

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4363157号
(P4363157)

(45) 発行日 平成21年11月11日(2009.11.11)

(24) 登録日 平成21年8月28日(2009.8.28)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)
 A 6 1 B 5/02 3 1 O K
 A 6 1 B 5/02 3 1 O P

請求項の数 18 (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2003-360724 (P2003-360724)	(73) 特許権者	503246015
(22) 出願日	平成15年10月21日(2003.10.21)		オムロンヘルスケア株式会社
(65) 公開番号	特開2004-188183 (P2004-188183A)		京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町24番地
(43) 公開日	平成16年7月8日(2004.7.8)	(74) 代理人	100064746
審査請求日	平成18年8月10日(2006.8.10)		弁理士 深見 久郎
(31) 優先権主張番号	特願2002-347624 (P2002-347624)	(74) 代理人	100085132
(32) 優先日	平成14年11月29日(2002.11.29)		弁理士 森田 俊雄
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100083703
			弁理士 仲村 義平
		(74) 代理人	100096781
			弁理士 堀井 豊
		(74) 代理人	100098316
			弁理士 野田 久登

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脈波測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

主表面に感圧手段を有する基板と、前記基板を収容する収容領域を有する保護部材とを備え、前記基板を生体に押圧して脈波を測定する脈波測定装置であって、

前記保護部材は、導電性材料にて形成されており、

前記収容領域を構成する前記保護部材の壁面が、前記基板の端面との間に空気室が介在するように配置されている、脈波測定装置。

【請求項 2】

前記空気室は、前記基板の全周にわたって位置している、請求項 1 に記載の脈波測定装置。

【請求項 3】

前記空気室は、大気開放されている、請求項 1 または 2 に記載の脈波測定装置。

【請求項 4】

信号を処理する回路基板と、前記感圧手段から出力される信号を前記回路基板に伝達するフレキシブル配線とをさらに備え、

前記フレキシブル配線は、前記保護部材に固定された固定部と、前記基板に接続された接続部と、前記固定部と前記接続部との間に位置する弛緩部とを含んでいる、請求項 1 から 3 のいずれかに記載の脈波測定装置。

【請求項 5】

前記弛緩部が、前記空気室内に位置している、請求項 4 に記載の脈波測定装置。

【請求項 6】

信号を処理する回路基板と、前記感圧手段から出力される信号を前記回路基板に伝達するフレキシブル配線とをさらに備え、

前記フレキシブル配線は、前記保護部材に固定された固定部と、前記基板に接続された接続部とを有し、

前記フレキシブル配線の前記固定部と前記接続部との間には、前記フレキシブル配線の他の部位とは異なる剛性を含む部位が位置している、請求項 1 から 3 のいずれかに記載の脈波測定装置。

【請求項 7】

前記基板の前記主表面および前記空気室を覆う保護膜と、

前記保護膜の周縁部を前記保護部材の外周壁に対して締め付けて取付ける取付け手段とをさらに備えた、請求項 1 から 3 のいずれかに記載の脈波測定装置。

【請求項 8】

前記保護部材は、前記基板の前記主表面と直交する方向から見た外形が略円形状であり、

前記取付け手段は、Oリングである、請求項 7 に記載の脈波測定装置。

【請求項 9】

前記保護部材の前記外周壁は、前記Oリングの内側部分に嵌合する嵌合凹部を全周にわたって有しており、

前記Oリングの外側部分は、前記保護部材の前記外周壁より突出している、請求項 8 に記載の脈波測定装置。

【請求項 10】

前記保護膜および前記取付け手段が一体物として形成されている、請求項 7 に記載の脈波測定装置。

【請求項 11】

前記保護膜は、前記周縁部に襞部を有している、請求項 7 から 10 のいずれかに記載の脈波測定装置。

【請求項 12】

前記保護部材は、前記收容領域を含む内側枠体と、前記内側枠体の外周壁を取り囲むように前記内側枠体に嵌め合わされる外側枠体とを含み、

前記外側枠体は、前記基板の前記主表面および前記空気室を覆う保護膜部を有し、

前記外側枠体の外周壁には、全周にわたって突出部が設けられている、請求項 1 から 3 のいずれかに記載の脈波測定装置。

【請求項 13】

信号を処理する回路基板と、前記感圧手段から出力される信号を前記回路基板に伝達するフレキシブル配線とをさらに備え、

前記保護部材は、前記收容領域を含む内側枠体と、前記内側枠体の外周壁を取り囲むように前記内側枠体に嵌め合わされる外側枠体とを含み、

前記内側枠体と前記外側枠体との間を前記フレキシブル配線が挿通している、請求項 1 から 3 のいずれかに記載の脈波測定装置。

【請求項 14】

前記外側枠体は、前記外側枠体の内周面から突出して設けられ、前記收容領域が形成された前記内側枠体の收容領域形成面の周縁に距離をもって面する張り出し部を有し、

前記内側枠体と前記外側枠体との間を挿通する前記フレキシブル配線が、前記張り出し部によって保護されている、請求項 13 に記載の脈波測定装置。

【請求項 15】

前記保護部材は、接地電位に電氣的に接続されている、請求項 1 から 3 のいずれかに記載の脈波測定装置。

【請求項 16】

信号を処理する回路基板と、前記感圧手段から出力される信号を前記回路基板に伝達す

10

20

30

40

50

るフレキシブル配線とをさらに備え、

前記フレキシブル配線を用いて、前記保護部材が接地電位に電氣的に接続されている、請求項 15 に記載の脈波測定装置。

【請求項 17】

前記保護部材は、金属材料またはセラミックス材料にて形成されている、請求項 1 から 3 のいずれかに記載の脈波測定装置。

【請求項 18】

前記保護部材は、表面に複数の微小な凹凸を有している、請求項 1 から 3 のいずれかに記載の脈波測定装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、脈波測定装置に関するものであり、特に、感圧手段を有する基板を生体に押圧することにより脈波を測定する押圧式の脈波測定装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

一般に、被測定物に押圧することによりその被測定物との間の接触圧を測定する押圧式の圧力測定装置が知られている。この押圧式の圧力測定装置を応用した装置として、脈波測定装置がある。脈波測定装置は、生体内の皮膚より比較的浅いところに位置する動脈に発生する脈波を測定するために、感圧手段を有する基板を体表に押圧して脈波を測定する装置である。このような脈波測定装置を用いて被験者の脈波を測定することは、被験者の健康状態を知るために非常に重要である。

20

【0003】

この押圧式の脈波測定装置においては、感圧手段として歪ゲージやダイヤフラムを利用した半導体圧力検出装置が用いられるのが一般的である。この場合、生体に装着されるハウジングの表面に脈波を検出するための感圧手段が位置するように基板が配設される。この種の押圧式の脈波測定装置に関する文献として、特開平 4 - 67839 号公報（特許文献 1）がある。

【0004】

図 33 は、上記公報に開示された脈波測定装置の概略部分断面図である。図 33 に示すように、上記公報に開示の脈波測定装置は、ハウジングの表面に感圧部 130 を備えている。感圧部 130 は、感圧素子が主表面に形成された半導体基板 101 と、この半導体基板 101 を支持する支持部材 109 と、この支持部材 109 を固定する保護部材 112 とを含む。ハウジング内部には、感圧素子から出力される信号を処理する処理回路が設けられた回路基板 126 が配置されている。感圧素子が形成された半導体基板 101 と回路基板 126 との電氣的な接続は、フレキシブル配線 118 によって行なわれる。感圧素子を保護するため、感圧部 130 はシリコンゴム 123 によって封止されている。すなわち、シリコンゴム 123 によって感圧素子が形成された半導体基板 101 の上面および端面が覆われている。

30

【特許文献 1】特開平 4 - 67839 号公報

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上記構造の脈波測定装置にあっては、以下に示す種々の問題を有している。

【0006】

まず、第 1 に、環境温度の変化や体表からの熱伝達により、半導体基板の周囲を覆っているシリコンゴムに体積変動が生じる問題がある。この体積変動は、半導体基板に応力として作用するため、この応力が感圧素子に作用し、検出する脈波にノイズとなって重畳するおそれを有している。このシリコンゴムの体積変動は、被験者の体表に付着した汗をシ

50

リコンゴムが吸汗することによっても生じる。また、シリコンゴム内や、半導体基板とシリコンゴムとの間に気泡（ボイド）がある場合には、シリコンゴムの体積変動にボイド自体の体積変動も加わり、応力が半導体基板に複雑に作用することになる。この結果、精度よく脈波を測定することがさらに困難となる。

【 0 0 0 7 】

第 2 に、シリコンゴムによって半導体基板の変形が抑止されてしまう問題がある。半導体基板には、脈動に伴う圧力により感圧面と交差する方向に力が加わる。この力によって、半導体基板は横方向に延びようと僅かに変形しようとする。しかしながら、上記構造ではシリコンゴムによって半導体基板の端面が封止されているため、半導体基板の横方向への変形が抑止される。このため、半導体基板内の応力分布が複雑化し、結果として感圧素子にて検出する脈波にノイズとなって重畳するおそれがある。

10

【 0 0 0 8 】

第 3 に、感圧面上に皮膚張力が作用する問題がある。以下においては、この問題点を図を用いて詳細に説明する。

【 0 0 0 9 】

図 3 4 は、従来の脈波測定装置におけるこの問題点を指摘するための模式図である。図 3 4 に示すように、押圧式の脈波測定装置においては、感圧部 1 3 0 が体表 4 0 に向かって（図中矢印 A 方向）押圧されることにより、脈波が測定される。感圧面 1 0 2 がフラットな場合には、皮膚張力が感圧面と水平な方向にはたらくため、感圧素子に皮膚張力が影響するおそれはない。

20

【 0 0 1 0 】

しかしながら、上記公報に開示の脈波測定装置では、図 3 3 に示すように、感圧素子から出力される信号を回路基板 1 2 6 に伝達するためのフレキシブル配線 1 1 8 が半導体基板 1 0 1 の主表面上に接続されているため、半導体基板 1 0 1 の主表面には、シリコンゴム 1 2 3 のみが位置する領域と、シリコンゴム 1 2 3 とフレキシブル配線 1 1 8 とが位置する領域とが存在することになる。

【 0 0 1 1 】

フレキシブル配線 1 1 8 は、シリコンゴム 1 2 3 に比べて弾性に大きく劣る。このため、上記公報に開示の脈波測定装置においては、図 3 4 に示すように、感圧面に凹凸がある状態と同じ状態となる。この場合、図 3 4 に示すように、感圧面 1 0 2 直下の皮膚に感圧面 1 0 2 と交差する方向（図中矢印 B 方向）に皮膚張力がはたらく。この結果、皮膚張力の分力が感圧面 1 0 2 へと作用する。このため、半導体基板 1 0 1 内部の応力分布が複雑化し、検出する脈波にノイズとなって重畳するおそれがある。

30

【 0 0 1 2 】

以上のように、上記公報に開示の脈波測定装置にあっては、種々の応力が半導体基板に作用するため、検出する脈波にノイズとなって重畳する問題があり、精度よく安定的に脈波を測定することが困難となっていた。

【 0 0 1 3 】

一方、半導体基板への側面からの応力に対するシリコンゴムの保護効果を十分に発揮するためには、封止するシリコンゴムの厚みを十分に厚くしなければならない。しかしながら、シリコンゴムの厚みを厚くしたのでは、脈波測定装置が大型化し、生体にフィットする形状を実現し難くなる。

40

【 0 0 1 4 】

このように、上記公報に開示の脈波測定装置にあっては、感圧素子の保護効果を確保するために感圧部が大型化する問題があり、小型で高性能の脈波測定装置を提供することが困難となっていた。

【 0 0 1 5 】

したがって、本発明は、上述の問題点を解決すべくなされたものであり、精度よく安定的に脈波を測定することが可能な脈波測定装置を提供することを目的とする。

【 0 0 1 6 】

50

また、小型で高性能の脈波測定装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0017】

本発明に基づく脈波測定装置は、主表面に感圧手段を有する基板と、この基板を収容する収容領域を有する保護部材とを備えており、基板を生体に押圧して脈波を測定する脈波測定装置である。本発明に基づく脈波測定装置においては、保護部材が、導電性材料で形成されており、収容領域を構成する保護部材の壁面が、基板の端面との間に空気室が介在するように配置されている。

