

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公表特許公報(A)

(11)公表番号

特表2024-516573

(P2024-516573A)

(43)公表日 令和6年4月16日(2024.4.16)

| (51)国際特許分類              | F I                  | テーマコード(参考) |
|-------------------------|----------------------|------------|
| A 6 1 B 5/02 (2006.01)  | A 6 1 B 5/02 C       | 2 F 0 5 1  |
| A 6 1 B 5/11 (2006.01)  | A 6 1 B 5/11 1 0 0   | 4 C 0 1 7  |
| A 6 1 B 5/1455(2006.01) | A 6 1 B 5/1455       | 4 C 0 3 8  |
| A 6 1 B 5/08 (2006.01)  | A 6 1 B 5/08         | 4 C 1 1 7  |
| A 6 1 B 5/00 (2006.01)  | A 6 1 B 5/00 1 0 1 L |            |

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全76頁) 最終頁に続く

|                                      |                          |
|--------------------------------------|--------------------------|
| (21)出願番号 特願2023-562809(P2023-562809) | (71)出願人 522149599        |
| (86)(22)出願日 令和4年4月11日(2022.4.11)     | 3 エイム アイピー プロプライエトリー     |
| (85)翻訳文提出日 令和5年12月11日(2023.12.11)    | リミテッド                    |
| (86)国際出願番号 PCT/AU2022/050320         | オーストラリア連邦 2 0 6 0 ニュー    |
| (87)国際公開番号 WO2022/217302             | サウス ウェールズ、ノースシドニー、       |
| (87)国際公開日 令和4年10月20日(2022.10.20)     | アルフレッド ストリート 2 7 5、スウ    |
| (31)優先権主張番号 2021901125               | イート 4 0 1                |
| (32)優先日 令和3年4月16日(2021.4.16)         | (74)代理人 110000855        |
| (33)優先権主張国・地域又は機関                    | 弁理士法人浅村特許事務所             |
| オーストラリア(AU)                          | (72)発明者                  |
| (31)優先権主張番号 2021902991               | ガルジウロ、ガエターノ              |
| (32)優先日 令和3年9月16日(2021.9.16)         | オーストラリア連邦 2 2 1 7 ニュー    |
| (33)優先権主張国・地域又は機関                    | サウス ウェールズ、コガラー、ワリア       |
| オーストラリア(AU)                          | ルダ ストリート 1 2 / 3 9 - 4 3 |
| (31)優先権主張番号 2022900760               | (72)発明者                  |
|                                      | アンドレオツツイ、エミリオ            |
| 最終頁に続く                               | イタリア共和国 8 0 1 2 5 ナポリ、ピ  |
|                                      | 最終頁に続く                   |

(54)【発明の名称】 生理学パラメータ検知システム及び方法

(57)【要約】

対象者の生理学パラメータを検知する装置であって、力検知表面を有する力センサを含み、力センサは、対象者の器官の力変位を表す第1の信号を生成するように構成される。変位センサは、力センサと関連付けられ、変位センサは、変位検知表面を有し、変位センサは、対象者の器官の変位速度を表す第2の信号を生成するように構成され、カブラは、力センサ及び変位センサの1つの上に配列され、カブラは、力センサ及び変位センサを器官に機械的に結合するように構成され、変位検知表面は、力検知表面と一致するか、又は力検知表面に対してより小さいサイズである。

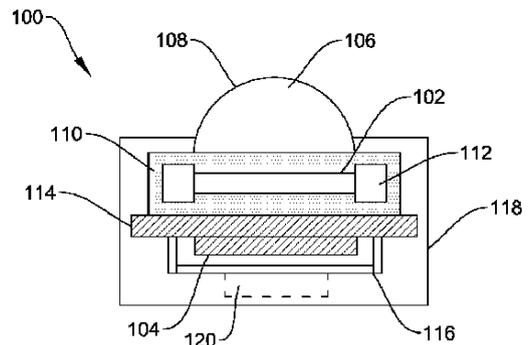


FIG. 1A

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

対象者の生理学パラメータを検知する装置であって、

力検知表面を有する力センサであって、前記対象者の器官の力変位を表す第 1 の信号を生成するように構成される、力センサと、

前記力センサと関連付けられた変位センサであって、変位検知表面を有し、前記対象者の前記器官の変位速度を表す第 2 の信号を生成するように構成される、変位センサと、

前記力センサ及び前記変位センサの 1 つ上に配列されたカブラであって、前記力センサ及び前記変位センサを前記器官に機械的に結合するように構成される、カブラとを備え、

10

前記変位検知表面は、前記力検知表面と一致するか、又は前記力検知表面に対してより小さいサイズである、装置。

**【請求項 2】**

前記力センサは、第 1 の力検知レジスタ (FSR) を含む、請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 3】**

前記変位センサは、圧電センサを含む、請求項 1 又は 2 に記載の装置。

**【請求項 4】**

前記カブラは、前記力センサの最大平面表面積未満である最大平面表面積を有する、請求項 1 から 3 までのいずれか一項に記載の装置。

**【請求項 5】**

前記カブラの前記最大平面表面積は、前記変位センサの最大平面表面積に近似する、請求項 4 に記載の装置。

20

**【請求項 6】**

前記力センサは、前記変位センサに搭載され、前記力センサは、前記カブラの動作可能な裏面に結合された動作可能なおもて面と、前記変位センサの動作可能なおもて面に結合された動作可能な裏面とを含む、請求項 5 に記載の装置。

**【請求項 7】**

前記力センサ及び前記変位センサは各々、前記カブラの動作可能な裏面に結合された動作可能なおもて面を有し、前記力センサ及び前記変位センサは、前記カブラの前記動作可能な裏面上に同心円状に配列されている、請求項 1 から 4 までのいずれか一項に記載の装置。

30

**【請求項 8】**

前記変位センサは、前記第 2 の信号が前記対象者の前記器官によって生成される身体音を表すように構成されている、請求項 1 から 7 までのいずれか一項に記載の装置。

**【請求項 9】**

前記対象者の循環する血液の容積的变化を表す第 3 の信号を生成するように構成された少なくとも 1 つの光学センサを更に備える、請求項 1 から 8 までのいずれか一項に記載の装置。

**【請求項 10】**

前記少なくとも 1 つの光学センサは、前記力センサ、前記変位センサ、及び前記カブラから別々に前記対象者上に配列されるように構成されている、請求項 9 に記載の装置。

40

**【請求項 11】**

前記少なくとも 1 つの光学センサは、前記力センサに隣接して固定されている、請求項 9 に記載の装置。

**【請求項 12】**

前記カブラは、前記カブラが前記光学センサから機械的に切り離されるように、前記光学センサを少なくとも部分的に囲むように形状付けられている、請求項 10 又は 11 に記載の装置。

**【請求項 13】**

血液酸素飽和度レベルを表す第 4 の信号を生成するように共に動作可能な複数の前記光

50

学センサを備える、請求項 9 から 12 までのいずれか一項に記載の装置。

【請求項 14】

前記カブラは、温度センサを含み、前記対象者に対して配列される前記カブラにตอบสนองして温度を測定するように構成された処理回路に電氣的に結合されている、請求項 1 から 13 までのいずれか一項に記載の装置。

【請求項 15】

前記カブラは、第 1 の導電性電極として構成され、前記カブラが前記対象者に対して配列されるとき、生体電位を測定するように構成された処理回路に電氣的に結合されている、請求項 1 から 14 までのいずれか一項に記載の装置。

【請求項 16】

環状リングとして構成された第 1 の導電性電極を更に備え、前記環状リングは、前記環状リングが前記対象者に対して配列されるとき、生体電位を測定するように構成された処理回路に電氣的に結合されている、請求項 1 から 14 までのいずれか一項に記載の装置。

【請求項 17】

前記対象者の別の部分に対して配列することを可能にするように、前記第 1 の導電性電極から間隔を空けて、前記第 1 の導電性電極から隔離されて配列された第 2 の導電性電極を備え、前記第 2 の導電性電極は、前記第 1 の導電性電極及び前記第 2 の導電性電極が前記対象者に対して配列されるとき、更なる生体電位を測定することを可能にするように、前記処理回路に結合されている、請求項 15 又は 16 に記載の装置。

【請求項 18】

前記対象者の別の部分に対して配列することを可能にするように、前記第 1 の導電性電極及び前記第 2 の導電性電極から間隔を空けて、前記第 1 の導電性電極及び前記第 2 の導電性電極から隔離されて配列された第 3 の導電性電極を備え、前記第 3 の導電性電極は、前記第 1 の導電性電極、前記第 2 の導電性電極、及び前記第 3 の導電性電極が前記対象者に対して配列されるとき、更なる生体電位を測定することを可能にするように、前記処理回路に結合され、前記第 3 の導電性電極は、前記第 1 の電極及び前記第 2 の電極に対して移動可能である、請求項 15 から 17 までのいずれか一項に記載の装置。

【請求項 19】

前記処理回路は、前記対象者に対して配列されるいずれかの導電性電極にตอบสนองして、前記対象者のエレクトロカルジオグラフィ (ECG) を測定するように構成され、前記 ECG を表す第 4 の信号を生成するように構成されている、請求項 15 から 18 までのいずれか一項に記載の装置。

【請求項 20】

対象者の生理学パラメータを検知する装置であって、  
前記対象者の器官の力変位を表す第 1 の信号を生成するように構成された力センサと、  
前記対象者の循環する血液の容積的变化を表す第 2 の信号を生成するように構成された少なくとも 1 つの光学センサと、  
前記力センサを前記器官と機械的に結合するように構成された前記力センサ上に配列されたカブラと  
を備える装置。

【請求項 21】

前記装置の動作可能な裏面上に加えられる力を測定するように構成された第 2 の力センサを更に備える、請求項 1 から 20 までのいずれか一項に記載の装置。

【請求項 22】

前記少なくとも 1 つの光学センサは、少なくとも 1 つの光の波長を使用して、結果として生じる信号を検知する、請求項 9 から 11 まで、20 から 21 までのいずれか一項に記載の装置。

【請求項 23】

前記装置の動作可能な裏面上に加えられる力を測定するように構成された第 2 の力センサを更に備え、前記第 2 の力センサは、力検知レジスタ (FSR) である、請求項 1 から 2

10

20

30

40

50

2 までのいずれか一項に記載の装置。

【請求項 2 4】

前記第 2 の力センサは、前記変位センサの動作可能な裏面に結合されている、請求項 2 3 に記載の装置。

【請求項 2 5】

前記第 1 の信号及び前記第 2 の信号に基づいて、前記生理学パラメータを判定するように構成された少なくとも 1 つのプロセッサを更に備える、請求項 1 から 2 4 までのいずれか一項に記載の装置。

【請求項 2 6】

前記少なくとも 1 つのプロセッサは、前記第 1 の信号に基づいて、前記変位センサ又は前記光学センサから受信される前記第 2 の信号を校正するように構成されている、請求項 2 5 に記載の装置。

【請求項 2 7】

前記生理学パラメータは、心悸動、血圧、子宮収縮、胎児の活動、呼吸、前記対象者の心臓弁の開放時間、前記対象者の心臓弁の閉鎖時間、前記対象者の心臓の収縮レベル、前記対象者の血管の固さ、前記対象者の前記心臓の一回拍出量、心拍出量、及び血液脈波伝播時間のうちの少なくとも 1 つを含む、請求項 1 から 2 6 までのいずれか一項に記載の装置。

【請求項 2 8】

前記生理学パラメータは、血圧であり、測定されることになる前記パラメータは、中心血圧及び末梢血圧のうちの少なくとも 1 つを含む、請求項 2 7 に記載の装置。

【請求項 2 9】

センサ・アセンブリによって生成される信号の信号対雑音比を高める方法であって、前記アセンブリは、力センサ及び変位センサを含み、前記方法は、

前記対象者上の位置に前記変位センサを配列するステップであって、前記変位センサは、変位を表す第 1 の信号を生成するように構成されている、ステップと、

前記対象者上の同一の位置に前記力センサを配列するステップであって、前記力センサは、力変位を表す第 2 の信号を生成するように構成されている、ステップと、

前記変位センサ及び前記力センサに結合され、力信号及び変位信号を処理するように構成された少なくとも 1 つのプロセッサを動作させるステップとを含む方法。

【請求項 3 0】

前記処理するステップは、前記第 1 の信号及び前記第 2 の信号を乗算するステップを含む、請求項 2 9 に記載の方法。

【請求項 3 1】

対象者の生理学パラメータを測定する方法であって、

前記対象者の第 1 の位置に機械的に結合された第 1 の力センサから第 1 の信号を受信するステップと、

前記対象者の第 2 の位置に機械的に結合された第 2 の力センサから第 2 の信号を受信するステップであって、前記第 2 の位置は、前記第 1 の位置から分離される、ステップと、

前記第 1 の信号及び前記第 2 の信号の比較に基づいて、前記生理学パラメータを判定するステップとを含む方法。

【請求項 3 2】

前記比較は、脈波伝播時間を含む前記第 1 の信号と前記第 2 の信号との間の差異を含み、前記第 1 の力センサ及び前記第 2 の力センサのうちの 1 つ又は複数は、力検知レジスタ (FSR) であり、前記生理学パラメータは、血圧、子宮収縮、及び胎児の活動のうちの少なくとも 1 つを含み、前記生理学パラメータは、血圧であり、前記方法は、中心血圧及び末梢血圧のうちの少なくとも 1 つを測定するステップを含む、請求項 3 1 に記載の方法。

。

10

20

30

40

50

## 【請求項 3 3】

前記第 1 の位置は、前記対象者の上部胸郭上にあり、前記第 2 の位置は、前記対象者の下部胸郭上にあり、測定されることになる前記生理学パラメータは、中心血圧である、請求項 3 2 に記載の方法。

## 【請求項 3 4】

前記第 1 の位置は、前記対象者の胸郭上にあり、前記第 2 の位置は、前記対象者の大腿動脈及び鎖骨下動脈の 1 つに近接し、測定されることになる前記生理学パラメータは、末梢血圧である、請求項 3 2 に記載の方法。

## 【請求項 3 5】

対象者の少なくとも 1 つのパラメータを検知する装置であって、  
湾曲により変化するインピーダンスを有する伸縮自在なセンサ部材と、  
前記伸縮自在なセンサ部材を囲み、前記対象者の表面の形状の変化が前記伸縮自在なセンサを曲げさせるように、前記対象者の前記表面に近接して前記伸縮自在なセンサ部材の接触表面を維持するように構成された伸縮自在なキャリアと  
を備える装置。

10

## 【請求項 3 6】

前記伸縮自在なセンサ部材は、力検知レジスタ (FSR) を含み、前記キャリアは、ファブリック・キャリア及びエラストマ・キャリアのうちの少なくとも 1 つであり、前記キャリアは、ストラップ及び接着パッチのうちの少なくとも 1 つを含み、前記キャリアは、前記対象者によって装着された衣類を含み、前記衣類は、シャツ、胸部バンド、手首バンド、ベスト、ジャケット、及びコートの中の少なくとも 1 つを含む、請求項 3 5 に記載の装置。

20

## 【請求項 3 7】

前記対象者の前記表面は、前記対象者の胸郭であり、前記伸縮自在なキャリアは、呼吸に起因した前記胸郭の拡張及び収縮が前記伸縮自在なセンサを曲げさせるように、前記皮膚に近接して前記接触表面を維持するように構成され、前記装置は、前記伸縮自在なセンサ部材の前記インピーダンスに基づいて、前記少なくとも 1 つのパラメータを生成するように構成された少なくとも 1 つのプロセッサを更に備え、前記少なくとも 1 つのパラメータは、呼吸器である、請求項 3 5 から 3 6 までのいずれか一項に記載の装置。

## 【請求項 3 8】

前記装置は、  
対象者の器官に近接した第 1 の位置に前記伸縮自在なセンサを位置付け、  
前記伸縮自在なセンサ部材のインピーダンスに基づいて、前記少なくとも 1 つのパラメータを判定する  
ように適合されている、請求項 3 5 から 3 7 までのいずれか一項に記載の装置。

30

## 【請求項 3 9】

対象者を識別するシステムであって、  
力を表す力信号を生成するように構成された少なくとも 1 つの第 1 の力センサと、  
変位を表す変位信号を生成するように構成された変位センサと  
備え、前記力センサ及び前記変位センサは、対象者上の実質的に同一の位置に位置付けることを可能にして、前記信号を生成することを可能にするように相互に配列され、  
前記システムは更に、  
前記力センサ及び前記変位センサに結合された少なくとも 1 つのプロセッサ  
を備え、前記少なくとも 1 つのプロセッサは、前記力信号及び前記変位信号を処理して、  
前記対象者の識別子を判定するように構成されている、システム。

40

## 【請求項 4 0】

前記少なくとも 1 つのプロセッサは、メモリに結合され、前記メモリに記憶された同一の対象者についての少なくとも 1 つの標準化された履歴的信号に基づいて、前記対象者の前記識別子を判定するように構成され、フォトプレチィスモグラフィ信号を生成するように構成されたフォトプレチィスモグラフィセンサと、エレクトロカルジオグラフィ信号を

50

生成するように構成されたエレクトロカルジオグラフィ電極のペアとのうちの少なくとも1つを更に含み、

前記少なくとも1つのプロセッサは、前記力信号及び前記変位信号のうちの少なくとも1つと、前記フォトプレチスモグラフィ及び前記エレクトロカルジオグラフィ信号のうちの少なくとも1つとを処理して、前記対象者の前記識別子を判定するように構成されている、前記フォトプレチスモグラフィセンサ及び/又は前記エレクトロカルジオグラフィ電極のペアに結合され、前記少なくとも1つのプロセッサは、前記メモリに記憶された前記同一の対象者についての少なくとも2つの標準化された履歴的信号の組み合わせに基づいて、前記対象者の前記識別子を判定するように構成され、前記信号のうちの1つ又は複数を生成するための前記システムの各々の動作は、前記1つ又は複数の対応する標準化された履歴的信号を更新させる、請求項39に記載のシステム。

10

【請求項41】

前記システムは、前記ユーザの指の掌側に接触して、前記力信号及び前記変位信号を生成することを可能にするように配列され、前記対象者は、前記プロセッサによって識別される、請求項39から40までのいずれか一項に記載のシステム。

【請求項42】

前記システムは、人差し指の先端に配列され、前記対象者が前記指によって働く接触力及び接触期間のうちの1つ又は複数を調節したことに応答して、前記プロセッサは、1つ又は複数の遠隔に位置するデバイス又はシステムにアラーム信号を通信するように構成され、前記対象者が前記指によって働く接触力及び接触期間のうちの1つ又は複数を調節したことに応答して、前記プロセッサは、1つ又は複数の遠隔に位置するデバイス又はシステムに、記録された信号及び分析された信号のうちの少なくとも1つを通信するように構成されている、請求項41に記載の方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は概して、信号を検知することに関し、より具体的に、対象者の少なくとも1つの生理学パラメータに関連する信号を検知するためのセンサ・アセンブリに関する。

【背景技術】

【0002】

センサの使用を通じた生理学パラメータの非侵略的な患者又は対象者の監視は、医療の分野において重要である。複数の信号又はデータを得て、対象者のいくつかの生理学特性を一度に監視することを達成するために、異なるセンサが結合された装置が開発されてきた。異なるセンサが結合されたそれらの装置が開発されてきたと共に、異なるセンサの特定の組み合わせは、意図した目的を考慮し、それは、元の意図した目的と比較して、異なるタイプの生理学監視のために異なり又は不適切である場合がある。例えば、元の意図した目的が対象者の血液内の脈拍及び酸素飽和度を判定することであるとき、パルス・オキシメータ・センサは、脈拍数を検知し、血液の酸素レベルを測定することが可能である。しかしながら、血圧情報は、それが意図した目的を超えるように、読み込むことから省略され、それは、装置内でセンサのどの組み合わせが必要であるかを制限する。

30

40

【0003】

目標の器官及び/又は生理学パラメータに関する関連する信号を検知するために最適である特定のセンサの特定の結合を最適化することが常に必要である。対象者の循環における血液の容積的变化、血圧、及び血液内の酸素飽和度など、機械的生理学イベントの継続し且つ非侵略的な監視を可能にするために、共に結合された少なくとも力検知レジスタ及び圧電センサを有する装置についての必要性が実に感じられる。また、不規則な信号の効率的な検出が早期の診断及び処置のために不可欠であるように、生理学パラメータを検知することにおける感度及び精度を高める必要性もある。更に、対象者との接触を改善するようにセンサの構成を最適化することによっても、より良好な信号が取得されることを可能にする。

50

## 【 0 0 0 4 】

容積の周りに配置されるときに信号を測定し、特に、生きている対象者の生理学パラメータを測定及び監視するための様々なセンサ及びシステムが存在すると共に、測定されるパラメータを表す有用な出力信号を継続し且つ信頼して提供することが課題のままである。加えて、特に、対象者が延長した期間の間にセンサ/システムを装着する必要がある場合、パラメータを測定するセンサ/システムに生きている対象者が快適に適合すると共にそのように行うことも課題である。

## 【 0 0 0 5 】

本明細書に含まれた書類、行動、材料、デバイス、又は道具などのいずれかの議論は、それが添付の特許請求の範囲の各々の優先日の前に存在していたように、それらの事項のいずれか又は全てが、従来技術の基礎の一部を形成し、又は本開示に関連する分野における共通の一般的な知識であったということを認めるように見なされることにはならない。

10

## 【 発明の概要 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 0 6 】

Biopacなどのカフ・デバイス又はフィンガ・デバイスなどのゴールド・スタンダード血圧測定デバイスに対して最初に較正することができる力センサを提供することが有利であり得る。このステップは、センサへの力の測定のための進行中の較正された値、したがって、血圧の進行中の測定を可能にする。

## 【 0 0 0 7 】

対象者の循環における血液の容積的变化に関連する追加の信号を提供するために、力センサ及び光学センサ並びに/又は変位センサを含むことが有利であり得る。追加の信号を有することは、対象者の生理学条件に関する更なる精度をもたらす。

20

## 【 0 0 0 8 】

装置が、変位センサなどの圧電センサと共に力検知レジスタ (FSR: force-sensing resistor) を有することが有利であり得る。異なる種類のセンサを共に有することは、対象者の生理学パラメータに関する重要な情報を提供する。

## 【 0 0 0 9 】

身体の音を検出するために圧電センサを動作させることが有利であり得、身体の音は、標準の機能している器官から作り出される音、例えば、それらに限定されないが、肺（呼吸音に対する）及び心臓（心臓鼓動音を監視することに対する）を介して対象者の健康を監視し、聞こえた音が不規則であるか否かを判定するために有利に使用されることもできる。

30

## 【 0 0 1 0 】

力センサの最大平面表面のエリア未満である最大平面表面積を有するカブラを使用することが有利であり得る。平面構成によるこの有利な点は、カブラに機械的に結合された力センサ及び変位センサが、対象者から各々のセンサへの力の機械的な伝達を保証することを可能にする。更に、カブラに機械的に結合された力センサ及び変位センサ並びに対象者の表面に機械的に結合されたカブラにより、センサ・アセンブリが、力変位信号及び変位速度信号を同時に生成するように構成されることが有利であり得る。それらの信号は次いで、機械的生理学イベントの継続し且つ非侵略的な監視を可能にするために使用される。

40

## 【 0 0 1 1 】

変位センサが対象者の器官によって生成された身体音を効果的に検知することができるように、カブラの動作可能な裏面上で同心円状に力センサ及び変位センサを配列することが有利であり得る。

## 【 0 0 1 2 】

本発明の目的は、従来技術の欠点のうちの少なくとも1つを克服若しくは改良し、又は有用な代替を提供することである。

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 1 3 】

50

本発明の第1の態様によれば、対象者の生理学パラメータを検知する装置が提供され、装置は、力検知表面を有する力センサであって、対象者の器官の力変位を表す第1の信号を生成するように構成される、力センサと、力センサと関連付けられた変位センサであって、変位検知表面を有し、対象者の器官の変位速度を表す第2の信号を生成するように構成される、変位センサと、力センサ及び変位センサの1つ上に配列されたカブラであって、力センサ及び変位センサを器官と機械的に結合するように構成される、カブラと、を含み、変位検知表面は、力検知表面と一致するか、又は力検知表面に対してより小さいサイズである。

