



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

**(21) PI 0718623-1 A2**



(22) Data de Depósito: 06/11/2007  
(43) Data da Publicação: 26/11/2013  
(RPI 2238)

(51) Int.Cl.:  
A61H 31/00

**(54) Título:** SISTEMA DE TERAPIA DE  
RESSUSCITAÇÃO CARDIOPULMONAR.

**(57) Resumo:**

**(30) Prioridade Unionista:** 14/11/2006 US 60/865,666

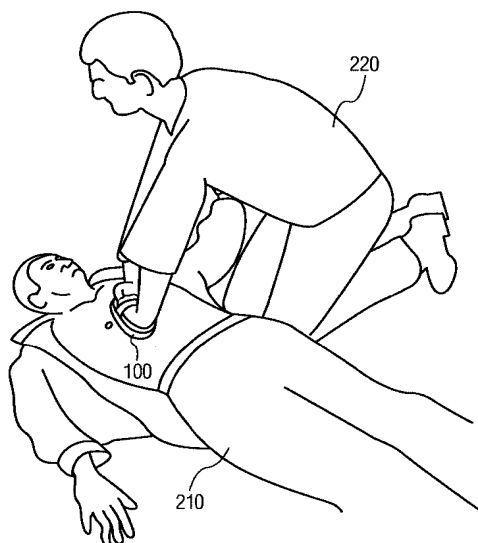
**(73) Titular(es):** Koninklijke Philips Electronics N.V

**(72) Inventor(es):** Daniel Powers, Dennis Ochs

**(74) Procurador(es):** Momsen, Leonardos & Cia.

**(86) Pedido Internacional:** PCT IB2007054497 de 06/11/2007

**(87) Publicação Internacional:** WO 2008/059394de  
22/05/2008



## “SISTEMA DE TERAPIA DE RESSUSCITAÇÃO CARDIOPULMONAR”

A invenção relaciona-se geralmente a dispositivos médicos, e mais particularmente, a dispositivos de instrução e treinamento de ressuscitação cardiopulmonar (CPR).

5                   Ataque cardíaco é uma condição médica ameaçadora de vida na qual o coração do paciente falha para prover fluxo de sangue para suportar vida. CPR pode ser administrado a um paciente experimentando ataque cardíaco para fazer sangue fluir no paciente. Um socorrista administra CPR comprimindo o tórax do paciente espaçado com soprar na boca do paciente  
10                   para encher os pulmões com oxigênio. CPR pode ser combinada com outras formas de terapia igualmente, tal como terapia de desfibrilação. Como é conhecido, durante ataque cardíaco, a atividade elétrica do coração pode estar desorganizada (fibrilação ventricular, "VF"), rápida demais (taquicardia ventricular, "VT"), ausente (assistolia), ou organizada a uma taxa cardíaca normal ou lenta sem produzir fluxo de sangue (atividade elétrica sem pulso).  
15                   Um choque de desfibrilação distribuído a um paciente sofrendo de VF ou VT pode parar a atividade elétrica não sincronizada ou rápida e permitir um ritmo normal retornar. Entre os tempos choques de desfibrilação são distribuídos a um paciente, CPR é administrada para promover fluxo de sangue.

20                   Estudos sugeriram que as perspectivas de sobrevivência de um paciente podem ser melhoradas pela administração de CPR de alta qualidade. A qualidade da CPR está relacionada diretamente à qualidade das compressões no tórax, uma parte de qual é determinada por profundidade de compressão. Quer dizer, compressões no tórax boas são geralmente aquelas  
25                   que apertam o tórax de um adulto por quatro centímetros e cerca de dois centímetros e meio para uma criança. Há muitas diretrizes conhecidas na técnica que mostram profundidades de compressão desejadas para CPR. Por exemplo, veja Diretrizes 2000 para Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care, '102 Circulation Supp. I (2000)'. Aprender a

administrar compressões no tórax de profundidade suficiente faz parte tradicionalmente de treinamento de CPR. Por exemplo, em situações práticas envolvendo manequins, profundidade de compressão é geralmente medida e a informação realimentada ao participante. É assumido que praticando compressões no tórax em um manequim, o participante será capaz de repetir o mesmo padrão de movimento em pacientes humanos reais. Porém, estudos mostraram que a habilidade para repetir o padrão de movimento de administrar compressões no tórax é pobre até mesmo imediatamente depois de ser treinado, e não surpreendentemente, fica pior com o passar do tempo. Adicionalmente, desde que a anatomia humana varia de pessoa para pessoa, os pacientes têm graus diferentes de resistência a compressões no tórax e exigem níveis diferentes de força para comprimir suficientemente o tórax. Como resultado, aprender a administrar compressões no tórax uniformes, profundidade de compressão correta por CPR treinando em um manequim é difícil de alcançar. Seria desejável ter um dispositivo que ajude um socorrista de CPR a guiar o socorrista na profundidade correta de compressões no tórax quando CPR é administrada.

Vários dispositivos foram propostos para ajudar um socorrista a aplicar CPR corretamente. Por exemplo, Patente US 5.496.257 (Kelley) mostra um dispositivo que usa um sensor de pressão para monitorar forças de compressão e temporização. Patente US 6.125.299 (Groenke et al. ) mostra que um dispositivo que usa um sensor de força para medir a força de compressão aplicada ao tórax de um paciente. Porém, estes dispositivos só medem a força aplicada ao tórax e não medem a profundidade atual de compressões. Uma dada força pode comprimir os tóraxes de pacientes diferentes por quantidades diferentes, assim medindo só força não proverá realimentação suficiente ou consistente ao socorrista. Além disso, medições baseadas em força também podem ser inexatas por causa de variação entre pacientes em morfologia torácica e complacência (rigidez).

Dispositivos de CPR que usam só acelerômetros para medir profundidade de compressões não podem responder completamente ou precisamente por erros na aceleração medida; nem eles podem responder por desvio nos pontos de partida de compressões. Além disso, o processo de integração necessário grandemente para derivar a profundidade de compressões compõe grandemente qualquer erro na aceleração medida. É importante corrigir erros na aceleração medida como a profundidade total de compressões deveria estar dentro da gama relativamente estreita de 3,8 cm a 5,0 cm. Publicação US 2001/0047140 (Freeman) mostra um dispositivo que usa um acelerômetro como um sensor de compressão e menciona medir profundidade de tórax com o acelerômetro. Porém, Freeman não provê nenhum método para responder pelos erros inerentes em usar um acelerômetro sozinho. Assim, esta técnica pode estar sujeita às inexatidões acima mencionadas. Veja também a Patente US 6.306.107 (Myklebust et al. ), que descreve um dispositivo que usa um bloco de pressão contendo um acelerômetro e uma chave ativada por força para determinar a profundidade de depressões.