【0018】

このように、感圧手段を有する基板の端面を空気室が取り囲むように、収容領域を構成する保護部材の壁面と基板の端面とを離間して配置することにより、環境温度の変化や体表からの熱伝達が生じた場合にも、基板内部の応力分布が複雑化することがなくなる。すなわち、基板の端面を空気室にて取り囲むことにより、基板の端面を他の部材で覆った場合に他の部材の体積変動によって生じる応力が基板にかかることがなくなるため、精度よく安定的に脈波を測定することが可能になる。また、保護部材を導電性材料で形成することにより、静電気の影響や、電界・磁界ノイズの影響を感圧手段が受け難くなるため、精度よく安定的に脈波が測定できるようになる。

【0019】

また、基板の端面を空気室にて取り囲むことにより、基板を被測定物に押圧することによって生ずる基板の横方向への変形が抑止されることがなくなるため、基板内部の応力が複雑化すること也不再、結果として精度よく安定的に脈波を測定することが可能になる。

【0020】

さらには、保護部材の収容領域内に基板を配置することにより、保護部材によって確実に基板が保護されるため、小型で高性能の脈波測定装置を提供することが可能になる。

【0021】

上記本発明に基づく脈波測定装置にあつては、たとえば、上記空気室は上記基板の全周にわたって位置していることが好ましい。このように、基板の端面のすべての部分を開放し、空気室と面するように構成することにより、基板にかかる応力を大幅に低減することが可能になる。このため、非常に高い精度で脈波を測定することが可能になる。

【0022】

上記本発明に基づく脈波測定装置にあつては、たとえば、上記空気室が大気開放されていることが好ましい。このように、空気室を大気開放することにより、空気室内の空気の圧力を常に大気圧に維持することが可能になるため、基板に生じる応力を大幅に低減することが可能になる。

【0023】

上記本発明に基づく脈波測定装置にあつては、信号を処理する回路基板と、感圧手段から出力される信号を回路基板に伝達するフレキシブル配線とをさらに備えていてもよい。この場合、フレキシブル配線が、固定部と接続部と弛緩部とを含んでいることが好ましい。ここで、固定部は、保護部材に固定される部位であり、接続部は、基板に接続される部位である。また、弛緩部は、この固定部と接続部との間に位置していることが好ましい。このように、フレキシブル配線に弛緩部を設けることにより、フレキシブル配線に体積変動が生じた場合にも弛緩部によって応力が緩和されるため、基板にかかる応力を大幅に低減することが可能になる。この結果、精度よく安定的に脈波を測定することが可能になる。

【0024】

上記本発明に基づく脈波測定装置にあつては、たとえば、上記弛緩部が空気室内に位置していることが好ましい。このように、空気室内にフレキシブル配線の弛緩部を配置することにより、弛緩部を設けることによる装置の大型化が回避されるため、小型で高性能の脈波測定装置を提供することが可能になる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

上記本発明に基づく脈波測定装置にあつては、信号を処理する回路基板と、感圧手段から出力される信号を回路基板に伝達するフレキシブル配線とをさらに備えていてもよい。この場合、フレキシブル配線が、固定部と接続部とを有していることが好ましい。ここで、固定部は、保護部材に固定される部位であり、接続部は、基板に接続される部位である。また、フレキシブル配線の固定部と接続部との間には、フレキシブル配線の他の部位とは異なる剛性を含む部位が位置していることが好ましい。このように、フレキシブル配線に他の部位とは剛性の異なる部位を設けることにより、フレキシブル配線に体積変動が生じた場合にもこの部位によって応力が緩和されるため、基板にかかる応力を大幅に低減することが可能になる。この結果、精度よく安定的に脈波を測定することが可能になる。なお、フレキシブル配線に剛性の異なる部位を設けるためには、フレキシブル配線の被覆を一部分だけ剥いだり、一部だけ薄くしたりすることで実現可能である。

10

【 0 0 2 6 】

上記本発明に基づく脈波測定装置にあつては、基板の主表面および上記空気室を覆う保護膜と、この保護膜の周縁部を保護部材の外周壁に対して締め付けて取付ける取付け手段とをさらに備えていることが好ましい。このように、基板の主表面を覆う保護膜を設けることにより、感圧手段の破損が防止されるようになる。また、取付け手段を用いて保護膜を保護部材の外周壁に締め付けて取付けることにより、保護膜が保護部材から剥がれることが防止されるようになる。

【 0 0 2 7 】

20

上記本発明に基づく脈波測定装置にあつては、たとえば、基板の主表面と直交する方向から見た保護部材の外形が略円形状であり、かつ取付け手段がリングであることが好ましい。このように、保護部材の外形を略円形状とすることにより、リングで保護膜を保護部材に簡便に取付けることが可能になる。

【 0 0 2 8 】

上記本発明に基づく脈波測定装置にあつては、たとえば、保護部材の外周壁が、リングの内側部分に嵌合する嵌合凹部を全周にわたって有していることが好ましく、またリングの外側部分は、保護部材の外周壁より突出していることが好ましい。このように、保護部材の外周壁に嵌合凹部を設け、この嵌合凹部にリングを嵌め込むことにより、確実に保護膜の剥がれを防止することができる。また、保護部材の外周壁からリングの外側部分が突出するように構成することにより、有底筒状の測定治具を基板の表面側からリングに密着するように被せることによって簡便に感圧面を含む密閉系を構成することが可能になるため、感圧素子の出力特性を容易に測定することができるようになる。

30

【 0 0 2 9 】

上記本発明に基づく脈波測定装置にあつては、たとえば、保護膜と取付け手段とが一体物として形成されていることが好ましい。このように保護膜と取付け手段とを一体化することにより、部品点数が削減されるため、組立て作業が容易になるとともに製造コストを削減することが可能になる。

【 0 0 3 0 】

上記本発明に基づく脈波測定装置にあつては、たとえば、保護膜がその周縁部に襷部を有していることが好ましい。このように、保護膜に襷部を設けることにより、襷部を把持して保護膜を保護部材に取付けることが可能になるため、取付け作業が容易化する。

40

【 0 0 3 1 】

上記本発明に基づく脈波測定装置にあつては、たとえば、保護部材が、收容領域を含む内側枠体とこの内側枠体の外周壁を取り囲むように内側枠体に嵌め合わされる外側枠体とを含み、このうち外側枠体が、感圧手段の主表面および上記空気室を覆う保護膜部と、外周壁に全周にわたって設けられた突出部とを含んでいることが好ましい。このように、保護膜と内側枠体とを一体化することにより部品点数が削減されるため、組立て作業が容易になるとともに製造コストを削減することが可能になる。また、外側枠体の外周壁に突出部を設けることにより、有底筒状の測定治具を基板の表面側から上記突出部に密着するよ

50

うに被せることによって簡便に感圧面を含む密閉系を構成することが可能になるため、感圧素子の出力特性を容易に測定することができるようになる。

【0032】

上記本発明に基づく脈波測定装置にあっては、信号を処理する回路基板と、感圧手段から出力される信号を回路基板に伝達するフレキシブル配線とをさらに備えていてもよい。この場合、保護部材が、収容領域を含む内側枠体と、内側枠体の外周壁を取り囲むように内側枠体に嵌め合わされる外側枠体とを含んでいることが好ましく、フレキシブル配線がこれら内側枠体と外側枠体との間を挿通していることが好ましい。このように、フレキシブル配線を保護部材の外周壁に沿って配置せず、保護部材中を挿通するように構成することにより、フレキシブル配線の剥がれを防止することができる。

10

【0033】

上記本発明に基づく脈波測定装置にあっては、たとえば、外側枠体が、外側枠体の内周面から突出して設けられ、収容領域が形成された内側枠体の収容領域形成面の周縁に距離をもって面する張り出し部を有していることが好ましく、この張り出し部によって内側枠体と外側枠体との間を挿通するフレキシブル配線が保護されていることが好ましい。このように、外側枠体にフレキシブル配線を保護する張り出し部を設けることにより、感圧部を生体に押圧することによって生じる押圧力がフレキシブル配線に集中することが回避されるため、フレキシブル配線が断線するおそれがなくなる。

【0034】

上記本発明に基づく脈波測定装置にあっては、たとえば、保護部材が接地電位に電氣的に接続されていることが好ましい。このように構成することにより、静電気の影響や、電界・磁界ノイズの影響を感圧手段がより受け難くなるため、より確実に精度よく安定的に脈波が測定できるようになる。

20

【0035】

上記本発明に基づく脈波測定装置にあっては、信号を処理する回路基板と、感圧手段から出力される信号を回路基板に伝達するフレキシブル配線とをさらに備えていてもよい。この場合、上記フレキシブル配線によって、保護部材が接地電位に電氣的に接続されていることが好ましい。このように、感圧手段から出力される信号を伝達する信号線を含むフレキシブル配線に保護部材を接地する接地線を含ませることにより、部品点数が削減されるようになり、組付け作業の容易化と製造コストの削減が実現されるようになる。

30

【0036】

上記本発明に基づく脈波測定装置にあっては、たとえば、保護部材が金属材料またはセラミックス材料にて形成されていることが好ましい。このように構成することにより、感圧手段に発生する熱が保護部材を介して効果的に放熱されるようになるため、安全性に優れた脈波測定装置とすることができる。

【0037】

上記本発明に基づく脈波測定装置にあっては、たとえば、保護部材が表面に複数の小さな凹凸を有していることが好ましい。このように構成することにより、保護部材の表面積が増加するため、効果的に感圧手段に発生する熱を放熱することが可能になる。

【発明の効果】

40

【0050】

本発明により、精度よく安定的に脈波を測定することが可能な脈波測定装置を提供することが可能になる。

【0051】

また、本発明により、小型で高性能の脈波測定装置を提供することが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0052】

以下、本発明の実施の形態について、図を参照して説明する。

【0053】

(実施の形態1)

50

本発明の実施の形態 1 における脈波測定装置は、基板として半導体基板を採用し、感圧手段としてこの半導体基板の主表面に形成された感圧素子を採用した脈波測定装置である。感圧素子としては、たとえばダイヤフラムを利用した感圧素子が利用される。本実施の形態における脈波測定装置は、半導体基板の主表面を体表に向かって押圧することにより脈波を測定する押圧式の脈波測定装置である。

【 0 0 5 4 】

(全体構造)

まず、図 1 および図 2 を参照して、本発明の実施の形態 1 における脈波測定装置の全体構造について説明する。図 1 は、本発明の実施の形態 1 における脈波測定装置の全体構造を示す概略斜視図である。また、図 2 (a) は、本実施の形態における脈波測定装置のハウジング部の構造を示す概略斜視図であり、図 2 (b) は、このハウジング部の下面図である。

10

【 0 0 5 5 】

図 1 に示すように、本実施の形態における脈波測定装置は、固定台 3 4 と、ハウジング部 2 8 と、バンド 3 6 とを備えている。固定台 3 4 は、被験者の生体 4 0 の測定部位を固定するための台座である。図 1 に示す脈波測定装置にあつては、脈波を測定する測定部位として被験者の手首を採用している。このため、固定台 3 4 は手首を固定することが可能な形状となっている。

【 0 0 5 6 】

バンド 3 6 は、固定台 3 4 の所定位置に取付けられている。また、バンド 3 6 には、ハウジング部 2 8 が取付けられている。ハウジング部 2 8 は、後述するようにその下面に感圧部 3 0 (図 2 参照) を有している。このため、バンド 3 6 を固定台 3 4 上に載せた手首に巻き付けることにより、ハウジング部 2 8 の感圧部 3 0 が被験者の測定部位上に位置するようになる。

20

【 0 0 5 7 】

図 2 (a) および図 2 (b) に示すように、ハウジング部 2 8 の下面側には、感圧面 2 を含む感圧部 3 0 が配設されている。感圧部 3 0 上には、感圧部 3 0 を生体に押圧するための空気袋 3 2 が取り付けられている。なお、感圧部 3 0 は、上下方向に移動可能に支持されている。

