

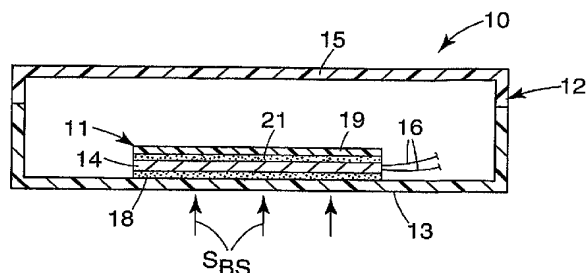


(22) Data de Depósito: 16/11/2006  
(43) Data da Publicação: 16/11/2011  
(RPI 2132)



**(51) Int.Cl.:**  
A61B 5/00  
A61B 7/04

**(57) Resumo:** SENSORES BIOACÚSTICOS, UNIDADES DE SENSOR E MÉTODO DE DETECÇÃO DE ENERGIA BIOACÚSTICA QUE USA UM TRANSDUTOR DISPOSTO EM UM INVÓLCULO. Trata-se de um sensor para detecção de energia bioacústica que inclui um invólucro compreendendo uma interface configurada para estabelecer o acoplamento com o corpo durante o uso. O sensor inclui um elemento transdutor acoplado à interface do invólucro e configurado para detectar sons produzidos por matéria de origem biológica. Um ou mais condutores são acoplados ao elemento transdutor. Um elemento de massa é unido de forma maleável a uma superfície do elemento transdutor. Um material interferente é disposto entre a superfície do elemento transdutor e o elemento de massa, e permite o movimento diferencial entre a superfície do elemento transdutor e o elemento de massa durante a excitação do elemento transdutor.





**"SENSORES BIOACÚSTICOS, UNIDADES DE SENSOR E MÉTODO DE  
DETECÇÃO DE ENERGIA BIOACÚSTICA QUE USA UM TRANSDUTOR  
DISPOSTO EM UM INVÓLUCRO"**

**CAMPO DA INVENÇÃO**

5                   A presente invenção refere-se a dispositivos médicos de detecção e, mais especificamente, a sensores e a dispositivos que incorporam tais sensores cujos dados de entrada são as variações de energia bioacústica e a saída é uma conversão para outra forma de energia

**ANTECEDENTES DA INVENÇÃO**

10                   Uma variedade de dispositivos têm sido desenvolvidos para detectar sons produzidos pelo corpo, como sons cardíacos. Os dispositivos conhecidos abrangem desde dispositivos primariamente mecânicos, como o estetoscópio, até vários dispositivos eletrônicos, como microfones e transdutores. O estetoscópio, por exemplo, é uma ferramenta fundamental  
15 usada no diagnóstico de doenças e condições do sistema cardiovascular. Ele é a técnica mais comumente empregada para diagnóstico de tais doenças e condições em cuidados básicos com a saúde e em circunstâncias onde equipamento médico sofisticado não está disponível, como em áreas remotas.

                  Apesar de muitos estetoscópios eletrônicos estarem disponíveis  
20 no mercado, eles ainda tem de ganhar a aceitação universal por médicos e outros profissionais da área médica. Razões possíveis para a rejeição de estetoscópios eletrônicos incluem a produção de ruídos, artefatos que atrapalham o médico durante a avaliação do paciente, bem como limitações associadas a amplificação e reprodução de determinados sons biológicos de  
25 interesse. Por exemplo, uma som biológico pode estar presente mas mascarado por um ruído, ou totalmente ausente, e muitos estetoscópios eletrônicos convencionais não são capazes de distinguir entre estes dois casos.

Os ruídos que influenciam o desempenho do estetoscópio podem ser definidos como qualquer sinal além daquele de interesse. Diversos tipos de ruídos incluem ruídos externos ou de ambiente, ruídos relacionados à auscultação, ruídos gerados por circuitos eletrônicos do estetoscópio e ruídos de natureza biológica produzidos pelo corpo do paciente, por exemplo.

Há uma necessidade por um sensor bioacústico com sensibilidade e robustez aprimoradas. Há uma necessidade ainda maior por um sensor que possa ser incorporado em diversos tipos de dispositivos médicos de detecção, como estetoscópios, e que forneçam uma razão entre sinal ruído aprimorada em relação às implementações convencionais. A presente invenção preenche estas e outras necessidades.

### **SUMÁRIO DA INVENÇÃO**

A presente invenção refere-se a sensores para detecção de energia bioacústica e a métodos para usá-los. De acordo com uma modalidade da presente invenção, um sensor bioacústico inclui um invólucro que compreende uma interface configurada para estabelecer acoplamento com o corpo durante o uso. O sensor inclui um elemento transdutor acoplado à interface do invólucro e configurado para detectar sons produzidos por matéria de origem biológica. Um ou mais condutores são acoplados ao elemento transdutor. Um elemento de massa é acoplado mealeavelmente à superfície do elemento transdutor.

Um material interferente está disposto entre a superfície do elemento transdutor e o elemento de massa. O material interferente permite movimento diferencial entre a superfície do elemento transdutor e o elemento de massa durante a excitação do elemento transdutor. O material interferente preferencialmente compreende um adesivo, como um adesivo sensível à pressão. O material interferente é capaz de transmitir sinais sonoros, e tem uma baixa impedância acústica.

O elemento de massa, o material interferente e a superfície do elemento transdutor são configurados para permitir deformação mecânica do elemento transdutor em resposta à energia bioacústica aplicado ao elemento transdutor. Preferivelmente, o elemento de massa, o material interferente e o elemento transdutor são configurados para amplificar eficazmente um possível sinal pelo elemento transdutor. A ampliação da produção de sinal pelo elemento transdutor pode envolver redução de perda de energia bioacústica transferida ao transdutor durante excitação.

O elemento de massa pode cobrir substancialmente a totalidade de uma parte eficaz de transdução da superfície do elemento transdutor. Alternativamente, o elemento de massa pode cobrir menos que a totalidade de uma parte eficaz de transdução da superfície do elemento transdutor.

O elemento de massa pode compreender uma massa e uma lâmina ou membrana rígida contendo uma primeira superfície e uma segunda superfície, e a própria massa tem uma superfície rígida. A primeira superfície da lâmina ou membrana rígida pode ser disposta para ficar em contato com o material interferente, e a massa pode ser disposta de modo adjacente a segunda superfície.

Em uma implementação, uma película piezoelétrica de fluoreto de polivinilideno (por exemplo, uma película PVDF2) está alojada em uma película de poliéster como numa bolsa. Uma película de poliéster de cerca de 1,5 milésimos de polegada de grossura pode ser disposta sobre cada lado da película de PVDF2, por exemplo. Em uma outra implementação, o elemento transdutor pode compreender uma estrutura laminada. A estrutura laminada pode compreender uma película piezoelétrica, um peso em forma de película, e uma ou mais camadas adesivas.

O elemento de massa pode compreender material metálico, não-metálico, ou composto. O elemento de massa pode ter um perfil de distribuição

de peso substancialmente uniforme em relação a um plano xy do elemento transdutor. O elemento de massa pode alternativamente ter um perfil de distribuição de peso substancialmente linear em relação a um plano xy do elemento transdutor. Em outras configurações, o elemento de massa pode ter um perfil de distribuição de peso substancialmente não-linear em relação a um plano xy do elemento transdutor. O elemento de massa pode compreender uma massa unitária ou uma pluralidade de disposições distintas de massa.

O elemento transdutor é preferivelmente configurado para modular ou gerar um sinal elétrico em resposta a uma deformação do elemento transdutor. O elemento transdutor pode compreender material piezoelétrico, como uma película polimérica piezoelétrica, ou um material ou elemento piezoresistente ou piezo-cerâmico. O elemento transdutor pode compreender um ou mais medidores de força ou um ou mais elementos capacitivos. O elemento transdutor pode ser plano ou não-plano, como no caso de uma configuração curva ou corrugada.

O invólucro do sensor pode ser configurado para acoplamento manual ao corpo durante o uso. O sensor pode incluir um dispositivo de fixação acoplado ao invólucro e configurado para estabelecer conexão entre o invólucro e a parte do corpo durante o uso. Por exemplo, o sensor pode incluir um dispositivo de adesão unido ao invólucro e configurado para estabelecer uma ligação adesiva entre o invólucro e o corpo durante o uso.

Um ou mais condutores são acoplados ao elemento transdutor, que podem ser condutores elétricos. Em uma outra configuração, o(s) condutor(es) acoplado(s) ao elemento transdutor pode(m) incluir ao menos um condutor óptico. O condutor óptico pode ser acoplado aos circuitos de conversão. Os circuitos de conversão podem estar situados longe do sensor e configurados para converter um sinal óptico recebido em uma saída de sinal elétrico. Os circuitos de conversão podem ser acoplados a um ou mais

conversores de sinal elétrico para sinal acústico, como um par de fones de ouvido. Os circuitos de conversão podem ser acoplados a uma interface configurada para unir os circuitos de conversão a um dispositivo eletrônico situado longe do sensor.

5 O invólucro do sensor pode incluir uma base e uma tampa. A base pode incluir uma interface e a tampa pode ser acoplada a base por meio de uma armação de junta maleável. A tampa pode incluir material acusticamente absoritivo. A interface do invólucro pode variar em rigidez de relativamente maleável até substancialmente firme ou rígido. A interface do  
10 invólucro pode incluir ou pode ser formada a partir de um material polimérico, um metal ou uma liga, um material composto, ou um material cerâmico ou cristalino.

Uma unidade de sensor pode ser implantada para incluir dois ou mais elementos transdutores de um tipo aqui descrito, sendo que cada um dos  
15 elementos transdutores está configurado para ter uma resposta diferente de frequência. Por exemplo, cada um dos elementos transdutores tem uma rigidez, um peso, um formato e uma espessura e ao menos uma destas características de dureza, peso, formato e espessura de cada elemento transdutor é diferente das de outros elementos transdutores do sensor. Cada  
20 um dos elementos transdutores pode ser sustentado a partir do invólucro por um sistema de ancoramento ou por sistemas de ancoramento distintos.

Os circuitos de controle de ganho podem ser fornecidos de modo que uma resposta de cada elemento transdutor possa ser ajustável de modo seletivo. Os circuitos de cancelamento de ruído podem ser fornecidos, os quais  
25 podem incluir um elemento transdutor auxiliar disposto no interior do invólucro ao invés de estar na interface do invólucro. Os circuitos de cancelamento de ruído podem ser acoplados ao elemento transdutor e o transdutor auxiliar.

