

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

(21) **PI0707843-9 A2**



* B R P I 0 7 0 7 8 4 3 A 2 *

(22) Data de Depósito: 15/02/2007
(43) Data da Publicação: 10/05/2011
(RPI 2105)

(51) *Int.Cl.:*
A61N 7/00
A61N 1/32
A61B 17/00
A61B 19/00

(54) Título: **MÉTODOS PARA O TRATAMENTO DE TECIDO ADIPOSEO E DE TECIDO GORDUROSO EM UMA REGIÃO DE TECIDO ADIPOSEO SUBCUTÂNEO, E, APARELHO PARA O TRATAMENTO DE TECIDO ADIPOSEO E DE TECIDO GORDUROSO EM UMA REGIÃO DE TECIDO ADIPOSEO SUBCUTÂNEO**

(30) Prioridade Unionista: 16/02/2006 US 11/355,181

(73) Titular(es): Syneron Medical Ltd.

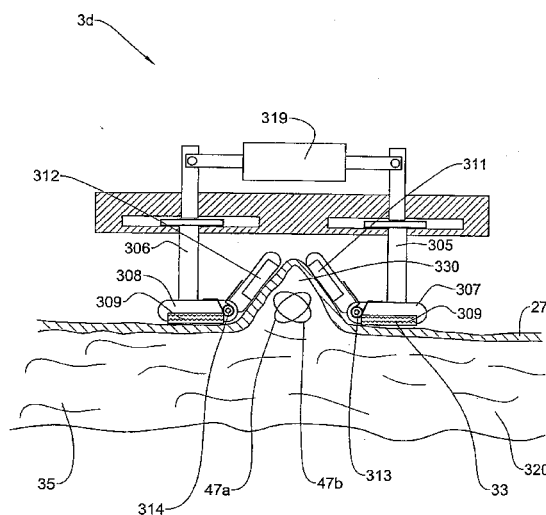
(72) Inventor(es): Avner Rosenberg, Michael Kreindel, Shimon Eckhouse

(74) Procurador(es): Momsen, Leonardos & CIA.

(86) Pedido Internacional: PCT IL2007000211 de 15/02/2007

(87) Publicação Internacional: WO 2007/093998 de 23/08/2007

(57) Resumo: METODOS PARA O TRATAMENTO DE TECIDO ADIPOSEO E DE TECIDO GORDUROSO EM UMA REGIÃO DE TECIDO ADIPOSEO SUB CUTÂNEO, E, APARELHO PARA O TRATAMENTO DE TECIDO ADIPOSEO E DE TECIDO GORDUROSO EM UMA REGIÃO DE TECIDO ADIPOSEO SUBCUTÂNEO A invenção fornece métodos e aparelhos (4) para o tratamento de tecido adiposo. Os métodos compreendem a aplicação de energia de ultra-som em uma região de tecido adiposo, e os aparelhos compreendem pelo menos uma fonte de energia de ultra-som (42a, 42b) configurada para energia de ultra-som direta através de uma superfície da pele no tecido adiposo subcutâneo. Em uma forma de realização, um gradiente de pressão é criado na região que gera o movimento relativo entre os constituintes da célula gordurosa tendo densidades diferentes. Em uma outra forma de realização, uma protrusão de pele e tecido adiposo subjacente contendo-a é formada e a energia de ultra-som é irradiada no tecido adiposo na protrusão. Em outra forma de realização, um campo elétrico RF é gerado dentro de uma região de tecido adiposo juntamente com a energia de ultra-som.





PI0707843-9

METODOS PARA O TRATAMENTO DE TECIDO ADIPOSEO E DE
TECIDO GORDUROSO EM UMA REGIÃO DE TECIDO ADIPOSEO
SUBCUTÂNEO, E, APARELHO PARA O TRATAMENTO DE TECIDO
ADIPOSEO E DE TECIDO GORDUROSO EM UMA REGIÃO DE TECIDO
5 ADIPOSEO SUBCUTÂNEO”

CAMPO DA INVENÇÃO

A invenção diz respeito aos métodos e aparelhos para a
redução de tecido adiposo (gorduroso).

LISTAS DE REFERÊNCIAS

10 As seguintes referências são apresentadas para facilitar a
descrição dos fundamentos da presente invenção, e não devem ser
interpretadas como limitativas do escopo ou capacidade de formação de
patente da invenção:

Patente US 5.143.063

15 Patente US 5.158.070

Pedidos de Patente US nos. 2005/0154431 e 2004/0106867

Patente US 6.607.498

Patente US 6.113.558

Patente US No. 6.889.090

20 Patente US No. 5.871.524

Patente US No. 6.662.054

S. Gabriel, R.W. Lau, and C. Gabriel, Phys. Méd. Biol. 41
(1996), pp 2251-2269

25 Luc Fournier and Be'la Joo's, Physical review 67, 051908
(2003)

Alster T.S. and Tanzi, E. L., The Journal of Cosmetic and
Laser Therapy. 2005; 7: 81-85

“Physical properties of tissue”, by Francis A. Duck, Academic
Press Ltd., 1990, p. 138.

“Physical properties of tissue”, by Francis A. Duck, Academic Press Ltd., 1990, p. 85.

Herve Isambert, Phys. Ver. Lett. 80, p 3404 (1998)

K. Y. Saleh and N. B. Smith, Int. J. Hyperthermia Vol. 20, NO. 1 (February 2004), pp. 7-31.

FUNDAMENTOS DA INVENÇÃO

A redução das camadas de gordura subcutâneas, ou tecido adiposo, é um tratamento estético para o qual existe uma demanda crescente. Um método, a lipossucção, é um tratamento invasivo muito agressivo que requer anestesia local ou geral, e o subsequente processo de cicatrização é muito longo e doloroso. Os métodos para a redução local não invasiva de gordura são baseados na liberação de energia eletromagnética ou de som através da pele dentro do tecido adiposo subcutâneo. O principal desafio com o tratamento não invasivo de tecido de gordura é transferir a energia através das camadas externas da pele, e concentrá-la no nível requerido no tecido de gordura com dano colateral mínimo às camadas de pele e tecidos corporais mais profundos.

A Patente US 5.143.063 descreve um método para a destruição de células gordurosas (adipócitos) no tecido adiposo subcutâneo, em que a energia radiante é focalizada nestas células. A energia radiante pode ser eletromagnética na faixa de microondas, ou ultra-som. O principal aparelho para a destruição celular é o calor gerado pela energia radiante. Apenas no volume focal está a densidade de energia elevada suficiente para a destruição da célula, enquanto fora do volume focal a densidade de energia é mais baixa do que o limite de dano. Não existe nenhuma seletividade específica para a destruição de células gordurosas, apenas uma seletividade geométrica criada pela focalização.

A Patente US 5.158.070 divulga o uso de pulsos de ultra-som de duração curta que são poderosos o suficiente para romper o tecido macio.

Os pulsos de ultra-som tendo uma frequência entre 3 MHz a 10 MHz e um comprimento de pulso de um μ sec a um msec são focalizados no tecido macio para efetuar o rompimento e destruição. Devido à aplicação de pulsos intensos curtos, efeitos mecânicos e não térmicos são supostos de serem responsáveis quanto a destruição do tecido.

O seguinte cálculo fornece uma estimativa com relação a pressão máxima da onda de ultra-som requerida para este rompimento celular. Adotando uma onda de ultra-som plana para que o tamanho da célula seja muito menor do que o comprimento, o deslocamento local $U(x)$ é fornecido por:

$$U(x) = U_{\max} \text{sen}(\omega t - kx)$$

onde U_{\max} é o deslocamento máximo fornecido por:

$$U_{\max} = \frac{V_{\max}}{\omega}$$

V_{\max} é a velocidade máxima, $\omega = 2\pi f$, f é a frequência do ultra-som, e k é o vetor de onda. Para uma onda plana, $\omega = kc$, onde c é a velocidade do som no tecido. Tomando o derivado de U com respeito a x , os esforços obtidos:

$$\frac{dU}{dx} = -k \frac{V_{\max}}{\omega} \cos(\omega t - kx) = \frac{-V_{\max}}{c} \cos(\omega t - kx)$$

O esforço máximo é V_{\max}/c . A resistência de uma membrana celular típica foi investigada, e foi observada que o estiramento de uma membrana celular em mais do que 2 % causa o seu rompimento, levando à necrose celular (Luc Fournier and Be'la Joo's, Physical review 67, 051908 (2003)). Isto corresponde a um esforço de 0,02. Visto que a velocidade do som em um tecido macio típico é de cerca de 1500 m/seg, para a ruptura de uma membrana celular, a V_{\max} deve ser mais de 30 m/seg. Com relação a uma onda plana, $V = P/Z$, onde P é a pressão e Z é a impedância acústica do

tecido, um valor típico para Z é $1,5 MR_{\text{Rayleigh}}$, de modo que P deva ser maior do que 45 MPa. Este número corresponde a um ultra-som muito intenso, que pode ser alcançado com um grau muito elevado de focalização, e que é obtível em frequências na faixa de alguns MHz. Por exemplo, o

5 Pedido de Patente US No. 2005/0154431, divulga a destruição do tecido adiposo gerado por HIFU (Ultra-som Focalizado de Alta Intensidade), com uma frequência típica de 1 a 4 MHz e uma pressão de cerca de 30 MPa, próxima da estimativa teórica de 45 MPa obtida acima.

Este método de ruptura celular também não é seletivo com

10 relação às células do tecido adiposo (adipócitos) porque a membrana adipócita não é mais fraca do que aquela das outras células. Também a forma e o tamanho da célula não entraram nas considerações acima. A este respeito, a destruição da célula mediante a ruptura da membrana celular é similar à destruição da célula mediante o aquecimento das células (hipertermia).

15 Nenhum método é seletivo com relação aos adipócitos, e qualquer seletividade no método conta com a geometria, isto é, focagem muito forte da radiação no tecido adiposo. Para ambos os métodos, um grau elevado de focagem produz um volume focal muito pequeno onde a destruição celular ocorre. Uma amplitude focal eficaz típica é alguns milímetros. Portanto, o

20 volume focal deve ser movido sobre a área tratada. Os Pedidos de Patente US Nos. 2005/154431 e 2004/0106867 divulgam um tal sistema.

Um outro efeito físico do ultra-som focalizado que pode causar a lise celular, é a cavitação. As cavitações são pequenas bolhas, partindo de centros pequenos iniciais de nucleação gasosa, que são impelidas pela fase de

25 pressão negativa da onda de ultra-som. A taxa de geração e desenvolvimento das cavitações é um aumento da função da amplitude da pressão, portanto, um aumento da função da densidade de força do ultra-som. Sob certas condições críticas, as bolhas entram em colapso violentamente, gerando em sua vizinhança ondas de choque e jatos de fluido que podem destruir as células.

Em ambientes líquidos, especialmente em soluções aquosas, existe evidência de que o colapso das cavitações causa necrose e apoptose celular. A patente US 6.607.498 divulga a focagem de energia de ultra-som sobre o tecido adiposo para causar cavitações e lise do tecido adiposo. A patente US 5 6.113.558 divulga a aplicação de ultra-som pulsado focalizado, que causa cavitações, para o tratamento não invasivo dos tecidos. Esta última patente contém uma lista de possíveis aplicações, que incluem a indução de apoptose e necrose, lise coagulante e tratamento de câncer. Esta patente inclui um estudo sobre a geração de cavitações e sobre a otimização da amplitude de pulso e taxa de repetição de pulso para maximizar as cavitações. O limite de cavitação para uma solução tamponante não submetida a retirada de gás e sangue está na faixa de 1000 a 1500 W/cm², enquanto para os fluidos submetidos a retirada de gás o limite se eleva para 2000/Wcm². A frequência de ultra-som nestas experiências foi de 750 kHz. O dano de cavitação não é seletivo da célula, e pode ser induzido em muitos tipos de células. O limite de cavitação é muito elevado, e pode ser esperado ser muito mais elevado dentro do tecido adiposo, visto que a maior parte do volume de tecido é gordura (vacúolos de lipídeo). Quando com tratamento térmico e ruptura mecânica das células por ultra-som, também com cavitação, um grau elevado de focagem é requerido para garantir o único tratamento do tecido selecionado (seletividade geométrica). Existe uma outra razão para a importância de focagem no tratamento de cavitação: As cavitações absorvem o ultra-som muito fortemente. Portanto, se as cavitações forem criadas próximas do aplicador, isto é, entre a região focal e o transdutor de radiação de ultra-som (por exemplo, na pele), então a maior parte da energia de ultra-som será dissipada e não alcançará o tecido alvo no volume focal. Para impedir que isto ocorra, a focagem deve ser suficiente para garantir uma intensidade acima do valor mínimo para cavitação no volume focal, enquanto a intensidade em outros tecidos entre o transdutor e o volume focal deve ficar abaixo do limiar para a

cavitação.

Além do ultra-som e da radiação de microondas, a aplicação de energia de RF (Rádio Frequência) pode afetar as camadas de pele e subcutâneas. A Patente US No. 6.889.090 divulga a aplicação de energia de RF para o tratamento de pele. A Patente US no. 5.871.524, descreve a aplicação de energia radiante através da pele à uma camada subcutânea subjacente ou camadas do tecido macio mais profundas. A principal fonte de energia é a RF. Uma aplicação de RF bipolar, tal como descrita na Patente US No. 6.889.090, é preferível sobre a RF unipolar. Visto que nas correntes de RF unipolar fluem através dos canais não controlados no corpo, e podem causar dano indesejável.

A energia de RF é aplicada ao corpo através de dois eletrodos de condução aplicados na pele entre os quais uma voltagem alternada é acionada. A corrente de RF flui de acordo com a lei de Ohm através dos tecidos condutores, gerando calor, que pode afetar o tecido. A condutividade das camadas de pele é uma ordem de magnitude maior do que aquela do tecido de gordura. A condutividade da pele típica é de cerca de 0,4S/m e aquela do tecido adiposo é de cerca de 0,04S/m nas frequências de RF entre 100 kHz e 10 MHz (S. Gabriel, R.W. Lau, and C. Gabriel, Phys. Méd. Biol. 41 (1996), pp 2251-2269). Portanto, a maior parte da corrente flui através das camadas de pele, que é boa para os tratamentos de pele, por exemplo, remoção de cabelo e rejuvenescimento da pele. No entanto, é menos eficiente para o tratamento das camadas adiposas mais profundas.

A Patente US no 6.662.054 divulga a aplicação de pressão negativa (vácuo) em uma região da pele, de modo que esta região protraia para fora da pele circundante, e a aplicação de energia de RF para a protrusão através dos eletrodos. Sob pressão negativa, a trajetória entre os eletrodos de RF é maior ao longo da pele do que através das camadas subcutâneas. Portanto, mais energia de RF é liberada nas camadas subcutâneas do que

através da pele. Um sistema comercial com base na patente US 6.662.054 tem comprovado eficiente para o tratamento de celulites (TINA S., ALSTER & ELIZABETH L.TANZI, The Journal of Cosmetic and Laser Therapy, 2005; 7: 81-85). A celulite é clinicamente manifestada por contornos irregulares na pele ou ondulações da pele. É causada pelo excesso de retenção do tecido adiposo dentro de septos fibrosos. A irregularidade da pele é proporcional à gordura subcutânea projetada dentro da derme superior.

A maior parte do volume de um adipócito é ocupada por uma gota de fluido de gordura, conhecida como um vacúolo de lipídeo. O diâmetro típico da célula é de 50 a 100 μm . Ele tende a 100 μm no tecido adiposo da pessoa obesa. Entre o vacúolo de lipídeo e a membrana celular, está o citoplasma. Tipicamente a amplitude do citoplasma é de apenas alguns micrômetros e não é uniforme ao redor do vacúolo de lipídeo. Pode estar na faixa abaixo de 1 μm em uma região da célula e de 3 a 5 μm em outras regiões.

As propriedades físicas macroscópicas de tecido adiposo, a densidade de massa e a velocidade do som, são dominadas pelo material do vacúolo de lipídeo, que ocupa a maior parte do volume do tecido nas células gordurosas maduras que são as células a serem tratadas na redução da camada de gordura. As propriedades físicas do fluido do vacúolo de lipídeo são desta maneira quase idênticas àquelas do tecido de gordura. A densidade de tecido adiposo é de cerca de 10 % mais baixa do que aquela de os outros tecidos corporais. De acordo com “Physical properties of tissue”, by Francis A. Duck, Academic Press Ltd., 1990, p. 138, a densidade de tecido adiposo é de 916 kg/m^3 , enquanto aquela dos fluidos corporais e tecido macio são acima de 1000 kg/m^3 (isto é, acima da densidade de água). A densidade da derme é de cerca de 1100 kg/m^3 , enquanto aquela dos músculos é de 1040 kg/m^3 . O citoplasma e o fluido intercelular são soluções aquosas de modo que sua densidade é esperada ser similar àquela de outros fluidos corporais e tecidos

macios, isto é, na faixa de 1020 a 1040 kg/m³. A velocidade do som é de cerca de 1430 m/seg no tecido, comparado com 1530 m/seg com relação a pele, na temperatura corporal normal. Além do mais, na página 85 da referência de Duck, a inclinação da curva de velocidade do som versus temperatura com relação a gordura é completamente diferente daquela de outros fluidos corporais. Para a gordura, a velocidade do som diminui com o aumento da temperatura, caindo para 1400 m/seg a 40 °C, enquanto aquela da água e de outros fluidos corporais se eleva com a temperatura, e é de cerca de 1520 m/seg a 40 °C com relação a água e mais elevada com relação aos fluidos corporais e tecidos macios diferentes da gordura.

Um modelo básico das propriedades elétricas das células no nível microscópico pode ser observado em Herve Isambert, Phys. Ver. Lett. 80, p 3404 (198). A membrana celular é um condutor elétrico fraco e portanto se comporta essencialmente como um capacitor local após aplicação de um campo elétrico através da célula. A carga da membrana celular sob a aplicação de campo elétrico externo gera uma tensão nestas membranas, produzindo esforço que depende das propriedades elásticas da célula, e que na intensidade aumentada pode romper a membrana celular, um fenômeno conhecido com “eletroporação”.

SUMÁRIO DA INVENÇÃO

A presente invenção fornece métodos e aparelhos para o tratamento de tecido adiposo (gorduroso). Como aqui usado, o termo “tratamento de tecido adiposo” inclui tais procedimentos como destruição de gordura, indução de necrose da gordura, indução de apoptose da gordura, redistribuição de gordura, redução do tamanho de adipócito (célula gordurosa) e tratamento de celulite.