【 0 0 5 8 】

(押圧機構)

次に、図 3 を参照して、本実施の形態における脈波測定装置の押圧機構について説明する。図 3 は、本実施の形態における脈波測定装置の押圧機構を示すための模式図である。なお、図 3 (a) は、測定前を示す模式図であり、図 3 (b) は、測定時を示す模式図である。

30

【 0 0 5 9 】

図 3 (a) および図 3 (b) に示すように、脈波測定装置のハウジング部 2 8 の内部には、回路基板 2 6 が配設されている。この回路基板 2 6 には、感圧素子から出力される信号を処理する処理回路が構成されている。感圧素子から出力される信号の伝達には、フレキシブル配線 1 8 が用いられる。フレキシブル配線 1 8 は、一方端が感圧素子を有する感圧部 3 0 に電氣的に接続されており、他方端が回路基板 2 6 に電氣的に接続されている。

40

【 0 0 6 0 】

図 3 (a) に示すように、測定前においては、感圧部 3 0 が体表 4 0 から離れた位置に配置されている。このとき、フレキシブル配線 1 8 は余剰部分を有しており、感圧部 3 0 と回路基板 2 6 との間で弛んでいる。測定時には、図示しない空気袋が膨張することにより、図 3 (b) に示すように感圧部 3 0 が図中矢印 A 方向に向かって移動し、感圧部 3 0 の感圧面 2 が体表 4 0 に押圧された状態となる。この状態において、体表 4 0 である皮膚直下に位置する動脈に発生する脈波を感圧素子によって検出することが可能になる。

【 0 0 6 1 】

(感圧部の構造)

50

次に、本実施の形態における脈波測定装置の感圧部の構造について詳細に説明する。図4は、本実施の形態における脈波測定装置の概略断面図であり、図5は、図4に示す感圧部の拡大断面図である。また、図6は、図4に示す脈波測定装置の感圧部の他の部分における概略断面図である。

【0062】

図4および図5に示すように、感圧部30は、主表面に感圧素子が形成された半導体基板1と、半導体基板1の裏面を支持する支持部材9と、支持部材9を保持するとともに半導体基板1を保護する保護部材12と、半導体基板1に電氣的に接続されるフレキシブル配線18と、感圧部30の体表との接触部に取付けられる保護膜16とを主に備えている。

10

【0063】

保護部材12は、略台形形状を有する樹脂部材からなり、その表面に半導体基板1を収容する収容領域を有している。本実施の形態においては、収容領域は、保護部材12の表面に形成された凹部によって構成されている。この凹部の底面には、支持部材9が配置されている。支持部材9は、絶縁部材として機能する板状部材であり、たとえばガラス板やアルマイト処理されたアルミニウム板が用いられる。この支持部材9の上面には、半導体基板1が接着される。この接着には、たとえば陽極接合が用いられる。

【0064】

図4に示すように、保護部材12には、大気を導入するための連通孔13が形成されている。連通孔13は、保護部材12の凹部に配置された支持部材9の下面にまで達している。支持部材9には、連通孔10が形成されている。この連通孔10は、上述の保護部材12に設けられた連通孔13に連通しており、支持部材9上に配置された半導体基板1の下面にまで達している。半導体基板1の下面の所定領域には微細孔7が設けられており、この微細孔7は、上述の支持部材9に設けられた連通孔10に連通している。微細孔7の上部に感圧素子の一部であるダイヤフラムが形成されている。このように、連通孔13、10および微細孔7を設け、これらの孔を用いて大気を導入することにより、ダイヤフラムの下面が大気圧に維持されるようになる。

20

【0065】

図5に示すように、フレキシブル配線18は、一方端が半導体基板1の主表面に設けられた接続電極部5aにろう材24によってろう付けされており、他方端が図示しない回路基板に電氣的に接続されている。フレキシブル配線は、複数本の箔状配線を可撓性シートによって被覆支持した配線であり、一般にフレキシブルフラットケーブルと呼ばれる。フレキシブル配線18は、半導体基板1の端部から保護部材12の側面へと引き出され、接着剤25によって保護部材12に固定されている。

30

【0066】

ここで、フレキシブル配線18は、保護部材12に接着剤25によって固定された固定部18aと、半導体基板1にろう材24によって接続された接続部18bと、固定部18aと接続部18bとの間に位置し、僅かに弛ませて配置された弛緩部18cとを備えている。この弛緩部18cを設けることにより、フレキシブル配線18に体積変動が生じた場合にもこの弛緩部18cによって応力が緩和されるため、半導体基板1に直接応力がかかることが回避される。

40

【0067】

(空気室の構造)

図5に示すように、保護部材12の収容領域を構成する凹部の壁面20aは、半導体基板1の端面との間に空気室20が介在するように配置されている。すなわち、保護部材12の壁面20aと半導体基板1の端面とは離間して配置されており、これによって空気室20が構成されている。なお、本実施の形態においては、空気室20が半導体基板1の全周にわたって位置するように構成されている。

【0068】

50

空気室 20 は、図 6 に示すように、保護部材 12 中に設けられた連通孔 14 によって大気開放されている。これにより、空気室 20 内の空気は常に大気圧に維持されることになる。なお、本実施の形態における脈波測定装置においては、支持部材 9 の端面も空気室 20 と面するように構成されている。

【0069】

(作用・効果)

このように、本実施の形態における脈波測定装置では、主表面に感圧素子が形成された半導体基板の端面が空気室によって囲まれているため、半導体基板の端面に他の部材が配置された脈波測定装置に比べ、環境温度の変化や体表から熱伝達が生じて半導体基板に応力が作用することがなく、精度よく安定的に脈波を測定することが可能になる。

10

【0070】

また、半導体基板の端面を空気室にて覆うことにより、半導体基板を体表に押圧することによって生ずる半導体基板の横方向への変形が抑止されることがないため、半導体基板の端面から基板へと応力が作用することが回避される。この結果、精度よく安定的に脈波を測定することが可能になる。

【0071】

さらには、保護部材の収容領域である凹部内に半導体基板が配置されるため、保護部材によって確実に半導体基板が保護される。このため、小型で高性能の脈波測定装置を提供することが可能になる。

【0072】

20

図 7 は、本実施の形態における脈波測定装置の変形例に基づく感圧部の概略断面図である。上記においては、図 6 に示すように、フレキシブル配線 18 から半導体基板 1 へ応力が作用しないように、フレキシブル配線 18 が弛緩部 18c を有している場合を例示して説明を行なったが、図 7 に示すように、フレキシブル配線 18 の固定部 18a と接続部 18b との間に他の部位とは異なる剛性を有する部位 18d を形成してもよい。この他の部位とは異なる剛性を有する部位 18d の形成方法としては、フレキシブル配線 18 の被覆を一部剥ぎ、配線を露出させる方法や、フレキシブル配線 18 の被覆を一部薄くする方法などが考えられる。

【0073】

(実施の形態 2)

30

次に、本発明の実施の形態 2 における脈波測定装置の感圧部の構造について詳細に説明する。図 8 は、本発明の実施の形態 2 における脈波測定装置の感圧部の概略断面図である。本実施の形態における脈波測定装置は、上述の実施の形態 1 と同様に、感圧手段として半導体基板の主表面に形成された感圧素子を採用している。なお、上述の実施の形態 1 と同様の部分については図中同一の符号を付し、ここではその説明は繰り返さない。

【0074】

(感圧部の構造)

図 8 に示すように、本実施の形態における脈波測定装置は、上述の実施の形態 1 と同様に、半導体基板 1 の端面と面するように空気室 20 が形成されている。本実施の形態における脈波測定装置にあつては、フレキシブル配線 18 が、固定部 18a と接続部 18b の間に、上述の実施の形態 1 の弛緩部 18c よりもさらに大きく湾曲するように曲げることによって形成された弛緩部 19 を備えている。この弛緩部 19 は、空気室 20 内に配置されている。

40

【0075】

(作用・効果)

このように、フレキシブル配線に設ける弛緩部を空気室内に配置することにより、弛緩部を大きく取ることが可能になる。弛緩部を大きく取れば、半導体基板に作用する応力もその分低減させることが可能になるため、より精度よく安定的に脈波を測定することが可能になる。また、弛緩部を空気室内に配置することにより、弛緩部を設けることによる装置の大型化が回避されるため、小型で高性能の脈波測定装置を提供することが可能になる

50

。

【 0 0 7 6 】

(実施の形態 3)

次に、本発明の実施の形態 3 における脈波測定装置の構造について詳細に説明する。図 9 は、本発明の実施の形態 3 における脈波測定装置の感圧部の概略断面図であり、図 1 0 は、図 9 に示す感圧部の拡大断面図である。また、図 1 1 は、図 9 に示す脈波測定装置の半導体基板の構造を示す概略斜視図である。本実施の形態における脈波測定装置は、上述の実施の形態 1 と同様に、感圧手段として半導体基板の主表面に形成された感圧素子を採用している。なお、上述の実施の形態 1 と同様の部分については図中同一の符号を付し、ここではその説明は繰り返さない。

10

【 0 0 7 7 】

(感圧部の構造)

図 9 および図 1 0 に示すように、本実施の形態における脈波測定装置の感圧部 3 0 は、上述の実施の形態 1 と同様に、主表面に感圧素子が形成された半導体基板 1 と、半導体基板 1 の裏面を支持する支持部材 9 と、支持部材 9 を保持するとともに半導体基板 1 を保護する保護部材 1 2 と、半導体基板 1 に電氣的に接続されるフレキシブル配線 1 8 と、感圧部 3 0 の体表との接触部に取付けられる保護膜 1 6 とを主に備えている。

【 0 0 7 8 】

本実施の形態における脈波測定装置の感圧部 3 0 においては、半導体基板 1 の端面に保護部材 1 2 が接するように配置されている。これにより、保護部材 1 2 によって半導体基板 1 が保護されている。

20

【 0 0 7 9 】

(半導体基板の構造)

図 1 1 に示すように、半導体基板 1 は、その主表面に複数の感圧素子 3 を有している。感圧素子 3 は、半導体基板 1 の中央部近傍に複数個配置されている。半導体基板 1 の主表面の所定領域には、感圧素子 3 から出力される信号を外部へ伝達するための導体膜からなる配線 5 が形成されている。配線 5 は、同じく導体膜からなる接続電極部 5 a に接続されている。この接続電極部 5 a にフレキシブル配線 1 8 の一方端がろう材 2 4 によってろう付けされる (図 1 0 参照) 。

【 0 0 8 0 】

半導体基板 1 の主表面には、感圧素子 3 を囲むように溝 4 が設けられている。この溝 4 により、半導体基板 1 の周縁には薄肉部が構成される。なお、図 1 1 に示す半導体基板 1 においては、溝 4 は半導体基板 1 の 3 辺に設けられており、感圧素子 3 の 3 方向に薄肉部が位置している。

30

【 0 0 8 1 】

(作用・効果)

このように、本実施の形態における脈波測定装置では、半導体基板の主表面に感圧素子を囲むように溝が形成されており、この溝によって薄肉部が構成されている。このため、環境温度の変化や体表から熱伝達による保護部材の体積変動が生じて、保護部材から半導体基板に作用する応力が薄肉部によって緩和されるため、精度よく安定的に脈波を測定することが可能になる。

40

【 0 0 8 2 】

また、半導体基板の主表面に薄肉部を設けることにより、半導体基板を体表に押圧することによって生ずる半導体基板の横方向への変形が拘束され難くなるため、半導体基板の端面から基板へと作用する応力が薄肉部によって緩和される。この結果、精度よく安定的に脈波を測定することが可能になる。

【 0 0 8 3 】

さらには、本実施の形態においては、半導体基板に溝を形成するという簡便な構造にて応力の緩和が図られるため、小型で高性能の脈波測定装置を提供することが可能になる。

【 0 0 8 4 】

50

なお、図 10 に示すように、本実施の形態においては、上述の実施の形態 1 と同様に、フレキシブル配線 18 から半導体基板 1 へ応力が作用しないように、フレキシブル配線 18 に弛緩部 18c を設けているが、フレキシブル配線 18 の固定部 18a と接続部 18b との間に、他の部位とは異なる剛性を有する部位を形成してもよい。

