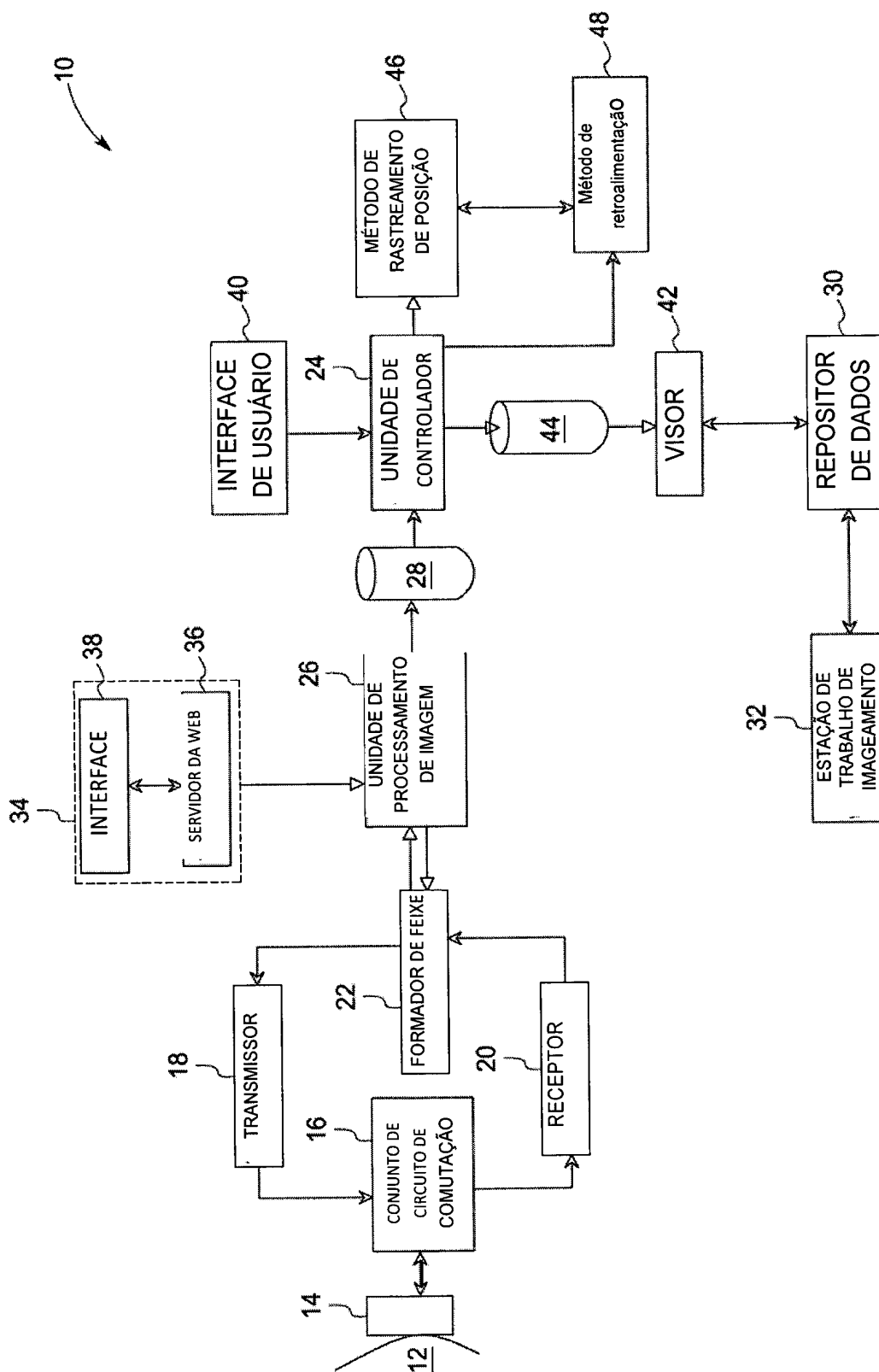


Fig.1