Os aparelhos da invenção incluem pelo menos um transdutor de ultra-som configurado para ser aplicado a uma superfície de pele e para irradiar energia de ultra-som através da pele no tecido adiposo subcutâneo. Os

métodos da invenção incluem o direcionamento do tecido adiposo através da camada da pele no tecido adiposo subcutâneo.

Uma forma de realização da invenção se baseia em uma nova descoberta de que os gradientes de pressão de energia de ultra-som podem levar ao tratamento seletivo das células de tecido adiposo. Sem desejar ser limitado por uma teoria particular, acredita-se que o tratamento ou destruição das células de tecido adiposo por gradientes de pressão gerados pela energia de ultra-som é devido às diferenças entre a densidade de massa do lipídeo e aquela dos outros constituintes dos adipócitos. Como explicado abaixo, um gradiente de pressão no tecido adiposo capaz de tratar ou destruir as células do tecido adiposo pode ser gerado usando um transdutor de ultra-som moderadamente focalizado.

Em uma outra forma de realização da invenção, a pele e uma região do tecido adiposo subjacente são preparadas para protrair para fora da superfície da pele circundante. A energia de ultra-som é depois direcionada ao tecido adiposo na protrusão. A protrusão pode ser formada, por exemplo, pela aplicação de uma pressão negativa (vácuo) na região de pele ou pela manipulação mecânica da região da pele. O aparelho deste aspecto da invenção inclui um aplicador adaptado para fazer com que uma região da pele protraia acima da região da pele circundante e um ou mais transdutores de ultra-som que irradiam energia de ultra-som preferivelmente dentro da protrusão.

Em mais uma outra forma de realização da invenção, a energia de ultra-som e a energia de RF são direcionadas para dentro do tecido adiposo. O aparelho deste aspecto da invenção inclui um aplicador tendo pelo menos um par de eletrodos de RF e pelo menos um transdutor de ultra-som.

A presente invenção fornece métodos e aparelho para o tratamento de adipócitos. Um aspecto da invenção se baseia em uma nova descoberta de que os gradientes de pressão de energia de ultra-som podem

resultar em tratamento seletivo das células de tecido adiposo. Sem desejar ser limitado por uma teoria particular, acredita-se que o tratamento seletivo de células do tecido adiposo por gradientes de pressão gerados pela energia de ultra-som é devido às diferenças entre a densidade de massa do lipídeo e aquela dos outros constituintes dos adipócitos.

Quando a energia de ultra-som for direcionada a uma célula gordurosa, para freqüências de menos do que cerca de 1 MHz, o comprimento de onda da onda de ultra-som é de cerca de 1,5 mm, muito maior do que as dimensões da célula gordurosa, que são de 50 a 100 μm . Para uma onda acústica plana que se propaga através do tecido tendo amplitude de pressão P_{max} , a freqüência angular ω e o vetor de onda $k = 2\pi/\lambda$, onde λ é o comprimento de onda, a pressão $p(x,t)$ é:

$$p(x,t) = P_{\text{max}} \text{sen}(\omega t - kx) \quad (1)$$

Desprezando-se a viscosidade, o movimento dos fluidos pode ser calculado a partir da equação de Euler:

$$\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \nabla) \vec{v} = -\frac{1}{\rho} \nabla p \quad (2)$$

Onde v é o vetor de velocidade, e ρ é a densidade de massa do fluido. Para pequenas velocidades (comparadas com a velocidade do som c) o termo $(v \cdot \nabla)v$ pode ser desprezado e a velocidade é proporcional ao gradiente de pressão. Para a onda plana de equação 1, visto que o movimento é apenas na direção x :

$$\frac{\partial v}{\partial t} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} = \frac{P_{\text{max}} k}{\rho} \cos(\omega t - kx) \quad (3)$$

A velocidade é:

$$v(x,t) = \frac{P_{\text{max}} k}{\rho \omega} \text{sen}(\omega t - kx) \quad (4)$$

E o deslocamento do fluido é:

$$U(x, t) = -\frac{kP_{\max}}{\rho\omega^2} \cos(\omega t - kx) \quad (5)$$

Esta é a fórmula para uma onda acústica plana, e para uma tal onde $\omega = kc$ e kP_{\max} é o gradiente de pressão.

Fazer com que o ρ_{li} seja a densidade do fluido do vacúolo de lípido, e ρ_{cy} a densidade do fluido do citoplasma em um adipócito. As respectivas amplitudes dos deslocamentos podem ser calculadas usando a equação (5) e substituindo as densidades correspondentes:

$$U_{li} = \frac{kP_{\max}}{\rho_{li}\omega^2} \quad U_{cy} = \frac{kP_{\max}}{\rho_{cy}\omega^2}$$

E o movimento relativo dos dois fluidos é dado por:

$$\Delta U = U_{li} - U_{cy} = \frac{kP_{\max}}{\omega^2} \left(\frac{1}{\rho_{li}} - \frac{1}{\rho_{cy}} \right) \quad (7)$$

Exemplo numérico:

Tomando os valores típicos para os adipócitos, $\rho_{li} = 916 \text{ kg/m}^3$, $\rho_{cy} = 1020 \text{ kg/m}^3$, e tomando $P_{\max} = 4 \text{ MPa}$, $\omega = 2\pi f$, $f = 250 \text{ kHz}$ e $c = 1400 \text{ m/seg}$, $k = \omega/c = 1122 \text{ m}^{-1}$, o resultado é $\Delta U = 0,2 \text{ }\mu\text{m}$. O significado físico é que o fluido de citoplasma, que é um fluido “minoritário” no tecido adiposo, oscila sob estas condições com respeito ao fluido “majoritário, o vacúolo de lípido, com uma amplitude de $0,2 \text{ }\mu\text{m}$. A pressão de $P_{\max} = 4 \text{ MPa}$ corresponde à densidade do fluxo de força de $P^2/2Z = 6,2 \text{ MW/m}^2 = 620 \text{ W/cm}^2$ e a um gradiente de pressão máxima de $kP_{\max} = 4,5 \text{ GPa/m}$.

Um deslocamento relativo de $0,2 \text{ }\mu\text{m}$ é significativo na escala de dimensões celulares. A camada citoplásmica nos adipócitos possui uma espessura de poucos micrômetros, em algumas regiões da célula ainda abaixo de $1 \text{ }\mu\text{m}$. Mais especificamente, existem regiões da célula onde além de um comprimento de $5 \text{ a } 10 \text{ }\mu\text{m}$ a largura do citoplasma muda de abaixo de um

micrômetro a poucos micrômetros. Nas regiões mais estreitas, o movimento do fluido do citoplasma é amortecido pela viscosidade, enquanto nas regiões mais amplas o citoplasma é mais livre para se mover. Sob as condições deste exemplo, existe uma diferença de deslocamento de cerca de $0,2 \mu\text{m}$ sobre um comprimento de 5 a $10 \mu\text{m}$, que significa um esforço de $0,04$ a $0,02$. Visto que a membrana celular forma fronteira com o citoplasma, a membrana celular também é submetida a este esforço, que está acima do limite para ruptura da membrana.

Um outro efeito que pode ser associado com o movimento relativo acima de fluidos adipócitos é o aquecimento seletivo do citoplasma. A viscosidade fará com que um pouco da energia cinética seja convertida em calor. Visto que o citoplasma é um fluido minoritário no tecido de gordura e visto que o vacúolo de lipídeo possui condutância térmica fraca, o calor gerado seletivamente elevará a temperatura do citoplasma e da membrana celular que forma fronteira com ele, e pode resultar em necrose ou apoptose celular, diretamente pela elevação da temperatura local na membrana, ou pela diminuição de sua resistência na temperatura elevada.

Para uma onda não plana, a kP_{Max} na equação 7 deve ser substituída pelo gradiente de pressão mais geral, ∇P , de acordo com a equação de Euler. É conhecido o uso de focagem da energia de ultra-som para gerar densidades de energia muito elevadas em um volume focal. Ele ajuda de duas maneiras: primeira, facilita a produção de densidades de energia elevadas por um transdutor de ultra-som, e, segundo, gera seletividade geométrica para o efeito desejado no volume focal. No entanto, deve ser observado que a focagem, especialmente a focagem forte, intensifica a pressão máxima substancialmente mais do que o gradiente de pressão. Como um exemplo limitativo, um transdutor esférico gerará em seu centro uma pressão máxima muito elevada, mas gradiente de pressão zero, uma manifestação do fato de que no centro o fluido não se movimenta. A focagem

pode ser descrita fisicamente como uma superposição das ondas planas. A amplitude de pressão é um escalar, e no foco as fases das ondas planas são idênticas, portanto, a pressão no foco é uma soma escalar das amplitudes de pressão. No entanto, o gradiente de pressão, e o deslocamento que é proporcional a este gradiente (pela equação de Euler), são vetores, por esse motivo seu vetor somado a amplitude é sempre menor do que a soma das magnitudes. Mais especificamente, com relação a focagem forte, a radiação de ultra-som surge no foco das direções com grandes desvios angulares, reduzindo a soma de vetor do gradiente de pressão e do deslocamento de fluido. Portanto, de acordo com a invenção, é preferível limitar a focagem de modo a intensificar o gradiente de pressão à custa da amplitude de pressão no foco, de modo que os efeitos seletivos sobre a célula gordurosa serão obtidos sem os efeitos indesejados associados com a pressão elevada, tais como cavitações.

Assim, em seu primeiro aspecto, a presente invenção fornece um método para o tratamento de tecido adiposo em uma região de tecido adiposo subcutâneo compreendendo a aplicação direcionada de pelo menos uma fonte de energia de ultra-som à uma superfície da pele para gerar um gradiente de pressão na região, dito gradiente de pressão gerando movimento relativo entre os constituintes das células gordurosas tendo diferentes densidades, o movimento relativo tendo intensidade suficiente para motivar um tratamento das células gordurosas.

Em seu segundo aspecto, a invenção fornece um método para o tratamento do tecido adiposo em uma região de tecido adiposo subcutâneo compreendendo:

- a. a formação de uma protrusão da pele e tecido adiposo subjacente contendo a região; e
- b. a radiação de energia de ultra-som na região.

Neste terceiro aspecto, a invenção fornece um método para o

tratamento de tecido gorduroso em uma região de tecido adiposo subcutâneo que compreende:

- a. a radiação de energia de ultra-som na região; e
- b. a geração de um campo elétrico de RF dentro da região.

5 Em um outro de seus aspectos, a invenção fornece um aparelho para o tratamento de tecido adiposo em uma região de tecido adiposo subcutâneo compreendendo pelo menos uma fonte de energia de ultra-som configurada para direcionar a energia de ultra-som através de uma superfície da pele para gerar um gradiente de pressão na região, dito gradiente de
10 pressão gerando movimento relativo entre os constituintes da célula gordurosa tendo diferentes densidades com intensidade suficiente para motivar o tratamento das células gordurosas.

Em outro de seus aspectos, a invenção fornece um aparelho para o tratamento de tecido adiposo em uma região de tecido adiposo
15 subcutânea compreendendo:

- a. um dispositivo configurado para formar uma protrusão de pele e tecido adiposo subjacente contendo a região; e
- b. pelo menos uma fonte de energia de ultra-som configurada para irradiar energia de ultra-som na região.

20 Em mais um outro de seus aspectos, a invenção fornece um aparelho para o tratamento de tecido gorduroso em uma região de tecido adiposo subcutâneo que compreende:

- a. uma fonte de energia de ultra-som configurada para direcionar a energia de ultra-som através de uma superfície da pele em uma
25 região de tecido adiposo subcutâneo; e
- b. pelo menos dois eletrodos acionados por uma fonte de energia de RF para gerar campo de RF dentro de dita região de tecido adiposo.

Em outro de seus aspectos, a invenção fornece um método

para o tratamento de tecido adiposo em uma região de tecido adiposo subcutâneo que compreende:

- a. a formação de uma protrusão de pele e tecido adiposo subjacente contendo a região;
- 5 b. a radiação de energia de ultra-som na região; e
- c. a geração de um campo elétrico de RF dentro do tecido adiposo.

Em mais outro de seus aspectos, a invenção fornece um aparelho para o tratamento de tecido adiposo em uma região de tecido adiposo subcutâneo compreendendo:

- 10 a. um dispositivo configurado para formar uma protrusão de pele e tecido adiposo subjacente contendo a região;
- b. pelo menos uma fonte de energia de ultra-som configurada para irradiar a energia de ultra-som na região; e
- 15 c. pelo menos dois eletrodos de RF e um condutor de RF configurado para produzir um campo elétrico de RF dentro da protrusão.

BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

De modo a entender a invenção e observar como ela pode ser realizada na prática, as formas de realização preferidas agora serão descritas, por meio de exemplos não limitativos apenas com referência aos desenhos acompanhantes, em que:

a Fig. 1 mostra o “ângulo de visão” de um transdutor de ultra-som e soma vetorial dos gradientes de pressão;

a Fig. 2 mostra um aparelho para a redução de tecido adiposo de acordo com uma forma de realização da invenção;

a Fig. 3 mostra um aplicador, incluindo um transdutor de ultra-som para uso no sistema da Fig. 1;

as Figs. 4a e 4b mostram as curvas de nível de distribuição de pressão gerados por um transdutor de ultra-som de fase uniforme plana;

a Fig. 5 mostra um aplicador configurado para irradiar a energia de ultra-som em uma protrusão corporal criada pela pressão negativa;

5 a Fig. 6 mostra o aplicador da Fig. 5 fornecido com um grau de liberdade com relação ao transdutor de ultra-som para girar e adaptar à protrusão;

as Fig. 7a e 7b mostram um aplicador configurado para irradiar a energia de ultra-som em uma protrusão corporal criada pela manipulação mecânica da pele;

10 a Fig. 8 mostra um aplicador, incluindo pelo menos um transdutor de ultra-som e pelo menos um par de eletrodos de RF;

a Fig. 9 mostra um aplicador incluindo pelo menos um transdutor de ultra-som e pelo menos um par de eletrodos de RF configurados para fornecer RF e energia de ultra-som no tecido adiposo em uma protrusão criada pela manipulação mecânica da pele;

15 a Fig. 10 mostra um aplicador incluindo pelo menos um transdutor de ultra-som e pelo menos um par de eletrodos de RF, configurados para fornecer RF e energia de ultra-som no tecido adiposo em uma protrusão criada pela pressão negativa (vácuo); e

20 a Fig. 11 mostra esquematicamente uma disposição alternativa dos eletrodos de RF com respeito aos transdutores de ultra-som.

DESCRIÇÃO DETALHADA DAS FORMAS DE REALIZAÇÃO PREFERIDAS DA INVENÇÃO

25 De acordo com a invenção, baseado nas considerações acima, um aparelho para a destruição seletiva de células gordurosas incluirá um transdutor de ultra-som, que é moderadamente focalizado. Referindo-se à Fig. 1, um transdutor de ultra-som 21 possui um ponto focal 22. O ângulo de visão α das bordas do transdutor a partir do ponto focal se correlaciona com a focagem em uma maneira muito generalizada: Quanto maior α tanto maior a focagem. O deslocamento e o gradiente de pressão no foco gerado pelas

ondas vindas das bordas do transdutor, é a soma vetorial do vetor 24a e do vetor 24b produzindo o vetor 25. A magnitude do vetor 25 é a magnitude do vetor 24a multiplicada por $2\cos(\alpha/2)$ (adotando 24a é igual a 24b). Para $\alpha = 120^\circ$ este fator é 1, comparado com um fator de 2 para a soma escalar da pressão no mesmo ponto. Isto é, para α grande a pressão é intensificada pela focagem muito maior do que o gradiente de pressão. Portanto, para obter a redução de gordura seletiva de acordo com a invenção, o ângulo α é limitado. Os valores preferidos são $\alpha < 120^\circ$, mais preferidos $\alpha < 90^\circ$.

De acordo com a invenção, com base na equação 7, para a destruição seletiva de células gordurosas, é preferível irradiar o ultra-som em frequências baixas, preferivelmente mais baixas do que 1 MHz, mais preferível abaixo de 300 kHz. O exemplo numérico acima demonstrou que a 250 kHz o gradiente de pressão máxima de 4,5 GPa/m é esperado para seletivamente danificar as células gordurosas. Para a focagem moderada isto corresponde a uma densidade de fluxo de energia de cerca de 700 W/cm^2 , que é mais baixa do que o limite para cavitação, que é preferivelmente evitada de acordo com a invenção.

A operação pulsada é um outro meio de acordo com a invenção para a intensificação dos efeitos seletivos do ultra-som para a destruição celular. Os pulsos curtos com intensidade elevada geram esforço elevado nas membranas celulares devido aos gradientes de alta pressão, enquanto a força média é baixa o suficiente para impedir o dano não seletivo mediante o aquecimento excessivo dos tecidos. Da mesma forma, para a seletividade de aquecimento de citoplasma e membranas celulares pela viscosidade, é preferível aplicar pulsos intensos curtos, visto que este efeito de aquecimento da viscosidade não é linear. Os parâmetros típicos podem ser: comprimento de pulso entre 10 μsec e 10 msec, mais preferível entre 100 μsec e 1 msec.

A taxa de repetição de pulso é preferivelmente comparada com

o comprimento de pulso para gerar um rendimento de energia de 1 % a 1- %. A energia média é preferivelmente controlada pela força e rendimento máximos, de modo a controlar o aquecimento dos tecidos. Embora o efeito básico não seja térmico, algum aumento na temperatura pode ser desejado, visto que reduz a resistência das células. Preferivelmente o aquecimento de tecido acima da temperatura corporal normal é mantido abaixo de 44 °C, uma temperatura conhecida como o limite da dor. O aquecimento de tecido controlado de acordo com a invenção pode ser obtido a partir da energia de ultra-som, mais preferivelmente, a energia de RF é aplicada ao volume tratado como detalhado abaixo.

As taxas de amplitude de pulso e repetição de pulso são preferivelmente selecionadas para serem tanto quanto possíveis daquelas ideais para cavitações nos tecidos tratados. Como divulgado na Patente US nº 6.113.558, existe um comprimento de pulso e freqüência de repetição de pulso ideais para gerar cavitações, que devem preferivelmente ser evitadas. Estas condições ideais para cavitações podem depender do tipo de tecido e suas condições (tais como temperatura). Portanto as condições de cavitação mínimas específicas podem requerer alguma comparação com o local tratado. Um sensor de cavitação pode ser incluído no sistema para auxiliar na descoberta das condições mínimas de cavitação. A detecção de cavitações pode ser baseada na detecção de reflexões intensificadas na freqüência de ultra-som transmitida ou pela detecção de radiação de ultra-som pela metade da freqüência transmitida, que é uma indicação conhecida de cavitações.