【0014】

好ましくは、力センサは、Biopacなどのカフ・デバイス又はフィンガ・デバイスなどのゴールド・スタンダード血圧測定デバイスに対して最初に校正することができる。このステップは、センサへの力の測定のための進行中の校正された値、したがって、血圧の進行中の測定を可能にする。

10

【0015】

好ましくは、装置は、力センサ及び光学センサを含むことができ、後者は、対象者の循環する血液の容積的变化に関連する追加の信号を提供するために、変位センサの代わりに、又は変位センサと同様に使用される。

【0016】

好ましくは、第1の力センサは、患者の胸部で信号を測定し得、第2の力センサは、ユーザの指又は手首であり得る。第2の力センサも、例えば、胸骨上切痕における上部胸部上であり得る。

20

【0017】

好ましくは、力センサは、第1の力検知レジスタ(FSR)を含み得る。変位センサは、圧電センサを含み得る。変位センサを動作させることは、身体音を検出することを可能にし得る。

【0018】

好ましくは、カブラは、力センサの最大平面表面積未満である最大平面表面積を有し得る。更に、カブラの最大平面表面積は、変位センサの最大平面表面積に近似し得る。

【0019】

好ましくは、力センサは、変位センサに搭載され得る。

30

【0020】

好ましくは、力センサは、カブラの動作可能な裏面に結合された動作可能なおもて面と、変位センサの動作可能なおもて面に結合された動作可能な裏面とを含み得る。

【0021】

好ましくは、力センサ及び変位センサは各々、カブラの動作可能な裏面に結合された動作可能なおもて面を有し得る。力センサ及び変位センサは、カブラの動作可能な裏面上に同心円状に配列され得る。変位センサは、第2の信号が対象者の器官によって生成される身体音を表すように構成され得る。

【0022】

好ましくは、装置はまた、対象者の循環する血液の容積的变化を表す第3の信号を生成するように構成された少なくとも1つの光学センサを含み得る。そのような実施例では、少なくとも1つの光学センサは、力センサ、変位センサ、及びカブラから別々に対象者上に配列されるように構成され得る。代わりに、少なくとも1つの光学センサは、力センサに隣接して固定され得る。

40

【0023】

好ましくは、カブラは、カブラが光学センサから機械的に切り離されるように、光学センサを少なくとも部分的に囲むように形状付けられ得る。

【0024】

好ましくは、装置は、血液酸素飽和度レベルを表す第4の信号を生成するように共に動作可能な複数の光学センサを含み得る。

50

## 【 0 0 2 5 】

好ましくは、カブラは、カブラが対象者に対して配列されるとき、生体電位を測定するように構成された処理回路に電氣的に結合された導電性電極として構成され得る。そのような実施例は、処理回路は、対象者のエレクトロカルジオグラフィ（ECG：electrocardiogram）を測定し、ECGを表す第4の信号を生成するように構成され得る。

## 【 0 0 2 6 】

好ましくは、カブラは、温度センサを含み得、対象者に対して配列されるカブラにตอบสนองして温度を測定するように構成された処理回路に電氣的に結合される。

## 【 0 0 2 7 】

好ましくは、環状導電性電極は、装置の周りに構成され得る。環状導電性電極は、カブラが対象者に対して配列されるとき、生体電位を測定するように構成された処理回路に電氣的に結合される。そのような実施例では、処理回路は、対象者のエレクトロカルジオグラフィ（ECG）を測定し、ECGを表す第4の信号を生成するように構成され得る。

## 【 0 0 2 8 】

好ましくは、装置は、環状リングとして構成された第1の導電性電極を含み得、環状リングは、環状リングが対象者に対して配列されるとき、生体電位を測定するように構成された処理回路に電氣的に結合される。

## 【 0 0 2 9 】

好ましくは、装置は、対象者の別の部分に対して配列することを可能にするように、第1の導電性電極から間隔を空けて、第1の導電性電極から隔離されて配列された第2の導電性電極を含み得、第2の導電性電極は、第1の導電性電極及び第2の導電性電極が対象者に対して配列されるとき、更なる生体電位を測定することを可能にするように、処理回路に結合される。

## 【 0 0 3 0 】

好ましくは、装置は、対象者の別の部分に対して配列することを可能にするように、第1の導電性電極及び第2の導電性電極から間隔を空けて、第1の導電性電極及び第2の導電性電極から隔離されて配列された第3の導電性電極を含み得、第3の導電性電極は、第1の導電性電極、第2の導電性電極、及び第3の導電性電極が対象者に対して配列されるとき、更なる生体電位を測定することを可能にするように、処理回路に結合される。第3の導電性電極は、第1の電極及び第2の電極に対して移動可能であり得る。

## 【 0 0 3 1 】

好ましくは、処理回路は、対象者に対して配列されるいずれかの導電性電極にตอบสนองして、対象者のエレクトロカルジオグラフィ（ECG）を測定するように構成され、ECGを表す第4の信号を生成するように構成され得る。

## 【 0 0 3 2 】

好ましくは、第2のECG電極及び第3のECG電極が装置に組み込まれる場合、これは、第1の電極から隔離され得、対象者の手がECG回路を完了することを可能にするると共に、第2の電極を保持するように配列され得、又は対象者に取り付けられ、処理回路に接続された第2のセンサ上に配列され得る。

## 【 0 0 3 3 】

好ましくは、カブラは、器官に接触するように構成されたおもて面を含み得る。おもて面は、ドーム形状、又はマッシュルーム形状、又は円錐形状、又はピラミッド形状であり得る。代わりに、カブラは、円筒形又は直方体であり得る。カブラは、アクリル・レジンの剛性プラスチック材料、及び導電性材料のうちの少なくとも1つを含み得る。

## 【 0 0 3 4 】

好ましくは、装置は、装置の動作可能な裏面に加えられる力を測定するように構成された第2の力センサを含み得る。第2の力センサは、第1の力センサからの信号が定量化されることを可能にし、血圧の推定につながるように、生み出す力を知るように較正され得る。第2の力センサは、力検知レジスタ（FSR）であり得る。第2の力センサは、変位

10

20

30

40

50

センサの動作可能な裏面に結合され得る。

【0035】

好ましくは、装置は、対象者の器官に装置を固定するように構成された固定デバイスを更に含み得る。固定デバイスは、a) ストラップ、b) ベルト、c) 接着パッチのうちの少なくとも1つを含み得る。

【0036】

好ましくは、装置は、第1の信号及び第2の信号に基づいて、生理学パラメータを判定するように構成された少なくとも1つのプロセッサを更に含み得る。少なくとも1つのプロセッサは、第1の信号に基づいて、変位センサから受信される第2の信号を校正するように構成され得る。

10

【0037】

好ましくは、生理学パラメータは、心悸動、中心血圧又は末梢血圧などの血圧、子宮収縮、胎児の活動、呼吸、心音などの身体音、対象者の心臓弁の開放時間、対象者の心臓弁の閉鎖時間、対象者の心臓の収縮レベル、血管の弾性、対象者の心臓の一回拍出量、心拍出量、及び血液脈波伝播時間のうちの少なくとも1つを含み得る。好ましくは、装置は、胸部容積変化を表す呼吸器信号を生成するように構成された第1のモーフィック・センサを更に含み、モーフィック・センサは、複数のセンサと通信する。好ましくは、装置は、対象者の識別を可能にするための生理学信号を検出するように構成された第2のモーフィック・センサを更に含む。好ましくは、第1のモーフィック・センサ又は第2のモーフィック・センサは、対象者の位置及び動きを検出するための加速度計を含む。

20

【0038】

別の態様では、センサ・アセンブリによって生成される信号の信号対雑音比を高める方法が提供され、アセンブリは、力センサ及び変位センサを含み、方法は、対象者上の位置に変位センサを配列することであって、変位センサは、変位を表す第1の信号を生成するように構成される、配列することと、対象者上の同一の位置に力センサを配列することであって、力センサは、力変位を表す第2の信号を生成するように構成される、配列することと、変位センサ及び力センサに結合され、力信号及び変位信号を処理するように構成された少なくとも1つのプロセッサを動作させることと、を含む。

【0039】

好ましくは、処理することは、第1の信号及び第2の信号を乗算することを含み得る。

30

【0040】

別の態様では、対象者の生理学パラメータを測定する方法が提供され、方法は、対象者の第1の位置に機械的に結合された第1の力センサから第1の信号を受信することと、対象者の第2の位置に機械的に結合された第2の力センサから第2の信号を受信することであって、第2の位置は、第1の位置から分離される、受信することと、第1の信号及び第2の信号の比較に基づいて、生理学パラメータを判定することと、を含む。

【0041】

好ましくは、第1の力センサは、患者の胸部で信号を測定し得、第2の力センサは、ユーザの指又は手首であり得る。第2の力センサも、例えば、胸骨上切痕における上部胸部上であり得る。

40

【0042】

好ましくは、比較は、第1の信号と第2の信号との間の差異を含み得る。比較は、第1の信号と第2の信号との間のタイミングを更に含み得、このタイミングは、第1の位置から第2の位置までの脈波伝播時間 ( P T T : p u l s e t r a n s i t t i m e ) に等しい。P T T は、血圧を表す測定である。P T T は、いずれかの異なる予め定められた位置において測定することができることを認識され得る。

【0043】

好ましくは、第1の力センサ及び第2の力センサのうちの1又は複数は、力検知レジスタ ( F S R ) であり得る。

【0044】

50

好ましくは、生理学パラメータは、心悸動、脈波伝播時間、脈拍伝搬時間、中心血圧又は末梢血圧などの血圧、子宮収縮、胎児の活動、呼吸、心音などの身体音、対象者の心臓弁の開放時間、対象者の心臓弁の閉鎖時間、対象者の心臓の収縮レベル、対象者の心臓の一回拍出量、心拍出量、及び血液脈波伝播時間などの心臓性パラメータのうちの少なくとも1つを含み得る。

【0045】

好ましくは、第1の位置は、剣状突起において又は剣状突起の近くなど、対象者の上部胸郭上にあり得る。第2の位置は、対象者の下部胸郭上にあり得る。測定されることになる生理学パラメータは、中心血圧であり得る。

【0046】

本発明の別の態様では、第1の位置は、対象者の胸郭上にあり得る。第2の位置は、対象者の大腿動脈及び鎖骨下動脈、又は他の末梢動脈の1つに近接し得る。測定されることになる生理学パラメータは、そのようなケースでは、末梢血圧であり得る。

【0047】

本発明の別の態様では、第1の力センサ及び第2の力センサは、前面力センサから切り離された背面力センサと共に1つのアセンブリ上にあり得る。ユーザの指は、アセンブリがユーザの心臓上に配置されるとき、第2の力センサへのカプラに当てることができる。心臓から指への心臓性信号のタイミング差は、脈波伝播時間である。

【0048】

好ましくは、方法は、第1の位置及び第2の位置から分離された第3の位置において対象者に機械的に結合された第3の力センサから第3の信号を受信することと、第1の信号、第2の信号、及び第3の信号の比較に基づいて、生理学パラメータを判定することと、を更に含み得る。第3の力センサは、FSRであり得る。

【0049】

好ましくは、方法は、第1のセンサ及び第2のセンサのうちの1つ又は複数を対象者に機械的に結合することを更に含み得る。

【0050】

好ましくは、方法は、力センサ及び変位センサの両方を有する装置を使用することを更に含み得、変位センサからの信号は、変位センサからの信号の変調する必要性を回避するように、力センサから信号と乗算される。

【0051】

別の態様によれば、対象者の生理学パラメータを測定するシステムが提供され、システムは、対象者上の第1の位置において力変位を表す第1の信号を生成するように構成された第1の力センサと、対象者上の第2の位置において力変位を表す第2の信号を生成するように構成された第2の力センサと、第1の信号と第2の信号との間の比較に基づいて、対象者の生理学パラメータを判定するように構成された少なくとも1つのプロセッサと、を含む。

【0052】

好ましくは、比較は、第1の信号と第2の信号との間の差異を含み得る。更に、比較は、第1信号と第2の信号との間のタイミング差を含み得る。

【0053】

好ましくは、第1の力センサ及び第2の力センサのうちの少なくとも1つは、力検知レジスタ(FSR)であり得る。

【0054】

好ましくは、生理学パラメータは、心悸動、脈波伝播時間、脈拍伝搬時間、中心血圧又は末梢血圧などの血圧、子宮収縮、胎児の活動、呼吸、心音などの身体音、対象者の心臓弁の開放時間、対象者の心臓弁の閉鎖時間、対象者の心臓の収縮レベル、対象者の心臓の一回拍出量、心拍出量、及び血液脈波伝播時間などの心臓性パラメータのうちの少なくとも1つを含み得る。

【0055】

10

20

30

40

50

好ましくは、第1の位置は、剣状突起において又は剣状突起の近くなど、対象者の上部胸郭上にあり得る。第2の位置は、対象者の下部胸郭上にあり得る。測定されることになる生理学パラメータは、中心血圧であり得る。

【0056】

本発明の別の態様では、第1の位置は、対象者の胸郭上にあり得る。第2の位置は、対象者の大腿動脈及び鎖骨下動脈、又は他の末梢動脈の1つに近接し得る。測定されることになる生理学パラメータは、そのようなケースでは、末梢血圧であり得る。

【0057】

好ましくは、システムは、第1の位置及び第2の位置から分離された対象者上の第3の位置において力変位を表す第1の信号を生成するように構成された第3の力センサを更に  
10  
含み得る。生理学パラメータは次いで、第1の信号、第2の信号、及び第3の信号の比較に基づいて判定され得る。第3の力センサは、FSRであり得る。

【0058】

好ましくは、第1の力センサ及び第2の力センサのうちの1つ又は複数は、上記説明されたような装置の第1の力センサであり得る。

【0059】

別の態様によれば、対象者の少なくとも1つのパラメータを検知する装置が提供され、装置は、湾曲により変化するインピーダンスを有する伸縮自在なセンサ部材と、伸縮自在なセンサ部材を囲み、対象者の表面の半径などの形状の変化が伸縮自在なセンサを曲げさせるように、対象者の表面に近接して伸縮自在なセンサ部材の接触表面を維持するように  
20  
構成された伸縮自在なキャリアと、を含む。

【0060】

好ましくは、伸縮自在なセンサ部材は、力検知レジスタ(FSR)を含み得る。

【0061】

好ましくは、キャリアは、ファブリック・キャリア及びエラストマ・キャリアのうちの少なくとも1つであり得る。キャリアは、ストラップ又は接着パッチを含み得る。キャリアは、対象者によって装着された衣類を含み得る。衣類は、シャツ、又はベスト、又はジャケット、又はコートを含み得る。

【0062】

好ましくは、対象者の表面は、対象者の胸郭における皮膚などの皮膚であり得る。伸縮自在なキャリアは、皮膚の拡張及び収縮(例えば、呼吸に起因した胸郭の拡張及び収縮)が伸縮自在なセンサを曲げさせるように、皮膚に近接して接触表面を維持するように構成され得る。  
30

【0063】

好ましくは、装置は、伸縮自在なセンサ部材のインピーダンスに基づいて、少なくとも1つのパラメータを生成するように構成された少なくとも1つのプロセッサを更に含み得る。

【0064】

好ましくは、パラメータは、心悸動、中心血圧又は末梢血圧などの血圧、又は子宮収縮、胎児の活動、呼吸、心音などの身体音、対象者の心臓弁の開放時間、対象者の心臓弁の閉鎖時間、対象者の心臓の収縮レベル、対象者の心臓の一回拍出量、心拍出量、及び/又は血液脈波伝播時間などの心臓性パラメータを含み得る。  
40

【0065】

別の態様によれば、対象者の少なくとも1つのパラメータを検知する方法が提供され、対象者の器官に近接して第1の位置において上記説明されたような伸縮自在なセンサを位置付けることと、伸縮自在なセンサ部材のインピーダンスに基づいて、少なくとも1つのパラメータを判定することと、を含む。

【0066】

別の態様によれば、対象者の生理学パラメータを検知する装置が提供され、装置は、対象者の器官の力変位を表す第1の信号を生成するように構成された力センサと、対象者の  
50

循環する血液の容積的变化を表す第2の信号を生成するように構成された少なくとも1つの光学センサと、力センサを器官と機械的に結合するように構成された力センサ上に配列されたカプラと、を含む。

【0067】

好ましくは、上記説明された実施例のいずれかの少なくとも1つの光学センサは、少なくとも1つの光の波長を使用して、結果として生じる信号を検知し得る。

【0068】

別の態様によれば、対象者を識別するシステムが提供され、システムは、力を表す力信号を生成するように構成された少なくとも1つの第1の力センサと、変位を表す変位信号を生成するように構成された変位センサと、を含み、力センサ及び変位センサは、対象者上の実質的に同一の位置に位置付けることを可能にして、信号を生成することを可能にするように、相互に配列され、システムは更に、力センサ及び変位センサに結合された少なくとも1つのプロセッサを含み、少なくとも1つのプロセッサは、力信号及び変位信号を処理して、対象者の識別子を判定するように構成される。

10

【0069】

好ましくは、少なくとも1つのプロセッサは、メモリに結合され得、メモリに記憶された同一の対象者についての少なくとも1つの標準化された履歴的信号に基づいて、対象者の識別子を判定するように更に構成され得る。

【0070】

好ましくは、システムはまた、フォトレチスモグラフィ信号を生成するように構成されたフォトレチスモグラフィセンサと、エレクトロカルジオグラフィ信号を生成するように構成されたエレクトロカルジオグラフィ電極のペアを含み得、少なくとも1つのプロセッサは、力信号及び変位信号のうちの少なくとも1つと、フォトレチスモグラフィ及びエレクトロカルジオグラフィ信号のうちの少なくとも1つとを処理して、対象者の識別子を判定するように構成された、フォトレチスモグラフィセンサ及び/又はエレクトロカルジオグラフィ電極のペアに結合される。

20

【0071】

好ましくは、少なくとも1つのプロセッサは、メモリに記憶された同一の対象者についての少なくとも2つの標準化された履歴的信号の組み合わせに基づいて、対象者の識別子を判定するように構成され得る。

30

【0072】

好ましくは、システムの各々の動作は、信号のうちの1つ又は複数を生成し得、1つ又は複数の対応する標準化された履歴的信号を更新させる。

【0073】

好ましくは、システムの使用は、力信号及び変位信号を生成することを可能にするように、ユーザの指の掌側に接触してシステムを配列することを伴い得る。システムは、人差し指の先端に配列され得る。

【0074】

好ましくは、対象者が指によって働く接触力及び接触期間のうちの1つ又は複数を調節したことに応答して、プロセッサは、1つ又は複数の遠隔に位置するデバイス又はシステムにアラーム信号を通信するように構成され得る。

40

【0075】

好ましくは、対象者が指によって働く接触力及び接触期間のうちの1つ又は複数を調節したことに応答して、プロセッサは、1つ又は複数の遠隔に位置するデバイス又はシステムに記録された信号及び分析された信号のうちの少なくとも1つを通信するように構成され得る。

【0076】

添付図面を例として参照して、開示の実施例がここで説明される。

【図面の簡単な説明】

【0077】

50

- 【図 1 a】センサ・アセンブリの第 1 の実施例の概略図である。
- 【図 1 b】センサ・アセンブリの第 2 の実施例の概略図である。
- 【図 1 c】センサ・アセンブリの第 3 の実施例の概略図である。
- 【図 1 d】センサ・アセンブリの第 4 の実施例の概略図である。
- 【図 1 e】センサ・アセンブリの第 5 の実施例の概略図である。
- 【図 1 f】センサ・アセンブリの第 6 の実施例の概略図である。
- 【図 1 g】センサ・アセンブリの第 7 の実施例の斜視図である。
- 【図 1 h】センサ・アセンブリの第 8 の実施例の斜視図である。
- 【図 1 i】センサ・アセンブリの第 9 の実施例の斜視図である。
- 【図 1 j】センサ・アセンブリの第 10 の実施例の斜視図である。 10
- 【図 1 k】センサ・アセンブリの第 10 の実施例の斜視図である。
- 【図 1 l】センサ・アセンブリの第 11 の実施例の斜視図である。
- 【図 2 a】図 1 a 及び 1 b のカブラの変形を示す図である。
- 【図 2 b】図 1 a 及び 1 b のカブラの変形を示す図である。
- 【図 2 c】図 1 a 及び 1 b のカブラの変形を示す図である。
- 【図 2 d】図 1 a 及び 1 b のカブラの変形を示す図である。
- 【図 2 e】図 1 a 及び 1 b のカブラの変形を示す図である。
- 【図 2 f】図 1 a 及び 1 b のカブラの変形を示す図である。
- 【図 2 g】図 1 a 及び 1 b のカブラの変形を示す図である。
- 【図 3】人間の対象者上の様々な配列内のセンサ・アセンブリの実施例を示す図である。 20
- 【図 4】人間の対象者上の様々な配列内のセンサ・アセンブリの実施例を示す図である。
- 【図 5】人間の対象者上の様々な配列内のセンサ・アセンブリの実施例を示す図である。
- 【図 6 a】人間の対象者上の様々な配列内のセンサ・アセンブリの実施例を示す図である。
- 。 【図 6 b】人間の対象者上の様々な配列内のセンサ・アセンブリの実施例を示す図である。
- 。 【図 6 c】人間の対象者上の様々な配列内のセンサ・アセンブリの実施例を示す図である。
- 。 【図 7】センサ・アセンブリから受信される信号を処理するための信号処理チェーンを示す図である。 30
- 【図 8】図 1 又は 2 のセンサ・アセンブリのカセンサから力信号を生成するための、図 7 の信号処理チェーンの信号調整ステージによって実装される实例の処理回路を示す図である。
- 【図 9】図 1 又は 2 のセンサ・アセンブリのカセンサから力信号を生成するための、図 7 の信号処理チェーンの信号調整ステージによって実装される实例の処理回路を示す図である。
- 【図 10】図 1 又は 2 のセンサ・アセンブリのカセンサから力信号を生成するための、図 7 の信号処理チェーンの信号調整ステージによって実装される实例の処理回路を示す図である。
- 【図 11】図 2 のセンサ・アセンブリのカセンサ及び第 2 のカセンサの特性に基づいて力信号を生成するための、図 7 の信号処理チェーンの信号調整ステージによって実装される实例の処理回路の回路図である。 40
- 【図 12】図 2 のセンサ・アセンブリのカセンサ及び第 2 のカセンサの特性に基づいて力信号を生成するための、図 7 の信号処理チェーンの信号調整ステージによって実装される实例の処理回路の回路図である。
- 【図 13】図 2 のセンサ・アセンブリのカセンサ及び第 2 のカセンサの特性に基づいて力信号を生成するための、図 7 の信号処理チェーンの信号調整ステージによって実装される实例の処理回路の回路図である。
- 【図 14】図 1 a 又は 1 b のセンサ・アセンブリの変位センサから調整された速度信号を生成するための、図 7 の信号処理チェーンの信号調整ステージによって実装される实例の 50

処理チェーンのブロック図である。

【図 1 5 a】図 1 a 又は 1 b のセンサ・アセンブリの変位センサから調整された速度信号を生成するための、図 7 の信号処理チェーンの信号調整ステージによって実装される処理回路の第 1 の実施例を示す図である。

【図 1 5 b】図 1 a 又は 1 b のセンサ・アセンブリの変位センサから調整された速度信号を生成するための、図 7 の信号処理チェーンの信号調整ステージによって実装される処理回路の第 2 の実施例を示す図である。

【図 1 6】複数のセンサ・アセンブリから受信される信号を処理するための信号処理チェーンを示す図である。

【図 1 7】図 3 に示されるような対象者の胸骨上に位置付けられた図 1 a のセンサ・アセンブリによって記録される力対時間を示すプロットである。 10

【図 1 8】図 3 に示されるような対象者の胸骨上に位置付けられた図 1 a のセンサ・アセンブリによって記録される力対時間を示すプロットである。

【図 1 9】対象者の胸骨上切痕及び心尖部にそれぞれ位置するセンサ・アセンブリの力センサからの 2 つの力信号の合計の下部プロットと、ECG 電極を使用して取得される信号の上部プロットとを示す図である。

【図 2 0】図 1 a のセンサ・アセンブリの力センサから導出される力信号と、図 1 のセンサ・アセンブリの変位センサから導出される変位速度信号の積分を比較するプロットである。

