

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4410767号
(P4410767)

(45) 発行日 平成22年2月3日(2010.2.3)

(24) 登録日 平成21年11月20日(2009.11.20)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 5/02 (2006.01)
 A 6 1 B 5/02 3 3 7 E
 A 6 1 B 5/02 3 3 5 A
 A 6 1 B 5/02 3 3 2 C

請求項の数 13 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2006-68435 (P2006-68435)
 (22) 出願日 平成18年3月14日(2006.3.14)
 (62) 分割の表示 特願2000-608937 (P2000-608937)
 の分割
 原出願日 平成12年3月27日(2000.3.27)
 (65) 公開番号 特開2006-187643 (P2006-187643A)
 (43) 公開日 平成18年7月20日(2006.7.20)
 審査請求日 平成19年2月1日(2007.2.1)
 (31) 優先権主張番号 A 576/99
 (32) 優先日 平成11年3月30日(1999.3.30)
 (33) 優先権主張国 オーストリア(AT)

(73) 特許権者 501380449
 ツェーエンシステムズ・メディツィーンテ
 ヒニーク・ゲー・エム・ペー・ハー
 オーストリア アー-8020 グラーツ
 ライニングハウスシュトラッセ 13
 REININGHAUSSTRASSE
 13, A-8020 GRAZ, AU
 STRIA
 (74) 代理人 100107308
 弁理士 北村 修一郎
 (72) 発明者 フォルティン, ユルゲン
 オーストリア アー-8020 グラーツ
 バウムキルヒャーシュトラッセ 1

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 連続的無侵襲血圧測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

1つの動脈を含んでいる身体部分に固定できる少なくとも1個の膨張式加圧パッド(7)と、通過血流を測定するための前記身体部分に関連付けられた動脈信号センサ(12; 12a、12b)と、ガス供給源(1)および膨張式加圧パッド(7)と接続されている1つの弁制御式圧力室(3)と、圧力室(3)ないしは加圧パッド(7)における圧力を測定するための圧力センサ(13)と、コンピュータ(10)とを備え、圧力室(3)の弁制御が動脈信号センサ(12; 12a、12b)の信号に依存して行われる血圧測定装置であって、

動脈信号センサ(12; 12a、12b)が加圧パッド(7)の前記身体部分とは離間された側にはめ込まれ、そして加圧パッド(7)が、少なくとも1つの変形可能な隔膜(23)によって個別な領域(24a、24b)に分割されており、それらの領域が、例えば気体もしくは液体のような相違する媒体で充填されていることを特徴とする連続的ブレチスモグラフィー式血圧測定のための血圧測定装置。

【請求項2】

圧力室(3)に各1つの個別の給気弁(4)および排気弁(5)が備えられていることを特徴とする請求項1に記載の血圧測定装置。

【請求項3】

動脈信号センサ(12; 12a、12b)が加圧パッド(7)の変形可能な膜(9)の中にはめ込まれていること、および加圧パッド(7)の剛性な外壁(8)が存在し、その

10

20

中に動脈信号センサ(12; 12a、12b)のための凹部(18)が設けられていることを特徴とする請求項1又は2に記載の血压測定装置。

【請求項4】

前記加圧パッド(7)にはめ込まれた前記動脈信号センサ(12)が、さらに、前記加圧パッド(7)の内部に形成された隔膜(23)の身体部分から離間した側に受け入れられていることを特徴とする請求項1又は2に記載の血压測定装置。

【請求項5】

フレーム(31)が加圧パッド(7)の剛性の外壁(8)に対して変位可能に前記外壁(8)に支持されていることを特徴とする請求項4に記載の血压測定装置。

【請求項6】

動脈信号センサ(12)が、前記フレーム(31)の上に配置されていることを特徴とする請求項5に記載の血压測定装置。

【請求項7】

フレーム(31)が、剛性の外壁(8)における案内開口部(33)の中を変位可能に延びているポスト(32)を有することを特徴とする請求項5又は請求項6に記載の血压測定装置。

【請求項8】

加圧パッド(7)が環状であることを特徴とする請求項1から7の何れか一項に記載の血压測定装置。

【請求項9】

複数の動脈信号センサ(12)が存在しており、それらからコンピュータ(10)が最高の信号特性を有する1つまたは複数の動脈信号センサ(12)を探し出して制御することを特徴とする請求項1から8の何れか一項に記載の血压測定装置。