As diferenças nas velocidades do som entre o vacúolo de lipídeo e outros fluidos no tecido gorduroso são devidas às diferenças na capacidade de compressão. Em temperatura elevada, a diferença aumenta (“Physical properties of tissue”, by Francis A. Duck, Academic Press Ltd., 1990, p. 85, Fig. 4.1). Por exemplo, a velocidade do som em 40 °C para a gordura e outros fluidos corporais é de 1400 m/s e 1520 m/s, respectivamente.

Os respectivos valores de capacidade de compressão adiabáticos são $\beta = 5,6 \times 10^{-10}$ e $\beta = 4,2 \times 10^{-10}$. Assim, sob estas condições, a gordura é mais compressível do que outros fluidos corporais em 30 %. No entanto, as pressões elevadas são requeridas para tirar partido disto. Por exemplo, uma
5 pressão de $P = 10$ MPa gerará uma mudança de volume relativa $\Delta V/V = 5,6 \times 10^{-3}$ e $\Delta V/V = \beta P = 4,2 \times 10^{-3}$ para o lipídeo e citoplasma respectivamente. A diferença entre os fluidos é de $1,4 \times 10^{-3}$, que sobre uma escala de tamanho de célula típico (50 a 100 micrômetros) causará um movimento relativo de cerca de 0,1 μm . Para comparação, o efeito de diferença da densidade de massa
10 produziu movimento de cerca de 0,2 μm em uma pressão mais baixa de 4 MPa.

De acordo com um aspecto da invenção, pelo menos um transdutor de ultra-som configurado para ser aplicado à uma superfície de pele, irradia energia de ultra-som através da pele nas camadas de gordura
15 subcutâneas para efetuar o movimento relativo entre os constituintes de células gordurosa e causar necrose ou apoptose da células de gordura. De acordo com a invenção, um transdutor plano tendo uma fase uniforme sobre sua superfície é usado, ou um transdutor moderadamente focalizado com foco fixo, ou uma disposição de transdutor planejada, que possa produzir um foco
20 moderado e possa ser eletronicamente explorado dentro do tecido gorduroso para cobrir um grande volume de tratamento.

Como explicado acima, quase todas as aplicações de ultra-som com energia elevada da técnica anterior utilizam um grau muito elevado de focagem, para intensificar a relação entre o dano desejado no tecido alvo e o
25 dano indesejado nas camadas de entrada (entre o transdutor e o alvo). No entanto, visto que de acordo com a presente invenção a sintonização é para o dano seletivo das células gordurosas, a focagem moderada é utilizada. A focagem moderada pode reduzir os efeitos de cavitação indesejáveis embora não reduza a ruptura da célula. Isto é atribuído ao fato de que as cavitações

dependem da magnitude de pressão da onda de ultra-som (mais especificamente, sobre a magnitude de pressão negativa) e não sobre o gradiente de pressão.

5 Em um outro de seus aspectos, a invenção fornece um método e aparelho para a liberação de energia de ultra-som no tecido adiposo subcutâneo. De acordo com este aspecto da invenção, a pele e uma região do tecido adiposo subjacente são preparadas para protrair para fora da superfície da pele circundante. A energia de ultra-som é depois direcionada ao tecido adiposo na protrusão. A protrusão pode ser formada, por exemplo, pela
10 aplicação de uma pressão negativa (vácuo) na região da pele ou pela manipulação mecânica da região da pele. O aparelho deste aspecto da invenção inclui um aplicador adaptado para fazer com que uma região da pele se protraia acima da região da pele circundante e um ou mais transdutores de ultra-som que irradia energia de ultra-som preferivelmente em dita protrusão.

15 A criação de uma região de protrusão de pele e tecido adiposo subjacente e a radiação da energia de ultra-som preferivelmente paralela ou próxima da paralela sobre a superfície da pele sem protrusão, possui a vantagem de que a radiação é preferencialmente direcionada no tecido gorduroso dentro da protrusão enquanto muito menos energia de ultra-som é
20 direcionada em outros tecidos corporais. Isto reduz os riscos de dano indesejável aos tecidos corporais profundos que podem ser muito mais sensíveis à energia de ultra-som, tais como pulmões, e reduz a dor que é conhecida ser efetuada quando a radiação de ultra-som de alta intensidade aquece os ossos. Um aparelho preferível de acordo com a invenção pode
25 incluir pelo menos dois transdutores de ultra-som com a superposição de volumes focais irradiados dentro do tecido adiposo. As fases relativas da radiação emitida de dito transdutores podem ser controladas para a maximização dos gradientes de pressão em locais selecionados dentro do tecido tratado.

Em outro de seus aspectos, a presente invenção fornece um método e aparelho para o tratamento de tecido adiposo subcutâneo. O método compreende direcionar a energia de ultra-som e energia de RF ao tecido adiposo. O aparelho deste aspecto da invenção inclui um aplicador tendo pelo menos um par de eletrodos de RF e pelo menos um transdutor de ultra-som. O Pedido de Patente US co-pendente do requerente 11/189.129 divulga a combinação da energia de ultra-som de alta frequência e energia de RF nos tratamento de rejuvenescimento da pele. Este pedido divulga a geração de uma condutividade de RF mais elevada mediante o aquecimento do volume de tecido selecionado por ultra-som focalizado, e aplicação de RF no corpo que preferencialmente fluirá através da trajetória de condutividade elevada. No entanto, a situação com o tecido adiposo é muito mais complexa, devido às grandes diferenças nas propriedades mecânicas, elétricas e térmicas da maioria do fluido de vacúolo de lipídeo e a minoria dos fluidos do citoplasma e intracelulares. A condutividade elétrica total dentro do tecido é composta de condutividade ôhmica direta do fluido intracelular, e da condutividade ôhmica dos fluidos dentro das células em série com a capacitância da membrana celular (que é um condutor fraco). Visto que nas células adiposas maduras, a maior parte do volume celular é enchida com fluido fracamente condutores do vacúolo de lipídeo, a maior parte da corrente flui nos canais estreitos do citoplasma e do fluido intracelular. Assim, embora tanto a energia de RF quanto a energia de ultra-som são conhecidas serem fracamente absorvidas no tecido gorduroso, a maior parte da energia absorvida vai para as camadas muito finas de fluidos entre os vacúolos de lipídeo, que ocupam uma fração muito pequena do volume de tecido gorduroso. Embora na média, uma quantidade relativamente pequena de energia é absorvida no tecido adiposo, a energia específica transferida para os volumes pequenos de citoplasma e fluido intracelular pode ser elevada. O fato de que a membrana celular forma fronteira com estes fluidos torna o investimento de energia nestes fluidos

muito eficaz para a destruição da membrana celular, seguido pela necrose e apoptose da célula. O aquecimento seletivo destes fluidos pode ser obtido mediante a exploração da diferença nas propriedades de fluido celular, como debatido acima. A energia de RF e a energia de ultra-som se combinam nestes

5 fluidos específicos do tecido gorduroso, assim os efeitos desejados são intensificados sem aumentar o perigo de dano colateral que pode ser produzido em outros tecidos, especialmente na pele através da qual a energia é liberada, se a energia de um único tipo for aumentada para obter o mesmo

10 efeito. A combinação de energia de ultra-som e energia de RF é mais eficaz em diversas maneiras. O aquecimento do tecido por ultra-som aumenta a condutividade de RF, de modo que mais energia é liberada pela RF, e o aquecimento total reduz a resistência celular. Nas células adiposas, estes efeitos são concentrados principalmente nas camadas finas do citoplasma, assim é mais eficaz para a destruição de células gordurosas e a seletividade é

15 intensificada pela combinação. A combinação de energia de ultra-som e RF também aumenta o esforço sobre a membrana celular gordurosa, visto que tanto o ultra-som quanto a RF induzem tal esforço sobre as células gordurosas. A onda de ultra-som gera um esforço nas membranas celulares gordurosas como debatido acima. Os campos elétricos da RF também geram

20 esforço devido ao carregamento das membranas (ver, por exemplo, Herve Isambert, Supra). A aplicação simultânea de RF e ultra-som sobre o mesmo volume de tecido produz um esforço combinado. No tecido adiposo ambos os efeitos se concentram no citoplasma fino e na membrana adjacente dos adipócitos. Esta combinação pode reduzir a intensidade requerida de cada

25 fonte de energia, de modo que o risco de dano colateral pode ser reduzido.

Em uma forma de realização preferida deste aspecto da invenção, pelo menos um transdutor de ultra-som e pelo menos dois eletrodos de RF são aplicados na protuberância. Uma região da pele e tecido adiposo subjacente a ser tratada é preparada para protrair acima da superfície da pele

circundante. A energia de RF pode ser aplicada antes ou durante a formação da protuberância para pré-aquecer o tecido. A energia de RF pode ser aplicada antes e/ou pelo menos parcialmente de forma simultânea com a energia de ultra-som. Quando esta protrusão for criada, os transdutores são acionados para irradiar a energia de ultra-som nos tecidos em protrusão. A energia de RF é aplicada ao tecido através de pelo menos dois eletrodos, que são ou condutivos para injeção direta ou correntes com a pele, ou insultada por uma camada fina de material de isolamento para o acoplamento capacitivo de energia ao tecido.

10 A aplicação de energias de RF e ultra-som em uma região de protrusão de pele permite o tratamento de tecido adiposo subcutâneo e celulites.

A Fig. 2 mostra um aparelho 4 para aplicação de ultra-som ao tecido adiposo subcutâneo de acordo com uma forma de realização da invenção. Um aplicador 3, a ser descrito com detalhes abaixo, contém um ou mais transdutores de ultra-som. O aplicador é adaptado para ser aplicado na pele de um indivíduo 5 em uma região da pele e tecido adiposo subjacente a serem tratados. O aplicador 3 é conectado a uma unidade de controle 1 através de um arnês 2. A unidade de controle 1 inclui uma fonte de energia 8. A fonte de energia 8 é conectada a um condutor de ultra-som 6. A unidade de controle 1 contém um processador 9 para monitorar e controlar várias funções do sistema. A unidade de controle 1 possui um dispositivo de entrada, tal como um teclado 10 que permite um operador entrar no valores selecionados no processador 9 dos parâmetros do tratamento, tais como a frequência, duração de pulso e intensidade da energia de ultra-som a ser direcionada ao tecido adiposo.

O aplicador 3 pode opcionalmente conter um ou mais pares de eletrodos de RF além dos transdutores de ultra-som. Neste caso, o fornecimento de energia 8 é conectado a um gerador de RF 15 que é

conectado aos eletrodos de RF no aplicador 3 através de arames no arnês 2. Quando os eletrodos de RF são incluídos no aplicador 3, o processador 9 pode monitorar a impedância elétrica entre os eletrodos e determinar a distribuição de temperatura nos arredores do alvo a partir das medições de impedância. O sistema 1 pode opcionalmente incluir meios de esfriamento para o esfriamento da superfície da pele durante o tratamento. Por exemplo, a unidade de controle pode conter uma unidade de refrigeração 12 que esfria um fluido tal como etanol ou água para o esfriamento do aplicador 3. O fluido esfriado flui da unidade de refrigeração 12 até o aplicador através de um primeiro tubo no arnês 2, e flui do aplicador 3 de volta à unidade de refrigeração através de um segundo tubo no arnês 2.

A unidade de controle pode também incluir uma bomba a vácuo 18 para a evacuação de uma câmara interior no aplicador 3, de modo a fazer com que uma região da superfície da pele protraia acima da superfície circundante. A bomba 18 é conectada a uma câmara interior do aplicador 3 por um tubo flexível de borracha de vácuo no arnês 2, como explicado abaixo.

De acordo com um aspecto da invenção, o aplicador 3 é configurado para liberar energia de ultra-som à uma região de tecido adiposo subcutâneo que gera um gradiente de pressão na região que rompe seletivamente as células gordurosas na região.

A Fig. 3 mostra uma forma de realização 3a do aplicador 3. O aplicador 3a inclui pelo menos um transdutor de ultra-som 37. O transdutor é conectado através de um arnês, preferivelmente um arnês coaxial no arnês 2, ao condutor de ultra-som 6 na unidade de controle 1. Em uso, o transdutor de ultra-som é ligado à superfície da pele 27, preferivelmente com gel de ultra-som ou outro material transmissor de ultra-som, e gera um volume focal 33 que prolonga o ponto focal ao redor 22 dentro do tecido adiposo subcutâneo 35. De acordo com um aspecto da invenção, o ângulo de visão α 23 é limitado para maximizar a relação de gradiente de pressão para a pressão no volume

focal. Os valores preferidos são $\alpha < 120^\circ$, mais preferíveis $\alpha < 90^\circ$. A unidade de controle 1 aciona o transdutor de ultra-som em uma intensidade que produz no gradiente de pressão de volume focal de 0,5 GPa/m a 50 GPa/m, mais preferível entre 2 GPa/m a 15 GPa/m. Preferivelmente, a radiação de ultra-som está em uma frequência mais baixa do que 1 MHz, mais preferível abaixo de 300 kHz. A operação pulsada do transdutor é preferível, os comprimentos de pulso preferidos sendo entre 10 μ sec e 10 msec, mais preferidos entre 10 μ sec e 1 msec. A taxa de repetição de pulso é preferivelmente comparada com o comprimento de pulso para gerar um rendimento de força de 1 % a 10 %.

10 O transdutor de ultra-som das formas de realização 3a pode ser plano com fase uniforme sobre sua superfície de irradiação. Esta forma de realização possui a vantagem de simplicidade tanto do transdutor quanto dos eletrônicos de acionamento. Um transdutor de fase uniforme plano gera uma distribuição de pressão, que possui um máximo em uma região focal, onde a
15 pressão pode alcançar mais do que 1,5 vez do que na superfície do transdutor. A Fig. 4 mostra um exemplo específico para um transdutor plano com uma área de radiação de 20 x 20 mm. Nos diagramas da Fig. 4, o eixo x é paralelo à superfície do transdutor enquanto o eixo z é normal à superfície do transdutor. A origem está no centro do transdutor. As dimensões estão em
20 mm. A Fig. 4(a) é calculada para frequência de ultra-som de 180 kHz, e 4(b) para 250 kHz. Os números de curva de nível são pressões, normalizadas em uma pressão unitária sobre a superfície do transdutor. Visto que a focagem é muito pequena, as curvas de nível de gradientes de pressão na região focal (não mostradas) são muito próximas às curvas de nível de pressão. A escolha
25 da frequência de ultra-som controla a distância da face de transdutor no máximo, e que assim determina a profundidade do tratamento. Na Fig. 4(a), a região 29a de pressão máxima possui uma amplitude de 1,68, e está localizada entre $z = 10$ mm a $z = 20$ mm. Para uma frequência de 250 kHz com a mesma área de irradiação, a pressão máxima é 1,66 e se move para uma região 29b

entre $z = 16$ mm e $z = 32$ mm, ainda a partir da face do transdutor, como mostrado na Fig. 4(b). É também preferível selecionar a espessura da camada entre a superfície de irradiação e a pele de modo que a superfície de pele esteja em uma região de mínimo de intensidade de radiação. A pele humana é tipicamente de 1,5 a 2,5 mm de espessura. Referindo-se novamente à Fig. 4(a), as curvas de nível de pressão mínima estão em uma distância de até cerca de 4 mm a partir da superfície de irradiação. Mediante o revestimento da face do transdutor com uma camada de material tendo impedância acústica próxima daquela dos tecidos humanos e tendo uma espessura de cerca de 4 mm, uma relação de cerca de 1,66 entre a pressão máxima no tecido adiposo subcutâneo e a pressão máxima na pele é obtida.

Um transdutor curvado e/ou transdutor com uma lente que produz focagem fixa mais forte pode ser aplicado de acordo com a invenção. Uma outra forma de realização terá o transdutor 37 produzido como uma disposição em fases, com um condutor planejado em fases de múltiplos canais na unidade de controle 1. Um exemplo de um sistema de ultra-som de disposição em fases, com uma descrição detalhada de tecnologia de disposição em fases de alta intensidade como conhecida na técnica, pode ser observada no documento por K. Y. Saleh and N. B. Smith, Int. J. Hyperthermia vol. 20, NO. 1 (February 2004), pp. 7-31. Um aparelho com base na disposição em fases é mais complicado tanto no transdutor quanto nos eletrônicos de acionamento. No entanto, possui as seguintes vantagens:

- a. Controle do grau de focagem.
- b. Controle da profundidade e posição do volume focal.
- c. Possível varredura do volume focal dentro de um volume selecionado do tecido.

Pelo menos um elemento da disposição, ou qualquer transdutor pequeno adicional nas formas de realização da disposição, pode ser um sensor compreendendo um receptor que é aplicado à metade da frequência de

transmissão para detectar a geração de cavitações no tecido corporal, e/ou aplicado na frequência transmitida para detectar a reflexibilidade intensificada a partir do tecido corporal rijo ou a partir das cavitações. De acordo com o rendimento deste sensor, a unidade de controle 1 varia as propriedades de
5 ultra-som irradiadas (comprimento, taxa de repetição e intensidade de pulso) para minimizar seus efeitos indesejáveis. Uma forma de realização de disposição em fases também permite o posicionamento do volume focal longe do tecido rijo e/ou redução da focagem para reduzir as cavitações.

A forma de realização 3a do aplicador possui a vantagem de
10 simplicidade, no entanto, visto que a focagem é limitada, existe um risco de que a energia de ultra-som residual entrará mais profundamente no corpo e atingirá o tecido sensível tal como os pulmões e efetuará dano indesejável. Da mesma forma, se esta energia de ultra-som residual atingir os ossos, poderá causar dor. Para reduzir estes riscos, as formas de realização de 3b a 3g
15 podem ser usadas. Estas formas de realização exploram a flexibilidade muito elevada do tecido gorduroso, e se baseiam na geração de uma protrusão fora da superfície corpora e na ligação de pelo menos um transdutor de ultra-som nesta protrusão. Este transdutor irradia preferivelmente em uma direção paralela até a superfície do corpo não transtornada, ou pelo menos tão
20 próxima quanto possível deste ângulo ideal. Sob estas condições, o tecido adiposo dentro da protrusão é exposto preferencialmente, embora muito menos radiação chega no tecido corporal mais profundo. Estas formas de realização podem ser baseadas nas manipulações mecânicas e/ou na aplicação de pressão negativa (vácuo) como detalhado abaixo.

