



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

(21) BR 112012017251-4 A2



(22) Data do Depósito: 12/01/2010

(43) Data da Publicação Nacional: 18/08/2020

(54) **Título:** SISTEMA DE MEDIDA DE PRESSÃO ARTERIAL E MÉTODO PARA MEDIR A PRESSÃO ARTERIAL POR OBLITERAÇÃO

(51) **Int. Cl.:** A61B 5/022.

(71) **Depositante(es):** HEMODINAMICS, S.A. DE C.V..

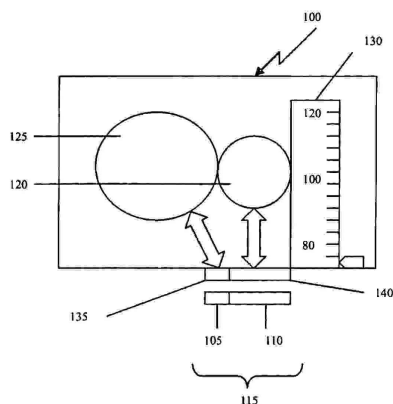
(72) **Inventor(es):** JESÚS BUSTILLOS-CEPEDA.

(86) **Pedido PCT:** PCT MX2010000003 de 12/01/2010

(87) **Publicação PCT:** WO 2011/087347 de 21/07/2011

(85) **Data da Fase Nacional:** 12/07/2012

(57) **Resumo:** SISTEMA DE MEDIDA DE PRESSÃO ARTERIAL E MÉTODO PARA MEDIR A PRESSÃO ARTERIAL POR OBLITERAÇÃO O sistema e o método para medir a pressão arterial por seus efeitos consistem de um procedimento de seis estágios e três dispositivos; o procedimento para medir indiretamente a pressão arterial diastólica controla as tarefas de um primeiro dispositivo aplicando uma medida gradual da força de contato externo, um segundo dispositivo sensor arterial que registra a expressão arterial, e um terceiro dispositivo que é um dispositivo para medir e detectar o período diastólico e sistólico do ciclo arterial de modo a prover o valor de pressão arterial diastólica usando um método indireto. Adicionalmente, a pressão arterial sistólica é medida sem sobre-pressão devido aos batimentos cardíacos após a oclusão arterial.



"SISTEMA DE MEDIDA DE PRESSÃO ARTERIAL E MÉTODO PARA
MEDIR A PRESSÃO ARTERIAL POR OBLITERAÇÃO"

Campo da invenção

A presente invenção refere-se aos sistemas,
5 procedimentos, e instrumentos designados no campo
da medicina e engenharia biomédica e que são
utilizados na medicina para medir a pressão
sanguínea arterial. Mais particularmente, se refere
a um sistema e a um procedimento de medida
10 indireta da pressão arterial diastólica com base
nos efeitos do período diastólico do ciclo
arterial.

Antecedentes da invenção

A pressão arterial é a força aplicação pelo sangue sobre
15 as paredes arteriais. De modo a mediar a referida
pressão, a unidade de força aplicada pelo sangue é
dividida pela unidade de área da parede arterial e a
medida resultante é a unidade de pressão, por exemplo,
mmHg ou Pascal.

20 A força do sangue arterial é a pressão aplicada pelo
sangue à parede arterial, e a medida resulta na unidade
de pressão do sangue multiplicada pela unidade de área da
parede do segmento arterial. Suas unidades são dina ou
Newton.

25 O ciclo cardíaco é o conjunto de eventos
relacionados ao fluxo de sangue que deve ocorrer no
início de um batimento cardíaco para o início do próximo.
Cada batida cardíaca inclui dois estágios principais nos
ventrículos: o ventrículo sistólico e diastólico. O
30 termo diástole significa relaxamento. Durante o ciclo
cardíaco, a pressão do sangue aumenta e diminui no
coração e no sistema arterial. A variação da pressão
nas artérias tem dois estágios: o tempo de pressão
sanguínea sistólica que é curto e um tempo mais
35 longo correspondente a pressão sanguínea diastólica.

O ciclo arterial é a unidade para a variação de
propriedades físicas repetitivas da artéria dependendo do

tempo, que consiste de eventos de fluxo de sangue e da parede arterial em um período de movimento sanguíneo mais relacionado ao período sistólico e um período de movimento de sangue menor referido como diastólico. Como

5 mostrado na dissertação: "EL CICLO ARTERIAL" -
Universidad Autónoma de Tamaulipas, Mexico, Facultad de
Medicina de Tampico, para obter o grau de Mestre em
Ciências com especialização nas urgências médicas, de
10 Jesús Bustillos Cepeda, que não foi publicada devido ao
prosseguimento da matéria do pedido de patente. Com
relação a quantidade de pressão da artéria durante os
estágios sistólicos e diastólicos, a pressão sanguínea
sistólica é a pressão mais alta dos dois estágios e tem
15 todo o fluxo sanguíneo durante o estágio; enquanto a
pressão sanguínea diastólica é a pressão mais baixa dos
dois estágios e seu fluxo de sangue não é sempre o ciclo
arterial total mais longo do período de ciclo diastólico.
Para obliterar: obstruir ou fechar um conduto ou
cavidade.

20 A medida da pressão arterial diastólica através da
obliteração arterial por aplicação de uma força de
contato externa gradual: é a ação da aplicação de uma
força de contato externo gradual até a obliteração de uma
artéria para medir a força aplicada pelo sangue sobre a
25 parede arterial no período diastólico.
Para desimpedir: remover alguma coisa que obstrui uma
outra coisa.

30 A medida da pressão arterial diastólica através do
desimpedimento arterial por meio da remoção da força de
contato externo gradual: é a ação de remoção da força de
contato externo gradual até uma artéria ser sido
desobstruída de modo a mediar a força aplicada pelo
sangue na parede arterial no período diastólico.

35 Artéria mensurável: segmento arterial que é utilizado
para conhecer a medida de uma magnitude.
Artéria mensurável: na presente invenção, um segmento
arterial usado para conhecer a medida da pressão aplicada

pelo sangue sobre sua unidade de área de parede.

Parâmetros: é o valor numérico ou dado fixado que é considerado no estudo ou na análise de um certo caso.

No presente pedido, um parâmetro é uma amostra do fluxo
5 de sangue e da expressão da parede arterial sem ser afetada pela força externa aplicada. Os referidos valores devem ser tomados em considerada para calcular a pressão arterial sistólica e diastólica.

A pressão arterial pode ser medida de uma maneira
10 invasiva (direta), que não é relevante para este documento, ou de uma maneira não-invasiva (indireta).

A medida da pressão arterial diastólica e sistólica usando um método indireto é essencial para esta invenção e no estado da técnica, tal como, a medida é realizada
15 usando o método auscultatório, que tem sua origem, descrição e fundamentos científicos nos fatos históricos a seguir:

Método auscultatório (Método clássico):

1896: Desenvolvimento do método indireto de medida da
20 pressão sanguínea por Von Riva Ricci Recklinghaus, que declara, literalmente que "... o instrumento que Eu desenvolvi mede de uma forma manométrica a força que é requerida para interromper a progressão da onda de pulso; esfigomanometria é realizada em uma das maiores
25 ramificações da artéria aorta, na artéria umeral, que é uma continuação direta da auxiliar, de uma maneira que a medida estima a carga total em um ponto que é muito próximo da artéria aorta, quase dentro da mesma...".

1905: A técnica de Von Riva Rocci Recklinghaus é
30 aperfeiçoada através da adição da auscultação por um cirurgião Russo, Nikolai Sergejevich Korotkoff, quem em sua dissertação para a "Imperial Academy of Military Medicine in Saint Petersburg" em 1905, descreveu os sons do coração usando um estetoscópio colocado na artéria
35 braquial sob a bainha de Von Riva Rocci Recklinghaus durante a deflação lenta, o que declara literalmente em uma tradução do russo para a língua inglesa: "...A bainha

de Riva - Rocci é colocado no terço médio do braço superior; a pressão dentro da bainha é rapidamente levantada para cessação completa da circulação abaixo da bainha. Então, permite que o mercúrio do manômetro dentro da audição para a artéria apenas abaixo da bainha com um estetoscópio de crianças. Em primeiro, nenhum som é ouvido. Com a diminuição do mercúrio no manômetro para uma determinada altura, o primeiro tom curto aparece; sua aparência indica a passagem de parte da onda do pulso sob a bainha. Segue-se que a figura manométrica na qual o primeiro tom parece corresponder à pressão máxima. Com a diminuição adicional do mercúrio no manômetro, uma escuta do murmúrio da compressão sistólica, que passa novamente dentro do som (segundo). Finalmente, todos os sons desaparecem: o tempo de cessação dos sons indicam a passagem livre da onda de pulso; em outras palavras, no momento do desaparecimento dos sons da pressão mínima sanguínea dentro da artéria predomina sobre a pressão na bainha. Disso, decorre-se que as figuras manométricas neste período corresponde à pressão sanguínea mínima...".

Método oscilométrico:

1940: Reporta o conceito de "auto-monitoramento" e suas diferenças com a medida da pressão arterial no consultório do médico (Ayman e goldshine): 1969 - demonstrações teóricas do princípio oscilométrico (Posey); 1970 - aplicações clínicas da oscilometria (MAPA e AMPA). O método oscilométrico é utilizado por meio de muitos dispositivos automatizados não-invasivos. Um membro e sua vasculatura são comprimidos em um braço por meio de uma bainha de condensação inflável. O princípio da medida simplificada a partir do método oscilométrico é uma medida de amplitude da mudança de pressão da bainha. Como a bainha é inflada na pressão sistólica, a amplitude repentina aumenta com as quebras dos pulsos através da oclusão. Isto é muito próximo da pressão sistólica. Quando a pressão da bainha é reduzida, o aumento da amplitude do pulso alcança seu limite máximo e então

diminui rapidamente. O índice de pressão arterial diastólica é tomado quando essa transição começa. Portanto, a pressão sanguínea sistólica e diastólica é obtida através da identificação da região na qual existe, respectivamente, um aumento rápido e uma redução na amplitude do pulso. A pressão arterial média é encontrada no ponto da oscilação máxima.

Os instrumentos que são utilizados para observar as expressões arteriais sendo representados por Korotkoff são o estetoscópio, sensor de pressão, sensor de fluxo e esfigmomanômetro com relação a um manômetro, de modo a determinar a pressão arterial. Nos métodos para medir a pressão arterial no estado da técnica, as medidas são realizadas através da observação das expressões que foram previamente descritas por Korotkoff em sua dissertação. No estado da técnica, a medida de pressão arterial é importante para o método Korotkoff no qual, a pressão arterial é medida, as etapas a seguir são seguidas: (1) a artéria umeral é comprimido contra o osso umeral através da bainha pneumática; (2) o período no qual a pressão sendo aplicada fecha o fluxo arterial é detectado; (3) uma vez que a artéria foi ocluída, as expressões de ondas de pulso não são observadas de forma alguma e a pressão é aplicada além do ponto de oclusão; (4) então a pressão da bainha é reduzida pela abertura da válvula que é encontrada no bulbo de insuflação; (5) o fluxo de sangue pulsátil reaparece através da artéria comprimida parcialmente resulta nos sons de Korotkoff (sons resultantes da onda de pulso arterial produzido pela pressão sistólica quando chega á artéria parcialmente ocluída; (6) quando o primeiro som de Korotkoff aparece, o nível de pressão na bainha indica a pressão arterial sistólica, também referido como "estágio 1, dos sons de Korotkoff" e que é a pressão máxima gerada pela onda de pulso durante cada ciclo cardíaco; (7) a pressão aplicada sobre a artéria continua a ser reduzido, desaparece permanentemente dos sons de Korotkoff indica a magnitude

da pressão arterial diastólica, uma vez que a restauração do fluxo de sangue laminar na artéria elimina os sons de Korotkoff, a referida eliminação do som senso observada no estágio V a partir da classificação do som de Korotkoff.

Os cinco sons de Korotkoff são classificados por estágios no estado da técnica.

Estágio I: indica que a pressão do recipiente tem uma pressão externa excedente, sendo um som repentino, ruidoso e progressivamente intenso correspondente à pressão arterial sistólica.

Estágio II: o som é mais intenso, prolongado, e mais claro.

Estágio III: o som continua a ser ruidoso e claro, apesar de um murmúrio começar a ser percebido, o que indica seu desaparecimento próximo.

Estágio IV: existe uma perda repentina da intensidade do som que se torna acentuadamente abafada como um murmúrio contínuo; é algumas vezes a última coisa que é ouvida e alguns autores determina a pressão sanguínea diastólica nesse estágio.

Estágio V: o som desaparece completamente quando o fluxo laminar é restaurado. A organização mundial da saúde adverte que a pressão arterial diastólica deve ser medida nesse estágio.

O procedimento oscilométrico é a medida com base na amplitude das oscilações resultante da mudança de pressão dentro de um dispositivo de aplicação de força. Também depende das observações Korotkoff para mediar a pressão arterial, como seu nome indica, o método utiliza o oscilômetro, que é um dispositivo elétrico com base na análise de onda do pulso. No referido método oscilométrico, o braço do indivíduo é comprimido por uma bainha de condensação inflável, de modo que a medida é com base na amplitude da mudança de pressão na bainha. Portanto, quando a referida bainha é inflada na pressão sistólica, a amplitude aumenta repentinamente com os

períodos de descanso do pulso por meio da oclusão, que é, muito próximo da pressão sistólica. Quando a pressão da bainha aumenta, o aumento da amplitude do pulso alcança um limite máximo e então diminui rapidamente. O índice da
5 pressão diastólico é tomado quando essa transição começa. Portanto, as pressões sanguíneas, sistólica e diastólica, resultam da identificação da região na qual há um aumento repentino e então uma diminuição na amplitude dos pulsos sistólicos.

10 De acordo com as evidências científicas anteriores parecem que, através do uso de procedimentos e dispositivos do estado da técnica para medir indiretamente a pressão sanguínea artéria, é possível apenas medir a pressão arterial sistólica em dois pontos:
15 o primeiro desses é a pressão sistólica do sangue quando submetido a força aplicada à artéria mensurável e o segundo é a pressão na bainha quando ele não é mais capaz de afetar a pressão sistólica do sangue. A última pressão está relacionada como pressão arterial diastólica, que
20 não é apurada. A medida da pressão arterial sistólica utilizando o método de Korotkoff determina de fato a pressão arterial sistólica, mas incluindo o erro correspondente à pressão sobrecarregada dos batimentos cardíacos que ocorrem após a oclusão produzida na artéria
25 ocluída. O segundo fenômeno de pressão sistólica que é erroneamente conhecido como pressão arterial diastólica, é determinado pelo uso de métodos e instrumentos do estado da técnica. A referida medida consiste na medição da pressão aplicada pela bainha no braço em um período no
30 qual os sons de korotkoff desaparecem, uma vez que a pressão aplicada usando a bainha diminui para um ponto no qual ela não afeta de forma algum ao fluxo de sangue na maior onda de pulso sistólico, permitindo que o fluxo de sangue arterial sistólico turbulento torne-se um fluxo
35 laminar e, assim, não resulte nas expressões (sons de korotkoff). Contrário ao fenômeno claro da pressão arterial sistólica tem sido usualmente determinado que

essa medida corresponda à pressão arterial diastólica.