【請求項10】

動脈信号センサ(12)を含有している加圧パッド(7)の剛性の外壁(8)の1つのセンサ(28)だけが変形可能な膜(9)によって被覆されていることを特徴とする請求項3から9の何れか一項に記載の血压測定装置。

【請求項11】

圧力センサ(13)が差圧センサであり、その一方の部分は圧力室(3)ないしは加圧パッド(7)と接続されており、その他方の部分は液体充填導管(14)と接続されていることを特徴とする請求項1から10の何れか一項に記載の血压測定装置。

【請求項12】

ガス供給源(1)としてガスカートリッジが使用されることを特徴とする請求項1から11の何れか一項に記載の血压測定装置。

【請求項13】

動脈信号センサ(12)が変形可能なレンズ(29)の中に配置されていること、および動脈信号センサ(12)へのリード線(30)が加圧パッド(7)の外側で肌にやさしい布(21)の内側と通っていることを特徴とする請求項1、2、8から12の何れか一項に記載の血压測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、連続的無侵襲血压測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医学分野では頻繁に、可能な場合にはさらに連続的に血压測定を行う必要性が存在する。このため、近年には新規の装置が提案されてきた。1本の指が透視され、サーボ制御によって記録された血流が一定に保持されるペナーツ(Penaz)の方法は本質的な革新をもたらした(1973年にドレスデンで開催された第10回医用生体工学国際会議の要約を参照)。

10

20

30

40

50

【0003】

このフォトプレチスモグラフィ法は他の数例の研究者によって取り上げられた (Yamakoshi, Wesseling, TNO)。1993年4月21日に付与された欧州特許第537 383号号 (TNO) は無侵襲連続的の膨張式指マンシエット (はく帯) を示している。膨張可能な円筒形空間は液体供給源と空気圧式で接続されている。剛性の円筒の内側では指の両側に放射線源と検出器とが配置されている。円筒にはガスを充填するための弁が用意されている。赤外線源と検出器のためには電線が通されている。1985年4月16日に付与された米国特許第4,510,940A号 (WESSLING) および1985年9月10日に付与された米国特許第4,539,997A号 (WESSLING) は、血圧を連続的無侵襲で測定するための装置を示している。液体が充填されたマンシエット、光源、光検出器および差圧増幅器が備えられている。1983年9月27日に付与された米国特許第4,406,289A号 (WESSLING) は、同様に従来技術としてのそのような装置を示している。

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上記の引用文献の全ては、特に主クレームにおける本発明の重要な特徴が欠けていることから、従来技術を示しているに過ぎない。

【0005】

これらの方法の重要な問題としては、一方では極めて正確に配置しなければならない使用マンシエットが非常に故障を起こし易い上に堅牢性が低いこと、他方では製造コストの高い比例制御弁 (米国特許第4,406,289号) を使用しなければならないこと、さらに較正を行うことで血圧の相対変動に関しては確かに極めて正確に指示できる装置はあるが絶対測定では実際の動脈圧値と大きく相違することが挙げられる。通例、これまでに使用されてきた比例制御弁では a) ソレノイドによって1つの方向または他の方向へ交互に動かすことのできるスプール (フラッパー) が使用されているか、または b) 電磁振動器が使用されている。これらのどちらの比例制御弁においても、常に弁の一部が開口しているために圧力室によって永続的にガス流が供給される。出口開口部が外部へ開いているか、ないしは入口開口部がガス供給によって開放される。従って入口開口部と出口開口部が同時に閉じている弁の位置が存在しない。

20

30

【0006】

そのために極めて高いガス消費量が生じる。これは確かに固定型装置では余り重要ではないが、持ち運ばなければならない携帯型装置の場合は明らかに不利となる。もう1つの短所は、圧力の波形性は測定信号に影響を及ぼす可能性があるため、この波形性を伴わない圧力の流れを発生させなければならない圧力発生システム (通例はポンプおよびコンプレッサー) の使用である。安定したスムーズな空気流を発生させるポンプないしはコンプレッサーは通例、一定の閾値を下回ってはならない圧力を供給する圧力発生システムよりも費用が高かつき、より多くのエネルギーを消費する。その結果として装置の重量ないしはエネルギー消費量が明らかに増大する。