O uso de um acelerômetro para medir profundidade de compressão no tórax durante CPR também é complicado por pelo menos duas fontes de erro: erro de sinal e erro de aceleração externa. Erro de sinal inclui erros na aceleração medida devido a ruído eletrônico, ao tremor de fios ou cabos, erros inerentes no acelerômetro, e outras fontes de ruído na própria aceleração. Erro de aceleração externa inclui erros introduzidos por acelerações aplicadas ao paciente e/ou ao acelerômetro diferente de acelerações causadas por CPR. Por exemplo, se o paciente estiver sendo transportado em uma ambulância e um socorrista estiver aplicando CPR manual com um monitor de compressão, então o acelerômetro medirá acelerações causadas por vibrações de estrada como também acelerações causadas por CPR. Se a ambulância saltar sobre uma estrada irregular, um

grande pico pode aparecer nos dados de compressão. O acelerômetro, por si só, não pode distinguir entre as acelerações causadas por ruído de estrada e as acelerações causadas por compressões. O acelerômetro mede aceleração combinada e não apenas as acelerações causadas por compressões. Por conseguinte, o monitor de compressão informará um valor de deslocamento diferente do deslocamento de tórax real. As tentativas da técnica anterior para superar este problema incluíram o uso de um segundo acelerômetro que é colocado em baixo da vítima durante CPR. O segundo acelerômetro assim responderá ao movimento de modo comum do veículo, mas não responderá aos golpes de compressão no tórax do paciente. Subtraindo o sinal de modo comum do segundo acelerômetro do sinal do acelerômetro de tórax comprimido removerá o movimento de veículo de modo comum da medição. Porém, esta abordagem requer outro acelerômetro e suas conexões e processamento, adicionalmente complicando o processo de salvamento para o socorrista. É desejável ser capaz de responder por tais fatores de erro externos sem a necessidade por fios e hardware adicionais.

De acordo com os princípios da presente invenção, um sistema e método de treinamento de CPR baseado em uma profundidade são providos que são precisos até mesmo em um veículo em movimento. O sistema e método inventivos empregam um acelerômetro responsivo a compressões no tórax que produz um sinal de aceleração que, quando integrado duplamente, produz uma medição de profundidade de compressão no tórax. Um sensor de força também é responsivo às compressões no tórax e produz um sinal que é uma medida da força de compressão. Os dois sinais são correlatados ou comparados para avaliar a confiabilidade da medição de profundidade. Enquanto o sinal de profundidade pode ser afetado pelo movimento de um veículo em movimento, o sinal de força pode não ser. Uma correlação continuada de profundidade e força através de vários golpes de compressão indica uma medição de profundidade confiável. Quando o sinal de

profundidade se torna incerto, o sinal de força pode ser usado para indicar profundidade de compressão usando a relação previamente determinada entre força e profundidade. Esta informação pode ser usada para prover realimentação a um socorrista sobre a perfeição das compressões de CPR.

5 Nos desenhos:

Figura 1 é um diagrama de um dispositivo de treinamento de CPR de acordo com uma concretização da presente invenção.

Figura 2 ilustra um socorrista usando um dispositivo de treinamento de CPR de acordo com uma concretização da presente invenção para administrar CPR a um paciente.

Figura 3 ilustra um socorrista usando um dispositivo de treinamento de CPR e desfibrilador de acordo com outra concretização da presente invenção.

Figura 4 é um diagrama de bloco de componentes incluídos em um dispositivo de treinamento de CPR construído de acordo com os princípios da presente invenção.

Figura 5 é um diagrama de bloco de um desfibrilador ao qual um dispositivo de treinamento de CPR da presente invenção está acoplado para desfibrilação e treinamento de CPR combinados.

Figura 6 é uma ilustração de um dispositivo de treinamento de CPR acoplado a um desfibrilador de acordo com outra concretização da presente invenção.

Figura 1 ilustra um dispositivo de treinamento de CPR 100 construído de acordo com os princípios da presente invenção. O dispositivo de treinamento de CPR 100 é operável para treinar um socorrista em administrar CPR a um paciente, tal como provendo realimentação sobre se compressões no tórax são de profundidade suficiente e se o ritmo das compressões no tórax é adequado. Os sinais providos pelo dispositivo de treinamento de CPR são relativamente imunes a movimento de modo comum

tal como o salto de uma ambulância em estradas irregulares.

Uma porção superior 120 de um alojamento 118 do dispositivo de treinamento de CPR 100 é mostrada na Figura 1. Uma ilustração 110 descrevendo o torso de um paciente está incluída na porção superior 120 do dispositivo de treinamento de CPR 100 para ilustrar a posição e orientação corretas do dispositivo de treinamento de CPR 100 no paciente durante CPR. Nesta posição, a porção inferior do dispositivo 100 oposta à porção superior 120 está em contato com o torso do paciente. O dispositivo de treinamento de CPR pode ser preso ao paciente por uma camada adesiva presente sobre uma porção inferior 124 do alojamento 118 do dispositivo de treinamento de CPR 100. A porção inferior 124 é configurada para ser colocada contra o tórax do paciente e não precisa ter qualquer eletrodo que esteja acoplado eletricamente ao paciente. A porção inferior 124 pode ser feita de um material que isola eletricamente o dispositivo de treinamento de CPR 100 do paciente. Em várias concretizações da invenção, a camada adesiva na superfície de contato de paciente de porção 124 pode ser formada de um material que também provê um meio de acoplamento acústico, tal como hidrogel. Esta característica habilitará boa detecção de informação fisiológica de paciente por um sensor acústico ou de ultra-som incorporado no dispositivo 100 como descrito no Pedido de Patente US 60/821.371, depositado em 3 de agosto de 2006, de qual de nós é um co-inventor. Um cabo 130 é usado para acoplar a informação fisiológica e de treinamento produzida pelo dispositivo de treinamento para outro dispositivo médico, tal como um anunciador de instrução de treinamento ou um desfibrilador, ao qual o dispositivo de treinamento de CPR 100 está fixado.

Como mostrado na Figura 2, com o dispositivo de treinamento de CPR 100 posicionado no esterno de um paciente 210, um socorrista 220 se prepara para aplicar compressões no tórax de uma maneira convencional usando duas mãos, com uma colocada em cima da outra. Em vez de colocar

as mãos diretamente no paciente 210, porém, as mãos do socorrista são colocadas no dispositivo de treinamento de CPR 100 e compressões no tórax são aplicadas ao paciente 210 pelo dispositivo de treinamento de CPR 100. Compressões no tórax são administradas pelo socorrista 220 como prescrito por protocolos de CPR convencionais. Como será descrito em mais detalhe abaixo, o dispositivo de treinamento de CPR 100 mede a profundidade de cada compressão com um acelerômetro e a força de cada compressão com um sensor de força. Estes dois sinais são correlatados para prover um sinal de profundidade de compressão, que é corrigido para movimento externo tal como o movimento de um veículo em movimento.