Um estetoscópio pode ser implantado para incluir um tipo de

sensor aqui descrito. O sensor do estetoscópio pode incluir um único elemento transdutor ou uma multiplicidade de elementos transdutores de um tipo aqui descrito. Um capacete pode ser implementado para incluir um ou mais sensores de um tipo aqui descrito, e pode incluir circuitos de cancelamento de ruído.

Um sensor pode ser implementado para incluir circuitos de comunicação configurados para facilitar comunicação com fio ou sem fio entre o sensor e um dispositivo externo do invólucro. Um sensor pode incluir circuitos de processamento de sinais, como um processador de sinal digital, acoplado ao elemento transdutor. Os circuitos de processamento de sinais podem ser configurados para filtrar e/ou realizar análises em um sinal detectado que foi produzido pelo elemento transdutor.

De acordo com uma outra modalidade, um método de detecção de energia bioacústica envolve excitação de um transdutor em resposta à energia bioacústica. O método envolve ainda redução de perda de energia bioacústica transferida ao transdutor durante excitação. O método também envolve modulação ou geração de um sinal pelo transdutor em resposta à excitação do transdutor. Redução de perda de energia bioacústica pode envolver facilitação de movimento diferencial entre o transdutor e uma massa rígida durante a excitação do transdutor.

Estabelecer uma ligação pode envolver estabelecer uma ligação manual entre a interface do invólucro do sensor e o corpo. A união entre a interface e o corpo pode ser estabelecida por meio de um dispositivo de adesão ou retenção afixável ao corpo.

O sinal modulado ou gerado pelo transdutor pode ser um sinal elétrico, e o método pode envolver ainda a conversão do sinal elétrico em um sinal óptico e a transmissão do sinal óptico de forma remota. Uma frequência de resposta do elemento transdutor pode ser modificada. O cancelamento de

ruído pode ser realizado utilizando-se um elemento transdutor e ao menos um elemento transdutor auxiliar. A comunicação pode ser estabelecida entre um dispositivo disposto no invólucro do sensor e um dispositivo fora do invólucro do sensor. As várias formas de processamentos e/ou análises de sinais analógicos e/ou digitais podem ser realizados no sinal modulado ou gerado pelo transdutor.

O sumário acima da presente invenção não se destina a descrever cada modalidade ou todas as implementações da presente invenção. As vantagens e capacidades, em conjunto com o entendimento mais completo da invenção, se tornarão evidentes e serão apreciadas referindo-se às descrições detalhadas à seguir e às reivindicações tomadas em combinação com os desenhos anexos.

#### **BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS**

A Figura 1 é um diagrama de um sensor que incorpora uma montagem de transdutor que inclui um elemento transdutor com pesos de acordo com uma modalidade da presente invenção;

A Figura 2 é um diagrama de um sensor que incorpora uma montagem de transdutores que inclui uma lâmina ou membrana de rigidez e um elemento transdutor com pesos de acordo com uma modalidade da presente invenção;

As Figuras 3A a 3I mostram várias configurações de um elemento de massa que pode ser acoplado de forma maleável a um elemento transdutor de acordo com uma modalidade da presente invenção;

A Figura 4 é um diagrama de um sensor que incorpora uma multiplicidade de montagens de transdutores, com o transdutor de cada montagem de transdutor configurado para ter uma resposta de frequência diferente de outros transdutores do sensor de acordo com uma modalidade da presente invenção;



A Figura 5A é um diagrama de um sensor que incorpora uma multiplicidade de transdutores montados em um sistema de ancoramento em comum, em que os transdutores são configurados para terem uma resposta de frequência diferente de outros transdutores do sensor de acordo com uma  
5 modalidade da presente invenção;

A Figura 5B é um diagrama de um sensor que incorpora uma multiplicidade de montagens de transdutores e um elemento unitário de massa maleavelmente acoplado ao elemento transdutor de cada montagem de transdutores, os transdutores sendo configurados para terem uma resposta de  
10 frequência diferente da de outros transdutores do sensor, de acordo com uma modalidade da presente invenção;

A Figura 5C é um diagrama de um sensor que incorpora uma multiplicidade de montagens de transdutores, uma lâmina ou membrana de rigidez e um elemento unitário de massa maleavelmente acoplado ao elemento  
15 transdutor de cada montagem de transdutores, os transdutores sendo configurados para terem uma resposta de frequência diferente da de outros transdutores do sensor, de acordo com uma modalidade da presente invenção;

A Figura 6 é um diagrama de um sensor que incorpora um transdutor montado em um invólucro, com o invólucro incluindo uma camada adesiva que fornece um acoplamento íntimo entre o invólucro e o corpo durante  
20 o uso, de acordo com uma modalidade da presente invenção;

A Figura 7 é um diagrama de um sensor que incorpora um transdutor montado em um invólucro, com o invólucro incluindo um esquema de fixação elástica que fornece um acoplamento íntimo entre o invólucro e a  
25 parte do corpo durante o uso, de acordo com uma modalidade da presente invenção;

A Figura 8 é um diagrama de um sensor que incorpora um transdutor montado em um invólucro, com a forma do invólucro configurada

para facilitar manipulação manual e para facilitar acoplamento íntimo entre o invólucro e o corpo durante o uso, de acordo com uma modalidade da presente invenção;

5 A Figura 9A mostra um estetoscópio que incorpora um sensor da presente invenção;

A Figura 9B mostra um capacete que incorpora um par de sensores da presente invenção;

A Figura 10 é um diagrama de blocos de circuitos de um sensor de acordo com uma modalidade da presente invenção; e

10 A Figura 11 é um diagrama de circuitos para comunicação de sinais produzidos por um sensor usando fibra óptica de acordo com uma modalidade da presente invenção.

Enquanto a invenção é acomodável à várias modificações e formas alternativas, pormenores desta foram mostrados a título de exemplo nos desenhos e serão descritas em detalhes. É de entendimento geral que, no  
15 entanto, a intenção não é limitar a invenção às modalidades específicas descritas. Ao contrário, a intenção é cobrir todas as modificações, equivalentes e alternativas que se encaixam no escopo da invenção conforme definido pelas reivindicações.

#### 20 **DESCRIÇÃO DETALHADA DAS DIVERSAS MODALIDADES**

Na seguinte descrição das modalidades ilustradas, referência é feita aos desenhos em anexo que fazem parte do documento e nos quais é mostrado pelo meio de ilustração diversas modalidades em que a invenção pode ser aplicada. Deve-se compreender que as modalidades podem ser  
25 utilizadas e alterações estruturais pode ser feitas sem se desviar do escopo da presente invenção.

A presente invenção refere-se a sensores que são configurados para serem sensíveis à sons produzidos por matéria de origem biológica e

métodos para uso dos mesmos. Os Sensores e dispositivos incorporando tais sensores incluem aqueles configurados para auscultação e podem ser configurados para serem sensíveis a sons produzidos pelo coração, pulmões, cordas vocais, ou outros órgãos ou tecidos do corpo, por exemplo. A título de exemplo, um sensor da presente invenção pode ser incorporado a um estetoscópio eletrônico, um capacete ou outro aparato ou instrumento usado ou acoplado externamente, que percebe sons produzidos pelo corpo. Um sensor da presente invenção pode também estar configurado para fixação temporária ou permanente ao corpo, como por exemplo um monitor sonoro cardíaco ou pulmonar implantado dentro do corpo.

Os sensores da presente invenção podem ser implementados para serem preferencialmente sensíveis a uma faixa de frequências associadas a audição humana. Entende-se, no entanto, que frequências associadas a sons corpóreos abaixo e/ou acima da faixa auditiva das frequências podem também ser detectadas pelos sensores da presente invenção. Por exemplo, os sensores da presente invenção podem ser implementados para detectar sons corpóreos que tem frequências na faixa de ligeiramente acima de CC até cerca de 25 kHz. Os sensores da presente invenção podem produzir uma saída audível que se encaixa dentro da faixa de frequências auditivas, ou podem produzir um sensor elétrico ou óptico que inclui conteúdos acima e/ou abaixo da faixa de frequências audíveis.

Os sensores bioacústicos da presente invenção preferencialmente incorporam um transdutor que está configurado para modular ou gerar um sinal elétrico em resposta à deformação do transdutor. Os transdutores adequados são aqueles que incorporam material piezoelétrico (orgânico e/ou inorgânico), material piezoresistente, medidores de força, elementos capacitivos ou indutivos, um transformador diferencial linear variável e outros materiais ou elementos que modulam ou geram um sinal elétrico em resposta a deformação.

Os materiais piezo adequados incluem películas de polímero, espumas de polímero, cerâmicas, materiais compostos ou combinações dos mesmos. Adicionalmente, a presente invenção pode incorporar matrizes de transdutores do mesmo tipo ou de diferentes tipos e/ou diferentes materiais, todos devendo  
5 ser conectados em série, individualmente, ou em uma estrutura de múltiplas camadas.

Os inventores descobriram que um sensor bioacústico incorporando uma película de transdutor piezoelétrica com pesos ou enrijecida, implementada de acordo com a presente invenção, por exemplo, fornece uma  
10 melhora significativa de sensibilidade sobre sistemas convencionais de películas de transdutor piezoelétricas. A sensibilidade de uma película de transdutor piezoelétrica pode ser melhorada pela adição de uma lâmina rígida, uma película rígida, ou uma membrana rígida disposta entre o elemento transdutor e a massa. Por exemplo, o uso de uma lâmina rígida com massa  
15 suficiente pode proporcionar uma significativa melhora na sensibilidade do transdutor. Em um experimento, a sensibilidade de um sensor foi melhorada mais de 25 vezes pela adição de uma massa acoplada maleavelmente à película de transdutor piezoelétrico. As películas piezoelétricas adequadas para um sensor bioacústico da presente invenção incluem aquelas apresentadas  
20 nas patentes U.S. N° 4.434.114, 4.365.283 e 5.889.873, os quais estão aqui incorporadas a título de referência.

Passando agora para as figuras, a Figura 1 ilustra um sensor 10 que incorpora uma montagem de transdutores 11 que inclui um elemento transdutor com pesos de acordo com uma modalidade da presente invenção.  
25 De acordo com a modalidade da Figura 1, um sensor 10 inclui um invólucro 12 no qual uma montagem de transdutores 11 está montada. A montagem de transdutores 11 inclui um transdutor 14 que é suportado por, ou de outro modo conectado ao, invólucro 12 por meio de um sistema de ancoramento 18. O

transdutor 14 inclui um ou mais contatos elétricos que permitem a conexão de um ou mais condutores 16. Os condutores 16 são tipicamente condutores elétricos ou fios, mas podem alternativamente serem fibras ópticas acopladas aos circuitos de conversor de sinal elétrico para óptico, como no caso de uma  
5 modalidade discutida mais adiante neste documento.