【0007】

現在使用されている方法におけるもう1つの短所は、これまでに使用されてきたこれらの方法はもっぱら1本の指で使用されているが、指動脈は既に身体の血流の中では例えば指の温度によって変動する小動脈の1つであるため、この動脈内の圧力は医師がまず第一に関心を抱く大動脈内の圧力とは一致しないという点にある。この理由から、これまでに使用されてきた装置 (例、Ohmeda社製 Finapres) は確かに血圧の相対変動については極めて確実に表示するが、血圧の絶対値については確実に表示しないので、この装置 Finapres は市場から姿を消している。

40

【0008】

その他に存在する血圧測定装置は、本質的にはプラナートノメトリー (Planar tonometrie) を使用している。この場合にはシリコンの中に埋め込まれた極めて

50

小さな圧力センサアレイが空気圧ベローズを通して動脈に取り付けられ、コンピュータが圧力センサアレイの内最高の信号を発信するセンサを探索する。ベローズ内の圧力は良好な信号が達成されるともはや変化せず、同一上腕で間欠的に測定できる血圧の単回または複数回のオシロメトリック式測定を通して血圧曲線の較正が行われる。だが動脈上へ硬い物体、つまりアレイを取り付けると動脈が制御不能な方法で変動するので、この装置が表示する血圧値は動脈圧値とは極めて大きく相違する（ゾーン（Zorn）他， Blood Pressure Monitoring 2：185，1997）。Watt and Burrusによって証明されているように、大血管と小血管のコンプライアンスを算出するためにはよく知られた方法で追加して拡大サージタンクモデルを用いると血圧曲線の正確な解析を入手することができる。さらに例えば周波数分析を用いても、計算によって中心大動脈における血圧を把握することができる、または心臓および血管系の実際の機械的負荷を極めて良好に反映するいわゆる増加指数を計算することができる。このためにこれまでは、動脈壁への負担を軽減するために動脈へ手を用いてまたはマイクロメーターねじ機構によって硬い圧力センサを装着するいわゆるアプレーションズトノメトリー（Applanation s tonometrie）が使用されていた。だがこの方法は、圧力センサによって動脈へ適用された圧力が分からない、および手で動脈を正確に捉えるのが極めて厄介であるという欠点を有していた。

10

【0009】

そこで本発明は、新規の血圧測定装置を作り出すことによって上記の問題点を回避することを目的としている。

20

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題を解決するため、本発明は、1つの動脈を含んでいる身体部分に固定できる少なくとも1つの膨張式加圧パッド（7）と、通過血流を測定するための前記身体部分に関連付けられた動脈信号センサ（12；12a、12b）と、ガス供給源（1）および膨張式加圧パッド（7）と接続されている1つの弁制御式圧力室（3）と、圧力室（3）ないしは加圧パッド（7）における圧力を測定するための圧力センサ（13）と、コンピュータ（10）とを備え、圧力室（3）の弁制御が動脈信号センサ（12；12a、12b）の信号に依存して行われる血圧測定装置であって、

30

動脈信号センサ（12；12a、12b）が加圧パッド（7）の前記身体部分とは離間された側にはめ込まれ、そして加圧パッド（7）が少なくとも1つの変形可能な隔膜（23）によって個別な領域（24a、24b）に分割されており、それらの領域が例えば気体もしくは液体のような相違する媒体で充填されていることを特徴とする連続的プレシモグラフィ式血圧測定のための血圧測定装置を提供する。

【0011】

好ましくは、圧力室（3）に各1つの個別の給気弁（4）および排気弁（5）が備えられていることを特徴とし、

また、動脈信号センサ（12；12a、12b）が加圧パッド（7）の変形可能な膜（9）の中にはめ込まれていること、および加圧パッド（7）の剛性な外壁（8）が存在し、その中に動脈信号センサ（12；12a、12b）のための凹部（18）が設けられていることを特徴とし、

40

あるいは、動脈信号センサ（12）が、隔膜（23）の身体部分から離間した側に受け入れられていることを特徴とする。

【0012】

更に、好ましくは、動脈信号センサ（12）がフレーム（31）の上に配置されていることを特徴とし、

特には、フレーム（31）が圧力パッド（7）の剛性の外壁（8）に対して変位可能に支持されていることを特徴とし、

特には、フレーム（31）が、剛性の外壁（8）における案内開口部（33）の中を変位可能に延びているポスト（32）を有することを特徴とする。

50

【0013】

好ましくは、加圧パッド(7)が環状であることを特徴とし、

また、複数の動脈信号センサ(12)が存在しており、それらからコンピュータ(10)が最高の信号特性を有する1つまたは複数の動脈信号センサ(12)を探し出して制御することを特徴とし、