【0085】

(実施の形態 4)

次に、本発明の実施の形態 4 における脈波測定装置の構造について詳細に説明する。図 12 は、本発明の実施の形態 4 における脈波測定装置の感圧部の概略断面図であり、図 13 は、図 12 に示す感圧部の拡大断面図である。また、図 14 は、図 12 に示す脈波測定装置の半導体基板の構造を示す概略斜視図である。本実施の形態における脈波測定装置は、上述の実施の形態 1 と同様に、感圧手段として半導体基板の主表面に形成された感圧素子を採用している。なお、上述の実施の形態 1 と同様の部分については図中同一の符号を付し、ここではその説明は繰り返さない。

10

【0086】

(感圧部の構造)

図 12 および図 13 に示すように、本実施の形態における脈波測定装置の感圧部 30 は、上述の実施の形態 1 と同様に、主表面に感圧素子が形成された半導体基板 1 と、半導体基板 1 の裏面を支持する支持部材 9 と、支持部材 9 を保持するとともに半導体基板 1 を保護する保護部材 12 と、半導体基板 1 に電気的に接続されるフレキシブル配線 18 と、感圧部 30 の体表との接触部に取付けられる保護膜 16 とを主に備えている。

20

【0087】

本実施の形態における脈波測定装置の感圧部 30 においては、半導体基板 1 の端面に保護部材 12 が接するように配置されている。これにより、保護部材 12 によって半導体基板 1 が保護されている。

【0088】

(半導体基板の構造)

図 14 に示すように、半導体基板 1 は、その主表面に複数の感圧素子 3 を有している。感圧素子 3 は、半導体基板 1 の中央部近傍に複数個配置されている。半導体基板 1 の主表面の所定領域には、感圧素子 3 から出力される信号を外部へ伝達するための導体膜からなる配線 5 が形成されている。

30

【0089】

半導体基板 1 の所定領域には、段差部 6 が設けられている。この段差部 6 は、半導体基板 1 の主表面である感圧面 2 よりも後退した段差面を有しており、この段差面上に導体膜からなる接続電極部 5a が形成されている。この接続電極部 5a は、上述の配線 5 に接続されている。この接続電極部 5a にフレキシブル配線 18 の一方端がろう材 24 によってろう付けされる(図 13 参照)。なお、図 13 に示す半導体基板 1 においては、段差部 6 は半導体基板 1 の一対の対向する辺に設けられている。

【0090】

(接続電極部近傍の構造)

図 13 に示すように、本実施の形態における脈波測定装置の感圧部 30 においては、上述の段差部 6 を備えた半導体基板 1 が支持部材 9 上に配置されている。段差部 6 においては、接続電極部 5a 上にフレキシブル配線 18 が位置している。接続電極部 5a とは反対側に位置するフレキシブル配線 18 の上面は、半導体基板 1 の主表面と略同一平面上に位置するように構成されている。すなわち、保護膜 16 の下面と接する部分が、ほぼフラットな形状となっている。

40

【0091】

(作用・効果)

このように、本実施の形態における脈波測定装置では、体表に押圧する感圧部の表面がほぼフラットな形状となるため、皮膚張力の分力が半導体基板に作用することが回避されるようになる。このため、精度よく安定的に脈波を測定することが可能になる。

50

【 0 0 9 2 】

なお、図 1 3 に示すように、本実施の形態においては、上述の実施の形態 1 と同様に、フレキシブル配線 1 8 から半導体基板 1 へ応力が作用しないように、フレキシブル配線 1 8 に弛緩部 1 8 c を設けているが、フレキシブル配線 1 8 の固定部 1 8 a と接続部 1 8 b との間に、他の部位とは異なる剛性を有する部位を形成してもよい。

【 0 0 9 3 】

(実施の形態 5)

次に、本発明の実施の形態 5 における脈波測定装置の感圧部の構造について詳細に説明する。図 1 5 は、本発明の実施の形態 5 における脈波測定装置の感圧部の概略断面図である。本実施の形態における脈波測定装置は、上述の実施の形態 4 と同様に、感圧手段として半導体基板の主表面に形成された感圧素子を採用している。なお、上述の実施の形態 4 と同様の部分については図中同一の符号を付し、ここではその説明は繰り返さない。

10

【 0 0 9 4 】

(感圧部の構造)

図 1 5 に示すように、本実施の形態における脈波測定装置は、上述の実施の形態 2 および 4 を組合わせた構造を有する。すなわち、半導体基板 1 は、その主表面に段差部 6 を有しており、この段差部 6 に接続電極部 5 a を有している。この接続電極部 5 a 上に、フレキシブル配線 1 8 が位置しており、その上面が半導体基板 1 の主表面と略同一平面上に位置するように構成されている。また、半導体基板 1 の端面に面するように、空気室 2 0 が形成されている。空気室 2 0 内には、フレキシブル配線 1 8 を大きく湾曲させて弛ませることによって形成した弛緩部 1 9 が位置している。

20

【 0 0 9 5 】

(作用・効果)

このように、本実施の形態における脈波測定装置では、半導体基板に段差部を設けることにより体表に押圧する感圧部の表面がほぼフラットな形状となっているため、皮膚張力の分力の影響を受けにくい。また、半導体基板の端面が空気室によって囲まれているため、半導体基板の端面に他の部材が配置された脈波測定装置に比べて半導体基板の端面に受ける応力が大幅に低減される。さらには、フレキシブル配線に弛緩部が設けられているため、フレキシブル配線による応力が半導体基板に作用することが回避される。以上により、半導体基板に作用する種々の力が排除されるため、非常に精度よくかつ安定的に脈波を測定することが可能になる。

30

【 0 0 9 6 】

(実施の形態 6)

次に、本発明の実施の形態 6 における脈波測定装置の構造について詳細に説明する。図 1 6 は、本発明の実施の形態 6 における脈波測定装置の感圧部の概略断面図であり、図 1 7 は、図 1 6 に示す感圧部の拡大断面図である。本実施の形態における脈波測定装置は、上述の実施の形態 4 と同様に、感圧手段として半導体基板の主表面に形成された感圧素子を採用している。なお、上述の実施の形態 4 と同様の部分については図中同一の符号を付し、ここではその説明は繰り返さない。

【 0 0 9 7 】

(感圧部の構造)

図 1 6 および図 1 7 に示すように、本実施の形態における脈波測定装置にあっては、上述の実施の形態 4 における脈波測定装置に比べ、半導体基板 1 に設けられた段差部 6 の高さがより高くなっている。この段差部 6 の接続電極部 5 a 上には、フレキシブル配線 1 8 が配置されている。さらに、このフレキシブル配線 1 8 上には、スペーサ部材 2 2 が配置されている。フレキシブル配線 1 8 とは反対側に位置するスペーサ部材 2 2 の上面は、半導体基板 1 の主表面と略同一平面上に位置するように構成されている。すなわち、保護膜 1 6 の下面と接する部分が、ほぼフラットな形状となっている。

40

【 0 0 9 8 】

(作用・効果)

50

このように、本実施の形態における脈波測定装置では、体表に押圧する感圧部の表面がスペーサ部材を用いることによってほぼフラットな形状となっているため、皮膚張力の分力が半導体基板に作用することが回避される。このため、精度よく安定的に脈波を測定することが可能になる。

【 0 0 9 9 】

(実施の形態 7)

次に、本発明の実施の形態 7 における脈波測定装置の構造について詳細に説明する。図 1 8 は、本発明の実施の形態 7 における脈波測定装置の感圧部の概略断面図であり、図 1 9 は、図 1 8 に示す感圧部の拡大断面図である。本実施の形態における脈波測定装置は、上述の実施の形態 1 と同様に、感圧手段として半導体基板の主表面に形成された感圧素子

10

【 0 1 0 0 】

(感圧部の構造)

図 1 8 および図 1 9 に示すように、本実施の形態における脈波測定装置の感圧部 3 0 は、上述の実施の形態 1 と同様に、主表面に感圧素子が形成された半導体基板 1 と、半導体基板 1 の裏面を支持する支持部材 9 と、支持部材 9 を保持するとともに半導体基板 1 を保護する保護部材 1 2 と、半導体基板 1 に電氣的に接続されるフレキシブル配線 1 8 と、感圧部 3 0 の体表との接触部に取付けられる保護膜 1 6 とを主に備えている。

【 0 1 0 1 】

20

本実施の形態における脈波測定装置の感圧部 3 0 においては、半導体基板 1 の端面に保護部材 1 2 が接するように配置されている。これにより、保護部材 1 2 によって半導体基板 1 が保護されている。

【 0 1 0 2 】

(半導体基板の構造)

図 1 8 および図 1 9 に示すように、半導体基板 1 の主表面の所定領域には、感圧素子 3 から出力される信号を外部へ伝達するための導体膜からなる配線 5 が形成されている。配線 5 は、半導体基板 1 に設けられた接続コンタクト 8 を介して、半導体基板 1 の裏面に設けられた接続電極部 5 a に接続されている。すなわち、接続電極部 5 a は、半導体基板 1 の主表面よりも後退した位置に形成されている。接続コンタクト 8 は、半導体基板 1 に設けられたスルーホール内を導電部材によって充填することによって形成されたプラグである。

30

【 0 1 0 3 】

支持部材 9 は、半導体基板 1 の裏面に設けられた接続電極部 5 a に対応する位置に、切り欠き部 1 1 を有している。これにより、接続電極部 5 a にフレキシブル配線 1 8 の一方端が接続可能になっており、半導体基板 1 の裏面において、フレキシブル配線 1 8 がろう材 2 4 によって接続電極部 5 a にろう付けされている。なお、フレキシブル配線 1 8 は、保護部材 1 2 に設けられた挿通孔 1 5 を挿通して保護部材 1 2 の側面へと引き出されている。

【 0 1 0 4 】

40

(作用・効果)

このように、本実施の形態における脈波測定装置では、接続電極部を半導体基板の裏面に設けることにより、フレキシブル配線が、半導体基板の主表面上に位置しないため、体表に押圧する感圧部の表面がほぼフラットな形状となり、皮膚張力の分力が半導体基板に作用することが回避されるようになる。このため、精度よく安定的に脈波を測定することが可能になる。

【 0 1 0 5 】

なお、図 1 9 に示すように、本実施の形態においては、上述の実施の形態 1 と同様に、フレキシブル配線 1 8 から半導体基板 1 へ応力が作用しないように、フレキシブル配線 1 8 に弛緩部 1 8 c を設けているが、フレキシブル配線 1 8 の固定部 1 8 a と接続部 1 8 b

50

との間に、他の部位とは異なる剛性を有する部位を形成してもよい。

【0106】

（実施の形態8）

次に、本発明の実施の形態8における脈波測定装置の感圧部の構造について詳細に説明する。図20は、本発明の実施の形態8における脈波測定装置の感圧部の概略断面図である。本実施の形態における脈波測定装置は、上述の実施の形態7と同様に、感圧手段として半導体基板の主表面に形成された感圧素子を採用している。なお、上述の実施の形態7と同様の部分については図中同一の符号を付し、ここではその説明は繰り返さない。

【0107】

（感圧部の構造）

図20に示すように、本実施の形態における脈波測定装置は、上述の実施の形態2および7を組合わせた構造を有する。すなわち、半導体基板1は、スルーホールを導電部材にて充填することによって形成された接続コンタクト8を有しており、裏面に接続電極部5aを有している。この接続電極部5aには、フレキシブル配線18が接続されている。また、半導体基板1の端面に面するように、空気室20が形成されている。空気室20内には、フレキシブル配線18を大きく湾曲させて弛ませることによって形成した弛緩部19が位置している。