Na modalidade mostrada na Figura 1, o transdutor 14 é montado junto ao invólucro 12 de modo que as vibrações resultantes dos sons corporais,  $S_{BS}$ , aplicadas à interface 13 do invólucro 12 sejam prontamente transmitidas ao transdutor 14. Muitas configurações de montagem são consideradas, o que  
10 permite ao transdutor 14 receber vibrações transmitidas ao transdutor 14 por meio de uma interface 13 do invólucro 12.

O transdutor 14 mostrado na Figura 1 é afixado ao invólucro 12 por meio de um sistema de ancoramento 18. O sistema de ancoramento 18 pode unir de maneira rígida ou maleável o transdutor 14 à interface 13 do  
15 invólucro. Por exemplo, o sistema de ancoramento 18 pode ser um epóxi, uma ligação química, uma solda ou junta soldada, uma(s) rosca(s)/porca(s), rebite(s) ou outro acoplamento mecânico, ou adesivo sensível à pressão. Um sistema de ancoramento 18 adequado pode incluir uma fita adesiva removível Scotch N° 924 ou adesivo epóxi de isolamento Scotch N° DP100, ambas  
20 disponíveis junto à 3M, St, Paul, MN, EUA. Acredita-se que meios de fixação menos maleáveis fornecem melhor transmissão das vibrações a partir da interface 13 do invólucro do transdutor 14.

Mostrada com mais detalhes na Figura 1 está uma massa 19 que é maleavelmente acoplada ao transdutor 14 por meio de um material  
25 interferente 21. O material interferente 21 disposto entre o transdutor 14 e a massa 19 é um material capaz de transmitir sinais sonoros. O material interferente 21 também permite movimento diferencial entre o transdutor 14 e a massa 19 durante a excitação do transdutor 14. A possibilidade de movimento

diferencial entre a massa 19 e o transdutor 14 permite a deformação mecânica do elemento transdutor 14, o que é uma condição necessária para que o elemento de transdução do transdutor 14 funcione corretamente.

O material interferente 21 pode ser uma camada adesiva, como  
5 uma camada adesiva sensível à pressão. Outros tipos de material interferente 21 incluem silicone selador N° 732, disponível junto à Dow Corning, Midland, MI., ou uma ou mais camadas de fita adesiva removível Scotch N° 924, disponível junto à 3M, St. Paul, MN, EUA. O material interferente 21 pode incluir um material de espuma, como uma espuma de poliuretano de célula  
10 aberta de baixa densidade. O material interferente 21 preferencialmente tem uma baixa impedância acústica.

Adicionalmente, a massa 19 fornece um suporte relativamente rígido ao transdutor 14. O suporte rígido oferecido pela massa 19 melhora a habilidade do transdutor de gerar um sinal elétrico por meio de vibração ou  
15 flexão, ou em modo de compressão, como resultado da onda de energia acústica aplicada ao invólucro 12. A massa 19, o material interferente 21, e o transdutor operam juntos para eficazmente amplificar um sinal que pode ser produzido pelo transdutor 14.

A massa 19 pode cobrir substancialmente a totalidade de uma  
20 parte eficaz de transdução do transdutor 14, conforme mostrado na Figura 1. Alternativamente, a massa 19 pode cobrir substancialmente menos que a totalidade de uma parte eficaz de transdução do transdutor 14. A massa 19 pode ser formada por um metal, um material não-metálico como um material polimérico, ou um material composto, por exemplo. É desejável que ao menos  
25 a superfície da massa 19 voltada para o transdutor 14 contenha um alto coeficiente de reflexão para ondas acústicas de interesse e para suas faixas de frequência Fourier. Geralmente, materiais que são duros e densos, como metais e suas ligas e cerâmicas, são adequados.

A Figura 2 é um diagrama de um sensor 10 que incorpora uma montagem de transdutores 11 de acordo com uma outra modalidade da presente invenção. Muitos dos recursos do sensor 10 mostrados na Figura 2 são essencialmente aqueles anteriormente descritos com referência à Figura 1.

5 De acordo com a modalidade mostrada na Figura 2, A montagem de transdutores 11 inclui uma camada de rigidez 17, que pode estar sob a forma de uma lâmina, película, membrana, ou outro tipo de estrutura de suporte rígido. A camada de rigidez 17 está disposta entre a massa 19 e o material interferente 21. É desejável que ao menos a superfície da camada de rigidez  
10 17 voltada para o transdutor 14 contenha um alto coeficiente de reflexão para ondas acústicas de interesse e para suas faixas de frequência Fourier.

A camada de rigidez 17 pode incluir um adesivo ou outra forma de esquema de fixação (por exemplo, acoplamento mecânico ou solda) disposto entre a camada de rigidez 17 e a massa 19. A camada interferente 21 fornece  
15 de preferência uma interface adesiva para unir de forma maleável a camada de rigidez 17 ao transdutor 14.

Em uma implementação, uma película piezoelétrica de fluoreto de polivinilideno 14 (por exemplo, uma película PVDF2) é alojada em uma película de poliéster como numa bolsa. A película de poliéster de cerca de  
20 1,5 milésimos de polegada de espessura pode ser disposta sobre cada lado da película PVDF2 14. Em uma outra implementação, o elemento transdutor 14 pode compreender uma estrutura laminada. A estrutura laminada pode compreender uma película piezoelétrica, um peso em forma de película, e uma ou mais camadas adesivas.

25 Em geral, a área superficial da camada de rigidez 17 é, de preferência, coextensiva com a transdução do transdutor 19. Conforme mostrado na Figura 2, a cobertura da massa 19 não precisa ser coextensiva com a transdução do transdutor 19, embora tal configuração esteja

representada. Entende-se que o tamanho, formato e/ou localização do elemento de massa 19 em relação ao transdutor 14 pode mudar a resposta de frequência e a sensibilidade do transdutor 14.

Figuras 3A a 3H mostram várias configurações de massa 19.

5 Conforme mostrado nas Figuras 3A a 3H, a massa 19 pode ter um perfil de distribuição de peso substancialmente uniforme em relação a um plano xy do transdutor 14. Em algumas configurações, a massa 19 pode ter um perfil de distribuição de massa substancialmente linear em relação a um plano xy do transdutor 14. Em outras configurações, a massa 19 pode ter um perfil de  
10 distribuição de peso não-linear em relação a um plano xy do transdutor 14. A massa 19 pode ser uma massa unitária ou pode compreender dois ou mais disposições de massa distintas. Muitas outras configurações de massa 19 são admissíveis, e as Figuras 3A a 3H representam apenas algumas e não devem ser consideradas como limitadoras.

15 O transdutor 14 está disposto na montagem de transdutores 11 (por exemplo, conforme mostrado nas Figuras 1 e 2) de modo que a região compreendida entre as respectivas extremidades do transdutor 14 consegue se flexionar em resposta às forças que agem sobre o transdutor 14. O transdutor 14 preferencialmente incorpora materiais ou elementos que transformam a  
20 deformação mecânica do transdutor 14 em um parâmetro elétrico mensurável. Como foi anteriormente discutido, vários transdutores que modulam ou geram um sinal em resposta a deformação podem ser usados, como materiais piezoelétrico ou piezoresistente, medidores de força, elementos capacitivos ou indutivos, ou um transformador diferencial de variação linear, entre outros.

25 Por exemplo, dependendo da configuração do transdutor 14, o tipo de material ou elementos de transdução usados e a orientação e forma de deformação do material ou elementos, uma resposta elétrica útil pode ser desenvolvida nos eletrodos ou contatos situados em várias regiões do



elemento transdutor. As conexões elétricas podem ser feitas de polímero condutivo, folha metálica metalizada ou laminados com cobertura condutiva ou sanduíches contendo o material ou elemento transdutor, por exemplo. Os parâmetros elétricos mensuráveis úteis incluem uma tensão, corrente, ou mudança em resistência elétrica, por exemplo.

É fato conhecido que determinados polímeros semi-cristalinos, como fluoropolímero de fluoreto de polivinilideno polimerizado (PVDF), contém propriedades piezoresponsivas, que podem incluir respostas piezoelétricas. PVDF é usado em vários sensores para produzir uma tensão com uma função de força ou deslocamento. Os materiais de resina polimérica piezoelétrica são particularmente úteis por que os polímeros podem ser agregados como elementos sensores flexíveis e elásticos e geram um sinal detectado representando deformação resiliente parcial quando submetidos a força.

Em uma modalidade, o transdutor 14 inclui uma tira delgada de um polímero piezoelétrico adequado como um elemento sensor. O elemento sensor do transdutor 14 é orientado dentro da montagem de transdutores 11 de modo que a tira pode estar sujeita a deflexão, o que resulta em compactação ou tensão do elemento sensor em resposta a uma força aplicada. Os contatos elétricos são dispostos junto ao elemento sensor de modo que um sinal de tensão é produzido em resposta a uma força. A deformação do elemento sensor do transdutor 14 muda as posições relativas das cargas na cadeia polimérica ou na estrutura de retícula semi-cristalina, produzindo desse modo uma tensão com uma amplitude relacionada (por exemplo, proporcionalmente relacionada) à magnitude da deformação do elemento sensor.

O invólucro 12 mostrado nas Figuras 1 e 2 inclui uma interface 13. Os sinais bioacústicos,  $S_{BS}$ , produzidos dentro do corpo, por exemplo, são mostrados sendo aplicados à interface 13. A interface 13 do invólucro é configurada para estabelecer união com o corpo durante o uso do sensor 10.

Por exemplo, a interface 13 pode ser a superfície do invólucro 12 que entra em contato com o peito do paciente ou o vestuário cobrindo o tórax. O invólucro 12 inclui também uma parte sem interface 15, que pode ser uma região do invólucro 13 que está voltada para o lado do ambiente durante o uso do sensor 10. A parte sem interface 15, que pode ser uma tampa separável, pode incorporar material acusticamente absorvente ou outro material de atenuação de vibração ou combinação.