あるいは、動脈信号センサ(12)を含有している加圧パッド(7)の剛性の外壁(8)の1つのセンサ(28)だけが変形可能な膜(9)によって被覆されていることを特徴とし、

あるいは、圧力センサ(13)が差圧センサ(13)であり、その一方の部分は圧力室(3)ないしは加圧パッド(7)と接続されており、その他方の部分は液体充填導管(14)と接続されていることを特徴とし、

あるいは、ガス供給源(1)としてガスカートリッジが使用されることを特徴とし、

あるいは、動脈信号センサ(12)が変形可能なレンズ(29)の中に配置されていること、および動脈信号センサ(12)へのリード線(30)が加圧パッド(7)の外側で肌にやさしい布(21)の内側と通っていることを特徴とする。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

本発明に従った血圧測定装置を添付の図面に基づいて詳細に説明する。図1には、新規の血圧測定システムが詳細に図示されている。図2には、新規の指マンシェットが詳細に図示されている。図3は、動脈信号センサとして圧力センサが使用されている血圧測定システムの1つの実施態様を示している。図4は、動脈信号センサとして複数の信号センサが使用されている血圧測定システムの1つの実施態様を示している。図5、6および7は動脈信号センサの詳細図を示している。

【0015】

図1では、空気ポンプまたはガスカートリッジであってよいガス供給源に図番1が付与されている。図番2は、例えばガス供給源として隔膜ポンプを使用した場合に発生するガス供給量の高頻度の不規則性を調整し、同時に塵芥フィルターとして機能する例えばガスフィルターのようなダンパーである。図番3は、給気弁4を介してガス供給源1と接続されている圧力室である。図番5は排気弁である。弁は従来型比例制御弁であってよいが、しかし特に好ましいのは例えば圧電素子によって与えられるようなスイッチング時間が極めて短い弁の使用である。この圧電弁の約1ミリ秒というスイッチング時間では、50Hzまでの周波数領域の圧力変化を作り出すことができる。圧電弁を使用した場合は、特にコンピュータ10によって弁のデジタル制御が容易に達成できるので、その結果として弁にデジタル制御を通して従来型比例制御弁ないしは排気弁と給気弁の強制連結(例、米国特許第4,406,289号において実現されている)においては達成できない、または達成するのが極めて困難な特性を与えることができる。従って、圧力室3では~50Hzの周波数上限を有する所望の圧力推移に調整、さらにガス消費量を低く維持することもできる。

【0016】

圧力室3は、もう1つの切換弁6を経由して導管3aおよび3bを通して動脈を圧迫するために役立つ2個以上の加圧パッド7と接続することができる。加圧パッドが1個しか使用されない場合は、切換弁6を省略することができる。図番8で、比較的剛性の外壁が図示されている。これは加圧パッド7のコンプライアンスを低く維持するために役立つ。図番9で、動脈を圧迫するために役立つ変形可能な膜が示されている。特定の例では、加圧パッド7は断面が環状となっているが、それは指での使用が想定されているためであり、指の上から加圧パッド7が固定される。図番11は、それを用いると2個の加圧パッド7を接続できる剛性の位置決め部材である。これは、指に対して比較的一定した方向の加圧パッド7の装着姿勢が保証されるという長所を有している。それによって、変形可能な膜9の下に位置する動脈に対する加圧パッド7の境界部に取り付けられた動脈信号センサ12の安定した姿勢も保証される。動脈信号センサ12は、例えば動脈血流を測定する光

10

20

30

40

50

源および光センサ（動脈信号受信器 12 a および動脈信号送信器 12 b）が採用されてもよいし、または例えば超音波センサもしくはレーザーセンサないしは圧力センサが採用されてもよい。いずれにしても、コンピュータ 10 と接続された動脈信号センサ 12 を通じて制御されることにより、加圧パッド 7 においていつでも所望の圧力を作り出すことができる。当然ながら、ここでは環状で図示されている加圧パッド 7 の代わりに、適用される身体部分に適合するあらゆる他の形態を使用することができる。血圧測定装置が例えば側頭動脈に関して頭蓋に使用される場合は、フラットな加圧パッド 7 が適当となるであろう。