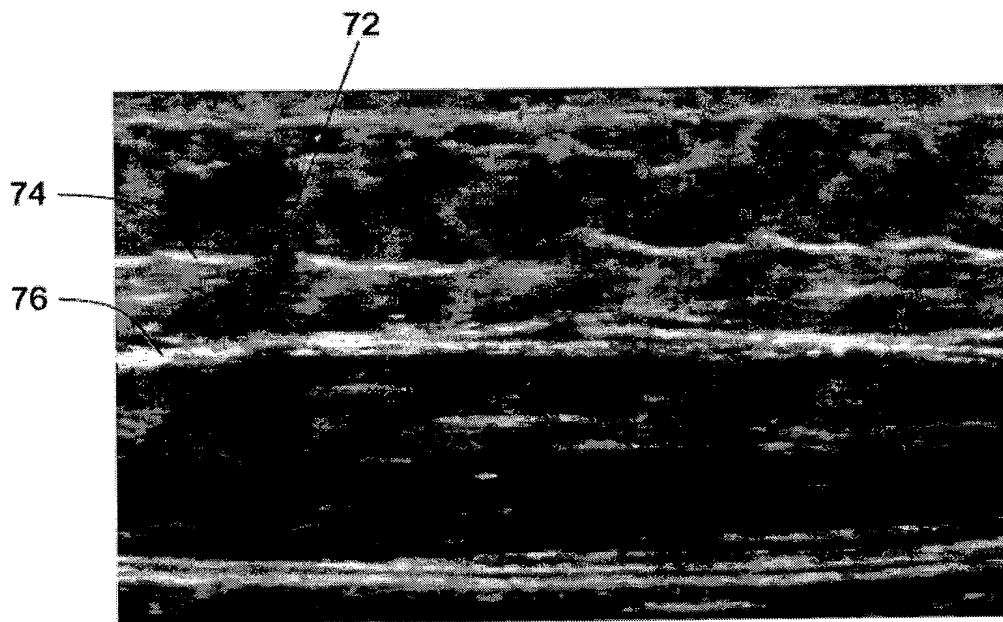
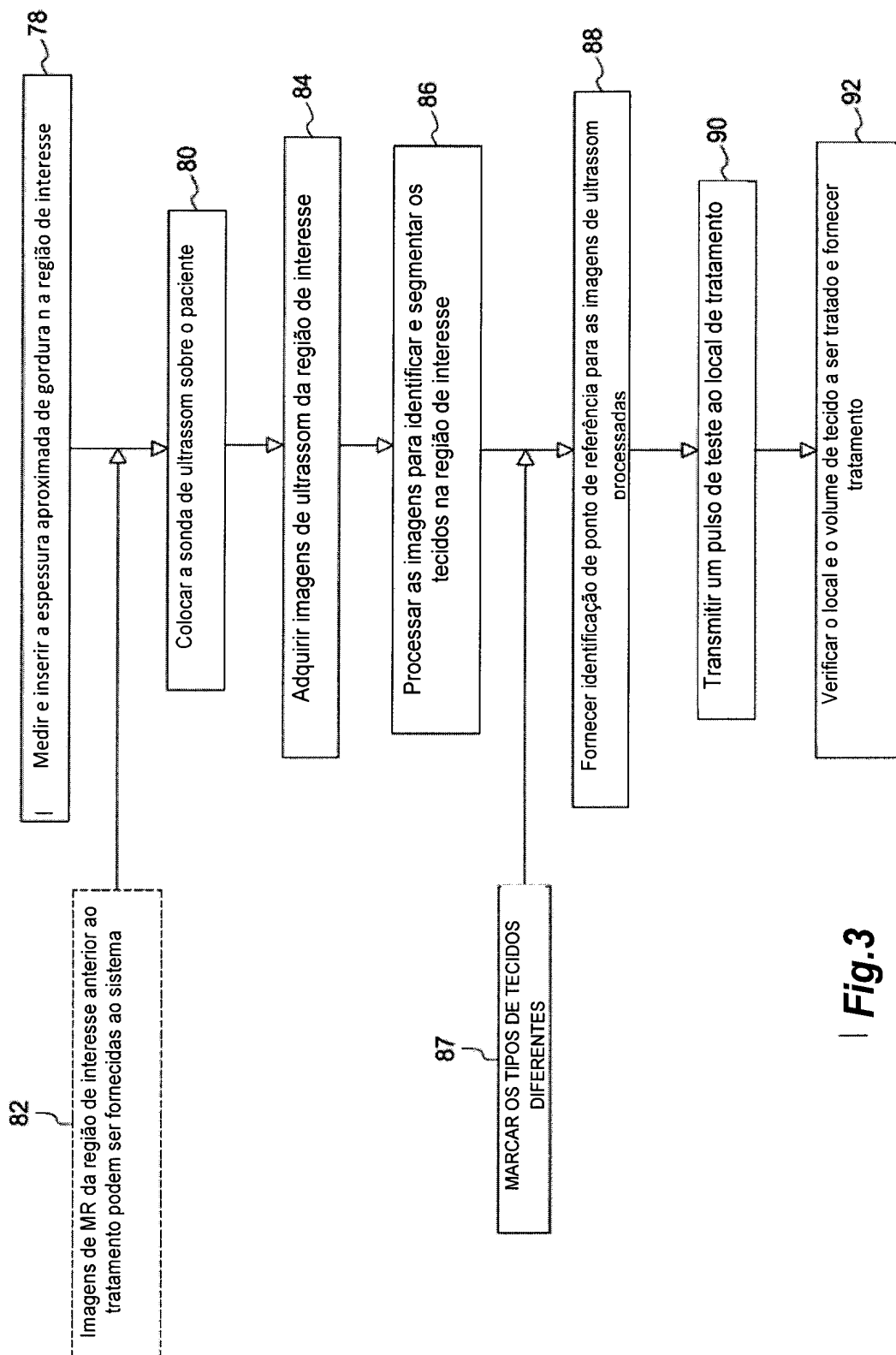


