(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3586280号
(P3586280)
(45)発行日　平成16年11月10日(2004.11.10)　(24)登録日　平成16年8月13日(2004.8.13)

(51)Int.Cl.[7]　F I
A61B 5/022　A61B 5/02 333B

請求項の数 19 (全 18 頁)

(21)出願番号	特願平7-513923
(86)(22)出願日	平成6年11月7日(1994.11.7)
(65)公表番号	特表平9-504967
(43)公表日	平成9年5月20日(1997.5.20)
(86)国際出願番号	PCT/US1994/012800
(87)国際公開番号	WO1995/013014
(87)国際公開日	平成7年5月18日(1995.5.18)
審査請求日	平成13年10月24日(2001.10.24)
(31)優先権主張番号	08/150,382
(32)優先日	平成5年11月9日(1993.11.9)
(33)優先権主張国	米国(US)
(31)優先権主張番号	08/227,506
(32)優先日	平成6年4月14日(1994.4.14)
(33)優先権主張国	米国(US)

(73)特許権者　504102703
メッドウェイブ，　インコーポレイテッド
アメリカ合衆国　ミネソタ　５５１１２－３９２３，　アーデン　ヒルズ，　ラウンド　レイク　ロード　ウエスト　４３８２
(74)代理人　100078282
弁理士　山本　秀策
(74)代理人　100062409
弁理士　安村　高明
(74)代理人　100113413
弁理士　森下　夏樹
(72)発明者　アーチボールド，ジー．ケント
アメリカ合衆国　ミネソタ　５５１２７，バドナイス　ハイツ，ミードウッド　レーン　２７８

最終頁に続く

(54)【発明の名称】連続的な非侵入的血圧モニターシステム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

下にある動脈が圧縮されるとき、組織によって囲まれた該下にある動脈内の血圧パルスを測定するためのセンサーであって：

各パルスがセンサーの下を伝わるとき、各パルスの血圧を感知するための感知手段であって、各パルスの血圧を送るための仲介手段を含む、感知手段；および

該感知手段を該下にある動脈上に支持するための支持手段であって、該支持手段が、該下にある動脈を囲む組織と係合するための感知手段とは異なる可撓性側壁を備え、該可撓性側壁が、リング状であり、該下にある動脈が圧縮されるとき、圧縮可能である、支持手段、

を備える、センサー。

【請求項２】

前記感知手段が前記下にある動脈上に配置される振動子を有し、前記センサーは、

該振動子から空間を置いて配置され、該下にある動脈から血液のパルスを送るための活性部分を有する可撓性ダイヤフラム、

をさらに含み；

そしてここで、前記仲介手段が、該下にある動脈から該振動子へ血圧パルス信号を送るために、該振動子と該可撓性ダイヤフラムとの間に連結される、

請求項１に記載のセンサー。

【請求項３】

前記仲介手段が流動性連結媒体を有する。請求項２に記載のセンサー。
【請求項４】
前記可撓性ダイヤフラムが少なくとも部分的には前記振動子と連絡した干渉室を規定し、前記仲介手段が該干渉室内に流動性連結媒体を有し、前記支持手段が該可撓性ダイヤフラムに隣接する拡張キャビティを規定し、その結果、該流動性連結媒体を有する該干渉室が体積と圧力における対応する変化がなく、形状の変化を受け得る、請求項２に記載のセンサー。
【請求項５】
前記センサー上の血圧パルスによって及ぼされる、前記下にある動脈に平行な方向の力を減衰するための前記活性部分を少なくとも部分的に取り囲む手段、を有する請求項２に記載のセンサー。
【請求項６】
前記下にある動脈が圧縮されるときに、該下にある動脈を取り囲む組織が力を及ぼし、前記側壁により適用される力が、該動脈を取り囲む組織により及ぼされる力と等しい、請求項１に記載のセンサー。
【請求項７】
前記活性な部分の周りの圧力を一様にする手段を有する請求項２に記載のセンサー。
【請求項８】
前記圧力を一様にする手段が、頂面と底面を有する前記活性部分を取り囲む圧縮可能なリングを有し、該リングは部分的に流動体で満たされ、その結果、該頂面と該底面との間の距離が、前記下にある動脈を取り囲む患者の構造に一致するように、該リングに沿って変化する、請求項７に記載のセンサー。
【請求項９】
前記可撓性側壁が前記仲介手段から分離されている、請求項２に記載のセンサー。
【請求項１０】
組織によって取り囲まれた動脈内の血圧を感知するセンサーであって：
振動子；
可撓性ダイヤフラム；
該可撓性ダイヤフラムと該振動子との間に連結された流動性連結媒体；および
少なくとも部分的に該動脈を囲み、該動脈の周りの組織と係合するために、該動脈上に支持された圧縮可能な可撓性の壁であって、該壁がリング状である、壁、
を有する、センサー。
【請求項１１】
患者の下にある動脈内の血圧を感知するためのセンサーであって：
該下にある動脈の血圧パルスを感知するための振動子であって、感知表面を有する振動子；
該感知表面から空間を置いて配置された可撓性ダイヤフラムであって、少なくとも部分的には該圧力振動子の該感知表面と結びついた干渉室を規定する可撓性ダイヤフラム；
該下にある動脈内の血圧パルスを、該可撓性ダイヤフラムから該振動子の該感知表面へ送るための該干渉室内の流動性連結媒体；および
該振動子を該下にある動脈から空間を置いて配置させるための側壁であって、該側壁は、該可撓性ダイヤフラムに隣接した拡張キャビティを規定し、その結果、該流動性連結媒体を有する該干渉室が、体積と圧力における対応する変化がなく、形状における変化を受け得る側壁、
を有する、センサー。
【請求項１２】
患者の下にある動脈内の血圧を感知するセンサーであって：
該下にある動脈の血圧パルスを感知するための振動子であって、感知表面を有する振動子；
該下にある動脈の該血圧パルスを送るための活性部分を有する、可撓性ダイヤフラム；

該下にある動脈内の該血圧パルスを、該可撓性ダイヤフラムから該振動子の該感知表面へ送るための、該可撓性ダイヤフラムと該振動子の該感知表面との間に連結した流動性連結媒体；および
該振動子の該感知表面および該下にある動脈の周りの組織と係合するための流動性連結媒体から分離された側壁であって、該側壁が、リング状で可撓性であり、そして該下にある動脈が圧縮されるとき、圧縮可能である、側壁、
を有する、センサー。
【請求項１３】
前記側壁が、前記下にある動脈を取り囲む構造に一致するために可撓性である、請求項１２に記載のセンサー。
【請求項１４】
前記側壁が圧縮可能である、請求項１２に記載のセンサー。
【請求項１５】
患者の下にある動脈内の血圧を感知するためのセンサーであって：
該下にある動脈の血圧パルスを感知するための振動子であって、感知表面を有する振動子；
該下にある動脈の血圧パルスを送るための活性部分を有する可撓性ダイヤフラム；
該振動子と該可撓性ダイヤフラムとの間に連結した流動性連結媒体；および
該下にある動脈を取り囲む構造に一致するためおよび該下にある動脈を取り囲む組織と係合するための、該振動子とは異なる可撓性側壁であって、該可撓性側壁が、リング状であり、そして該下にある動脈が圧縮されるとき、圧縮可能である、可撓性側壁、
を有する、センサー。
【請求項１６】
前記側壁が、前記下にある動脈を取り囲む前記構造に一致するための、流動体で満たされた部材を有し、該部材は、該下にある動脈を取り囲む組織と係合する側壁の周りの圧力を一様にする、流動体で満たされた部材を有する、請求項１５に記載のセンサー。
【請求項１７】
前記側壁が、前記下にある動脈の少なくとも一部を取り囲む位置に配置された圧縮可能な壁を有する、請求項１５に記載のセンサー。
【請求項１８】
前記圧縮可能な壁が発泡壁を有する、請求項１７に記載のセンサー。
【請求項１９】
組織によって取り囲まれた動脈の、動脈内血圧を非侵入的に測定するためのシステムにおける使用であって、感知装置は：
該動脈を取り囲む組織と係合するための圧縮可能な側壁であって、リング状であり、可撓性である、側壁；
該側壁から空間を置いて配置された、感知表面を有する振動子；
該動脈の血圧パルスを送るための可撓性ダイヤフラム；および
該振動子の該感知表面と該可撓性ダイヤフラムとの間の流動性連結媒体、
を有する、使用。
【発明の詳細な説明】
発明の背景
本発明は、動脈血圧を測定するシステムに関する。特に、本発明は、比較的連続的および非侵入的方法で動脈血圧を測定するセンサーアセンブリに関する。
血圧は、四つの基礎的な方法、すなわち侵入的な方法、振動計を用いる方法、聴診する方法、およびトノメーターを用いる方法のうちの一つによって典型的に測定されてきた。前記の侵入的方法は、他方では、動脈ライン（Ａライン）として知られ、動脈の中への針の挿入を含んでいる。流動性の円柱物に連結された振動子は、正確な動脈圧力を測定するために用いられる。適切な器具を使用すれば、心臓収縮期、中間、および心臓弛緩期の圧力が、測定され得る。この方法は、実施するのが難しく、高価であり、かつ医学的危険性を