No exemplo da Figura 3, um desfibrilador 310 é preso ao paciente 210 através de eletrodos 316. O desfibrilador 310, como conhecido, pode ser usado para distribuir choques de desfibrilação ao paciente 210 sofrendo de ataque cardíaco. Mais especificamente, o desfibrilador pode distribuir um impulso de alta tensão ao coração a fim de restabelecer ritmo normal e função contrátil em pacientes que estão experimentando arritmia tal como VF ou VT que não é acompanhada por circulação espontânea. Há várias classes de desfibriladores, incluindo desfibriladores manuais, desfibriladores implantáveis, e desfibriladores externos automáticos (AEDs). AEDs diferem de desfibriladores manuais visto que AEDs podem analisar automaticamente o ritmo de eletrocardiograma (ECG) para determinar se desfibrilação é necessária. Na maioria dos projetos de AED, o usuário é incitado a apertar um botão de choque para distribuir o choque de desfibrilação ao paciente quando um choque é avisado pelo AED.

Os eletrodos 316 são aplicados pelo tórax do paciente 210 pelo socorrista 220 a fim de adquirir um sinal de ECG do coração do paciente. O desfibrilador 310 então analisa o sinal de ECG para sinais de arritmia. Se VF for detectado, o desfibrilador 310 sinaliza ao socorrista 220 que um choque é aconselhado. Depois de detectar VF ou outro ritmo tratável por choque, o

socorrista 220 então aperta um botão de choque no desfibrilador 310 para distribuir pulso de desfibrilação para ressuscitar o paciente 210. O dispositivo de treinamento de CPR 100 está acoplado ao desfibrilador 310 pelo cabo elétrico 130 para prover o desfibrilador 310 com informação fisiológica obtida por sensores contidos no dispositivo de treinamento de CPR 100, se presente. O cabo elétrico provê energia por componentes eletrônicos no dispositivo de treinamento 100 e acopla sinais de profundidade de compressão ao desfibrilador 310, onde eles podem ser usados para emitir instruções de CPR audíveis pelo alto-falante do desfibrilador 310.

10                    Figura 4 é um diagrama de bloco de vários componentes incluídos em um exemplo do dispositivo de treinamento de CPR 100 de acordo com a presente invenção. Uma sensor de compressão de CPR 352 incluído no dispositivo de treinamento de CPR 100 sente características relacionadas a compressões no tórax sendo aplicadas ao paciente 210. Neste exemplo, o sensor de compressão de CPR 352 é um acelerômetro que é operável para detectar e medir aceleração do dispositivo de treinamento de CPR 100 durante administração de compressões no tórax. Como previamente descrito, a aceleração medida é usada para medir a suficiência da profundidade das compressões no tórax aplicadas pelo socorrista 220. O sensor de acelerômetro 352 gera sinais de saída em resposta a sentir a compressão no tórax que são acoplados a uma unidade de cálculo e controle 354 para comparação ou correlação com um sinal de força produzido por um sensor de força 360 no dispositivo 100. Ambos o sensor de acelerômetro e o sensor de força 360 estão sujeitos aos golpes de compressão do socorrista de forma que ambos os dispositivos produzam sinais de saída para processamento em resposta a cada compressão no tórax.

Uma unidade de cálculo e controle 354 está acoplada para receber os sinais de saída de ambos o sensor de acelerômetro 352 e o sensor de força 360. A unidade de cálculo e controle 354 inclui circuitos de

processamento e cálculo conhecidos na técnica, que são operáveis para determinar a profundidade das compressões no tórax dos sinais produzidos pelo sensor de acelerômetro, tal como é descrito na patente de Myklebust et al., acima mencionada, que está incorporada aqui por referência. Como

5 descrito aqui, a unidade de cálculo e controle 354 é programada para executar integração dupla do sinal de aceleração para calcular um deslocamento (profundidade de compressão) do dispositivo de treinamento de CPR 100. A profundidade calculada de deslocamento pode ser comparada a um padrão para profundidade de compressão, por exemplo, 3,8-5,0 cm, para determinar

10 se as compressões no tórax são de profundidade suficiente. Se as compressões no tórax forem achadas estarem fora da gama de profundidade correta, um sinal PHYINFO é acoplado a um dispositivo de realimentação de CPR 356 por meio do cabo 130, que usa o sinal para emitir uma instrução audível ou visual ao socorrista, por exemplo, "APERTE MAIS FUNDO" ou "APERTE

15 MAIS RASO". Em outras concretizações da invenção, a unidade de cálculo e controle 354 é adicionalmente operável para determinar um ritmo (taxa) das compressões no tórax sendo administradas, e um sinal de ritmo é enviado ao dispositivo de realimentação de CPR para apresentação audível ou visual ao socorrista. Em várias concretizações da invenção, o dispositivo de

20 realimentação de CPR 356 é um dispositivo de exibição visual para prover realimentação visual ao socorrista 220. Em outras concretizações, o dispositivo de realimentação de CPR é alternativamente ou adicionalmente um dispositivo de áudio para prover realimentação audível ao socorrista 220. A realimentação visual e/ou audível é provida para instruir o socorrista 220

25 sobre se a profundidade das compressões no tórax é suficiente, por exemplo, funda demais, não funda bastante, ou dentro de uma gama de profundidade aceitável. Onde a unidade de cálculo e controle 354 é adicionalmente operável para determinar o ritmo das compressões no tórax, os sinais PHYINFO incluem sinais para controlar o dispositivo de realimentação de CPR 356 para

adicionalmente instruir o socorrista 220 sobre o ritmo das compressões no tórax, tal como, instruindo o socorrista para administrar as compressões no tórax mais rápidas ou mais lentas.

De acordo com os princípios da presente invenção, a unidade de cálculo e controle 354 também compara ou correlata o sinal de força do sensor de força com a aceleração ou sinal de profundidade recebido do sensor de acelerômetro ou produzido em resposta a isso. Desde que ambos os sensores são responsivos aos golpes de compressão do socorrista, os dois sinais serão simultâneos em tempo. Os sinais também exibirão uma relação relativamente constante entre si na ausência de efeitos de movimentos externos. Quer dizer, uma série de compressões de profundidade considerável será acompanhada por sinais de força de uma magnitude relativamente alta. Quando compressões rasas são aplicadas, o sinal de profundidade será baixo e os sinais de força será de uma magnitude relativamente mais baixa. Quando o socorrista está aplicando compressões relativamente consistentes, a seqüência de sinais de aceleração será acompanhada por sinais de força relativamente consistentes. Assim, é desenvolvida uma relação segura de aceleração (profundidade) e força na ausência de efeitos de movimento externos. A relação entre aceleração (profundidade) e força sob estas condições de correlação alta é identificada e armazenada pela unidade de cálculo e controle para possível uso subsequente.