A montagem de transdutores 11 é montada no interior do invólucro 12 de modo que o transdutor 14 seja preferencialmente sensível à energia bioacústica transmitida ao transdutor 14 por meio de uma interface 13 em relação a outras partes do invólucro 12, como a parte sem interface 15. Na configuração mostrada nas Figuras 1 e 2, por exemplo, o transdutor 14 tem duas superfícies principais opostas. A montagem de transdutores 11 é montada no interior do invólucro 12 de modo que as superfícies principais do transdutor 14 estejam substancialmente paralelas à interface 13 do invólucro 14. Outras orientações são possíveis dependendo do transdutor em particular e aspectos e características do invólucro. As orientações preferenciais entre o transdutor 14 e a interface 13 do invólucro 12 são aquelas que permitem uma razão entre sinal ruído ampliada.

A interface 13 do invólucro 12 é preferencialmente formada a partir de, ou incorpora, material que facilita a transmissão de vibrações da interface 13 até o transdutor 14, tais vibrações resultantes de energia bioacústica emanando do corpo e sendo aplicadas ao invólucro 12. A interface 13 tem preferencialmente integridade suficiente para suportar o transdutor 14. Descobriu-se que uma ampla variedade de materiais com elasticidade variada podem ser usados, variando entre relativamente maleável até substancialmente rígido.

Os materiais adequados ou úteis para a interface 13 incluem

materiais poliméricos, metais incluindo ligas, compostos, materiais cristalinos ou cerâmicos. Por exemplo, materiais adequados ou úteis incluem materiais viscoelásticos, materiais termoplásticos, materiais termofixos, materiais de papel (por exemplo, papelão), e materiais minerais (por exemplo, mica). Outros  
5 exemplos incluem policarbonato, estireno, ABS, polipropileno, alumínio, e outros plásticos e ligas de chapa de metal. Entende-se que esta listagem de materiais é apenas para propósitos ilustrativos e não constitui uma exaustiva identificação de materiais adequados ou úteis.

Acredita-se que o uso de material relativamente rígido na interface  
10 13 aumenta a sensibilidade do transdutor 14 aos sinais bioacústicos. Acredita-se também que uma ampla gama de materiais e rigidez fornece uma sensibilidade suficiente ou melhorada ao transdutor.

Um sensor 10 da presente invenção pode incorporar um esquema de cancelamento de ruído onde o som ambiente que poderia causar um  
15 impacto negativo no processo de detecção é efetivamente atenuado ou eliminado. O sensor 10, como mostrado nas Figuras 1, 2, 4, e 5A a 5C, pode incorporar um transdutor auxiliar opcional 6 montado no interior do invólucro 12. O transdutor auxiliar 6 é preferencialmente usado para implementar uma metodologia de cancelamento de ruído ao sensor 10. Por exemplo, o transdutor  
20 auxiliar 6 pode ser montado em uma localização do invólucro que permite sensibilidade preferencial à sons externos. Conforme mostrado na Figura 2, por exemplo, um transdutor auxiliar 6 é montado na parte sem interface 15 (por exemplo, tampa) do invólucro 12. Nesta configuração, o transdutor auxiliar 6 é preferencialmente sensível à vibrações resultantes de sons externos aplicados  
25 à parte sem interface 15 do invólucro 12. O sinal modulado ou produzido pelo transdutor auxiliar 6 pode ser usado para cancelar conteúdo de sinal modulado ou produzido pelo transdutor 14 que é atribuível aos sons externos.

Vários métodos conhecidos de cancelamento de ruído efetivos

usando sinais modulados ou produzidos por um transdutor auxiliar 6 e transdutor 14 podem ser usados. O transdutor auxiliar 6 pode ter uma construção e configuração igual ou similar ao do transdutor 14 ou pode ser de construção e configuração diferente.

5 O desempenho do sensor 10 pode ser melhorado com a adição de um esquema configurado para modificar uma resposta de frequência do transdutor 14. Tal esquema pode ser o formato, a rigidez, o peso, ou uma espessura em particular do transdutor 14. Alterar um ou mais desses parâmetros pode modificar a resposta de frequência do transdutor 14. Em uma  
10 implementação do sensor que inclui múltiplos transdutores, por exemplo, cada transdutor pode proporcionar uma resposta de frequência diferente ao ter pelo menos uma das características de rigidez, peso, formato e espessura diferentes daquelas de outros transdutores do sensor. Fornecendo massas 19 de diferentes pesos ou distribuições de peso pode-se, também, permitir aos  
15 transdutores 14 terem respostas de frequência diferentes.

As Figuras 4 e 5 são vistas de um sensor 10 que incorpora uma multiplicidade de montagens de transdutores 11a a 11n acoplados de forma maleável à suas respectivas massas 19a-19n de pesos ou distribuições de peso diferentes. O transdutor de cada montagem de transdutores 11a a 11n  
20 está configurado para ter uma resposta de frequência diferente de outros transdutores do sensor 10. As montagens de transdutores 11a a 11n podem ter um design igual ou diferente (plano, não-plano, ou uma mistura de ambos ou outro tipo).

Por exemplo, um primeiro transdutor de um sensor 10 pode ser  
25 adequadamente calibrado para ser preferencialmente sensível à sons cardíacos, enquanto um segundo transdutor do sensor 10 pode ser adequadamente calibrado para ser preferencialmente sensível à sons pulmonares. A fim de exemplificar ainda mais, um primeiro transdutor do

sensor 10 pode ser adequadamente calibrado para ser preferencialmente sensível á sons associados à atividade de fechamento normal da válvula cardíaca na faixa de freqüências de 10 a 200 Hz, enquanto um segundo transdutor do sensor 10 pode ser adequadamente calibrado para ser preferencialmente sensível a sons associados a atividade de fechamento anormal da válvula cardíaca (por exemplo, constrição da válvula) na faixa de 10 a 700 Hz.

Como foi discutido anteriormente, a resposta de freqüência de um transdutor é influenciada por diversos parâmetros, mais particularmente o formato, rigidez, peso, e espessura do elemento de transdução eficaz do transdutor. Alterar um ou mais desses parâmetros pode modificar a resposta de freqüência do transdutor. Na modalidade mostrada na Figura 4, ao menos um dos parâmetros é diferente para cada montagem de transdutores 11a a 11n, resultando que cada transdutor das montagens de transdutores 11a a 11n tem uma resposta de freqüência diferente. Considera-se que outros parâmetros podem ser variados entre as montagens de transdutores 11a a 11n para se alcançar respostas de freqüência diferentes.

Considera-se que outros parâmetros do sensor ou o invólucro do sensor pode ser variado em relação às montagens de transdutores 11a a 11n para se alcançar respostas de freqüência e/ou sensibilidades diferentes. O invólucro 12, e mais especificamente a interface 13, pode incluir características que fornecem uma resposta de freqüência diferente através de um conjunto de montagens de transdutores 11a a 11n. Por exemplo, a espessura, material, ou outro aspecto de uma região da interface 13 que suporta ou de outro modo influencia cada montagem de transdutores 11a a 11n pode ser variado. Elementos de formatos e materiais diferentes podem ser inseridos na interface 13 de modo à influenciar a resposta de freqüência e/ou sensibilidade de cada montagem de transdutores 11a a 11n de maneira desejável. Como tal,

diferenças na resposta de frequência e/ou sensibilidade de múltiplas montagens de transdutores 11a a 11n podem ser alcançadas ao menos em parte ao se proporcionar diferenças na construção ou material do invólucro nas regiões que suportam ou influenciam as montagens de transdutores 11a a 11n.

5                   A Figura 5A é um diagrama de um sensor 10 que incorpora uma multiplicidade de montagens de transdutores 11a a 11n acoplados de forma maleável às respectivas massas 19a a 19n montadas a um sistema de ancoramento 18 comum. Nesta modalidade ilustrativa, o sistema de ancoramento 18 pode ser um material rígido onde cada um das montagens de  
10 transdutores 11a a 11n são montados. Esta configuração pode simplificar a fabricação da parte do transdutor do sensor 10 e instalação da parte do transdutor no invólucro 12 durante a montagem.

                  As figuras 5B e 5C mostram duas configurações ilustrativas de um sensor 10 com múltiplos transdutores de acordo com modalidades da presente  
15 invenção. A Figura 5B é um diagrama de um sensor 10 que incorpora uma multiplicidade de montagens de transdutores 11a a 11n e uma massa unitária 19 acoplada de forma maleável ao transdutor 14a a 14n de cada montagem de transdutores 11a a 11n por meio de um material interferente 21. Os transdutores 14a a 14n são preferencialmente configurados para terem uma  
20 resposta de frequência diferente de outros transdutores 14a a 14n do sensor 10.

                  A Figura 5C é um diagrama de um sensor 10 que incorpora uma multiplicidade de montagens de transdutores 11a a 11n, uma camada de rigidez 21, e uma massa unitária 19 acoplada de forma maleável ao transdutor  
25 14a a 14n de cada montagem de transdutores 11a a 11n por meio de uma camada de mediação 21. Os transdutores 14a a 14n são preferencialmente configurados para terem uma resposta de frequência diferente de outros transdutores 14a a 14n do sensor 10.

Entende-se que transdutores individuais de uma dada montagem de multi-transdutores são preferencialmente acoplados aos circuitos ou ao processador de sensibilidade ou detecção do sensor por meio de canais individuais, com compensação adequada fornecida a cada canal. Entende-se que deve-se ter cuidado na prevenção ou filtração posterior de qualquer conversação cruzada que pode ocorrer entre os vários transdutores 14a a 14n. Embora tais canais sejam tipicamente definidos por um ou mais condutores aplicados para cada transdutor, várias técnicas de multiplexação de tempo ou de frequência podem ser usadas para reduzir a complexidade do esquema de instalação do sensor.

Médicos prontamente percebem que detectar sintomas cardíacos e formar um diagnóstico relevante baseado nos sons ouvidos através de um estetoscópio, por exemplo, é uma habilidade que pode levar anos para se adquirir e refinar. A tarefa de detectar acusticamente atividade cardíaca anormal é complicada pelo fato de que os sons cardíacos são freqüentemente separados um do outro por períodos muito curtos de tempo, e que os sinais que caracterizam transtornos cardíacos são freqüentemente menos audíveis que os sons cardíacos normais.

Registrou-se que a habilidade de estudantes médicos em reconhecer sopros cardíacos corretamente é insatisfatória. Em um estudo, descobriu-se que apenas  $13,5 \pm 9,8\%$  dos estudantes foram capazes de diagnosticar sopros cardíacos corretamente, e que isso não melhora com os anos subseqüentes de treinamento através de aulas expositivas, demonstração de sons cardíacos e então atividades clínicas. Também descobriu-se, através de experimentação psicoacústica, que o som precisa ser repetido de 1200 a 4400 vezes para que o cérebro reconheça diferenças. Usando esta informação, estudos tem sido feitos para se avaliar os efeitos da repetição de sons cardíacos na habilidade de um doutor em diagnosticar corretamente. Um

desses estudos foi realizado com 51 estudantes de medicina diagnosticando quatro sopros cardíacos básicos, onde cada murmúrio foi repetido 500 vezes. Melhorias significativas ( $85 \pm 17,6\%$ ) de proficiência auditiva foram observadas, demonstrando que repetir os sons cardíacos de interesse por volta de 500  
5 vezes resultou em aumento da capacidade de se reconhecer corretamente sopros cardíacos básicos.