含んでいる。侵入的すなわちＡラインの方法の実施は、問題を提出している。共鳴がしばしば起こり、重大な過ちをもたらす。さらに、仮に血の固まりがカテーテルの末端上に形成すると、またはカテーテルの末端が動脈壁に突き当たって位置すると、大きな誤りが生じ得る。これらの過ちを除去あるいは減少させるために、前記実施は、しばしば調節されなければならない。熟練した医学の開業医は、針を動脈の中に挿入することが要求されている。このことが、この方法を犠牲にしている。感染または神経損傷のような、医学的併発症もまた起こり得る。

血圧を測定する他の方法は、非侵入的である。振動計を用いる方法は、膨張したカフにおける圧力振動の振幅を測定する。前記カフは、患者の動脈の周りに配置され、その後で異なったレベルに加圧される。中間圧力は、最高の振幅が起きると同時に、カフの圧力を一掃し、および中間のカフの圧力を測定することによって、測定される。心臓収縮期および心臓弛緩期の圧力は、圧力の振動が最高振幅のいくらか予め測定された割合になるとき、カフによって測定される。

聴診する方法は、また、前記患者の動脈の周りに配置されたカフの膨張を含んでいる。前記カフの膨張の際、該カフは、縮小することが許容される。心臓収縮期の圧力は、前記カフが縮小されるにつれて、コロトコッフ音が起こり始めるときに示される。心臓弛緩期の圧力は、コロトコッフ音がくもるか、あるいは消えるとき、示される。前記聴診の方法は、心臓収縮期および心臓弛緩期の圧力を測定するのに使用され得るにすぎない。

振動計を用いる方法および聴診の方法の両方は、カフの膨張を必要とするので、頻繁に測定を行うことは難しい。測定の頻度は、該カフを適切に膨張させるのに必要な時間および測定されるときに該カフを収縮させるのに必要な時間によって制限される。前記カフは、動脈の周りの比較的大きな領域の周囲で膨張するので、カフの膨張および収縮は、患者にとって不快である。結果として、振動計を用いる方法および聴診する方法は、長期間の反復的な使用には適さない。

前記振動計を用いる方法および聴診の方法の両方は、心臓収縮期および心臓弛緩期の圧力値を測定する際の正確さと一貫性に欠いている。前記振動計を用いる方法は、心臓収縮期および心臓弛緩期の圧力値を測定するために、任意の比を適用している。同様に、前記聴診の方法は、コロトコッフ音がスタートするときおよびス表面部するときに判断する必要がある。この探知は、コロトコッフ音が最も低いときになされる。結果として、聴診の方法は、信号の雑音に対する割合が低いために、不正確になりやすい。

動脈血圧を測定するのに使用される４番目の方法は、トノメトリーであった。トノメトリー方法は、皮膚の表面上に位置した感圧素子アレーを備える振動子を典型的に含んでいる。押圧力が、動脈をふさぐことなく、下にある動脈の壁を平らにするように、該振動子に適用される。アレーの感圧素子は、血圧が測定される下にある動脈の管腔よりも小さい、少なくとも一つの寸法を持っている。振動子は、個々の感圧素子のうちの少なくとも一つが、下にある動脈の少なくとも一つの部分上にあるように配置される。感圧素子の一つからの出力は、血圧をモニターする際に選択される。選択された感圧素子によって測定された圧力は、患者の皮膚に対して振動子を加圧するのに用いられる押圧力に依存している。これらのトノメトリーシステムは、手首から直接参照圧力を測定し、およびこれを動脈の圧力と相関づける。しかしながら、もし患者が動くならば、トノメトリーシステムは、変化が増加するので、システムの目盛りの再調整が必要とされる。これらのトノメトリーシステムの正確さは、下にある動脈上の個々の感温素子の正確な配置に依存するので、振動子の配置は重要である。結果として、これらトノメトリーシステムを用いる振動子の配置は、時間を消費しおよび誤差が生じやすい。

振動計を用いる方法、聴診する方法、およびトノメトリーを用いる方法は、下にある動脈が圧縮されたり、平らにされるとき、血圧パルスに起因した力または変位を感知することにより、血圧を測定し、および検知する。その血圧は、下にある動脈に垂直の方向の血圧パルスによって及ぼされる力を測定することによって感知される。しかしながら、これらの方法を用いると、血圧パルスは、また、それが、患者の下にある動脈の上にある皮膚に対して加圧されるセンサーの端を横切るとき、下にある動脈に平行な力も及ぼす。特に、

振動計を用いる方法および聴診する方法を用いると、平行な力がカフの端または横で及ぼされる。トノメトリーを用いる方法では、平行な力が振動子の端上で及ぼされる。血圧パルスによってセンサー上に及ぼされるこれらの平行の力は、感圧素子に交差して圧力の勾配をつくる。この一様でない圧力勾配は、少なくとも二つの異なった圧力、一つは感圧素子の端での圧力、およびもう一つは感圧素子の直接下にある圧力をつくる。結果として、振動計を用いる方法、聴診する方法およびトノメトリー方法は、不正確で、しかも一貫性のない血圧測定を生じる。

発明の要旨

患者の下にある動脈内の血圧を感知するために感知表面を有するセンサーは、振動子、圧縮し得る側壁、可撓性ダイヤフラム、および流動性連結媒体を含んでいる。側壁は、振動子とは異なっており、振動子を下にある動脈上に支持する。可撓性ダイヤフラムは、振動子の感知表面から空間を置いて配置される。流動性媒体は、振動子の感知表面と可撓性ダイヤフラムとの間に連結され、下にある動脈内の血圧パルスを、可撓性ダイヤフラムから振動子の感知表面へ送る。一つの実施態様において、流動性連結媒体は、前記側壁から離れているので、力は、側壁から流動性連結媒体を通って振動子へ伝えられない。

【図面の簡単な説明】

図１は、患者の手首に乗せられた、センサーアセンブリを有する、血圧モニターシステムの概略図である。

図２は、図１の血圧モニターシステムのブロック図である。

図３は、患者の手首に乗せられた、図１のセンサーアセンブリの横断面図である。

図４は、センサーを有する図１のセンサーアセンブリの横断面図である。

図５は、図４のセンサーの他の実施態様の横断面図である。

好適な実施態様の詳細な説明

図１は、患者の手首12内の、下にある動脈（示されていない）内の血圧を測定し、表示するための、血圧モニターシステム10を示している。モニターシステム10は、手首アセンブリ13、センサーアセンブリ14、ケーブル線15、およびモニター16を有している。

手首アセンブリ13は、センサー支持体18およびバンド20を含んでいる。センサー支持体18は、下にある動脈（示されていない）上の手首12の上に密接し、下にある動脈上のセンサーアセンブリ14を支持している。センサー支持体18は、好ましくは硬直である。

バンド20は、可撓性バンドを有し、好ましくはナイロンからなる。バンド20は、センサー支持体18をしっかり留め、手首12の周りを包んで、センサーアセンブリ14を手首12上に維持する。

センサーアセンブリ14は、ケーブル線15を通ってモニター16に電気的に接続され、一般的にモーターアセンブリ22およびセンサー24を含む。該モーターアセンブリ22は、センサー支持体18に連結され、およびセンサー24に機械的に連結されている。モーターアセンブリ22は、様々な押圧力をセンサー24に適用し、その結果、血圧は、様々な押圧力がセンサーアセンブリ14によって下にある動脈に適用されるとき、感知され得、および測定され得る。

センサー24は、モーターアセンブリ22に連結されている。センサー24は、手首12上に置かれたとき、下にある動脈上に位置する。センサー24は、下にある動脈内の血圧パルスを感知し、測定する。