Mas, na presença de efeitos de movimento externos tal como o salto de uma ambulância em movimento, a comparação ou correlação destes sinais se deteriorará. O sinal de aceleração refletirá o movimento para cima e para baixo do paciente e veículo. Mas, o sinal de força permanecerá substancialmente constante quando o veículo suportando o paciente e o socorrista estará se movendo para cima e para baixo em harmonia. Assim, enquanto o sinal de aceleração será afetado por este movimento externo, o sinal de força é substancialmente não afetado. Esta relação diferente entre os

5 sinais de aceleração e força será refletida na comparação ou correlação dos dois sinais, que será mais pobre do que no caso estacionário. Um grau mais baixo de correlação assim indica que a medição de profundidade produzida do sinal de aceleração pode não ser confiável. Porém, o sinal de força também não é para ser usado desde que, como mencionado acima, a relação entre força e profundidade varia de um indivíduo para outro. De acordo com um aspecto adicional da presente invenção, em uma concretização onde a relação de profundidade/força foi previamente identificada sob condições de correlação alta e salva, essa informação pode ser usada tal como em uma forma de tabela de consulta produzindo um sinal de saída de profundidade da informação salva que se relaciona ao sinal de força atualmente produzido. A informação de relação de profundidade/força previamente armazenada é usada para produzir uma estimativa de profundidade para treinamento de CPR até que um fator de correlação alto indique um retorno a um sinal de profundidade (aceleração) que seja seguro. Em resumo, quando a medição de profundidade é determinada ser não afetada por movimento externo, a medição de profundidade sozinha é usada para prover realimentação de CPR. Mas, na situação onde a medição de profundidade é achada estar contaminada por movimento externo, o sinal de força é usado para estimar pelo menos indiretamente profundidade traduzindo o sinal de força a uma profundidade estimada usando a relação previamente identificada entre força e profundidade sob condições não contaminadas. Em outras implementações, uma combinação ou média ponderada de ambas força e profundidade pode ser usada, com a ponderação dependente de correlação dos sinais ou outros fatores de ponderação.

Como previamente mencionado, o dispositivo de realimentação de CPR 356 pode ser contido dentro de outro dispositivo médico tal como um desfibrilador ou anunciador de treinamento de AED ou CPR. O dispositivo de realimentação de CPR também pode ser

alternativamente localizado no próprio dispositivo de treinamento de CPR 100, que pode evitar a necessidade por cabo 130 e equipamento externo. Igualmente, a unidade de cálculo e controle 354 pode ser localizada no dispositivo de treinamento 100 como mostrado na Figura 4, ou pode ser localizada em um alojamento separado ou dispositivo médico na extremidade remota de cabo 130. Configurações sem fios também são possíveis.

Figura 5 ilustra vários componentes incluídos no desfibrilador 310 (Figura 3) ao qual o dispositivo de treinamento de CPR 100 está acoplado por cabo 130. O desfibrilador 310 é projetado para pequeno tamanho físico, peso leve, e interface de usuário relativamente simples capaz de ser operada por pessoal sem altos níveis de treinamento ou que caso contrário usaria o desfibrilador 310 só raramente. Em contraste, um desfibrilador de paramédico ou clínico (manual) do tipo geralmente levado por um responder de serviço médico de emergência (EMS) tende a ser maior, mais pesado, e tem uma interface de usuário mais complexa capaz de suportar um número maior de funções de monitoração e análise manuais e colocações de protocolo.

Um circuito de extremidade dianteira de ECG 202 está conectado aos eletrodos 316, que estão conectados pelo tórax do paciente 210. O circuito de extremidade dianteira de ECG 202 opera para amplificar, memorizar temporariamente, filtrar e digitalizar um sinal de ECG elétrico gerado pelo coração do paciente para produzir um fluxo de amostras de ECG digitalizadas. As amostras de ECG digitalizadas são providas a um controlador 206 que executa uma análise para detectar VF, VT tratável por choque, ou outro ritmo tratável por choque. Se um ritmo tratável por choque for detectado, o controlador 206 envia um sinal para circuito de distribuição de HV (alta tensão) 208 para carregar um capacitor de alta tensão de circuito 208 na preparação para distribuir um choque, e um botão de choque em uma interface de usuário 214 é ativado para começar a piscar. O socorrista 220 é então avisado por uma instrução audível para se manter longe do paciente 210

(instrução de "mãos fora"). Quando o socorrista 220 aperta o botão de choque na interface de usuário 214, um choque de desfibrilação é distribuído do circuito de distribuição de HV 208 para o paciente 210 pelos eletrodos 316.

O controlador 206 está acoplado para adicionalmente receber  
5 entrada de um microfone 212 para produzir uma tira de voz. O sinal de áudio analógico do microfone 212 é preferivelmente digitalizado para produzir um fluxo de amostras de áudio digitalizadas que podem ser armazenadas como parte de um resumo de evento 134 em uma memória 218. A interface de usuário 214 pode consistir em um mostrador, um alto-falante, e botões de  
10 controle tal como um botão de liga-desliga e um botão de choque para prover controle de usuário como também lembretes visuais e audíveis. Uma interface de usuário da presente invenção também pode incluir um ou mais botões de controle para selecionar um protocolo de salvamento armazenado em memória 218 a ser executado durante um salvamento. Um relógio 216 provê  
15 dados de relógio em tempo real ou tempo decorrido ao controlador 206 para informação de marcação de tempo contida no resumo de evento 134. A memória 218, implementada tanto como RAM embutida, um cartão de memória removível, ou uma combinação de tecnologias de memória diferentes, opera para armazenar digitalmente o resumo de evento 134 como é  
20 compilado durante o tratamento do paciente 210. O resumo de evento 134 pode incluir os fluxos de ECG digitalizados, amostras de áudio, tempo e energia de choques distribuídos, e outros dados de evento como previamente descrito.

O controlador 206 está adicionalmente acoplado ao dispositivo  
25 de treinamento de CPR 100 pelo cabo 130, pelo qual os sinais PHYINFO são recebidos pelo controlador 206. O controlador 206 recebe os sinais PHYINFO do dispositivo de treinamento de CPR 100 e prepara os sinais para uso pelo controlador 206. Por exemplo, como previamente descrito, a informação fisiológica obtida pelo dispositivo de treinamento de CPR 100 pode ser usada

pelo desfibrilador 310 em determinar um protocolo de ressuscitação apropriado. Por exemplo, antes de distribuir um choque ao paciente, o controlador 206 é operável para determinar se um pulso de paciente está presente baseado em informação sentida por um sensor fisiológico em concretizações onde um sensor de pulso está contido no dispositivo 100. Informação de pulso junto com informação de ECG pode ser considerada pelo controlador 206 em determinar um protocolo de ressuscitação apropriado. Os sinais de CPR produzidos em resposta ao sensor de acelerômetro 352 e/ou ao sensor de força 360 podem ser usados pelo controlador para ajustar o protocolo de CPR por exemplo dando instruções audíveis e/ou visuais para apertar mais rápido ou mais lento ou mais fundo ou mais raso.

Figura 6 ilustra o dispositivo de treinamento de CPR 100 acoplado por cabo 130 ao desfibrilador 310. O desfibrilador 310 representa um desfibrilador externo semi-automático (AED). Porém, outros tipos de desfibriladores podem ser usados igualmente. O AED 310 está alojado em uma caixa de polímero rígida 312 que protege os circuitos eletrônicos dentro da caixa, que foram descritos previamente com referência à Figura 5, e também protege o socorrista 220 de choques. Preso à caixa 312 por condutores elétricos está um par de eletrodos 316. Os eletrodos 316 estão alojados em um cartucho 314 localizado em um rebaixo no lado de topo do AED 310. Os blocos de eletrodo são acessados para uso puxando acima em uma alça 317 que permite a remoção de uma cobertura de plástico sobre os eletrodos 316. A interface do usuário está no lado direito do AED 310. Uma luz de pronto pequena 318 informa o socorrista 220 da prontidão do AED 310. Nesta concretização, a luz de pronto pisca depois que o AED 310 foi instalado corretamente e está pronto para uso. A luz de pronto está ligada constantemente quando o AED 310 está em uso, e a luz de pronto é desligada ou pisca em uma cor de alerta quando o AED 310 precisa de atenção.