No estado da técnica, a pressão arterial diastólica é definida como "o valor inferior de ambos os valores de pressão sanguínea arterial, que corresponde à pressão

5 sanguínea arterial, quando o coração está em um estado de repouso ou diastólico".

De acordo com o acima, pode ser observado que, no estado da técnica, os procedimentos e dispositivos para mediar a pressão sanguínea arterial de uma maneira não invasiva,

10 apresentam uma desvantagem maior; apesar deles tentar medir a pressão arterial diastólica indiretamente, eles não obtêm sucesso. Portanto, o estado da técnica apresenta um intervalo ("gap") científico, uma vez que não existem métodos ou instrumentos de medição da pressão

15 arterial diastólica usando um método indireto. Isto é devido ao fato de que "o que existe no estado da técnica para medir a pressão arterial diastólica são métodos e instrumentos para medir o menor contato externo da força aplicada usando um dispositivo na artéria no período de

20 tempo no qual a pressão arterial sistólica não é capaz de forma alguma de produzir os sons de Korotkoff, resultante das vibrações da parede arterial e da turbulência do fluxo de sangue correspondente à pressão arterial sistólica". Juntamente com o acima, pelo uso de

25 instrumentos e procedimentos encontrados no estado da técnica, o único caminho para se medir a pressão arterial diastólica é por meio do uso de um método invasivo (cateter intra-arterial).

A presente invenção tem como objetivo resolver alguns dos

30 problemas a seguir, no método auscultatório (método clássico): o método de Von Riva Rocci Recklinghaus indireto para medir a força do sangue arterial que é literalmente declarada como a seguir: "o instrumento que eu desenvolvi mede de uma forma manométrica a força que é

35 requerida para interromper o progresso da onda de pulso, a esfigomanometria é realizada em uma das maiores ramificações da artéria aorta, na artéria umeral, que é

uma continuação direta da auxiliar, de modo que a medida estima a carga total em um ponto que é muito próximo da artéria aorta, quase dentro da mesma....".

Comentários sobre o princípio Von Riva Rocci: sob as
5 condições normais, a artéria apresenta um fluxo tendo uma
pressão e a força determinada antes da ejeção
ventricular, referida como pressão diastólica. Esta
pressão é ignorada por Von Riva Rocci em sua descrição.
Como uma pressão diastólica sanguínea arterial é
10 repentinamente interrompida pelo volume de sangue que é
ejetado pelo coração para a artéria em um curto período
de tempo, resultando em uma pressão sanguínea maior e em
uma força que provoca uma expansão da artéria que é
referida como onda de pulso arterial. A contribuição
15 tecnológica e científica de Von Riva Rocci Recklinghaus é
um instrumento e um procedimento para manometricamente
medir a força requerida para interromper a progressão da
onda de pulso, que é, a força sistólica ou a pressão, uma
vez que esta é a força que gera a referida onda.

20 Os resultados acima no fato problemático de que Riva
Rocci não determinou a medida da pressão arterial
diastólica pelo uso de um método indireto.

Mais tarde, A técnica de Von Riva Rocci Recklinghaus foi
aperfeiçoada com a adição de auscultação feita pelo
25 cirurgião russo Nikolai Sergejevich Korotkoff, que
declarou em sua dissertação, o seguinte: "... com a
diminuição adicional do mercúrio no manômetro, escuta-se
o murmúrio da compressão sistólica, que passa novamente
dentro do som (em segundo lugar). Finalmente, todos os
30 sons desaparecem. O período da cessação de sons indica a
passagem livre da onda do pulso, que é, no momento do
desaparecimento dos sons, a pressão arterial mínima
dentro da artéria, que predomina sobre a pressão na
bainha. Segue-se que a leitura manométrica neste ponto
35 corresponde à pressão arterial mínima".

Korotkoff refere-se à artéria produzindo tons curtos que
cujo aspecto indica parte da onda do pulso, quando ele

declara "... a leitura manométrica continua..", isto significa que o fenômeno de deflação continua e, assim, a diminuição da pressão aplicada ao braço pela bainha, bem como aquela do primeiro tom que aparece como um tom completo comparado àquela precedente corresponde à pressão máxima. Como observado na descrição, a pressão máxima resulta na medida da força externa com a aparência do primeiro tom total após uma oclusão atual e a força de liberação resultante da deflação. Esta técnica não considera o fenômeno que o período no qual a oclusão é observada inclui vários ciclos cardíacos sem a expressão do tom e que a cada ciclo cardíaco produz um volume definido pelo extremo superior da artéria umeral, que deve permitir a passagem fluida para a irrigação do braço, antebraço, e mãos. Devido a oclusão arterial produzida pela bainha devido à prevenção da passagem do fluido sanguíneo, o volume e a pressão são aumentados no segmento da artéria antes do segmento arterial ser ocluído. Isto implica que, quando a medida da força externa guiada pela aparência sobrecarrega devido as ejeções ventriculares após a artéria ser ocluída. O problema a seguir resulta no acima: como a medida da pressão arterial sistólica usando um método indireto sem afetar a pressão de sobrecarga, resulta nas ejeções ventriculares após a artéria ser ocluída?

Quando os tons descritos para determinar a pressão diastólica usando um método indireto, Nikolai Sergejevich Korotkoff declara "... com a queda adicional do mercúrio no manômetro ouve-se um murmúrio de compressão sistólica, que passa novamente no tom (em segundo lugar). Finalmente, todos os sons desaparecem. O período da cessação de sons indica a passagem livre da onda do pulso, que é, no momento do desaparecimento dos sons, a pressão arterial mínima dentro da artéria que predomina sobre a pressão na bainha. Segue-se que a leitura manométrica neste ponto corresponde à pressão arterial mínima".

E ele está certo quando declara que os sons desaparecem no final devido à deflação da bainha são sons sistólicos, um vez que o pulso é o efeito produzido pela expansão da artéria como um resultado da ejeção do ventrículo durante a sístole cardíaca. A força aplicada pela bainha resulta da redução do volume em uma direção concêntrica e as forças maiores e menores a serem medidas na artéria estão em uma direção excêntrica. Quando a força externa oclui a artéria e a oclusão é progressivamente liberada pela deflação, a força produzida no volume menor na artéria não deve ser afetado de qualquer forma e, finalmente quando a força externa aplicada pela deflação cai ainda mais ele não deve afetar de forma alguma a força maior ou a força sistólica, a pressão arterial diastólica é determinada com base na expressão arterial devido a relação entre a força da bainha e a artéria com a pressão arterial sistólica, e não o valor atual da pressão arterial diastólica!

O acima mostra que, como é natural, a medida da pressão menor ou da pressão diastólica usando o método Korotkoff é feito com base nos efeitos de pressão arterial sistólica.

O problema a seguir eleva a partir do acima quando a medida da pressão arterial diastólica com um método indireto com base em seus efeitos e não sobre os efeitos resultantes da pressão arterial sistólica?

Sumário da invenção

De modo a contornar os problemas dos procedimentos e dispositivos encontrados no estado da técnica para medir a pressão arterial diastólica usando um método indireto, este novo sistema e método para medir a pressão arterial por seus efeitos mede a pressão arterial diastólica e sistólica com base na expressão a partir da artéria no período diastólico e sistólico do ciclo arterial, respectivamente. O ciclo arterial é definido como a unidade da variação física repetitiva da artéria ao longo do tempo, que consiste nos eventos do fluxo do sangue e

da parede arterial que são definidos em dois períodos. O primeiro período com um curto período, mais movimento, e uma pressão sanguínea maior é referida como o período de pressão arterial sistólica. O segundo período com um tempo maior do que período precedente, menor movimento e maior pressão sanguínea são referidos como o período de pressão sanguínea diastólica.

De modo a contornar o primeiro problema: como medir a pressão arterial diastólica usando um método indireto com base em seus efeitos e não os efeitos resultantes da pressão arterial sistólica?

A presente invenção mede a pressão sanguínea arterial diastólica através da observação das expressões da parede arterial e do fluxo de sangue que são criadas ou eliminadas no período diastólico do ciclo arterial por aplicação de uma força de contato gradual sobre a artéria mensurável.

De modo a contornar o segundo problema: como determinar a pressão arterial sistólica usando um método indireto sem afetar a pressão do sangue sobrecarregada resultante das ejeções ventriculares após a artéria ser ocluída?

A presente invenção prove, além disso, um procedimento para a medida da pressão arterial sistólica através do uso de um método indireto no período sistólico do ciclo arterial e sem afetar a sobrecarga da pressão sanguínea resultante das ejeções ventriculares após a artéria é ocluída. Nesta nova invenção, a pressão arterial sistólica é medida adicionalmente, com base nos efeitos criados ou eliminados por obliteração da artéria por aplicação de um aumento da força de contato externo, registrando e medindo as expressões que são produzidas pelo fluxo, parede arterial, e manômetro no período sistólico do ciclo arterial no tempo de igualdade da força externa aplicada com a força do sangue sobre a parede arterial.

Objetivos do sistema e do método para medir a pressão do sangue por seus efeitos.

Considerando que o estado da técnica não provê um método e instrumentos capazes de medir a pressão arterial diastólica usando um método indireto, é um objetivo da presente invenção a provisão de um sistema e um método
5 para medir a pressão arterial por seus efeitos, que é muito simples e altamente eficiente para medir a pressão arterial diastólica usando um método indireto.

Um outro objetivo da presente invenção é a provisão de um procedimento que é capaz de medir a pressão arterial
10 diastólica de uma maneira sensível e específica usando um método indireto.

Um outro objetivo da presente invenção é a provisão de um sistema e de um método para medir a pressão arterial por seus efeitos que é capaz de medir a pressão arterial
15 sistólica através de seus efeitos sobre o período sistólico do ciclo arterial e a pressão arterial diastólica por seus efeitos sobre o período diastólico do ciclo arterial usando um método indireto.

Um objetivo adicional da presente invenção é a provisão
20 de um procedimento para medir uma pressão arterial diastólica pelos efeitos gerados pela pressão arterial diastólica através da aplicação de uma força de contato externa usando um dispositivo de aplicação de uma medida da força de contato externa gradual, por meio da
25 observação do fenômeno produzido pela parede arterial e pelo fluxo de sangue com um sensor de expressão de sangue. Estes dois elementos sendo a fonte de informação de dados para um dispositivo de medida e de detecção dos períodos diastólicos e sistólicos do ciclo arterial, que
30 discrimina entre os períodos sistólico e diastólico, em um ciclo arterial, de modo a determinar a pressão arterial diastólica e sistólica através de seus efeitos.

Um aspecto adicional da presente invenção é a provisão de um dispositivo de medida e de detecção dos períodos
35 diastólico e sistólico do ciclo arterial que, em uma concretização, é uma placa mãe eletrônica discriminando entre os períodos diastólico e sistólico, em um ciclo

arterial de modo a determinar, respectivamente, a pressão arterial diastólica e a pressão arterial sistólica por meio de seus efeitos.

Um aspecto adicional da presente invenção consiste na
5 provisão de um procedimento para medir, mais precisamente, a pressão arterial sistólica sem a sobrepressão resultante dos batimentos cardíacos ocorrendo após a oclusão da artéria mensurável.

Vantagens da presente invenção:

10 As vantagens desta invenção consistem em medir, indiretamente, em um primeiro período, no histórico da pressão arterial diastólica, por seus efeitos. Para fazer isto, nós seremos capazes de medir, pelo uso de um método indireto, a pressão sanguínea exibida pela artéria quando
15 o coração começa a ejeção ventricular e o coração tem que contornar a referida pressão em cada batimento cardíaco de modo a preencher seu conteúdo sanguíneo ventricular para a artéria. Isto permitirá um aperfeiçoamento no diagnóstico e no tratamento de um grande número de
20 doenças cardíacas e arteriais, principalmente doenças de falhas cardíacas. Uma vantagem adicional desse sistema de medida da invenção é que ela contribui para as ciências da saúde, o procedimento e o instrumento para indiretamente medir a pressão arterial diastólica. Isto é
25 relevante para os seres humanos uma vez que "para cada aumento de 20 mmHg da pressão sistólica ou 10 mmHg da pressão diastólica, o risco de morte devido a uma doença cardíaca ou ataque cerebral dobra nos seres humanos".

Base científica:

30 No estado da técnica e postulados da dissertação: "El Ciclo Arterial", da Universidad Autónoma de Tamaulipas, Mexico, Facultad de Medicina de Tampico, de Jesús Bustillos Cepeda, um documento que não foi publicado devido ao prosseguimento da matéria objeto do pedido de
35 patente, o comentário a seguir foi apresentado: "...uma artéria é composta de 3 elementos: parede, área de seção transversal interna, e fluxo sanguíneo. O sistema

arterial inicia na junção da válvula aorta com o ventrículo esquerdo, enquanto ele termina em capilares. Sob as condições ideais e basal do sistema arterial existem dois tipos de energia de distribuição de sangue:

5 a energia de distensão arterial, que distribui 40% do volume sendo introduzido em 0,2 segundos, que resulta na ejeção ventricular e a adaptação da resposta da artéria; e a energia da contração arterial, que distribui 60% do volume remanescente em 0,6 segundos, que resulta da

10 energia resiliente potencial do parede arterial. A ejeção ventricular é cíclica e afeta todo o volume sanguíneo no sistema arterial a partir da artéria aorta para o capilar dependendo da velocidade da onda de pressão. Devido ao

15 acima e com relação a dissertação acima mencionada, é declarado que: "a ejeção ventricular cíclica resulta nas respostas arteriais cíclicas" e um ciclo arterial é produzido sempre em resposta a uma ejeção ventricular eficaz do ciclo cardíaco. Devido ao acima, o ciclo arterial é definido como um fenômeno contínuo no qual a

20 variação do movimento de magnitude física periódica na artéria é realizada. Devido a energia de distensão arterial, resultante da ejeção ventricular e a resposta de adaptação arterial em um estágio rápido (distensão ou abastecimento: 25% do último período do ciclo arterial).

25 E a energia de contração arterial resultante da energia potencial resiliente da parede arterial no estágio inferior (contração ou enchimento: 75% do último período do ciclo arterial). A baixa pressão dentro do estágio do esvaziamento e através do aumento da pressão rápida,

30 segundo a qual o processo inicia novamente. Durante um ciclo arterial completo, as artérias experimentam um rápido aumento do volume até alcançar um ponto de pressão máxima (estágio rápido ou estágio de distensão), como uma resposta de adaptação para o aumento do volume de sangue,

35 e uma diminuição lenta da queda da pressão (estágio lento ou estágio de contração), no qual a maior porcentagem de distribuição do volume é realizada por recuperação

elástica e como uma resposta a resistência do vaso capilar.

Breve descrição dos desenhos

Os novos aspectos considerados como sendo característicos da presente invenção, serão estabelecidos mais particularmente nas reivindicações anexas. Entretanto, a invenção de um dispositivo eletrônico para medir a pressão sanguínea arterial indireta, ambos relacionados com sua configuração e método de operação, junto com outros objetivos e vantagens da mesma, serão melhor entendidos na descrição detalhada a seguir em conexão com os desenhos a seguir nos quais:

As figuras 1 a 6 ilustram esquematicamente, os vários estágios de expressões sanguíneas ocorrendo quando da aplicação de uma força de contato externo sobre uma artéria mensurável.