【図 2 1】エレクトロカルジオグラム ( ECG ) を図 1 のセンサ・アセンブリから導出される力信号及び変位信号と比較するプロットである。 20

【図 2 2】図 1 a のセンサ・アセンブリの力センサから導出される力信号と、ECG と共に力信号から導出される呼吸器信号及び ECG から導出される呼吸器信号とを示すプロットである。

【図 2 3】心臓性音信号、ECG、及びフォトプレチスモグラム ( PPG : photoplethysmogram ) と共に、図 1 a のセンサ・アセンブリから導出される力信号及び加速度信号を示すプロットである。

【図 2 4】図 1 a のセンサ・アセンブリから導出される呼吸に関連する未処理データを示すプロットである。

【図 2 5 a】図 1 a のセンサ・アセンブリから導出されるような音及びサイズモカルジオグラムに関連するデータを示すプロットである。 30

【図 2 5 b】2 つのプロット、図 6 b 又は 6 c のセンサ・アセンブリ配列から導出されるような、力信号及び変位信号を示す上部プロットと、赤色光信号及び赤外線光信号を示す下部プロットとを示す図である。

【図 2 6】センサ・アセンブリの実施例の断面図である。

【図 2 7】図 2 6 に示されたセンサ・アセンブリの実施例の平面表面図である。

【図 2 8】対象者の胸郭上に配列された、図 2 6 のセンサ・アセンブリのペアを示す図である。

【図 2 9】図 2 6 のセンサ・アセンブリから導出される氣息信号である。

【図 3 0】センサ・アセンブリの更なる実施例の断面図である。 40

【図 3 1】センサ・アセンブリの別の実施例の断面図である。

【図 3 2】安静時の対象者により図 1 a のセンサ・アセンブリから導出されるような脈波伝播時間 ( PTT ) のプロットである。

【図 3 3】対象者の労作の後の図 1 a のセンサ・アセンブリから導出されるような PTT のプロットである。

【図 3 4】安静時の対象者により図 1 a センサ・アセンブリから導出されるような心臓性活動のプロットである。

【図 3 5】対象者による低率の労作の後の図 1 a のセンサ・アセンブリから導出されるような心臓性活動のプロットである。

【図 3 6】対象者による高率の労作の後の図 1 a のセンサ・アセンブリから導出されるよ 50

うな心臓性活動のプロットである。

【図 3 7】従来のデジタル聴診器により、及び前の図に示されたセンサ・アセンブリの 1 つにより記録される音を表す 2 つのプロットを示す図である。

【図 3 8 A】音を検出するためにセンサ・アセンブリを動作させるステージを例示するブロック図である。

【図 3 8 B】音を検出するためにセンサ・アセンブリを動作させるステージを同様に例示する別のブロック図である。

【図 3 9 A】対象者を識別するように構成されたシステムを例示するブロック図である。

【図 3 9 B】対象者を識別するように構成されたシステムを同様に例示する別のブロック図である。

【図 3 9 C】対象者を識別するための比較信号を更新する機械学習の使用のためのフローチャートを例示する図である。

【図 4 0】対象者を識別するように構成されたセンサ・アセンブリの使用を例示する概略図である。

【図 4 1 a】図 4 0 に例示されたような、対象者がセンサ・アセンブリ上で力を断続的に働かせることによって取得される力信号及び変位信号のプロットを示す図である。

【図 4 1 b】図 4 0 に例示されたような、対象者がセンサ・アセンブリ上で力を断続的に働かせることによって取得される力信号及び変位信号のプロットを示す図である。

【図 4 1 c】図 4 0 に例示されたような、対象者がセンサ・アセンブリ上で力を断続的に働かせることによって取得される力信号及び変位信号のプロットを示す図である。

【図 4 1 d】指の先端で対象者を識別するための特定の構成を例示する概略図である。

【図 4 1 e】可変圧力、可変時間、及びセンサ・アセンブリ上で断続的に力を働かせる対象者に基いてアラームを生じさせる方法を例示する図である。

【図 4 1 f】取得される信号のタイプ及び送信される生理学パラメータの実例を例示する図である。

【図 4 2 A】センサ・アセンブリに断続的に接触する 3 人の異なる対象者から取得される 3 つの信号を例示する図である。

【図 4 2 B】指の同一側上で使用されるセンサ・アセンブリ及び多色フォトプレチスモグラフィ / パルス・オキシメータを例示する別の概略図である。

【図 4 2 C】左は、指の上面上で使用されるセンサ・アセンブリ及び指の底面上で使用される多色フォトプレチスモグラフィ / パルス・オキシメータを例示する概略図であり、右は、図 4 2 (左) の正面図である。

【図 4 3 a】心臓から指の先端までの脈波伝播時間を測定するために後方カブラに指を当てる方法を示す図である。

【図 4 3 b】心臓から指の先端までの脈波伝播時間を測定するために後方カブラに指を当てる方法を示す図である。

【図 4 3 c】心臓から指の先端までの脈波伝播時間を測定するために後方カブラに指を当てる方法を示す図である。

【図 4 3 d】心臓から指の先端までの脈波伝播時間を測定するために後方カブラに指を当てる方法を示す図である。

【図 4 4】脈波伝播時間の直接測定を与える、図 4 3 a における実施例から結果として生じる 2 つの脈拍の間のタイミングにおける差異を示す図である。

【図 4 5】両方と比較される圧電センサ及び力センサの両方に対する腕部対胸部に関する信号の比較と、指からの e c g 信号 (上部) 及び血圧信号 (底部) を示す図である。

【図 4 6 a】1 つが心尖部にわたって、2 つ目が胸骨上切痕 / 大動脈弓にわたって、胸部上に位置付けられた 2 つのセンサを示す図である。

【図 4 6 b】トリガリング ( E C G に対する R - p e a k ) と頂点運動性との間の遅延の測定を可能にし、また、頂点駆出時間と大動脈弓駆出時間との間の遅延を測定することを可能にする、結果として生じる信号を示す図である。

【図 4 7 a】圧電センサ、力センサ、及び指 B P モニタからの信号を示す図である。呼吸

10

20

30

40

50

及び運動からの様々なアーチファクトが存在する。

【図 4 7 b】信号についての類似の形状を露呈するアーチファクトが除去された信号を示す図である。

【図 4 8 a】力センサ及び圧電センサに接触する外面皮膚に接続された背面力センサによる実施例を示す図である。組み立てられたセンサは、グラム/ニュートンで較正することができる。

【図 4 8 b】前面 F S R によって測定された力の較正された D C 成分と背面 F S R によって測定された力の D C 成分との間の差異、よって、胸部と手首との間の組織コンプライアンスにおける差異を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0078】

本開示の実施例は、器官、筋肉、血流、及び流体シフトによる皮膚表面の変位、すなわち、消化、嚥下、呼吸などによって働く力及びそれらの伝搬速さの局所的な測定から生理学メカニクを監視する検知システム及び方法に関する。

【0079】

一部の実施例は、心臓性収縮アクション及び血液循環アクションによって生成される反跳力を測定するために、胸郭又は上腹部上で対象者と機械的に結合された、力検知レジスタ (F S R) などの力センサ、いわゆる「フォースカルジオグラフィ (F C G : F o r c e c a r d i o g r a p h y)」を使用する。よって、実施例は、対象者の各々の心臓性サイクルの機械的イベントの連続し且つ非侵略的な監視を可能にすることができる。特に、典型的には皮膚において対象者と機械的に結合された複数の力センサを使用することによって、心臓性サイクル、心臓弁開放タイミング及び心臓弁閉鎖タイミング、心臓収縮レベル、一回拍出量、心拍出量、脈波伝播時間、及び中心動脈圧力の各々の段階の識別及び持続時間など、生理学パラメータに関する情報を取得することができる。更に、対象者における胸部容積変化を判定するためにも、モーフィック・バンドが組み合わせられ得る。モーフィック・バンドは、無視できるような機械的レジスタンスを有し、又は機械的レジスタンスなしに、監視された身体により変形することができるものである。心不全は複雑且つ多局面がある病気であるので、それは、呼吸器系を含む複数の器官系に影響を及ぼし得る。モーフィック・バンドからの追加の情報は、呼吸器信号が取得されることを可能にする。力が既知の力に対して較正される場合、力の定量化された測定、したがって、圧力の定量化された測定を計算することができる。次いで、それらに限定されないが、心不全、機械的同期不全 (例えば、脚ブロックの結果として)、弁膜症 (例えば、大動脈及び僧帽弁逆流、狭窄心臓病) など、心臓病及び/又は機能不全に関する情報を取得することができる。

【0080】

末梢脈拍点又は主要な脈管 (すなわち、首脈拍、橈骨動脈拍など) に近接して設けられるとき、力及びそれらの伝搬時間、よって、血液移動及び流れの速さを測定するために、力センサを使用することができる。そのような流れは、静脈還流と共に、呼吸に起因した静水圧力における変化を含み得る。したがって、実施例は、末梢肢の力測定から呼吸数を推測することを可能にする。

【0081】

一部の実施例は、対象者の力変位及びそのような変位の速さ又は速度を同時に測定するために、両方が対象者と機械的に結合された変位センサ (圧電センサなど) との組み合わせで 1 つ又は複数の力センサ (F S R など) を使用する。変位センサによって生成される変位速度信号を較正するために、圧縮力 (力センサ信号の D C 基準値) 及び動的力 (力センサ信号の A C 成分) を使用することができる。皮膚の変位の速さ又は速度と共に、力変位自体の正確且つ継続した直接測定を可能にする。したがって、正確且つ継続した測定血液悸動、したがって、心悸動を皮膚の動きのみから取得することができる。

【0082】

一部の実施例では、力センサは、B i o p a c などのカフ・デバイス又はフィンガ・デ

10

20

30

40

50

バイスなどのゴールド・スタンダード血圧測定デバイスに対して最初に較正することができる。このステップは、センサへの力の測定のための進行中の較正された値、したがって、血圧の進行中の測定を可能にする。

【 0 0 8 3 】

別の実施例では、力センサは、力検知表面を有し得、変位センサは、変位検知表面を有し得る。検知表面の各々は、目標のエリア又は対象者の信号の検出を可能にする表面である。表面は各々、形状及びサイズを有すると共に、センサ間の最適な結合及び接触を可能にするように、力感知レジスタ ( F S R ) の力検知表面に対して一致するか、又はより小さいサイズの輪郭形状及びサイズを有する変位センサ又は圧電センサの変位検知表面を有することが有利である。例えば、力感知レジスタは、円形力検知表面を有し得、変位センサも、円形力検知表面を有し得る。平面形状であり得る表面は、円に限定されず、センサが検知することを可能にするいずれかの形状の表面であり得ることが認識され得る。例えば、一致した形状の検知表面の可能なサイズ測定は、一致した検知表面が相互に対してより大きい又はより小さいサイズをどのように有することができるかを説明する手段として、力検知表面について 1 0 平方ミリメートルであり得、変位検知表面について 9 平方ミリメートルであり得る。上記測定が実例として言及されると共に、それらの値に限定されず、表面が異なるサイズの表面であることができることを認識され得る。

10

【 0 0 8 4 】

一部の実施例は、対象者の皮膚の力変位及び皮膚の下の器官又は脈管内の血液量又は血流における変化を同時に測定するために、両方が対象者の皮膚と接触した、1つ又は複数の光学センサ ( フォトプレチスモグラフィ ( P P G : p h o t o p l e t h y s m o g r a p h y ) センサなど ) との組み合わせで1つ又は複数の力センサ ( F S R など ) を使用する。更なる実施例は、1つ又は複数の力センサ及び光学センサとの組み合わせで、圧電センサなどの変位センサをも含む。典型的には、実施例は、対象者の皮膚と接触して光学センサが配置されることを可能にするように配列されたアニュラスをも有する光学センサを含む。

20

【 0 0 8 5 】

本明細書で説明されるセンサ・アセンブリが、生きている対象者の皮膚から直接、生理学パラメータ、例えば、心臓性活動及び呼吸器活動を測定するために特に開発されてきたと共に、当業者は、開示される力センサ及び変位センサ・アセンブリの実施例が、衣服又は寝具など、皮膚にまたがって配列されたファブリックの層又は層を通じて使用され得ることを認識するであろう。一部のそのような実施例では、センサ・アセンブリは、ベッドのマットレス、車椅子及び車両シートを含む椅子のシート、車両のスレアリングホイール、又は車両に固定されたシートベルトなど、布張り構造又は他に繊維で覆われた構造に組み込まれ又はそれに取り付けられることによって、適切な場所に保持され得る。

30

【 0 0 8 6 】

本明細書で説明されるセンサ・アセンブリが、例えば、生きている対象者の心臓性活動及び呼吸器活動など、生理学パラメータを測定するために特に開発されてきたと共に、当業者は、開示の対象者であるセンサ・アセンブリが、センサ・アセンブリの下位にある部分よって力が加えられる他の物体と共に使用されることを認識するであろう。よって、本明細書で説明されるセンサ・アセンブリは、そのような力が加えられるソフト・ロボット又は他の無生物物体などの産業用途において使用される。

40

【 0 0 8 7 】

図 1 a は、対象者の少なくとも1つの生理学パラメータを検知するためのセンサ・アセンブリ 1 0 0 の第 1 の実施例の断面図である。センサ・アセンブリ 1 0 0 は、力センサ 1 0 2、変位センサ 1 0 4、及び機械的カブラ 1 0 6 を含む。力センサ 1 0 2 及び変位センサ 1 0 4 は、カブラのおもて面 1 0 8 に加えられるいずれかの力が力センサ 1 0 2 及び変位センサ 1 0 4 の両方に伝達されるように、カブラ 1 0 6 上に配列される。カブラ 1 0 6 は、導電材料から形成され得、 E C G 電極として動作するように構成され得る。単一のリード E C G を形成するために、少なくとも2つの電極が必要とされ、それらの1つ又は両

50

方を個々のセンサ・アセンブリに組み込むことができることを認識されよう。

【0088】

カブラ106は、剛性プラスチック又はゴムなどの剛性材料を含む。一部の実施例では、カブラ106は、アクリル・レジンを含み得る。他の実施例では、カブラ106は、部分的又は全体的に導電性であり得る。例えば、カブラ106は、銀又は塩化銀などの導電材料を部分的又は全体的に含み得る。対象者の表面と対向し、好ましくは対象者の表面と接触して配置されるように構成されたカブラ106のおもて面108は、皮膚など、対象者の準拠した表面の中に押圧するように形状付けられたドームであり得る。ドーム形状のおもて面108を設けることは、対象者から力センサ102及び変位センサ104への機械的変異の結合を改善することを支援する。同様の効果をもたらすおもて面108についての他の形状は、円錐形状、マッシュルーム形状などを含む。

10

【0089】

カブラ106は、センサ・アセンブリ100の対象者対向水平面に平行して水平面内で見られるとき、全体的に円形の断面を有する。結合運動（力及び変位）に加えて、カブラ106は、生体電位電極として構成され得、生体電位（例えば、エレクトロカルジオグラフィ（ECG：electrocardiography）、エレクトロマイオグラフィ（EMG：electromyography）、エレクトロエンセファログラフィ（EEG：electroencephalography）など）を測定するための処理回路（図示せず）に電気的に結合され得る。

【0090】

力センサ102は、伸縮自在な媒体を含む力センサ・キャリア110を介してカブラ106の裏面に搭載される。力センサ102は、接着剤、ラミネート加工、又はその他によってキャリア110に搭載される。力センサ102への電気接続は、センサ・キャリア110に力センサ102をアンカリングするアンカリング・ポイントとしても作用する2つ以上の電極112を使用して行われる。力センサ102は、力感知レジスタ（FSR）又はロード・セルである。以下で更に詳細に説明されるように、力センサ102の特性は、力センサに加えられる力信号に応答して変化し、変化は、カブラ106のおもて面108と接触した器官の力変位を表す。そのような特性は、例えば、力センサ102のインピーダンス又は出力電流若しくは電圧である。力センサ102がFSRである場合、以下で更に詳細に説明されるように、力センサ102のレジスタンスにおける変化は、力変位を表し、力変位から、出力電圧を生成することができる。

20

30

【0091】

実施例では、使用中に対象者に向かって対向する力センサ102のおもて面は、約5平方ミリメートル～25平方ミリメートル、例えば、7平方ミリメートル、15平方ミリメートル、又は20平方ミリメートルの表面積を有する。

【0092】

力センサ102及び変位センサ104は、任意選択の剛性接合層114を介して共に搭載される。剛性接合層114は、力センサ102の裏面上に設けられる。剛性接合層114は、真鍮、剛性プラスチック、又は類似の剛性材料を含み得る。一部の実施例では、剛性接合層114は、両側性PCBであり得、力センサ102は、PCBの第1の表面（すなわち、使用中に対象者に対向する表面）上に搭載され、変位センサ104は、PCBの反対の第2の表面上に搭載される。

40

【0093】

いずれかのケースでは、変位センサ104は、図1aに示されるように、力センサ102の裏面に機械的に結合される。よって、カブラ106と接触した器官の動きに起因したカブラ106の変位は、変位センサ104を移動させる。変位センサ104は、センサ104の変位の速さ又は速度を表す速度信号を生成する。対象者の皮膚などの器官に機械的に結合されるとき、この速度信号は、器官の変位速度と比例する。

【0094】

実施例では、変位センサ104の前面の、対象者対向表面は、約5平方ミリメートル～

50

25平方ミリメートル、例えば、7平方ミリメートル、15平方ミリメートル、又は20平方ミリメートルの表面積を有する。

【0095】

有利なことに、力センサ102及び変位センサ104の表面積は、力センサ102から変位センサ104への変位の均一な伝達を保證するように実質的に合致する。したがって、力センサ102及び変位センサ104はまた、好ましくは、同様の理由により、アセンブリ100の中心の、動作可能な垂直軸に沿って軸方向に位置合わせされる。

【0096】

変位センサ104の裏面の周りに、任意選択の保護カバー116が設けられ得る。保護カバー116は、空気若しくは他の気体、又は真空により充填された流体ギャップによって裏面から分離され得る。そのように行う際に、保護カバー116は、アセンブリ100の動作可能な後方の、非対象者対向側上での衝撃から変位センサ104を保護する。

10

【0097】

力センサ102及び変位センサ104に加えて、センサ・アセンブリ100は任意選択で、加速度計120を含み得る。加速度計120は、1つ又は複数の軸における加速度を測定するように構成される。例えば、加速度計120は、使用中にセンサ・アセンブリ100が固着された対象者の表面に垂直な少なくとも軸における加速度を測定するように構成され得る。好ましくは、加えて、加速度計120は、使用中にセンサ・アセンブリ100が固着された対象者の表面に平行な1つ又は複数の水平面又は軸におけるセンサ・アセンブリの動きを測定するように、そのような水平面における加速度を測定する。加速度計120は、カブラ106に機械的結合（直接又は間接的な）がもたらされると仮定して、センサ・アセンブリ100上のいずれかの位置に位置付けられ得る。例えば、加速度計120は、保護カバー116の後方に結合され得る。

20

【0098】

筐体118は、埃、砂利、水、及び/又はアセンブリ100の動作に影響を及ぼし得るいずれかの他の物質などの破片からアセンブリ100の要素を保護し、アセンブリ100の中への異物の侵入を防止するように、センサ・アセンブリ100を被包する。カブラ106の動作可能なおもて面108は、筐体118の開口を通じて延在する。代わりに、筐体118は、少なくとも伸縮自在な部分（図示せず）を含み、伸縮自在な部分は、カブラ106のおもて面108にわたって延在し、おもて面108に準拠し、それによって、力センサ102、変位センサ104、及びカブラ106を完全に被包する。

30

【0099】

動作の間、センサ・アセンブリ100のカブラ106のおもて面108は、対象者の皮膚など、対象者の表面と接触して配置され、センサ・アセンブリ100は、ベルト、接着パッチ、又は接着テープなど、1つ又は複数の固定デバイスによって対象者に対して固定される。そのようなテープは、キネシオロジテープとしても知られるスポーツテープが作られる材料から成り得る。カブラ106に機械的に結合された力センサ102及び変位センサ104と、対象者の表面に機械的に結合されたカブラ106とにより、センサ・アセンブリ100は、力変位信号及び変位速度信号を同時に生成するように構成される。それらの信号は次いで、以下で更に詳細に説明されるように、機械的生理学イベントの継続し且つ非侵略的な監視を可能にするために使用される。

40

【0100】

図1bは、図1aに示されたセンサ・アセンブリ100の変形である、センサ・アセンブリ200の別の実施例の断面図である。図1aを参照して、図1bでは、同様の参照符号は、他に指示されない限り、同様の部分を指す。

【0101】

センサ・アセンブリ100の要素に加えて、図1bのセンサ・アセンブリ200は更に、力センサ102と同様の、同様の特徴を有する第2の力センサ202を含む。第2の力センサ202は、例えば、保護カバー116の動作可能な外側表面に、変位センサ104の後方に動作可能に搭載される。力センサ102と同様に、第2の力センサ202は、第

50

2のセンサ202において加えられる力を表す信号を生成する(能動的又は受動的に)ように構成される。よって、第2の力センサ202は、例えば、対象者の表面にセンサ・アセンブリ200を加えるために使用される1つ又は複数の固定デバイスに起因して、アセンブリ200の動作可能な後方部分に加えられる力を測定するために使用される。

#### 【0102】

この測定された外部力信号は、キャリア圧力(すなわち、固定デバイスによってセンサ・アセンブリ200の後方に加えられる力)及び対象者の表面回復力(すなわち、検知される対象者の表面がどのように回復するか)を補償するために使用されることが可能である。例えば、外部キャリア又はアセンブリのオペレータから加えられる圧力を知ることが、アーチファクト除去を可能にする。例えば、センサの突然の強打又はせん断、すなわち、動きの間は、力センサ102の圧力を加えることを変え得、それは次いで、力センサ102からの信号におけるアーチファクトを増大させ得る。加えて、対象者が走ることなどの活動によって生じるリズム運動は、基準値をふらつくこと及び力センサ102からの信号への関連するアーチファクトに影響を与え得る。そのようなアーチファクトは、以下で更に詳細に説明されるように、2つの力センサ102、202及び変位センサ104の各々から導出される信号を使用してキャンセルすることができる(リアルタイムで又は事後処理においてのいずれかで)。

10

#### 【0103】

ここで図面の図1c及び1dを参照して、センサ・アセンブリ100及び200の更なる実施例が例示される。もう一度、前の図面を参照して、同様の参照符号は、他に指示されない限り、同様の部分を指す。

20

#### 【0104】

両方の実施例では、カブラ106は、襟109を含み、襟109は、筐体118内で開口部(図示せず)を通じて突出するカブラ106のドーム形状表面108を有する筐体118内で受けられる。開口部は、襟109が筐体118に対して捕捉するカブラ106を保持する際に支援し、筐体118からのカブラ106の分離を防止するように、襟109の直径よりも小さい直径を有する。

#### 【0105】

更に、両方の実施例では、その基部、すなわち、センサ・キャリア110と接触したカブラ106のその部分におけるカブラ106の直径(「基部直径」と称される)は、力センサ102の直径未満である。しかしながら、カブラ106が変位センサ104の表面積の全体にわたってその力を分散させることが望ましく且つ好ましい。したがって、カブラ106の基部直径は、変位センサ104の直径に近似する。典型的には、カブラ106の基部直径は、力センサ102の直径のおおよそ70%~90%、例えば、約80%である。

30

#### 【0106】

図面の図1dに示される実施例では、センサ・アセンブリ200は更に、後方圧力アプリケータ、又はカブラ、111を含む。典型的には、このカブラ111は、使用中に、センサ・アセンブリ200が対象者の器官に固着される構成要素、例えば、ストラップ、ベルト、テープ、又は同様のもの(図示せず)によって覆われる。この構成要素は、カブラ111を介して力センサ202に変位力を加え、対象者の器官に関連するセンサ・アセンブリ200の動きなどの無関係な因子に起因して、センサ・アセンブリ200によって記録されるアーチファクトを除去する際に支援する。

40

#### 【0107】

カブラ111が板状構造として示されたと共に、カブラ111は、カブラ106の形状と同様のドーム形状を含むいずれかの適切な形状を有することが認識されよう。また、カブラ111は、力センサ202の直径未満、典型的には、力センサ202の直径のおおよそ70%~90%、例えば、約80%の直径を有する。

#### 【0108】

上記に示されたように、ドーム形状カブラ106は、皮膚など、対象者の準拠した表面

50

の中に押圧することを助ける。よって、ドーム形状のおもて面 108 を有するカブラ 106 を設けることは、対象者から力センサ 102 及び変位センサ 104 への機械的変位の結合を改善する。