モニター16は、ケーブル線15によってモーターアセンブリ22およびセンサー24に接続されている。モニター16は、コントロールスイッチまたは様々な入力25a-25h、デジタルディスプレー26a-26c、およびディスプレースクリーン28を含んでいる。入力25a-25hは、モニター16をコントロールし、モニター16が目盛りを測定するようにする。入力25a-25cは、モニター16をコントロールするための堅い止めピンを有している。入力25d-25hは、様々な機能に適応し得る、ソフトウェアーにプログラムし得る止めピンからなる。デジタルディスプレー26a-26cは、心臓収縮期の血圧、心臓弛緩期の血圧、および中間の血圧を、それぞれ断続的に表示する。ディスプレースクリーン28は、血圧パルス、波形および指示メッセージを表示して測定者を案内する。モニター16は、センサー24によってとらえられた

感知された血圧パルスの信号を受け、心臓収縮期の血圧、心臓弛緩期の血圧および中間の血圧を計算する。一度これらの値が決定されると、モニター16は、アナログおよびデジタル形の両方で、対応する値を表示する。モニター16もまた、モーターアセンブリ22をコントロールする。

操作において、センサー24は、橈側の動脈上の手首12に留められる。モーターアセンブリ22はセンサー24を動かし、橈側の動脈上の手首12に適応される応力を変化させる。この圧力は変化するので、動脈の圧力波形が感知される。動脈圧力の波形すなわち形は、圧力の振幅対個人の心臓の周期の時間を測定することによって得られる。前記波形の形は、適応された圧力の関数であり、モニター16のデジタル信号処理回路によって用いられ、心臓収縮期の圧力、中間の圧力および心臓弛緩期の圧力を計算する。この計算された圧力は、ディスプレー26a-26cおよびディスプレースクリーン28によって示される。

図２は、血圧モニターシステム10のブロック図を示している。図２によって最も良く示されるように、モニター16は、さらに、入力信号プロセッサー30、アナログ-デジタル変換器32、マイクロプロセッサ34、入力25a-25h、モーター駆動38、ディスプレー26a-26cおよび28、および電源42を有している。操作において、マイクロプロセッサ34は、入力25a-25hから入力された信号を受け取る。入力25a-25hはまた、キー穴ドまたは他の入力機構からなり得る。入力25a-25hは、マイクロプロセッサ34に目盛りを測定させる。

マイクロプロセッサ34は、モーター駆動38をコントロールし、センサー24上のモーターアセンブリ22によって適用される押圧力を変化させる。押圧力は、センサー24によって動脈上で直接、患者の構造（anatomy）に適用される。センサー24上のモーターアセンブリ22によって適用された押圧力は、時間とともに増大される。その力すなわちセンサー24によって適用された押圧力が増大するにつれて、血圧パルスの振幅もまた、最大振幅が生じるまで増大する。一旦、最大振幅または最大エネルギー変換が生じると、血圧パルスの振幅は、動脈が最大エネルギー変換の地点を超えて弱まり始めるにつれ、減少し始める。

センサー24は、下にある動脈内の血圧パルスの振幅および形を感知し、検出する。センサー24は、感知された血圧パルスの振幅を提示する電気的なセンサー信号を生じる。センサー信号は、モニター16の入力信号プロセッサー30へ送られる。入力信号プロセッサ30は、センサー信号を処理し、いかなる不必要なすなわち望ましくないノイズ、および他の影響を除去する。センサー信号は、次いで、入力信号プロセッサー30から、アナログ-デジタル変換機32へ送られる。アナログ-デジタル変換機32は、センサー信号をデジタル形へ変換する。感知された血圧パルスの振幅を提示するデジタル信号は、マイクロプロセッサ34へ送られる。

血圧パルスの感知された振幅および形を示すデジタルセンサー信号に基づき、マイクロプロセッサ34は、振幅対個人の心臓周期の時間および形対個人の心臓周期の時間を測定することにより、波形情報を測定する。動脈の波形情報は、心臓の速度よりかなり大きい速度で、動脈波をサンプリングすることにより決定され、その結果、鮮明な動脈圧力波が測定される。この情報から、マイクロプロセッサ34は、心臓収縮期の血圧、心臓弛緩期の血圧および中間の血圧を計算する。センサー24の面に沿って圧力勾配が存在しないとき、ピーク時の圧力振幅すなわち最大エネルギー変換を有する心臓周期に対応する押圧力が、実質的に中間の動脈圧に等しい。中間の動脈圧に基づき、マイクロプロセッサ34は、心臓収縮期の血圧および心臓弛緩期の血圧を計算する。

他の方法において、マイクロプロッセサー34は、個人の心臓波形の圧振幅と適用されたセンサー24の押圧力との間の関係から、血圧を計算する。これらの結果は、最大エネルギー変換を持つ波形の前および後の両方の波形から導かれ得る。

さらに、マイクロプロセッサ34は、また、個人の心臓波形の形からも血圧を計算し得る。これらの結果は、波形の部分の領域に基づき、またはいかなる数のパラメーターの増加時間の形にも基づき得る。計算された血圧は、ディスプレー26a-26c上に表示される。電源42は、モニター16およびモーターアセンブリ22に電力を供給する。

図３は、図１の３～３線に沿って切断された横断面図であり、下にある動脈44を有する患者の手首12上に位置する手首アセンブリ13およびセンサーアセンブリ14を示している。図

３は、センサー支持体18および手首アセンブリ13のバンド20およびセンサーアセンブリ14のセンサー24をより詳細に示している。センサー支持体18は、フレーム46、スペーサー48、ラッチ50、固定支持体52およびスクリュー54を有する。フレーム46は、手首12の周りで部分的に曲がった金属フレームである。フレーム46は、下部のバンド用の穴部56a、56bおよび調整用スロット58を有する。バンド用の穴部56a、56bは、フレーム46の下端に位置する。バンド用穴部56bは、バンド20の末端の環20aがフレーム46に留められるようにする。バンド20は、バンド用の穴部56aを通され、その結果バンド20は、二重に折り返され、自由端20bはラッチ50に取り付けられる。調節スロット58は、上記バンドの穴部56bからフレーム46の上端方向に向かって向かって、伸長する。調節スロット58は、固定支持体52がスロット58内で上下に動くようにし、その結果固定支持体52は、センサーアセンブリ14が留められている特別の構造のために調節され得る。フレーム46は、モーターアセンブリ22およびセンサー24を手首12の下にある動脈44上に配置する。フレーム46は、また、バンド20を手首12の下に配置する。その結果、センサー24が手首12に関して安定な位置に維持される一方で、血圧パルスが感知され、測定される。

スペーサー48は、フレーム46の最上の水平部に沿って取り付けられ、センサーアセンブリ14とフレーム46との間に位置する。スペーサー48は、センサーアセンブリ14をフレーム46から空間を隔てて配置する。

ラッチ50は、バンドの穴部56bと調節スロット58との間でフレーム46に固く連結されている。ラッチ50は、バンド20の自由端20bがフレーム46に対して開放可能に自由端20bを留め、その結果手首12は、フレーム46、センサー24およびバンド20の間に保持されて、配置される。

固定支持体52は、一般的にフレーム46の調節スロット58に平行に伸びる第１脚部52aを有し、および手首12を覆うようにおよび上に伸びる第２脚部52bを有するＶ型のバーからなる。固定支持体52は、ネジ54によってフレーム46にスライド可能に留められる。ネジ54は、第一脚部52aおよび調節スロット58を貫通する。ネジ54およびスロット58は、共同して固定支持体52が手首12に対して垂直に位置するようにする。従って、固定支持体52の第２脚部52bは、手首12の動きを規制するようにバンド20に対して下方に手首12を押さえ、下にある動脈44内の血圧パルスが感知され、測定される。

バンド20は、長い可撓性バンドからなる。バンド20は、バンドの穴部56bを通ってくくられた輪の第１端部を有し、それ自身に留められて端部ループ20aを形成する。バンド20は、第２の自由端20bを有し、これはバンドの穴部56aを通って、手首12の下でラッチ50まで二重になって戻り、そこで自由端20bはラッチ50によってフレーム46にスライド可能に留められる。バンド20は、フレーム46とセンサー24の下の位置に手首12を保持する。

図３によっても最も良く示されるように、センサー24は、ケーブル15に接続され、ピボットブロックピン62、ピボットブロック64、振動子66、フランジ68、側壁70、抑制リング72、ダイヤフラム74、圧力または流動体連結媒体76および流動性ゲルのポート78を有している。ピボットブロックピン62は、ピボットブロック64に結合した第１端部とモーターアセンブリ22に結合した第２端部を有する。ピボットブロックピン62は、センサー24をモーターアセンブリ22に連結する。