A figura 1 ilustra o primeiro estágio das expressões arteriais sem a pressão arterial diastólica e sistólica ser afetada;

A figura 2 ilustra o segundo estágio das expressões arteriais afetando apenas a pressão arterial sistólica;

A figura 3 ilustra o terceiro estágio das expressões arteriais, a pré-oclusão ou superação da diastólica da pressão do fluxo diastólico para a força externa oclusiva;

A figura 4 ilustra o quarto estágio das expressões arteriais, nas quais o fluxo com a pressão arterial diastólica é ocluído e apenas o fluxo com a pressão sistólica é afetado;

A figura 5 ilustra o quinto estágio das expressões arteriais, na qual a pressão arterial sistólica é afetada e existe uma oclusão diastólica, que é o estágio pré-oclusivo sistólico;

A figura 6 ilustra o sexto estágio das expressões arteriais, com oclusão completa do fluxo arterial sistólico e diastólico;

A figura 7 ilustra um ciclo arterial sob as condições

fisiológicas normais, tendo as características detectadas por meio de um sensor de fluxo de sangue;

A figura 8 ilustra uma curva do fluxo nos vários estágios produzidos por meio do efeito do fluxo de sangue nos períodos sistólicos e diastólicos quando da aplicação de uma força externa;

A figura 9 mostra um gráfico da medida da pressão arterial diastólica usando um método oscilométrico indireto;

A figura 10 ilustra um gráfico da medida da pressão arterial diastólica e sistólica usando um método oscilométrico indireto e com um sistema de medida da pressão arterial diastólica usando um método indireto;

A figura 11 ilustra um diagrama em blocos do dispositivo eletrônico para medir a pressão sanguínea arterial diastólica por meio de seus efeitos;

A figura 12 ilustra uma vista em perspectiva de um diagrama em blocos mostrando a função do dispositivo eletrônico, quando medindo a pressão arterial diastólica; e

A figura 13 ilustra um diagrama geral da programação da placa mãe.

Descrição detalhada da invenção

Especificamente, com relação aos desenhos anexos e, mais particularmente, às figuras 1 a 6, elas mostram os vários estágios das expressões arteriais quando da aplicação de uma força de contato externa aumentada para a artéria. Aqueles estágios estão representados como a seguir:

A figura 1 ilustra um primeiro estágio 100 sem afetar o período sistólico 105 e o período diastólico 110 do ciclo arterial 115, no qual não há afetação causada por uma força externa sobre as forças do fluxo de sangue ou sobre as forças na parede arterial, na qual um primeiro estágio 100 do fluxo sanguíneo arterial ou do volume não é afetado, com relação ao fluxo sanguíneo arterial inferior ou no volume 120 e para o fluxo sanguíneo da artéria maior ou do volume 125; onde uma força aplicada ou do

indicador de pressão 130 indica "zero". O fluxo sanguíneo arterial maior 125 ocorre no período menor 135 durante a força do fluxo sanguíneo maior e da pressão do período sistólico 105, tomando 25% do ciclo arterial 115. O fluxo sanguíneo arterial inferior 120 ocorre no período maior 140 durante a menor força do fluxo sanguíneo e a pressão do período diastólico 110, tomando 75% do ciclo arterial 115.

A figura 2 ilustra um segundo estágio 200 correspondente a afetação das forças do período sistólico 105 do ciclo arterial 115, sem afetar as forças do sangue do período diastólico 110. A figura 2 ilustra o segundo estágio 200 no qual o volume de sangue arterial ou o fluxo já é afetado, sendo mostrado que a força ou a pressão sendo aplicada 145 tem uma determinada magnitude em uma área definida 150 registrada no indicador de força 130 com um valor de "20". O fluxo de sangue maior ou o volume 125 da artéria mostra as expressões, uma vez que o fluxo do período sistólico 105 muda, sendo que tais expressões referem-se, entre outras coisas, a um som 155 que é detectado com os sensores. O fluxo de sangue inferior ou o volume 120 não mostra mudanças.

A figura 3 ilustra um terceiro estágio 300 com afetação do período sistólico 105 e do diastólico 110 do ciclo arterial 115 (pré-oclusão da pressão diastólica). No referido estágio 300 as pressões superiores e inferiores dos períodos correspondentes são afetadas. Neste terceiro estágio 300, a força ou a pressão sendo aplicada 145 tem uma magnitude sobre a área definida 150, que é registrada no indicador de força 130 com um valor de "40". O fluxo de sangue superior ou o volume 125 mostra as expressões, uma vez que o período sistólico 105 muda, sendo que as citadas expressões se referem a um som 155. O fluxo sanguíneo inferior 120 mostra a expressão, uma vez que o volume no período diastólico 110 é afetado.

A figura 4 mostra um quarto estágio 400 no qual as pressões arteriais, sistólica e diastólica, são afetadas.

É considerada por ser um estágio de oclusão diastólica total. No referido quarto estágio 400, a força ou pressão 145 sendo aplicada tem uma magnitude sobre a área definida 150 registrada no indicador de força 130 com um valor de "60". O fluxo sanguíneo superior 125 mostra as expressões, desde que o espaço no qual a artéria sendo embutida foi diminuída pela força no período sistólico 105, onde tais expressões são referidas, entre outras coisas, como um som 155 que, neste estágio, é produzido por meio da colisão intermitente, turbulências, e vibrações da parede arterial. O volume de sangue inferior ou o fluxo 120 desaparecem junto com suas expressões uma vez que a pressão ou a força aplicada 145 foi igualada à pressão sanguínea ou força no período diastólico 110, o período no qual a pressão sanguínea diastólica ou inferior é determinada no segmento arterial.

A figura 5 ilustra um quinto estágio 500 no qual a pressão arterial sistólica, oclusão diastólica, e a redução do fluxo sanguíneo são afetadas com relação ao estágio sendo mostrado na figura 5. Isto é considerado como sendo o estágio de pré-oclusão sistólica. No referido quinto estágio 500 da força ou pressão sendo aplicada 145 tem uma magnitude da área definida 150 registrada no indicador de força 130 com um valor de "80". O fluxo sanguíneo maior ou o volume 125 mostra as expressões, uma vez que o período sistólico 105 muda, sendo que tais expressões são referidas, entre outras coisas, a um som 155, que é produzido, nesse estágio, pelas colisões intermitentes, turbulências, e vibrações da parede arterial, que são reduzidas, comparadas ao quarto estágio 400, que é o estágio da oclusão diastólica. O volume de sangue inferior ou fluxo 120 continua sem as expressões, uma vez que a pressão ou a força aplicada 145 é maior do que a pressão do sangue ou a força no período diastólico 110.

A figura 6 ilustra um sexto estágio 600 no qual há uma oclusão sistólica e diastólica completa. No referido

sexto estágio 600, a força ou a pressão sendo aplicada 145 tem uma magnitude da área definida 150 registrada no indicador da força 130 com um valor de "100". O fluxo ou o volume de sangue maior 125 não mostra expressões, uma vez que a pressão ou a força aplicada 145 foi igualada à força ou pressão do sangue no período sistólico 105, onde tais expressões desaparecem completamente, o período no qual a pressão sanguínea sistólica ou a maior é determinada no segmento arterial.

De modo a entender o ciclo arterial, nós nos referimos agora mais especificamente à figura 7, a qual mostra um ciclo arterial 700 sob as condições fisiológicas normais e tem as características detectadas por um sensor de movimento do fluxo sanguíneo. O ciclo arterial 700 é representado como um todo e consiste de um estágio de distensão e uma pressão arterial superior correspondente ao período sistólico 705. Aqui, o ventrículo esquerdo ejeta um volume de sangue para o sistema arterial, sendo que as artérias experimentam um volume rápido aumenta, distendendo até alcançar um ponto de pressão máxima como uma resposta de adaptação para aquela do aumento do volume sanguíneo. Este fenômeno é referido como o estágio da adaptabilidade 71 e torna-se um extremo no estágio de limite da distensão 715 no qual a pressão do fluxo sanguíneo e a velocidade alcançam a magnitude máxima no ciclo arterial 700. O estágio sistólico final 720 segue então, no qual a pressão sanguínea diminui e volta-se para o fim no início do estágio diastólico inicial 725, que mostra uma redução repentina no movimento do fluxo de sangue. Neste ponto que o período diastólico 730 do ciclo arterial 700 começa e corresponde a uma diminuição lenta na pressão que cai e levanta 75% do período total do referido ciclo arterial 700.

O período diastólico 730 consiste de três estágios. A partir desses, um primeiro estágio corresponde ao estágio diastólico inicial 725 e continua com um conjunto alfa-hemodinâmico 735 que, como os outros conjuntos

hemodinâmicos, consistem da pressão parietal, pressão sanguínea, fluxo, e velocidade com uma determinada magnitude. De modo reconhecê-los, as letras do alfabeto grego do alfa a um com a maior magnitude são aplicadas em
5 uma ordem de diminuição de magnitude com letras beta, gama, e delta são aplicadas. O referido conjunto alfa-hemodinâmico 735 é ligado por freqüências de baixa amplitude 740 para um conjunto beta-hemodinâmica 746. O período diastólico 730 termina com uma interrupção
10 repentina de um conjunto hemodinâmico ou de um estágio de baixa freqüência devido à aparência repentina do estágio de distensão 710 do período sistólico 705 do ciclo arterial 700.

Referindo mais especificamente à figura 8, mostra uma
15 curva de fluxo 800 nos vários estágios resultantes das expressões arteriais que afetam que foram previamente representados nas figuras 1 a 6. Nas referidas curvas de fluxo 800, o primeiro estágio 100 é mostrado sem ser afetado por uma força de contato externo e apresentando o
20 fluxo sanguíneo maior 125 correspondente ao período sistólico 105 e o fluxo de sangue menor 120 correspondente ao período diastólico 110; o segundo estágio 200 sendo afetado pela força, sendo que apenas o fluxo de sangue maior 125 correspondente ao período
25 sistólico 105 é afetado e o fluxo de sangue menor 120 correspondente ao período diastólico 110 não é afetado, no terceiro estágio 300 existem expressões uma vez que o fluxo de sangue maior 125 correspondente ao período sistólico 105 muda e o fluxo de sangue inferior 120
30 correspondente ao período diastólico 110 é também afetado; no quarto estágio 400 existe as expressões de mudança no fluxo de sangue superior 125 correspondente ao período sistólico 105, enquanto o fluxo de sangue inferior 120 desaparece junto com suas expressões, o
35 período no qual a menor pressão ou a pressão diastólica do sangue é determinada; no quinto estágio 500 existe expressões na mudança do fluxo sanguíneo maior 125

correspondente ao período sistólico 105, que torna-se amplamente reduzido, enquanto o fluxo sanguíneo inferior 120 continua a ser ocluído e, no sexto estágio 600, não existe expressões na mudança do fluxo sanguíneo maior 125 do período sistólico 105, uma vez que a força de contato externa ou a pressão foi igualada à pressão do fluxo de sangue ou á força do citado período sistólico 105, o período no qual a maior pressão ou a pressão sanguínea sistólica é determinada e onde o fluxo de sangue inferior 120 do período diastólico 110 permanece ocluído.

A figura 9 dos desenhos mostra um gráfico de um sinal do sensor de pressão. Nos desenhos, uma vez que a artéria tenha sido ocluída, a pressão foi liberada pelo registro do sinal e no gráfico superior é observada a demonstração do tempo dependendo da pressão em milímetros de mercúrio, bem como um gráfico inferior mostrando o período dependendo da amplitude da onda de pressão 3. Ambos os gráficos mostram a onda de modo a determinar a pressão do sangue sistólica do período sistólico do ciclo arterial 3. A aparência da onda de pressão arterial diastólica é vista no ciclo arterial do período diastólico 4, bem como a primeira onda super-máxima 2 e a segunda onda super-máxima 1.

Figura 10, este gráfico mostra a medida da pressão arterial diastólica e sistólica usando um método oscilométrico indireto 4, comparada ao sistema de medida da pressão arterial diastólica usando um método indireto 2. É visto que o gráfico o sinal do sensor de fluxo processado 1, mostra o período sistólico 11, bem como o período diastólico 12, antes de uma determinada quantidade da força sendo aplicada; um gráfico de barras do sinal do fluxo arterial 2 mostra o período sistólico 11 e o período diastólico 12, antes de uma determinada quantidade da força aplicada, que mostra o tempo para medir a pressão arterial diastólica com o sistema de medida da pressão diastólica usando um método indireto no período diastólico do ciclo arterial 5, o tempo para

medir a pressão arterial sistólica com o sistema de medida da pressão diastólica usando um método indireto no período diastólico do ciclo arterial 6, a faixa de medida da pressão arterial sistólica oscilométrica 7, faixa de
5 pressão para a pressão arterial diastólica oscilométrica 8.

Por outro lado, fazendo referência agora à figura 11, é ilustrado um dispositivo eletrônico para processamento, análise e registro da expressão arterial 2000. Ele
10 consiste de 6 unidades: uma placa de processamento principal 2050, uma quarta unidade de placa de sensor fonograma 2200, uma quinta unidade de placa de sensor a laser 2250, uma sexta unidade de placa de sensor de vibração 2300, onde a referida placa eletrônica 2000
15 inclui placas adicionais 2350, portas de entrada ou de saída 2400, memória 2450, tela de entrada 25000 e porta de alimentação 2550.

Fazendo referência agora especificamente à figura 12, é mostrado um diagrama de blocos de operação dos elementos
20 para medir a pressão arterial, incluindo os elementos internos do dispositivo eletrônico para processamento, análise e registro da expressão arterial 2000. Através da aplicação de uma pressão externa sobre a artéria, o sensor de pressão 2600 produz e envia um sinal para a referida placa 2100, em paralelo á informação recebida pelo sensor de fluxo 2650 e envia para a referida placa 2150. As referidas placas 2150 e 2100 preparam e enviam os sinais para a placa de processamento principal 2050, onde elas são identificadas devido ao fato de que cada
30 expressão arterial é representada por um sinal específico na referida placa eletrônica 2050. O sinal correspondente à detecção da expressão arterial é comparado ao sinal da placa do sensor de pressão 2100 de modo a emitir o valor de medida da pressão arterial diastólica.

35 O curso acima mencionado é seguido no caso de outros sensores e placas. Através da aplicação de uma pressão externa sobre a artéria, o sensor de pressão 2600 produz

e envia um sinal para aquela placa 2100, em paralelo à informação recebida pelo sensor sendo utilizado, que pode ser o sensor fonograma 2700, o sensor laser 2750, e o sensor de vibração 2800 e envia à placa correspondente
5 2200, 2250, 2300. Ao mesmo tempo, as referidas placas 2200, 2250, 2300 e 2100 preparam e enviam os sinais à placa de processamento principal 2050, onde elas são identificadas devido ao fato de que cada expressão arterial é representada por um sinal específico na
10 referida placa eletrônica 2050. O sinal correspondente à detecção da expressão arterial é comparado ao sinal da placa de sensor de pressão 2100 de modo a emitir o valor de medida de pressão arterial diastólica.