Fig.2



| Fig.3



Fig.4

Fig.5

Fig.6

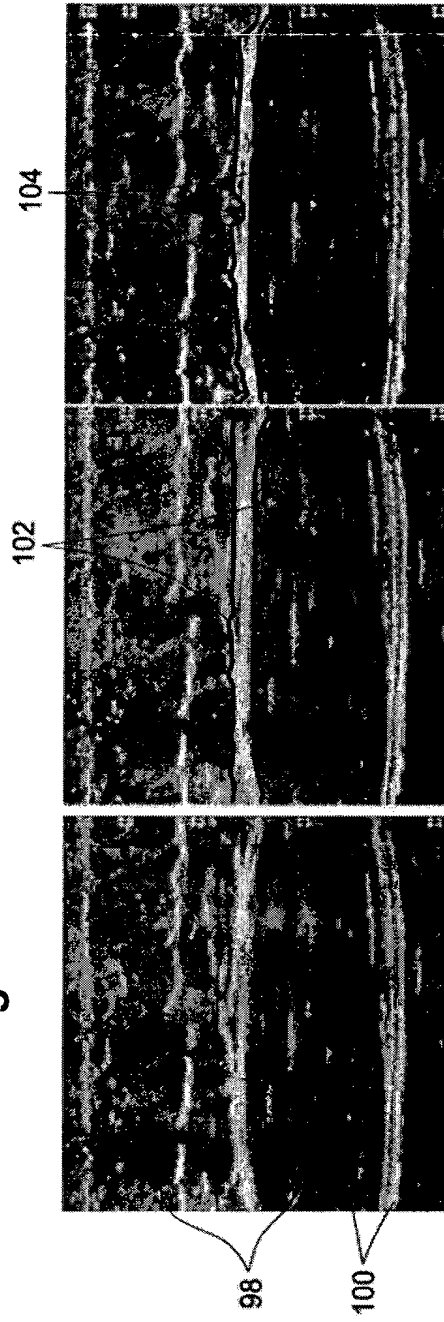


Fig.7

Fig.8

Fig.9

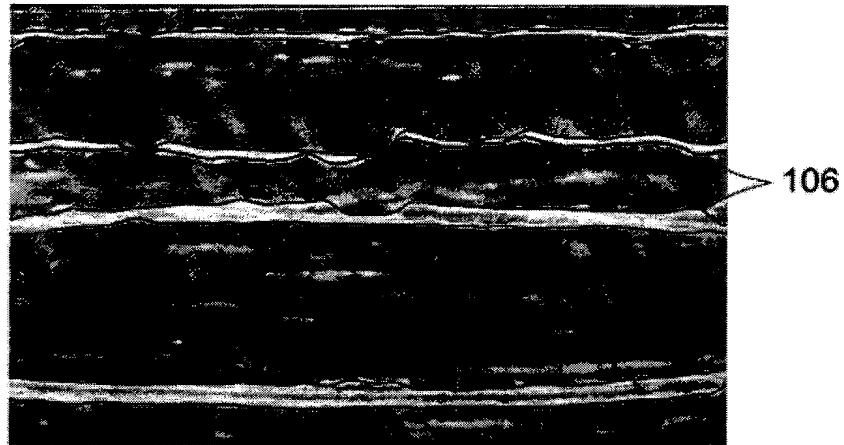


Fig.10

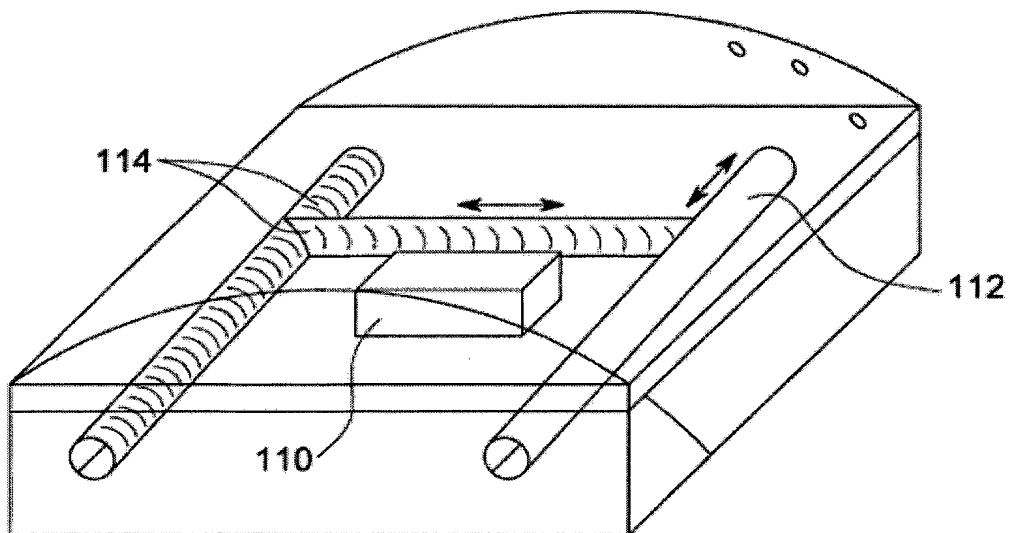
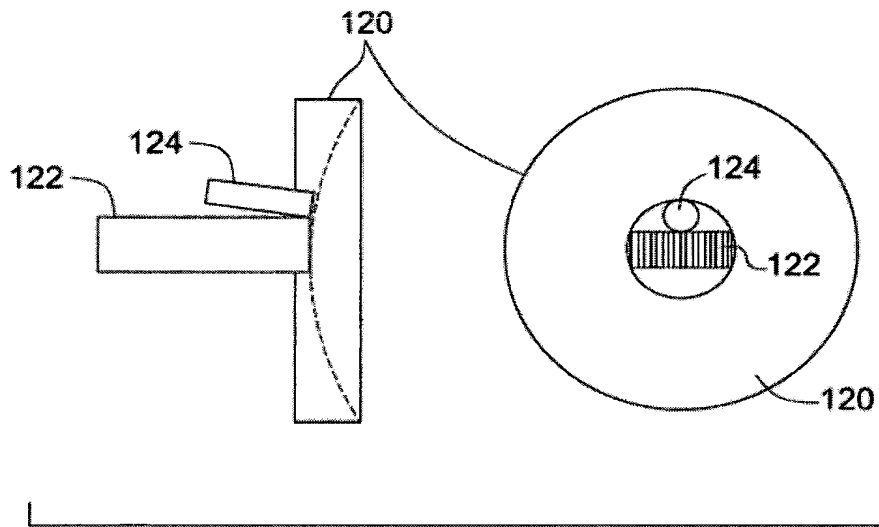
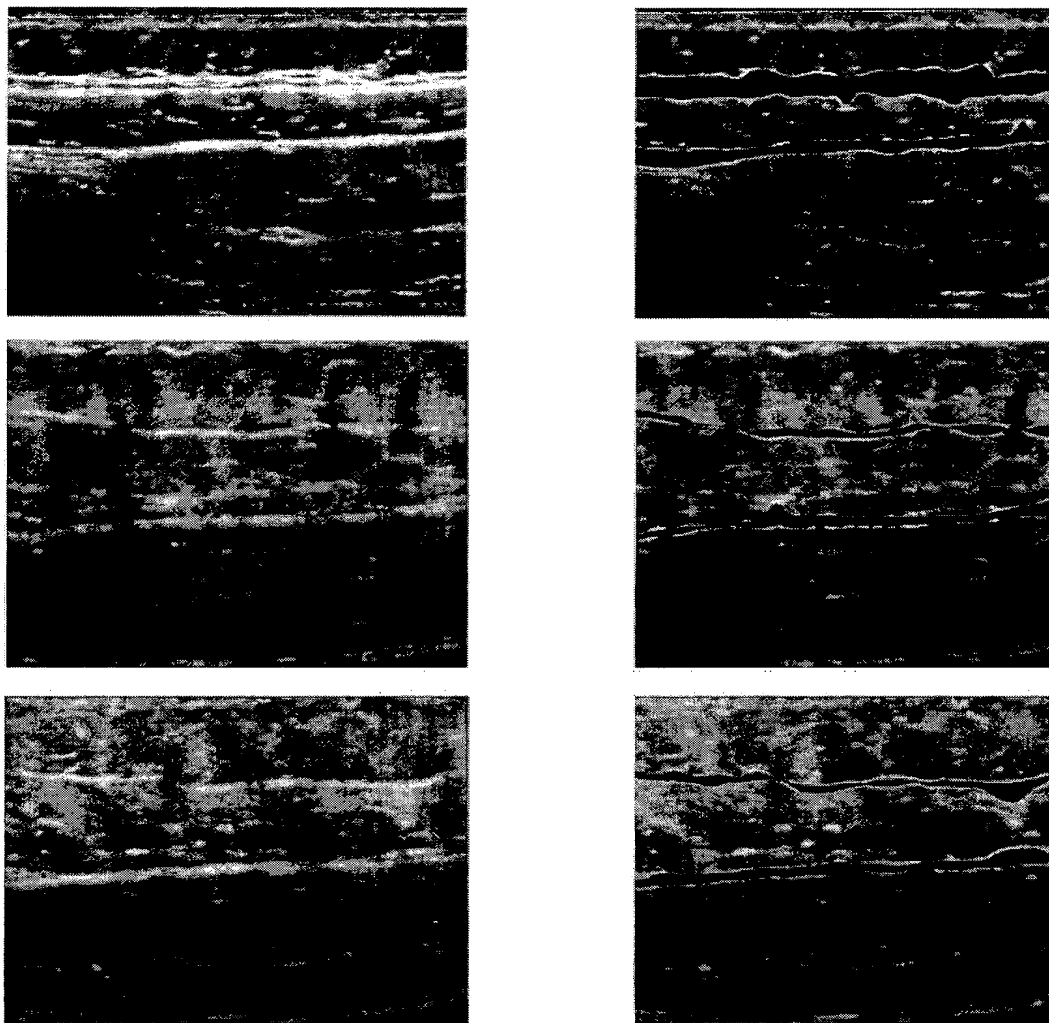


Fig.11

**Fig.12**

**Fig.13**

RESUMO**“SISTEMA PARA FORNECER TRATAMENTO À BASE DE ULTRASSOM
NÃO INVASIVO PARA UMA REGIÃO DE INTERESSE E MÉTODO PARA
TRATAR UMA REGIÃO DE INTERESSE COM O USO DE ULTRASSOM”**

5 Trata-se de um sistema para fornecer tratamento à base de
ultrassom não invasivo para uma região de interesse. O sistema compreende
uma unidade de imageamento para imagear um ou mais tipos de tecidos na
região de interesse, uma unidade de processamento de imagem que é
configurada para identificar os um ou mais tipos de tecidos na região de
10 interesse, um transdutor de ultrassom que é configurado para focalizar um feixe
de ultrassom para remover pelo menos uma porção dos tecidos identificados, e
uma unidade controladora que controla uma entrega do feixe de ultrassom para
a região de interesse.