【0108】

（作用・効果）

このように、本実施の形態における脈波測定装置では、接続電極部を半導体基板の裏面に設けることにより、フレキシブル配線が、半導体基板の主表面上に位置しないため、体表に押圧する感圧部の表面がほぼフラットな形状となり、皮膚張力の分力が半導体基板に作用することが回避されるようになる。また、半導体基板の端面が空気室によって囲まれているため、半導体基板の端面に他の部材が配置された脈波測定装置に比べ、半導体基板の端面に受ける応力が大幅に低減されている。さらには、フレキシブル配線に弛緩部が設けられているため、フレキシブル配線による応力が半導体基板に作用することも回避されている。以上により、半導体基板に作用する種々の力が排除されるため、非常に精度よくかつ安定的に脈波を測定することが可能になる。

【0109】

（実施の形態1ないし8に示す脈波測定装置のさらなる課題）

上述の実施の形態1ないし8に示す構成の脈波測定装置においては、半導体基板の端部に作用する種々の力を排除することが可能になるため、従来の脈波測定装置と比べて飛躍的に測定精度が向上する効果が得られるものの、以下の点においてはさらなる改良が必要である。

【0110】

第1に、脈波測定装置を繰り返し使用することにより、感圧面を覆うように保護部材に取付けた保護膜がめくれ上がる問題がある。これは、繰り返し感圧部が昇降することにより、フレキシブル配線が屈曲し、フレキシブル配線が保護膜による押圧力に抗して保護部材の側壁から剥がれるために生ずるものである。

【0111】

第2に、感圧素子の出力特性のばらつきを把握するために行なわれる製品出荷前の検査工程において、感圧素子の出力特性の測定を正確に行うことが困難であるという問題がある。上述のように、感圧手段として半導体基板の主表面に形成された感圧素子を利用する場合、製造条件等の変動により、個々のセンサチップの出力特性は互いに相違することになる。このため、高精度に脈波を測定するためには個々のセンサチップの出力特性を把握し、必要に応じて測定値を補正する必要がある。この感圧素子の出力特性の測定は、たとえば密閉系に感圧部を配置し、系内の気圧を高めて感圧面に所定の圧力を加え、その出力を測定することによって行なわれる。しかしながら、上述の実施の形態1ないし8に示す構成の脈波測定装置においては、構造上の問題から密閉系を構成することが困難であり、正確に出力特性を測定することが困難であるという問題を有している。

【 0 1 1 2 】

第3に、フレキシブル配線が半導体基板の端部において断線するおそれがあるという問題がある。上述の実施の形態7および8に示す脈波測定装置においては、半導体基板の裏面側にフレキシブル配線が接続される接続電極部が設けられているため、感圧部を生体に押圧することによって生じる押圧力がフレキシブル配線に加わることが回避され、結果的にフレキシブル配線に断線が生じるおそれもないものとなっている。しかしながら、上述の実施の形態1ないし6に示す脈波測定装置においては、フレキシブル配線が接続される接続電極部が半導体基板の主表面側に位置しているため、フレキシブル配線が半導体基板の主表面上に位置することになり、感圧部を生体に押圧することによって生じる押圧力がフレキシブル配線の半導体基板の端部上に位置する部分に集中し、断線するおそれがある。特に、実施の形態1, 2および5に示す脈波測定装置のように、半導体基板の周囲に空気室を設けた場合には、押圧時に空気室内に皮膚が入り込むことによってフレキシブル配線の半導体基板の端部上に位置する部分のみならずフレキシブル配線の保護部材の端部上に位置する部分においても応力が集中し、フレキシブル配線の断線がさらに誘発され易くなる。

10

【 0 1 1 3 】

第4に、静電気の影響や、電界・磁界ノイズの影響を受け易いという問題がある。上述の実施の形態1ないし8に示す脈波測定装置においては、半導体基板の主表面が薄い保護膜によって覆われているのみであるため、静電気や電界・磁界ノイズの影響を受け易く、これら外部からの影響によって正確に脈波の測定が行えないおそれがある。

20

【 0 1 1 4 】

第5に、安全性の面での課題が残る。測定時においては、感圧素子に電流が流れるため、半導体基板の温度が若干上昇する。室温環境下においては、この程度の温度上昇であれば特に問題は生じないが、高温環境下で測定を行なった場合には、低温火傷を引き起こすおそれが全くないとは断言できない。

【 0 1 1 5 】

以下においては、上述の実施の形態1ないし8における脈波測定装置にさらなる改良を施すことにより、これら種々の問題が解決された脈波測定装置について、図を参照して詳細に説明する。

【 0 1 1 6 】

(実施の形態9)

まず、本発明の実施の形態9における脈波測定装置の構造について詳細に説明する。図21は、本発明の実施の形態9における脈波測定装置の感圧部の概略斜視図であり、図22は、図21に示す感圧部において保護膜を取外した状態を示す概略斜視図である。また、図23は、図21に示す感圧部の概略断面図であり、図24は、図23に示す領域X-X'の拡大断面図である。本実施の形態における脈波測定装置は、上述の実施の形態1と同様に、感圧手段として半導体基板の主表面に形成された感圧素子を採用している。なお、上述の実施の形態1と同様の部分については図中同一の符号を付し、ここではその説明を繰り返さない。

30

【 0 1 1 7 】

図21ないし図23に示すように、本実施の形態における脈波測定装置の感圧部30は、主表面に感圧素子が形成された半導体基板1と、半導体基板1の裏面を支持する支持部材9と、支持部材9を保持するとともに半導体基板1を保護する保護部材12と、半導体基板1に電気的に接続されるフレキシブル配線18と、感圧部30の体表との接触部に取付けられる保護膜16とを主に備えている。

40

【 0 1 1 8 】

保護部材12は、収容領域を含む内側枠体であるベース部44と、ベース部44の外周壁を取り囲むようにベース部44に嵌め合わされる外側枠体であるキャップ部46とを有している。すなわち、保護部材12は、ベース部44とキャップ部46とに分割されている。

50

【 0 1 1 9 】

ベース部 4 4 は、略直方体形状を有しており、上部に半導体基板 1 および支持部材 9 を収容する収容領域を有している。収容領域は、ベース部 4 4 の上面に設けられた凹部によって構成されている。キャップ部 4 6 は、収容領域内に配置された半導体基板 1 の主表面と直交する方向から見た外形が実質的に円形状となるように構成されている。キャップ部 4 6 の外周壁には、後述する取付け手段としてのリング 4 2 の内側部分が嵌め込まれる嵌合凹部 4 7 が設けられている。この嵌合凹部 4 7 は、キャップ部 4 6 の全周にわたって位置している。ベース部 4 4 およびキャップ部 4 6 の下面にはビス穴が設けられており、取付けプレート 4 8 を介してビス 5 0 が取付けられることにより、ベース部 4 4 とキャップ部 4 6 とが固定される。

10

【 0 1 2 0 】

本実施の形態における脈波測定装置の感圧部 3 0 においては、半導体基板 1 の主表面の端部に一端が取付けられたフレキシブル配線 1 8 が、ベース部 4 4 とキャップ部 4 6 との間を挿通し、感圧部 3 0 の下面から外部へと引き出されている。このため、繰り返し使用した場合にもフレキシブル配線がめくれ上がり、保護膜 1 6 が剥がれる心配がない。

【 0 1 2 1 】

また、図 2 4 に示すように、キャップ部 4 6 は、ベース部 4 4 の収容領域形成面である上面の周縁に距離をもって面する張り出し部 4 6 a を有している。この張り出し部 4 6 a は、キャップ部 4 6 の内周面から突出して設けられている。張り出し部 4 6 a は、ベース部 4 4 とキャップ部 4 6 との間を挿通するフレキシブル配線 1 8 の所定部位を上方から覆うように設けられており、感圧部 3 0 を生体に押圧する際にフレキシブル配線 1 8 を保護するためのものである。

20

【 0 1 2 2 】

本実施の形態においては、半導体基板 1 の端部とキャップ部 4 6 の内周面との距離 d_1 を 1 . 4 mm に調整し、半導体基板 1 の端部と張り出し部 4 6 a の先端との距離 d_2 を 0 . 8 mm 程度に調整している。このように、距離 d_2 を 1 . 0 mm 以下とすることにより、感圧部 3 0 を生体に押圧した際に空気室 2 0 内に皮膚が侵入し難くなるため、感圧部 3 0 を生体に押圧することによって生じる押圧力がフレキシブル配線 1 8 に集中することが回避されるようになり、フレキシブル配線 1 8 の断線が未然に防止されるようになる。

【 0 1 2 3 】

図 2 1 および図 2 3 に示すように、保護膜 1 6 は、半導体基板 1 の主表面と半導体基板 1 の端部に位置する空気室 2 0 とを覆うようにキャップ部 4 6 に取付けられている。ここで、保護膜 1 6 の周縁部は、キャップ部 4 6 の外周壁に被せられており、保護膜 1 6 の上からキャップ部 4 6 の外周壁に設けられた嵌合凹部 4 7 にリング 4 2 の内側部分を嵌め込むことにより、保護膜 1 6 がキャップ部 4 6 に締め付けて取付けられている。キャップ部 4 6 に嵌め込まれたリング 4 2 の外側部分は嵌合凹部 4 7 の外側に位置しており、キャップ部 4 6 の外周壁から突出している。なお、保護膜 1 6 は、たとえばシリコンゴムなどの可撓性部材にて形成されており、その周縁部には四方に向かって延びる襷部 1 6 a が設けられている。これら襷部 1 6 a の間には、切り込み部 1 6 b が設けられている。

30

【 0 1 2 4 】

上述のように、保護膜 1 6 をリング 4 2 にて固定する構成とすることにより、繰り返し使用した場合にも保護膜 2 0 がキャップ部 4 6 から剥がれる心配がなくなる。また、上述のように、リング 4 2 を嵌合凹部 4 7 に嵌め込む構成とすることにより、保護膜 1 6 の剥がれはさらに生じ難くなる。このため、繰り返しの使用に対しても破損し難い脈波測定装置とすることが可能になる。

40

【 0 1 2 5 】

本実施の形態における脈波測定装置の感圧部 3 0 においては、内側枠体であるベース部 4 2 および外側枠体であるキャップ部 4 4 がセラミックス材料にて形成されている。このように、ベース部 4 2 とキャップ部 4 4 とを高熱伝導性材料であるセラミックス材料にて形成することにより、半導体基板 1 に設けられた感圧素子に電流が流れることにより生

50

じる熱が支持部材 9 を介して効果的にベース部 4 2 およびキャップ部 4 4 によって放熱されるため、感圧部 3 0 の表面における温度上昇が低く抑えられるようになる。このため、低温火傷を引き起こし難い安全性に優れた脈波測定装置とすることが可能になる。

【 0 1 2 6 】

図 2 5 は、図 2 1 に示す脈波測定装置の感圧部の組付け手順を説明するための分解斜視図である。以下においては、この図を参照して上記脈波測定装置の感圧部の組付け手順について説明する。

【 0 1 2 7 】

まず、フレキシブル配線（図示せず）が取付けられた半導体基板 1 の裏面側に、支持部材 9 を陽極接合等により接合する。つづいて、支持部材 9 上に接合された半導体基板 1 をベース部 4 4 の上部に設けられた収容領域内に収容し、接着剤等を用いて固定する。

10

【 0 1 2 8 】

これと並行して、キャップ部 4 6 に保護膜 1 6 を被せ、Ｏリングによって保護膜 1 6 をキャップ部 4 6 に固定する。なお、このとき、保護膜 1 6 の周縁部に設けた襷部 1 6 a を把持することにより、作業性よく保護膜 1 6 をキャップ部 4 6 に被せることが可能である。また、襷部 1 6 a には切り込み部 1 6 b が設けられているため、作業性は一段と向上する。

【 0 1 2 9 】

次に、半導体基板 1 が組付けられたベース部 4 4 に、保護膜 1 6 が取付けられたキャップ部 4 6 を嵌め合わせる。そして、下方から取付けプレート 4 8 をビス 5 0 を用いて取付ける。このとき、取付けプレート 4 8 に設けられたスリットからフレキシブル配線が引き出されるようにする。

20

【 0 1 3 0 】

以上により、図 2 1 に示す如くの感圧部 3 0 の組付けが完了する。このように、上記構成の脈波測定装置とすることにより、非常に簡単な作業で感圧部 3 0 を組立てることが可能になるため、製造コストが大幅に削減されるようになる。