A presente invenção consiste de um procedimento de seis
15 estágios e três meios: o método para medir indiretamente a pressão arterial diastólica (MIPAD), que controla as tarefas de um primeiro dispositivo que aplica uma força calculada de contato externa gradual (ApFGM); um segundo dispositivo para sentir a expressão arterial (SMA), e um
20 terceiro dispositivo que é um dispositivo de detecção e medida do período sistólico e diastólico do ciclo arterial (MDCA).

Além disso, o sistema e o método para medir a pressão arterial por seus efeitos permite a medição da pressão
25 arterial sistólica sem super-pressão devido as batidas cardíacas produzidas após a oclusão arterial.

Como previamente declarado, a presente invenção refere-se a um sistema e a um método para medir a pressão arterial por seus efeitos, bem como para medir a pressão arterial
30 sistólica. Ambas as medidas são feitas com base na observação da Expressão Arterial (MA), que é também referida como uma expressão do ciclo arterial (MCA), e elas são definidas como as propriedades físicas do fluxo de sangue e da parede arterial com ou sem afetar a força
35 aplicada sobre a artéria. As expressões arteriais do fluxo de sangue são os últimos períodos sistólicos e diastólicos do ciclo arterial, mudanças de pressão,

mudanças do movimento do fluxo, mudanças de velocidade, mudanças de temperatura, mudanças de volumes, mudanças de viscosidade, mudanças de massa e densidade, e expressões arteriais com base na parede arterial são os períodos de tempo mais longos, as mudanças nos segmentos arteriais ou nas áreas de seção transversal, mudanças nos perímetros, mudanças nos comprimentos, mudanças na pressão parietal, e mudanças nas vibrações.

O sistema e o método para medir a pressão arterial por meio de seus efeitos compreendem um dispositivo que deve pressionar a artéria. O referido dispositivo é referido como um "dispositivo de aplicação de força de contato externa gradual controlada" e é definido como um dispositivo devotado à aplicação de uma força sobre uma artéria mensurável de uma maneira gradual e controlado, de modo a obliterar e conhecer a magnitude da força aplicada. O referido dispositivo é um dos muitos comumente utilizados no estado da técnica e é preferivelmente, uma bainha ligada a um sensor de pressão. Em uma outra configuração, pode ser um clipe ou um extremo ("tip"). Um dispositivo para detectar as expressões arteriais referidas como "sensor de expressão arterial" é definido como um dispositivo que, sendo aplicado em um segmento arterial mensurável, permite a detecção e a emissão da magnitude de uma determinada expressão arterial durante o período correspondente a um período sistólico e um período diastólico do ciclo arterial. Nessa concretização, o referido aparelho é um senso de fluxo registrando e emitindo os sinais de movimento do sangue no segmento de artéria mensurável e ele tem as concretizações a seguir: sensor de pressão, sensor laser, sensor de vibração, e sensor de som fonograma. Um dispositivo receptor da magnitude da expressão arterial emitida pelo sensor de expressão arterial e pela magnitude do sensor de pressão para emitir o valor da medida da pressão arterial no período sistólico e no período diastólico do ciclo arterial, é

referido como um dispositivo para medida e detecção do período diastólico e sistólico do ciclo arterial. Nessa concretização, nós utilizamos um "dispositivo eletrônico para processamento, análise, e registro das expressões arteriais", que compreende uma placa com um conjunto de circuitos em um equipamento eletrônico complexo e, em uma forma variável, com configuração estrutural para ser adaptado à estrutura de vários instrumentos de medição para o mesmo propósito, bem como as placas de programação para interação geral com o dispositivo eletrônico. Ela consiste de uma placa mãe com subsistemas críticos, tais como, portas, conectores, sistemas de memória, cartão de som, cartão sensor de fluxo, e placa de sensor de pressão com a concretização de um cartão de sensor laser, cartão de sensor de vibração, cartão sensor de som fonograma, e um cartão de processamento principal. O último é um cartão no qual os sinais recebidos do sensor de pressão são processados com um método oscilométrico ou comparados ao sensor de fluxo, com a concretização a seguir do sensor de laser, sensor de vibração, e sensor de som fonograma, de modo a registrar e emitir um valor de pressão sistólica ou diastólica com base na expressão arterial do período sistólico e do período diastólico do ciclo arterial. O referido dispositivo pode ser mecânico na natureza com um discador graduado tendo indicadores de movimento em resposta a pressão e as ondas de descompressão. Um método para detectar a expressão arterial correspondente à pressão dos períodos sistólico e diastólico do ciclo arterial é referido como um procedimento para medir, indiretamente, a pressão arterial diastólica e é definido como um procedimento para identificar e diferenciar o período sistólico do ciclo arterial e o período diastólico com base na expressão resultante da artéria mensurável com ou sem a aplicação de uma força de contato externa, de modo a medir a pressão arterial diastólico através da igualdade da força externa aplicada na artéria para a força

aplicada pelo sangue sobre a parede arterial por obliteração da artéria no período diastólico do ciclo arterial com uma concretização de desimpedimento da artéria no referido período de ciclo arterial; além disso, a medida da pressão arterial sistólica sem afetar a sobrecarga da pressão resultante dos batimentos cardíacos após a oclusão arterial e no período sistólico do ciclo arterial.

O desenvolvimento integral do sistema e do método para medir a pressão arterial por seus efeitos compreende os estágios a seguir: primeiro estágio - o dispositivo aplica uma força de contato externa gradual calculada (ApFGM) e os sensores de expressão arterial são colocados sobre a artéria mensurável. O último detecta as expressões arteriais e as envia ao dispositivo de medida e detecta o período diastólico e o período sistólico do ciclo arterial (MDCA). A análise MDCA e diferenciação das expressões arteriais determinam as magnitudes altas e baixas dependendo do tempo comum caráter cíclico, estabelecendo que uma expressão arterial contendo uma magnitude alta e uma baixa dependendo do tempo é referida como um ciclo arterial, com base no ciclo arterial, uma diferenciação das expressões de magnitude dependendo do tempo é realizada. Uma magnitude maior com um período menor mais longo é obtida, o que é referido como um período sistólico, e uma expressão arterial com magnitude menor e um período maior mais longo também é obtido, o qual é referido como um período diastólico do ciclo arterial. Usando o dispositivo de aplicação uma força de contato externo gradual calculada (ApFGM), uma força de contato externa é aplicada, até o limite de não afetar o fluxo e a pressão de sangue arterial sistólico. Este estágio finaliza antes de afetar o fluxo de sangue sistólico com a força externa.

Segundo estágio - consiste de continuação em aplicar uma força de contato externa calculada e gradual, em adição ao registro e análise das expressões do período sistólico

e do período diastólico do ciclo arterial através do dispositivo utilizado no primeiro estágio até a detecção das expressões arteriais correspondentes ao período sistólico que varia com relação às propriedades físicas que ele apresentou durante o primeiro estágio. As expressões arteriais do período diastólico continuam a ser as mesmas que as do primeiro estágio uma vez que apenas o período sistólico do ciclo arterial é afetado por uma força de contato externa aplicada.

10 Terceiro estágio - consiste em continuar a aplicar uma força de contato externa e gradual calculada, em adição ao registro e análise das expressões do período sistólico e do período diastólico do ciclo arterial através do dispositivo utilizado no primeiro estágio até a detecção

15 de que as expressões arteriais correspondentes ao período diastólico variam com relação às propriedades físicas que elas apresentam durante o primeiro estágio, uma vez que a quantidade de força aplicada tem afetado o fluxo de sangue arterial no período diastólico do ciclo arterial e

20 o fluxo de sangue do período sistólico continua a ser afetado. Este terceiro estágio é também referido como um estágio de pré-oclusão diastólico, uma vez que é detectado antes da artéria no período diastólico ser obliterada e termina um pouco antes da obliteração total

25 do período diastólico do ciclo arterial é conseguido. Quarto estágio - consiste na continuidade de aplicação de uma força de contato externa e gradual calculada, em adição ao registro e análise das expressões do período sistólico e do período diastólico do ciclo arterial

30 através do dispositivo utilizado no primeiro estágio até a detecção de que as expressões de sangue correspondentes para o período diastólico desaparecer uma vez que a força de contato externa aplicada oblitera a artéria no período diastólico do ciclo arterial, prevenindo que exista um

35 fluxo de sangue neste período. Neste período, a pressão arterial diastólico é medida por igualdade da força aplicada na artéria mensurável com a magnitude da força

aplicada pelo sangue sobre a parede arterial com base nas expressões arteriais correspondentes ao desaparecimento do fluxo de sangue do período diastólico do ciclo arterial. As expressões arteriais do período sistólico estão ainda presentes, uma vez que a força do sangue no referido período excede a força de contato externamente aplicada.

Quinto estágio - consiste na continuidade em aplicar uma força de contato externa e gradual calculada, em adição ao registro e análise das expressões do período sistólico e do período diastólico do ciclo arterial através do dispositivo utilizado no quinto estágio, detectando que a artéria no período correspondente ao período diastólico continua a ser obliterada e no período arterial sistólico, o fluxo diminui consideravelmente com relação ao quarto estágio. Este quinto estágio também é referido como estágio sistólico de pré-oclusão, uma vez que termina um pouco antes de a artéria no período sistólico ser obliterada.

Sexto estágio - consiste na continuidade da aplicação de uma força de contato externa gradual e calculada e analisa as expressões do período sistólico e do período diastólico do ciclo arterial através do dispositivo utilizado no primeiro estágio, e detecta se as expressões arteriais do ciclo arterial no período sistólico desaparecem completamente uma vez que a artéria é completamente obliterada.

Em adição a este sexto estágio, durante a detecção do desaparecimento das expressões arteriais, a partir do período sistólico do ciclo artéria, a pressão arterial sistólica é medida por meio da igualdade da força aplicada na artéria mensurável à magnitude da força aplicada pelo sangue sobre a parede arterial sem a sobrepressão devido aos batimentos cardíacos produzidos após a oclusão arterial.

É uma concretização da invenção, medir a pressão arterial diastólico neste novo sistema e método para medição da

pressão arterial por seus efeitos, em uma artéria desimpedida, através da remoção da força de contato externa gradual em uma artéria previamente ocluída até a força aplicada pelo sangue sobre a parede arterial no período diastólico do ciclo arterial contornar a força externa aplicada.

Em uma concretização preferida, da presente invenção, é provido um procedimento para medir a pressão arterial diastólica (MIPAD) usando um método indireto que controla as atividades de um dispositivo de aplicação de uma força de contato externa gradual calculada (ApFGM) que, nessa concretização, é uma bainha ligada a um sensor de pressão; um sensor de expressão arterial (SMA) que nessa concretização, é um sensor de fluxo; um dispositivo para medir e detectar o período diastólico e o período sistólico do ciclo arterial (MDCA), que nessa concretização é uma placa mãe eletrônica operando, basicamente, como visto na figura 13, em dois ciclos e dois subsistemas, um primeiro ciclo e subsistema 3190 para controlar e mediar a pressão arterial e um segundo ciclo e subsistema 3010 para coletar, preparar e analisar os dados do sinal recebidos a partir do sensor de expressão arterial SMA 3020.

Esta concretização da presente invenção inclui a medida da pressão arterial diastólica e sistólica com base no período diastólico e sistólico, respectivamente, de um ciclo arterial. As referidas medidas são realizadas através de um procedimento para mediar a pressão arterial diastólica usando um método indireto (MIPAD) que controla as atividades dos dispositivos ApFGM, SMA, e MDCA; até a obtenção da medida da pressão arterial diastólica e adicionalmente, a pressão arterial sistólica no período sistólico sem super-pressão devido aos batimentos cardíacos produzidos após a oclusão arterial.

O procedimento a seguir utiliza, preferivelmente, como dispositivo de aplicação de uma força de contato externa gradual calculada (ApFGM) uma bainha ligada a um sensor

de pressão e utiliza um sensor de expressão arterial (SMA), nessa concretização um sensor de fluxo. Entretanto, em outras concretizações, pode ser utilizado qualquer dispositivo, como um ApFGM, permitindo a
5 detecção e a mudança de medida na pressão, mudanças no movimento do fluxo, mudanças na velocidade, mudanças na temperatura, mudanças no volume, mudanças na viscosidade, mudanças na massa e na densidade, bem como mudanças no segmento arterial ou na área de seção transversal,
10 mudanças no diâmetro, mudanças no perímetro, mudanças no comprimento, mudanças na pressão parietal, e mudanças nas vibrações.

Nesta concretização, o sistema e o método para medir a pressão arterial por meio de seus efeitos, integrando
15 MIPAD, ApFGM, SMA e MDCA compreende os estágios a seguir. MIPAD, primeiro estágio - nesta concretização, a bainha junto com um sensor de pressão (ApFGM) é colocada na artéria mensurável. Pro meio de um transdutor, ele mede a pressão aplicada a bainha durante o processo de medida
20 completo e na extremidade distal (na direção da mão), da artéria mensurável. O sensor de fluxo (SMA) é colocado após a bainha e ele tem um transdutor de modo a receber as expressões arteriais e transformá-las em um sinal elétrico a ser enviado junto com o sinal enviado pelo
25 sensor de pressão para a placa mãe eletrônica (MDCA). Os referidos MDCA filtram e analisam com o propósito de amostragem e classificação, os sinais recebidos a partir do transdutor de fluxo, os benefícios e as faixas de operação de sinal são revisados e ajustados neste período
30 de modo a enviar ao controlador e a ser processado por esse. A programação da placa mãe no segundo ciclo (como visto na figura 13) ou subsistemas consiste na passagem do sinal elétrico através de um filtro passa-faixa ("bandpass") 3030. O sinal resultante resulta em valores
35 absolutos 3040 e uma escala de sinal 3050 é realizada de modo a ser preparado. Finalmente, o sinal passa através de um filtro passa-faixa 3060 e a análise dos dados

começa; o segundo ciclo e subsistema 3010 coleta os dados de variação de movimento de sangue delimitando o período sistólico e o período diastólico do ciclo arterial 3070 e mede qualquer variação em cada um desses períodos. Mais particularmente, o referido processamento consiste de uma 5 diferenciação do sinal com base em sua amplitude e frequência, assim a magnitude alta e baixa dos sinais é registrada dependendo do tempo e tem um caráter cíclico. Com base nos resultados de cada uma, análise e 10 diferenciação, é estabelecido que uma unidade de expressão arterial contenha uma alta magnitude e uma baixa magnitude de sinais que são repetidos dependendo do tempo. Esta unidade é referida como um ciclo arterial. O ciclo arterial é composto de uma magnitude maior com o 15 menor tempo constante, que é referido como o período sistólico e uma expressão arterial com uma magnitude menor e uma maior período estável, que é referido como o período diastólico do ciclo arterial, com a bainha (ApFGM) colocado no braço de um paciente em uma 20 determinada velocidade durante todo o processo de medida da pressão. Uma força de contato externa é aplicada, até o limite não afetar a pressão e o fluxo de sangue arterial sistólico. Esse estágio finaliza antes do fluxo de sangue sistólico ser afetado pela força externa.