#### 【0109】

上記説明されたセンサ・アセンブリ 100、200 は、相互に対して積層された「サンドイッチ」配列内で力センサ及び変位センサを含む。しかしながら、本開示の実施例は、そのような配列に限定されない。例えば、他の実施例では、力センサ及び変位センサは、平面構成において配列され得、例えば、相互に配列され得、又は同心円状に（一方がもう一方の中に）配列され得、共通基板上に又は異なる別個の基板上のいずれかに配列され得る。各々の実施例では、各々の力センサ及び変位センサは好ましくは、対象者から各々のセンサへの力の機械的伝達を保證するように、図 1 a ~ 1 d のカブラ 106、111 などのカブラに機械的に結合される（直接又は間接的のいずれかで）。

10

#### 【0110】

図 1 e は、図 1 a ~ 1 d に示されたセンサ・アセンブリ 100、200 の変形である、センサ・アセンブリ 400 の実施例の平面表面図である。それらの図を参照して、図 1 e では、同様の参照符号は、他に指示されない限り、同様の部分を指す。

#### 【0111】

センサ・アセンブリ 400 は、力センサ 102 に、任意選択で、変位センサ 104（図 1 e にはいずれも示されない）に力を伝達するように配列されたカブラ 406 を含む。カブラ 406 は、カブラ 406 上で働く力が光学センサに伝達されないように、少なくとも 1 つの光学センサを少なくとも部分的に囲むように構成される。例示される実施例では、光学センサは、リング形状カブラ 406 によって定められるキャビティ 408 と配列された多色フォトプレチスモグラフィ（PPG）センサ 402 の形態である。他の実施例では（例示されない）、PPG センサは、パルス・オキシメータ・センサと置き換えられ、又はパルス・オキシメータ・センサと連携して配列される。一部の実施例では、光学センサは、力センサ 102 上に動作可能に配列され、力センサ 102 は、開口（例示されない）を定め、開口は、開口を通じてアセンブリ 400 の他の構成要素に光学センサが電氣的に結合されることを可能にする。

20

#### 【0112】

PPG センサ 402 は、カブラ 406 の動作可能な上部表面とおおよそ位置合わせされて、力が対象者の皮膚によってカブラ 406 上で働くのと同時に、皮膚に対して PPG センサ 402 が配置されることを可能にするように配列される。典型的には、カブラ 406 は、PPG センサ 402 の読み込みに影響を及ぼすカブラ 406 を通じた光の通過を防止するように、不透明な材料から形成される。PPG センサ 402 は、他のセンサ 102、104 の動作と同時に、血液量バイオメトリクスを検知して、対象者の心血管系の状態に関連する更なる情報を導出するように構成される。

30

#### 【0113】

図 1 f ~ 1 l は、図 1 a ~ 1 d に示されたセンサ・アセンブリ 100、200 の代替的な実施例を示し、それによって、共通の参照符号は、共通の特徴を示す。図 1 f ~ 1 l に示される実施例は、センサ・アセンブリ 100、200 に追加の、及びセンサ・アセンブリ 100、200 から電氣的に隔離されたエレクトロカルジオグラム（ECG）電極を含み得る。一部の実施例では、カブラ 106 は、温度センサを含み得、温度を測定するように構成された処理回路に接続され得る。

40

#### 【0114】

図 1 f 及び 1 g は、アセンブリ 100、200 の実施例を示し、アセンブリ 100、200 の実施例は、対象者に接触することを可能にするように配列されたセンサ・アセンブリ 100、200 の側に配列された環状リング 140 の形態である第 1 の導電性電極を含む。例示される実施例では、リング 140 は、センサ・アセンブリ 100、200 の基部の周囲を囲むように、筐体 118 に固定される。リング 140 は、筐体 118 から電氣的に隔離され、ECG 回路の 1 つのリードを形成するように構成される。リング 140 は、

50

対象者に対してリング 140 を配置したことに応答して、ECG 信号を生成するように構成された処理回路に電氣的に接続される。

【0115】

図 1 g に示される実施例は、リング 140 と同時に対象者に対して配置されることを可能にするように、電極リング 140 内に配列された温度センサ 154 をも含む。温度センサ 154 は、対象者に対してセンサ 154 を配置したことに応答して、温度信号を生成するように構成された処理回路に接続される。

【0116】

図 1 h は、アセンブリ 100 の別の実施例を示し、アセンブリ 100 の別の実施例は、把持部分 150 (筐体 118 の側壁の周りに少なくとも部分的に配列された) の形態である第 2 の電極を含む。把持部分 150 は、筐体から電氣的に隔離され、ECG 回路リードを形成するように、ECG 処理回路に接続される。把持部分 150 は、対象者に対して第 1 の電極を含む環状リング 140 を配列すると同時に、対象者が部分 150 を保持し、その結果、第 2 の電極に接触することを可能にするように形状付けられ及び配列される。したがって、この配列は、対象者が電極 140、150 との 2 つの同時接続を形成することを可能にして、単一の電極 140 の実施例により取得可能である代替的な ECG 信号を取得することを可能にする。

10

【0117】

図 1 i は、図 1 h に示されたアセンブリの代替的な実施例を例示する。この実施例では、第 2 の電極は、把持部分 150 及びハンドル部材 160 を含む。ハンドル 160 は、更なる電極 150 の表面積を効率的に延長するように、把持部分 150 に電氣的に接続される。この配列は、対象者に対してアセンブリ 100、200 を保持する容易性を強化することができると共に、第 2 の電極 150 との電気接続をも形成する。

20

【0118】

図 1 j 及び 1 k は、アセンブリ 100、200 の別の代替的な実施例を例示し、アセンブリ 100、200 の別の代替的な実施例は、第 1 の電極 140 と同時に対象者に対して配列されることを可能にするための、ハンドル 160 上に配列された接点パッド 170 の形態である第 3 の電極を含む。パッド 170 は、ハンドル 160 によって環状リング 140 から定められた距離で間隔を空けられる。パッド 170 は、ハンドル 160 から電氣的に隔離され、ECG 回路の第 3 の負荷を形成するように、ECG 処理回路に接続される。このようにアセンブリ 100、200 を構成することは、3 つの電極システムを形成するように把持部分 150 及び / 又はハンドル 160 のいずれかを把持することによって、対象者が第 2 の電極と接触すると同時に、対象者に対して第 1 の電極 140 及び第 3 の電極 170 を配列することを可能にする。これは、前に説明された実施例により取得された信号の代替となる ECG 信号を取得することを可能にし得る。

30

【0119】

図 1 l は、図 1 j 及び 1 k に示された実施例の代替的な実施例であり、この実施例は、皮膚に固定され、ECG 処理回路に接続するようにワイヤ 182 を介して筐体 118 に接続されるように構成された接着パッド 180 の形態である第 3 の電極を有する。ワイヤ 182 は、筐体 118 及び把持部分 150 から隔離される。この実施例は、更なる代替的な ECG 信号を取得することを可能にするように、第 1 の電極 140 及び第 2 の電極 150 から実質的に間隔を空けられることになる第 3 の電極 180 を配列することを可能にする。この実施例はまた、ECG 信号に影響を及ぼすことを可能にし得る、対象者の身体上の異なる位置の範囲内の第 3 の電極 180 の配置を可能にする。

40

【0120】

図 2 a ~ 2 g は、図 1 a 及び 1 b に示されたカブラ 106 の適切な場所に設けられ得る、図 1 a ~ 1 j のカブラ 106 のいくつかの変形を示す。前に述べたように、同様の参照符号は、他に指定されない限り、同様の部分を指す。

【0121】

図 2 a は、マッシュルーム形状のカブラ 201 を有するセンサ・アセンブリ 100 の断

50

面図であり、カブラ 201 は、ドーム形おもて面 203 と共に、力センサ 102 に接触するように構成されたドーム形裏面 205 を含む。ドーム形裏面 205 を設けることは、カブラ 201 と力センサ 102 との間の接触の表面積を小さくし、それによって、ユニットエリアごとのセンサに加えられる力を増大させ、それは次いで、カブラ 201 のおもて面に加えられる力に対するセンサ 102 の感度を増大させる。

#### 【0122】

図 2 b は、図 2 a のセンサ・アセンブリと同様であるが、図 1 d のセンサ・アセンブリ 202 を参照して上記説明されたような力センサ 202 に対して作用するカブラ 111 を含むセンサ・アセンブリ 100 の実施例を示す。

#### 【0123】

図 2 c 及び 2 d は、図 2 a 及び 2 b のカブラ 201 と同様の、ドーム形おもて面 206 と共に、力センサ 208 との接触のために構成されたドーム形裏面 208 を含むカブラ 204 の斜視図（拡大図）及び側面図をそれぞれ提供する。任意選択で、カブラ 204 は、弾性リンク又はエラストマリンクなどの 1 つ又は複数のファスナ 210 により、筐体 118 及び力センサ 102 に対して適切な場所に保持される。他の実施例では、カブラ 204 は、筐体 118 上の後方圧力によって適切な場所に保持され得、対象者及びキャリア（図示せず）の表面と接触し得る。図 2 d に示されるように、ドーム形裏面 208 を設けることは、カブラ 204 と力センサ 102 との間の接触の表面積を小さくし、それによって、ユニットエリアごとのセンサに加えられる力を増大させ、それは次いで、カブラ 204 のおもて面に加えられる力に対するセンサ 102 の感度を増大させる。カブラ 106 に関連して上記説明されたように、ドーム形状のおもて面 206 を設けることは、対象者から力センサ 102 及び変位センサ 104 への機械的変位の結合を改善することが発見されてきた。同様の効果をもたらすおもて面 206 及び裏面 208 についての他の形状は、円錐形状、マッシュルーム形状などを含む。

#### 【0124】

図 2 e 及び 2 f は、カブラ 204 の変形である更なるカブラ 212 を示す。カブラ 212 は、ボール 214 の円周の周りで延在するリップ 216 によって、筐体 118 内で支持されるボール又は球 214 を含む。リップ 216 は、筐体 118 の一部を形成し得る。任意選択で、泥及び他の有害物質の侵入を防止するように、ボール 214 とリップ 216 との間にガスケット又はリングなどのシール 218 が設けられる。

#### 【0125】

図 2 g は、ボール 214 がダブル・マッシュルーム結合部材又はくびれ結合部材 222 と置き換えられた、カブラ 212 の変形であるカブラ 220 を示す。結合部材 222 のくびれ部分は、リップ 216 によってカブラ 220 内の適切な場所に係合及び保持され得、それは、筐体 118 からの結合部材 222 の分離をも防止する。

#### 【0126】

上記説明されたセンサ・アセンブリ 100、200 は各々、変位センサ 104 を含む。しかしながら、本開示の実施例は、力センサ及び変位センサの組み合わせを使用することに限定されないことに留意されよう。例えば、様々な生理学パラメータを検出するために対象者上の異なる位置に位置付けられた複数の力センサを使用するための様々な新規な技術が以下で説明される。そのような技術は、同時の変位検知を必要としない。そのような技術は、上記説明されたセンサ・アセンブリ 100、200 を使用し得、又は力センサ及びカブラのみを含むセンサ・アセンブリを使用し得る。そのようなセンサ・アセンブリは、いずれかの想定可能な結合配列、例えば、図 1 a ~ 2 g のいずれかの 1 つに示された配列の 1 つを含み得る。例えば、実施例は、上記示されたが変位センサ 104 を省略したセンサ・アセンブリ 100 の変形を使用し得る。

#### 【0127】

図 3 ~ 6 は、生きている人間の対象者 300 に固定された、図 1 a のセンサ・アセンブリ 100、図 1 b のセンサ・アセンブリ 200、又はその変形など、センサ・アセンブリの様々な配列を示す。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 2 8 】

図 3 では、単一のセンサ・アセンブリ 3 0 2 は、胸部ベルト 3 0 4 を使用して、剣状突起に対して固定される。胸部ベルト 3 0 4 は、センサ・アセンブリ 3 0 2 の後方から外部圧力を加え、剣状突起において又は剣状突起の近くにセンサ・アセンブリ 3 0 2 を維持するように構成される。

## 【 0 1 2 9 】

図 4 では、複数のセンサ・アセンブリ 4 0 2 は、接着パッチ 4 0 4 を使用して、対象者 3 0 0 の皮膚に固定される。胸部ベルト 3 0 4 のように、各々の接着パッチ 4 0 4 は、センサ・アセンブリ 4 0 2 の後方から外部圧力を加えて、対象者 3 0 0 の予め定められた位置、典型的には、対象者の胸郭にそれを維持するように構成される。

10

## 【 0 1 3 0 】

図 5 は、複数のセンサ・アセンブリ 5 0 2 が共通接着パッチ 5 0 4 により対象者 3 0 0 の胸部に固定された更なる配列を示し、共通接着パッチ 5 0 4 は、センサ・アセンブリ 5 0 2 の後方から外部圧力を加えて、対象者 3 0 0 に対して予め定められた位置にそれらを維持するように構成される。加えて又は代わりに、複数のセンサ・アセンブリ 5 0 2 は、いずれかの適切な方法において、対象者 3 0 0 の背面に固定され得る。対象者の胴体の周りに複数のセンサ・アセンブリ 5 0 2 を設けることによって、センサ・アセンブリ 5 0 2 のセンサから導出されるデータから、胸部領域のカトモグラフが生成され得る。

## 【 0 1 3 1 】

図 6 a は、単一のセンサ・アセンブリ 6 0 2 が対象者 3 0 0 の手首 6 0 4 上に位置する径脈又は橈骨動脈に対して固定される。センサ・アセンブリ 6 0 2 は、手首ストラップ 6 0 6 (又は、接着剤若しくは他の手段)によって、手首 6 0 4 上の適切な場所に保持され得、手首ストラップ 6 0 6 はまた、センサ・アセンブリ 6 0 2 の後方に外部力を加えて、アセンブリ 6 0 2 と手首 6 0 6 との間の接触を維持する。

20

## 【 0 1 3 2 】

図 6 b は、単一のセンサ・アセンブリ 6 1 0 が、対象者 3 0 0 の指 6 1 2 に対して固定され、典型的には、ストラップ又はスリーブ(例示されない)などの解放可能な又は弾性的に変形可能な機構によって適切な場所に保たれる別の配列を示す。指 6 1 2 に固定されたアセンブリ 6 1 0 を示すことは、例示的であるにすぎず、アセンブリ 6 1 0 が、対象者 3 0 0 の身体他の部分に固定されるように構成可能であることが認識されよう。センサ・アセンブリ 6 1 0 は、この実施例では、多色 P P G センサ 6 1 4 である光学センサに隣接して配列されたセンサ 1 0 0 を含む。他の実施例(例示されない)では、パルス・オキシメータ・センサは、P P G センサ 6 1 4 に加えて又は代わりに配列される。この配列は、指上で相互に隣接して配列された位置を検知するように、アセンブリ 6 1 0 の同一の側上に位置付けられた別個のセンサ 1 0 0、6 1 4 からの血液量信号の同時収集を可能にする。

30

## 【 0 1 3 3 】

図 6 c は、単一のセンサ・アセンブリ 6 5 0 が、対象者 3 0 0 の指 6 1 2 に対して固定され、典型的には、ストラップ又はスリーブ(例示されない)などの解放可能な又は弾性的に変形可能な機構によって、適切な場所に保たれる更なる配列を示す。指 6 1 2 に固定されたアセンブリ 6 5 0 を示すことは、例示的であるにすぎず、アセンブリ 6 5 0 が、対象者 3 0 0 の身体他の部分に固定されるように構成可能であることが認識されよう。センサ・アセンブリ 6 5 0 は、この実施例では、多色 P P G センサ 6 1 4 である光学センサから対向するように配列されたセンサ 1 0 0 を含む。他の実施例(例示されない)では、パルス・オキシメータ・センサは、P P G センサ 6 1 4 に加えて又は代わりに配列される。この配列は、指 6 1 2 の対向した側上に位置付けられた別個のセンサ 1 0 0、6 1 4 からの血液量信号の同時収集を可能にする。

40

## 【 0 1 3 4 】

図 7 は、信号を処理するための例示的な信号処理チェーン 7 0 0、並びに/又は、生きている対象者から生成される、力センサ 1 0 2、変位センサ 1 0 4、第 2 の力センサ 2 0

50

2、及び任意選択の加速度計120のパラメータにおける変形を例示するブロック図である。以下の事例では、力センサ102及び第2の力センサ202は、そのレジスタンスがそれらに加えられる力に比例する、力感知レジスタ(FSR)、FSR1及びFSR2として以下で説明される。しかしながら、実施例は、力センサとしてのFSRの使用に限定されず、本開示の範囲から逸脱することなく、他のロード・セル又は力センサは、FSRの適切な場所で使用されることを認識されよう。等しく、以下の事例では、変位センサ104は、いくつかの実例では、変位における変化にตอบสนองして電圧を生成する、圧電センサ、PZTとして説明される。しかしながら、また、実施例は、変位センサ104としての圧電センサの使用に限定されない。他の例示的な変位センサは、それらに限定されないが、抵抗センサ、誘導センサ、容量センサ、渦電流センサ、超音波センサ、磁気抵抗センサ、及び光学エンコーダ変位センサを含む。

10

**【0135】**

本開示の一部の実施例が、動作のための力センサ102と、変位センサ104、第2の力センサ202、及び加速度計120のうちの1つ又は複数のみを必要とするので、変位センサ104、第2の力センサ202、及び加速度計120は、図7において破線で示される。

**【0136】**

信号処理チェーン700は、それらに限定されないが、呼吸、吐血パルス、力パラメータ、速度パラメータ、心音、及び血圧を含む、1つ又は複数の生理学パラメータの表現を生成するための、信号調整ステージ702、アナログ-デジタル変換ステージ704、及びフィルタリング・ステージを含む。

20

**【0137】**

信号調整ステージ702の間、力センサ102のレジスタンスFSR1は、事後処理においてハードウェア(処理回路)によって又はソフトウェアによってのいずれかで、出力電圧 $V_n$ に変換される。

**【0138】**

そのような変換を実行するための例示的なハードウェアは、図8~10に示される。図8を参照して、力センサ102のレジスタンスFSR1は、電圧分配器802の1つのテールを形成し、その出力は、力センサ102のレジスタンスFSR1に比例する出力電圧 $V_n$ を生み出すように、非反転増幅器804の入力に提供される。別の実施例では、図9を参照して、力センサ102のレジスタンスFSR1における変化は、トランス-インピーダンス増幅器902を使用して変換され、レジスタンスFSR1は、増幅器902の可変入力インピーダンスとして構成される。更なる実施例では、図10に示されるように、力センサ102は、電流ミラー1002に統合され、力センサ102のレジスタンスFSR1は、電流ミラー1002のバイアス・レジスタとして構成される。

30

**【0139】**

上記説明されたように、第2の力センサ202は、いずれかの固定デバイス又は対象者自身によってセンサ・アセンブリ200の後方(非対象者対向)側に加えられる可変の力を較正するために使用され得る。再度図7を参照して、信号調整回路は、第2の力センサ202のレジスタンスFSR2に基づいて、力センサ102のレジスタンスを更にバイアスするように、信号調整702の間に実装される。図11~13は各々、そのような機能のために適切なハードウェア・レイアウトの実例を例示する。

40

**【0140】**

図11は、増幅器1102の非反転入力に結合されたバイアス電圧 $V_2$ を有する図9のトランス-インピーダンス増幅器配列の変形であり、バイアス電圧 $V_2$ は、第2の力センサ202のレジスタンスFSR2を通じて電流シンクによって可変である。

**【0141】**

図12は更に、更なるステージ1204を有するトランス-インピーダンス・ステージ1202を含む、図9の配列の更なる変形を示し、更なるステージ1204は、第2の力センサ202のレジスタンスFSR2に比例する電流をステージ1202の反転入力に注

50

入し、よって、レジスタンス  $F S R 2$  が増大するにつれて、出力電圧  $V n$  を低減させるように構成される。図 1 1 及び 1 2 の両方における DC 電圧  $V 1$  及びパッシブ・レジスタ  $R 1$  及び  $R 2$  の値は、使用される電力供給装置及び出力電圧  $V n$  の所望の動的範囲に従って設定される。

【 0 1 4 2 】

図 1 3 は、第 2 の力センサ 2 0 2 のレジスタンス  $F S R 2$  がトランス - インピーダンス・ステージ 1 3 0 2 のフィードバック・ループ内に設けられた更なる変形を示す。ステージ 1 3 0 2 の利得は、レジスタンス  $F S R 2$  に比例し、よって、センサ・アセンブリ 2 0 0 の裏面に加えられる圧力に比例する。また、レジスタンス  $R 1$  は、使用される電力供給装置及び出力電圧  $V n$  の所望の動的範囲に従って設定される。

10

【 0 1 4 3 】

上記ハードウェア・ソリューションのいずれかは代わりに、リアルタイムで、又はセンサ 1 0 2、1 0 4、2 0 2 のうちの 2 つ以上からの信号の記録の後のいずれかで、ソフトウェアにおいて実装され得ることを認識されよう。

【 0 1 4 4 】

また、第 1 のセンサ 1 0 2 を較正することに加えて、第 1 のセンサ 1 0 2 から導出される信号は、肉体コンプライアンスを判定するために、例えば、組織の間で区別するために（脂肪 / 筋肉の割合など）使用することができることを認識されよう。そのような測定は、対象者の皮膚の下の脂肪の量を判定するために使用され得る。

【 0 1 4 5 】

20

上記説明されたように、一部の実施例では、変位センサ 1 0 4 は、変位における変化に応答して電流を生成するように構成された圧電センサを含む。そのようなケースでは、変位センサ 1 0 4 からの信号出力の DC オフセット及び AC 電圧スイングは、調節又は較正される必要があり得る。そのように行うために、信号調整ステージ 7 0 2 は、図 1 4、1 5 a、及び 1 5 b に示される処理回路などの処理回路を実装することによって、変位センサ 1 0 4 からの信号出力を調整する。

【 0 1 4 6 】

図 1 4 を参照して、変位センサ 1 0 4 ( P Z T : p i e z o e l e c t r i c s e n s o r ) は、変位における変化に起因して、AC 電圧振幅を調節するように、電流ソース 1 4 0 2 ( デジタル的に制御され得る ) を使用して分極化され得る。後続の電圧増幅器 1 4 0 4 は、DC オフセットの調節のために設けられる。

30

【 0 1 4 7 】

図 1 5 a は、変位センサ 1 0 4 に対する信号調整 7 0 2 の例示的な実装態様を示す。図 1 4 にあるように、電流は、変位センサ 1 0 4 と、DC オフセットを調節するように電圧増幅器ステージ 1 5 0 2 に提供される、結果として生じるハイ・パス・フィルタリングされた信号  $V 1$  に注入される。増幅器ステージ 1 5 0 2 の非反転入力インピーダンス  $R 7$  及び入力インピーダンス  $R 3$  は、変位センサ 1 0 4 ( P Z T ) のインピーダンスに整合するように選ばれることに留意されよう。

【 0 1 4 8 】

図 1 5 b は、変位センサ 1 0 4 に対する信号調整回路 1 5 0 2 の別の例示的な実装態様を示す。図面の図 1 5 a を参照して、同様の参照符号は、他に指示されない限り、同様の部分を指す。この信号調整回路 1 5 0 2 は、以下の式に基づいて、変位センサ 1 0 4 によって検出される入力インピーダンス (  $R I N$  ) を増大させる、ミラーの定理を公開する。

40

【 数 1 】

$$R_{IN} = R_1 \left( 1 + \frac{R_2}{R_3} \right)$$

$$f_{3dB} = \frac{1}{2\pi R_{IN} C_{PZT}}$$

10

## 【0149】

これは、ハイ・パス・カットオフ周波数を低減させることによって、信号調整回路1502の全体的な低周波数応答を改善し、ハイ・パス・カットオフ周波数は、力センサ102からの信号との比較において支援するための、呼吸器信号帯域の下限である対象の最低周波数においてさえ、ハイ・パス応答によって導入される可能性のある位相シフトを低減させるように設定される。一部の適用では、カットオフ周波数は、約0.01~0.05ヘルツの範囲に設定されることになる。