【 0 1 3 1 】

図 2 6 は、本実施の形態における脈波測定装置において、感圧素子の出力特性を測定する場合の測定方法を説明するための模式図である。本実施の形態における脈波測定装置の感圧部においては、上述のとおり、保護膜 1 6 をＯリング 4 2 を用いてキャップ部 4 6 に固定している。このような構成を採用することにより、製品出荷前の検査工程において、感圧素子の出力特性の測定を正確にかつ容易に行うことが可能になる。以下にその測定方法を示す。

30

【 0 1 3 2 】

図 2 6 に示すように、感圧素子の出力特性測定用の治具として、有底筒状の測定治具 5 2 を準備する。この測定治具 5 2 は、内部に加圧室 5 3 を有している。この加圧室 5 3 は、加圧ポンプ 5 5 に接続されており、加圧ポンプ 5 5 を駆動することによって加圧室 5 3 が加圧可能に構成されている。測定治具 5 2 の開口部は、感圧部 3 0 のキャップ部 4 6 の外形よりも大きく、かつ上述のＯリングの外径と同じかあるいは僅かに小さく構成されている。

40

【 0 1 3 3 】

半導体基板 1 に形成された感圧素子の出力特性を測定するためには、半導体基板 1 の主表面である感圧面 2 の全面にわたって均等に圧力を加えつつ、得られる感圧素子の出力をモニタすることが必要である。そこで、本実施の形態における脈波測定装置においては、感圧部 3 0 に上記測定治具 5 2 を上方から覆い被せ、測定治具 5 2 の開口部がＯリング 4 2 に密着するようにし、この状態を維持しつつ加圧室 5 3 内の気圧を高め、感圧素子の出力をモニタすることによって、感圧素子の出力特性の測定が行なわれる。このような手法を採用することにより、感圧面 2 の全面にわたって均等に圧縮空気による圧力（図中矢印 C にて示す力）を印加することが可能になるため、正確にかつ迅速に感圧素子の出力特性を測定することが可能になる。

50

【 0 1 3 4 】

以上において説明したように、本実施の形態の如くの感圧部の構成を採用することにより、上述の実施の形態 1 において説明した効果に加え、保護膜が剥がれ難く、感圧素子の出力特性が正確にかつ迅速に測定でき、フレキシブル配線が断線することなく、安全性に優れた脈波測定装置とすることが可能になる。このため、上述の種々の問題点が解決された脈波測定装置を提供することが可能になる。

【 0 1 3 5 】

図 2 7 は、本実施の形態における脈波測定装置の変形例を示す図であり、保護膜を取外した状態における概略斜視図である。図 2 7 に示すように、キャップ部 4 6 の外表面に微小な凹凸を付与することにより、半導体基板 1 にて発生する熱をより効果的に放熱することが可能になる。この凹凸は、たとえば図 2 7 に示すように凹部 4 6 b をキャップ部 4 6 の外表面に複数個設けることによって簡便に構成することが可能であり、このように構成することによってキャップ部 4 6 の表面積が増加し、放熱性能が向上するようになる。

【 0 1 3 6 】

(実施の形態 1 0)

次に、本発明の実施の形態 1 0 における脈波測定装置の構造について詳細に説明する。図 2 8 は、本発明の実施の形態 1 0 における脈波測定装置の感圧部の概略断面図であり、図 2 9 は、図 2 8 に示す感圧部の回路基板への接続方法を示す模式図である。また、図 3 0 は、図 2 9 に示すフレキシブル配線のコネクタ部の平面図である。本実施の形態における脈波測定装置は、上述の実施の形態 9 と同様に、感圧手段として半導体基板の主表面に形成された感圧素子を採用している。なお、上述の実施の形態 9 と同様の部分については図中同一の符号を付し、ここではその説明を繰り返さない。

【 0 1 3 7 】

図 2 8 に示すように、本実施の形態における脈波測定装置の感圧部 3 0 は、主表面に感圧素子が形成された半導体基板 1 と、半導体基板 1 の裏面を支持する支持部材 9 と、支持部材 9 を保持するとともに半導体基板 1 を保護する保護部材 1 2 と、半導体基板 1 に電氣的に接続されるフレキシブル配線 1 8 A と、保護部材 1 2 に電氣的に接続されるフレキシブル配線 1 8 B と、感圧部 3 0 の体表との接触部に取付けられる保護膜 1 6 とを主に備えている。

【 0 1 3 8 】

保護部材 1 2 は、上述の実施の形態 9 に示す脈波測定装置と同様に、収容領域を含む内側枠体であるベース部 4 4 と、ベース部 4 4 の外周壁を取り囲むようにベース部 4 4 に嵌め合わされる外側枠体であるキャップ部 4 6 とを有しており、ベース部 4 4 およびキャップ部 4 6 は下方から取付けプレート 4 8 によって固定されている。ただし、本実施の形態における脈波測定装置においては、これらベース部 4 4 およびキャップ部 4 6 がともに導電性材料である亜鉛にて形成されており、この点において上述の実施の形態 9 に示す脈波測定装置と相違する。ここで、本実施の形態における脈波測定装置においては、成形性および熱伝導性を考慮してベース部 4 4 およびキャップ部 4 6 を亜鉛にて形成したが、導電性材料にて形成されていればどのような材料を用いてもよく、たとえば貴金属（金、銀、白金等）や銅、アルミニウム等の適用が考えられる。

【 0 1 3 9 】

本実施の形態における脈波測定装置の感圧部 3 0 は、半導体基板 1 の端部に一端が取付けられたフレキシブル配線 1 8 A とは別に、キャップ部 4 6 および取付けプレート 4 8 に一端が取付けられたフレキシブル配線 1 8 B を備えている。フレキシブル配線 1 8 B の一端は、たとえばキャップ部 4 6 および取付けプレート 4 8 によって挟持されており、これによりフレキシブル配線 1 8 B とキャップ部 4 6 および取付けプレート 4 8 が電氣的に接続されている。なお、取付けプレート 4 8 はベース部 4 4 に当接しているため、ベース部 4 4 もフレキシブル配線 1 8 B に電氣的に接続されていることになる。

【 0 1 4 0 】

図 2 9 に示すように、感圧部 3 0 から引き出されたフレキシブル配線 1 8 A , 1 8 B に

は、コネクタ 60 が取付けられている。なお、フレキシブル配線 18A およびフレキシブル配線 18B は、それぞれ別体からなるフレキシブル配線にて構成してもよいが、本実施の形態における脈波測定装置においては、部品点数の削減および組付け作業の容易化の観点から、一つのフレキシブル配線にて共有化している。すなわち、一端が半導体基板 1 の端部に電氣的に接続され、他端がキャップ部 46 および取付けプレート 48 に電氣的に接続されるようにフレキシブル配線 18 を結線し、このフレキシブル配線 18 の途中にコネクタ 60 を設けている。

【0141】

図 29 に示すように、フレキシブル配線 18 に設けられたコネクタ 60 は、ソケット 64 に挿し込まれることにより、回路基板 26 に接続される。図 30 に示すように、半導体基板 1 に取付けられた端部側から延びるフレキシブル配線 18A には、半導体基板 1 に設けられた感圧素子の信号線 18A1 が設けられており、この信号線 18A1 は、コネクタ 60 の接続ピン 62a に電氣的に接続されている。一方、キャップ部 46 および取付けプレート 48 に取付けられた端部側から延びるフレキシブル配線 18B には、接地線 18B1 が設けられており、この接地線 18B1 は、コネクタ 60 の接続ピン 62b に電氣的に接続されている。接地線 18B1 は、コネクタ 60 をソケット 64 に取付けた状態において、回路基板 26 に設けられた接地電位を有する配線に電氣的に接続される。

【0142】

以上の如くの構成とすることにより、ベース部 44 およびキャップ部 46 が接地されるため、これらベース部 44 およびキャップ部 46 が半導体基板 1 に形成された感圧素子に対して避雷針および電磁シールドの役割を果たすようになる。このため、静電気の影響や、電界・磁界ノイズの影響を感圧素子が受け難くなり、精度よく安定的に脈波を測定することができるようになる。したがって、本実施の形態の如くの脈波測定装置とすることにより、上述の実施の形態 9 において説明した効果に加え、耐静電気特性および耐電界・磁界ノイズ特性に優れた脈波測定装置とすることが可能になる。また、導電性材料は一般に熱伝導性にも優れているため、効果的に半導体基板 1 に生じる熱をベース部 42 およびキャップ部 44 に放熱することが可能になる。

【0143】

なお、信号線 18A1 が形成されたフレキシブル配線 18A と、接地線 18B1 が形成されたフレキシブル配線 18B1 とを近接させ、接地線 18B1 と信号線 18A1 とが対面するようにフレキシブル配線 18A および 18B を束ねた場合には、感圧素子から出力される信号にノイズが重畳することが防止されるようになるため、さらに精度よく脈波を測定することが可能になる。

【0144】

(実施の形態 11)

次に、本発明の実施の形態 11 における脈波測定装置の構造について詳細に説明する。図 31 は、本発明の実施の形態 11 における脈波測定装置の感圧部の概略断面図である。本実施の形態における脈波測定装置は、上述の実施の形態 9 と同様に、感圧手段として半導体基板の主表面に形成された感圧素子を採用している。なお、上述の実施の形態 9 と同様の部分については図中同一の符号を付し、ここではその説明を繰り返さない。

【0145】

本実施の形態における脈波測定装置は、上述の実施の形態 9 における脈波測定装置において、保護膜 16 とオリング 42 とを一体化したものである。すなわち、図 31 に示すように、保護膜 16 のキャップ部 46 の外周壁に対向する部分に、内側に向かって突出する嵌合突部 16d および外側に向かって突出する突出部 16c を設けることにより、上述の実施の形態 9 における保護膜 16 とオリング 42 とを一体物にて形成している。

【0146】

上記嵌合突部 16d は、保護膜 16 の周縁部の全周にわたって設けられており、この嵌合突部 16d をキャップ部 46 の外周壁に設けられた嵌合凹部 47 に嵌め込むことにより、保護膜 16 がキャップ部 46 に取付けられる。すなわち、嵌合突部 16d は、上述の実

10

20

30

40

50

施の形態 9 に示す脈波測定装置におけるリング 4 2 の内側部分に相当する。上記突出部 1 6 c は、保護膜 1 6 の周縁部の全周にわたって設けられており、上述の実施の形態 9 において説明した、感圧素子の出力特性を測定する際に用いられる測定治具の開口部に密着させられる部位となる。すなわち、突出部 1 6 c は、上述の実施の形態 9 に示す脈波測定装置におけるリング 4 2 の外側部分に相当する。

【 0 1 4 7 】

このように構成することにより、上述の実施の形態 9 において説明した効果に加え、組立て作業が容易でかつ製造コストの削減が図られた脈波測定装置とすることができる。

【 0 1 4 8 】

(実施の形態 1 2)

次に、本発明の実施の形態 1 2 における脈波測定装置の構造について詳細に説明する。図 3 2 は、本発明の実施の形態 1 2 における脈波測定装置の感圧部の概略断面図である。本実施の形態における脈波測定装置は、上述の実施の形態 9 と同様に、感圧手段として半導体基板の主表面に形成された感圧素子を採用している。なお、上述の実施の形態 9 と同様の部分については図中同一の符号を付し、ここではその説明を繰り返さない。

【 0 1 4 9 】

本実施の形態における脈波測定装置は、上述の実施の形態 9 における脈波測定装置において、保護膜 1 6、リング 4 2 およびキャップ部 4 6 を一体化したものである。すなわち、図 3 2 に示すように、キャップ部 4 6 の上部に半導体基板 1 および空気室 2 0 を覆う保護膜部 4 6 d を、キャップ部 4 6 の外周壁に外側に向かって突出する突出部 4 6 c をそれぞれ設けることにより、上述の実施の形態 9 における保護膜 1 6、リング 4 2 およびキャップ部 4 6 を一体物として形成している。