25 A Fig. 5 mostra a forma de realização 3b do aplicador 3. O aplicador 3b é mostrado em corte transversal na Fig. 5 e inclui uma cúpula oca 40 tendo uma câmara interior 41. Pelo menos um transdutor de ultra-som 42a e possivelmente mais transdutores, tais como 42b, são localizados na câmara interior 41. A cúpula 40 é aplicada na pele e uma pressão negativa é

gerada na câmara interior 41 mediante o bombeamento do ar para fora através do orifício de escapamento 4 pela bomba a vácuo 18 localizada na unidade de controle 1, que é conectada à câmara interior por um tubo flexível de borracha de vácuo 46 no arnês 2. Devido a pressão negativa, o tecido corporal 45 incluindo a pele e tecido subcutâneo 35, é sugado no volume 41, assim protraindo acima da superfície da pele circundante. Esta sucção se aplica na superfície da pele nos transdutores de ultra-som 42a e 42b. Os transdutores são conectados através dos arneses 48a e 48b no arnês 2 ao condutor de ultra-som 6 na unidade de controle 1. Os arneses podem incluir arneses coaxiais para o acionamento dos transdutores e opcionalmente para transmitir sinais de saída dos sensores localizados no aplicador 3b, tais como sensores de temperatura ou sensores de ultra-som, ao processador 9 na unidade de controle 1 para o processamento pelo processador 9.

Os transdutores de ultra-som 42a e 42b possuem volumes focais 47a e 47b localizados preferivelmente na parte de protrusão da camada de tecido adiposo 35. O transdutor de ultra-som pode ser de qualquer tipo descrito acima para a forma de realização 3a. Um transdutor de fase uniforme plano, tendo o padrão de radiação com detalhado na Fig. 4, é aplicado com seleção apropriada das dimensões e frequência para obter a intensidade máxima dentro do tecido adiposo na protrusão. Qualquer transdutor de foco fixo pode também ser aplicado com o volume focal preferivelmente nesta região. De acordo com uma forma de realização preferida, o transdutor 42a (e também 42b se incluído) será uma disposição em fases como descrito para o aplicador 3a. A disposição em fases focalizará a radiação na região ideal da protrusão, ou examinará o tecido adiposo dentro da protrusão. Embora a disposição em fases seja mais complicada, possui a vantagem de liberação ideal de energia no tecido adiposo na protrusão com energia residual mínima que vai para outros tecidos.

Em uma forma de realização preferida, pelo menos dois

transdutores 42a, 42b são usados de modo que seus volumes de intensidade máxima 47a e 47b se sobreponham. Preferivelmente as fases dos transdutores são controladas, e comparadas em uma maneira que maximiza a intensidade de ultra-som na sobreposição de volumes ou para maximizar os gradientes de pressão. O transdutor 42a (e o transdutor 42b e assim como quaisquer outros transdutores quando presentes) é preferivelmente orientado na câmara interior 41 de modo que a direção da radiação de ultra-som do transdutor é precisa para ser paralela à superfície da pele fora da protrusão. Nesta orientação, a penetração da energia de ultra-som aos tecidos e órgãos internos abaixo da camada adiposa subcutânea é reduzida ou eliminada. Uma outra forma de realização criará esta direção preferida de radiação mediante a construção de um transdutor que irradia em um ângulo à sua superfície. Este ângulo pode ser fixado e produzido pela inserção de um material com velocidade do som apropriada à frente do transdutor, ou por um ângulo de radiação variável de uma disposição em fases, controlada pela unidade 1.

Um sensor de pressão pode ser incluído dentro da câmara interior 41. Neste caso, a unidade de controle 1 pode ser configurada para acionar os transdutores de ultra-som 42a e 42b quando a pressão medida estiver dentro de uma faixa predeterminada. A propagação da radiação de ultra-som do transdutor no tecido pode ser monitorada pela medição da impedância elétrica do transdutor, isto é, pela medição da voltagem AC e corrente sobre o transdutor. As variações na transmissão de força do transdutor são manifestadas pelas mudanças na relação de voltagem-corrente sobre o transdutor.

A área de irradiação de cada um dos transdutores 42a e 42b pode ser, por exemplo, entre 5 x 5 mm a 50 x 50 mm, mais preferivelmente entre 10 x 20 mm a 20 x 40 mm, dependendo do volume do tecido a ser tratado.

A Fig. 6 mostra uma forma de realização 3c do aplicador 3 em

que os transdutores 42a e 42b são deixados em um grau de liberdade de modo que eles possam adquirir uma orientação que se amolda à superfície da pele na protrusão. Na forma de realização da Fig. 6, pelo menos um transdutor de ultra-som, ou os dois transdutores de ultra-som 42a e 42b são montados sobre as articulações 52a e 52b respectivamente, e removidos na direção do centro pelas respectivas molas 55a e 55b. Os arneses elétricos 48a e 48b são flexíveis, de modo que os transdutores são livres para girar ao redor das articulações 52a e 52b. A pressão negativa é criada dentro da câmara interior 41 como explicado acima com referência à Fig. 5. Quando o tecido for sugado para dentro da câmara interior 41, ele empurra os transdutores 42a e 42b contra a força das molas 55a e 55b, assim fazendo com que eles girem sobre as articulações 52a e 52b contra a força das molas 55a e 55b. A direção da radiação acústica máxima (direção do feixe) do transdutor 42a é indicada na Fig. 6 pelo raio 58, criando um ângulo β com o normal 57 com a superfície da pele sem protrusão. Como explicado acima com referência à Fig. 5, o ângulo β é preferivelmente tão próximo quanto possível de 90° (isto é, a radiação é precisa para ser paralela à superfície da pele sem protrusão). Na forma de realização 3c, o ângulo β depende das propriedades dos tecidos no sítio de tratamento e dos parâmetros controláveis, tais como amplitude da pressão negativa, seu tempo de aplicação e as constantes de mola das molas 55a e 55b. Quanto mais próximo o ângulo β for de 90° , tanto mais baixa a quantidade de energia que atravessa o tecido adiposo 35 e invade outros tecidos mais profundos dentro do corpo.

O(s) transdutor(es) de ultra-som de forma de realização 3c pode(m) ser qualquer um daqueles aplicáveis na forma de realização 3a e 3b. Quando uma disposição em fases for usada, a fase de cada elemento é controlada por um circuito de acionamento eletrônico na unidade de controle 1, de modo que o volume focal possa ser dirigido facilmente pelo controle eletrônico da disposição em uma região desejada dentro do tecido adiposo.

Quando os transdutores 42a e 42b na forma de realização 3c do aplicador 3 foram disposições planejadas em fases, um codificador de ângulo pode se associado com cada uma das articulações 52a e 52b para determinar a orientação dos transdutores 42a e 42b. O ponto focal desejado pode então ser determinado de acordo com a sua orientação, e a unidade de controle 1 planejará em fases a disposição para levar o volume focal àquela posição dentro do tecido gorduroso. A escala de tempo do bombeamento a vácuo está entre 50 mseg e 1 seg, que é também a escala de tempo da variação dos ângulos dos transdutores, embora o ponto focal possa ser mudado dentro de algumas dezenas de microssegundos para a localização desejada. Uma outra vantagem importante de uma disposição em fases é a capacidade de examinar um volume selecionado dentro do tecido adiposo, mediante o controle eletrônico da fase dos elementos da disposição. A varredura eletrônica é rápida, e pode cobrir um grande volume dentro do tempo de bombeamento típico. Da mesma forma, o grau de focagem pode ser controlado pelos eletrônicos.

Em uma outra forma de realização, a geração da protrusão de pele e tecido adiposo subjacente é feita pela manipulação mecânica da superfície da pele. Esta forma de realização evita a necessidade de sistema de vácuo como é requerido quando a protrusão for formada pela pressão negativa.

A Fig. 7 mostra um exemplo de uma forma de realização 3d do aplicador 3 que libera uma manipulação mecânica de uma superfície da pele de modo a gerar uma região de protrusão do tecido da pele e tecido adiposo subjacente. O aplicador 3d inclui um elemento de base 300, que pode se conectado a um arnês (não mostrado). Os sulcos 301 e 302 são fornecidos dentro do elemento de base 300 em que as barras 303 e 304, respectivamente, podem ser mover lateralmente. Os bastões 305 e 306 são ligados nas barras 303 e 304, respectivamente. As placas 307 e 308 são conectadas na

extremidade inferior dos bastões 305 e 306, respectivamente. A superfície inferior destas placas é preferivelmente áspera ou coberta com um material de alta fricção adequado 309 de modo a intensificar a fricção e reduzir o deslizamento sobre a pele. Os transdutores de ultra-som 311 e 312 são ligados às placas 307 e 308 respectivamente através das articulações 313 e 314 respectivamente de modo a ficar livre para girar ao redor das articulações. As molas 315 e 316 deslocam os transdutores, 311 e 312, respectivamente em direção à superfície da pele 27. Na extremidade superior dos bastões 305 e 306, os bastões 317 e 318, respectivamente, são conectados. Os bastões 317 e 318 são acionados por um acionador 319.

A forma de realização 3d possui dois transdutores de ultra-som, dispostos simetricamente. Isto é por meio de exemplo unicamente e um manipulador mecânico não simétrico com apenas um transdutor ou mais do que dois transdutores pode ser usado com requerido em qualquer aplicação.

A forma de realização 3d do aplicador 3 é utilizada para criar uma protrusão de uma superfície da pele como se segue. As placas 309 e 310 são aplicadas na superfície da pele 27 em um local a ser tratado, com mostrado na Fig. 7a. O acionador 319 puxa os bastões 305 e 306 para dentro juntamente com as placas 307 e 308 e os transdutores 311 e 312. Como mostrado na Fig. 7b, devido ao coeficiente elevado de fricção entre a camada 309 e a superfície da pele, o tecido corporal 320 é empurrado acima de modo a formar uma protrusão 330. As molas 313 e 314 são designadas de modo que o impulso que elas exercem sobre os transdutores 311 e 312 seja baixo o bastante para permitir que os transdutores girem ao redor das articulações 313 e 314, respectivamente, de modo a permitir a formação da protrusão, enquanto ao mesmo tempo, garantindo bom acoplamento de energia de ultra-som a partir dos transdutores 311 e 312 na superfície da pele 27. Após a protrusão ter sido formada, os transdutores 311 e 312 irradiam energia de ultra-som no tecido corporal, para efetuar a redução da gordura nos volumes

focais 47a e 47b no tecido adiposo subcutâneo 35. Os transdutores de ultra-som podem estar contidos dentro das placas 307 e 308. Neste caso, é desejável permitir um grau de liberdade de movimento para estas placas, para deixá-las se adaptar à protrusão quando ela se forma, ou livremente, ou por forçá-las girar simultaneamente com o movimento lateral.

As placas 307 e 306 e/ou os transdutores 311 e 312 podem ser curvadas em qualquer forma desejada de modo a obter uma protrusão tendo uma forma desejada. Os transdutores 311 e 312 da forma de realização 3d podem ser qualquer um daqueles aplicáveis para as outras formas de realização, 3a-3c, isto é, transdutores planares, transdutores de foco fixo ou transdutores da disposição em fases. Se uma disposição em fases for usada, em uma maneira similar à forma de realização 3c (Fig. 6), um codificador de posição é preferivelmente adicionado nas articulações 313 e 314, e a posição focal eletronicamente igualada com a orientação dos transdutores.

O aparelho 4, com o aplicador 3b ou 3c ou 3d, pode ser configurado para liberar a energia de ultra-som à uma região de tecido adiposo subcutâneo de modo a gerar um gradiente de pressão na região que rompe as células na região. Visto que este efeito é obtido usando a focagem moderada da radiação de ultra-som em um volume de tecido adiposo subcutâneo a ser tratado, quando a superfície da pele adjacente é preparada para protrair acima da superfície circundante, uma força maior pode ser aplicada com risco mais baixo para os órgãos e tecidos internos.

A energia de ultra-som pode ser liberada na pele juntamente com a energia de RF; como explicado acima. A Fig. 8 mostra esquematicamente uma forma de realização 3e do aplicador 3 em que um transdutor de ultra-som 71 está localizado entre dois eletrodos de RF 72 e 73. O transdutor e os eletrodos de RF são sustentados por uma caixa de isolamento 77. A aplicação do aplicador 3e na superfície da pele 27, se aplica tanto ao transdutor de ultra-som 71 quanto aos eletrodos de RF 72 e 73 na

superfície da pele 27, para obter bom acoplamento das energias de RF e ultra-som sobre a superfície da pele. Um gel condutor de ultra-som eletricamente condutivo pode ser aplicado na pele antes do tratamento. O transdutor de ultra-som é acionado através do arnês 74 no arnês 2, enquanto Os arneses 75 e 76 fornecem a voltagem de RF aos eletrodos a partir do gerador de RF 15 na unidade de controle 1.

A Fig. 9 mostra uma forma de realização 3f do aplicador 3 em que os eletrodos de RF foram incorporados na forma de realização 3d da Fig. 7. Por exemplo, na Fig. 9, os eletrodos de RF 341 e 342 estão localizados adjacentes aos transdutores 311 e 312. Os eletrodos de RF são acionados através dos arneses 75 e 76, que são incluídos no arnês 2 (não mostrado). Os eletrodos de RF podem ser incorporados nas placas 307 e 308 ou sobre os transdutores 311 e 312. Na última forma de realização, uma película fina de material eletricamente condutor tendo atenuação de ultra-som insignificante é preferivelmente aplicada em cada face do transdutor que toca na pele 27, e conectada ao fornecimento de energia de RF 15 na unidade de controle 1.

A Fig. 10 mostra uma outra forma de realização 3g do aplicador 3 em que um par de eletrodos de RF 81 e 82 foi adicionado na forma de realização 3b da Fig. 5. Os eletrodos de RF 81 e 82 são localizados nos lados da cúpula 40, desse modo eles podem entrar em contato com a pele. Os eletrodos de RF 81 e 82 são acionados pelo condutor de RF na unidade de controle 1 pelos arneses 83 e 84 no arnês 2. Os eletrodos 81 e 82 e Os arneses 83 e 84 são eletricamente isolados da caixa e dos transdutores de ultra-som. A caixa 40 é preferivelmente produzida de material isolante. A curva de nível de alta condutividade através da camada de pele 85 é mais longa e leva menos energia do que na forma de realização planar 3e mostrada na Fig. 8, desse modo um campo elétrico mais elevado 86 é criado no tecido adiposo profundo. O campo elétrico aquece os fluidos minoritários no tecido adiposo e gera esforço sobre as membranas celulares de tecido adiposo, como explicado

acima. Preferivelmente os aplicadores 3f e 3g são designados para produzir as regiões de campo elétrico máximo e intensidade de ultra-som máxima pelo menos parcialmente sobrepostos dentro do tecido adiposo, para maximizar os efeitos combinados da RF e das energias de ultra-som. Um par de eletrodos de RF pode similarmente ser adicionado ao aplicador 3e.

O aplicador 3g possui eletrodos de RF paralelos aos transdutores de ultra-som. É também possível de acordo com a invenção localizar os eletrodos de RF em outras posições, que fornecem pelo menos sobreposição parcial do campo elétrico de RF e a radiação de ultra-som dentro do tecido adiposo. A Fig. 11 mostra uma outra combinação esquematicamente possível dos eletrodos de RF e dos transdutores de ultra-som em vista lateral (Fig. 11a), e em vista de topo (Fig. 11b). com relação a simplicidade, a Fig. 11 mostra apenas um par de eletrodos de RF 91 e 92 e um par de transdutores de ultra-som 93 e 94.

Os parâmetros de RF preferidos, para todas as formas de realização, são: a frequência de RF entre 100 kHz e 50 MHz, mais preferidos entre 500 kHz e 5 MHz. As voltagens de RF aplicadas estão entre 10V máximo a 1000V máximo, mais preferível entre 30V máximo a 300V máximo para uma distância de 10 mm entre os eletrodos, e voltagem mais elevada para maior espaçamento de eletrodo. O espaçamento de eletrodo de RF pode estar entre 5 mm a 50 mm e seu comprimento pode estar entre 5 mm a 50 mm. Preferivelmente, o transdutor de ultra-som cobre a maior parte da área entre os eletrodos. O transdutor de ultra-som pode ser plano com a fase uniforme onde a profundidade de tratamento é controlada pela frequência, ou um transdutor de foco fixado ou um transdutor de disposição em fases com a capacidade de varredura do volume focal, como nas formas de realização 3a-3d. Preferivelmente, a energia de RF é aplicada em pulsos, tipicamente entre 10 μ sec a 500 msec, mais preferível entre 1 msec a 100 msec. Preferivelmente os pulsos de RF e ultra-som se sobrepõem pelo menos parcialmente.

O monitoramento do contato entre os eletrodos de RF e o corpo pode ser feito mediante a medição da voltagem através dos eletrodos e da corrente, e o cálculo da impedância entre os eletrodos. Com base na experiência com uma certa estrutura de eletrodo, uma faixa de impedâncias
5 pode ser definida que é suficiente para a aplicação da força de RF. Como nas formas de realização anteriores, o acoplamento da energia de ultra-som ao corpo pode ser monitorado pela medição da impedância do transdutor.

As formas de realização do aplicador 3b-3g são independentes de qualquer modelo físico específico para a destruição das células gordurosas.
10 No entanto, é vantajoso em todas as formas de realização aplicar a energia de ultra-som em uma maneira que maximiza a destruição seletiva das células gordurosas, como foi feito com a forma de realização 3a, isto é, explorar a única estrutura das células gordurosas para efetuar o movimento relativo entre os constituintes da célula adiposa, levando o esforço e aquecimento seletivo
15 ao limite celular, seguindo pelo dano à membrana celular que causa necrose ou apoptose celular.

Qualquer uma das formas de realização acima pode ser adaptada para a liberação de energia infra-vermelha (IR) na superfície celular. A liberação de iluminação IR na pele intensifica o tratamento estético, de modo que, celulites e pele podem ser tratadas simultaneamente. A iluminação
20 IR pode ser aplicada nas regiões de pele não cobertas pelo transdutor de ultra-som ou pelos eletrodos de RF.

REIVINDICAÇÕES

1. Método para o tratamento de tecido adiposo em um região de tecido adiposo subcutâneo, caracterizado pelo fato de que compreende o direcionamento da aplicação de pelo menos uma fonte de energia de ultra-som a uma superfície da pele para gerar um gradiente de pressão na região, dito gradiente de pressão gerando movimento relativo entre os constituintes de células gordurosas tendo diferentes densidades, o movimento relativo tendo intensidade suficiente para motivar um tratamento das células gordurosas.
2. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o gradiente de pressão no tecido gorduroso é de 0,5 GPa/m a 50 GPa/m.
3. Método de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelo fato de que o gradiente de pressão no tecido gorduroso é de 2GPa/m a 15GPa/m.
4. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a freqüência de ultra-som é menor do que 1 MHz.
5. Método de acordo com a reivindicação 4, caracterizado pelo fato de que a freqüência de ultra-som é menor do que 300 kHz.
6. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o ultra-som é pulsado.
7. Método de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de que o comprimento de pulso é de 10 μ sec a 10 msec.
8. Método de acordo com a reivindicação 7, caracterizado pelo fato de que o comprimento de pulso é de 100 μ sec a 1 msec.
9. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a energia de ultra-som é liberada por um fonte de ultra-som tendo ângulo de visão do ponto focal de menos do que 120°.
10. Método de acordo com a reivindicação 9, caracterizado

pelo fato de que a energia de ultra-som é liberada por um fonte de ultra-som tendo ângulo de visão do ponto focal de menos do que 90°.