25 MIPAD, segundo estágio - consiste na continuidade de aplicação de uma força de contato externa gradual e calculada, em adição ao registro e a análise das expressões do período sistólico e do período diastólico, do ciclo arterial, através dos dispositivos utilizados no 30 primeiro estágio até detectar as expressões arteriais correspondentes ao período sistólico que varia com relação as propriedades físicas que foram exibidas durante o primeiro estágio. As expressões arteriais do período diastólico continuam a ser as mesmas que no 35 primeiro estágio uma vez que apenas o período sistólico do ciclo arterial é afetado pela força de contato externa aplicada.

MIPAD, terceiro estágio - consiste na continuidade de aplicação de uma força de contato externa gradual e calculada, em adição ao registro e a análise das expressões do período sistólico e do período diastólico, do ciclo arterial, através do dispositivo utilizado no primeiro estágio até a detecção daquelas expressões arteriais correspondentes ao período diastólico variar com relação as propriedades físicas que elas apresentam durante o primeiro estágio, uma vez que a quantidade de força aplicada afetou o fluxo de sangue arterial no período diastólico e o fluxo de sangue no período sistólico, do ciclo arterial continua a ser afetado. Este terceiro estágio é também referido como um estágio de pré-oclusão diastólica, uma vez que é detectado antes da artéria no período diastólico ser obliterado e ele finaliza um pouco antes da obliteração completa do período diastólico do ciclo arterial.

MIPAD, quarto estágio - consiste na continuidade em aplicar uma força de contato externa gradual e calculada, em adição ao registro e análise das expressões do período sistólico e do período diastólico, do ciclo arterial através dos dispositivos utilizados no primeiro estágio. As variações das amostras são providas a cada milissegundos e suas amplitudes são revisadas e comparadas até a detecção das expressões arteriais correspondentes ao período diastólico desaparecer, encontrando uma faixa de amplitude mínima ou igual a zero 3080, uma vez que a força de contato externo aplicada obliterar a artéria no período diastólico do ciclo arterial, prevenindo que existe um fluxo de sangue nesse período. Durante a descoberta do referido valor, uma interrupção 3090 é ativada, na qual nós tomamos o valor da pressão encontrado no primeiro ciclo e no primeiro subsistema 3120. Este valor é armazenado na memória 3100 e corresponde ao valor da pressão diastólica resultante da igualdade da força aplicada à artéria mensurável para a magnitude da força aplicada pelo sangue

na parede arterial com base nas expressões arteriais correspondentes ao desaparecimento do fluxo de sangue a partir do período diastólico, do ciclo arterial. Se a variação da amplitude sinal no período diastólico não
5 alcançar zero ou a faixa mínima, a busca continua no terceiro estágio até que o referido valor 3200 do quarto estágio seja encontrado, enquanto as expressões arteriais do período sistólico continuam presentes, uma vez que a força do sangue no referido período excede a força de
10 contato que é externamente aplicada.

MIPAD, quinto estágio - consiste na continuidade em aplicar uma força de contato externa gradual e calculada, em adição ao registro e a análise das expressões do período sistólico do ciclo arterial e do período
15 diastólico através dos dispositivos utilizados no primeiro estágio, detectando que a artéria no período correspondente ao período diastólico continua a ser obliterada e no período sistólico arterial, o fluxo diminui consideravelmente com relação ao quarto estágio.
20 Uma vez que o valor de pressão diastólico é registrado, a medida segue e o segundo subsistema continua a coletar os dados de variação do sangue 3130. Esse quinto estágio é também referido como um estágio de pré-oclusão sistólica, uma vez que ele termina um pouco antes de a artéria no
25 período sistólico ser obliterada.

MIPAD, sexto estágio, consiste na continuidade da aplicação de uma força de contato externa gradual e calculada, em adição ao registro e a análise das expressões do período sistólico e do período diastólico,
30 do ciclo arterial, através dos dispositivos utilizados no primeiro estágio e da análise agora do período sistólico do ciclo arterial, onde as amostras de variações são revisadas e comparadas, detectando que as expressões arteriais do ciclo arterial no período sistólico
35 desaparecem completamente, indicando uma faixa de valor de amplitude zero ou mínima 3140, uma vez que a artéria é completamente obliterada. Uma vez que este valor 3180 foi

encontrado, ele corresponde à pressão sistólica e é armazenado e visualizado em uma tela junto com o valor de pressão diastólica 3160. Se a variação na amplitude de sinal no período sistólico não alcançar zero ou a faixa mínima, ao busca continua até que o referido valor 3210 seja encontrado.

Este processo permanece em torno de 1 a 2 minutos quando a bainha e o transdutor já estão colocados no braço. Uma vez que ambas as pressões são encontradas, o sistema volta ao início dos dois ciclos 3220 e uma nova medida é preparada.

Adicionalmente, neste sexto estágio, durante a detecção do desaparecimento das expressões arteriais do período sistólico do ciclo arterial, a pressão arterial sistólica é medida por meio da igualdade da força aplicada à artéria mensurável para a magnitude da força aplicada pelo sangue na parede arterial no período sistólico sem a super-expressão devido aos batimentos cardíacos produzidos após a oclusão arterial.

Durante o estágio de análise da medida do valor da pressão diastólica, o sistema verifica primeiro se existem pelo menos três valores iguais a zero ou com uma faixa mínima no período diastólico 3080 e, em segundo lugar, pelo menos três valores igual a zero ou com uma faixa mínima no período sistólico 3140 e uma decisão é então tomada de modo a determinar o valor ou os dados encontrados no sensor de pressão 3120, 3180 e determina o valor de pressão diastólico e sistólico. Para a primeira interrupção 3090 na tomada do valor de armazenamento no sensor de pressão, nós usamos o primeiro valor dos três valores encontrados no período diastólico que são iguais a zero. Nós então tomamos o primeiro valor dos três valores que são iguais à zero no período sistólico para a segunda interrupção 3150, que toma o valor do sensor de pressão nesse período.

Em uma concretização preferida, adicionalmente, nesse sexto estágio, o MIPAD, usando como SMA um sensor de

pressão e o método oscilométrico, registrando e analisando os sinais. O sinal de oscilação de pressão para o período sistólico do ciclo arterial nesse estágio desaparece e apenas os sinais de oscilação da pressão supra-máxima permanece, uma vez que a pressão externa sendo aplicada nesse momento contorna a pressão aplicada pelo sangue sobre a parede arterial. Entretanto, a onda do pulso na artéria adjacente transmite ao dispositivo de aplicação uma força de contato externa gradual calculada na onda de pulso arterial supra-máxima sendo detectada com o sensor de pressão, são considerados como sendo a faixa de referência mínima ou o valor zero. Nesse MIPAD, no sexto estágio, a pressão arterial sistólica é medida por igualdade da força aplicada à artéria mensurável para a magnitude da força aplicada pelo sangue na parede arterial.

Com os vários SMAs, é requerido definir, previamente, uma faixa de referência mínima ou o valor zero para cada SMA. Em uma concretização alternativa, é possível mediar a pressão arterial diastólica através do uso de um método de desimpedimento arterial (MDA) usando um método indireto nesse sistema novo e método para medir a pressão arterial por seu efeito, pela liberação da artéria previamente ocluída a partir da força de contato externa gradual até permitir que a força aplicada pelo sangue sobre a parede arterial no período diastólico do ciclo arterial contornar a força externa aplicada.

Primeiro estágio MDA: usando um dispositivo eletrônico para processamento, análise e registro da expressão arterial, ele registra e analisa os sinais da placa do sensor de expressão arterial e a placa de um dispositivo de aplicação de uma força de contato externo gradual calculado. A colocação do sensor de expressão arterial e do dispositivo de aplicação de uma força de contato externa gradual calculada sobre a artéria mensurável, a aplicação de uma força sobre a artéria mensurável até ela ser obliterada.

Além disso, nesse estágio de desimpedimento da artéria, se o sensor de expressão arterial for um sensor de pressão e o método oscilométrico, apenas os sinais obtidos desse sensor devem ser registrados e analisados, uma vez que o sinal de oscilação do sensor de pressão inclui o sinal de expressão arterial a partir de um período sistólico e de um período diastólico do ciclo arterial e o sinal do dispositivo de aplicação de uma força de contato externa gradual calculada.

5

10 Segundo estágio MDA: consiste na eliminação da força externa gradual calculada aplicada sobre a artéria mensurável, registrando e analisando os sinais da mesma maneira que no primeiro estágio de desimpedimento arterial, incluindo sua forma adicional com o sensor de pressão e com o método oscilométrico, até a detecção das expressões arteriais correspondentes ao fato de que o fluxo de sangue sistólico arterial tem que contornar a força externa aplicada.

15

20 Terceiro estágio MDA: consiste na continuidade em eliminar a força externa gradual calculada aplicada sobre a artéria mensurável, e os sinais de registro e análise da mesma maneira que no primeiro estágio de desimpedimento arterial, incluindo sua forma adicional com o sensor de pressão e com o método oscilométrico, até as expressões arteriais de detecção correspondente ao fato de que o fluxo de sangue arterial no período diastólico do ciclo arterial tenha contornado a força externa aplicada. Ao mesmo tempo, a pressão arterial diastólico é calculada, a qual é capaz de contornar a

25

30 força de contato externa aplicada sobre a artéria.

Em adição a esse estágio, no caso em que o sensor de expressão é o sensor de pressão e o método a ser utilizado é um oscilatório; os sinais de registro e de análise usando o referido dispositivo eletrônico a partir do primeiro estágio com base no sensor de pressão, uma vez que o sinal de oscilação do sensor de pressão inclui o sinal obtido do dispositivo de aplicação de uma força

35

de contato externa gradual calculada. Nesse estágio, as oscilações de pressão arterial correspondente à aparência da pressão arterial diastólica do ciclo arterial são detectadas, e a pressão arterial diastólica é medida uma
5 vez que ele tenha contornado a força externa aplicada à artéria mensurável pela detecção da aparência de uma oscilação no período diastólico em adição a uma existente no período diastólico do ciclo arterial.

A mesma medida da pressão arterial diastólica pode ser,
10 opcionalmente, ser feita nesse terceiro estágio de desimpedimento arterial pela identificação das expressões arteriais a seguir e usando os sensores a seguir:

Como o fonograma ou o sensor de fluxo detecta-se a
aparência do segundo som ou do fluxo do sangue a partir
15 do período diastólico, do ciclo arterial; que detecta o desaparecimento das colisões intermitentes da parede arterial; que detecta a aparência da velocidade do fluxo de sangue a partir do período diastólico do ciclo arterial; que detecta a aparência das vibrações da parede
20 arterial no período diastólico do ciclo arterial; que detecta as mudanças na densidade do espectro de frequência no período diastólico de um ciclo arterial; que detecta o diâmetro arterial ou a variação do volume no período diastólico de um ciclo arterial. Com um sensor
25 de temperatura, detectar a variação da temperatura no período diastólico do ciclo arterial.

REIVINDICAÇÕES

1. Sistema de medida de pressão arterial, usando um método indireto, dito sistema compreendendo:
- um dispositivo de aplicação de uma força de contato externo a uma artéria mensurável;
 - um sensor de expressão arterial registrando a expressão produzida pelo fluxo de sangue e parede arterial antes, durante e após o recebimento de uma força de contato externo através do dispositivo de aplicação de uma força de contato externo, durante um processo de obliteração arterial; e
 - um dispositivo de medição e de detecção para períodos sistólicos e diastólicos do ciclo arterial;
- caracterizado pelo fato de a medida de pressão arterial ser realizada na oclusão arterial no período diastólico antes da artéria ser completamente ocluída, e a medida da pressão sistólica ser realizada na oclusão arterial no período sistólico.
2. Sistema de medida da pressão arterial, de acordo com A reivindicação 1, caracterizado pelo fato de o dispositivo de aplicação da força de contato externo aplicar uma força gradual e mensurável, afetando independentemente cada período do ciclo arterial; e aquele citado dispositivo de aplicação da força de contato externo ser uma bainha inflável ou um grampo ou uma ponta.
3. Sistema de medida da pressão arterial, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de o sensor de expressão arterial compreender um sensor capaz de medir as expressões arteriais do ciclo arterial no período diastólico e sistólico: fluxo ou ruído do sangue, colisões intermitente da parede arterial, velocidade do fluxo de sangue, vibrações da parede arterial, densidade do espectro de frequência, diâmetro da artéria ou variação do volume, ou variação da temperatura, o citado sensor medindo preferivelmente o fluxo de sangue e vibrações da parede arterial.
4. Sistema de medida da pressão arterial, de acordo com a

reivindicação 1, caracterizado pelo fato de o dispositivo de detecção e medição para os períodos diastólico e sistólico do ciclo arterial ser um dispositivo eletrônico compreendendo uma placa central de conjunto de circuitos em um equipamento eletrônico complexo ou capaz de ser adaptado à estrutura de vários instrumentos de medição para o mesmo propósito, bem como uma placa de programação para a interação geral do dispositivo eletrônico, onde o citado dispositivo compreende:

- 5 - uma placa mãe com subsistemas críticos, selecionados a partir de: portas, conectores, e sistema de memória;
- pelo menos uma placa para um sensor de expressão arterial, a qual é selecionada a partir de placas de som, placas de sensor de fluxo, placas de sensor de pressão, 15 placas de sensor de laser, placas de sensor de vibração, e placas de sensor de som fonograma;
- uma placa de sensor de pressão; e,
- uma placa do processador principal operando em um primeiro ciclo e subsistema e em um segundo ciclo e 20 subsistema e onde os sinais sendo recebidos a partir do sensor de expressão arterial e aquele sendo recebido a partir do sensor de pressão do dispositivo de aplicação de força são processados por oscilometria ou comparável de modo a registrar e prover um valor de pressão 25 sistólico ou diastólico com base na detecção ou na perda de detecção da expressão arterial no período sistólico ou no período diastólico do ciclo arterial.

5. Sistema de medida da pressão arterial, de acordo com a reivindicação 4, caracterizado pelo fato de compreender um dispositivo de exposição de dados que pode consistir de um dispositivo mecânico através de um discador graduado tendo indicadores de movimento em resposta à pressão e ondas de descompressão.

6. Sistema de medida da pressão arterial, de acordo com a reivindicação 4, caracterizado pelo fato de a placa principal receber o sinal de entrada elétrica a partir do sensor de expressão arterial e a partir do sensor de 35

pressão, as amostras e o mapeamento desses de modo a ser enviados para o controlador e, assim, executar o processamento, sendo que a extensão e os benefícios da operação do sinal são revisados e ajustados nesse período também.

5
7. Sistema de medida da pressão arterial, de acordo com qualquer uma das reivindicações 2 e 4, caracterizado pelo fato de com a insuflação do dispositivo de aplicação de uma força de contato externo quando esta ser uma bainha inflável, e com a coleta e análise dos dados, o segundo ciclo e subsistemas coletam os dados de variação de sangue e delimitam o período sistólico e o período diastólico do ciclo arterial e as medidas de qualquer variação em cada um desses períodos.