Debaixo da luz de pronto está um botão de liga/desliga 320. O

botão de liga/desliga é apertado para ligar o AED 310 para uso. Para desligar o AED 310, o socorrista 220 segura o botão de liga/desliga abaixo por um segundo ou mais. Um botão de informação 322 pisca quando informação está disponível para o socorrista 220. O socorrista 220 aperta o botão de  
5 informação para acessar a informação disponível, que é então apresentada como uma mensagem audível. Uma luz de precaução 324 pisca quando o AED 310 está adquirindo informação de batida de coração do paciente 210 e acende continuamente quando um choque é aconselhado, alertando o socorrista 220 e outros que ninguém deveria estar tocando o paciente 210  
10 durante estes tempos. Um botão de choque 326 é apertado para distribuir um choque depois que o AED 310 informa ao socorrista 220 que um choque é aconselhado. Uma porta de infravermelho 328 no lado do AED 310 é usada para transferir dados entre o AED 310 e um computador. Esta porta de dados acha uso depois que o paciente 210 foi salvo e um médico deseja ter os dados  
15 de evento de AED 310 carregados para seu computador para análise detalhada. Um alto-falante 313 provê instruções de voz ao socorrista 220 para guiar o socorrista 220 pelo uso do AED 310 para tratar o paciente 210. Uma cigarra 330 é provida que "apita" quando o AED 310 precisa de atenção tal como substituição de bloco de eletrodo ou uma bateria nova. A cigarra  
20 também pode ser usada como um tom de metrônomo que apita na taxa apropriada de compressões no tórax de CPR.

Em outra concretização, o dispositivo de treinamento de CPR inclui eletrodos de ECG na superfície de contato de corpo do dispositivo para sensação do sinal de ECG do paciente. O sinal de ECG detectado pelo  
25 dispositivo de treinamento de CPR está acoplado ao circuito de extremidade dianteira de ECG 202 para processamento. Em uma implementação, o dispositivo de treinamento de CPR desta concretização é aplicado ao tórax do paciente antes que os eletrodos de desfibrilador habituais sejam desenrolados e aplicados. O sensor de ECG no dispositivo de treinamento por esse meio

pode dar ao desfibrilador uma "olhada rápida" na forma de onda de ECG do paciente. Por exemplo, se os sinais de ECG forem sentidos e processados para determinar que o paciente exibe um sinal de ECG viável, o desfibrilador pode alertar o socorrista que desfibrilação não é aconselhada para o paciente. O

5 socorrista não precisa desenrolar e aplicar os eletrodos de desfibrilação ao paciente e outra forma de terapia pode ser recomendada pelo desfibrilador tal como CPR.

## REIVINDICAÇÕES

1. Sistema de terapia de ressuscitação cardiopulmonar (CPR), caracterizado pelo fato de que inclui:

5 um dispositivo de treinamento de CPR operável para instruir um socorrista em administrar CPR a um paciente, o dispositivo de treinamento de CPR tendo um alojamento que inclui uma porção superior e uma porção inferior, a porção superior configurada para colocação de pelo menos uma das mãos do socorrista para distribuição de força de compressão no tórax ao paciente e a porção inferior configurada para ser colocada contra  
10 o tórax do paciente;

o dispositivo de treinamento de CPR adicionalmente incluindo um sensor de acelerômetro responsivo à força de compressão no tórax que produz um sinal de aceleração, um sensor de força responsivo à força de compressão no tórax que produz um sinal de força; e

15 em que o sistema de terapia de CPR adicionalmente inclui um processador responsivo ao sinal de aceleração e ao sinal de força que opera para comparar os dois sinais para reduzir o efeito de movimento de modo comum do dispositivo de treinamento de CPR e do paciente.

20 2. Sistema de terapia de CPR de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o processador é adicionalmente responsivo ao sinal de aceleração para integrar duplamente o sinal de aceleração para produzir uma medida de profundidade de compressão no tórax,

em que o processador é operável para avaliar a confiabilidade da medida de profundidade de compressão no tórax.

25 3. Sistema de terapia de CPR de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelo fato de que adicionalmente inclui:

um dispositivo de armazenamento de dados que é operável para armazenar uma relação entre o sinal de força e profundidade quando a medição de profundidade é avaliada como sendo confiável,

em que o sistema é operável para utilizar a relação armazenada quando a medição de profundidade é avaliada como sendo insegura.

4. Sistema de terapia de CPR de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelo fato de que o sistema é adicionalmente operável para  
5 indicar profundidade como uma combinação do sinal de força e do sinal de aceleração quando a confiabilidade do sinal de aceleração sozinha é baixa.

5. Sistema de terapia de CPR de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelo fato de que a comparação adicionalmente inclui correlação do sinal de aceleração e do sinal de força.

10 6. Sistema de terapia de CPR de reivindicação 2, caracterizado pelo fato de que a comparação adicionalmente inclui correlação da medida de profundidade de compressão no tórax e do sinal de força.

15 7. Sistema de terapia de CPR de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de que, quando a correlação da medida de profundidade e do sinal de força é relativamente alta, a medida de profundidade é avaliada como sendo confiável.

20 8. Sistema de terapia de CPR de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de que, quando a correlação da medida de profundidade e do sinal de força é relativamente baixa, a medida de profundidade é avaliada como sendo insegura.

25 9. Sistema de terapia de CPR de acordo com a reivindicação 8, caracterizado pelo fato de que, quando a correlação da medida de profundidade e do sinal de força é relativamente baixa, uma relação previamente determinada entre força e profundidade é utilizada como uma medida de profundidade de compressão no tórax.

10. Sistema de terapia de CPR de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que adicionalmente inclui um dispositivo de saída responsivo ao processador que atua para produzir instruções de treinamento.

11. Sistema de terapia de CPR de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que o dispositivo de saída é um alto-falante e as instruções de treinamento são produzidas audivelmente.

5 12. Sistema de terapia de CPR de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que o dispositivo de saída é um mostrador e as instruções de treinamento são exibidas visivelmente.

13. Sistema de terapia de CPR de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que adicionalmente inclui um desfibrilador tendo um alojamento de desfibrilador e acoplado ao dispositivo de  
10 treinamento de CPR,

em que o dispositivo de saída está localizado no alojamento de desfibrilador.

14. Sistema de terapia de CPR de acordo com a reivindicação 13, caracterizado pelo fato de que o processador está localizado no alojamento  
15 de desfibrilador.