Deve-se reconhecer que são conhecidos mais de 40 sons cardíacos diferentes provenientes de sopros cardíacos. Isso representaria um desafio para os médicos escutar cada som cardíaco 500 vezes e lembrar de  
10 cada um dos 40 sons cardíacos conhecidos, uma vez que o cérebro tem uma tendência a perder a memória se o som não foi ouvido por um longo tempo.

O declínio da habilidade de diagnóstico auditivo cardíaco tem contribuído para uma situação onde pacientes e médicos contam com métodos de diagnóstico alternativos. Registrou-se que quase 80% dos pacientes  
15 encaminhados a cardiologistas apresentam corações normais ou apenas sopros cardíacos benignos. Tais falsos resultados positivos constituem uma perda de tempo significativa e despesas tanto para pacientes quanto para cardiologistas.

Um sensor bioacústico da presente invenção pode ser  
20 implementado para ser sensível à sons cardíacos de vários tipos e características. Por exemplo, um sensor pode incorporar vários transdutores, cada um dos quais é preferencialmente sensível a uma frequência ou faixa de frequências associadas a um ou mais sons cardíacos conhecidos. Por exemplo, transdutores individuais podem ser "ajustados" para detectar certos  
25 sopros cardíacos em particular. Uma técnica de chaveamento ou varredura pode ser empregada onde cada transdutor de um conjunto de transdutores é seletivamente escolhido para auscultação pelo clínico ou para saída para um dispositivo visual ou auditivo, como pelo uso de uma conexão de comunicação



sem fio.

Em uma implementação mais complexa, perfis sonoros dos 40 ou mais sons cardíacos conhecidos podem ser desenvolvidos (por exemplo, perfis de sinal morfológico ou perfis de frequência de espectro). Um processador, como um processador de sinal digital, pode executar uma comparação entre sons cardíacos detectados e perfis de som cardíaco da coleção de perfis para determinar a presença ou ausência de específicos sons cardíacos emanando do paciente. Vários algoritmos, como algoritmos de reconhecimento de correlação ou padrão, podem ser empregados para efetuar a comparação.

A capacidade de se ajustar a resposta de frequência do sensor bioacústico da presente invenção vantajosamente permite um único sensor a ter vasta sensibilidade a um largo espectro de sons corporais, e a habilidade de se focar em frequências de sons corporais de interesse particular.

A Figura 6 é um diagrama de um sensor que incorpora uma montagem de transdutores da presente invenção dispostos em um invólucro 12. O invólucro 12 inclui uma camada adesiva 48 que fornece um acoplamento íntimo entre o invólucro do sensor 12 e o corpo durante o uso. Um revestimento removível 49 pode cobrir a camada adesiva 48 e pode ser removido antes do uso do sensor 10. A camada adesiva 48 preferivelmente fornece uma bom acoplamento acústico entre o sensor 10 e o corpo do paciente (por exemplo, pele ou vestuário). Por exemplo, adesivos similares a fitas adesivas sensíveis à pressão usadas na construção de eletrodos de eletrocardiograma (ECG) para serem aderidos à pele podem ser usados. Uma dessas fitas é a fita Microporo com adesivo, N° 9914, não-tecida para pele, disponível junto à 3M, St. Paul, MN, EUA. Um sensor configurado de acordo com a Figura 6 pode ser particularmente útil no contexto de um dispositivo de detecção descartável, como um estetoscópio descartável.

O invólucro 12 mostrado na Figura 6 é um invólucro de duas

partes que inclui uma base 40 e uma tampa 42. A base 42 é de preferivelmente formada por um material relativamente rígido, uma vez que a base 42 incorpora uma interface conforme anteriormente descrito neste documento. A tampa 42 pode ser formada por material igual ou diferente da base 40, e pode ser unida à base 40 usando-se um esquema de acoplamento conhecido. Uma interface maleável 44 pode ser formada entre a base 40 e tampa 42. A interface maleável 44 é formada por um material que atenua vibrações transmitidas ao longo ou através da tampa 42, tipicamente produzidas a partir de fontes no ambiente. Além disso, e como anteriormente discutido, a tampa 42 pode ser formada de material de absorção acústica que auxilia na redução de excitação do transdutor devido à um ruído ambiente. O fornecimento de isolamento/atenuação de vibração entre a tampa 42 e a base 40 vantajosamente atenua vibrações produzidas por tais fontes ambientes (por exemplo, sons não produzidos pelo corpo), aumentando desse modo a sensibilidade do sensor a sons produzidos pelo corpo.

A Figura 7 é um diagrama de um sensor 10 que incorpora um invólucro 12 contendo um esquema de fixação 50. O esquema de fixação 50 facilita a fixação do sensor 10 a parte do corpo do paciente durante o uso e facilita a remoção do mesmo do corpo do paciente após o uso. Na modalidade mostrada na Figura 7, o esquema de fixação 50 inclui uma ou mais faixas elásticas 54 que são acopladas ao invólucro 12 do sensor 10. As faixas elásticas 54 tem comprimento e elasticidade suficientes para extender-se ao redor da parte de interesse do corpo do paciente. As extremidades das faixas elásticas 54 são dotadas de um esquema de ligação adequado que permite uma ligação firme do sensor 10 ao paciente durante o uso. Em uma configuração alternativa, o esquema de fixação 50 pode incluir uma ou mais tiras de fita adesiva, que podem ser representada por faixas ou tiras adesivas (elásticas ou não-elásticas) 54 na Figura 7.

Os circuitos de processamento de sinais 94 podem executar uma análise mais sofisticada de sinais bioacústicos recebidos pelo sensor 10, como combinação de perfis de sons corporais conforme discutido acima. Os circuitos de processamento de sinais 94 podem executar várias formas de análise estatística em sinais produzidos pelo sensor. Em tais configurações, os circuitos de processamento de sinais 94 podem incluir um processador de sinal digital. Alternativamente, ou adicionalmente, um sistema externo 114 pode executar todos ou alguns desses processamentos de sinais e análises. O sistema externo 114 pode incluir um monitor, sistema de som, impressora, interface de rede, e interfaces de comunicação configuradas para estabelecer comunicação uni ou bidirecional com o dispositivo de comunicação 112 disposto no invólucro principal 115 do estetoscópio 90.

A Figura 8 é um diagrama de um sensor 10 que incorpora um invólucro 12 tendo um formato configurado para facilitar a manipulação manual o que facilita o acoplamento manual entre o invólucro 12 e o corpo durante o uso, de acordo com uma modalidade da presente invenção. O formato do invólucro 12 pode ser ergonomicamente ajustado para uso específico do sensor. O invólucro 12 mostrado na Figura 8 pode facilitar a manipulação manual do sensor 10. Por exemplo, um médico pode segurar a empunhadura 80 do invólucro 12 e aplicar a interface 13 do invólucro à pele ou vestuário do paciente. O sensor 10 pode ser mantido no lugar pelo médico durante a avaliação. Entende-se que outras formas de invólucros são consideradas.

A Figura 9a mostra um estetoscópio que incorpora um sensor da presente invenção. O estetoscópio 90 é um estetoscópio eletrônico configurado para incluir componentes tradicionais, como um par de auscultadores 95a, 95b, tubos auriculares 97a, 97b, e um tubo principal 93. O tubo principal 93 é acoplado ao invólucro principal 115, onde um sensor 10 de um tipo anteriormente descrito está disposto. Outros componentes que podem ser

dispostos no invólucro principal 115 incluem uma fonte de energia 92, circuitos de processamento de sinais 94, e um dispositivo de comunicação 112. Os circuitos de processamento de sinais 94 pode executar uma análise mais sofisticada de sinais bioacústicos recebidos pelo sensor 10, como combinação de perfis de sons corporais conforme discutido acima. Alternativamente, ou  
5 adicionalmente, um sistema externo 114 pode executar tal processamento de sinais e análises. O sistema externo 114 pode incluir um monitor, sistema de som, impressora, interface de rede e interfaces de comunicação configuradas para estabelecer comunicação uni ou bidirecional com o dispositivo de  
10 comunicação 112 disposto no invólucro principal 115 do estetoscópio 90.

O dispositivo de comunicação 112 pode ser implementado para estabelecer uma ligação de radiofrequência convencional (RF) que é tradicionalmente usada para efetuar comunicações entre sistemas locais e remotos conforme é conhecido na técnica. A ligação de comunicação entre o  
15 dispositivo de comunicação 112 e o sistema externo 114 pode ser implementada usando-se uma interface de comunicação sem-fio de curta distância, como uma interface de acordo com padrões de comunicação, como um padrão Bluetooth, padrões IEEE 802 (por exemplo, IEEE 802.11), ou outro protocolo de padrão sem fio público ou privado.

20 A Figura 9b mostra um capacete 91 que incorpora sensores 10a e 10b de um tipo aqui descrito. De acordo com a modalidade mostrada na Figura 9b, sensores 10a e 10b podem ser implementados para fornecer auscultação intensificada ao usuário do capacete 91, e podem ainda fornecer cancelamento de ruído ambiente como da maneira anteriormente descrita em relação à  
25 Figura 2. Os sensores 10a e 10b ou outro sensor pode ser implementado para servir como um captador de voz, onde o desempenho do mesmo pode ser melhorado por um sistema de cancelamento de ruído ambiente de um tipo anteriormente descrito. Vários dispositivos e aparelhos que podem ser

implementados para incluir um ou mais sensores da presente invenção são apresentados nas Patentes U.S. N° 4.756.028, 5.515.865, 5.853.005 e D433.776, que estão aqui incorporadas a título de referência.