ピボットブロック64は、ピボットブロックピン62の第１端部に結合する。ピボットブロック64は、振動子66に連結した下端を有する。ピボットブロック64は、センサー24をモーターアセンブリ22に連結する。

振動子66は円盤形である。振動子66は、ピボットブロック64とフランジ68との間に連結する。振動子66は、動脈44内の血圧パルスを感知するためのピエゾ抵抗センサーブリッジ（図に示されない）のような感圧性素子を有する。

フランジ68は環状で、少しくぼんでいるため、手首12の構造または形により良く一致する。フランジ68は、振動子66の外部の周辺に堅く連結される。フランジ68は、側壁70を支え、側壁70を振動子66に連結する。

側壁70は、リング状で、圧縮可能であり、そしてフランジ68の下部の表面に連結されている。側壁70は、振動子66の振動子感知素子（図に示されない）から離れているが、動脈44

周囲の組織(tissue)と係合し、振動子66を動脈44上および動脈44周囲の組織上に保持する。結果として、振動子66の動脈44上の正確な配置は要求されない。それと同時に、患者に不快をもたらす動脈44周囲の十分大きい領域を取り囲むように、側壁70は振動子66からそれほど離れていない。側壁70は、振動子66を動脈44周囲の組織から分離するので、不注意な患者の動きによってもたらされる血圧測定の誤差は減じられる。

さらに、側壁70は、センサー24を横切る実質上ゼロの圧力勾配をつくるので、センサー24は、より正確に血圧を測定する。側壁70は、振動子66の外周から平面方向で離れて外へ拡張しないように抑制される。側壁70は圧縮され得るので、側壁70は、パルスがセンサー24の周囲すなわち端に沿って側壁70を横切るとき、血圧パルスによって及ぼされる力すなわち圧力を弱らせ、吸収する。側壁70は、また、動脈44周囲の組織に力を適用したりもする。側壁70によって適用された力は、実質的には、動脈44周囲の組織によって及ぼされた力に等しく、組織から及ぼされた力を相殺すなわち中和する。結果として、側壁70によって適用された力は、組織を中立の位置まで加圧し、動脈44の圧力はより正確に測定され得る。動脈44周囲の組織に適用される側壁70の力は、フランジ68に結びつけられる。フランジ68は振動子66に連結されるが、振動子66の振動子感知素子（図に示されていない）には連結されない。従って、組織を中立の位置まで加圧するのに用いられる、側壁70によって適用される力は、振動子66の振動子感知素子によって感知されない。センサー24のこの中和効果によって、血圧モニターシステム10は、周囲の組織からの力によって導入される不正確さはなく、動脈44の動脈圧をより正確に測定することができる。結局、側壁70は、センサー24を横切る流動性連結媒体76内の一様でない圧力勾配を減じもしくは除去し、センサー24を横切る実質的に０の圧力勾配をつくる。結果として、センサー24は、より一貫して、より正確に血圧を測定する。好ましくは、側壁70は密閉したセル発泡体から形成される。他方、側壁70は、解放されたセル発泡体または他の圧縮し得る物質または構造的設計から形成され得る。

側壁70は圧縮可能かつ可撓性であるから、側壁70は、センサーが患者の構造に対して加圧されるとき下にある動脈を締め付けることなく、手首12の構造もしくは形により良く一致する。しかしながら、側壁70は外への拡張が抑制されるので、側壁70は、手首12に加圧されるときダイヤフラム74を伸ばすことはない。該ダイヤフラム74を横切る緊張を予防することにより、センサー24は、さらに振動子66を横切る圧力勾配を除去し、より正確で一貫した血圧の読み取りができる。

抑制リング72は、通常繊維または他の同様な物質からつくられる可撓性のリングからなる。抑制リング72は側壁70を取り囲み、さらに側壁70が振動子66の外周辺から離れた方向における外へ拡張することを予防する。

ダイヤフラム74は、好ましくは薄い可撓性ポリマーまたはゴムから形成される。ダイヤフラム74は、側壁70を横切って拡張し、振動子66の前にチャンバー79を形成する。ダイヤフラム74は、緊張がないように、好ましくは側壁70を横切って位置される。ダイヤフラム74は、血圧パルスをチャンバー内の第１側面80から第２側面82へ伝達する。

流動性連結媒体76は圧力をダイヤフラム74から振動子66へ伝達し得る流動体または液体からなり得るが、好ましくは流動性連結媒体76はゲルである。流動性連結媒体76は、ダイヤフラム74、側壁70、フランジ68および振動子66の間のチャンバー79内に含まれる。流動性連結媒体76は、ダイヤフラム74と振動子66との間を連絡し、血圧パルスをダイヤフラム74の側面82から振動子66へ伝達する。

センサー24は、下にある動脈内の血圧パルスを連続的に正確に感知する。側壁70は圧縮し得るので、センサー24は、センサー24の端の下を横切る血圧パルスによってセンサー24上に拡張される下にある動脈に平行（parallel）な力を弱める。さらにセンサー24は手首12の構造により良く順応する。側壁70およびダイヤフラム74は、外への拡張から抑制され、緊張がないので、振動子66を横切る圧力勾配は除去される。さらに、センサー24は、また、動脈44周囲の組織を中和する。結局、より正確で一貫した血圧の読みが行われる。さらに、側壁70、ダイヤフラム74および流動性連結媒体76は、大きい感知領域を形成し、そこを通って血圧パルスが振動子66へ伝達され得る。結果として、センサー24は、下にある動

脈上の振動子66の正確な配置に依存しない。センサー24は、患者への不快なく、長い使用期間、血圧の連続測定を迅速かつ正確に提供する。
流動体ポート78は、フランジ68の中へ伸び、チャンバー79と連絡する。該ポート78によって、チャンバー79は、流動性連結媒体76で満たされる。
ケーブル15は、センサー24をモニター16へ電気的に接続させる。ケーブル15は、振動子リード83、地線84、コネクター86、ケーブル88およびクランプ90を有する。振動子リード83は、振動子66に電気的に連結した金属線からなる。振動子リード83は、感知された血圧パルスを表す信号を振動子66から伝達する。
地線84は、一端にグランドクリップ92を有する金属線からなる。グランドクリップ92は、流動体ポート78上に取り付けられる。地線84の他端部は、ケーブル88に電気的に接続する。地線84は、センサーアセンブリ24を電気的に接地する。
コネクター86は、振動子リード83をケーブル88に電気的に接続する。ケーブル88は、コネクター86に接続した第１末端およびモニター16に接続した第２末端（図１に示される）を有する。ケーブル88によって、センサー24は、感知された血圧パルスを表す信号を、この信号が測定されるモニター16へ伝達し得る。クランプ90は、ケーブル88をセンサー支持体18のフレーム46に接続させ、ケーブル88内の緊張を取り除く。
図４は、図１の線４～４に沿って見られる、センサーアセンブリ14、および手首アセンブリ13のセンサー支持体18の横断面図である。図４は、センサー24およびモーターアセンブリ22をより詳細に示している。大部分のセンサー支持体18は、明確さのために省略されている。図４は、ピボットブロックピン62およびセンサー24のピボットブロック64を最も良く示している。図４に示されるように、ピボットブロックピン62の上端部62aは、二つに分かれ、モーターアセンブリ22に摩擦的に連結している。ピボットブロックピン62は二つに分かれているので、ピボットブロックピン62の直径は、拡大されたり、縮小されたりし得る。その結果として、ピボットブロックピン62およびセンサー24は、その直径を縮小するようにピボットブロックピン62を圧縮することによって、道具を用いることなく、モーターアセンブリ22から取り外され得る。ピボットブロック64は、ピボットブロックピン62の下端62bを受けるための空間を有している。ピボットブロック64は、ピボットブロックピン62の下端62bの周りで回転、または軸を中心に回動し、センサー24が正確に配置するようにする。
図４によって最も良く示されるように、振動子66は、一般的に円盤形で、振動子ホルダー94および振動子素子96を有している。振動子ホルダー94は、振動子ホルダー94の下端へ伸びる中心の穴98を有している。振動子ホルダー94は、ピボットブロック64に連結される先端を有している。振動子ホルダー94の下部末端は、フランジ68に堅く留められている。振動子素子96は、振動子ホルダー94の穴98内に保持され、取り付けられる。
振動子素子96は、当該分野において公知であり、感知表面100を有している。感知表面100は、好ましくは流動性連結媒体76を通して送られるチャンバー79内の圧変化に敏感である。振動子素子96は、振動子ホルダー94の穴98内に位置し、その結果、振動子素子96の感知表面100は、穴98から下方へ面する。振動子素子96は、好ましくはピエゾ抵抗センサーブリッジを有する。振動子素子96は、患者の下にある動脈から血圧パルスを感知する。
モーターアセンブリ22は、下にある動脈を覆う皮膚に対してセンサー24を加圧し、その結果、血圧パルスの振幅は、様々の範囲の押圧力を超えて感知され得る。図４によって最も良く示されるように、モーターアセンブリ22は、ベースプレート106、外部スリーブ108、ベアリングボール112aおよび112bを有する上部および下部の外部レース110aおよび110b、上部および下部の内部レース114aおよび114b、内部スリーブ116、ネジ溝を有するシャフト118、ストップアーム120、ストップシャフト122、駆動プーリー124、モーター126、駆動シャフト128、モータープーリー130、駆動ベルト132、ボール134およびソケット136を有する。
ベースプレート106は、細長く平らで堅い平面で、スリーブホール138、ストップシャフトホール140および駆動シャフトホール142を有する。スリーブホール138は、外部スリーブ108、内部スリーブ116およびネジ切りシャフト118がスリーブホール138を通って伸びるの