15. Sistema de terapia de ressuscitação cardiopulmonar (CPR), caracterizado pelo fato de que inclui:

um alojamento de compressão no tórax que inclui uma porção superior e uma porção inferior, a porção superior configurada para colocação  
20 de pelo menos uma das mãos do socorrista para distribuição de força de compressão no tórax ao paciente, e a porção inferior configurada para ser colocada contra o tórax do paciente;

um sensor de acelerômetro, situado no alojamento e responsivo à força de compressão no tórax, que atua para produzir um sinal de  
25 aceleração que inclui um componente devido ao movimento do tórax do paciente e pode incluir um componente devido ao movimento do paciente inteiro;

um sensor de força, localizado no alojamento e responsivo à força de compressão no tórax, que atua para produzir um sinal de força; e

um processador responsivo ao sinal de aceleração e ao sinal de força que utiliza os dois sinais para produzir um sinal de profundidade e para detectar a presença de um componente de sinal devido ao movimento do paciente inteiro.

5                   16. Sistema de terapia de CPR de acordo com a reivindicação 15, caracterizado pelo fato de que o processador integra duplamente o sinal de aceleração para produzir o sinal de profundidade.

10                   17. Sistema de terapia de CPR de acordo com a reivindicação 16, caracterizado pelo fato de que o processador executa uma correlação do sinal de profundidade e do sinal de força para detectar a presença de um componente de sinal devido ao movimento do paciente inteiro.

15                   18. Sistema de terapia de CPR de acordo com a reivindicação 17, caracterizado pelo fato de que adicionalmente inclui um dispositivo de armazenamento de dados que atua para armazenar a relação entre o sinal de profundidade e o sinal de força quando há uma correlação relativamente alta do sinal de profundidade e do sinal de força.

20                   19. Sistema de terapia de CPR de acordo com a reivindicação 18, caracterizado pelo fato de que a relação armazenada entre o sinal de profundidade e o sinal de força é utilizada em associação com o sinal de força para a produção de um sinal de profundidade corrigido quando há uma correlação relativamente baixa do sinal de profundidade e do sinal de força.