Figura 10 é um diagrama de blocos mostrando vários componentes de um sensor 10 de acordo com uma modalidade da presente invenção. De acordo com a modalidade mostrada na Figura 10, um ou mais sensores 10 de um tipo anteriormente descrito é ou são acoplado(s) a um amplificador 102, tipicamente de acordo com uma configuração diferencial. Em uma implementação que emprega vários sensores 10 ou múltiplos transdutores, cada um pode ser acoplado a um amplificador 102 distinto. O amplificador 102 pode incluir um primeiro estágio que está situado na montagem de transdutores, como na ou próximo a extremidade de ancoramento do transdutor. Este primeiro estágio do amplificador, se necessário, pode servir primariamente para converter uma alta impedância do transdutor, como um transdutor piezoelétrico, para uma impedância baixa, menos susceptível aos ruídos. Um segundo estágio do amplificador pode ser usado para amplificar o sinal detectado que foi produzido na saída do primeiro estágio.

Os circuitos de processamento de sinais 104 podem ser acoplados ao amplificador 102. A sofisticação dos circuitos de processamento de sinais 104 pode variar de simples até complexo. Por exemplo, os circuitos de processamento de sinais 104 podem incluir um filtro de entalhe simples com uma frequência central de 60 Hz para propósitos de atenuação de ruído devido a fontes de energia comuns. Os circuitos de processamento de sinais 104 podem incluir um ou mais filtros de passagem de banda que acentuam a sensibilidade e/ou razão sinal ruído do conteúdo do sinal do transdutor de interesse.

Uma filtração mais sofisticada pode ser realizada no detector de

sinal para acentuar a detecção de específicos sons corporais. Tais filtros podem incluir filtros análogos e/ou digitais. Os processadores de sinal análogos e digitais relativamente sofisticados podem ser usados para fornecer processamento de sinais mais complexos, como reconhecimento de padrão, separação de fonte, correlação de características e cancelamento de ruído.

Um dispositivo de comunicação 112 pode ser acoplado a uma saída do amplificador 102. O dispositivo de comunicação 112 pode ser de um tipo anteriormente descrito que fornece uma ligação de comunicação entre o dispositivo de comunicação 112 e o sistema externo. Uma fonte de energia 110 fornece energia aos componentes ativos do sensor. Um processador ou controlador 117 pode ser incorporado para coordenar as várias funções dos componentes mostrados na Figura 10. As detecções de sinais produzidas na saída 108 do amplificador 102 são transmitidas aos componentes da jusante por meio de condutor(es) 106, que podem ser condutores eléctricos ou ópticos.

O processador/controlador 117 pode ser configurado para realizar vários diagnósticos e operações de calibração. Por exemplo, pode ser desejável equalizar o ganho de resposta de cada transdutor de um dado sensor. Pode ser desejável, também, realizar uma calibração de resposta de frequência para "finamente ajustar" a resposta de frequência do(s) transdutor(s). O ganho e/ou resposta de frequência de cada transdutor pode ser ajustado durante uma calibração de rotina de modo que cada uma esteja em uma amplitude pré-estabelecida e/ou exiba uma resposta de frequência desejada. A calibração pode ser iniciada antes ou durante o uso do sensor, e pode ser coordenada pelo processador ou controlador 117. Em uma configuração, uma fonte de excitação pode estar incluída com o sensor (interno ou externo) que gera sinais de excitação com características conhecidas, permitindo assim calibração relativamente fácil e exata do ganho e/ou resposta de frequência do transdutor.

De acordo com uma modalidade e conforme mostrado na Figura 11, um amplificador de conversão de impedância 118 pode ser implementado no ou próximo ao transdutor 11 que está diretamente em interface com um transmissor de fibra óptica 119 análogo. A saída do transmissor de fibra óptica 119 está conectada a um guia óptico 116, que está conectado aos circuitos de recepção 120. Os circuitos de recepção 120 incluem um receptor análogo de fibra óptica 122 que converte o sinal de luz transmitido por meio de um guia óptico 116 de volta para um sinal elétrico. A saída do receptor óptico 122 é acoplada aos circuitos 124 que podem incluir amplificação adicional, processamento de sinais e/ou um sistema para gravar o sinal ou dado comunicado ao longo do guia óptico 116. Os circuitos de recepção 120 podem ser acoplados a um dispositivo ou circuitos adicionais 130 por meio de ligação elétrica ou sem fio 126. O dispositivo ou circuitos adicionais 130 podem ser um dispositivo de saída de áudio, como fones de ouvido, um dispositivo de informação eletrônico, como um PDA ou PC, uma unidade de vídeo ou uma interface de rede.

O invólucro na Figura 11 que contém dois transdutores piezoelétricos 14 pode conter uma pequena bateria para ligar o conversor de impedância do amplificador 112 e o transmissor óptico 114, ou dois pequenos fios podem ser incluídos em um feixe em conjunto com o guia ou cabo de fibra óptica 116 para suprir energia a estes e outros componentes ativos.

O condicionamento de sinal ou circuito de processamento podem estar situados no, próximo ou podem estar integralmente associados ao transdutor 11. Por exemplo, o transdutor 11 e os circuitos de processamento de sinais podem ser uma estrutura unitária. O condicionamento de sinal ou circuito de processamento pode incluir um ou mais circuitos de amplificação, como um isolador, circuitos de amplificação de ganho e/ou combinação de impedância, circuitos de filtros, circuitos de condicionamento de sinal e circuitos mais

sofisticado.

Um sensor bioacústico da presente invenção fornece sensibilidade e razão sinal ruído excepcionais pelo uso de um transdutor de um tipo aqui descrito e uma massa que oferece rigidez ao transdutor. O desempenho do sensor foi verificado usando-se um fonocardiograma. Diferentes sons cardíacos relacionados a diferentes doenças foram restaurados em termos de som, por meio de um disco compacto e um fonocardiograma (PCS) usando este sensor. Houve pouca diferença entre o som original gravado no CD e os sons restaurados pelo sensor. O sensor mostrou-se ser tão sensível que pode atingir uma razão sinal ruído muito boa mesmo quando colocado por cima do vestuário do paciente.

As descrições anteriormente mencionadas das diversas modalidades da invenção foram apresentadas para propósitos de ilustração e descrição. Elas não tem a intenção de serem completas ou até limitar a invenção à forma precisa apresentada. Muitas modificações e variações são possíveis considerando-se as amostras acima. Por exemplo, transtornos de sono por si só como indicadores de doenças neurológicas mais sérias estão em ascensão. Apnéia do sono em todas as idades e síndrome da morte súbita infantil em bebês também estão em ascensão enquanto suas etiologias estão sendo identificadas. Um método de diagnóstico pode envolver monitoramento de movimentos corporais e sons da respiração ou pulmões de pacientes com os sintomas acima, que pode ser prontamente realizado usando-se sensores dos tipos aqui descritos. Além disso, um sensor da presente invenção pode ser usado em outras aplicações além da detecção bioacústica. Entende-se que o escopo da invenção não seja limitado por essa descrição detalhada, mas sim pelas reivindicações aqui anexadas.



### REIVINDICAÇÕES

1. SENSOR BIOACÚSTICO, caracterizado pelo fato de compreender:

um invólucro compreendendo uma porção de interface configurada para estabelecer uma ligação com uma parte do corpo durante o uso;

um elemento transdutor acoplado à porção de interface e configurado para detectar sons produzidos por matéria de origem biológica, com o elemento transdutor configurado para modular ou gerar um sinal em resposta a uma deformação do elemento transdutor;

um ou mais condutores acoplados ao elemento transdutor;

um elemento de massa maleavelmente acoplado a uma superfície do elemento transdutor e

um material interferente disposto entre a superfície do elemento transdutor e o elemento de massa, sendo que tal material interferente permite o movimento diferencial entre a superfície do elemento transdutor e o elemento de massa durante a excitação do elemento transdutor.

2. SENSOR, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o elemento de massa, o material interferente e o elemento transdutor estão configurados para amplificar um sinal que pode ser produzido pelo elemento transdutor.

3. SENSOR, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o elemento de massa, o material interferente e o elemento transdutor estão configurados para permitir a deformação mecânica do elemento transdutor em resposta a uma quantidade de energia bioacústica aplicada ao elemento transdutor.

4. SENSOR, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que ao menos uma superfície do elemento de massa em contacto

com o elemento transdutor tem um alto coeficiente de reflexão para ondas acústicas.

5. SENSOR, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o material interferente tem baixa impedância acústica.

5 6. SENSOR, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o elemento de massa cobre substancialmente toda uma parte transdutora eficaz da superfície do elemento transdutor.

7. SENSOR, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o elemento de massa compreende uma massa e uma lâmina,  
10 película ou membrana rígida contendo uma primeira superfície e uma segunda superfície, com a primeira superfície disposta para ficar em contato com o material interferente e a massa disposta de modo adjacente à segunda superfície.

8. SENSOR, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado  
15 pelo fato de que o elemento transdutor compreende uma película polimérica piezoelétrica.

9. SENSOR, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que os componentes do elemento transdutor são embutidos em uma massa do material interferente.

20 10. UNIDADE DE SENSOR, caracterizada pelo fato de compreender uma pluralidade de elementos transdutores de acordo com a reivindicação 1, sendo que cada elemento transdutor da pluralidade é configurado para ter uma resposta de frequência diferente daquela de ao menos um outro elemento transdutor da pluralidade de elementos transdutores.