【0017】

さらに圧力室 3 と加圧パッド 7 から形成される連通空洞領域内のどこかに、圧力室の圧力を測定してコンピュータ 10 へ送信する圧力センサ 13 が備えられている。よく知られているように、圧力室内で測定された圧力は動脈信号センサ 12 によって適切に制御された場合は動脈圧に一致する。好ましくは、図示された圧力センサ 13 は差圧センサであってよい。これは圧力測定値を常に心臓に対する動脈の高低差で補正できるという長所を有している。このためには心臓の高さ（図 1 では心臓が略図で示されている）に達する高さまで液体が充填された導管が存在しなければならない。好ましくは、この液体充填導管 14 には血液の密度に相当する密度を有する液体が充填される。導管 14 に充填される液体は極めて低いガス発生度を有していなければならない（例、油性液体）。導管は心臓の高さへ例えば固定装置 14 a（例、粘着性閉塞バンド、スナップ、クランプ等）を用いて固定することができる。導管 14 の心臓側の先端には、液体は流出させないが液体柱の運動は許容する自由に浮動する膜 14 b を取り付けることができよう。自由に浮動する膜 14 b の上方には自由に浮動する膜 14 b の損傷を防止する通気性であるが耐久性であるもう一つの膜 14 c または目の細かな格子 14 c を取り付けることができる。

【0018】

さらに、もう一つの加圧パッド 15 を他の動脈上に、最も好ましくは大動脈上に配置することができ、その際そのパッドはもう一つのガス供給源 16 と接続され、例えばオシロメトリック式または聴診式のような従来法で血圧を測定する。当然ながら容量が十分である場合には同じガス供給源 1 を使用できるが、このためにはむしろもう一つの弁（図示されていない）が必要になるであろう。よく知られているように、聴診式またはオシロメトリック式測定のような従来式の血圧測定は、間欠的に、即ち通例は最小 1 / 2 ~ 1 分までの間隔で動作する。このもう一つの加圧パッドも同様にコンピュータ 10 と接続されているので、その結果加圧パッド 7 によって小動脈で把握されるような持続的動脈圧の計算および表示が例えば加圧パッド 15 によって測定されるような大動脈における血圧の真の数値で自動的に補正される。

【0019】

加圧パッド 15 による大動脈を通しての第 2 の血圧測定はさらにもう一つの長所をもたらす。よく知られているように、加圧パッド 7 による連続的の血圧測定を行うためには常に加圧パッド 7 内の圧力を平均動脈圧に追従させなければならない、つまり動作点を追従制御しなければならない。動作点を追従制御するためには、たいていの場合は加圧パッド 7 による連続的の血圧測定が短時間中断されなければならない。加圧パッド 15 による他の動脈での血圧測定によって、平均動脈圧の大きな変化が断続的に発見され、そこで同様に自動的にかつ加圧パッド 7 による連続的の血圧測定を中断することなく動作点を連続的に適応させていくことができる。従って上記の血圧測定装置を用いると初めて真の動脈内血圧曲線の中断の生じない連続的な描出が可能になる。切換弁 6 による加圧パッド 7 からもう一つの加圧パッド 7 a への自動切り換えによって血圧測定が中断されないというもう一つの措置が講じられているが、それは同一場所での持続的測定によって起こり得る患者への苦痛負荷が防止されるためである。

【0020】

図 2 は加圧パッド 7 の好ましい実施態様を示しており、そこでは一方で加圧パッド 7 に好都合な小さいコンプライアンスを与え、他方で隣接する類似構成の加圧パッド 7 a に対

10

20

30

40

50

する剛性の接続部材 11 の取り付けを許す比較的剛性の外壁 8 から構成されている。比較的剛性の外壁 8 の内側には、図示された例では動脈信号センサ 12 を載せている変形可能な膜 9 が存在する。動脈信号センサ（血流量センサ）12 と動脈 17 との間には血流の測定を侵害する可能性のある邪魔な膜は存在しない。上述したように、血流センサは光検出器（例、フォトダイオード）、レーザー（ないしはレーザーダイオード）およびフォトダイオードまたは超音波送・受信器と組み合わせられた LED であってよい（動脈信号受信器 12a および動脈信号送信器 12b）。同様に、もう一つの圧力センサー（図 3 参照）の使用も可能である。動脈信号センサ 12 のためには、変形可能な膜 9 が剛性の外壁 8 に密接に接当する場合には、好ましくは比較的剛性な外壁の中へ動脈信号センサ 12 を隠すことのできる凹部 18 を設けることができる。この密接な接当は、加圧パッド 7 のコンプライアンスをできる限り小さく維持するために重要である。図示された例では、2つの動脈信号センサ 12a および 12b は、最適の信号を保証するために相互に 120 度の角度で取り付けられている。動脈 17 は指 20 において指骨 19 の向かい側にあるが、これは図示された加圧パッド 7 内では 180 度の角度に相当しており、動脈信号受信器 12a および動脈信号送信器 12b が相互に約 120 度である配置の理由として述べたように、同時にもっと良好かつ均質な圧力を動脈に及ぼすことができるので、最高の信号が得られる。このことは動脈 17 上には変形可能な膜 9 しかなく、変形可能ではない動脈信号センサ 12a および 12b が逸れていることから明白である。