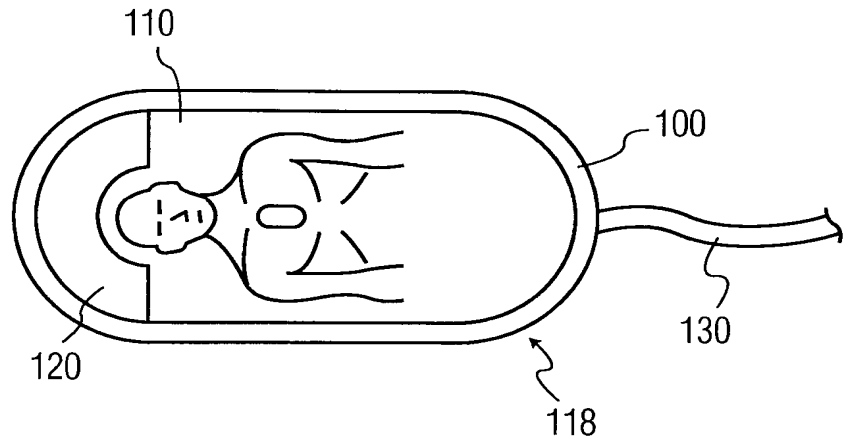


FIG. 1

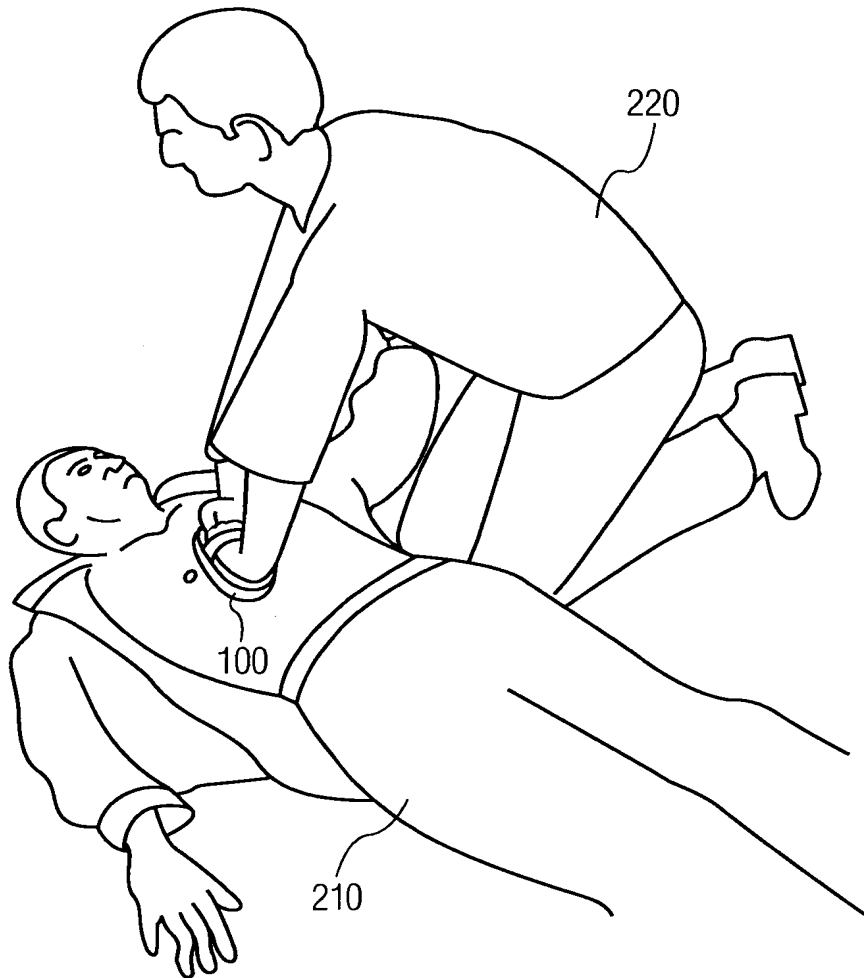


FIG. 2

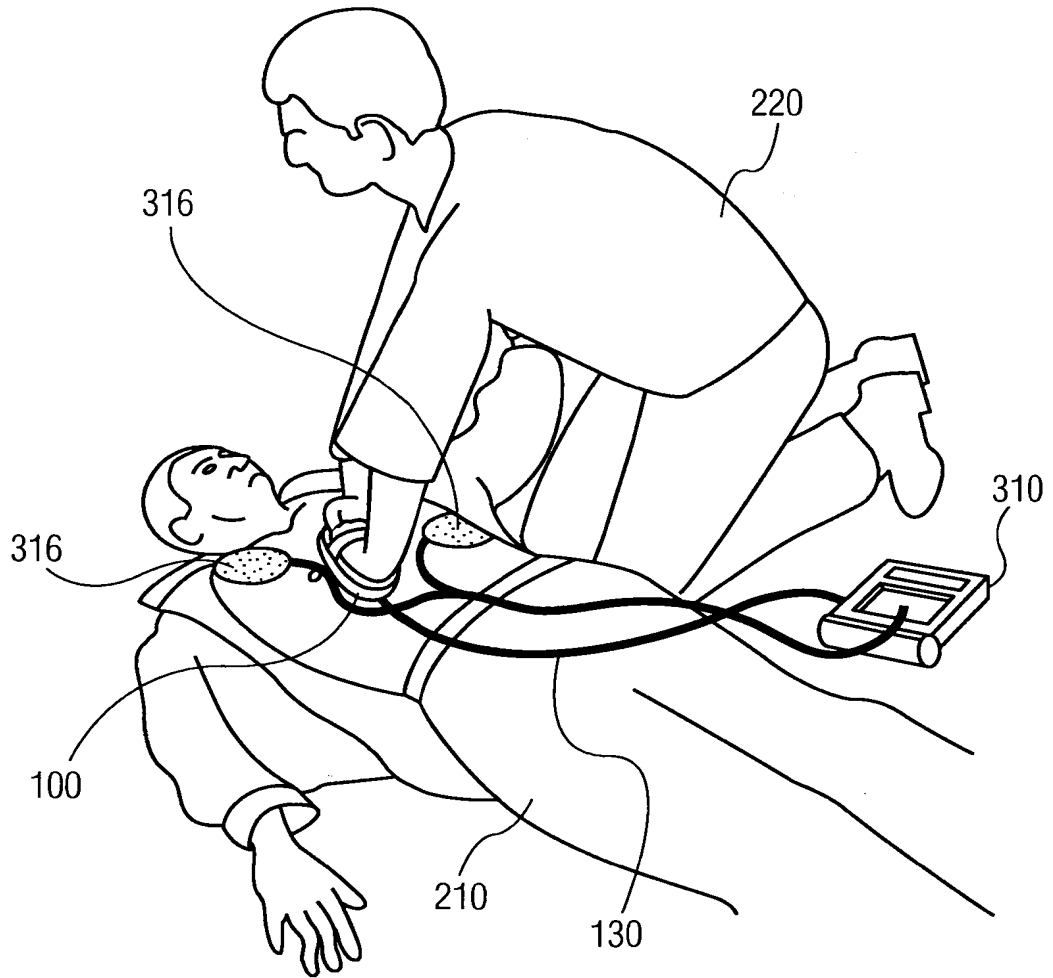


FIG. 3

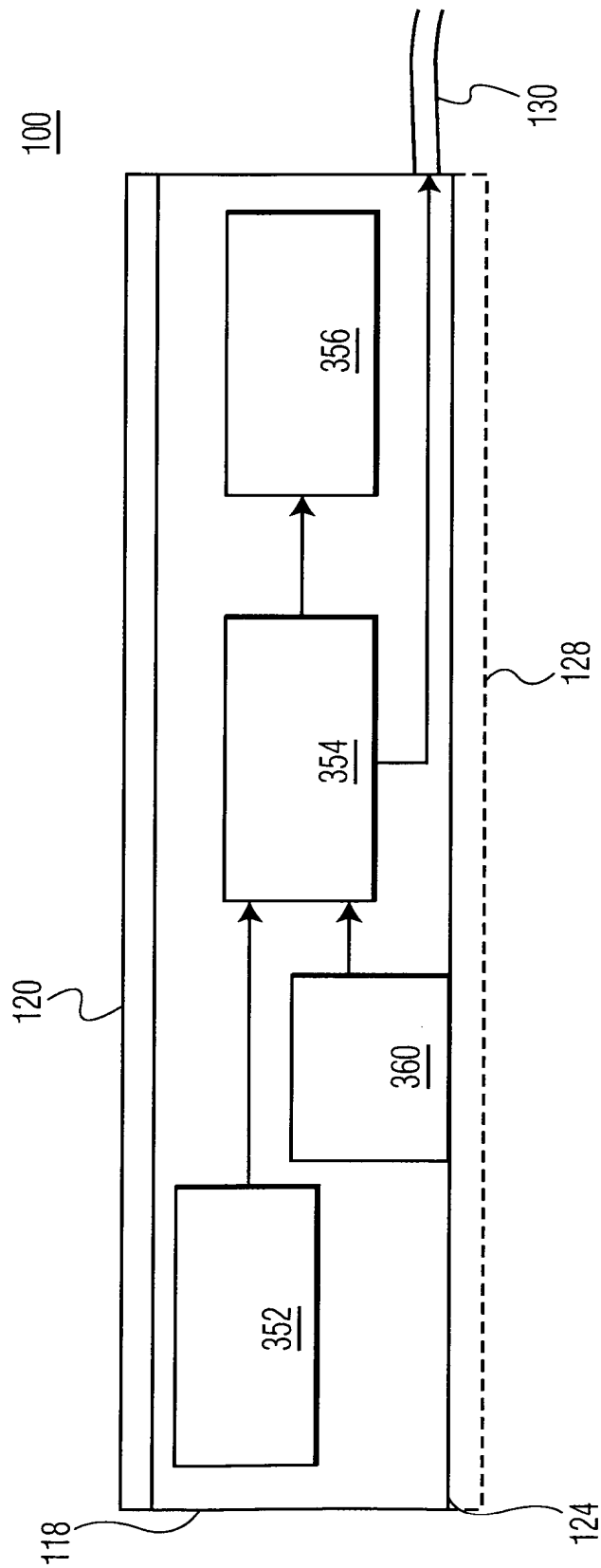


FIG. 4

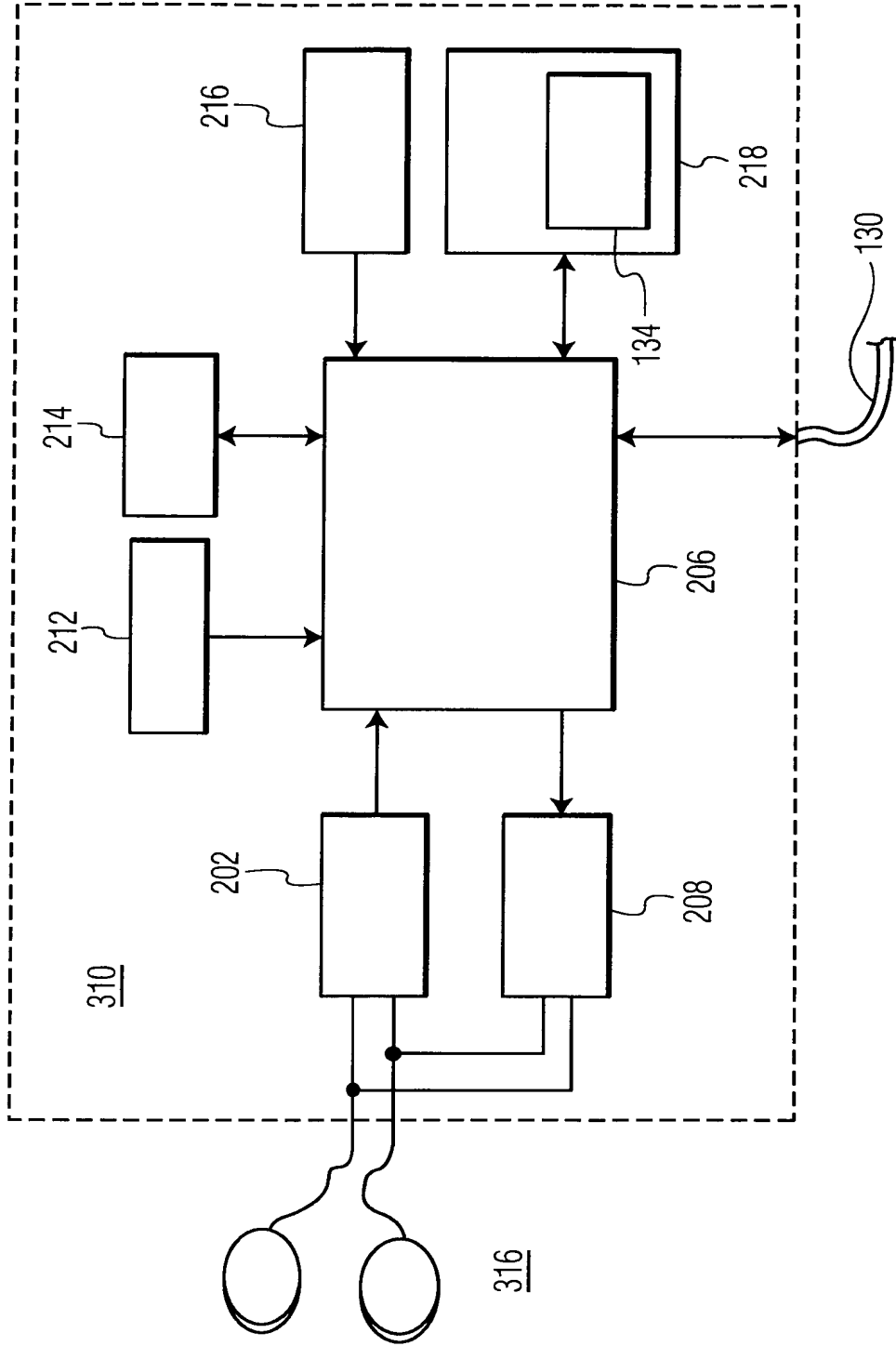


FIG. 5

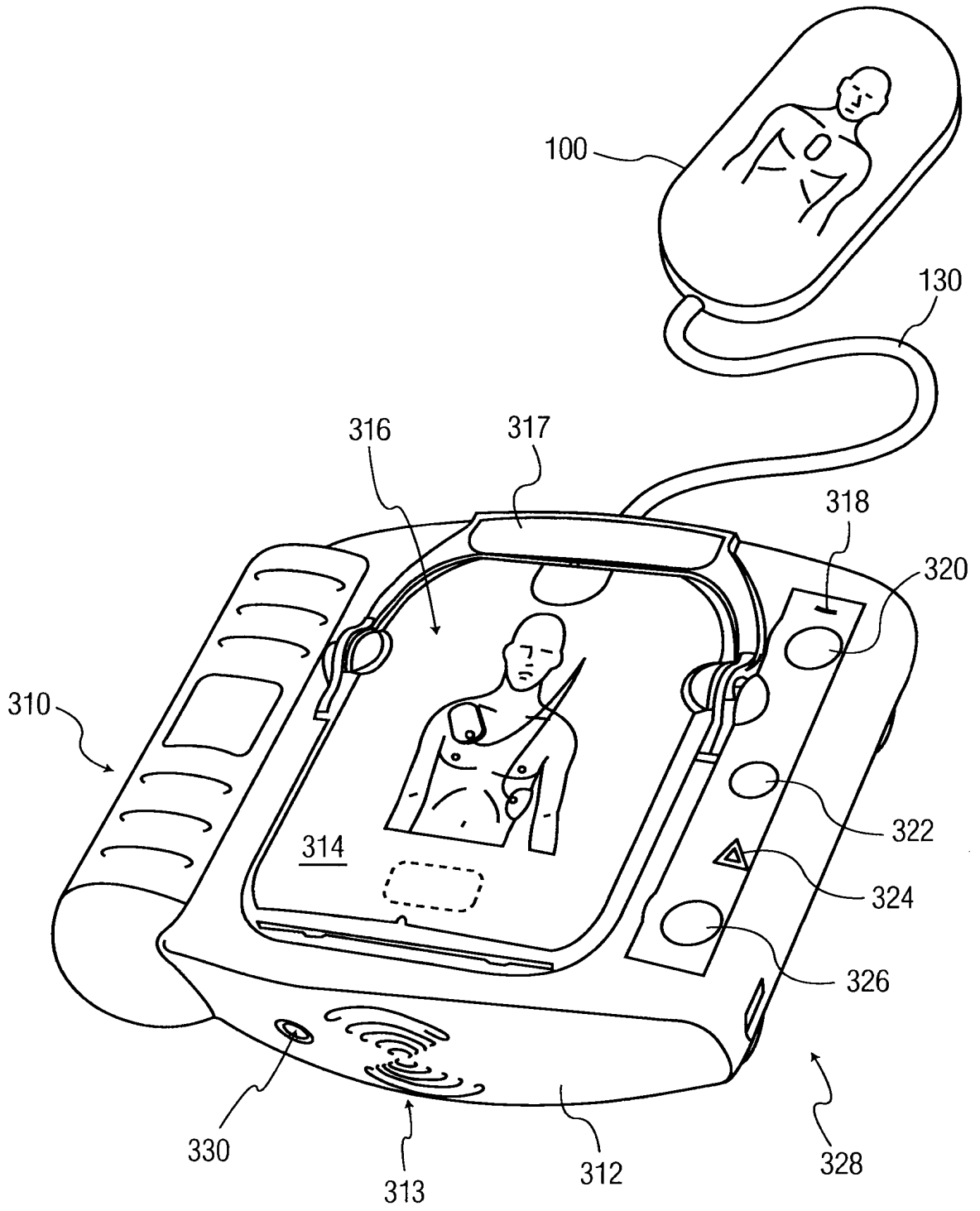


FIG. 6

RESUMO

## “SISTEMA DE TERAPIA DE RESSUSCITAÇÃO CARDIOPULMONAR”

Um dispositivo de treinamento de CPR é projetado para colocação no tórax de um paciente durante CPR. Compressões no tórax são distribuídas ao paciente por um socorrista apertando no dispositivo. Um sensor de força e um acelerômetro estão localizados no dispositivo e são responsivos às compressões no tórax. Quando o corpo do paciente está estacionário haverá uma correlação alta de um sinal de profundidade produzido integrando duplamente o sinal de aceleração do acelerômetro e o sinal de força, e o sinal de profundidade é julgado seguro. Quando o corpo do paciente está sujeito a movimento tal como pelo movimento de um veículo transportando o paciente, haverá uma correlação baixa da profundidade e sinais de força, com o sinal de força sendo relativamente imune a este movimento. Em tais casos, o sinal de força é usado em associação com a relação previamente determinada entre profundidade e força na ausência de movimento para produzir uma indicação de profundidade de compressão no tórax.