【 0 1 5 0 】

上記突出部 4 6 c は、キャップ部 4 6 の外周壁の全周にわたって設けられており、上述の実施の形態 9 において説明した、感圧素子の出力特性を測定する際に用いられる測定治具の開口部に密着させられる部位となる。すなわち、突出部 4 6 c は、上述の実施の形態 9 に示す脈波測定装置におけるリングの外側部分に相当する。

【 0 1 5 1 】

このように構成することにより、上述の実施の形態 9 において説明した効果に加え、組立て作業が容易でかつ製造コストの削減が図られた脈波測定装置とすることができる。また、上述の実施の形態 1 1 に示す脈波測定装置よりも部品点数がさらに削減されるため、さらに組立作業が容易となり、製造コストが大幅に削減されるようになる。

【 0 1 5 2 】

(他の変形例)

上述の実施の形態 1 から 1 2 においては、感圧手段としてダイアフラムを含む感圧素子を採用した場合を例示して説明を行なったが、特にこれに限定されるものではなく、たとえば、感圧手段として歪ゲージを用いることも可能である。

【 0 1 5 3 】

また、上述の実施の形態 1 から 1 2 においては、保護部材に凹部を設けることによって基板を収容する収容領域を構成した場合を例示して説明を行なったが、特に凹部に限定されるものではない。

【 0 1 5 4 】

また、上述の実施の形態 9 から 1 2 においては、半導体基板の端部に空気室が形成された脈波測定装置を前提として説明を行なったが、必ずしもこの前提を必要とするものではない。すなわち、上述の実施の形態 1 ないし 1 2 に開示の技術は相互に組み合わせることが可能であり、使用条件等に合わせて適宜好適な組み合わせを採用することができる。

【 0 1 5 5 】

また、上述の実施の形態 1 から 1 2 においては、脈波を測定する脈波測定装置を例示して説明を行なったが、たとえば眼圧測定装置といった、体表に押圧して体表との接触圧を測定する装置であれば、どのような装置にも本発明は適用可能である。

【 0 1 5 6 】

このように、今回開示した上記各実施の形態はすべての点で例示であって、制限的なものではない。本発明の技術的範囲は特許請求の範囲によって画定され、また特許請求の範囲の記載と均等の意味および範囲内でのすべての変更を含むものである。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 5 7 】

【図 1】本発明の実施の形態 1 における脈波測定装置の概略斜視図である。

【図 2】(a) は、本発明の実施の形態 1 における脈波測定装置のハウジング部の概略斜視図であり、(b) は、下面図である。

【図 3】(a) は、本発明の実施の形態 1 における脈波測定装置の押圧機構を説明するための測定前の模式図であり、(b) は測定時の模式図である。

10

【図 4】本発明の実施の形態 1 における脈波測定装置の感圧部の構造を示す概略断面図である。

【図 5】図 4 に示す脈波測定装置の感圧部の拡大断面図である。

【図 6】図 4 に示す脈波測定装置の感圧部の他の部分の概略断面図である。

【図 7】本発明の実施の形態 1 における脈波測定装置の変形例に基づく感圧部の概略断面図である。

【図 8】本発明の実施の形態 2 における脈波測定装置の感圧部の概略断面図である。

【図 9】本発明の実施の形態 3 における脈波測定装置の感圧部の概略断面図である。

【図 10】図 9 に示す脈波測定装置の感圧部の拡大断面図である。

20

【図 11】本発明の実施の形態 3 における脈波測定装置の半導体基板の概略斜視図である。

【図 12】本発明の実施の形態 4 における脈波測定装置の感圧部の概略断面図である。

【図 13】図 12 に示す脈波測定装置の感圧部の拡大断面図である。

【図 14】本発明の実施の形態 4 における脈波測定装置の半導体基板の概略斜視図である。

【図 15】本発明の実施の形態 5 における脈波測定装置の感圧部の概略断面図である。

【図 16】本発明の実施の形態 6 における脈波測定装置の感圧部の概略断面図である。

【図 17】図 16 に示す脈波測定装置の感圧部の拡大断面図である。

【図 18】本発明の実施の形態 7 における脈波測定装置の感圧部の概略断面図である。

30

【図 19】図 18 に示す脈波測定装置の感圧部の拡大断面図である。

【図 20】本発明の実施の形態 8 における脈波測定装置の感圧部の概略断面図である。

【図 21】本発明の実施の形態 9 における脈波測定装置の感圧部の概略斜視図である。

【図 22】図 21 に示す脈波測定装置の感圧部の保護膜を取外した状態における概略斜視図である。

【図 23】図 21 に示す脈波測定装置の感圧部の概略断面図である。

【図 24】図 23 に示す領域 X X I V の拡大断面図である。

【図 25】図 21 に示す脈波測定装置の感圧部の組付け構造を説明するための分解斜視図である。

【図 26】図 21 に示す脈波測定装置において、感圧素子の出力特性を測定する場合の測定方法を説明するための模式図である。

40

【図 27】本発明の実施の形態 9 における脈波測定装置の変形例を示す図であり、保護膜を取外した状態における概略斜視図である。

【図 28】本発明の実施の形態 10 における脈波測定装置の感圧部の概略断面図である。

【図 29】図 28 に示す感圧部の回路基板への接続方法を示す模式図である。

【図 30】図 29 に示すフレキシブル配線のコネクタ部の平面図である。

【図 31】本発明の実施の形態 11 における脈波測定装置の感圧部の概略断面図である。

【図 32】本発明の実施の形態 12 における脈波測定装置の感圧部の概略断面図である。

【図 33】従来の脈波測定装置の感圧部の概略断面図である。

【図 34】従来の脈波測定装置の問題点を指摘するための模式図である。

50

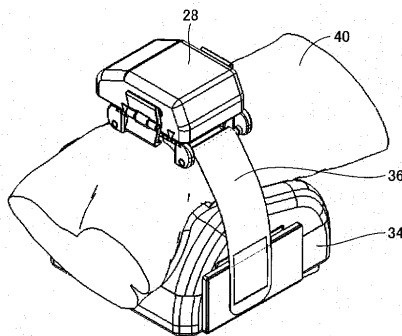
【符号の説明】

【0158】

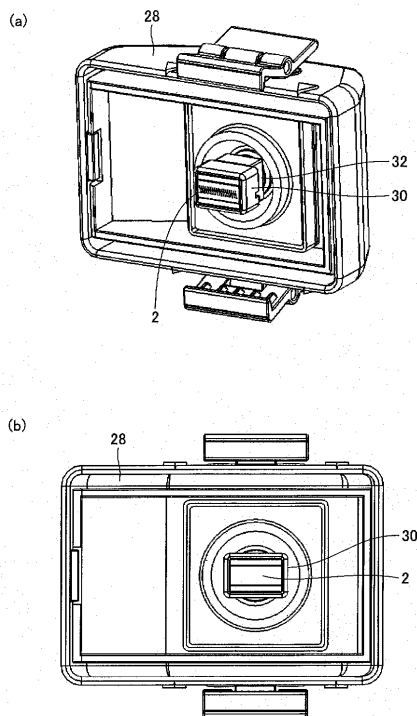
1 半導体基板、2 感圧面、3 感圧素子、4 溝、5 配線、5 a 接続電極部、6 段差部、7 微細孔、8 接続コンタクト、9 支持部材、10 連通孔、11 切り欠き部、12 保護部材、13, 14 連通孔、15 挿通孔、16 保護膜、16 a 壁部、16 b 切り込み部、16 c 突出部、16 d 嵌合突部、18 フレキシブル配線、18 a 固定部、18 b 接続部、18 c 弛緩部、18 d (他の部分とは剛性の異なる) 部位、18 A フレキシブル配線、18 A 1 信号線、18 B フレキシブル配線、18 B 1 接地線、19 (大きく湾曲した) 弛緩部、20 空気室、20 a (収容部を構成する保護部材の) 壁面、22 スペース部材、24 ろう材、25 接着剤、26 回路基板、28 ハウジング部、30 感圧部、32 空気袋、34 固定台、36 バンド、40 体表(生体)、42 オリング、44 ベース部、46 キャップ部、46 a 張り出し部、46 b 凹部、46 c 突出部、46 d 保護膜部、46 e 壁部、47 嵌合凹部、48 取付けプレート、50 ピス、52 測定治具、53 加圧室、55 加圧ポンプ、60 コネクタ、62 a, 62 b 接続ピン、64 ソケット。

10

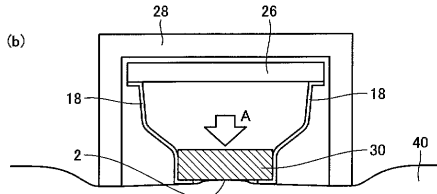
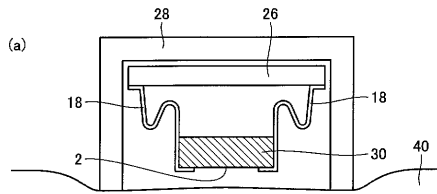
【図1】