5 11. Método de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de que a radiação de ultra-som possui uma taxa de comprimento de pulso e repetição de pulso selecionada para minimizar a geração de cavitações nos tecidos corporais.

10 12. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que uma temperatura do tecido corporal é controlada para elevar à uma temperatura de 37° a 44° mediante um rendimento de força da fonte de energia de ultra-som.

13. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a fonte de ultra-som é um transdutor plano tendo um fase de radiação uniforme, e a profundidade da região de gradiente de pressão máxima é controlada pela freqüência de ultra-som.

15 14. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a energia de ultra-som é gerada por um transdutor de ultra-som de disposição em fases.

20 15. Método de acordo com a reivindicação 1 caracterizado pelo fato de que ainda compreende a formação de um protrusão de pele e tecido adiposo subjacente contendo a região e o direcionamento da energia de ultra-som na região.

16. Método de acordo com a reivindicação 15, caracterizado pelo fato de que a protrusão é formada pela aplicação de um pressão negativa à uma região da superfície da pele.

25 17. Método de acordo com a reivindicação 15, caracterizado pelo fato de que a protrusão é formada pela aplicação de forças mecânicas à uma região da superfície da pele.

18. Método de acordo com a reivindicação 15, caracterizado pelo fato de que duas ou mais fontes de ultra-som são aplicadas, as fontes de

ultra-som tendo regiões de sobreposição de intensidade de ultra-som máxima dentro do tecido adiposo de protrusão.

19. Método de acordo com a reivindicação 18, caracterizado pelo fato de que a fase relativa das fontes de ultra-som é controlada.

5 20. Método de acordo com a reivindicação 15, caracterizado pelo fato de que a energia de ultra-som é aplicada por um transdutor plano tendo uma fase de radiação uniforme, e a profundidade da região de intensidade máxima é controlada pela frequência de ultra-som.

10 21. Método de acordo com a reivindicação 15, caracterizado pelo fato de que o ultra-som é aplicado por uma disposição de transdutor planejada em fases.

22. Método de acordo com a reivindicação 15, caracterizado pelo fato de que a energia de ultra-som é aplicada por uma fonte tendo pelo menos um grau mecânico de liberdade para se adaptar à protrusão.

15 23. Método de acordo com a reivindicação 21, caracterizado pelo fato de que o padrão de radiação da disposição em fases é dinamicamente igualado a uma fonte e posição de protrusão.

20 24. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que ainda compreende a geração de um campo elétrico de RF dentro do tecido adiposo.

25 25. Método de acordo com a reivindicação 24, caracterizado pelo fato de que a aplicação da energia de RF é pelo menos parcialmente simultânea com a aplicação da energia de ultra-som.

26 26. Método de acordo com a reivindicação 24, caracterizado pelo fato de que o campo elétrico de RF possui uma frequência entre 100 KHz e 100 MHz.

27. Método de acordo com a reivindicação 26, caracterizado pelo fato de que a frequência de RP está entre 500 KHz e 5 MHz.

28. Método de acordo com a reivindicação 24, caracterizado

pelo fato de que a voltagem de RF está entre 10V máximo e 1000V máximo.

29. Método de acordo com a reivindicação 28, caracterizado pelo fato de que a voltagem de RF está entre 30V máximo e 300V máximo.

5 30. Método de acordo com a reivindicação 24, caracterizado pelo fato de que ainda compreende o monitoramento de uma impedância de RF sobre os eletrodos de RF.

31. Método de acordo com a reivindicação 15, caracterizado pelo fato de que ainda compreende a geração de um campo elétrico de RF dentro da região.

10 32. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que ainda compreende a medição de uma impedância elétrica de um transdutor de ultra-som para monitorar o acoplamento da energia de ultra-som no corpo.

15 33. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que ainda compreende a iluminação de pelo menos uma parte da superfície corporal com luz infra-vermelha.

34. Método para o tratamento de tecido adiposo em uma região de tecido adiposo subcutâneo, caracterizado pelo fato de que compreende:

20 a. a formação de uma protrusão de pele e tecido adiposo subjacente contendo a região; e

b. a radiação de energia de ultra-som na região.

35. Método de acordo com a reivindicação 34, caracterizado pelo fato de que a protrusão é formada pela aplicação de uma pressão negativa na superfície da pele.

25 36. Método de acordo com a reivindicação 34, caracterizado pelo fato de que a protrusão é formada pela aplicação de forças mecânicas à uma região da superfície da pele.

37. Método de acordo com a reivindicação 34, caracterizado pelo fato de que a energia de ultra-som é direcionada em um ângulo para o

normal com a superfície da pele sem protrusão.

38. Método de acordo com a reivindicação 37, caracterizado pelo fato de que o ângulo é maior do que 30° .

5 39. Método de acordo com a reivindicação 38, caracterizado pelo fato de que o ângulo é maior do que 45° .

40. Método de acordo com a reivindicação 34, caracterizado pelo fato de que duas ou mais fontes de ultra-som são aplicadas, as fontes de ultra-som tendo regiões de sobreposição de intensidade de ultra-som máxima dentro do tecido adiposo de protrusão.

10 41. Método de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de que a fase relativa das fontes de ultra-som é controlada.

42. Método de acordo com a reivindicação 34, caracterizado pelo fato de que a energia de ultra-som é aplicada de um transdutor plano tendo uma fase de radiação uniforme, e a profundidade da região de intensidade máxima é controlada pela frequência de ultra-som.

15 43. Método de acordo com a reivindicação 34, caracterizado pelo fato de que a energia de ultra-som é aplicada de uma disposição em fases.

20 44. Método de acordo com a reivindicação 34, caracterizado pelo fato de que a energia de ultra-som é aplicada de uma fonte tendo pelo menos um grau mecânico de liberdade para se adaptar à protrusão.

45. Método de acordo com a reivindicação 43, caracterizado pelo fato de que a disposição em fases possui um padrão de radiação que é dinamicamente igualado à disposição e posição de protrusão.

25 46. Método de acordo com a reivindicação 34, caracterizado pelo fato de que a frequência de ultra-som é menor do que 1 MHz.

47. Método de acordo com a reivindicação 46, caracterizado pelo fato de que a frequência de ultra-som é menor do que 300 kHz.

48. Método de acordo com a reivindicação 34, caracterizado

pelo fato de que o ultra-som é pulsado.

49. Método de acordo com a reivindicação 48, caracterizado pelo fato de que o comprimento de pulso é de 10 μ sec a 10 msec.

50. Método de acordo com a reivindicação 49, caracterizado pelo fato de que o comprimento de pulso é de 100 μ sec a 1 msec.

51. Método de acordo com a reivindicação 35, caracterizado pelo fato de que a pressão negativa é aplicada para duração entre 50 msec e 1 sec.

52. Método de acordo com a reivindicação 51, caracterizado pelo fato de que a pressão negativa é aplicada para uma duração entre 100 msec e 500 msec.

53. Método de acordo com a reivindicação 35, caracterizado pelo fato de que a radiação de ultra-som começa quando uma pressão negativa predeterminada é aplicada à superfície da pele.

54. Método de acordo com a reivindicação 34, caracterizado pelo fato de que ainda compreende a medição de uma impedância elétrica de um transdutor de ultra-som para monitorar o acoplamento da energia de ultra-som no corpo.

55. Método de acordo com a reivindicação 34, caracterizado pelo fato de que ainda compreende a geração de um campo elétrico de RF dentro do tecido adiposo.

56. Método de acordo com a reivindicação 55, caracterizado pelo fato de que a aplicação da energia de RF é pelo menos parcialmente simultânea com a aplicação da energia de ultra-som.

57. Método de acordo com a reivindicação 55, caracterizado pelo fato de que o campo elétrico de RF possui uma frequência entre 100 KHz e 100 MHz.

58. Método de acordo com a reivindicação 57, caracterizado pelo fato de que a frequência RF está entre 500 KHz e 5 MHz.

59. Método de acordo com a reivindicação 55, caracterizado pelo fato de que a voltagem de RF está entre 10V máximo e 1000 V máximo.

60. Método de acordo com a reivindicação 59, caracterizado pelo fato de que a voltagem de RF está entre 30V máximo e 300V máximo.

5 61. Método de acordo com a reivindicação 55, caracterizado pelo fato de que ainda compreende o monitoramento de uma impedância de RF sobre os eletrodos de RF.

10 62. Método de acordo com a reivindicação 34, caracterizado pelo fato de que ainda compreende a iluminação de pelo menos parte da superfície corporal tratada com luz infra-vermelha.

63. Método para o tratamento de tecido gorduroso em uma região de tecido adiposo subcutâneo, caracterizado pelo fato de que compreende:

- 15 a. a radiação de energia de ultra-som na região; e
b. a geração de um campo elétrico de RF dentro da região.

64. Método de acordo com a reivindicação 63, caracterizado pelo fato de que a aplicação da energia de RF é pelo menos parcialmente simultânea com a aplicação da energia de ultra-som.

20 65. Método de acordo com a reivindicação 63, caracterizado pelo fato de que a frequência de ultra-som é menor do que 1 MHz.

66. Método de acordo com a reivindicação 65, caracterizado pelo fato de que a frequência de ultra-som é menor do que 300 kHz.

67. Método de acordo com a reivindicação 63, caracterizado pelo fato de que o ultra-som é pulsado.

25 68. Método de acordo com a reivindicação 67, caracterizado pelo fato de que comprimento de pulso é 10 μ sec a 10 msec.

69. Método de acordo com a reivindicação 68, caracterizado pelo fato de que o comprimento de pulso é de 100 μ sec a 1 msec.

70. Método de acordo com a reivindicação 63, caracterizado

pelo fato de que o campo elétrico de RF possui uma frequência entre 100 KHz e 100 MHz.

71. Método de acordo com a reivindicação 79, caracterizado pelo fato de que a frequência RF está entre 500 KHz e 5 MHz.

5 72. Método de acordo com a reivindicação 63, caracterizado pelo fato de que a voltagem de RF está entre 10V máximo e 1000 V máximo.

73. Método de acordo com a reivindicação 72, caracterizado pelo fato de que a voltagem de RF está entre 30V máximo e 300V máximo.

10 74. Método de acordo com a reivindicação 63, caracterizado pelo fato de que uma impedância de RF sobre os eletrodos de RF é monitorada.

15 75. Método de acordo com a reivindicação 63, caracterizado pelo fato de que ainda compreende a medição de uma impedância elétrica de um transdutor de ultra-som para monitorar o acoplamento da energia de ultra-som no corpo.

76. Método de acordo com a reivindicação 63, caracterizado pelo fato de que ainda compreende a iluminação de pelo menos parte da superfície corporal tratada com luz infra-vermelha.

20 77. Aparelho para o tratamento de tecido adiposo em uma região de tecido adiposo subcutâneo, caracterizado pelo fato de que compreende pelo menos uma fonte de energia de ultra-som configurada para direcionar a energia de ultra-som através de uma superfície da pele para gerar um gradiente de pressão na região, dito gradiente de pressão gerando movimento relativo entre os constituintes da célula gordurosa tendo diferentes
25 densidades com intensidade suficiente para motivar o tratamento das células gordurosas.

78. Aparelho de acordo com a reivindicação 77, caracterizado pelo fato de que o gradiente de pressão no tecido gorduroso é de 0,5 GPa/m a 50 GPa/m.

79. Aparelho de acordo com a reivindicação 78, caracterizado pelo fato de que o gradiente de pressão no tecido gorduroso é de 2 GPa/m a 15 GPa/m.

5 80. Aparelho de acordo com a reivindicação 77, caracterizado pelo fato de que a energia de ultra-som possui uma frequência menor do que 1 MHz.

81. Aparelho de acordo com a reivindicação 80, caracterizado pelo fato de que a energia de ultra-som possui uma frequência menor do que 300 kHz.

10 82. Aparelho de acordo com a reivindicação 77, caracterizado pelo fato de que a energia de ultra-som é pulsada.

83. Aparelho de acordo com a reivindicação 82, caracterizado pelo fato de que o comprimento de pulso é 10 μ sec a 10 msec.

15 84. Aparelho de acordo com a reivindicação 83, caracterizado pelo fato de que o comprimento de pulso é de 100 μ sec a 1 msec.

85. Aparelho de acordo com a reivindicação 77, caracterizado pelo fato de que a fonte de ultra-som possui um ângulo de visão do ponto focal menor do que 120°.

20 86. Aparelho de acordo com a reivindicação 85, caracterizado pelo fato de que o ângulo de visão da fonte de ultra-som do ponto focal é menor do que 90°.

25 87. Aparelho de acordo com a reivindicação 77, caracterizado pelo fato de que a radiação de ultra-som possui uma taxa de comprimento de pulso e repetição de pulso selecionada para minimizar a geração de cavitações nos tecidos corporais.

88. Aparelho de acordo com a reivindicação 87, caracterizado pelo fato de que ainda compreende um sensor de cavitações e uma unidade de controle, a unidade de controle mudando a taxa de comprimento e repetição de pulso da fonte de ultra-som para minimizar a saída do sensor de cavitações.

89. Aparelho de acordo com a reivindicação 77, caracterizado pelo fato de que ainda compreende uma unidade de controle configurada para controlar a taxa de comprimento de pulso ou repetição de pulso para alcançar uma temperatura de tecido predeterminada.

5 90. Aparelho de acordo com a reivindicação 89, caracterizado pelo fato de que a temperatura de tecido predeterminada é de 37° a 44°.

10 91. Aparelho de acordo com a reivindicação 77, caracterizado pelo fato de que a fonte de ultra-som é um transdutor plano tendo uma fase de radiação uniforme, a profundidade da região de gradiente de pressão máxima sendo controlada pela frequência de ultra-som.

92. Aparelho de acordo com a reivindicação 77, caracterizado pelo fato de que a fonte de ultra-som é um transdutor de disposição em fases.

15 93. Aparelho de acordo com a reivindicação 77, caracterizado pelo fato de que ainda compreende um dispositivo configurado para formar uma protrusão de pele e tecido adiposo subjacente contendo a região e a energia de ultra-som é direcionada na região.

94. Aparelho de acordo com a reivindicação 93, caracterizado pelo fato de que o dispositivo é configurado para formar uma protrusão pela aplicação de uma pressão negativa na pele.

20 95. Aparelho de acordo com a reivindicação 93, caracterizado pelo fato de que o dispositivo é configurado para formar uma protrusão pela aplicação de forças mecânicas à uma região da superfície da pele.

25 96. Aparelho de acordo com a reivindicação 93, caracterizado pelo fato de que compreende duas ou mais fontes de ultra-som, as fontes de ultra-som possuem regiões de sobreposição de intensidade de ultra-som máxima dentro do tecido adiposo de protrusão.

97. Aparelho de acordo com a reivindicação 96, caracterizado pelo fato de que a fase relativa das fontes de ultra-som é controlada.

98. Aparelho de acordo com a reivindicação 93, caracterizado

pelo fato de que a fonte de ultra-som possui pelo menos um grau mecânico de liberdade para se adaptar à protrusão.

5 99. Aparelho de acordo com a reivindicação 98, caracterizado pelo fato de que a fonte de ultra-som é uma disposição em fases tendo um padrão de radiação que é dinamicamente igualado à fonte e posição de protrusão.

10 100. Aparelho de acordo com a reivindicação 77, caracterizado pelo fato de que ainda compreende pelo menos dois eletrodos e uma fonte de energia de RF que aciona estes eletrodos para gerar um campo elétrico de RF dentro do tecido adiposo.

101. Aparelho de acordo com a reivindicação 100, caracterizado pelo fato de que ainda compreende um controlador configurado para aplicar a energia de RF pelo menos parcialmente simultânea com a aplicação da energia de ultra-som.

15 102. Aparelho de acordo com a reivindicação 100, caracterizado pelo fato de que o campo elétrico de RF possui uma frequência entre 100 KHz e 100 MHz.

103. Aparelho de acordo com a reivindicação 102, caracterizado pelo fato de que a frequência RF está entre 500 KHz e 5 MHz.

20 104. Aparelho de acordo com a reivindicação 100, caracterizado pelo fato de que a voltagem de RF está entre 10V máximo e 1000V máximo.

25 105. Aparelho de acordo com a reivindicação 104, caracterizado pelo fato de que a voltagem de RF está entre 30V máximo e 300V máximo.

106. Aparelho de acordo com a reivindicação 100, caracterizado pelo fato de que ainda compreende um dispositivo para o monitoramento de uma impedância de RF sobre os eletrodos de RF.

107. Aparelho de acordo com a reivindicação 77, caracterizado

pelo fato de que ainda compreende a medição de uma impedância elétrica de um transdutor de ultra-som para monitorar o acoplamento da energia de ultra-som no corpo.

5 108. Aparelho de acordo com a reivindicação 77, caracterizado pelo fato de que ainda compreende uma fonte de luz infra-vermelha para a iluminação de pelo menos parte da superfície corporal tratada com luz infra-vermelha.

10 109. Aparelho para o tratamento de tecido adiposo em uma região de tecido adiposo subcutâneo, caracterizado pelo fato de que compreende:

a. um dispositivo configurado para formar uma protrusão de pele e tecido adiposo subjacente contendo a região; e

b. pelo menos uma fonte de energia de ultra-som configurada para irradiar energia de ultra-som na região.

15 110. Aparelho de acordo com a reivindicação 109, caracterizado pelo fato de que o dispositivo é configurado para formar uma protrusão pela aplicação de uma pressão negativa na superfície da pele.

20 111. Aparelho de acordo com a reivindicação 109, caracterizado pelo fato de que o dispositivo é configurado para formar a protrusão pela aplicação de uma força mecânica sobre a superfície da pele.

112. Aparelho de acordo com a reivindicação 109, caracterizado pelo fato de que a energia de ultra-som é direcionada em um ângulo com o normal na superfície da pele sem protrusão.

25 113. Aparelho de acordo com a reivindicação 112, caracterizado pelo fato de que o ângulo com a normal é maior do que 30°.

114. Aparelho de acordo com a reivindicação 113, caracterizado pelo fato de que o ângulo é maior do que 45°.

115. Aparelho de acordo com a reivindicação 109, caracterizado pelo fato de que inclui duas ou mais fontes de ultra-som, as

fontes de ultra-som tendo regiões de sobreposição de intensidade de ultra-som máxima dentro do tecido adiposo de protrusão.