に充分大きな直径を有している。ストップシャフトホール140は、ストップシャフト122がストップシャフトホール140を通って伸びるのに充分大きな直径を有している。駆動シャフトホール142によって、駆動シャフト128がモーター126をモータープーリー130に連結できる。

外部スリーブ108は、一般的に円筒形で、穴144、上部の内部ショルダー146、下部の内部ショルダー148、および下部の外部ショルダー150を有する。穴144は、外部スリーブ108を通って伸びる。外部スリーブ108の上端と下端に向かって穴144は広がり、それぞれ、上部の内部ショルダー146および下部の内部ショルダー148を形成する。外部スリーブ108の下部末端に向かってスリーブ108の外部直径は狭まり、下部の外部ショルダー150を形成する。下部の外部ショルダー150は、ベースプレート106のスリーブホール138と係合し、外部スリーブ108をベースプレート106に固定して連結させる。上部の内部ショルダー146および下部の内部ショルダー148は、外部のレース110を支持する。内部レース114は内部スリーブ116に連結される。内部レース110および外部レース114は、環状に配置されたベアリングボール112を、それらの間に共同して支持する。結果として、外部スリーブ108は、回転可能に内部スリーブ116を支持する。

内部スリーブ116は円筒形であり、上部の外部ショルダー152、下部の外部ショルダー154およびネジ溝を有する内部の穴156を有する。内部スリーブ116の上端および下端に向かって、外部直径は狭まり、それぞれ、上部の外部ショルダー152および下部の外部ショルダー154を形成する。ショルダー152および154は、それぞれ内部レース114aおよび114bを支持する。ネジ溝を有する内部穴156は、内部スリーブ156を通って伸び、ネジ切りシャフト118を受ける。

ネジ切りシャフト118は、内部スリーブ116のネジ溝を有する穴156を通って伸長する。ネジ切りシャフト118の下端は、ピボットブロックピン62の上端を受ける。結局、ネジ切りシャフト118は、センサー24に連結され、これを支持する。ネジ切りシャフト118さらにストップアーム120に連結される。

ストップアーム120は、一般的に、ネジ切りシャフト118の下端に固定的に連結された第１末端を有し、そしてストップシャフト122の下端に固定的に連結された第２末端を有する細長いアームからなる。ストップシャフト122は、ベースプレート106のストップシャフトホール140を通って、ストップアーム120から上方へ伸長する。ストップアーム120およびストップシャフト122は、ネジ切りシャフト118が回転するのを防止する。同時に、ストップアーム120およびストップシャフト122は、ネジ切りシャフト118が上下に動くようにする。結果として、ネジ切りシャフト118についての内部スリーブ116の回転によって、ネジ切りシャフト118は、ネジ切りシャフト118のネジ山が内部スリーブ116のネジ山と係合するとき、上下に動くことができる。センサー24がネジ切りシャフト118に連結されているので、ネジ切りシャフト118の上下の動きによって、センサー24は、下にある動脈上の皮膚に適用される圧力を変化させることができる。圧力が変化するとき、動脈の圧力波形が生成し、それはセンサー24の振動子66によって測定される。

駆動プーリー124は、一般的に円形のプーリーからなる。駆動プーリー124は、駆動ベルト132を収容するような大きさに作られた外部周辺に沿った溝を有している。駆動プーリー124は、ベースプレート106の下の内部スリーブ116の下端に固定して留められる。駆動プーリー124の回転によって、内部スリーブ116は回転し、その結果、ネジ切りシャフト118は、上昇したり、下降したりする。

モーター126は、ベースプレート106に固定して連結されている。モーター126は、駆動シャフト128を動かす。駆動シャフト128は、駆動シャフトホール142を通って伸長し、ベースプレート106下のモータープーリー130に連結される。モータープーリー130は円形で、駆動ベルト132を収容する大きさに作られたその周辺に沿った外部溝を有する。駆動ベルト132は、一般的にバンドまたはベルトからなる。駆動ベルト132は、駆動プーリー124およびモータープーリー130の溝内に密接する。駆動ベルト132は、駆動プーリー124およびモータープーリー130を部分的に囲み、駆動プーリー124とモータープーリー130との間の回転的伝達を提供する。

操作において、モーター126は、モータープーリー130を回転させ、これが次々に駆動プーリー124および内部スリーブ116を回転させる。その結果として、モーター126によるモータープーリー130の回転によって、ネジ切りシャフト118は、モータープーリー130および内部スリーブ116の回転方向に依存して、上下に動く。ネジ切りシャフト118およびセンサー24を上昇したり、下降したりすることによって、モーター126は、下にある動脈上の皮膚に適用されたセンサー24による押圧力を制御し、かつ連続的に変化させる。センサー24と下にある動脈間との間のこの相互作用によって、血圧モニターシステム10は、より良く血圧を測定することができる。

ボール134は、中心穴158および凸型表面160を有する。中心穴158は、ボール134の上端から下端に伸びる。中心穴158によって、外部スリーブ108は、ボール134内に圧力的に密接することができる。凸型表面160は、ソケット136と摩擦的に係合し、センサーアセンブリ14を本来の位置に保持する。ボール134の凸型表面160によって、また、センサーアセンブリ14は、正確な操作のための適切な位置に配置され得る。

ソケット136は、一般的に長方形であり、センサー支持体18のフレーム46に連結される。ソケット136は、凹型穴162を有する。凹型穴162は、ボール134の凸型表面160と係合し、ソケット136内にボール134の配置を案内し、その結果、センサーアセンブリ14は操作の間適切に配置され得る。

センサー24は、下にある動脈中の血圧の、連続的外部測定を提供する。センサー24は血圧を非侵入的に計算するので、血圧は、低コストで、しかも医学的リスクなく測定される。さらに、センサー24は、血圧の連続的測定を提供する。センサー24は、振動計を用いる方法および聴診する方法で用いられる、大きなカフに比べて比較的小さいので、センサー24は、押圧力を患者の下にある動脈上の比較的小さい領域にしか適用しない。結局、血圧測定は、患者に対してほとんど不快なく行われ得る。センサー24は膨張と収縮を必要としないので、連続的で、より頻繁の測定が行われ得る。同時に、センサー24によって、血圧の正確で一貫した計算が可能となる。センサー24の側壁、ダイヤフラムおよび流動性連結媒体は、血圧パルスが振動子66に送られ得る、大きな感知領域を形成するので、センサー24は、下にある動脈上の振動子66の正確な配置に依存しない。従って、センサー24は、測定が行われているときの患者の動きにも耐えられる。さらに、センサー24の側壁は、下にある動脈に平行な（parallel）血圧パルスからの力を弱め、吸収するので、振動子66を横切る一様でない圧力勾配は除去される。センサー24の側壁は、また、動脈周囲の組織を加圧し、組織によって及ぼされる力を中和したり、相殺したりする。結局、センサー24は、血圧をより矛盾なく、より正確に感知する。

図５は、図４に示されるセンサー24の他の実施態様（センサー180）の横断面図を示している。図解のために、センサー24の部材と同じセンサー180の部材は、同様に数字を付けられる。センサー180は、振動子66、フランジ182、側壁184、ダイヤフラム186および流動性連結媒体188を有する。上で説明されたように、振動子66は、ピボットブロックピン62に取り付けられ、振動子ホルダー94および振動子素子96を有する。振動子ホルダー94は、フランジ182に連結され、振動子素子96を支持する。