【0021】

図示された例では、変形可能な膜 9 は気密性かつ液密性のプラスチックから構成される。患者にとって測定をより心地よく実施するためには、変形可能な膜 9 と身体との間に追加的に、例えばナイロンまたはその他の合成繊維、綿または同様の素材から構成することができる肌にやさしい布 21 が備えられる。このとき肌にやさしい布は、動脈信号センサ 12a および 12b から外れているので、その信号を妨害しない。特に好ましいのは、容易に洗浄ないしは消毒することのできる素材である。さらに、動脈信号センサ 12 から電氣的妨害を遠ざけるための電気遮蔽板 22 を備えることができる。図示された例では、電気遮蔽板 22 は剛性の外壁 8 の外側に取り付けられているが、剛性の外壁 8 の内側に置くこともできよう。

【0022】

動脈信号センサ 12 の動脈 17 上への正しい位置決めを保証するためには、1 個の加圧パッド 7 しか存在しない場合においても剛性の位置決め部材 11 を剛性の外壁 8 に取り付けるのが好都合なことがある。その場合には剛性の位置決め部材 11 は隣接する身体構造（指の場合は、例えば隣の指、手の甲、手の平；親指の場合は *Tenar*、図示されていない）に合うように成形し、それによってさらに環状を保持するないしは部分環を形成することができる。

【0023】

図 3 に示されているように、動脈信号センサ 12 としての圧力センサを剛性の外壁 8 内に置くことが好都合なことがある。この図示された例では、圧力室 3 および加圧パッド 7 から構成される連係システムを付加的な容易に変形可能な隔膜 23 によって分割し、圧力室内に分割された領域 24a および 24b を作り出すことが好都合なことがある。動脈信号センサの領域内に存在する領域 24a には、動脈からの信号を動脈信号センサへより良好に伝達するためにもう一つの媒体、つまり液体を充填することができよう。図番 25 は、閉鎖することができて比較的剛性の外壁 8 内に存在する充填開口部ないしは排出開口部であり、これを通じて区画 24a へ液体を充填することができる。この実施形態は、具体的な例における動脈信号センサ 12 が、骨 26 に接当する動脈 17 からのノイズがなく減衰されていない信号を機械的に妨害されることなしに取得できる例えば高分解能圧力センサであってよいという長所を有する。従って高分解能を有する連続するパルス曲線を連続的に図示することができ、他方では柔軟性の隔膜 23 を通して動脈 17 に正確に分かっている圧力を及ぼすことができる。従って動脈壁を弛緩させることができ、さらにノイズのないパルス曲線を連続的に記録することができる。

【 0 0 2 4 】

我々によってここで使用された実施態様では、一方では加圧パッド7の区画24bと接続されている圧力センサ13を用いてよく知られている方法でオシロメトリック的に血圧を測定することができ、さらにその後収縮期、拡張期および平均の動脈圧が判明すると、加圧パッド7内に、結果的には液体充填領域24aにおいても収縮期、拡張期および平均動脈圧と関連付けたそれぞれの所望の圧力が作り出され、正確に定義された圧力比でパルス曲線が描出され、さらにそれとともに連続的無侵襲血圧グラフ作り出される。全く同様に当然ながら例えば光感受性センサおよびLEDのようなもう一つの動脈信号センサ12(センサ12aおよび送信器12b)もまた剛性な外壁に取り付けることができる。