5 116. Aparelho de acordo com a reivindicação 115, caracterizado pelo fato de que a fase relativa das fontes de ultra-som é controlada.

117. Aparelho de acordo com a reivindicação 109, caracterizado pelo fato de que a fonte de ultra-som é um transdutor plano tendo uma fase de radiação uniforme, e a profundidade da região de intensidade máxima é controlada pela frequência de ultra-som.

10 118. Aparelho de acordo com a reivindicação 109, caracterizado pelo fato de que a fonte de ultra-som é um transdutor de disposição em fases.

15 119. Aparelho de acordo com a reivindicação 109, caracterizado pelo fato de que a fonte de ultra-som possui pelo menos um grau mecânico de liberdade para se adaptar à protrusão.

120. Aparelho de acordo com a reivindicação 119, caracterizado pelo fato de que a fonte de ultra-som é uma disposição em fases tendo um padrão de radiação selecionável para dinamicamente igualar a fonte e a posição de protrusão.

20 121. Aparelho de acordo com a reivindicação 109, caracterizado pelo fato de ser configurado para gerar energia de ultra-som tendo uma frequência menor do que 1 MHz.

25 122. Aparelho de acordo com a reivindicação 121, caracterizado pelo fato de ser configurado para gerar ultra-som tendo uma frequência menor do que 300 kHz.

123. Aparelho de acordo com a reivindicação 109, caracterizado pelo fato de ser configurado para aplicar energia de ultra-som pulsada.

124. Aparelho de acordo com a reivindicação 123,

caracterizado pelo fato de ser configurado para aplicar energia de ultra-som pulsada tendo um comprimento de pulso de 10 μ sec a 10 msec.

5 125. Aparelho de acordo com a reivindicação 124, caracterizado pelo fato de ser configurado para aplicar energia de ultra-som pulsada tendo um comprimento de pulso de 100 μ sec a 1 msec.

126. Aparelho de acordo com a reivindicação 123, caracterizado pelo fato de ser configurado para aplicar radiação de ultra-som tendo uma taxa de comprimento de pulso e de repetição de pulso selecionada para minimizar a geração de cavitações nos tecidos corporais.

10 127. Aparelho de acordo com a reivindicação 109, caracterizado pelo fato de que ainda compreende um sensor de cavitações e uma unidade de controle, a unidade de controle sendo configurada para determinar a taxa de comprimento e repetição de pulso da fonte de ultra-som para minimizar a saída do sensor de cavitações.

15 128. Aparelho de acordo com a reivindicação 110, caracterizado pelo fato de ser configurado para aplicar pressão negativa a uma superfície da pele para uma duração entre 50 msec e 1 seg.

20 129. Aparelho de acordo com a reivindicação 128, caracterizado pelo fato de ser configurado para aplicar pressão negativa para uma duração entre 100 msec e 500 msec.

130. Aparelho de acordo com a reivindicação 110, caracterizado pelo fato de ser configurado para aplicar a radiação de ultra-som quando uma pressão negativa predeterminada é alcançada sobre a superfície da pele.

25 131. Aparelho de acordo com a reivindicação 109, caracterizado pelo fato de ser ainda configurado para medir uma impedância elétrica de uma disposição de transdutor de ultra-som para monitorar o acoplamento da energia de ultra-som na pele.

132. Aparelho de acordo com a reivindicação 109,

caracterizado pelo fato de que ainda compreende pelo menos dois eletrodos de RF e um condutor de RF configurado para produzir um campo elétrico de RF dentro da protrusão.

5 133. Aparelho de acordo com a reivindicação 132, caracterizado pelo fato de que ainda compreende um controlador configurado para aplicar a energia de RF pelo menos parcialmente simultânea com a aplicação da energia de ultra-som.

10 134. Aparelho de acordo com a reivindicação 132, caracterizado pelo fato de que o campo elétrico de RF possui uma frequência entre 100 KHz e 100 MHz.

135. Aparelho de acordo com a reivindicação 134, caracterizado pelo fato de que a frequência RF está entre 500 KHz e 5 MHz.

15 136. Aparelho de acordo com a reivindicação 132, caracterizado pelo fato de que a voltagem de RF está entre 10V máximo e 1000 V máximo.

137. Aparelho de acordo com a reivindicação 136, caracterizado pelo fato de que a voltagem de RF está entre 30V máximo e 300V máximo.

20 138. Aparelho de acordo com a reivindicação 132, caracterizado pelo fato de que ainda compreende um dispositivo para o monitoramento de uma impedância de RF sobre os eletrodos de RF.

139. Aparelho de acordo com a reivindicação 110, caracterizado pelo fato de que ainda compreende:

25 a. um aplicador em forma de cúpula tendo um volume interno contendo o um ou mais transdutores de ultra-som; e

b. uma bomba de vácuo para a geração de uma pressão negativa na câmara interna quando a cúpula for aplicada a uma superfície da pele.

140. Aparelho de acordo com a reivindicação 111,

caracterizado pelo fato de que compreende um dispositivo para mecanicamente manipular a pele, o dispositivo compreendendo, pelo menos duas placas adaptadas para colocar em contato uma superfície da pele, as placas sendo móveis a partir de uma primeira configuração em que as placas são separadas por uma primeira distância e uma segunda configuração em que as placas são separadas por uma segunda distância, a segunda distância sendo menor do que a primeira distância, a protrusão sendo formada quando as placas são aplicadas à uma superfície da pele e movidas a partir da primeira configuração para a segunda configuração.

10 141. Aparelho de acordo com a reivindicação 140, caracterizado pelo fato de que ainda compreende um acionador para o movimento das placas da primeira configuração para a segunda configuração.

15 142. Aparelho de acordo com a reivindicação 140, caracterizado pelo fato de que ainda compreende meios para a aplicação das disposições de transdutor de ultra-som na protrusão.

143. Aparelho de acordo com a reivindicação 140, caracterizado pelo fato de que pelo menos uma disposição de transdutor de ultra-som é incluída em uma das placas.

20 144. Aparelho de acordo com a reivindicação 140, caracterizado pelo fato de que o transdutor de ultra-som possui pelo menos um grau de liberdade para mover com respeito às ditas placas.

25 145. Aparelho de acordo com a reivindicação 140, caracterizado pelo fato de que ainda compreende pelo menos dois eletrodos de RF e um condutor de RF configurados para produzir um campo elétrico de RF dentro da protrusão.

146. Aparelho de acordo com a reivindicação 145, caracterizado pelo fato de que ainda compreende um controlador configurado para aplicar a energia de RF pelo menos parcialmente simultânea com a aplicação da energia de ultra-som.

147. Aparelho de acordo com a reivindicação 109, caracterizado pelo fato de que ainda compreende uma fonte de luz infra-vermelha para a iluminação de pelo menos parte da superfície corporal tratada com luz infra-vermelha.

5 148. Aparelho para o tratamento de tecido gorduroso em uma região de tecido adiposo subcutâneo, caracterizado pelo fato de que compreende:

a. uma fonte de energia de ultra-som configurada para direcionar a energia de ultra-som através de uma superfície da pele em uma
10 região de tecido adiposo subcutâneo; e

b. pelo menos dois eletrodos acionados por uma fonte de energia de RF configurados para gerar campo de RF dentro de dita região de tecido adiposo.

15 149. Aparelho de acordo com a reivindicação 148, caracterizado pelo fato de que ainda compreende um controlador configurado para aplicar a energia de RF pelo menos parcialmente simultânea com a aplicação da energia de ultra-som.

20 150. Aparelho de acordo com a reivindicação 148, caracterizado pelo fato de que o campo elétrico de RF possui uma frequência entre 100 KHz e 100 MHz.

151. Aparelho de acordo com a reivindicação 150, caracterizado pelo fato de que a frequência RF está entre 500 KHz e 5 MHz.

25 152. Aparelho de acordo com a reivindicação 148, caracterizado pelo fato de que a voltagem de RF está entre 10V máximo e 1000 V máximo.

153. Aparelho de acordo com a reivindicação 152, caracterizado pelo fato de que a voltagem de RF está entre 30V máximo e 300V máximo.

154. Aparelho de acordo com a reivindicação 148,

caracterizado pelo fato de que ainda compreende um dispositivo para o monitoramento de uma impedância de RF sobre os eletrodos de RF.

5 155. Aparelho de acordo com a reivindicação 148, caracterizado pelo fato de que ainda compreende a medição de uma impedância elétrica de um transdutor de ultra-som para monitorar o acoplamento da energia de ultra-som no corpo.

156. Aparelho de acordo com a reivindicação 148, caracterizado pelo fato de ser configurado para liberar energia de ultra-som pulsada.

10 157. Aparelho de acordo com a reivindicação 156, caracterizado pelo fato de que o comprimento de pulso de ultra-som é de 10 μ sec a 10 msec.

15 158. Aparelho de acordo com a reivindicação 157, caracterizado pelo fato de que o comprimento de pulso de ultra-som é de 100 μ sec a 1 msec.

159. Aparelho de acordo com a reivindicação 148, caracterizado pelo fato de que a energia de ultra-som possui uma frequência menor do que 1 MHz.

20 160. Aparelho de acordo com a reivindicação 159, caracterizado pelo fato de que a energia de ultra-som possui uma frequência menor do que 300 kHz.

25 161. Aparelho de acordo com a reivindicação 148, caracterizado pelo fato de que ainda compreende uma fonte de luz infravermelha configurada para iluminar pelo menos parte da superfície corporal tratada.

162. Método para o tratamento de tecido adiposo em uma região de tecido adiposo subcutâneo, caracterizado pelo fato de que compreende:

a. a formação de uma protrusão de pele e tecido adiposo

subjacente contendo a região;

b. a radiação de energia de ultra-som na região; e

c. a geração de um campo elétrico de RF dentro do tecido adiposo.

5 163. Aparelho para o tratamento de tecido adiposo em uma região de tecido adiposo subcutâneo, caracterizado pelo fato de que compreende:

a. um dispositivo configurado para formar uma protrusão de pele e tecido adiposo subjacente contendo a região;

10 b. pelo menos um fonte de energia de ultra-som configurada para irradiar energia de ultra-som na região; e

c. pelo menos dois eletrodos de RF e um condutor de RF configurados para produzir um campo elétrico de RF dentro da protrusão.

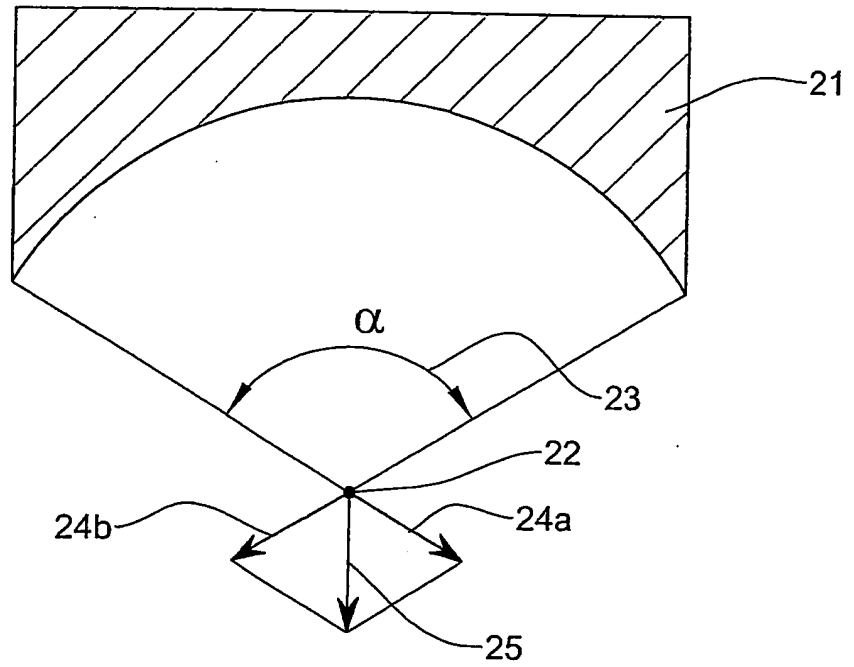


Figura 1

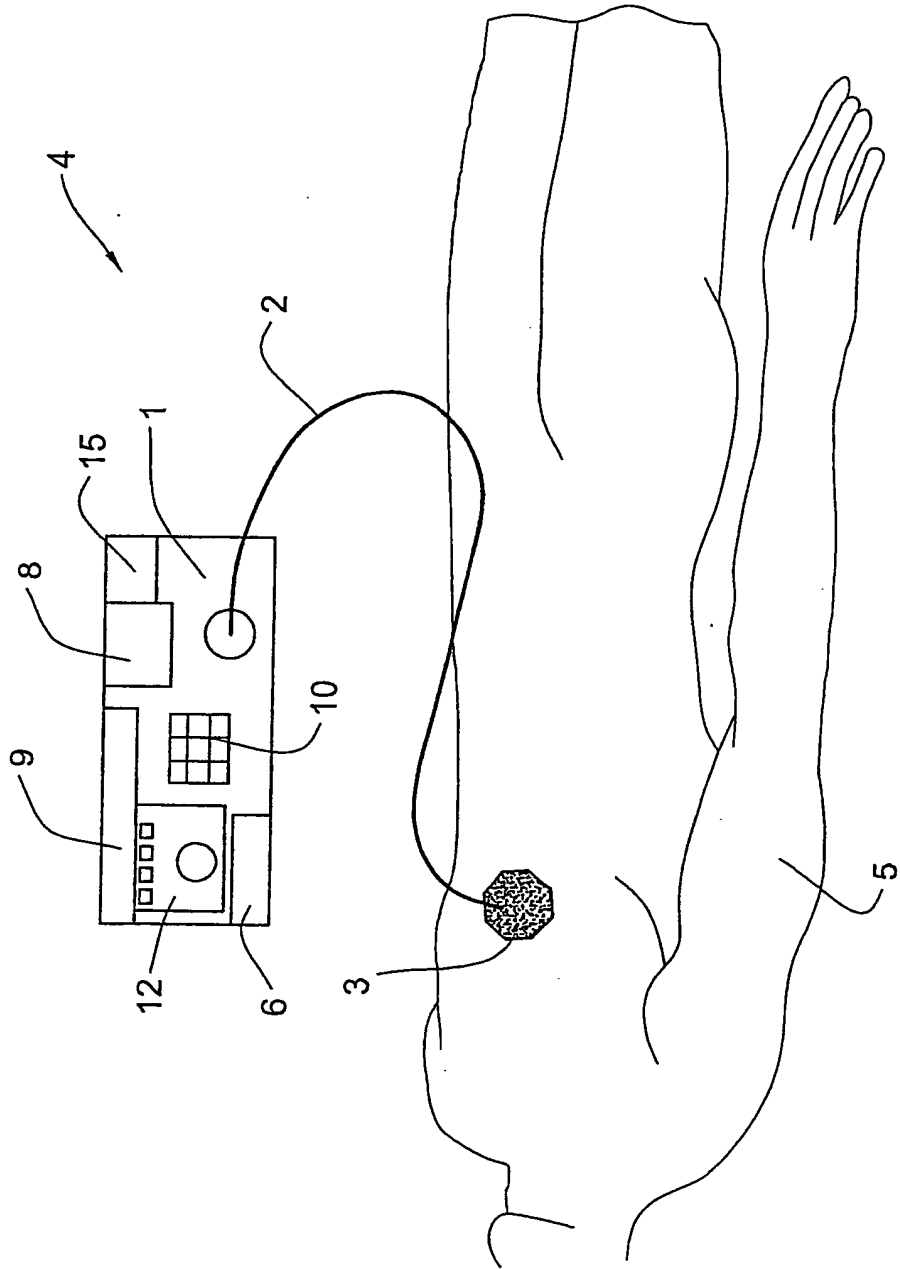
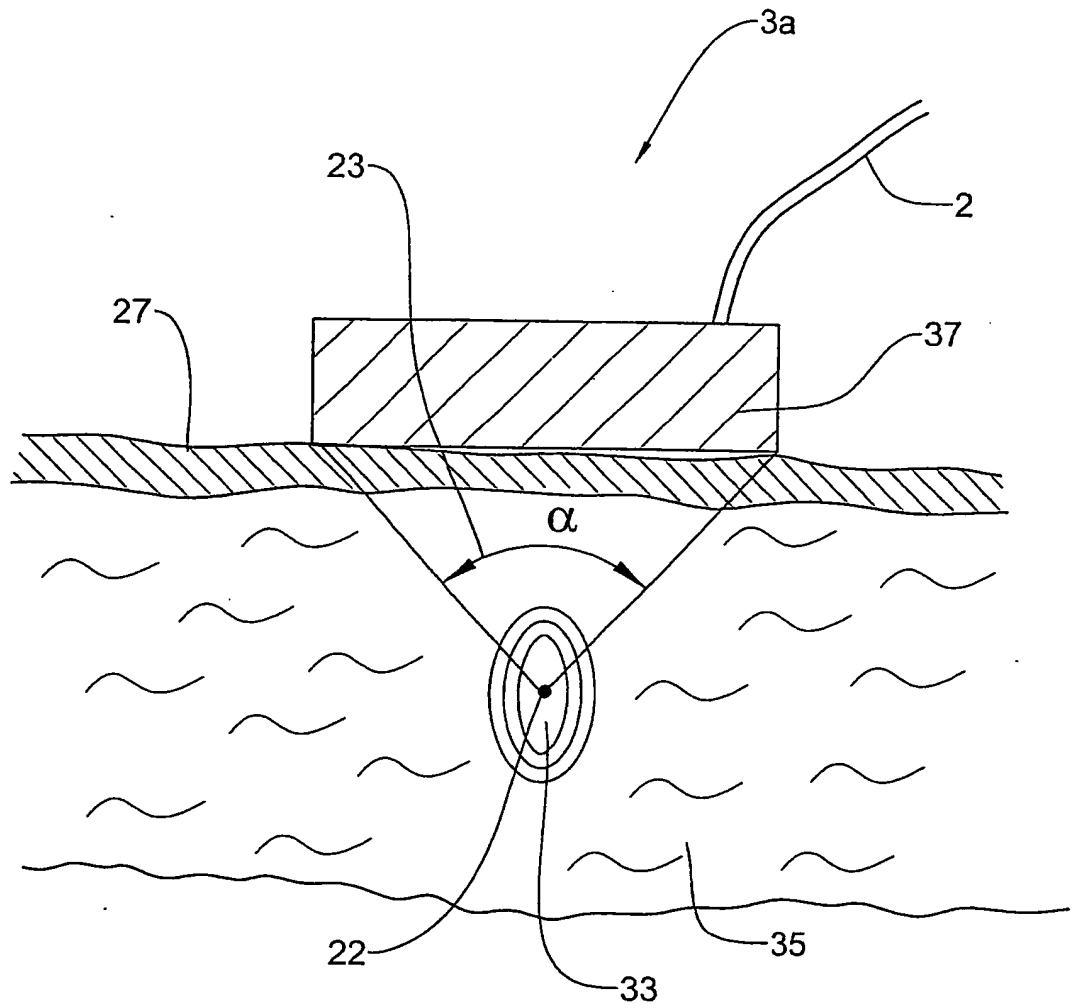