振動子素子96は、当該分野において公知で、感知表面100を有する。感知表面100は、流動性連結媒体188を通って送られる圧力変化に敏感である。振動子素子96は、好ましくはピエゾ抵抗のセンサーブリッジを有する。振動子素子96は、患者の下にある動脈から血圧パルスを感知し、測定および分析のために、感知された血圧パルスをケーブル15を通ってモニター16（示されない）へ伝達する。

フランジ182は、振動子66と側壁184との間に連結され、プレート190、表面部192、外部リング194、上部インサート196および下部のインサート198を有する。プレート190は、一般的に平らな環状カラーからなる。プレート190は、振動子66の振動子ホルダー94の下部の周りに固定的に留められる。プレート190は、振動子66を表面部192に取り付けるための支持領域を提供する。

表面部192は、一般的に平らで環状のプラットフォーム、ベースまたはスタンドであり、凹部200、穴202、およびショルダー204を有する。凹部200は、表面部192の上部表面の中

に伸長し、好ましくはプレート190の形状にほぼ同一の形状を有する。凹部200によって、プレート190および振動子66は、表面部192に固定して留められ、中心に置かれる。
穴202は、表面部192の下部表面から、表面部192の上部表面に伸長する。穴202は、好ましくは振動子素子96の感知表面100の周りに同軸に中心が置かれる。穴202は、上部インサート196を受容する大きさの直径を有する。
ショルダー204は、上部表面近くの表面部192の外部周辺に沿って、外へ伸長する末端によって規定される。ショルダー204、および表面部192の外部周辺は、外部リング194を受容し、係合する大きさを有している。ショルダー196は、外部リング194の偶然の上方への動きを制限し、外部リング194を確実に取り付けるさらなる表面を備えている。
外部リング194は、一般的にショルダー204下の表面部192を受容するのに充分大きな内部直径を有する環状リングからなる。リング194は、ショルダー204下の表面部192の外部周辺と係合し、その間に位置する側壁184を部分的に保持する。外部リング194は、好ましくは表面部192および側壁184に粘着剤によって固着される。もしくは、外部リング194は、表面部192および側壁184の周りに圧力で密着され得る。
上部インサート196は、一般的にステップまたはスパー206および穴208を有する円筒形の部材である。インサート196の外部表面または周辺は、外部に突出し、スパー206を形成する。スパー206は、表面部192の下部表面と係合し、表面部192とスパー206との間に部分的に位置する側壁184を部分的に保持する。好ましい実施態様において、接着剤が、表面部192の下部表面とスパー206との間で用いられ、それらの間にトラップされた側壁184の部分を固定的に留める。もしくは、スパー206は、表面部192の下部表面に対して圧力で密着し得、側壁184を固定し支持する。スパー206は、さらに、インサート196の外部周辺を二つの部分、上部部分210および下部部分212に分割する。上部部分210は、表面部192の穴202内に密接する。上部部分210は、好ましくは表面部192の下部表面と凹部200との間の表面部192の厚さにほぼ等しい高さを有し、その結果、インサート196は、振動子ホルダー94の下部表面と係合する。上部部分210は、好ましくは穴202内の表面部192に粘着的に留められる。下部部分212はスパー206の下に伸びる。下部部分212、スパー206および側壁184は、拡張キャビティ214を規定する。拡張キャビティ214によって、ダイヤフラム186は、少ししか体積の変化を行わずに、最初に形状を変化できる。
穴208は、インサート196を通って伸長し、流動性連結媒体188を部分的に有する。穴208は、下部インサート198を受容するための大きさの直径を有する。
下部インサート198は、穴216および下部リップ218を有する、薄く、細長く、環状のリングである。穴216は、下部インサート198を通って伸長し、流動性連結媒体188を有する。リップ218は、インサート198の下端から外へ突き出ている。下部インサート198は、リップ218が上部インサート196の下部の縁と係合するまで、上部インサート196の穴208内に密接する。下部インサート198は、好ましくは上部インサート198に粘着により貼り付けられる。他方、下部インサート198は、上部インサート196内に圧力で密接し得る。下部インサートのリップ218は、上部インサート196と係合し、ダイヤフラム186をリップ218とインサート196との間に支持する。
フランジ182は、振動子66、側壁184およびダイヤフラム186が貼り付けられる、ベースまたは支持構造として役立つ。プレート190、表面部192、外部リング194、上部インサート196、およびフランジ182の下部インサート198は、すべて互いに係合し、密接し、振動子66、側壁184およびダイヤフラム186と連結するので、フランジ182によって、センサー180は、低コストおよび低時間で容易に製造され、組み立てられる。
側壁184は、下にある動脈上に振動子66を支持し、空間を置いて配置し、リング220の表面部側壁およびリング222の下部側壁を有する。表面部リング220は、一般的にフランジ182の表面部192と底部リング222との間で連結した、環状で、圧縮可能なリングからなる。リング220は、好ましくは、ビニルのような、可撓性の材料のほぼ環状のシート221から形成され、流動体225で部分的に満たされる。シート221は、上部インサート196の上部部分210の周りに密接する大きさの穴部を有する。シート221は、外部の端部分224および内部の端部分226を有する。外部の端部分224は、外部リング194と表面部192との間でトラップされ

、保持される。内部の端部分226は、表面部192と上部インサート196のスパー206との間でトラップされ、保持される。結果として、リング220は、流動体225で部分的に満たされた、連続的環状チャンバーを形成する。リング220は可撓性材料から形成され、流動体225で部分的にのみ満たされるので、表面部リング220は、下にある動脈周囲の患者の構造に一致し得るように圧縮可能である。結果として、表面部192と患者の構造との間の距離は、患者の構造の輪郭に従って、側壁184の周辺で変化し得る。さらに、流動体225は、リング220を通って、またはリング220の周りを流れ得るので、リング220の周りの圧力は、患者の構造の周りで等しくされる。

底部の側壁またはリング222は、一般的に環状で圧縮可能な可撓性リングからなり、好ましくは開かれたセル発泡体または閉じられたセル発泡体のようなフォームラバーまたは他のパルスを弱める材料から形成される。リング222は、リング220とダイヤフラム186との間の中心に配置される。リング222は、流動性連結媒体188から分離される。リング222は圧縮可能な物質から形成されるので、リング222は、血圧パルスがセンサー180を横切るとき、センサー180上の血圧パルスによって及ぼされる、下にある動脈に平行な方向における力を吸収し弱める。底部のリング222は流動性連結媒体188から分離されているので、リング222によって吸収された、すなわち受け取られた力は流動性連結媒体188へ伝達され得ない。その代わり、これらの力は、リング222とリング220を横切って、表面部192へ伝達される。この経路は、明瞭で、流動性連結媒体188から分離しているので、流動性連結媒体188はこれらの力から分離される。さらに、底部リング222は、また、動脈周囲の組織を加圧し、組織によって及ぼされた力を中和したり、相殺したりする。認識され得るように、底部リング222は、他方、活性部分240を部分的に取り囲み得る。

ダイヤフラム186は、一般的に表面が平らにされた袋であり、好ましくは上部ダイヤフラムシート230および下部ダイヤフラムシート232から形成される。上部ダイヤフラムシート230は、内部部分234、中間部分235、外部部分236を有し、および下部インサート198の周りに密接する大きさの内部直径を有する環状シートの可撓性物質である。内部部分234は、下部インサート198のリップ218と上部インサート196の低部縁との間でトラップされたり、とらえられたりし、フランジ182からダイヤフラム186を支持する。内部部分234は、好ましくはリップ218と上部インサート196との間に粘着して貼り付けられる。

中間部分235は、内部部分234と外部部分236との間にある。中間部分235は、拡張キャビティ214に隣接し、側壁184のリング220および222から分離される。中間部分235は、拡張キャビティ214に隣接するので、中間部分235は、側壁184およびダイヤフラム186が下にある動脈を取り囲む患者の構造に一致するとき、最初に拡張キャビティ214の中の上方へ移動することができ、流動性連結媒体188を有するキャビティは体積が小さな変化しか行わない。低部リング222が、組織によって及ぼされる力を中和したり、相殺するために、動脈周囲の患者の構造に対して加圧されるとき、ダイヤフラム186もまた圧縮される。しかしながら、中間部分235は、拡張キャビティ214の中へ巻くことができるので、流動性連結媒体188を含むキャビティは、大きな体積の減少および大きな対応する圧力の増加を受けない。従って、センサー180によって、より大きな力が側壁184を通って患者の構造に適用され得、側壁184の高さが変化するような、流動性連結媒体188を有するキャビティ内の圧力の対応する大きな変化を起こすことなく、動脈周囲の組織を中和し得る。結果として、センサー180は、より一貫したかつ正確な血圧測定を達成する。