【 0 0 2 5 】

図4に示されているように、複数の動脈信号センサ(12a-d)を配置させることができるが、この場合は最適な動脈信号を入手するために、マルチプレクサ27と、最適に配置された動脈信号センサ12a-dの選択を行う機能が備えられたコンピュータ10が用いられる。これは特に、個人毎に動脈の位置が異なる場合にノイズのない信号取得を可能にするために好都合である。理想的であるのは、大動脈上に置かれたもう一つの加圧パッド15を介して測定することによって行われる再調整の必要性を伴う例えば指動脈のような小動脈上に加圧パッド7を配置するやり方の代わりに、連続的の血圧測定をも可能で、その際に絶対値も正確に把握される大動脈上に最初から加圧パッド7だけを使用するやり方を採用することであろう。その場合の動脈は、一方では大動脈として代表的であるだけでなく、他方では動脈信号送信器12bによって発信された波の透視またはその下に存在する骨26(例、橈骨または頭蓋骨)での反射によって動脈信号記録も、例えば血流測定も可能にする橈骨動脈または側頭動脈である。橈骨動脈は、例えばさらにもう一つの動脈、つまり実例においてはもう一つの動脈17aである尺骨動脈が存在するという追加の長所を有している。測定のために加圧パッド7によって圧迫されなければならないのは動脈17だけで、もう1枝の動脈17aが圧迫される必要はないため、従って四肢への血流が中断されない。そのためには、変形可能な膜9は測定される動脈17の上にある領域において剛性の外壁8の1つの区画28と膨張可能に接続されなければならないが、もう一つの動脈17aは変形可能な膜9によって圧迫されない。

【 0 0 2 6 】

図5は、動脈信号センサ(受信器12aおよび送信器12b)が変形可能な膜9の上に載せられている場合に有益であるような装置の実際の実施態様を示している。この場合、例えばラテックスから構成される変形可能な膜は中断されておらず、動脈信号センサ12は膜9に固定(例えば接着または加硫処理)されている好ましくは変形可能な膜9と同様の材料から成形されている変形可能なレンズ29の中にある。その際リード線30は変形可能な膜9と肌やさしい布21との間に通されているので、このリード線は機械的に保護かつ絶縁されてコンピュータ10へ導かれることが可能である。

【 0 0 2 7 】

図6は、動脈信号センサ12がフレーム31の上に取り付けらるよう計画された装置のもう一つの実施態様を示しており、そこではフレーム31はガスが充填された領域24bを液体が充填された領域24aから分離している隔膜23の一部となっている。ガスの充填された領域24bは身体とは反対の側にあるので、圧力室3(およびガスの充填された領域24a)内の圧力が上昇した場合に動脈信号センサは動脈17に対する位置を全く変化させないか又はほんのわずかしき変化させないし、いずれにせよ身体から外れることがない。それによって圧力室3内の圧力とは無関係に常に動脈信号センサ12は最適な信号が取得できる。フレーム31内で動脈信号センサ12が傾くことはないので、さらに、1本、より好ましくは2本のポスト32はフレーム31としっかりと結合することができ、このポスト32は比較的剛性の外壁8内で移動可能で、例えば案内開口部33のところで支持される。これにより、圧力損失を生じることなく領域24bから領域24aへの最適の圧力伝播が可能であり、フレーム31は狭いので、その結果隔膜23は複数の側の領域24bからの圧力を領域24aへ伝播することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

図 7 に示されているように、ポスト 3 2 は加圧パッド 7 のガスが充填された領域 2 4 b の外側を延びており、それによって加圧パッド 7 を中断させる必要がない。

【 0 0 2 9 】

尚、特許請求の範囲の項に図面との対照を便利にするために符号を記すが、該記入により本発明は添付図面の構造に限定されるものではない。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 0 】