## 【0150】

ビスポーク回路についての必要性なく、異なる変位センサ104を使用することが可能であるために、信号調整回路1502は、選択された変位センサ104の特定のキャパシタンスに基づいて同調可能であり得る。ブートストラップ構成において表面実装デバイス(SMD: surface mounted device)レジスタを使用して、回路1502のコストを低減させるより小さいレジスタンス値を採用することができる。実例として、100メガ・オームのレジスタR1、100オームのレジスタR3、及び100キロ・オームのトリマR2は、R2が0に設定されるとき(30ナノ・ファラッドの変位センサ104のキャパシタンスに対して0.05ヘルツのカットオフ周波数を提供するために)、100メガ・オームのインピーダンスRINが変位センサ104によって「見られる」ように、回路1502において使用される。RINは、R2を調節することによりトリマ・レジスタンスを増大させることによって、1011まで増大する。

20

30

## 【0151】

再度図7を参照して、信号調整ステージ702の間、カプラ106に加えられる力を表す調整された力信号Vn及びカプラ106における変位速度を表す調整された変位信号Vdが生成される。任意選択で、カプラ106における加速度を表す加速度信号Vaも生成され得る。それらのアナログ信号は次いで、1つ又は複数のADC708を使用して、アナログ-デジタル変換(ADC: analogue-to-digital conversion)ステージ704によって、力F、変位速度V、及び加速度Aそれぞれのデジタル表現に変換される。一部の実施例では、単一のADC708が設けられ得、信号調整された信号Vn、Vd、Vaは、マルチプレクサ(図示せず)を介してADCに提供される。他の実施例では、調整された信号Vn、Vd、Vaは、図7に示されたように、別個のADC708に提供され得る。

40

## 【0152】

デジタル信号F、V、Aは次いで、デジタル・フィルタ・ステージ706に提供され、デジタル・フィルタ・ステージ706は、力信号F、速度信号V、及び(任意選択の)加速度信号Aをフィルタリングして、対象者の生理学パラメータを表す1つ又は複数の出力を生成するように1つ又は複数のフィルタ710、712、714、716を実装するように構成される。そのようなパラメータは、測定の間アセンブリ100、200が位置する、生きている対象者上の位置に特有である。例えば、図3~5に示されたように、対象者の胸郭上の位置に位置付けられるとき、デジタル・フィルタ・ステージ706は、呼吸及び脈拍カルジオグラフィに加えて、心臓性活動(例えば、サイズモカルジオグラフィ

50

、心音など)に関するデータを抽出するように動作可能である。手首上に位置付けられたアセンブリ100、200により、デジタル・フィルタ・ステージ706は、呼吸及び血液脈拍に関するデータを抽出することのみが可能であり得る。

【0153】

対象者からの呼吸器信号720は、ロウ・パス・フィルタ710を使用して、力信号Fをロウ・パス・フィルタリングすることによって抽出される。ロウ・パス・フィルタ710は、例えば、約0.5ヘルツのロウ・パス閾値を有し得る。

【0154】

脈拍信号は、バンド・パス・フィルタ712により力信号Fをバンド・パス・フィルタリングすることによって力信号から生成される。バンド・パス・フィルタは、例えば、約0.5ヘルツ～約8ヘルツの通過帯域を有し得る。

【0155】

監視される、生きている対象者の器官に特有の力パラメータ及び速度パラメータは、更なるバンド・パス・フィルタ714により力信号F及び速度信号Vそれぞれをバンド・パス・フィルタリングすることによって、信号F、Vの各々から抽出される。心臓の力パラメータ及び速度パラメータについて、例えば、バンド・パス・フィルタ714は、約8ヘルツ～約40ヘルツの通過帯域を有し得る。

【0156】

特別の用途、すなわち、喘鳴、パチパチ音、いびきの音では、約5000ヘルツに到達する通常は約150ヘルツである上限閾値との組み合わせで、約20ヘルツ、約30ヘルツ、約40ヘルツ、又は約50ヘルツの下限閾値を有するバンド・パス・フィルタ716を使用して、力信号F及び速度信号Vから身体音も抽出されることが可能である。喘鳴の音響分析は、異常に狭い又は圧縮された気道を通じた気流によって生み出される音であるので、臨床的に重要である。喘鳴からの早期の喘息の発症の時機を得た特定及び介入は、長期罹患のリスクを低減させ得る。それらの音の早期の検出及び早期の処置は、症状の蔓延を低減させ、健康関連の生活品質を改善することが予想される。パチパチ音の音響分析及びタイミングも、それらの音が、患者又は対象者が深刻な気道閉塞(初期吸気/呼気パチパチ音)、肺線維症などの拘束性肺疾患を有するかどうか、また、間質性肺水腫(後期吸気パチパチ音)にあるかどうか、及び左心室不全(吸気パチパチ音)を有するかどうかを臨床医が特定することを可能にし得るので重要である。それらのいびきの音の音響分析は、対象者の睡眠特性を検査する際に臨床的に重要であり、呼吸器疾患及びその他の異常を検出することができる。主な用途は、それらに限定されないが、外科的処置の結果の予測と、治療介入前及び後のいびきの評価と、一次的閉塞性睡眠時無呼吸(OSA: Obstructive Sleep Apnea)の重要な区別とを含み得る。それらは、大人の患者のいびきと共に、小児の患者のいびきを研究するために利用することができる。それらの音の早期の特定は、早期の診断及び処置が循環器疾患のリスクを患者が低減させることを可能にするので、臨床医が異常を早期に特定することを可能にする。早期の処置の更なる利点は、例えば、OSAによって生じ得る深刻な心不全のために移植される必要があり得る心室支援デバイスを使用してなど、後のより高価な処置を節約又は回避し得る。一部の実施例では、バンド・パス・フィルタ716は、約40ヘルツ、約300ヘルツ、更には、5000ヘルツの通過帯域を有し得る。センサ・アセンブリ100、200の位置に応じて、身体音は、心音(例えば、血液の急流、弁の動き)、腸音(例、ガス変位)、呼吸、いびき、嚥下及び胎児の音(胎動、胎児心音、胎児呼吸、胎児ガス変位などを含む)、気管などの気道の周りの筋肉収縮、のうちの1つ又は複数を含み得る。

【0157】

気道におけるサイズ低減も、首部領域から発する音における変化を監視することによって監視され得る。例えば、喘鳴又は首部におけるより高い音若しくは振動は、低呼吸状態(氣息における部分的な低減)、無呼吸状態、又は喘息状態、並びにその他の肺疾患及び呼吸器状態を示し得る。図23を参照して以下で議論されるように、身体音も、加速度計120から受信される信号から抽出され得る。身体音は、力信号F、速度信号V、及び加

10

20

30

40

50

速度信号 A のうちの 2 つ以上の組み合わせに基づいて生成され得る。

【 0 1 5 8 】

抽出された身体音は、臨床医によって聞かれることになる 1 つ又は複数のスピーカ又はヘッドセットに出力され得る。したがって、センサ・アセンブリ 1 0 0、2 0 0 は、身体音の高解像度のデジタル表現を提供するデジタル聴診器として機能し得る。そのような抽出された身体音は、人間の耳によってより容易に聞かれるように、周波数において変調及び / 又はシフトさせることができる。例えば、抽出された身体音は、人間の可聴範囲の中心に周波数においてシフトされ得る。

【 0 1 5 9 】

力信号 F 及び速度信号 V から情報を抽出するように実装され得るフィルタの実例としてのみ、デジタル・フィルタ・ステージ 7 0 6 の様々なフィルタ 7 1 0、7 1 2、7 1 4、7 1 6 が設けられることに留意されよう。抽出されることになる生理学パラメータ及び対象者上のアセンブリ 1 0 0、2 0 0 の位置に応じて、フィルタ 7 1 0、7 1 2、7 1 4、7 1 6、7 1 8 のうちの 1 つ又は複数が省略され得、又は他のフィルタが追加され得る。

【 0 1 6 0 】

複数のセンサ・アセンブリが対象者上の異なる位置に設けられる場合、そのようなアセンブリから生成される力信号、速度信号、及び加速度信号の各々は、図 7 を参照して上記説明されたものと同様の方式においてフィルタリングされ得る。例えば、同様の参照符号が同様の部分を指す図 1 6 に示されるように、デジタル力信号 F 1 - F N、速度信号 V 1 - V N、及び加速度信号 A 1 - A N はそれぞれ、N 個のセンサ・アセンブリ 1 6 0 2、1 6 0 4 からデジタル・フィルタ・ステージ 1 6 0 6 に提供され得る。簡易化のため、センサ・アセンブリ 1 6 0 2、1 6 0 4 は、力信号、速度信号、及び加速度信号を生成するための信号調整回路及び A / D 変換回路を含む。

【 0 1 6 1 】

センサ・アセンブリ 1 6 0 2、1 6 0 4 のうちの 1 つ又は複数からの個々の力信号及び速度信号をフィルタリングすることに加えて、デジタル・フィルタ・バンク 1 6 0 6 も、フィルタリングの前又は後のいずれかで、センサ・アセンブリ 1 6 0 2、1 6 0 4 のうちの 2 つ以上からの力信号及び / 又は速度信号を結合するように構成される。例えば、フィルタ・バンク 1 6 0 6 は、対象者上の異なる位置に位置付けられたセンサ・アセンブリ 1 6 0 2、1 6 0 4 の 2 つからの力信号 F 1、F N を結合して、血压信号 1 6 1 0 を生成するように構成されたバンド・パス・フィルタ及び結合モジュール 1 6 0 8 を含み得る。信号 F 1、F N は、結合される前にバンド・パス・フィルタリングされ得、又は、信号が結合され得、血压信号 1 6 1 0 を生成するように、バンド・パス・フィルタが結合された信号に適用される。

【 0 1 6 2 】

フィルタ・バンク 1 6 0 6 は、本開示の範囲から逸脱することなく、いずれかの方式において、フィルタリングの前又は後に受信される信号のいずれかの組み合わせを結合するように構成される。

【 0 1 6 3 】

上記に鑑みて、図 1 7 ~ 2 5 は、人間の対象者上の様々な位置に固定された例示的なセンサ・アセンブリ 1 0 0、2 0 0 によって抽出される様々な信号をグラフィカルに例示する。

【 0 1 6 4 】

図 1 7 は、対象者 3 0 0 の胸骨上に位置付けられ、剣状突起においてベルト 3 0 4 によって固定された、図 3 のセンサ・アセンブリ 3 0 0 から獲得される抽出された力信号 1 7 0 2 をグラフィカルに例示する。同時に測定される対応する E C G 信号 1 7 0 4 も比較のために示される。それらに限定されないが、P 波成分 1 7 0 6、Q R S コンプレックス 1 7 0 8、及び T 波成分 1 7 1 0 を含む様々な心臓性パラメータを力信号 1 7 0 2 において特定することができることがわかる。したがって、不整脈（例えば、心房細動）などの疾患の診断において、センサ・アセンブリ 3 0 0 が使用され得る。心臓性サイクルの各々の

10

20

30

40

50

段階の持続時間、心臓弁開放時間 1 7 1 2 及び心臓弁閉鎖時間 1 7 1 4、心臓収縮レベル、一回拍出量、心拍出量及び脈波伝播時間を含む追加のパラメータも、この力信号 1 7 0 2 から抽出することができる。

【 0 1 6 5 】

図 1 8 は、剣状突起において又は剣状突起の近くに、ベルト 3 0 4 の代わりに接着パッチにより同様の位置に位置付けられた、図 3 に示されたものと同様のセンサ・アセンブリから獲得される抽出された力信号 1 8 0 2 をグラフィカルに例示する。同時に対応する E C G 信号 1 8 0 4 も比較のために示される。図 1 7 と同様に、力信号 1 8 0 2 は、E C G 信号 1 8 0 4 のそれらに対応する様々な心臓性インジケーションを提供することがわかる。

10

【 0 1 6 6 】

図 1 9 は、図 4 に示されたセンサ・アセンブリ 4 0 2 の力センサによって生成される力信号の代数和である結合された信号 1 9 0 2 をグラフィカルに例示し、センサ・アセンブリ 4 0 4 の一方は、胸骨上切痕において又は胸骨上切痕の近くで上部胸郭上に配置され、センサ・アセンブリ 4 0 2 の他方は、心尖部において又は心尖部の近くで下部胸郭上に配置される。カブラ 1 0 6 を使用することによって取得される対応する E C G 信号 1 9 0 4 は、E C G 電極も参照のために設けられるように、導電性ドームとして構成される。結果として生じる結合された信号 1 9 0 2 は、心臓を通じた中心動脈圧力の推定を表し、中心動脈圧力の推定から、ピーク反射波 P 1 及びピーク放出波 P 2 を含む、様々なパラメータを推定することができる。したがって、本明細書で説明されるセンサ・アセンブリを使用

20

【 0 1 6 7 】

図 2 0 は、図 3 に示されたような剣状突起において又は剣状突起の近くに位置付けられたセンサ・アセンブリ 1 0 0 の力センサ 1 0 2 ( F S R ) から生成される力信号 2 0 0 2 と、センサ・アセンブリ 1 0 0 の変位センサ 1 0 4 ( P Z T ) から生成される変位速度信号の積分信号 2 0 0 4 とをグラフィカルに例示する。この図は、速度信号の積分 2 0 0 4 及び力信号 2 0 0 2 の実質的な類似性を例示し、速度は、力変位の一次導関数である。したがって、センサの動作の前、又は、特に、圧電センサを使用するとき、センサドリフトを考慮して監視の間にリアルタイムでのいずれかで、速度信号 2 0 0 4 を較正するために、力信号 2 0 0 2 を使用することができる。また、図 2 0 から、プロット内でそれぞれの円 2 0 0 6、2 0 0 8 によってハイライトされる、力信号 2 0 0 2 及び積分信号 2 0 0 4 の両方において P 波が視認可能であることがわかる。加えて、図 2 0 における各々のプロット内で、長い矢印 2 0 1 0、2 0 1 2 によってハイライトされる、信号 2 0 0 2、2 0 0 4 の両方において重複隆起を見ることもできる。

30

【 0 1 6 8 】

図 2 1 は、図 6 に示されたような橈骨動脈において又は橈骨動脈の近くで対象者 3 0 0 の手首 6 0 4 上に位置付けられたセンサ・アセンブリ 6 0 2 の力センサ ( F S R ) から生成される力信号 2 1 0 2 と、センサ・アセンブリ 6 0 2 の変位センサ ( P Z T ) から生成される変位速度信号 2 1 0 4 とをグラフィカルに例示する。対応する E C G 信号 2 1 0 6 も比較のために示される。プロットの各々における円は、各々の信号 2 1 0 2、2 1 0 4、2 1 0 6 において視認可能な、測定された P 波をハイライトする。長い矢印は、力信号 2 1 0 2 及び速度信号 2 1 0 4 の各々における重複隆起を識別する。図 2 0 から、手首 6 0 4 において測定される力信号 2 1 0 2 及び速度信号 2 1 0 4 から受信される信号から P 波が視認可能であることがわかる。

40

【 0 1 6 9 】

図 2 2 は、例えば、図 7 を参照して上記説明されたロウ・パス・フィルタを使用して、ロウ・パス・フィルタリングすることによって、それぞれの力信号 2 1 0 6 及び E C G 信

50

号 2 1 0 8 からの呼吸器信号 2 1 0 2、2 1 0 4 の抽出をグラフィカルに例示する。

【 0 1 7 0 】

上記言及されたように、センサ・アセンブリ 1 0 0、2 0 0 は、1 つ又は複数の加速度計が設けられ得、1 つ又は複数の加速度計は、センサ・アセンブリ 1 0 0、2 0 0 の加速度を測定するように構成される。図 2 3 は、図 3 に示されたような剣状突起において又は剣状突起の近くに位置付けられたセンサ・アセンブリ 1 0 0 の加速度計 1 2 0 から導出される加速度信号 2 3 0 2 と、センサ・アセンブリ 1 0 0 の力センサ 1 0 2 から導出される力信号 2 3 0 4 とをグラフィカルに例示する。比較のために、記録された心臓性音 2 3 0 6、フォトプレチスモグラム ( P P G : p h o t o p l e t h y s m o g r a m ) 2 3 0 8、及び E C G 2 3 1 0 信号も示される。この図から、加速度計 1 2 0 において受信される信号 2 3 0 2 は、同様の特徴を有する記録された心臓性音信号 2 3 0 6 に同様の特性を有することがわかる。したがって、図 7 を参照して上記説明されように、身体音を表す音信号を生成するために、加速度計 2 3 0 2 が使用されることが可能であることがわかる。

10

【 0 1 7 1 】

図 2 4 は、図 1 a のセンサ・アセンブリ 1 0 0 から抽出される未処理データをグラフィカルに例示する。図 2 4 では、E C G 信号 2 4 0 2 が参照のために提供され、トレース 2 4 0 4 は、変位センサ 1 0 4 によって記録されるような 5 回の呼吸のサイクルを示し、トレース 2 4 0 6 は、力センサ 1 0 2 によって記録されるような 5 回の呼吸のサイクルを示す。

【 0 1 7 2 】

図 2 3 と同様に、図 2 5 a は、図 1 a のセンサ・アセンブリ 1 0 0 から抽出される音及びサイズモルジオグラムのデータをグラフィカルに例示する。図 2 5 では、トレース 2 5 0 2 は、呼吸器アーチファクトが信号からフィルタリングされた後の力センサ 1 0 2 からの未処理データを表し、トレース 2 5 0 4 は、呼吸器アーチファクトの除去の後の変位センサ 1 0 4 からの未処理データを表す。トレース 2 5 0 6 は、図 7 の信号調整回路を使用して変位センサ 1 0 4 から抽出されるサイズモルジオグラムである。トレース 2 5 0 8 は、変位センサ 1 0 4 から抽出される音プロットである。トレース 2 5 1 0 は、比較目的のために提供される E C G 信号である。よって、適切な信号調整によって、E C G 機器の必要性なく、身体音を表し、サイズモルジオグラムを提供する信号を、変位センサ 1 0 4 から抽出することができる。よって、センサ・アセンブリ 1 0 0、2 0 0 を装着する対象者は、活動を行う間に監視されることが可能であり、対象者の身体に取り付けられた E C G 機器を有するために、活動の完了を待つ必要がない。

20

30

【 0 1 7 3 】

図 2 5 b は、図 1 e に示されたセンサ・アセンブリ 4 0 0 から、又は図 6 b 若しくは 6 c に示されたセンサ配列 6 1 0、6 5 0 から抽出される 2 つのプロットを示す。上部プロット 2 5 2 0 は、対象者 3 0 0 の指 6 1 2 によって作動される、このシナリオでは F S R である力センサ 1 0 2、及びこのシナリオでは圧電センサである変位センサ 1 0 4 から導出される力信号及び変位信号を示す。下部プロット 2 5 2 2 は、指 6 1 2 に対して配置された、このシナリオでは P P G センサ 4 0 2、6 1 4 である光学センサから導出される赤色光信号及び赤外線光信号を示す。下部プロット 2 5 2 2 の光学データと上部プロット 2 5 2 0 の変位センサ 1 0 4 から導出される変位データとの間に直接の相関があることを認識されよう。

40

【 0 1 7 4 】

プロット 2 5 2 2 によって表される光学信号は、P P G センサ 4 0 2、6 1 4 の位置における血液酸素飽和度を計算するために使用され得る。代わりに、P P G センサ 4 0 2、6 1 4 は、心拍数トレーシングを可能にするように、力センサ 1 0 2 及び変位センサ 1 0 4 の 1 つ又は両方の適切な場所で使用され得る。この実例では、背面 F S R 信号が示されず、赤色光信号及び赤外線光信号が血液酸素飽和度を正確に計算することを強化することが発見されたので、それらの信号のみが示される。

【 0 1 7 5 】

50

図 2 6 及び 2 7 はそれぞれ、センサ・アセンブリ 2 3 0 0 の断面図及び平面表面図であり、センサ・アセンブリ 2 3 0 0 は、伸縮自在なキャリア層 2 3 0 4 内に少なくとも部分的に被包された伸縮自在なセンサ 2 3 0 2 を含む。図 1 a のアセンブリ 1 0 0 の力センサ 1 0 2 と同様に、力センサ 2 3 0 2 は、FSR であり得、そのインピーダンスは、伸縮自在なセンサ 2 3 0 2 の湾曲部又は歪曲部上で変化する。伸縮自在なキャリア 2 3 0 4 は、曲がるのが可能であり、よって、センサ 2 3 0 2 が適用される対象者の表面の曲率にセンサ 2 3 0 2 が準拠することを可能にする。

【 0 1 7 6 】

伸縮自在なキャリア層 2 3 0 4 は好ましくは、伸縮自在であるが、層 2 3 0 4 が準拠し得る対象者の表面に垂直な方向に実質的に伸びることが可能でない材料から成る。したがって、キャリア層 2 3 0 4 は曲がること、それに従って、伸縮自在なセンサ 2 3 0 2 は、伸縮自在なセンサ 2 3 0 2 (FSR のときの) のレジスタンスにおける変化につながり、又はそうでなければ、伸縮自在なセンサ 2 3 0 2 の特性における変化につながる。センサ・アセンブリ 2 3 0 0 は更に、対象者に対する位置にセンサ・アセンブリ 2 3 0 0 を維持するための固定デバイス 2 3 0 6 を含む。例えば、固定デバイス 2 3 0 6 は、対象者によって装着される衣類などのキャリアにセンサ・アセンブリ 2 3 0 0 を取り付けるためのアンカリング・ポイントである。衣類は、シャツ、ストラップ、ベルト、又はベストなどであり得る。等しく、センサ・アセンブリ 2 3 0 0 は、固定デバイス 2 3 0 6 なしに、衣類のポケット内に装着されることが可能である。センサ・アセンブリ 1 0 0、2 0 0 に関して上記説明された調整又は信号処理モジュール又は回路のいずれかは、伸縮自在なセンサ 2 3 0 2 から信号を調整又は生成するために等しく使用されることが可能である。

【 0 1 7 7 】

使用中、センサ・アセンブリ 2 3 0 0 は、経時的に可変の曲率半径を有する対象者 2 5 0 0 の表面上の固定された位置に位置付けられる。例えば、図 2 8 に示されるように、センサ・アセンブリ 2 3 0 0 は、対象者 2 5 0 0 の胸郭に固定される。氣息の間の胸郭の拡張は、伸縮自在なセンサ 2 3 0 2 を曲げさせ、よって、伸縮自在なセンサ 2 3 0 2 の特性 (レジスタンス又はその他) を変化させる。

【 0 1 7 8 】

図 2 9 は、図 2 8 に示されたような対象者 2 5 0 0 に装着されたシャツの縫い目の中に統合されたセンサ・アセンブリ 2 3 0 0 の伸縮自在なセンサ 2 3 0 2 から生成される明瞭な周期的氣息信号をグラフィカルに例示する。

【 0 1 7 9 】

図 3 0 は、センサ・アセンブリ 2 3 0 0 の変形であるセンサ・アセンブリ 2 7 0 0 の概略的な断面図を示し、図 2 6 及び 2 7 を参照して、同様の参照符号は、他に指示されない限り、同様の部分を指す。センサ・アセンブリ 2 7 0 0 は更に、伸縮自在な変位センサ 2 7 0 2 を含み、伸縮自在な変位センサ 2 7 0 2 は、センサ 2 7 0 2 の変位の速さ又は速度を表す速度信号を生成するように構成される。変位センサ 2 7 0 2 は、伸縮自在なキャリア層 2 3 0 4 の裏面に結合される。変位センサ 2 7 0 2 は任意選択で、追加の伸縮自在なキャリア層 2 7 0 4 内に少なくとも部分的に被包される。実施例では、変位センサ 2 7 0 2 は、圧電センサである。

【 0 1 8 0 】

図 3 1 は、センサ・アセンブリ 2 7 0 0 の変形であるセンサ・アセンブリ 2 8 0 0 の概略的な断面図を示し、図 3 0 を参照して、同様の参照符号は、他に指示されない限り、同様の部分を指す。センサ・アセンブリ 2 8 0 0 は加えて、変位センサ 2 7 0 2 に搭載された、図 1 b に示されたアセンブリ 2 0 0 の力センサ 2 0 2 と同様の、第 2 の力センサ 2 8 0 2 を含む。第 2 の力センサ 2 8 0 2 は任意選択で、センサ・アセンブリ 2 7 0 0 の伸縮自在なキャリア層 2 3 0 4 と同様の伸縮自在なキャリア層 2 7 0 4 内に少なくとも部分的に被包される。力センサ 2 0 2 と同様に、力センサ 2 8 0 2 は、アセンブリ 2 8 0 0 に加えられる外部圧力があるとレジスタンスにおいて変化する。よって、そのような外部から加えられる力 (及び、関連するアーチファクト) を考慮することができ、それに従って、