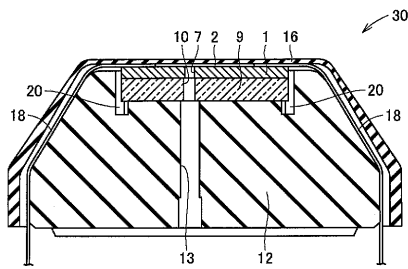
【図2】



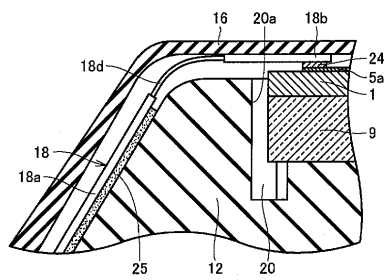
【図 3】



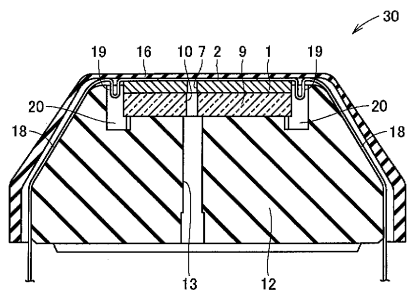
【図 4】



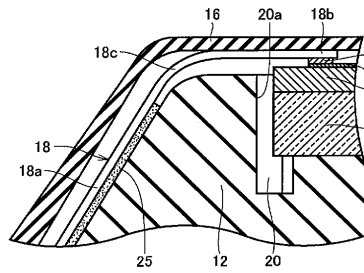
【図 7】



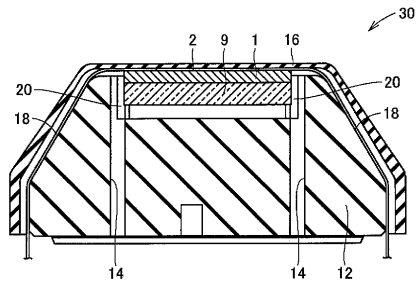
【図 8】



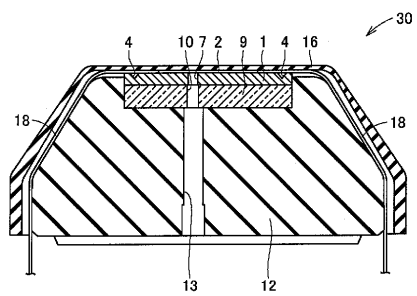
【図 5】



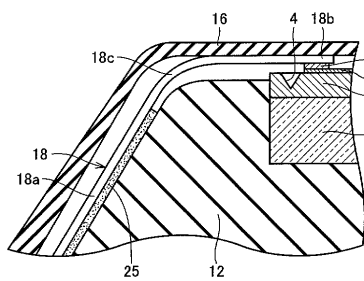
【図 6】



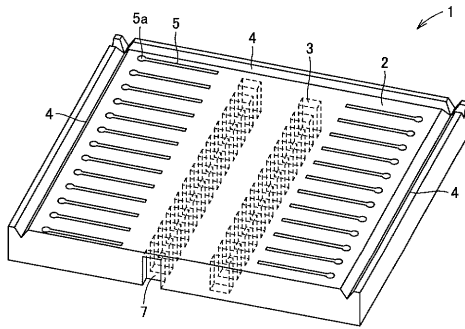
【図 9】



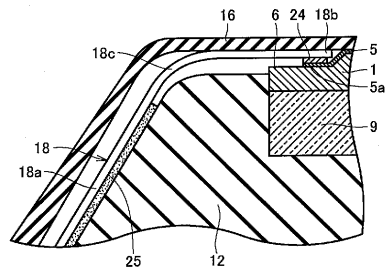
【図 10】



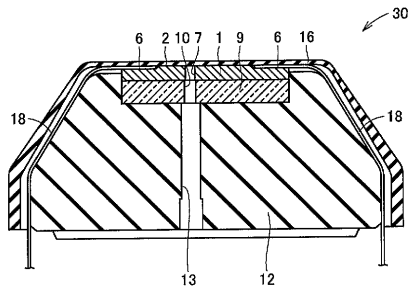
【図 11】



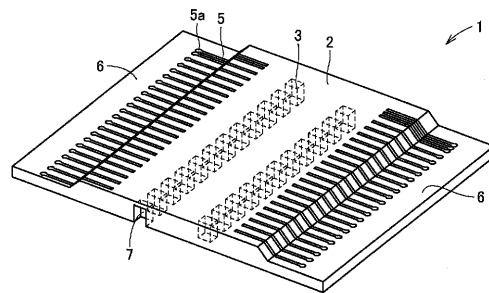
【図 13】



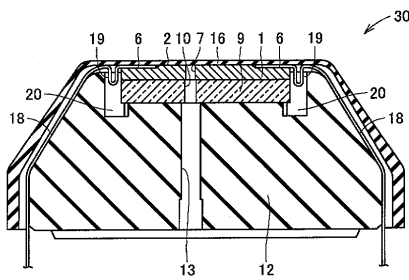
【図 12】



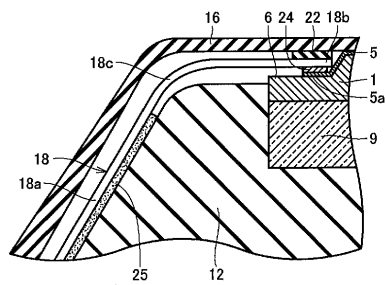
【図 14】



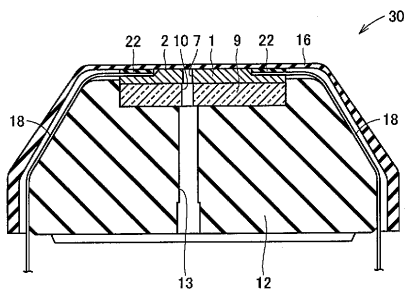
【図 15】



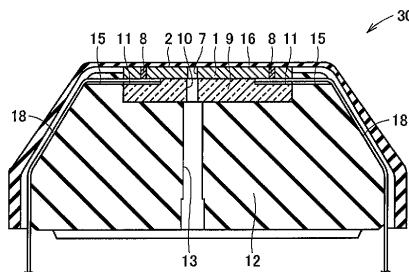
【図 17】



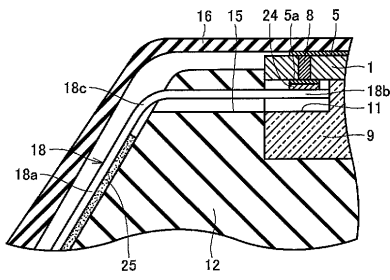
【図 16】



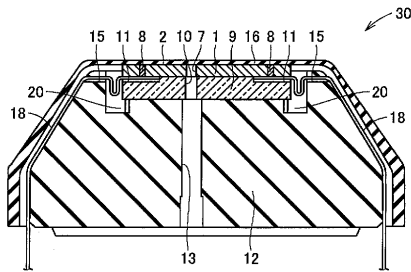
【図 18】



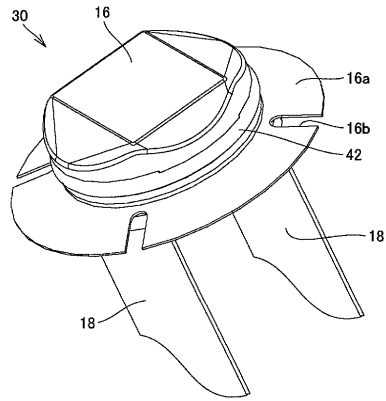
【図 19】



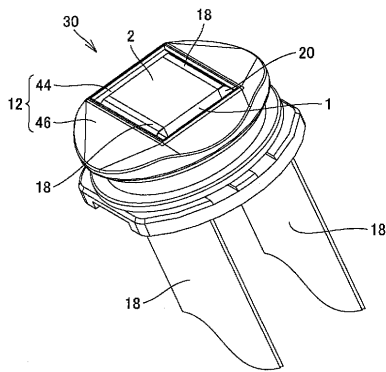
【図 20】



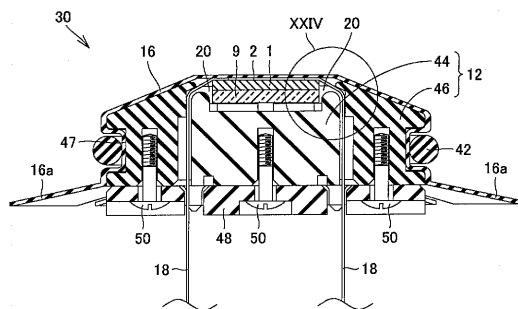
【図 21】



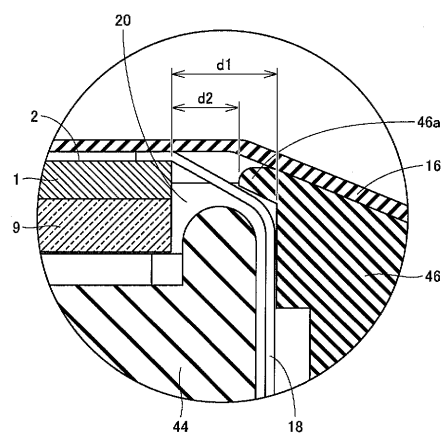
【図 22】



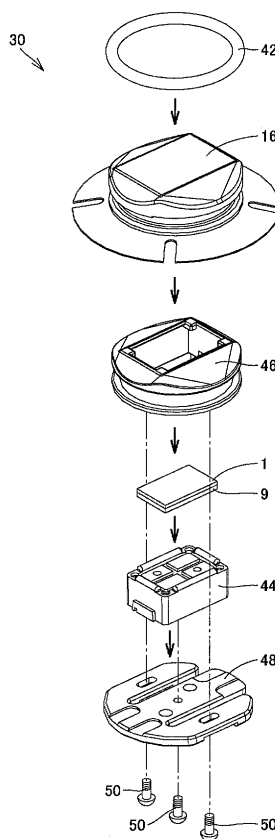
【図 23】



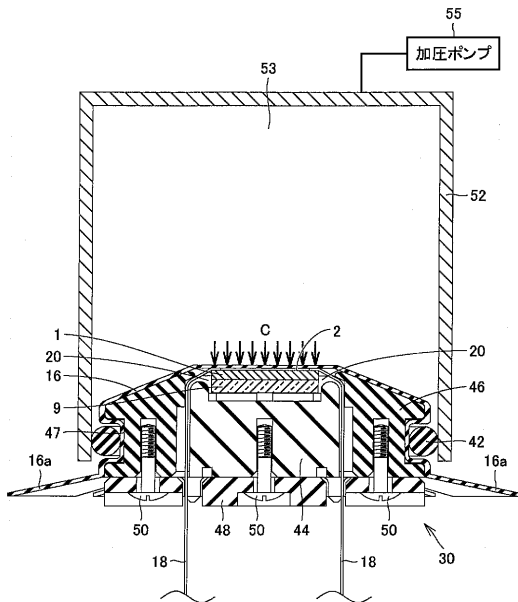
【図 24】



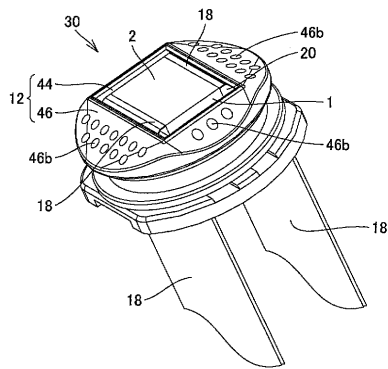
【図 25】



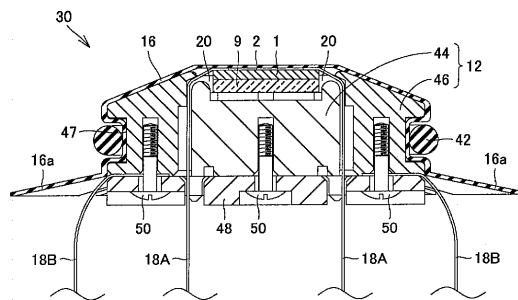
【図 26】



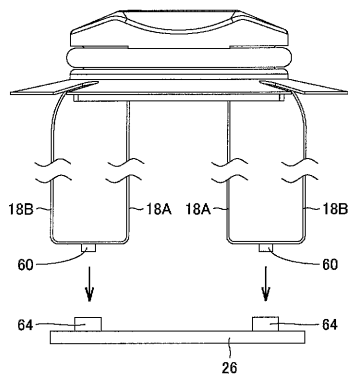
【図 27】



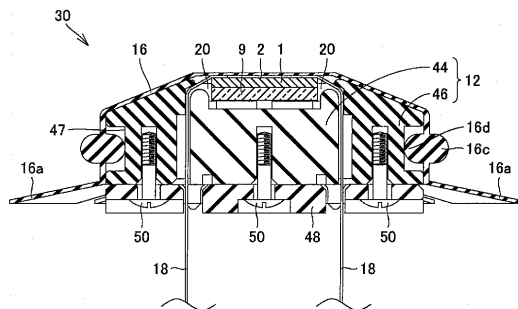
【図 28】



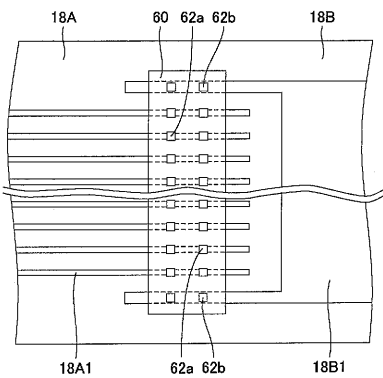
【図 29】



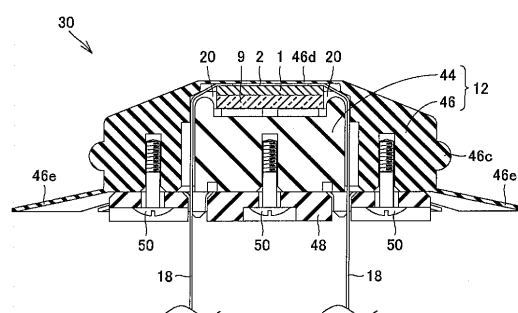
【図 31】



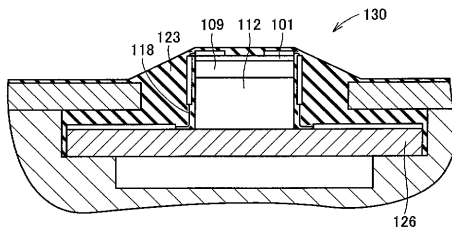
【図 30】



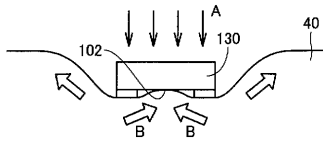
【図 32】



【図 3 3】



【図 3 4】



フロントページの続き

(74)代理人 100109162

弁理士 酒井 將行

(72)発明者 糸永 和延

京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町24番地 オムロンヘルスケア株式会社内

(72)発明者 田部 一久

京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町24番地 オムロンヘルスケア株式会社内

(72)発明者 稲垣 孝

京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町24番地 オムロンヘルスケア株式会社内

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特開平07-116136(JP, A)

特開平04-067839(JP, A)

特開平08-103419(JP, A)

米国特許第5176143(US, A)

国際公開第2004/049933(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/0245