外部部分236は、上部ダイヤフラムシート230の最外縁である。外部部分236は、側壁184のリング222を超えて、内部および外部に伸長する。外部部分236は、好ましくはリング222の下部表面に結合したり、連結したりしない。上部ダイヤフラムシート230の外部部分236は、側壁184のリング222の内部直径内の距離で、下部ダイヤフラムシート232に結合し、その結果、中間部分235は、側壁184のリング222に接触しない。中間部分235を接触リング222からさらに防止するために、中間部分235は、好ましくは中間部分235が外へ曲がったり、リング222に接触することを防止するために充分な堅さを有する可撓性物質から作られる。

下部ダイヤフラムシート232は、一般的に、外部表面からシート232の内部表面へ力を伝達

し得る、可撓性物質の円形シートである。シート232は、上部ダイヤフラムシート230に連結され、下にある動脈上の患者の構造上に位置するように設計される。下部ダイヤフラムシート232は、非活性部分すなわちスカート238および活性部分240を有する。スカート238は、上部ダイヤフラムシート230、すなわち外部部分236が下部ダイヤフラムシート232に結合されるシート232の領域を構築する。スカート238および外部部分236は一般的に二つの結合した可撓性物質のシートであるので、下にある動脈に平行な力は、スカート238および外部部分236を横切って伝達され、リング222の圧縮し得る物質によって弱められる。さらに、スカート238および外部部分236は、好ましくは側壁184のリング222を超えて外へ伸長し、リング222に固定して留められないので、スカート238、外部部分236および活性部分240は、下にある動脈を取り囲む患者の構造により良く一致するために、内部に曲がることができる。

活性部分240は、上部ダイヤフラムシート230に結合されない下部ダイヤフラムシート232の部分によって構成される。活性部分240は、側壁184のリング222の内部直径の下および内側に配置される。ダイヤフラム186の活性部分240は、パルス圧を受け、振動子66へ伝達するセンサー180の活性領域である。ダイヤフラム186の活性部分240、上部ダイヤフラムシート230の中間部分235、下部インサート198の穴216および上部インサート196の穴208は、干渉室242を規定する。

干渉室242は、ダイヤフラム186の活性部分240から、穴208および216を通って、振動子要素96の感知表面100まで伸長する、細長い流路すなわちキャビティである。干渉室242は側壁184から分離されている。干渉室242は流動性連結媒体188を有する。

流動性連結媒体188は、圧力をダイヤフラム186から振動子66へ伝達し得、なんらかの流動体または液体からなり得るが、好ましくはゲルである。流動性連結媒体188は、ダイヤフラム186の活性部分240と振動子66との間を連絡し、血圧パルスを活性部分240から振動子素子96の感知表面100へ伝達する。流動性連結媒体188は、側壁184から分離される干渉室242内に含まれるので、流動性連結媒体188は、下にある動脈に平行な血圧パルス、下にある動脈を取り囲む組織からの力および側壁184によって吸収された他の力を、振動子66に伝達しない。結果として、センサー180は、動脈の血圧をより正確に測定し、検出する。センサー24を用いた時のように、センサー180は、下にある動脈内の血圧の連続的で外部な測定を提供する。センサー180は、血圧を非侵入的に計算するので、血圧は、より低コストおよび医学的リスクなしで測定される。さらに、センサー180は、血圧の連続的な測定を提供する。センサー180は、振動計を用いる方法および聴診する方法で用いられた大きなカフに比べて、比較的小さいので、センサー180は、押圧力を患者の下にある動脈上の比較的小さい領域にしか適用しない。結局、血圧測定は、患者に対してほとんど不快なく行われ得る。センサー180は、膨張または収縮を必要としないので、連続的でより頻繁の測定が行われ得る。

さらに、センサー180は、患者に対してより快適であるように、およびより一貫したかつ正確な血圧測定を達成するように、患者の構造により良く一致する。リング220は圧縮可能で、部分的に流動体で満たされているので、リング220は、患者の構造により良く一致し、リング220の周りに適用された圧力を、患者の構造に等しくする。底部リング222は圧縮可能であるので、およびダイヤフラム186は可撓性で、内側に曲がったり、変形したりできるので、底部リング222およびダイヤフラム186もまた、患者の構造により良く一致する。しかしながら、同時に、センサー180は、底部リング222およびダイヤフラム186が患者の構造に対して加圧されるとき、干渉室242における圧力の大きな突然の増加を受けない。表面部リング220および底部リング222は、患者の構造に力を適用し、下にある動脈を取り囲む組織によって及ぼされる力を中和する。リング220および222は，両方とも圧縮可能なので、側壁184の高さは、側壁184が患者に対して加圧されるとき、減少する。結果として、ダイヤフラム186もまた圧縮される。しかしながら、上部ダイヤフラムシート230の中間部分235は、拡張キャビティ214の中の上方へ動けるので、ダイヤフラム186によって部分的に規定された干渉室242は、大きな体積減少および対応する大きな圧力増加を行わない。従って、側壁184は、側壁184の高さの変化およびダイヤフラム186の形状の変化の

ために、干渉室242内の圧力増加を生み出すという、対応する大きな、誤差をもたらすことなく、患者の構造により大きな力を適用し得る。
同時に、センサー180は、正確で一貫した血圧の計算を可能にする。センサー180の側壁184、ダイヤフラム186および流動性連結媒体188は、血圧パルスが振動子66へ伝達され得る大きな感知領域を形成するので、センサー180は、下にある動脈上の振動子66の正確な配置に依存しない。従って、センサー180は、測定が行われているとき、患者の動きに耐えることができる。
さらに、センサー180は、センサーの活性面すなわち部分240を横切るOの圧力勾配を達成し、振動子と下にある動脈との間のOの圧力勾配を達成し、センサーの感知表面に平行な圧力パルスを減じたり、弱めたりし、そして下にある動脈を取りまく組織の力を中和する。センサー180は、スカート238および活性部分240を横切って患者の構造に力を接触させ、そして適用する。しかしながら、干渉室242内の圧力は、活性部分240を横切って適用された圧力に実質的に等しい。下にある動脈を取り囲む組織によって及ぼされる力を中和したり、相殺したりする、スカート238を横切る、センサー180によって適用された残りの力は、側壁184を通って表面部192へ変換される。結果として、センサー180の幾何および構成は、スカート238と活性部分240との間の圧力の適切な比を提供し、下にある動脈を取り囲む組織を中和し、動脈の血圧を正確に測定する。さらに、干渉室242内の流動性連結媒体188は、側壁184から分離されるので、下にある動脈に平行な圧力パルス、下にある動脈を取り囲む組織からの力および側壁184によって吸収された他の力は、流動性連結媒体188を通って振動子66へ伝達されない。結局、センサー180もまた、振動子66と下にある動脈との間のOの圧力勾配を達成する。
認識され得るように、振動子66は、他方、フランジ182、側壁184およびダイヤフラム186から空間を置いて分離され得る。そのような実施態様において、干渉室242は、活性部分240から、管のような導管構成物を通って、振動子素子96の感知表面100へ伸長する。チャンバー242内の流動体結合媒体188は、圧力を、ダイヤフラム232から、分離して置かれた振動子素子96へ伝達する。
本発明は、好ましい実施態様を参考にして記載されてきたが、当業者は、本発明の精神および範囲からはずれることなく、形式および詳細において変化が行われ得ることを認識し得る。