伸縮自在なセンサ 2302 が較正される。

【0181】

センサ・アセンブリ 2700、2800 の動作は、それぞれのセンサ・アセンブリ 100、200 の動作と同様であり、よって、ここでは再度は詳細には説明されない。

【0182】

図 32 及び 33 は、対象者の血圧が増大すると共に、脈波伝播時間 (PTT) 及び PTT における変動を測定するためにセンサ・アセンブリ 100、200 を使用することができることを例示する。

【0183】

センサ・アセンブリ 100、200 は、健康な対象者の胸部壁上に、及び対象者の右縦腸骨動脈上に配置されている。トレース 3202 は、腸骨稜における呼吸器アーチファクトの除去の後の、変位センサ 104 によって検出される脈拍の速度を表し、トレース 3204 は、対象者の心臓の尖部に近接して、対象者の胸部壁における呼吸器アーチファクトの除去の後の、変位センサ 104 によって検出される脈拍の速度を表す。

【0184】

図 32 では、トレース 3202 及び 3204 は、対象者がエクササイズ、より具体的には、腕立て伏せを始める前に測定される。対象者がエクササイズを始める前に、腸骨尖部ラグは、123 / 68 の健康な対象者の安静時の血圧に基づいて、おおよそ 146 ミリ秒であったことに留意されよう。図 33 は、PTT ラグがエクササイズの後、実質的に減少すること、及び対象者の血圧が 144 / 79 まで増加することを示す。エクササイズの後、腸骨尖部ラグは、おおよそ 59 ミリ秒まで低減する。これは、センサ・アセンブリ 100、200 が PTT を検出するために使用されることが可能であると共に、センサ・アセンブリ 100、200 が対象者に取り付けられることを証明する。

【0185】

図 34 ~ 36 は、心臓性活動、より具体的に、健康な対象者によるエクササイズの間、心臓性一回拍出量を測定するためのセンサ・アセンブリ 100、200 の使用を例示する。図 34 は、安静時の健康な対象者による様々なパラメータを示す。図 35 は、最初は低い比率でウェイトリフティングを始める対象者によるそれらのパラメータを示し、図 36 は、2 回目に高い比率でウェイトリフティングを始める対象者による同一のパラメータを示す。

【0186】

この試験では、センサ・アセンブリ 100、200 は、対象者の胸部壁に取り付けられている。対象者は次いで、2 つの異なるエフォート・レベルを達成するために、2 つの異なる比率でのウェイトリフティングが必要とされている。それらの図では、トレース 3402 は、センサ・アセンブリ 100、200 の力センサ 102 によって測定されるような低周波数フォース・カルジオグラム (FCG: force cardiogram) を表す。トレース 3404 は、センサ・アセンブリ 100、200 の力センサ 102 によって測定されるような高周波数 FCG を表す。トレース 3406 は、センサ・アセンブリ 100、200 の変位センサ 104 によって測定されるような呼吸器系エフォートを表す。トレース 3408 は、標準 ECG を表し、比較目的のために提供される。

【0187】

結果は、対象者の心臓のエフォート・レベルに比例する低周波数 FCG 及び高周波数 FCG の両方における振幅における一貫した増加を明瞭に証明する。特に、エクササイズの前に測定された FCG の値に関して、低周波数 FCG の振幅は、低い比率でのウェイトリフティングにตอบสนองして二倍になり、高い比率でのウェイトリフティングにตอบสนองして三倍になっている。逆に、変位センサ 104 によって抽出されるようなサイズモカルジオグラムと高度に相関付けられると知られる高周波数 FCG は、低い比率でのウェイトリフティングにตอบสนองしておおよそ 1.5 倍に増大し、高い比率でのウェイトリフティングにตอบสนองしてほぼ二倍になっている。それらの結果は、2 つの FCG 成分が、心臓性メカニクスに関する異なる情報を運ぶと共に、低周波数 FCG が、高周波数 FCG よりも一回拍出量と相関

10

20

30

40

50

付けられることを証明する。

【0188】

図37は、2つのプロット3702、3704を示す。第1のプロット3702は、従来のLittman電子(デジタル)聴診器によって記録される音を表し、第2のプロット3704は、センサ・アセンブリ100、200によって記録される音を表し、センサ・アセンブリ100、200の各々は、対象者の胸部上に配置される。第2のプロット3704は、力センサ102、202によって生成される信号及び変位センサ104によって生成される信号のスカラ倍算の結果であり、追加の変調を最小化し又は完全に回避する信号を結果としてもたす。「S1」及び「S2」は、典型的な心音を示す信号3702、3704の部分を識別する。共通してS1と呼ばれる第1の心音、又は「lub」は、収縮期の始めにおいて僧帽弁及び三尖弁の閉鎖から結果として生じる乱れによって生じる。共通してS2と呼ばれる第2の心音、又は「dub」は、収縮期の終わりをマーク付ける、大動脈弁及び肺動脈弁の閉鎖によって生じる。

10

【0189】

図38A及び図38Bは、音を検出するためのセンサ・アセンブリ100、200の使用を例示するブロック図である。アセンブリ100のみがこの図面に示されるが、アセンブリ200も例示されるように使用され得ることを認識されよう。

【0190】

図38A、同様に、図38Bは、2つの方法分岐3802、3804を例示し、方法分岐3802、3804の各々は、ステップ3806及び3808においてのみバンド・パス・フィルタレーションを採用する。アセンブリ100、200により音を抽出することを可能にするために、高次フィルタリングなどの他のフィルタが適切であり、本開示の範囲内であることを認識されよう。ステップ3810において示されるように、センサ110、104によって生成される力信号及び変位信号は、音明瞭度を高め、又はそうでなければ、信号対雑音比を高めるように、フィルタリング及び正規化の後、スカラ的に乗算されるなどで処理され得る。ステップ3812において、音出力は、高レベルの背景雑音を有する環境内での聴診を可能にするように、200ヘルツなど、人間が聞こえる帯域幅まで感知可能であるユーザにより定義されたトーンをキャリアとして使用して、振幅変調など、変調され得る。

20

【0191】

図39A及び図39Bは、対象者の識別を可能にするように構成されたシステム3900のブロック図である。アセンブリ200を含むシステム3900が例示される。他の実施例では、システム3900は、加えて又は代わりに、アセンブリ100を含む。システム3900は、対象者(人間)がカブラ106に接触したことに応答して、アセンブリ100、200の力センサ102、202及び変位センサ104によって生成される未処理信号を受信し、対象者を識別するようにそれらの信号を処理するように構成される。図39Cは、対象者を識別するために比較信号を更新するための機械学習の使用についてのフローチャートを例示する。工程は、信号/データを取得することにより開始し得、データは、訓練及び試験における使用のために予め定められた割合に分割され得る。この特定の実施例では、取得されたデータの80%は、訓練されることになるマシンに対して割り当てられ得、これは、訓練データであり得る。取得されたデータの他の20%は、試験するマシンに対して割り当てられ得、これは、試験データであり得る。訓練及び試験のための予め定められた割合は、可変であり得ることを認識され得る。訓練されたデータは、連続的変数又は離散変数の以下のパラメータを分類することによって、訓練されたモデルとして形成し得る。訓練されたモデルは次いで、試験モデルに変わり得、試験モデルに対し、他の割合の試験データが試験モデルに対して使用される。試験モデルの適合性は、混同行列を使用することによって、分類モデルの性能に対して評価され得る。行列は、実際の目標値を機械学習モデルによって予測される目標値と比較する。モデルのエラーは、定量的データを予測する際に、RMSE計算又は二乗平均平方根計算を使用することによって実行され得る。

30

40

50

## 【0192】

特定の人間の識別は、プロセッサにより、人間がセンサ・アセンブリ100、200を動作させたことに応答して生成されるなど、1つ又は複数の一意な生理学信号、又は信号の一意な部分を識別することによって達成され得ることを認識されよう。2015年8月14日に公開された、Biomedical Engineering Online (Fratini et al. BioMedEng OnLine (2015) 14: 78、DOI 10.1186/s12938-015-0072-y)において、Antonio Fratini、Mario Sansone、Paolo Bifulco、及びMario Cesarelliによって、「Individual identification via electrocardiogram analysis」において、関連するECG方式アプローチの例が開示される。

10

## 【0193】

一意な生理学信号、又は信号の態様は、メモリに記憶され得る。信号は、ユーザがシステム3900のセンサ・アセンブリ100、200に接触したことに応答して生成され得、又は代替的なシステム若しくはデバイスにより取得され得る。対象者がアセンブリ100、200を操作したことに応答して生成される信号の時間的特徴、周波数的特徴、及び形態学的特徴は、プロセッサによって、対象者の識別を可能にするように、メモリに記憶されたサンプルと比較され得る。これは、メモリに記憶された同一の対象者についての少なくとも1つの標準化された履歴信号に基づいて、識別子を判定することを伴い得る。一部の実施例では、システム3900は、フォトプレチスモグラフィ信号を生成するように構成されたフォトプレチスモグラフィセンサと、エレクトロカルジオグラフィ信号を生成するように構成されたエレクトロカルジオグラフィ電極のペアと、のうちの少なくとも1つを含む。そのような実施例では、対象者の識別子を判定することは、メモリに記憶された同一の対象者についての少なくとも2つの標準化された履歴信号の組み合わせに基づき得る。ユーザに装着され又は取り付けられたモーフィック・ドットは、装置内のモーフィック・バンド及び力センサと通信し得る。モーフィック・ドットは、突然のイベントのケースでは、ユーザのバイタルが取得されるために、ユーザの指が接触することを必要とし得ると共に、モーフィック・ドットはまた、使用中のときのユーザの位置及び/又は動きを判定するための加速度計を有利に含み得る。この位置情報は、特に、高齢の患者について重要であり、情報は、対象者が突然の転倒を有し得るかどうかが、又は対象者が安静にするための横たわる位置にあるかどうかを意味し得る。突然の転倒の検出のケースでは、モーフィック・ドットは、患者又は対象者に対して責任を有する介護人又は人間に通信し得又はアラームを鳴らし得る。このアラームは、突然の転倒がユーザの意識を失わせたケースでは、ユーザの指がモーフィック・ドットに接触することによる音であり得、又はユーザの指がモーフィック・ドットに接触することなしの音であり得る。これは、有利なことに、このイベントが発生するとき、対象者が単独であり又は注意が欠けている場合、誰かが警告され、できるだけ早く対象者の介護に迅速に注意を払うことができるかのようなものである。

20

30

## 【0194】

システム3900を動作させることは、以下で更に詳細に説明されるように、定義された期間内の接触の可変圧力及び/又は持続時間など、アセンブリ100、200のタッチ又は力の符号化されたパターンを人間が手動で適用することを伴い得る。符号化されたパターンは、デジタル環境又は物理環境へのアクセスなど、更なるアクションを可能にし又は更なるアクションを生じさせるように、特別に構成されたパスワード、又は他の認証コードとしてメモリに記憶され得る。例えば、プロセッサは、特定のパターンを識別して、緊急アラーム・ビーコンを発するように構成され得る。一部の実施例では、図39に示されるように、システム3900は、この実施例では圧電要素である変位センサ104を動作させることによって、センサ・アセンブリ100、200内で誘導され得るなど、符号化された振動の手段によって、ユーザにフィードバックを提供するように、「閉ループ」として構成される。このフィードバックは典型的には、ユーザが、符号化されたパターン

40

50

が認知されたこと、及び更なるアクションが認証されたことを感知することを可能にするように構成される。

【0195】

図40は、センサ・アセンブリ100、200の実施例を例示し、センサ・アセンブリ100、200は、対象者を識別し、対象者の指先4002において又は指先4002の近くに配列されたアセンブリ100、200を使用して、信号を生成することを生じさせるように構成される。対象者は、特定のピーク及びトラフなど、生成された信号の単一の一意な態様又は一意な態様の組み合わせを識別したことに応答して識別され得る。

【0196】

図40に例示される実施例は、アセンブリ100、200に信号を生成させ、結果として、対象者を識別するように、指4004の掌側と接触して配置されることによって動作し得る。この実施例は典型的には、Bluetooth又はWi-Fi無線通信プロトコルを介してなど、信号を処理し、信号を記憶し、信号のデータベースとの比較のために、PC、スマートフォン、若しくはハブなどの別のコンピューティングデバイスに、又は遠隔にホストされたサーバ(「クラウド・コンピュータ」)のいずれかに信号を送信するように構成された、バッテリー(例示されない)及びコンピュータ・モジュール(例示されない)に接続されたセンサ・アセンブリ100、200を含む。

10

【0197】

一部の実施例では、アセンブリ100、200は、キーボードのキー、若しくはスマートフォンのスクリーン、若しくは家具の領域など、デバイス若しくは構造に組み込まれ得、及び/又は対象者上に配列され得る。これは、車両、コンピュータ、若しくは携帯電話など、電力供給されたデバイスで安全にターン・オン若しくはターン・オフすること、又は建物若しくはエリアへのアクセスを許可することなどのアクションをデジタル的に認証することを可能にし得る。このアプローチはまた、パスワード、テキストコード、指紋、アイ・スキャン、又は顔認証方法など、従来の手動認証又は生体認証を超える又は代わりのセキュリティのレベルを必要とするデジタル・システムへのアクセスを認証し得る。

20

【0198】

図40に示されるアセンブリ100、200の実施例を動作させることは、アセンブリ100、200に働く圧力/力、アセンブリ100、200との接触の持続時間、又は定義された期間内の接触の特定のパルスなど、アセンブリ100、200との影響を与える断続的な接触、のうちの1つ又は複数を対象者が手動で調節することを伴い得る。このようにして動作するとき、アセンブリ100、200のこの実施例は、力の1つ又は複数の定義されたパターンを検出し、結果として、更なるアクションを実施するように構成され、それは、追加のレベルのセキュリティをもたらすことを可能にし得る。例えば、このアプローチは、例えば、転倒又は健康状態における悪変化などのイベントに続いて、別の電子デバイス又はシステムにアラーム信号を送信することを認証し得る。

30

【0199】

図40に示されるアセンブリ100、200の実施例を動作させることは、対象者が手動で、結果として生じる力信号及び/若しくは変位信号を生じさせ、又は別のデバイス若しくはシステムに送信される心拍数、呼吸数、若しくは血圧などの信号の分析の記録をするように、指の掌側とカブラ106を断続的に接触させることを伴い得る。例えば、一部の実施例では、データは、健康状態における悪変化に対処するアクションを促進するように、対象者に遠隔である個人又はグループに送信され得る。

40

【0200】

図41a~41cは、上記説明されたように、図40に例示されるアセンブリ100、200の実施例から取得され、脈拍信号を生成するように、対象者がアセンブリ100、200に断続的に接触することによって動作する力信号4102、4104及び変位信号4106のプロットを例示する。信号4102、4104、4106は単独で又は組み合わせで、一意であり得、又は一意な態様を定義し得、したがって、対象者を識別するように処理することを可能にし得る。

50

## 【 0 2 0 1 】

図 4 2 A は、上記説明されたように、図 4 0 に例示されるアセンブリ 1 0 0、2 0 0 の実施例から取得され、3 つの脈拍信号を生成するように、3 人の異なる対象者がアセンブリ 1 0 0、2 0 0 に断続的に接触することによって動作する信号 4 2 0 2、4 2 0 4、4 2 0 6 の 3 つのプロットを例示する。各々の対象者は、図 4 2 A に示されるように、対象者を識別することを可能にするように処理され得る、一意な信号プロットの生成を生じさせる。例えば、特定の対象者は、重複隆起の鼓動幅、存在、及びタイミング、並びに信号ピークの振幅のいずれかの変動を生じさせ得る。

## 【 0 2 0 2 】

図 4 2 B は、単一のセンサ・アセンブリ 6 1 0 が対象者の指 6 1 2 に対して固定される、典型的には、ストラップ又はスリーブ（例示されない）など、解放可能又は弾性的に変形可能な機構によって適切な場所に保たれる、別の配列を示す。指 6 1 2 に固定されたアセンブリ 6 1 0 を示すことは、例示的であるにすぎず、アセンブリ 6 1 0 が、対象者 3 0 0 の身体他の部分に固定されるように構成可能であることが認識されよう。センサ・アセンブリ 6 1 0 は、この実施例では、多色 P P G センサ 6 1 4 である光学センサに隣接して配列されたセンサ 1 0 0 を含む。他の実施例（例示されない）では、パルス・オキシメータ・センサは、P P G センサ 6 1 4 に加えて又は代わりに配列される。この配列は、指上で相互に隣接して配列された位置を検知するように、アセンブリ 6 1 0 の同一の側に位置付けられた別個のセンサ 1 0 0、6 1 4 からの血液量信号の同時収集を可能にする。図 4 2 C は、単一のセンサ・アセンブリ 6 5 0 が、対象者の指 6 1 2 に対して固定される、典型的には、ストラップ又はスリーブ（例示されない）などの解放可能又は弾性的に変形可能な機構によって適切な場所に保たれる、更なる配列を示す。指 6 1 2 に固定されたアセンブリ 6 5 0 を示すことは、例示的であるにすぎず、アセンブリ 6 5 0 が、対象者 3 0 0 の身体他の部分に固定されるように構成可能であることが認識されよう。センサ・アセンブリ 6 5 0 は、この実施例では、多色 P P G センサ 6 1 4 である光学センサから対向するように配置されたセンサ 1 0 0 を含む。他の実施例（例示されない）では、パルス・オキシメータ・センサは、P P G センサ 6 1 4 に加えて又は代わりに配列される。この配列は、指 6 1 2 の反対側上に位置付けられた別個のセンサ 1 0 0、6 1 4 からの血液量信号の同時収集を可能にする。

## 【 0 2 0 3 】

図 4 3 a ~ 4 3 d は、心臓から指の先端までの脈波伝播時間を測定するための後方カブラに指を当てる様々な方法を示す。指からの結果として生じる脈拍信号 / 圧力波が心臓上に位置付けられた前面力センサと比較されるとき、信号間のタイミングにおける差異は、ユーザの心臓から指までの心臓性信号についての脈波伝播時間である。この動脈圧力波が伝わる速さ（又は、固定された距離についてのタイミング）は、血圧に直接比例する。

## 【 0 2 0 4 】

図 4 3 a は、補助圧力ドームの形態で、図 1 d におけるアセンブリごとに後方カブラ 1 1 1 に当てられる指 1 1 3 を示す。パルス応答は、背面力センサ 2 0 2 によって検出することができ、背面力センサ 2 0 2 は、単純に背面力センサがフラップ又はドアに搭載されることを可能にする、作成され得る切断ギャップ 4 3 0 2 を有する。図 1 c に関する前面センサ・アセンブリは、心臓の上の皮膚表面 4 3 0 1 からの信号を検知する。

## 【 0 2 0 5 】

図 4 3 b は、図 1 b による 2 つの別個のセンサ・アセンブリを示し、1 つは胸部 4 3 0 1 上に位置付けられ、1 つは指 1 1 3 上に位置付けられる。

## 【 0 2 0 6 】

図 4 3 c は、指 1 1 3 に関する実施例が図 1 c による背面力センサを含まない、代替的な配列を示す。

## 【 0 2 0 7 】

図 4 3 d は、指 1 1 3 上のセンサ・アセンブリがまさに前面力センサ・アセンブリ 4 3 0 3 であり、変位センサ 1 1 4、1 0 4、1 1 6 を含まない、別の配列を示す。

## 【 0 2 0 8 】

図 4 4 は、ECG 4 4 0 4、変位センサ 4 4 0 5、前面力センサ 4 4 0 6、力センサを含む、図 4 3 a における実施例から同時に記録される指からの様々な信号と、指 4 4 0 7 からのゴールド・スタンダード血圧信号とを示す。2つのパルス間のタイミングにおける差異は、脈波伝播時間 4 4 0 1 の測定を可能にする。このケースでは、両方の力センサは、胸部上の前面力センサを有する1つのデバイス上にあり、指は、前面センサから切断された背面力センサ上に配置される。この実施例は、胸部から指の先端までの脈波伝播時間 4 4 0 1 を測定する。エレクトロカルジオグラフィから末梢地までの測定される時間は、脈波伝播時間 (PAT: Pulse Arrival Time) と呼ばれ、心臓性事前放出期間 (PEP: pre-ejection period) 4 4 0 3 を含み、よって、PAT は、脈拍波を有する二次地への R 波であり、PTT は、脈拍波ごとであり、差異  $PAT - PTT = PEP$  である。

10

## 【 0 2 0 9 】

図 4 5 a は、圧電センサ 4 5 0 4 及び力センサ 4 5 0 5 の両方に対する腕部対胸部に関する信号の比較を示す。それらは、ECG 信号 (4 5 0 3) 及び指 (4 5 0 6) からの血圧信号の両方と比較される。胸部 4 5 0 1 の信号及び腕部 4 5 0 2 の信号の両方に対する PAT を示す信号のタイミングがハイライトされる。

## 【 0 2 1 0 】

図 4 6 a は、胸部上に位置付けられた2つのセンサを示し、1つは、心尖部 4 6 0 1 上にあり、2つ目は、胸骨上切痕 / 大動脈弓 4 6 0 2 上にある。図 4 6 b は、トリガリング (ECG に対する R - peak) 及び頂点運動性 4 6 0 7 の間の遅延の測定を可能にし、また、尖部及び大動脈弓駆出時間 4 6 0 8 の間の遅延を測定することを可能にする、ECG 4 6 0 3、変位センサ 4 6 0 4、前面力センサ 4 6 0 5、及び指 4 6 0 6 からのゴールド・スタンダード血圧信号を含む、図 4 6 a における実施例から同時に記録される様々な信号を示す。結果とし生じる PAT は、中央血圧の測定値を与える。

20

## 【 0 2 1 1 】

図 4 7 a は、圧電センサ 4 7 0 2、力センサ 4 7 0 3、及び指 BP モニタ 4 7 0 4 からの信号を示す。呼吸 4 7 0 5 及び動き 4 7 0 6 からの様々なアーチファクトが存在する。図 4 7 b は、信号に対する同様の形状を明らかにする、アーチファクトが除去された信号 4 7 0 7、4 7 0 8、4 7 0 9 を示す。圧電センサ信号及び力センサ信号が指血圧モニタ (収縮期成分及び拡張期成分の両方) 4 7 1 0 からの単一の鼓動に対して較正される場合、圧電センサ又は力センサは、血圧の進行中の測定のために使用することができる。

30

## 【 0 2 1 2 】

図 4 8 a は、力センサ 4 8 0 3 及び圧電センサ 4 8 0 2 に接触する外面皮膚 4 8 0 6 に接続された背面力センサ 4 8 0 1 を有する実施例を示す。組み立てられたセンサは、較正された質量及び又は進展する較正された力を加える、FSR 測定を介してグラム / ニュートンで較正することができる。圧電センサを較正するために、正味の力を使用することができる。大きな DC 成分が類推的に除去されると、より高い利得を記録することを可能にするために、背面 FSR を使用することができる。

## 【 0 2 1 3 】

前面 FSR 4 8 0 4 によって測定される力の較正された DC 成分と背面 FSR 4 8 0 5 によって測定される力の DC 成分との間の差異は、身体区域 / 組織コンプライアンスのインジケーションを与える。図 4 8 b は、胸部 4 8 0 7 と手首 4 8 0 8 との間のコンプライアンス 4 8 0 9 におけるこの差異を示す。

40

## 【 0 2 1 4 】

本明細書で説明されるセンサ・アセンブリのうちの1つ又は複数は、様々な状況における対象者のその位置における監視のための医療デバイスにいずれかの組み合わせで統合され得る。例えば、センサ・アセンブリは、マットレス、椅子又はシート、車のシートベルト又はステアリングホイール、襟、ストラップ、取り付けられたパッチ、動物のハーネス又は耳札に又はそれらの上に搭載されることが可能であり、対象者のより多くの生理学パ

50

ラメータ（上記説明されたそれらのいずれかなど）の1つを監視するように構成される。加えて、センサ・アセンブリは、シート、ベッド、又はマットレス上のセンサ・アセンブリに対する対象者の動き及び位置を検出及び監視するように構成され得る。そのような監視は、褥瘡（センサ・アセンブリ/アセンブリがマットレス等に統合される場所）を防止することにおいて有利であり得る。