10
15 8. Sistema de medida da pressão arterial, de acordo com a reivindicação 7, caracterizado pelo fato de que as variações das amostras do segundo ciclo e do segundo subsistema serem providas a cada milissegundos e as amplitudes dos mesmos serem revisados e comparados até encontrar o zero ou a faixa de amplitude mínima no período diastólico do ciclo arterial, e uma vez que encontra, o valor de pressão no primeiro ciclo e no primeiro subsistema ser tomado de modo a ser armazenado na memória e corresponde ao valor de pressão diastólica;

20
25 se a variação da amplitude de sinal no período diastólico não alcançar zero ou a faixa mínima, a busca continua até o referido valor ser encontrado.

9. Sistema de medida da pressão arterial, de acordo com a reivindicação 8, caracterizado pelo fato de que uma vez que o valor de pressão diastólica foi armazenado na memória, a medida continua a ser realizada e o segundo ciclo e o segundo subsistema continuam a coletar os dados na variação do sangue através da análise do período sistólico do ciclo arterial, onde as amostras das variações são revisadas e comparadas até encontrar o zero ou um valor na faixa da amplitude mínima, uma vez que foi encontrado um valor corresponde ao valor da pressão

30
35

sistólica e é armazenado na memória e apresentado na tela junto com o valor de pressão diastólica; se a variação da amplitude de sinal no período sistólico não alcançar zero ou o mínimo, a busca continua até que tal valor seja encontrado.

5
10. Sistema de medida da pressão arterial, de acordo com a reivindicação 9, caracterizado pelo fato de que durante a etapa de avaliação da medida de valor de pressão diastólica, o sistema verifica primeiro se existem pelo menos dois valores com uma faixa mínima ou igual a erro no período de diastólico no ciclo arterial, então uma decisão é feita de modo a fixar o valor ou os dados encontrados no sensor de pressão e determinar o valor de pressão diastólica usando uma interrupção tomando o valor do sensor de pressão e o uso para a ativação de tal interrupção no primeiro valor a partir dos dois valores encontrados no período diastólico do ciclo arterial com uma faixa mínima ou igual a zero; e em que durante a etapa de avaliação da medida do valor de pressão sistólica, o sistema verifica primeiro se existem pelo menos dois valores com uma faixa mínima ou igual a zero no período sistólico do ciclo arterial, então uma decisão é tomada de modo a fixar o valor ou os dados encontrados no sensor de pressão e determinar o valor da pressão sistólica usando uma interrupção considerando o valor do sensor de pressão e o uso para a ativação da referida interrupção do primeiro valor obtido dos dois valores no período sistólico com uma faixa mínima ou igual a zero.

15
20
25
30
35
11. Sistema de medida da pressão arterial, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o sensor de expressão arterial detectar e o dispositivo de detecção do ciclo arterial traduzir em sinais elétricos análogo e digital ou em oscilações da aparência ou remoção da expressão arterial do período diastólico ou sistólico do ciclo arterial.

12. Método para medir a pressão arterial por obliteração, caracterizado pelo fato de compreender as etapas a

seguir:

- (i) obter um ciclo arterial por diferenciação do período sistólico e diastólico através de um sensor de expressão arterial com base na expressão arterial sem o fluxo de sangue a parede arterial sendo afetada por forças externas;
- (ii) aplicar uma força externa na artéria e registrar a expressão arterial de cada período;
- (iii) aumentar a força externa aplicada até igualá-la á pressão arterial no período do ciclo arterial a ser medida; e
- (iv) medir a pressão sanguínea alvo dentro do ciclo arterial alvo, quando a expressão arterial desaparece, se no período sistólico ou no período diastólico, dependendo do caso particular.
13. Método para medir a pressão, de acordo com a reivindicação 12, caracterizado pelo fato de a etapa (iii) compreender ainda o aumento da força aplicada á artéria até afetar o fluxo de sangue e a parede arterial a partir do período sistólico do ciclo arterial, registrando as expressões de sangue a partir do período sistólico.
14. Método para medir a pressão, de acordo com a reivindicação 13, caracterizado pelo fato de a etapa (iii) compreender ainda o aumento da força aplicada á artéria até afetar o fluxo de sangue e a parede arterial do período diastólico do ciclo arterial, e registrando duas expressões de sangue, um do período sistólico e a outro do período diastólico.
15. Método para medir a pressão, de acordo com a reivindicação 14, caracterizado pelo fato de a etapa (iii) compreender ainda o aumento da força aplicada até igualar a força de contato sendo externamente aplicada sobre a artéria para a pressão arterial no período do ciclo arterial e registrar a expressão arterial, consistindo no desaparecimento do fluxo de sangue no período do ciclo arterial.

16. Método para medir a pressão, de acordo com a reivindicação 12, caracterizado pelo fato de na etapa (iv) a medição da pressão arterial diastólica ser realizada na oclusão da artéria no período diastólico antes da artéria ser completamente ocluída, e a medida da pressão arterial sistólica ser realizada na oclusão total da artéria no período sistólico.

17. Método para medir a pressão arterial diastólica limpa, caracterizado pelo fato de compreender as etapas a seguir:

(i) aplicar uma força externa sobre a artéria até ocluí-la;

(ii) liberar a força externa aplicada até igualá-la à pressão arterial no período diastólico do ciclo arterial; e

(iii) medir a pressão arterial diastólica sob detecção da expressão arterial correspondente ao período diastólico do ciclo arterial, no período de tempo no qual a expressão arterial a partir do período diastólico do ciclo arterial aparece.

18. Método para medir a pressão, de acordo com as reivindicações 12 ou 17, caracterizado pelo fato de compreender a provisão de uma placa central do conjunto de circuitos em um equipamento eletrônico complexo ou capaz de ser adaptado à estrutura de vários instrumentos de medição tendo o mesmo propósito, bem como a programação das placas para o dispositivo eletrônico na interação geral, sendo que dito dispositivo compreende:

- uma placa mãe tendo subsistemas críticos, selecionados a partir de portas, conectores, e sistemas de memória;

- pelo menos uma placa para um sensor de expressão arterial, a qual é selecionada a partir de placas de som, placas de sensor de fluxo, placas de sensor de pressão, placas de sensor de laser, placas de sensor de vibração, e placas de sensor de som fonograma.

- uma placa de sensor de pressão; e

- uma placa de processamento principal, no qual os sinais

sendo recebidos a partir do sensor de expressão arterial e aqueles recebidos do sensor de pressão do dispositivo de aplicação de força são processados usando oscilometria ou são comparados de modo a registrar e emitir um valor
5 de pressão sistólica ou diastólica com base na detecção ou na perda de detecção da expressão arterial no período diastólico ou no período sistólico do ciclo arterial.

19. Método para medir a pressão, de acordo com a reivindicação 18, caracterizado pelo fato de compreender
10 ainda a provisão de um dispositivo de exposição de dados que pode consistir de um dispositivo mecânico tendo um discador graduado tendo indicadores de movimento em resposta à pressão e a ondas de descompressão.

20. Método para medir a pressão, de acordo com a
15 reivindicação 18, caracterizado pelo fato de a placa principal receber o sinal elétrico de saída a partir do sensor de expressão arterial e do sensor de pressão, as amostras e o mapeamento desses de modo para serem enviadas e processadas pelo controlador, onde a extensão
20 dos sinais e as faixas de operação são revisadas e ajustadas nesse período também.

21. Método para medir a pressão, de acordo com a reivindicação 18, caracterizado pelo fato de com a aplicação de uma força externa e a coleta e análise dos
25 dados, o segundo ciclo e subsistemas coletam os dados de variação de sangue e delimitam o período sistólico e o período diastólico do ciclo arterial e as medidas de qualquer variação em qualquer um desses períodos.

22. Método para medir a pressão, de acordo com a
30 reivindicação 21, caracterizado pelo fato de o segundo ciclo e a segunda variação do subsistema das amostras serem providas a cada milissegundo e suas amplitudes são revisadas e comparadas até o zero ou a faixa de amplitude mínima ser encontrada no período diastólico do ciclo
35 arterial e, uma vez que é encontrada, o valor da pressão encontrado no primeiro ciclo e no primeiro subsistema é tomado e armazenado na memória e corresponde ao valor da

pressão diastólica; se a variação da amplitude de sinal no período diastólico não alcançar zero ou a faixa mínima, a busca continua até o referido valor ser encontrado.

5 23. Método para medir a pressão, de acordo com a reivindicação 22, caracterizado pelo fato de uma vez que o valor da pressão diastólica foi armazenado na memória, a medida continua a ser realizada e o segundo ciclo e o segundo subsistema continua a coletar os dados da
10 variação do sangue e assim analisar o período sistólico do ciclo arterial, onde as variações das amostras são revisadas e comparadas até encontrar um zero ou um valor de faixa de amplitude mínima, uma vez que tal valor é encontrado, ele corresponde à pressão sistólica e é
15 armazenado na memória e apresentado na tela junto com o valor de pressão diastólica; se a variação da amplitude de sinal no período sistólico não alcançar zero ou o valor mínimo, a busca continua até o referido valor ser encontrado.

20 24. Método para medir a pressão, de acordo com qualquer uma das reivindicações 22 e 23, caracterizado pelo fato de que durante a etapa de avaliação da medida do valor de pressão diastólica ou da pressão sistólica, o sistema verifica primeiro se há pelo menos dois valores com uma
25 faixa mínima ou igual a zero no período diastólico do ciclo arterial e uma decisão será então tomada de modo a fixar o valor ou os dados encontrados no sensor de pressão e determinar o valor de pressão diastólica usando uma interrupção considerando o valor do sensor de
30 pressão, usando para a ativação de cada uma das interrupções do primeiro dos dois valores encontrados no período diastólico do ciclo arterial ou no período sistólico do ciclo arterial, dependendo do caso particular, com uma faixa mínima ou igual a zero.

35 25. Método para medir a pressão, de acordo com qualquer uma das reivindicações 12 ou 17, caracterizado pelo fato de o sensor de expressão arterial detectar e o

dispositivo de detecção do ciclo arterial traduzir em sinais elétricos análogos e digitais ou em oscilações, a aparência ou remoção da expressão arterial do período diastólico ou do período sistólico do ciclo arterial.

- 5 26. Método para medir a pressão, de acordo com qualquer uma das reivindicações 12 ou 17, caracterizado pelo fato de as expressões arteriais, do período diastólico do ciclo arterial que podem ser gravadas, serem registradas a partir de: fluxo de sangue ou som, colisões
- 10 intermitentes da parede arterial, velocidade do fluxo de sangue, vibrações da parede arterial, densidade do espectro de frequência, diâmetro arterial ou variação do volume, e variação de temperatura.