Figura 2

**Figura 3**

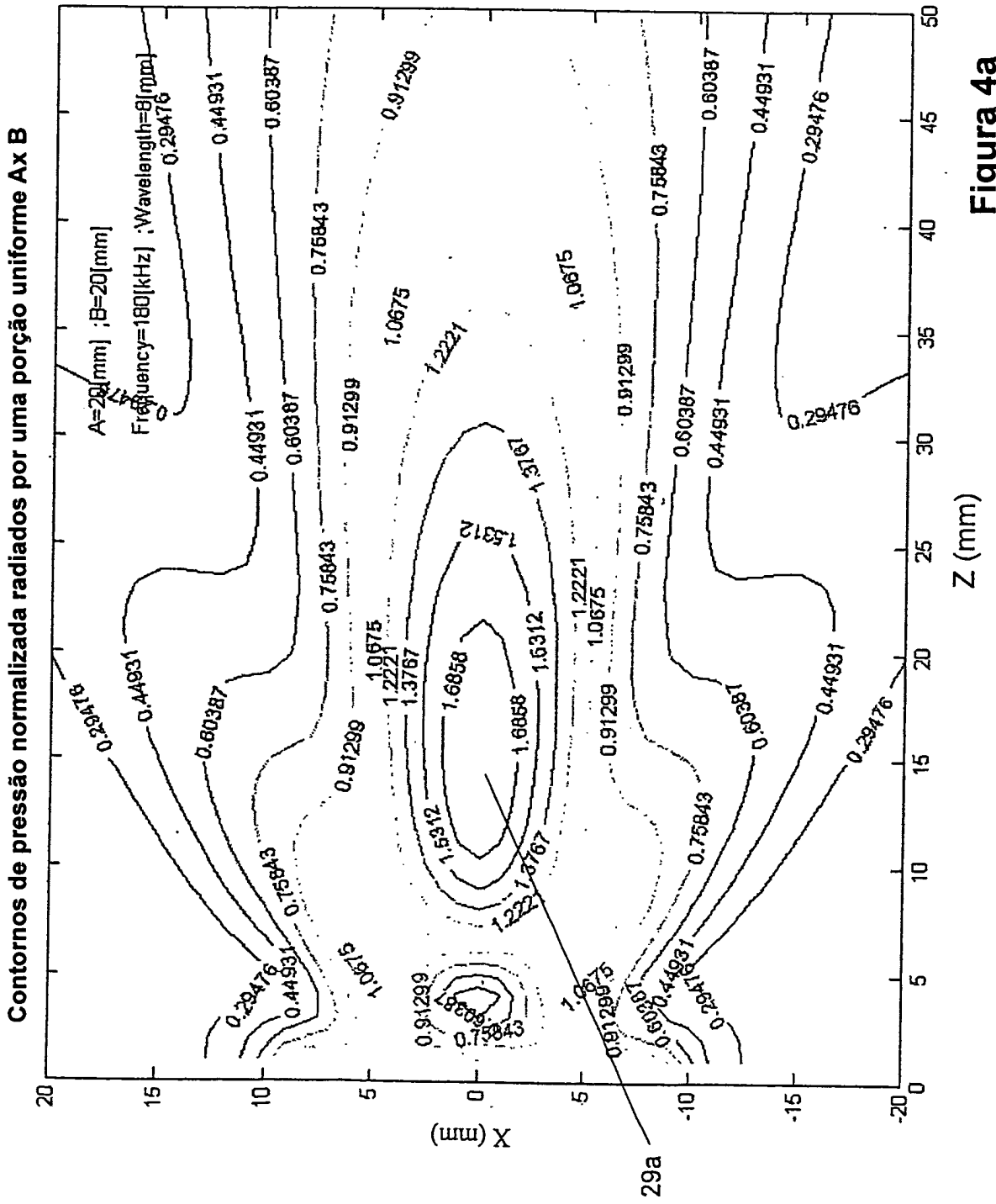


Figura 4a

Contornos de pressão normalizada radiados por uma porção uniforme Ax B

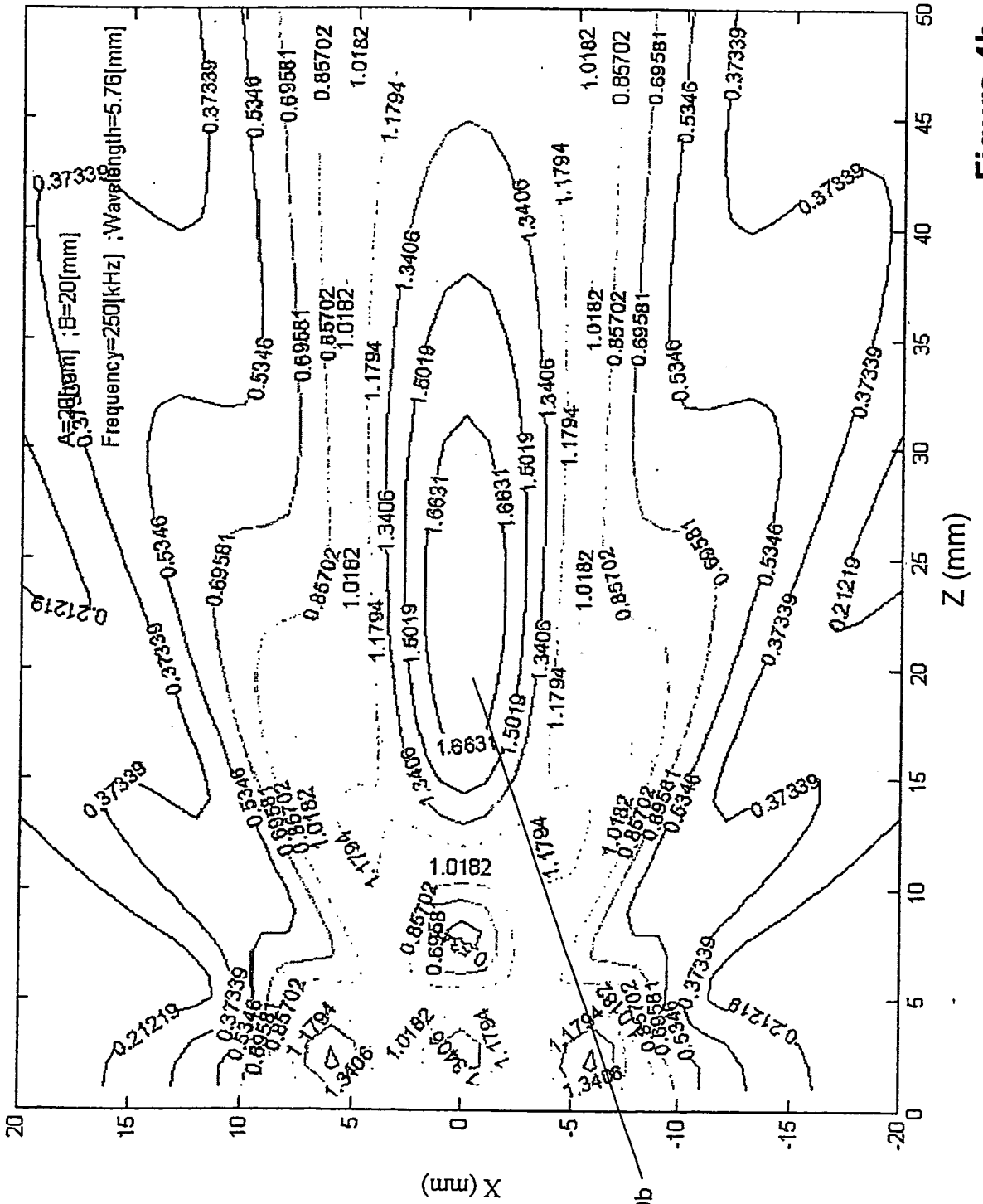
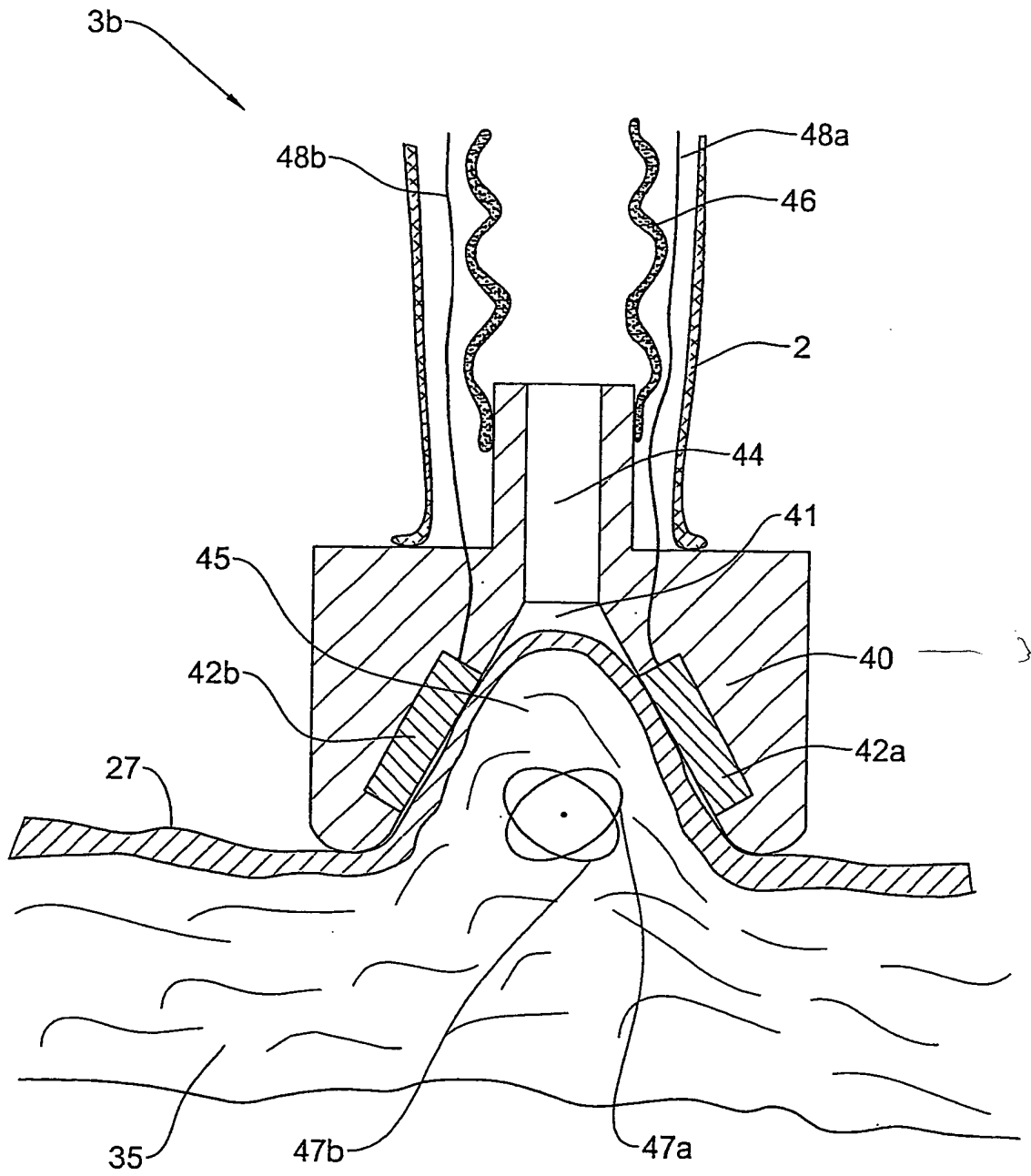