#### 【0215】

本開示の実施例は、多数の人間及び動物の疾患及び状態の診断及び監視に使用され得、そのような疾患及び状態は、皮膚の力、変位、及び/又は加速度の測定によって診断及び監視することができることを認識されよう。心臓性状態及び疾患の非限定的な実例は、無邪気雑音、硬化症、高血圧、狭心症、心筋梗塞、心室動脈瘤、僧帽弁逸脱（MVP: mitral valve prolapse）、単独クリック雑音、僧帽弁閉鎖不全症、僧帽弁狭窄症（MS: mitral stenosis）、三尖弁逆流（TR: tricuspid regurgitation）、僧帽弁閉鎖不全症、大動脈弁閉鎖不全症、大動脈狭窄、肥大型閉塞性心筋症、心筋症、心膜炎、肺高血圧、心房中隔欠損、心室中隔欠損、動脈管開存症、肺狭窄、大動脈狭窄症、ファロー四徴症、冠状動脈疾患、心不全、心臓の同期不全、収縮期心不全、拡張期心不全、肺血栓塞栓症、肺性心、又は動脈硬化などを含む。

10

#### 【0216】

肺うっ血を含む肺の肺性疾患及び状態も診断され得る。本開示の実施例はまた、例えば、気管に若しくは気管の近くに、又は対象者の首の周りの他の位置に、本明細書で説明されるような1つ又は複数のセンサ・アセンブリを配置することによって、睡眠時無呼吸症候群などの睡眠障害を診断及び監視するために使用され得る。センサ・アセンブリは、呼吸に加えて任意選択で、いびき、飲み込み、気道（例えば、気管）の周りの筋肉収縮、気道におけるサイズ低減を監視するように構成され得る。

20

#### 【0217】

動脈状態及び/又は静脈状態（石灰化、虚脱など）は、監視されることになる動脈又は静脈において又はそれらの近くで対象者上に、本明細書で説明される1つ又は複数のセンサ・アセンブリを配置することによって診断及び監視され得る。一部の実施例では、例えば、センサ・アセンブリは、両腕若しくは両脚、又は片腕及び片脚のいずれかのそれぞれの左動脈及び右動脈に左右対称に位置付けられ得、動脈の一方又は他方（又は、両方）の状態を判定するように、異なる手足上の左動脈と右動脈との間で比較が成され得る。

30

#### 【0218】

上記説明された実施例のいずれかでは、センサ・アセンブリは、短期使用又は長期使用のためにウェアラブルデバイスに統合され得、力測定、速度測定、及び/又は加速度測定は、例えば、遠隔医療相談を介してリアルタイムで、又は経時的に、状態及び疾患を監視することができるように収集及び記憶され得る。

#### 【0219】

本明細書で説明されるセンサ・アセンブリはまた、妊娠の間の子宮収縮を監視するために使用され得る。妊娠した対象者は、子宮に近接して皮膚上の位置に1つ又は複数のセンサ・アセンブリを装着し得、収縮は皮膚の力変位を生じさせ、対応する信号は、センサ・アセンブリの力センサ及び変位センサ、並びに任意選択の加速度計から導出される。

40

#### 【0220】

本明細書で説明されるセンサ・アセンブリは、人間の対象者又は動物の対象者を測定、診断、及び監視するために使用され得るだけでなく、そのような対象者における胎児の活動を監視するためにも使用され得る。例えば、センサ・アセンブリ100、200などの1つ又は複数のセンサ・アセンブリは、人間の対象者又は動物の対象者自身を参照して上記説明されたのと同様の方式において、動物の対象者又は人間の対象者の胎内の胎児の動き信号、呼吸器信号、及び心臓性信号を監視するように、腹部の周りの位置に配置され得る。母性信号を測定するように、胎児信号（例えば、動き及び/又は心拍数）を、位置付けられた他のセンサと比較することによって、胎児信号における変化は、母性信号にお

50

る変化（例えば、子癇前症のリスクにある母親についての血圧）に相関付けることができる。

#### 【0221】

本明細書で説明される実施例では、特に、図3～5を参照して、センサ・アセンブリは、胴体の前面に固定される。例えば、図4は、正面聴診位置に位置付けられるセンサ・アセンブリを示す。1つ又は複数のセンサ・アセンブリが、動物の対象者又は人間の対象者の胴体の背面上、例えば、本開示の範囲から逸脱しない胴体の背面上の標準的な聴診位置に固定され得ることを認識されよう。

#### 【0222】

特に図面と関連して、本明細書で説明される様々な動作は、他の回路又は他のハードウェア構成要素によって実装されることが、特に当業者によって理解されるべきである。所与の方法の各々の動作が実行される順序は、変更され得、本明細書で例示されるシステムの様々な要素は、追加され得、再順序付け得、省略され得、修正され得る、などである。本開示は、全てのそのような修正及び変更を包含し、したがって、上記説明は、限定的な意味ではなく、例示的な意味で見なされることを意図する。

10

#### 【0223】

同様に、本開示は、特定の実施例を参照するが、本開示の範囲及び網羅範囲から逸脱することなく、或る修正及び変更がそれらの実施例に行うことができる。その上、特定の実施例に関して本明細書で説明されるいずれかの利点、有利な点、又は課題の解決策は、重大な、必要とされる、又は必須の特徴又は要素として解釈されることを意図しない。

20

#### 【0224】

本開示の利点と共に同様の更なる実施例実施形態が当業者に対して明白であり、そのような実施例は、本明細書で包含されると見なされるべきである。

#### 【0225】

多くの用途のために、実施例は、DSP（デジタル・シグナル・プロセッサ）、ASIC（特定用途向け集積回路）、又はFPGA（フィールド・プログラマブル・ゲートアレイ）上で実装され得る。よって、コードは、従来のプログラム・コード若しくはマイクロコード、又は、例えば、ASIC若しくはFPGAをセット・アップ若しくは制御するためのコードを含み得る。コードはまた、再プログラム可能ロジック・ゲートアレイなどの再構成可能な装置を動的に構成するためのコードを含み得る。同様に、コードは、Verilog（登録商標）又はVHDL（Very high speed integrated circuit Hardware Description Language）などのハードウェア記述言語のためのコードを含み得る。当業者は、相互に通信して複数の結合された構成要素の間でコードが分散され得ることを認識するであろう。適切である場合、実施例はまた、アナログ・ハードウェアを構成するために、フィールド（再）プログラマブル・アナログ・アレイ又は同様のデバイス上で稼働するコードを使用して実装され得る。

30

#### 【0226】

本明細書で使用されるように、モジュールという用語は、機能的ユニット又は機能的ブロックを指すために使用されるべきであり、機能的ユニット又は機能的ブロックは、カスタム定義された回路などの専用ハードウェア構成要素によって少なくとも部分的に実装され得、及び/又は適切な汎用プロセッサ若しくはその他上で稼働する1つ又は複数のソフトウェアプロセッサ若しくは適切なコードによって少なくとも部分的に実装され得ることに留意されよう。モジュールはそれ自体、他のモジュール又は機能的ユニットを含み得る。モジュールは、コロケートされる必要がない複数の構成要素又はサブ・モジュールによって設けられ得、異なる集積回路上に設けられ、及び/又は異なるプロセッサ上で稼働する。

40

#### 【0227】

本開示の広義の全体的な範囲から逸脱することなく、多数の変形及び/又は修正が上記説明された実施例に対して行われ得ることを当業者によって認識されよう。したがって、

50

本実施例は、あらゆる点で、限定的でなく例示的であるとして考えられることになる。

【図面】

【図 1 A】

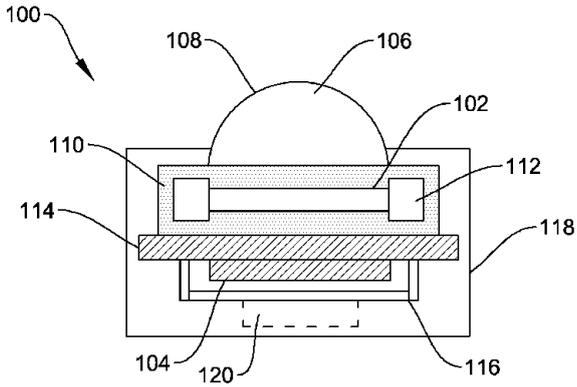


FIG. 1A

【図 1 B】

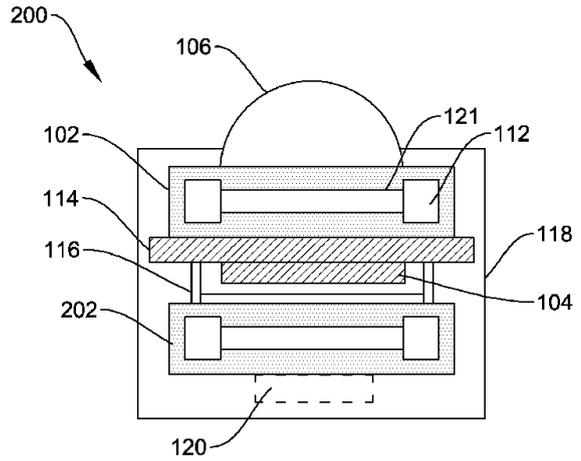


FIG. 1B

10

20

【図 1 C】

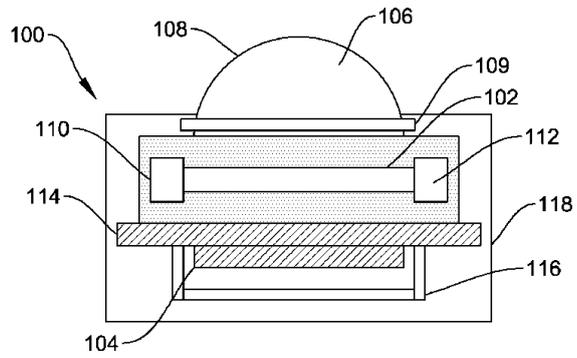


FIG. 1C

【図 1 D】

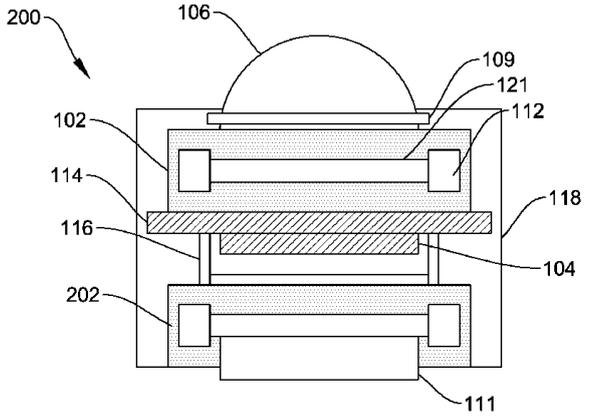


FIG. 1D

30

40

50

【 図 1 E 】

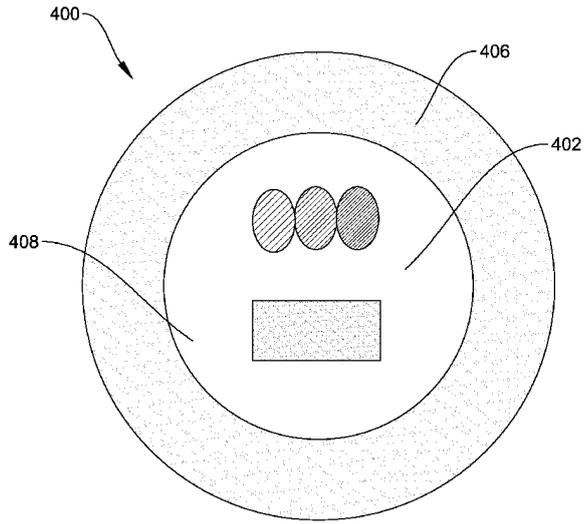


FIG. 1E

【 図 1 F 】

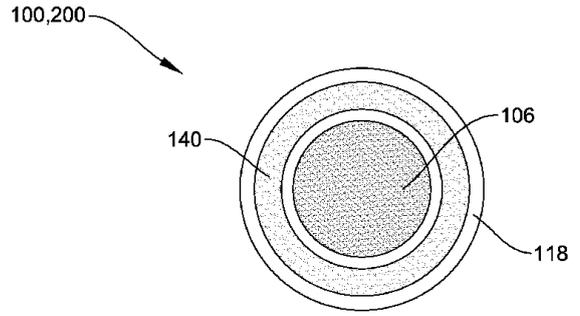


FIG. 1F

10

20

【 図 1 G 】

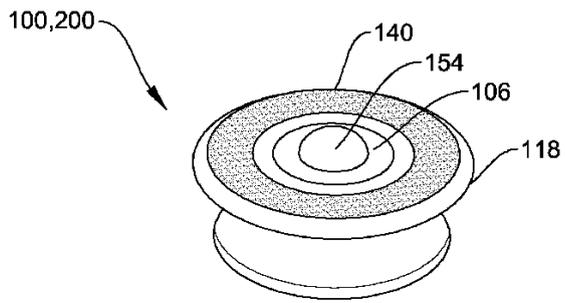


FIG. 1G

【 図 1 H 】

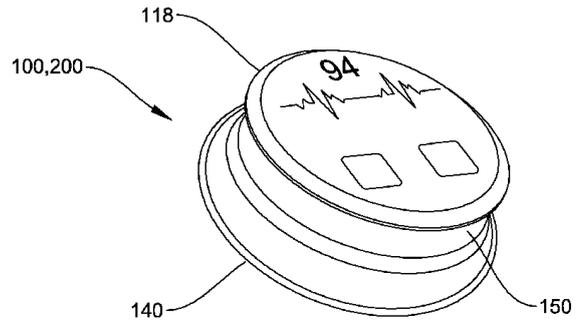


FIG. 1H

30

40

50

【 図 1 I 】

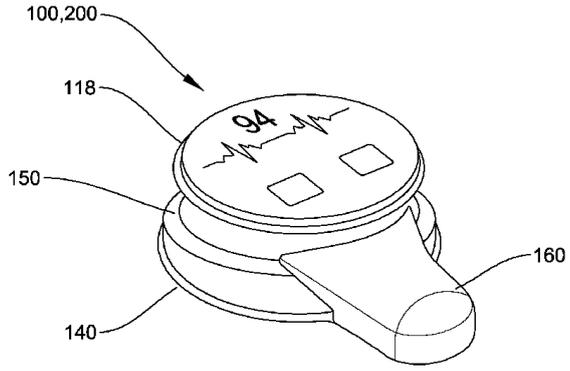


FIG. 1I

【 図 1 J 】

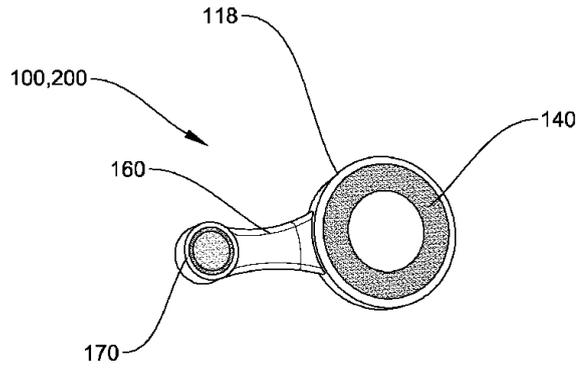


FIG. 1J

10

【 図 1 K 】

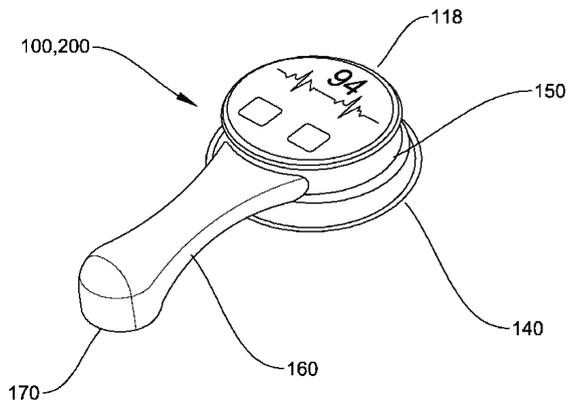


FIG. 1K

【 図 1 L 】

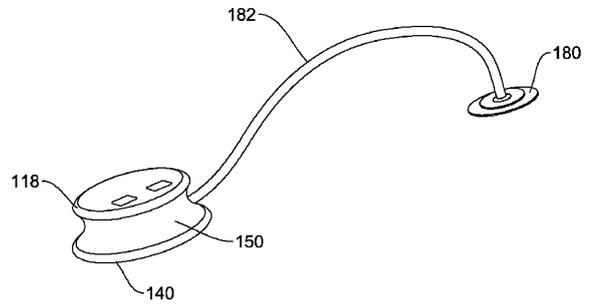


FIG. 1L

20

30

40

50

【 図 2 A 】

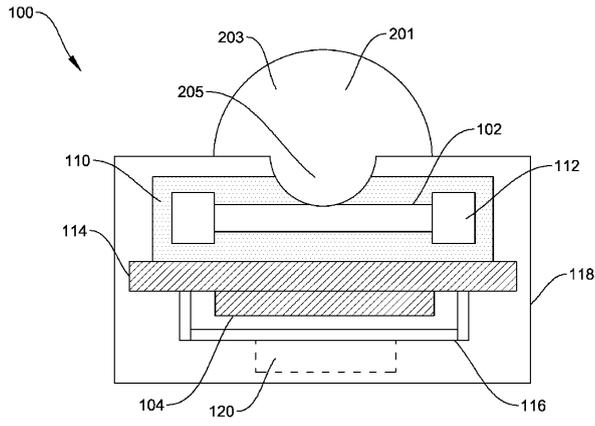


FIG. 2A

【 図 2 B 】

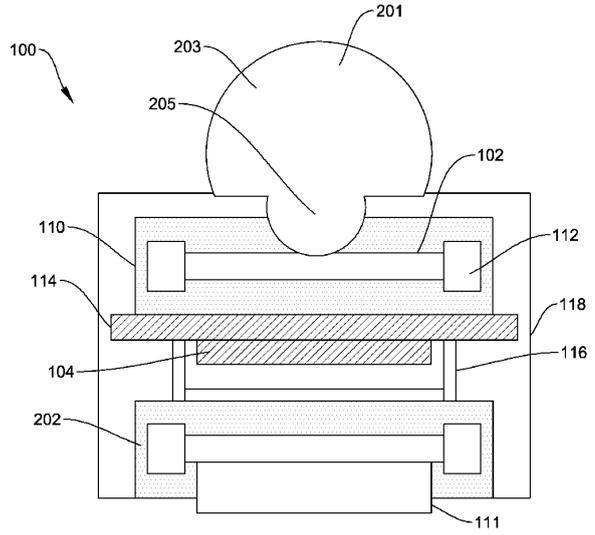


FIG. 2B

10

20

【 図 2 C 】

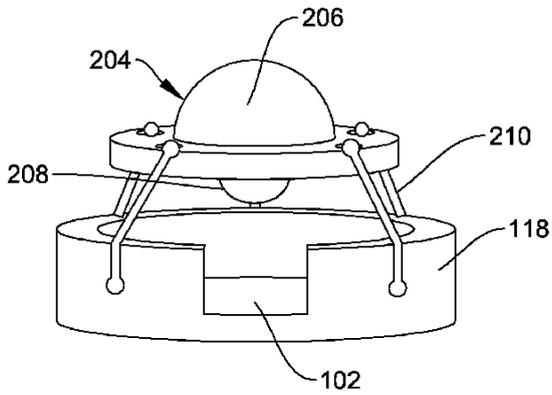


FIG. 2C

【 図 2 D 】

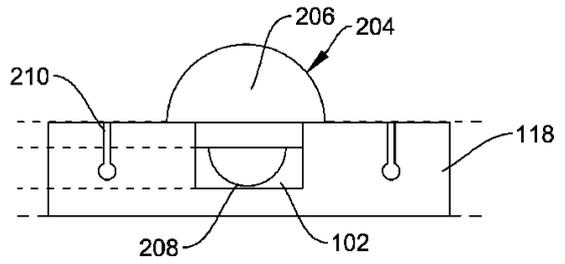


FIG. 2D

30

40

50

【 図 2 E 】

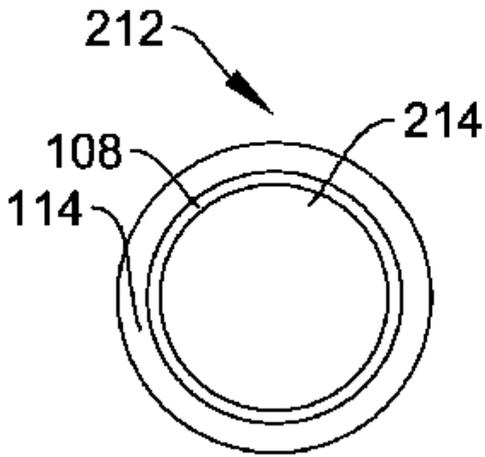


FIG. 2E

【 図 2 F 】

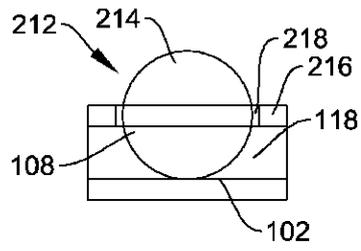


FIG. 2F

10

20

【 図 2 G 】

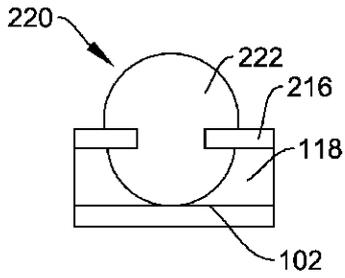


FIG. 2G

【 図 3 】

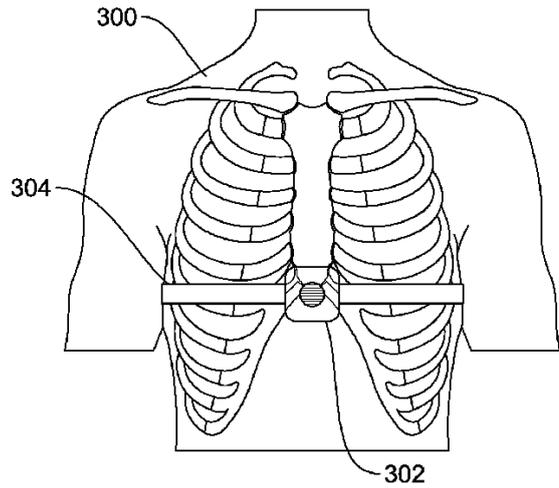


FIG. 3

30

40

50

【 図 4 】

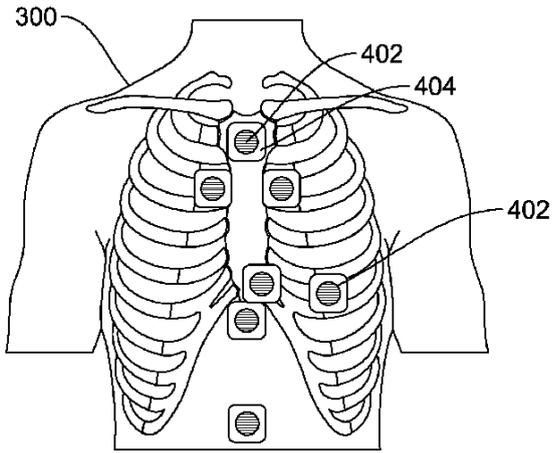


FIG. 4

【 図 5 】

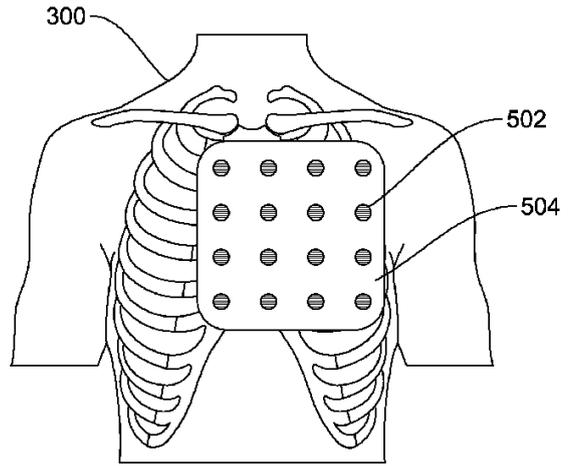


FIG. 5

10

20

【 図 6 A 】

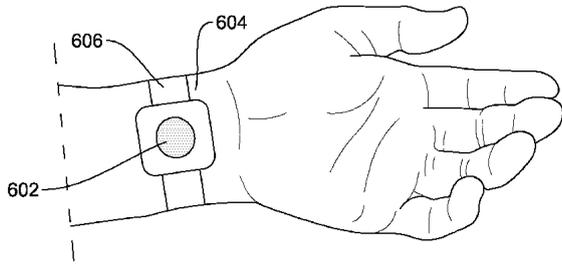


FIG. 6A

【 図 6 B 】

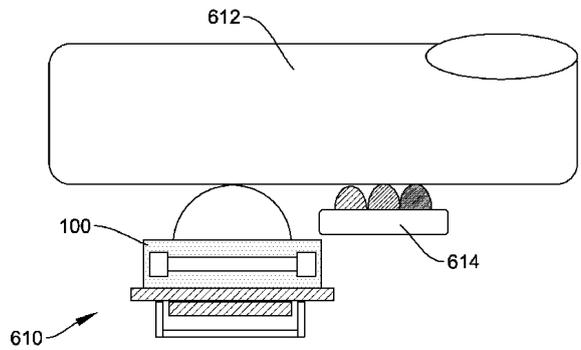


FIG. 6B

30

40

50

【図6C】

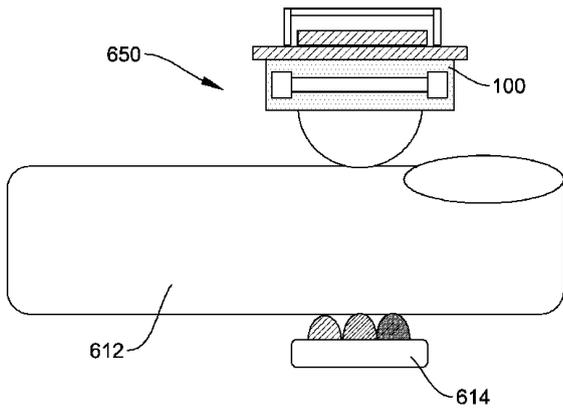
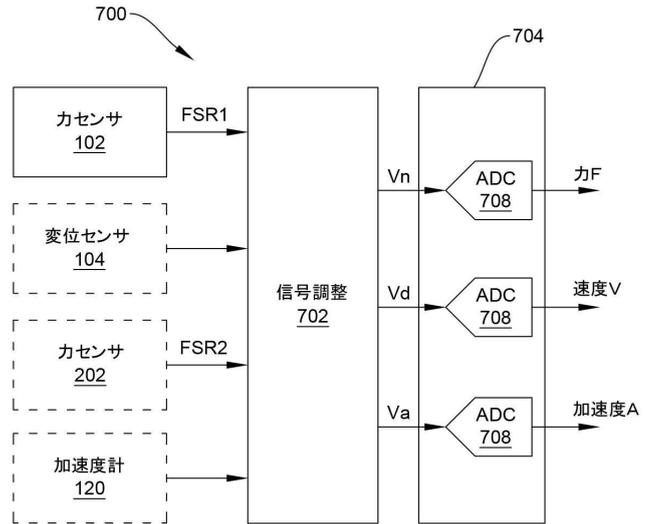