【図１】

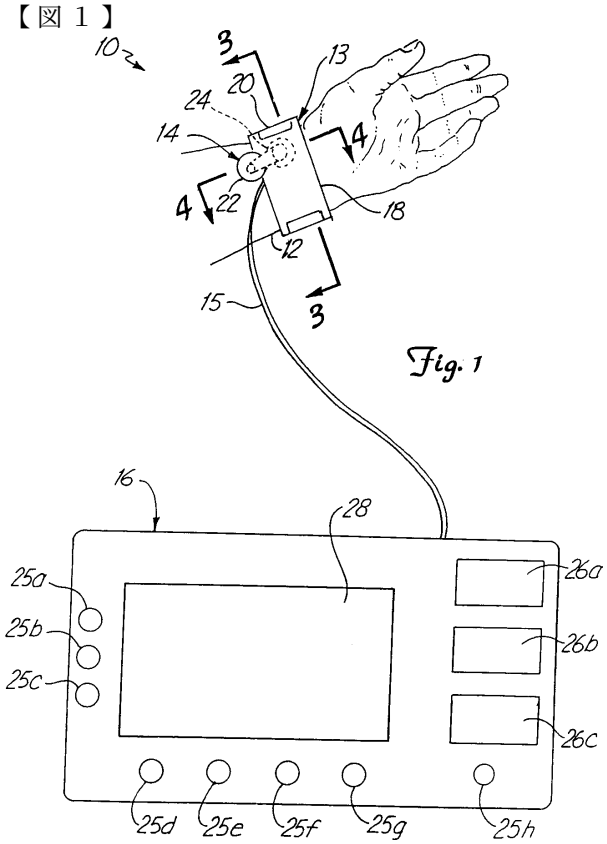


Fig. 1

【図２】

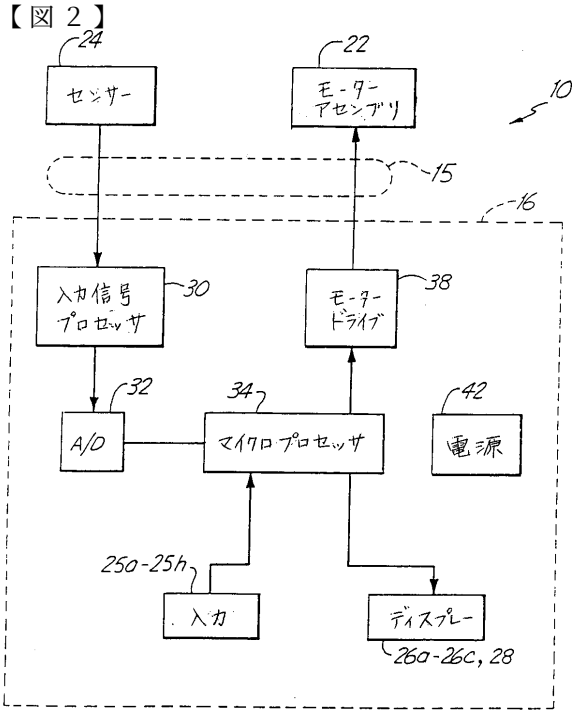


Fig. 2

【図３】

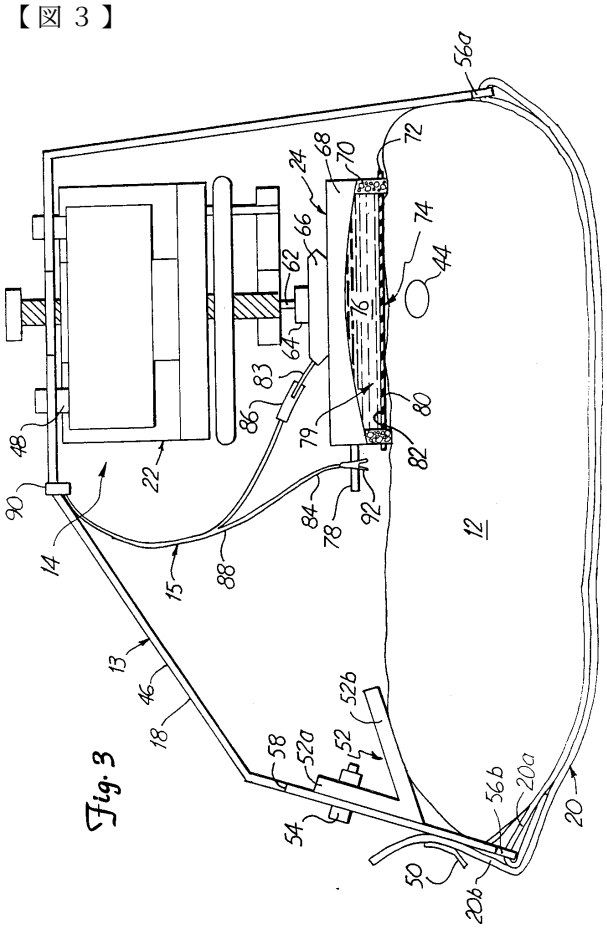


Fig. 3

【図４】

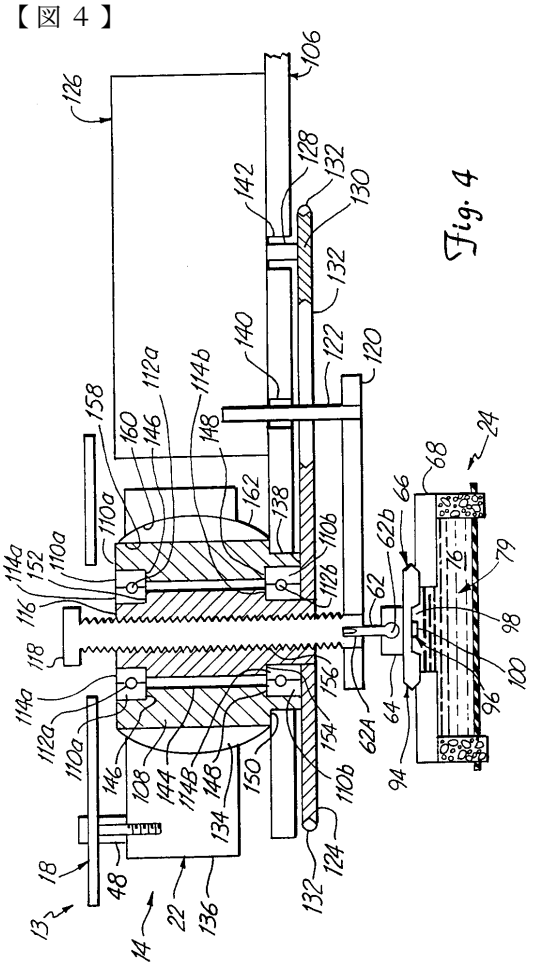
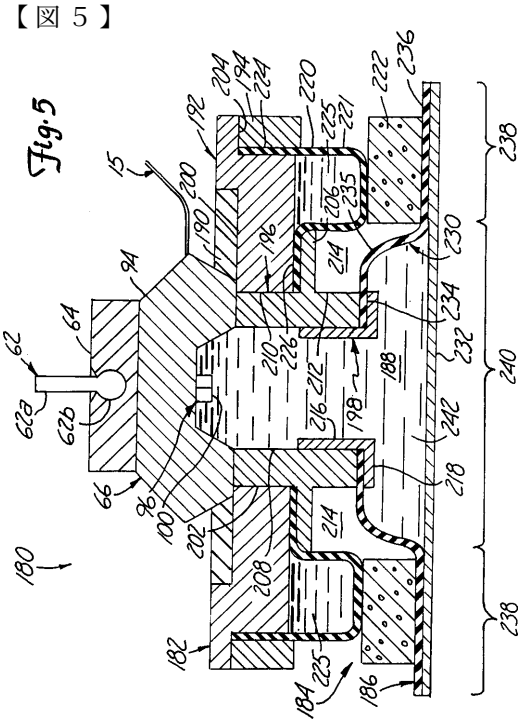


Fig. 4

【図５】


Fig.5
180
182
184
186
188
190
192
194
196
198
200
202
204
206
208
210
212
214
216
218
220
221
222
224
225
226
230
232
234
235
236
238
240
242
15
62
64
66
94
96
100
623
626

フロントページの続き

(72)発明者　カラン，ティモシー　ジー.
アメリカ合衆国　ミネソタ　５５３０３，ラムシー，イートン　ストリート　エヌ．ダブリュー．１７６４０
(72)発明者　ダニエルソン，オーランド　エイチ.
アメリカ合衆国　ミネソタ　５５１１３，ローズビル，ジュディス　アベニュー　４６０
(72)発明者　ポリアック，マリウス　オー.
アメリカ合衆国　ミネソタ　５５１２７，セント　ポール，ハブ　キャンプ　１４
(72)発明者　シーデ，ロジャー　シー.
アメリカ合衆国　ミネソタ　５５４１９，ミネアポリス，ウェスト　５３アールディー　ストリート　１２２２

審査官　郡山　順

(56)参考文献　特開平０３－１８６２５３（ＪＰ，Ａ）
特開昭５７－１６８１３３（ＪＰ，Ａ）
実開平０１－１１７３０３（ＪＰ，Ｕ）

(58)調査した分野(Int.Cl.^{7}，ＤＢ名)
A61B 5/022