25 11. UNIDADE DE SENSOR, de acordo com a reivindicação 1, caracterizada pelo fato de compreender, ainda:

um elemento transdutor auxiliar disposto no interior do invólucro, mas não na porção de interface, e

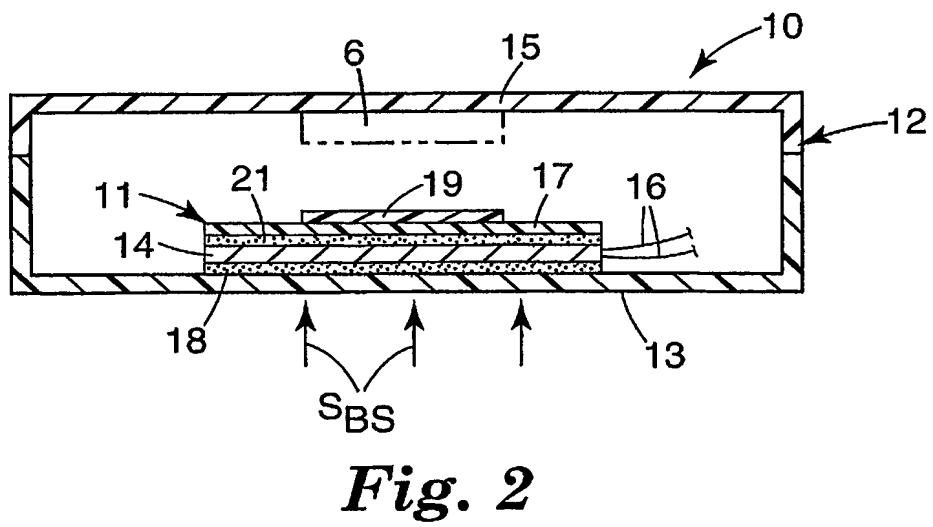
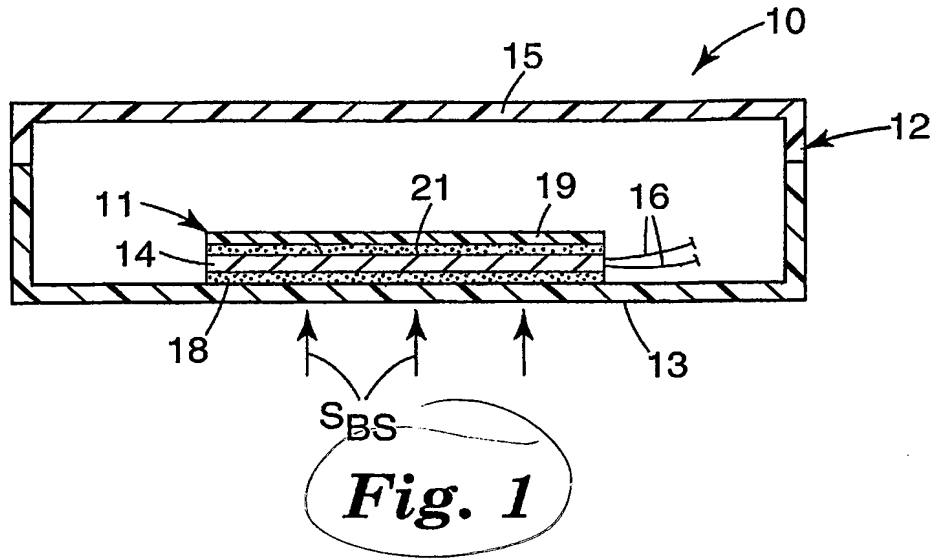
um circuito de cancelamento de ruído acoplado ao elemento transdutor e ao transdutor auxiliar.

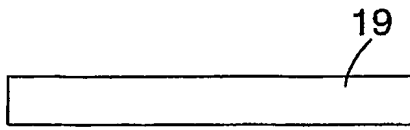
12. SENSOR BIOACÚSTICO, caracterizado pelo fato de compreender:

- 5                   um invólucro compreendendo uma porção de interface configurada para estabelecer contato com uma parte do corpo durante o uso;
- meios para transduzir energia bioacústica transferida por meio de uma porção de interface do invólucro em um sinal;
- uma camada rígida e
- 10                meios para facilitar o movimento diferencial entre os meios transdutores e a camada rígida durante a excitação dos meios transdutores.

13. MÉTODO DE DETECÇÃO DE ENERGIA BIOACÚSTICA QUE USA UM TRANSDUTOR DISPOSTO EM UM INVÓLUCRO, caracterizado pelo fato de compreender:

- 15                promover o acoplamento do transdutor no invólucro;
- promover o acoplamento de uma massa rígida no transdutor, oposto ao invólucro;
- excitação do transdutor em resposta à presença de energia bioacústica;
- 20                facilitação do movimento diferencial entre o transdutor e uma massa rígida durante a excitação do transdutor;
- modulação ou geração de um sinal pelo transdutor em resposta á excitação do transdutor; e
- melhoramento da sensibilidade do transdutor com a massa rígida.

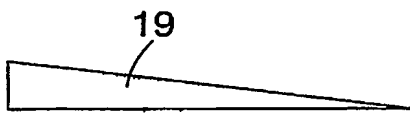




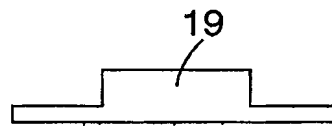
***Fig. 3A***



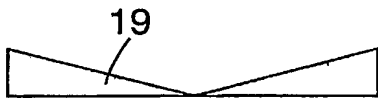
***Fig. 3F***



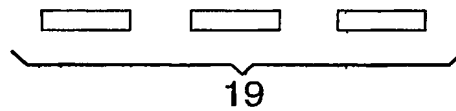
***Fig. 3B***



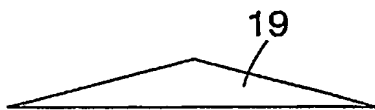
***Fig. 3G***



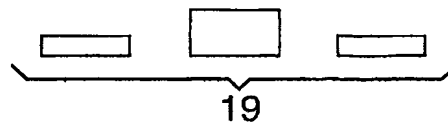
***Fig. 3C***



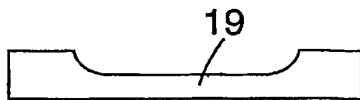
***Fig. 3H***



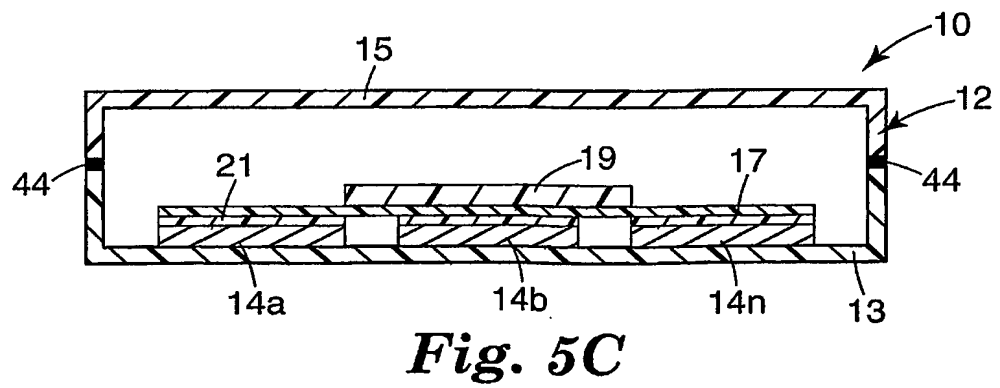
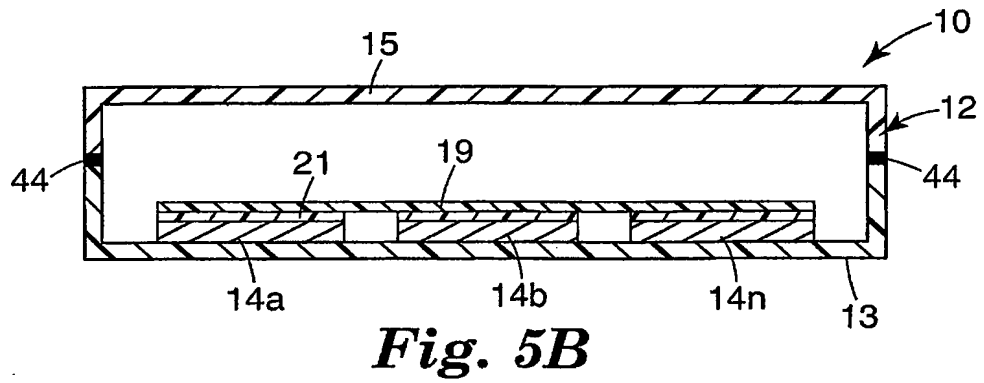
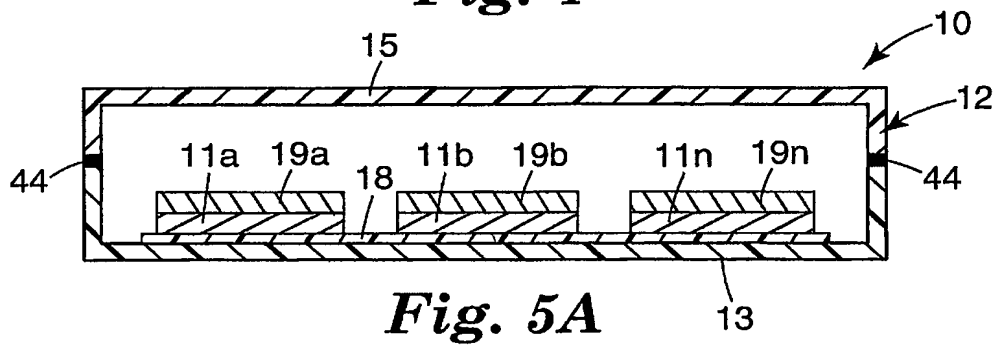
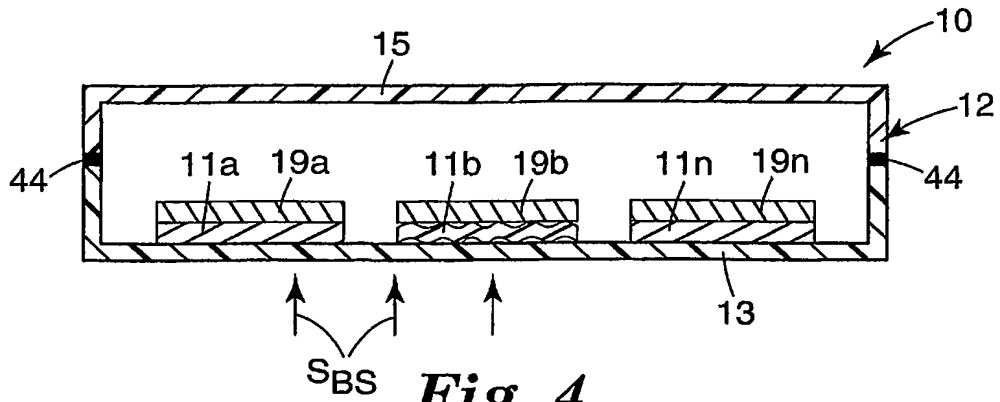
***Fig. 3D***