【 図 1 】 本発明による血圧測定システムのブロック図

【 図 2 】 本発明による指マンシェットの断面図

10

【 図 3 】 動脈信号センサとして圧力センサが使用されている血圧測定システムの 1 つの実施態様を示す模式図

【 図 4 】 動脈信号センサとして複数の信号センサが使用されている血圧測定システムの 1 つの実施態様を示す模式図

【 図 5 】 別な動脈信号センサの詳細図

【 図 6 】 別な血圧測定システムの模式図

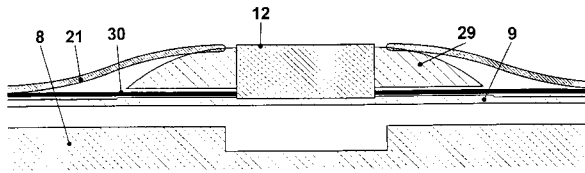
【 図 7 】 別な動脈信号センサの詳細図

【 符号の説明 】

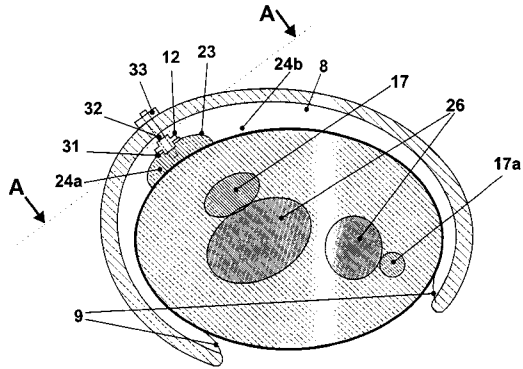
【 0 0 3 1 】

1	ガス供給源	20
2	減衰器	
3	圧力室	
4	給気弁	
5	排気弁	
6	切換弁	
7	加圧パッド	
8	剛性の外壁	
9	変形可能な膜	
1 0	コンピュータ	
1 1	剛性の位置決め部材	30
1 2	動脈信号センサ	
1 2 a	動脈信号受信器	
1 2 b	動脈信号送信器	
1 3	圧力センサ	
1 4	液体充填導管	
1 4 a	固定装置	
1 4 b	容易に変形可能な浮動性の膜	
1 4 c	耐久性のある通気性の膜	
1 5	もう 1 つの加圧パッド	
1 6	もう 1 つのガス供給源	40
1 7	動脈	
1 7 a	もう 1 枝の動脈	
1 8	凹部	
1 9	指骨	
2 0	指	
2 1	肌にやさしい布	
2 2	電気遮蔽板	
2 3	隔膜	
2 4 a	2 4 b 個別の領域	
2 5	充填 - 排出開口部	50

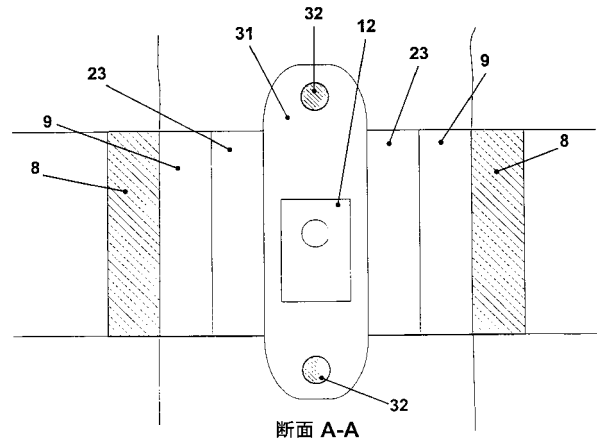
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 スクラール, ファルコ
オーストリア アー 8043 グラーツ リンデンホーフヴェーク 16

審査官 本郷 徹

(56)参考文献 特開平10-057325(JP, A)
特開平08-112261(JP, A)
特開昭57-081328(JP, A)
実開平02-063810(JP, U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/022

专利名称(译)	连续无创血压测量装置		
公开(公告)号	JP4410767B2	公开(公告)日	2010-02-03
申请号	JP2006068435	申请日	2006-03-14
[标]申请(专利权)人(译)	CNSYST MEDIZINTECHN		
申请(专利权)人(译)	谢EN-系统媒体梓下来金泰熙马提尼克门EM根据她的		
当前申请(专利权)人(译)	谢EN-系统媒体梓下来金泰熙马提尼克门EM根据她的		
[标]发明人	フォルティンユルゲン スクラーバルファルコ		
发明人	フォルティン,ユルゲン スクラーバル,ファルコ		
IPC分类号	A61B5/022 A61B5/00 A61B5/02 A61B5/021 A61B5/0225		
CPC分类号	A61B5/02233		
FI分类号	A61B5/02.337.E A61B5/02.335.A A61B5/02.332.C A61B5/02.630.C A61B5/02.633.A A61B5/02.634.E A61B5/022.C A61B5/022.300.A A61B5/022.400.E		
F-TERM分类号	4C017/AA08 4C017/AA09 4C017/AB03 4C017/AC03 4C017/AC23 4C017/AC26 4C017/AD02 4C017/EE01		
审查员(译)	本乡彻		
优先权	1999000576 1999-03-30 AT		
其他公开文献	JP2006187643A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供血压计，可以准确地将动脉信号传输到动脉信号接收器。ŽSOLUTION：在连续无创血压计中，动脉信号接收器（12；12a，12b）安装在与压力垫7的身体部分分开的一侧，压力垫7通过至少一个可变形隔膜分成单独区域24a，24b。区域24a，24b填充有不同的介质，例如气体或液体，以形成用于连续体积描记型血压测量的血压计。Ž

【图2】