1/10

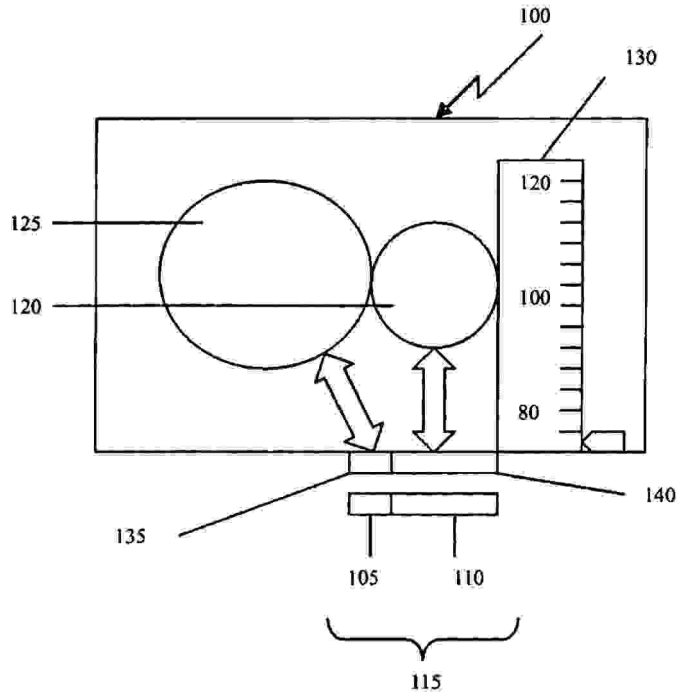


FIG. 1

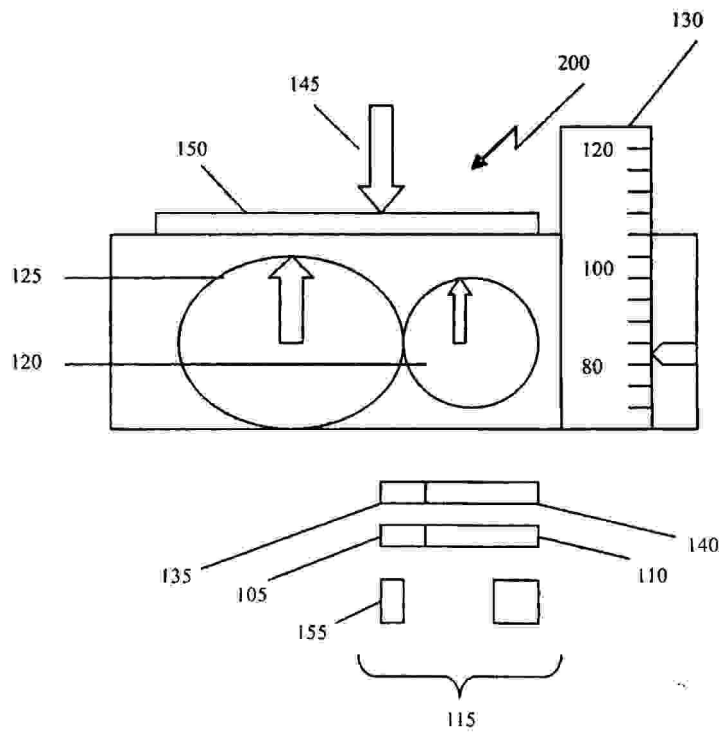


FIG. 2

2/10

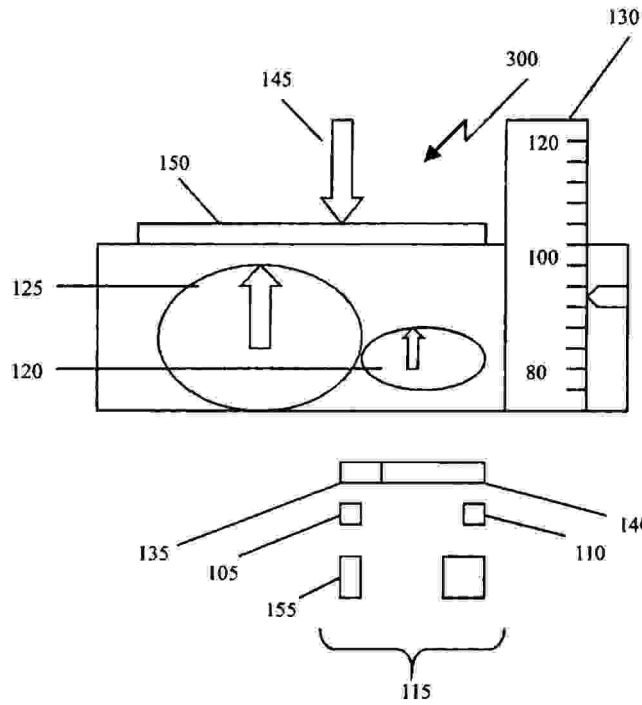


FIG. 3

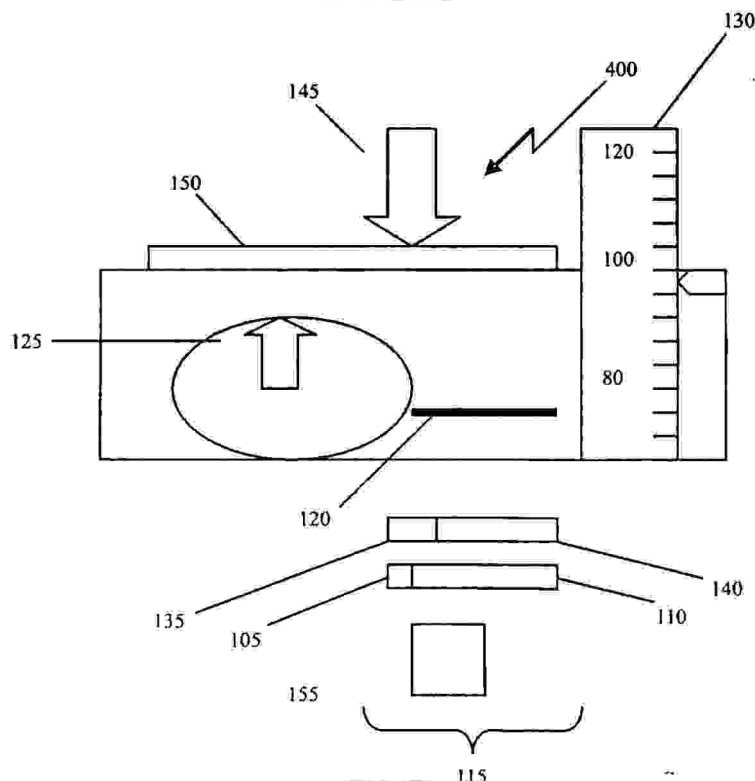


FIG. 4

3/10

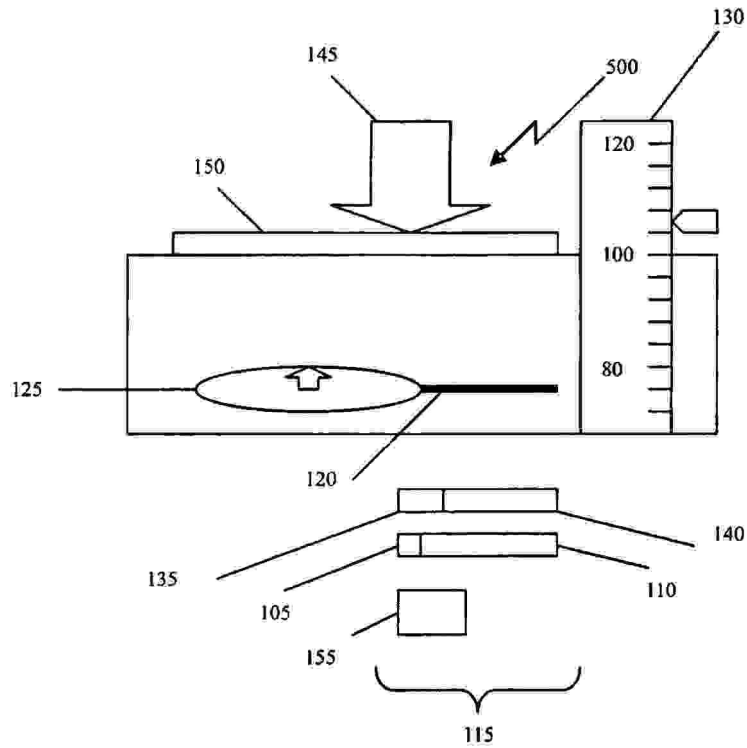


FIG. 5

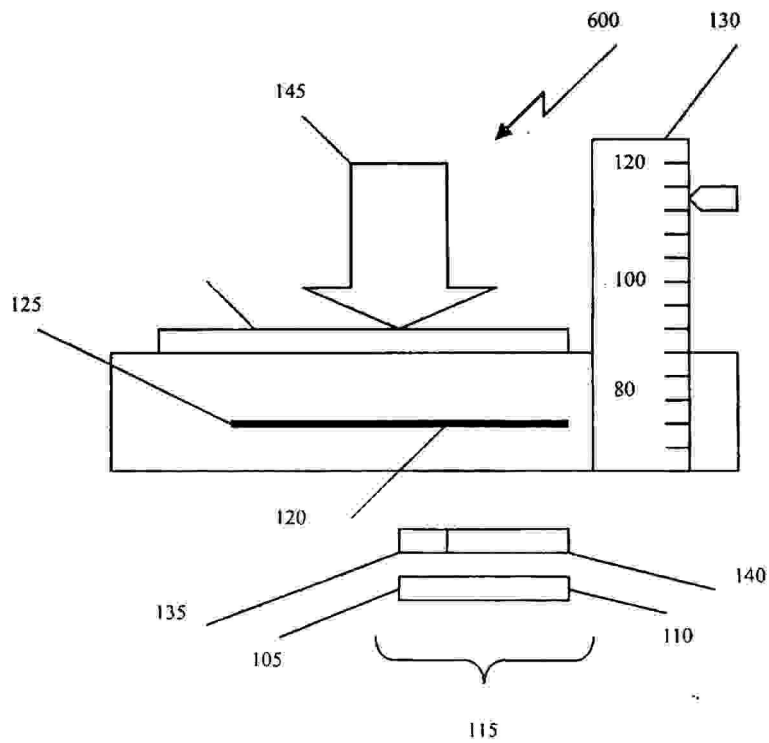


FIG. 6

4/10

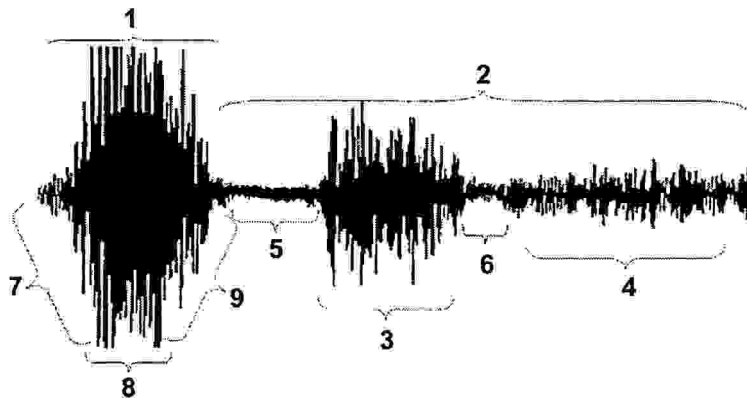


FIG.7

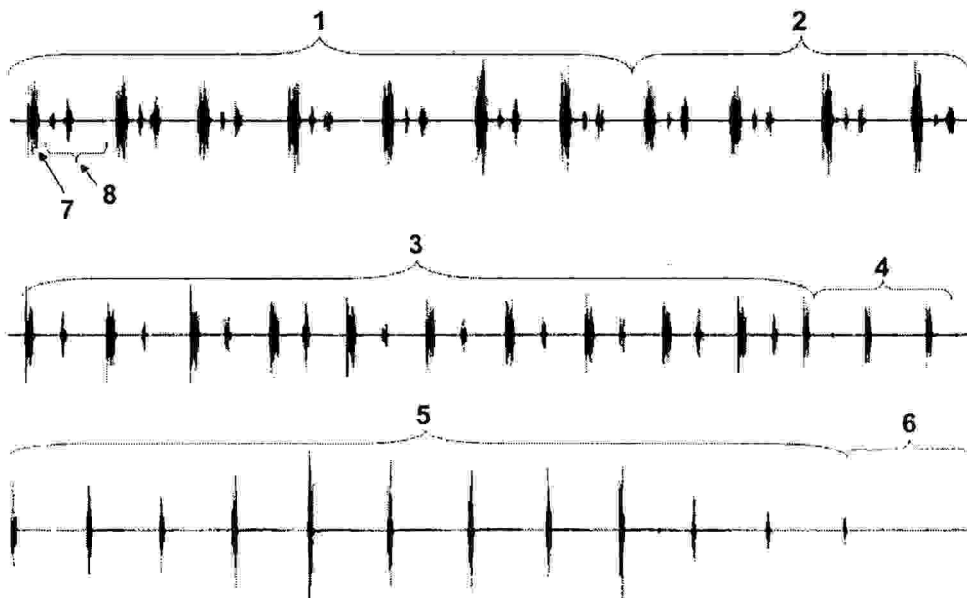


FIG.8

5/10

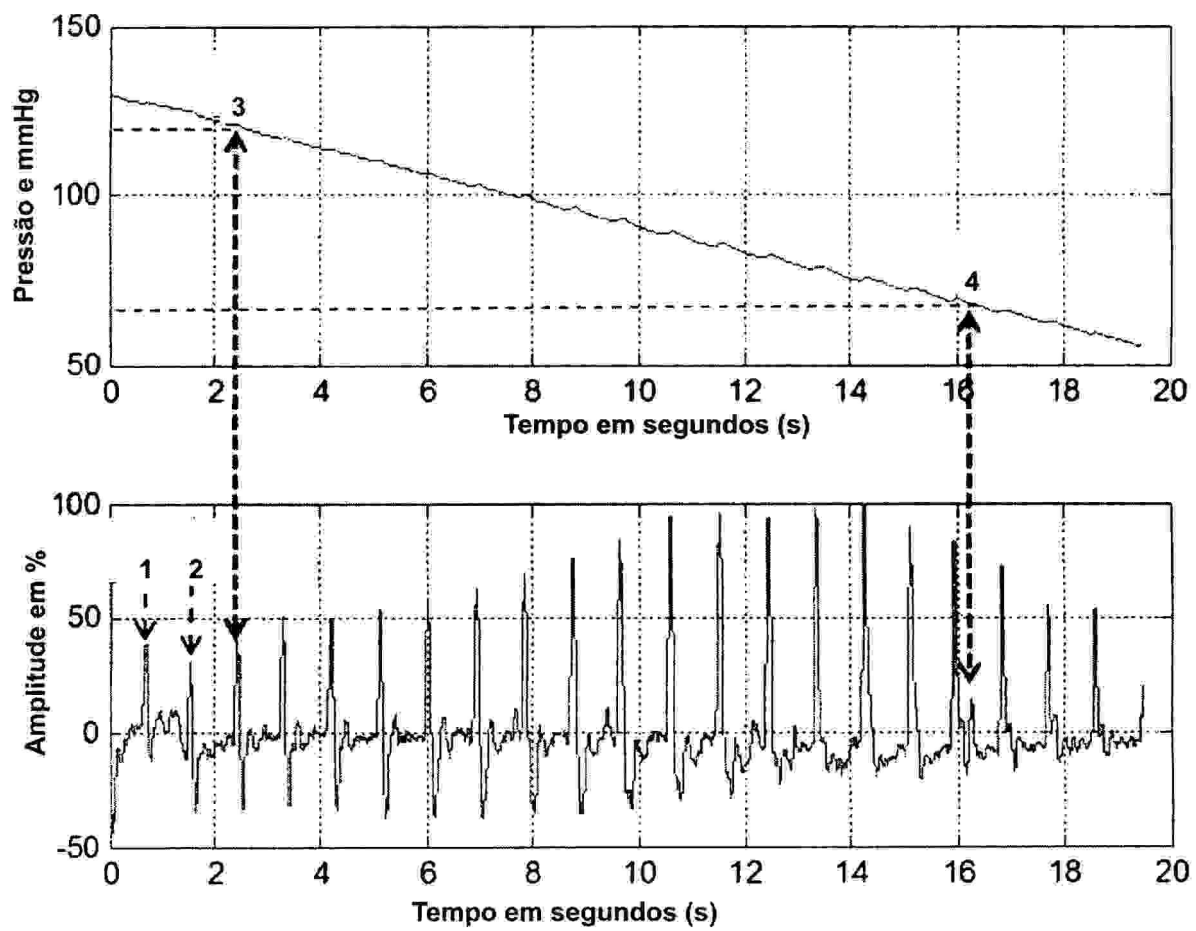


FIG.9

6/10

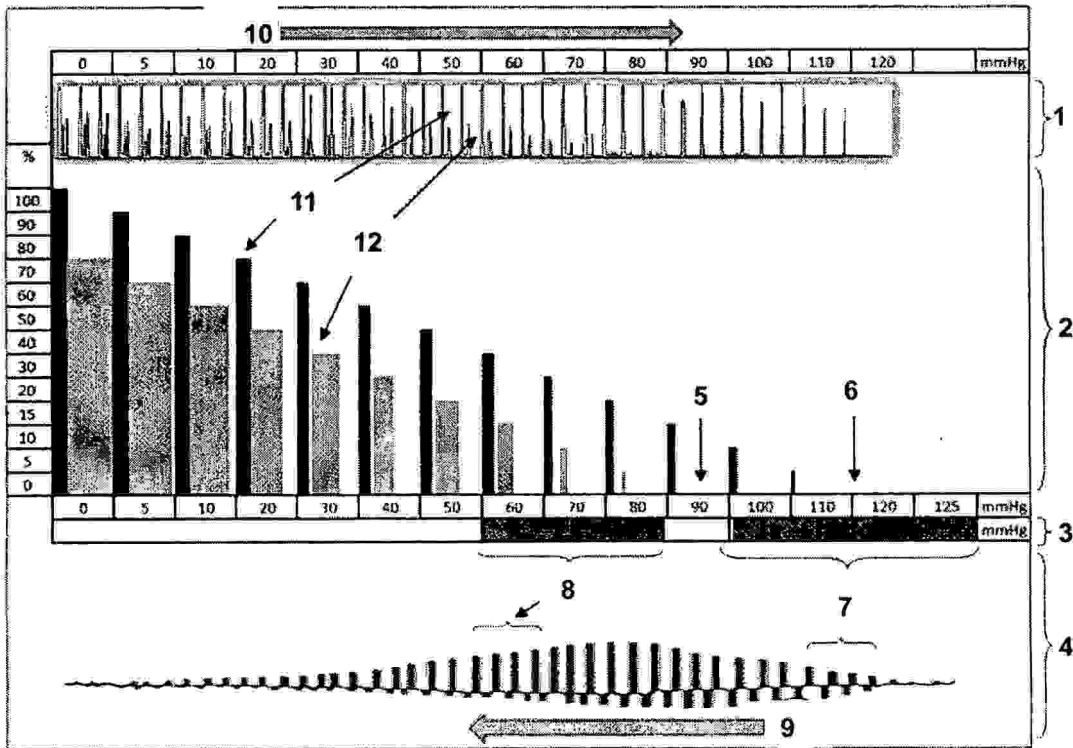


FIG.10

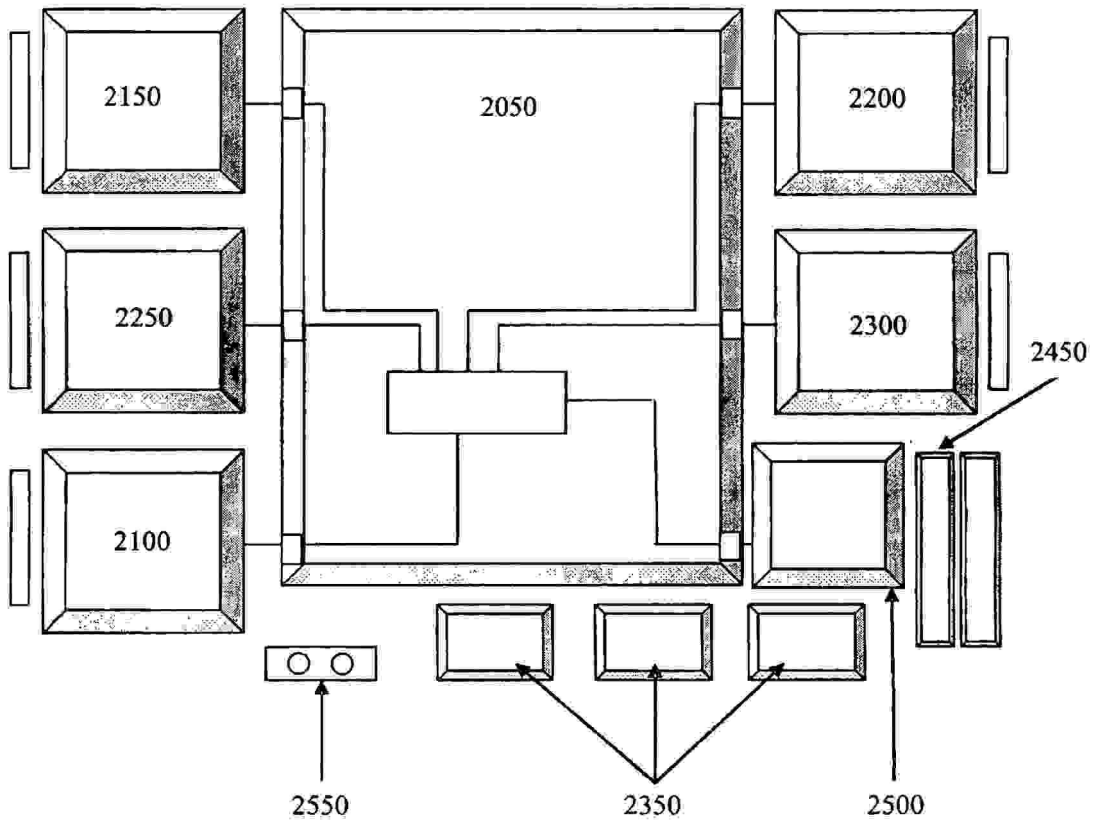


FIG.11

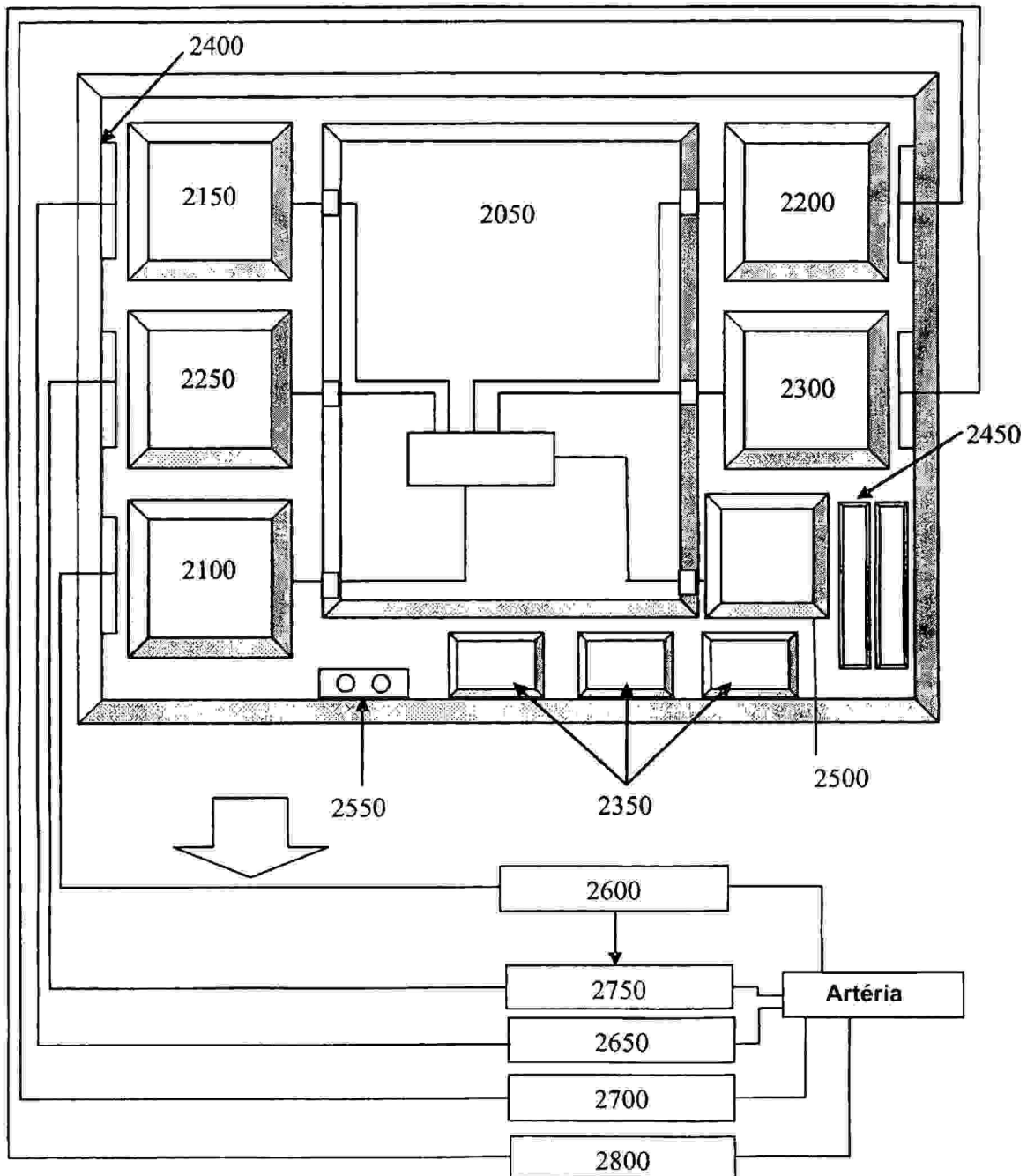


FIG.12

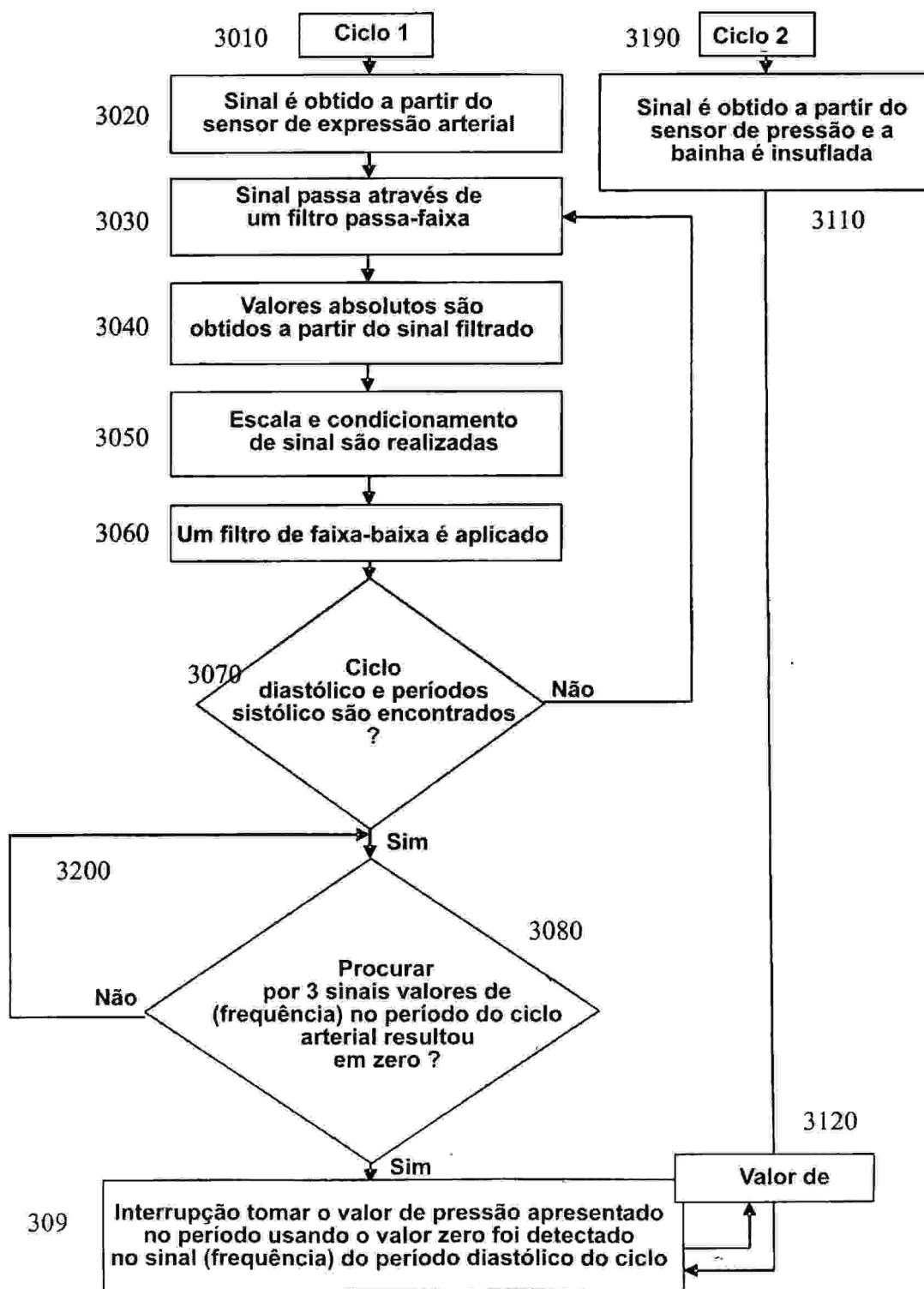


FIG.13

10/10

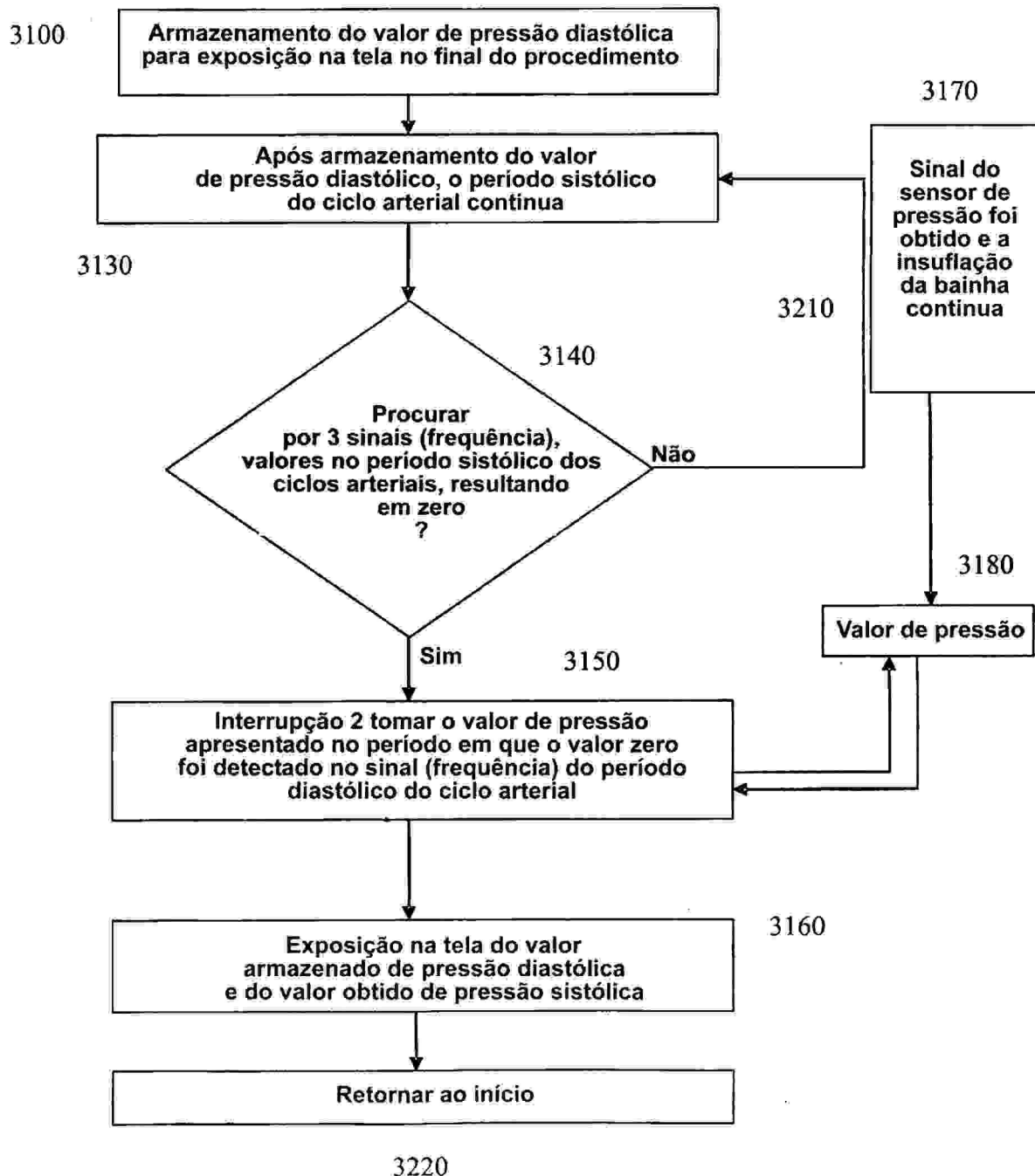


FIG.13 (continuação)

RESUMO

"SISTEMA DE MEDIDA DE PRESSÃO ARTERIAL E MÉTODO PARA MEDIR A PRESSÃO ARTERIAL POR OBLITERAÇÃO"

O sistema e o método para medir a pressão arterial por
5 seus efeitos consistem de um procedimento de seis
estágios e três dispositivos; o procedimento para medir
indiretamente à pressão arterial diastólico controla as
tarefas de um primeiro dispositivo aplicando uma medida
gradual da força de contato externo, um segundo
10 dispositivo sensor arterial que registra a expressão
arterial, e um terceiro dispositivo que é um dispositivo
para medir e detectar o período diastólico e sistólico do
ciclo arterial de modo a prover o valor de pressão
arterial diastólica usando um método indireto.
15 Adicionalmente, a pressão arterial sistólica é medida sem
sobre-pressão devido aos batimentos cardíacos após a
oclusão arterial.