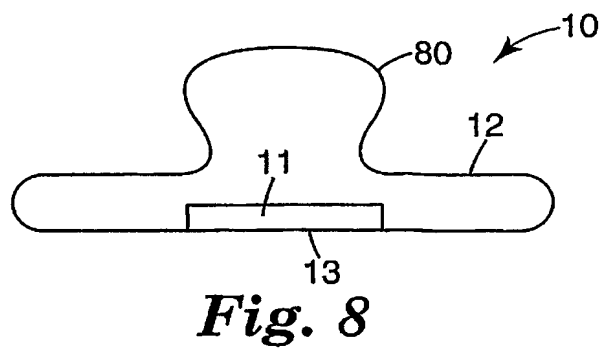
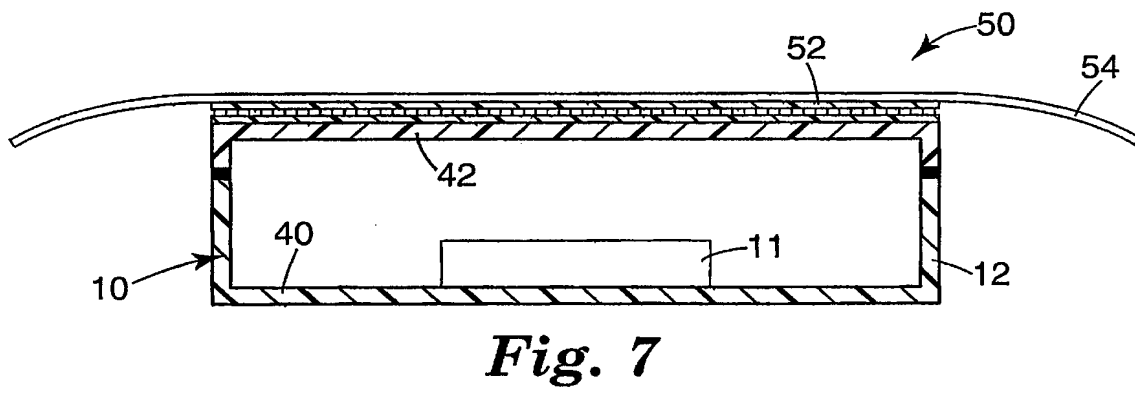
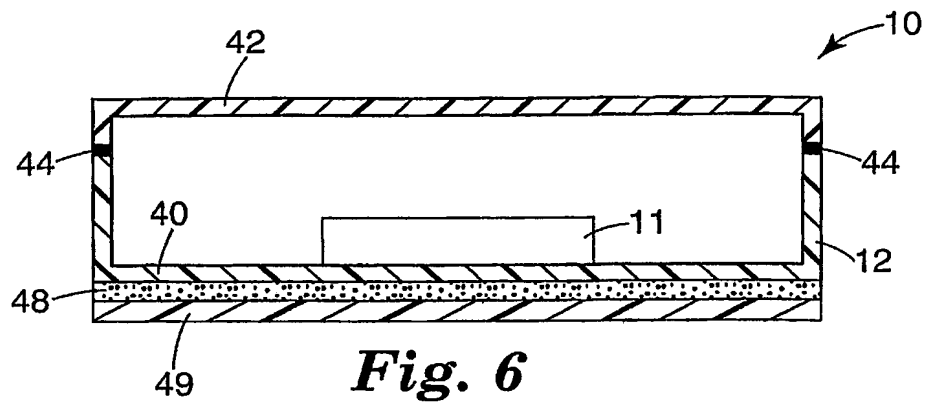


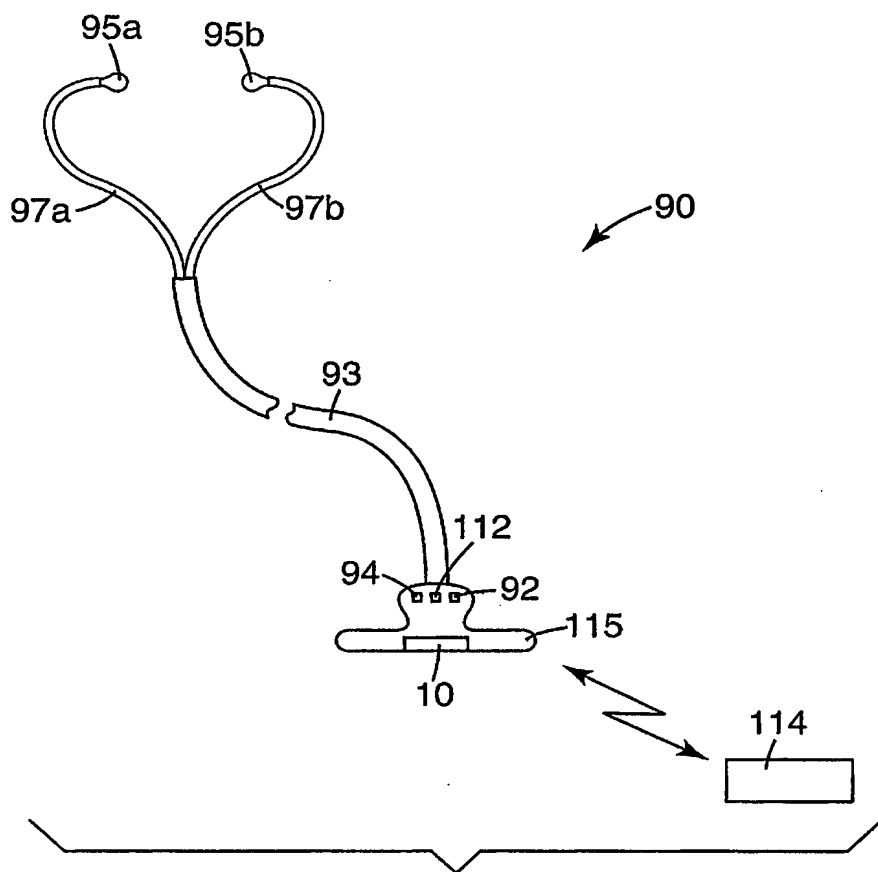
***Fig. 3I***



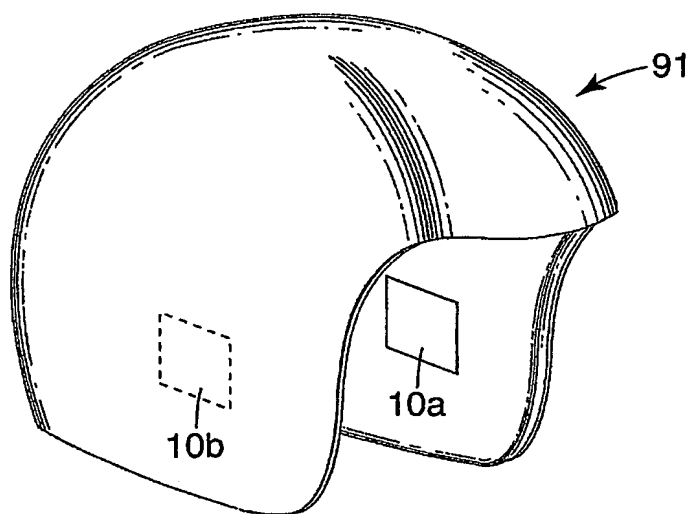
***Fig. 3E***





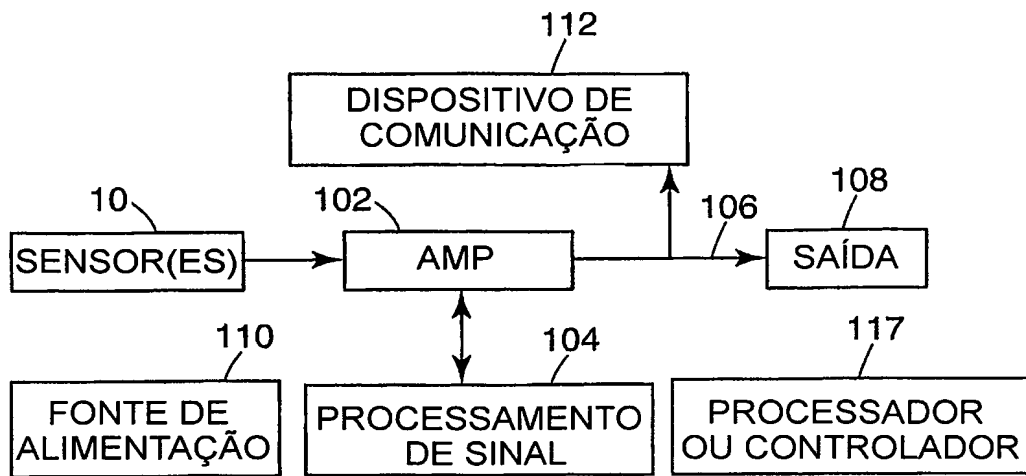


**Fig. 9a**

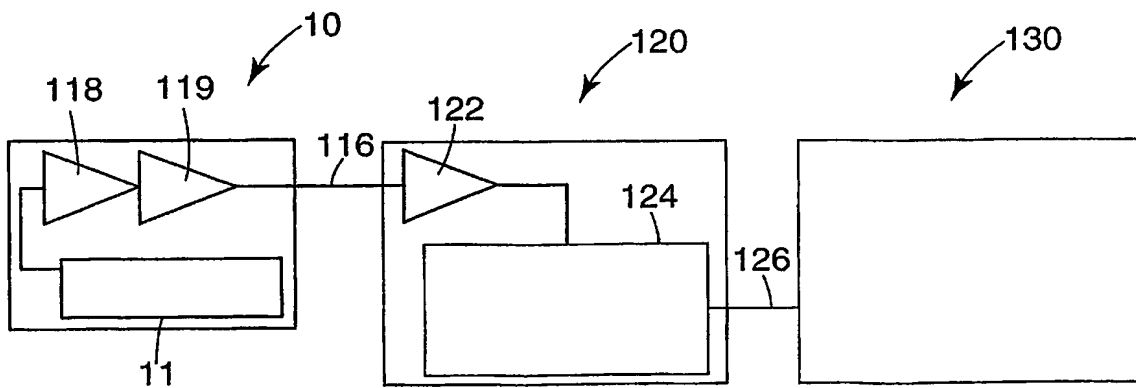


**Fig. 9b**





**Fig. 10**



**Fig. 11**

P0620546.1

**RESUMO****"SENSORES BIÓACÚSTICOS, UNIDADES DE SENSOR E MÉTODO DE  
DETECÇÃO DE ENERGIA BIOACÚSTICA QUE USA UM TRANSDUTOR  
DISPOSTO EM UM INVÓLUCRO"**

- 5 Trata-se de um sensor para detecção de energia bioacústica que inclui um  
invólucro compreendendo uma interface configurada para estabelecer o  
acoplamento com o corpo durante o uso. O sensor inclui um elemento  
transdutor acoplado à interface do invólucro e configurado para detectar sons  
produzidos por matéria de origem biológica. Um ou mais condutores são  
10 acoplados ao elemento transdutor. Um elemento de massa é unido de forma  
maleável a uma superfície do elemento transdutor. Um material interferente é  
disposto entre a superfície do elemento transdutor e o elemento de massa, e  
permite o movimento diferencial entre a superfície do elemento transdutor e o  
elemento de massa durante a excitação do elemento transdutor.