Figura 4b

**Figura 5**

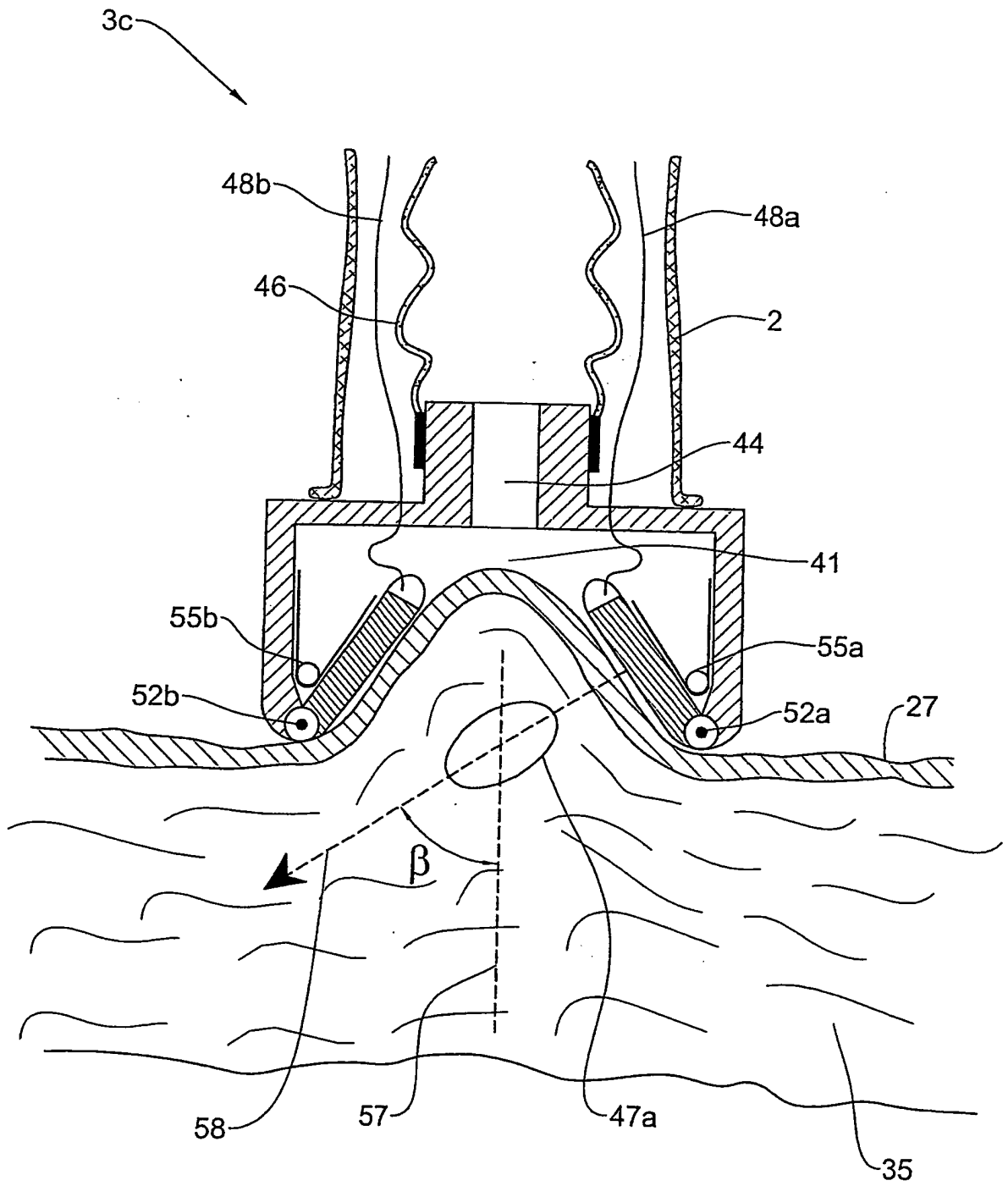


Figura 6

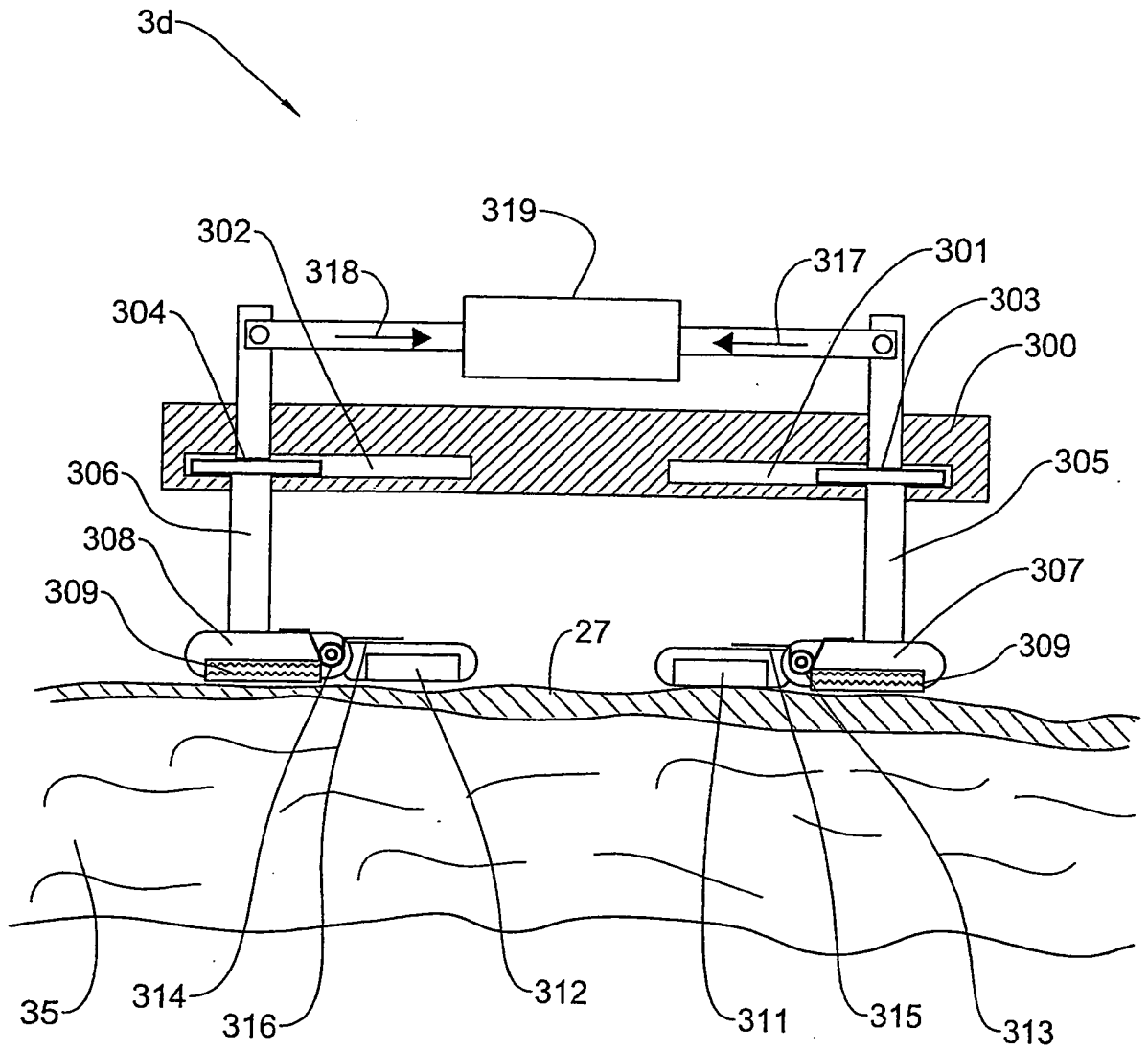


Figura 7a

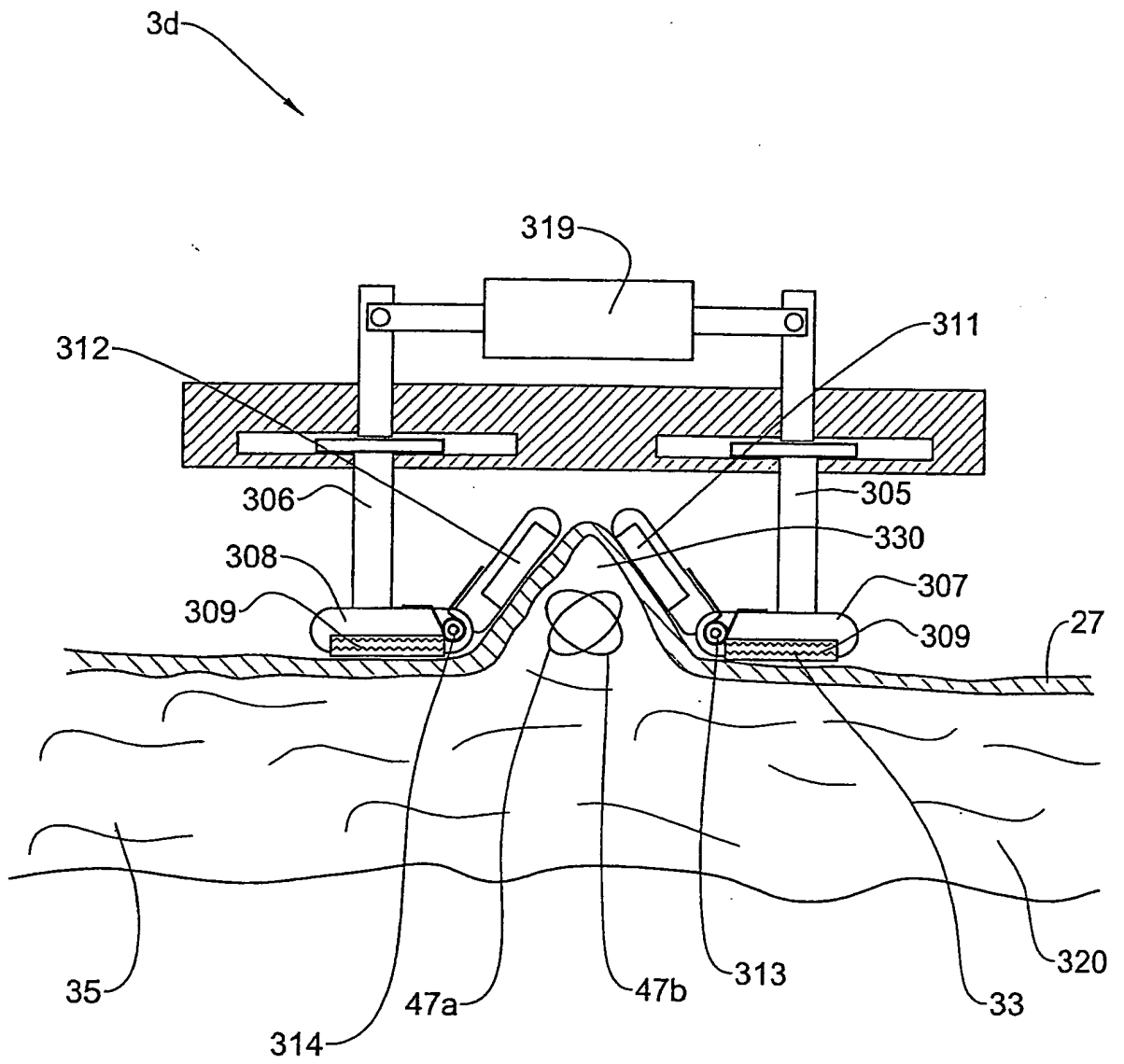


Figura 7b

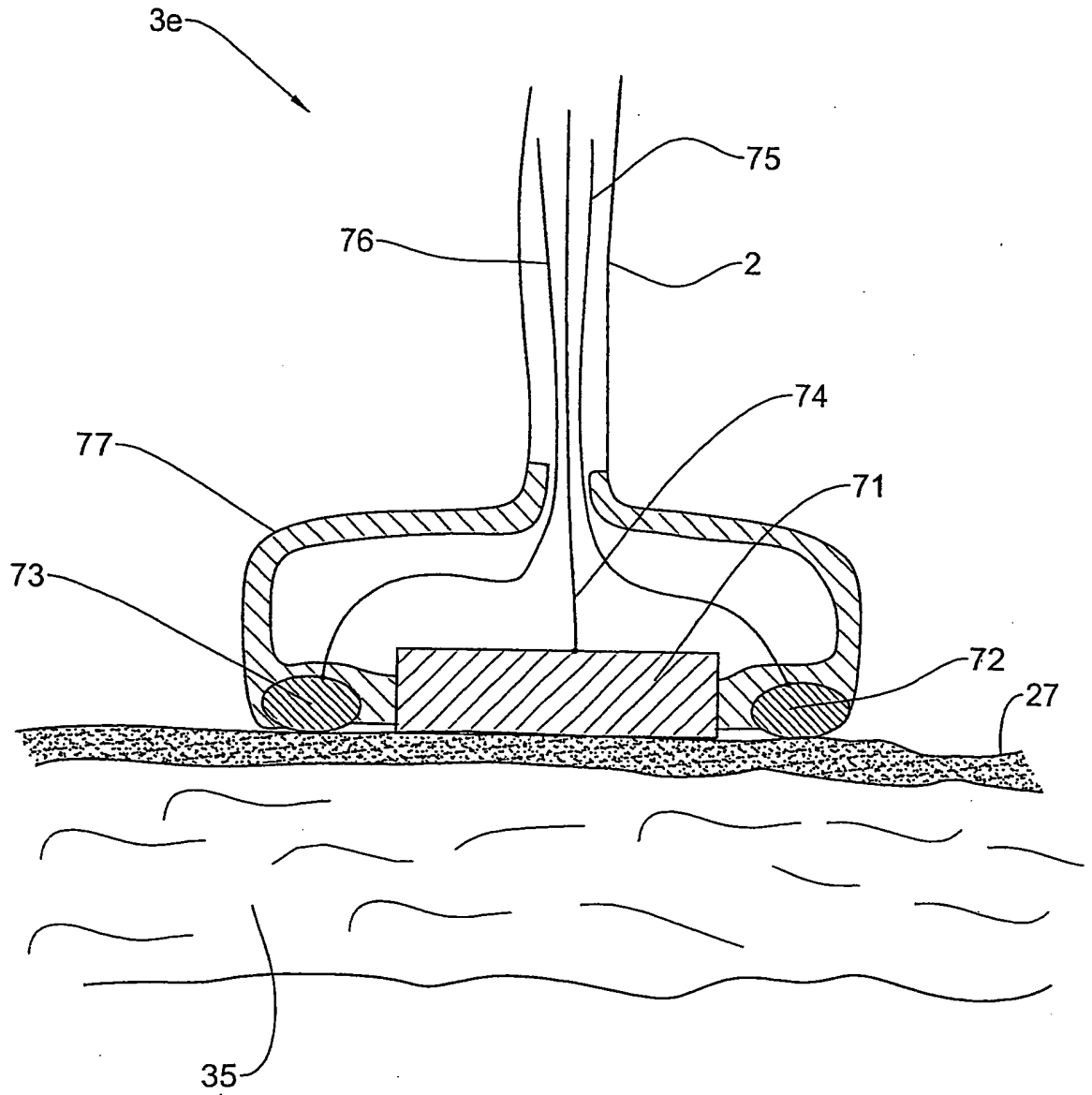


Figura 8

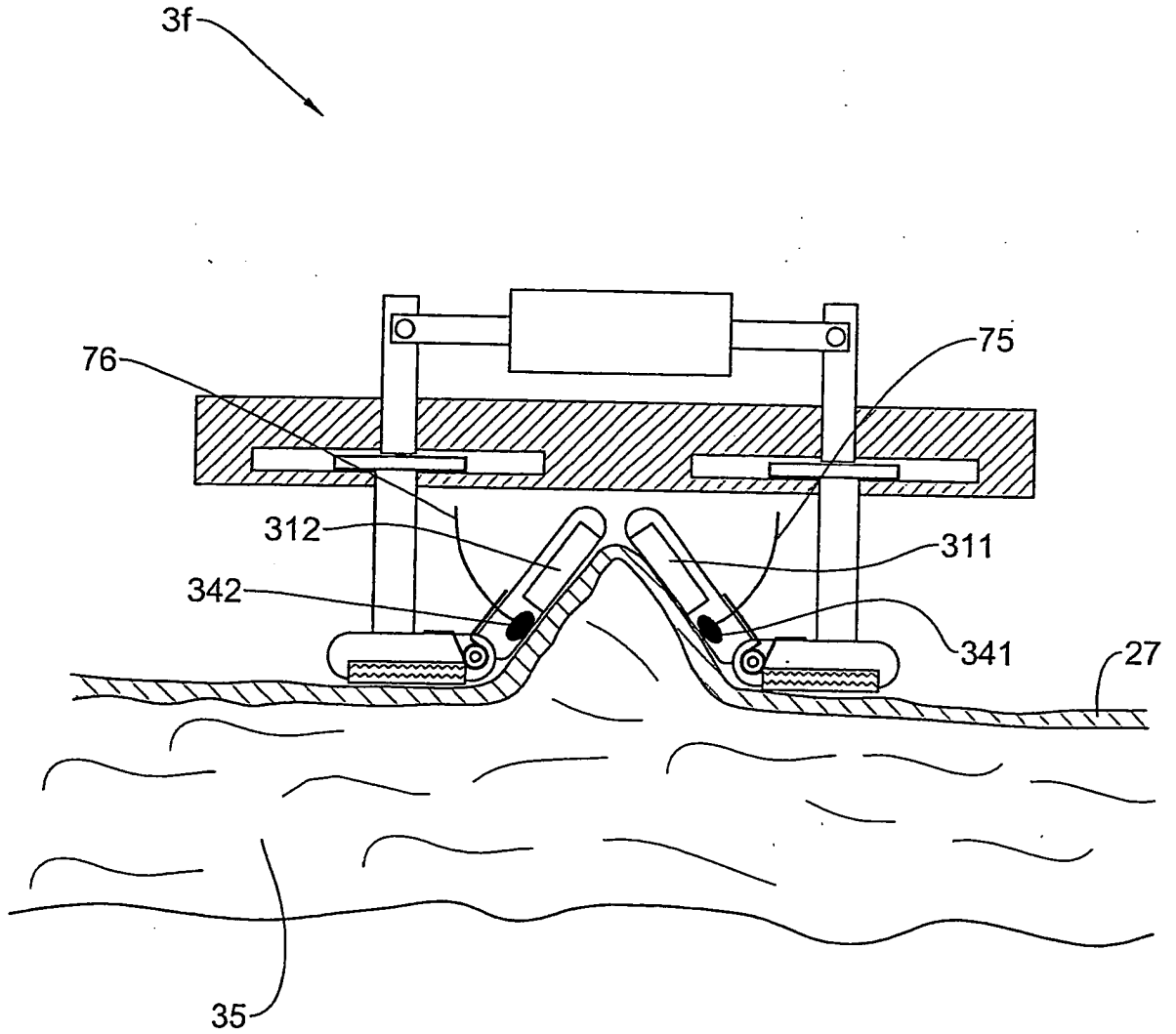


Figura 9

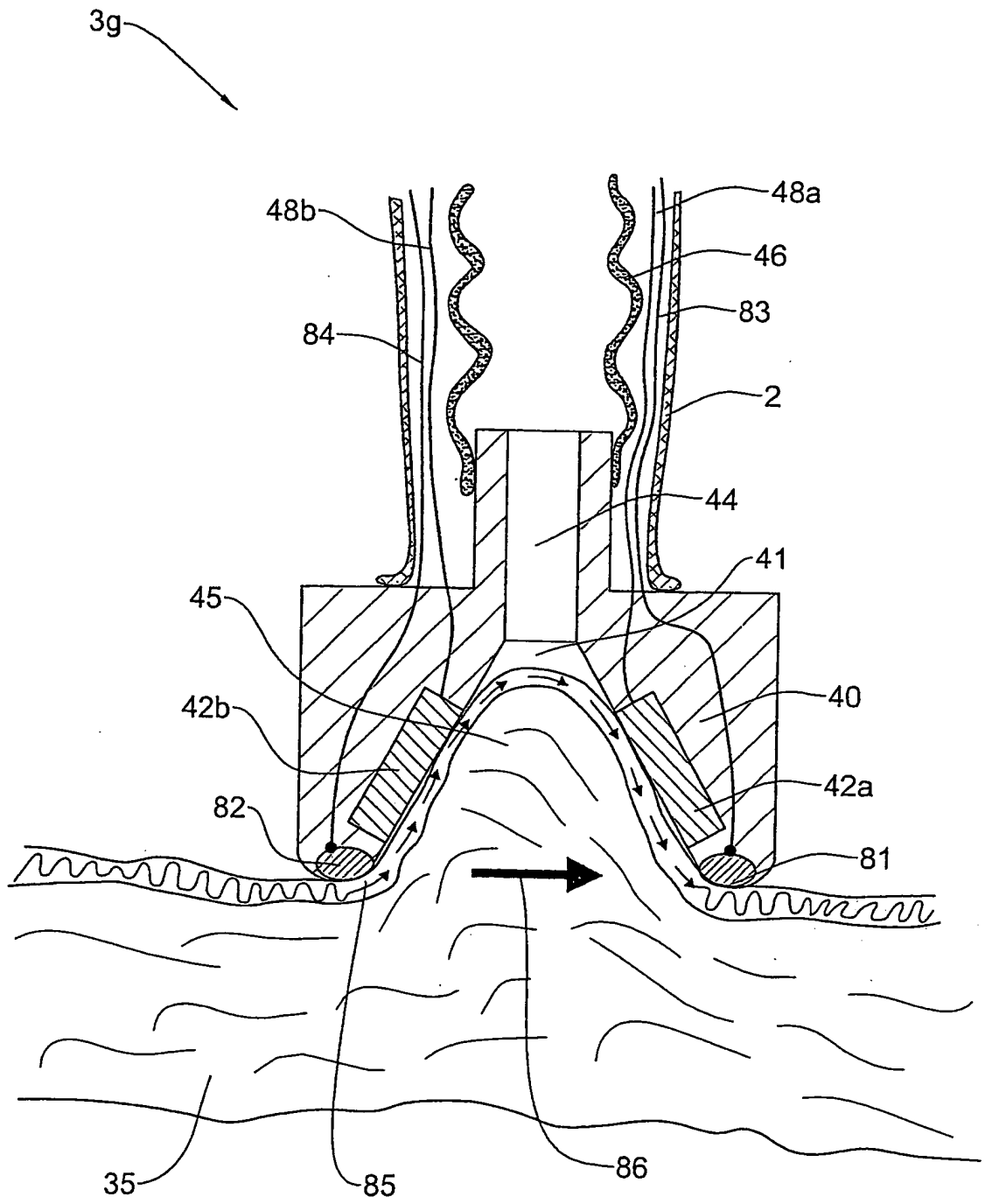


Figura 10

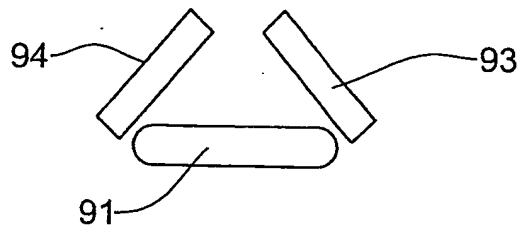


Figura 11a

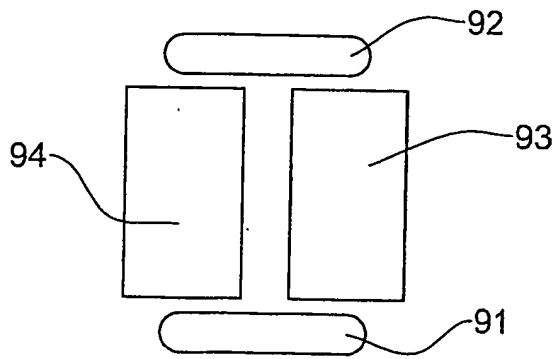


Figura 11b

RESUMO

“MÉTODOS PARA O TRATAMENTO DE TECIDO ADIPOSEO E DE
TECIDO GORDUROSO EM UMA REGIÃO DE TECIDO ADIPOSEO
SUBCUTÂNEO, E, APARELHO PARA O TRATAMENTO DE TECIDO
5 ADIPOSEO E DE TECIDO GORDUROSO EM UMA REGIÃO DE TECIDO
ADIPOSEO SUBCUTÂNEO”

A invenção fornece métodos e aparelhos (4) para o tratamento
de tecido adiposo. Os métodos compreendem a aplicação de energia de ultra-
som em uma região de tecido adiposo, e os aparelhos compreendem pelo
10 menos uma fonte de energia de ultra-som (42a, 42b) configurada para energia
de ultra-som direta através de uma superfície da pele no tecido adiposo
subcutâneo. Em uma forma de realização, um gradiente de pressão é criado na
região que gera o movimento relativo entre os constituintes da célula
gordurosa tendo densidades diferentes. Em uma outra forma de realização,
15 uma protrusão de pele e tecido adiposo subjacente contendo-a é formada e a
energia de ultra-som é irradiada no tecido adiposo na protrusão. Em outra
forma de realização, um campo elétrico RF é gerado dentro de uma região de
tecido adiposo juntamente com a energia de ultra-som.