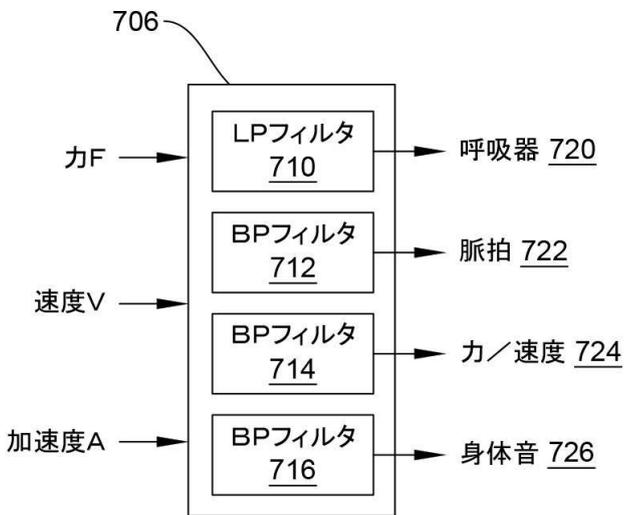
FIG. 6C

【図7-1】

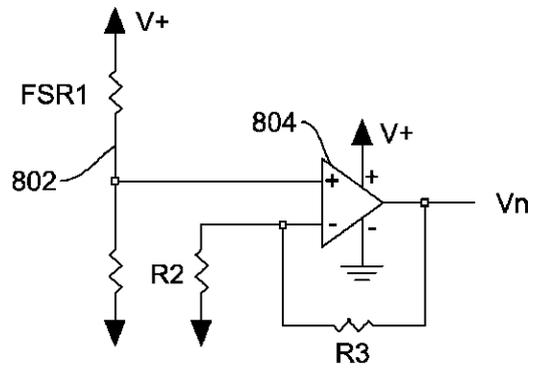


10

【図7-2】



【図8】



20

30

FIG. 8

40

50

【 図 9 】

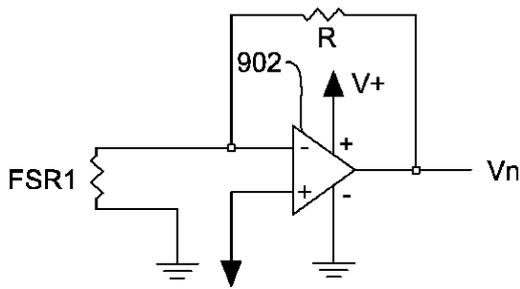


FIG. 9

【 図 10 】

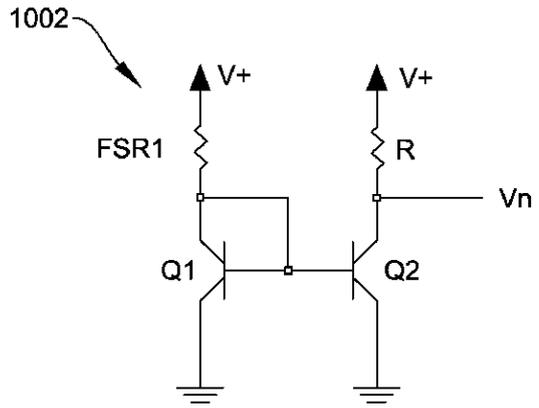


FIG. 10

10

【 図 11 】

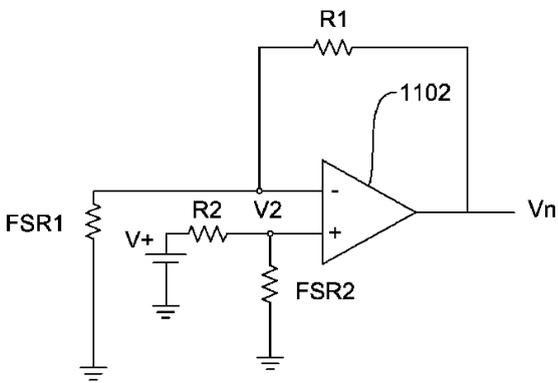


FIG. 11

【 図 12 】

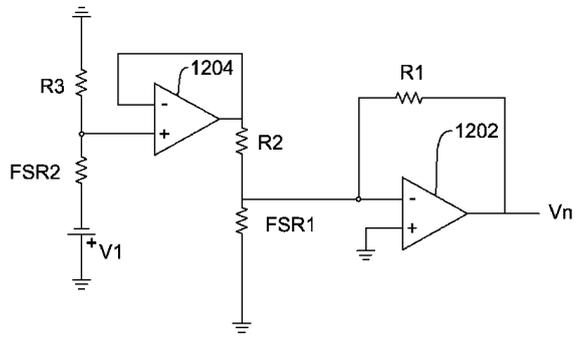


FIG. 12

20

30

40

50

【図 13】

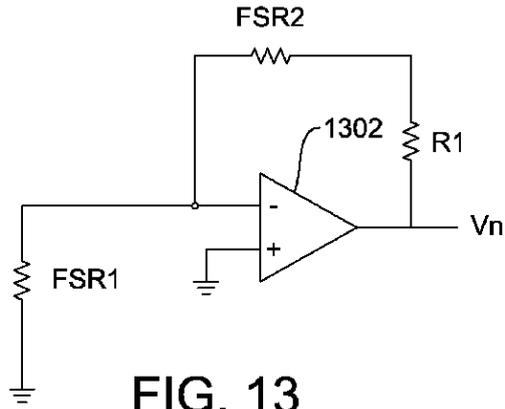
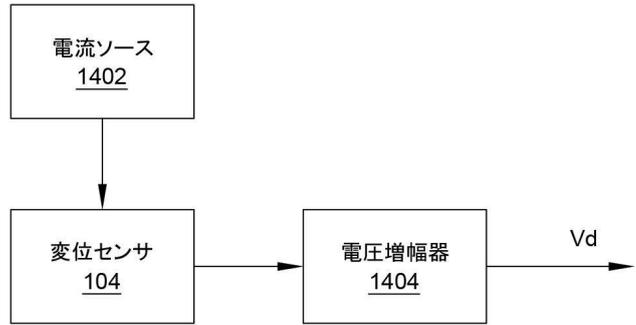


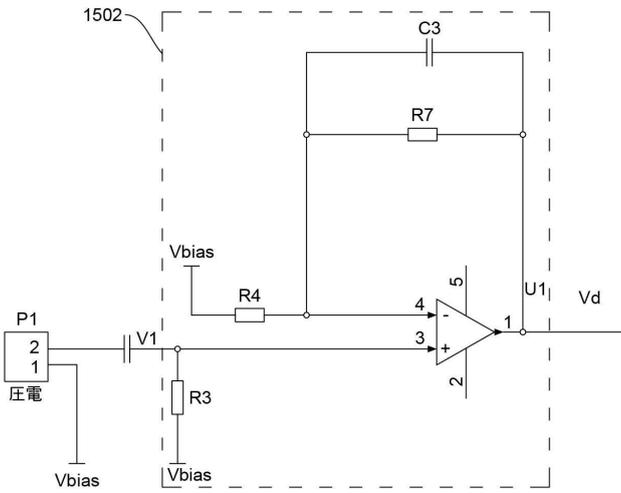
FIG. 13

【図 14】



10

【図 15 A】



【図 15 B】

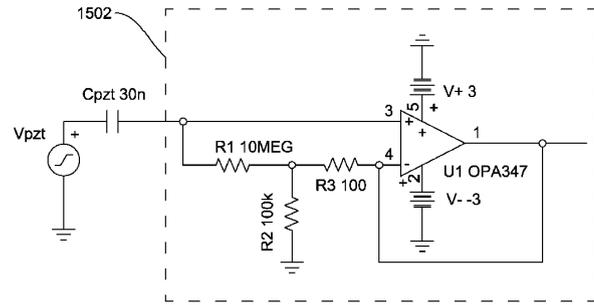


FIG. 15B

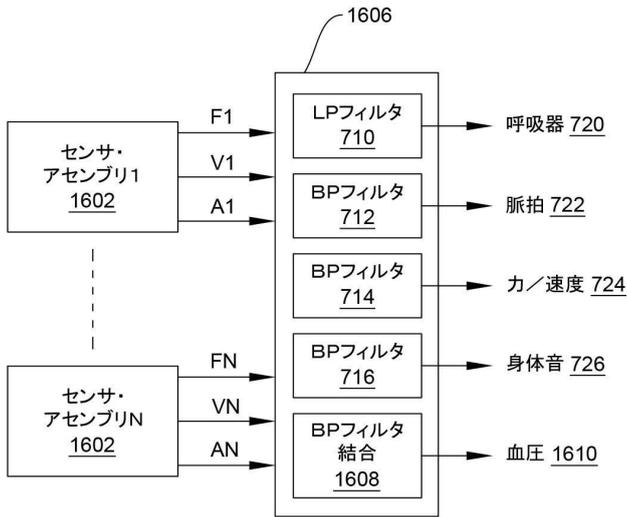
20

30

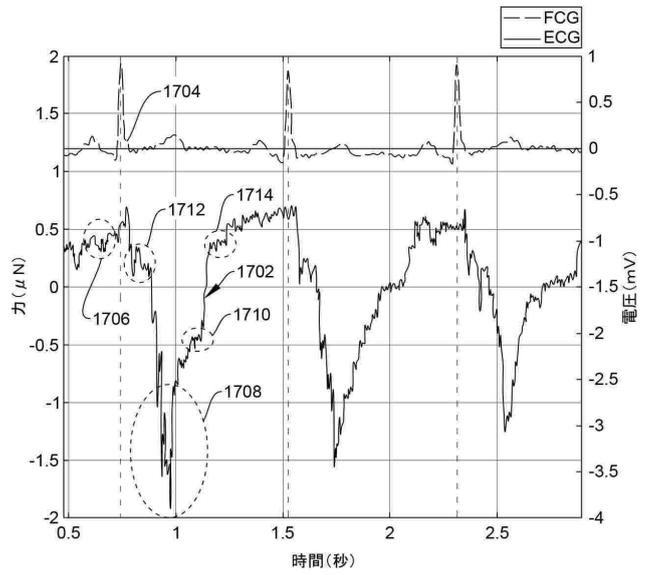
40

50

【 図 1 6 】

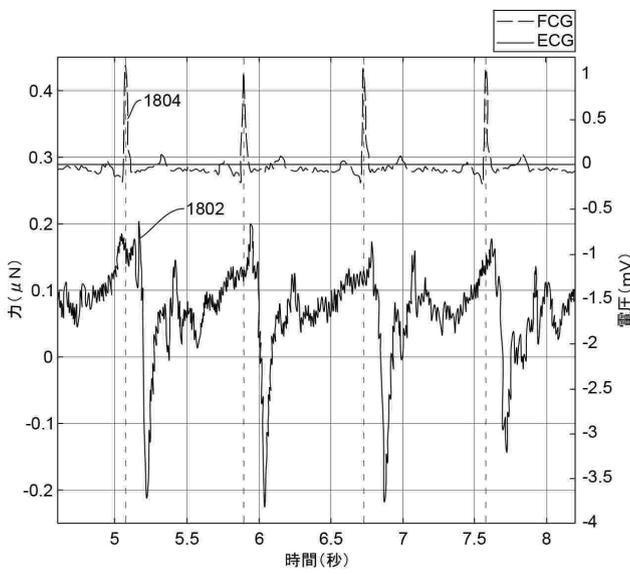


【 図 1 7 】

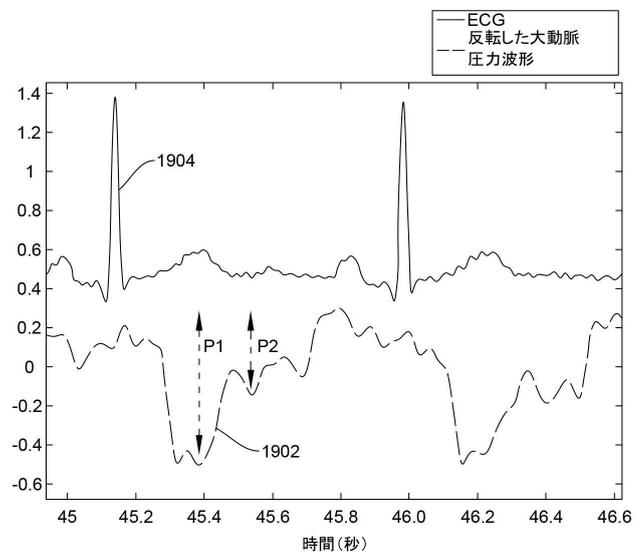


10

【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



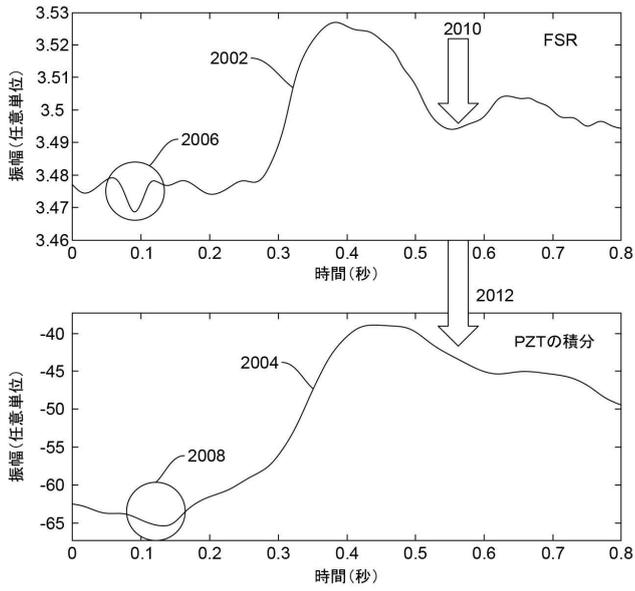
20

30

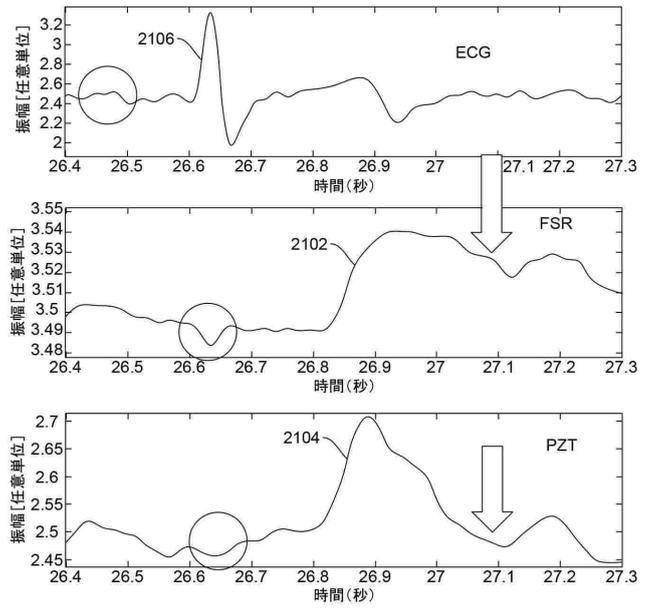
40

50

【図 2 0】

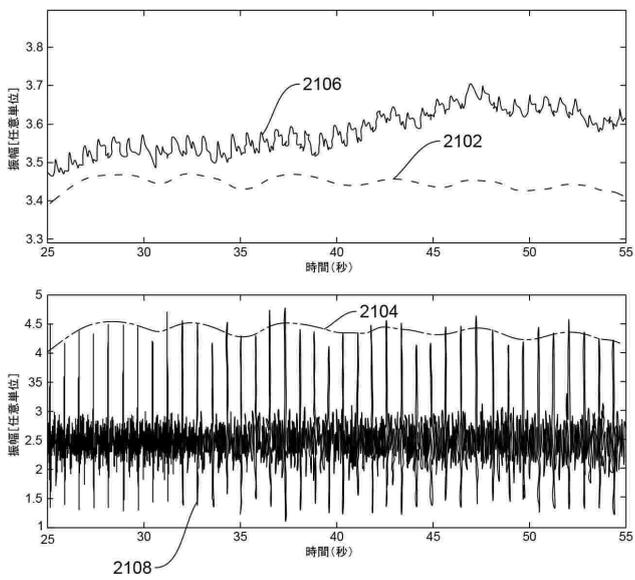


【図 2 1】

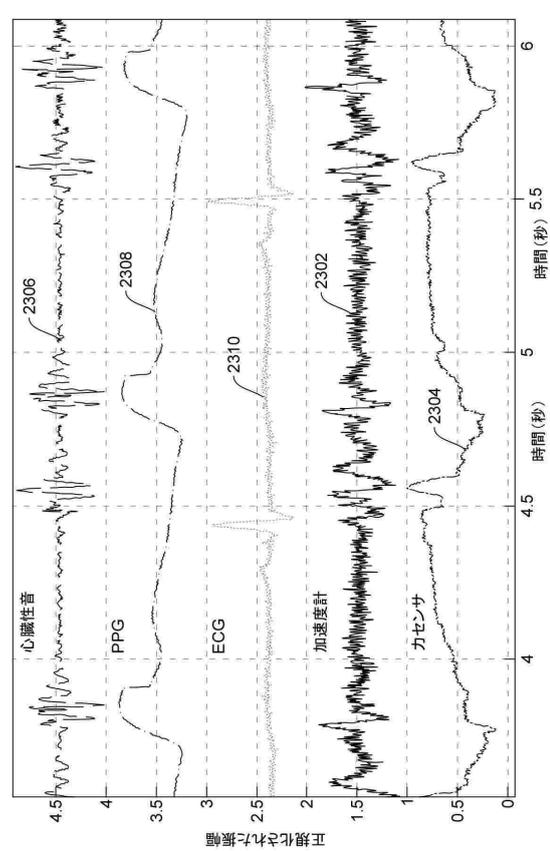


10

【図 2 2】



【図 2 3】



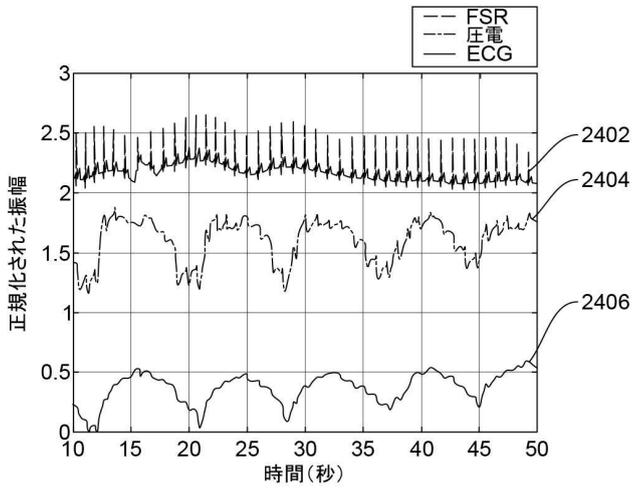
20

30

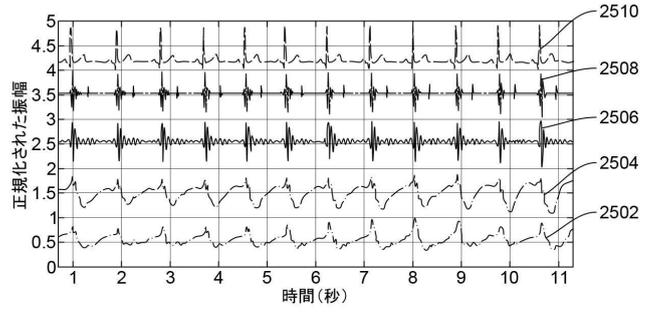
40

50

【図 2 4】

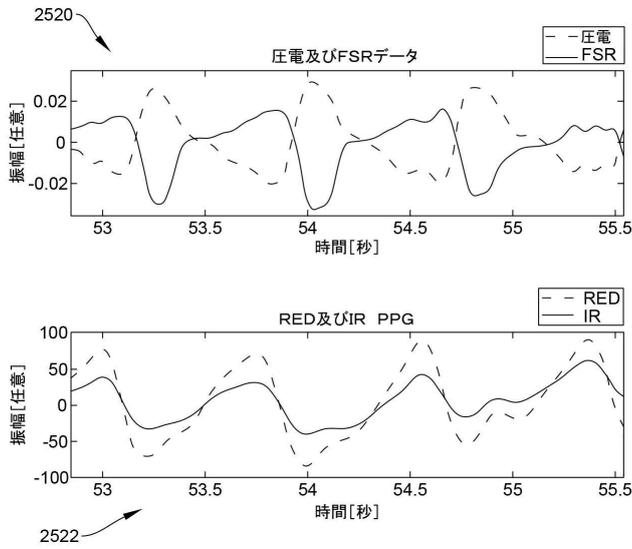


【図 2 5 A】

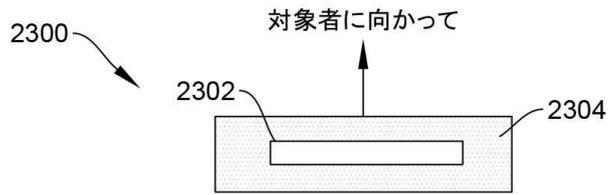


10

【図 2 5 B】



【図 2 6】



20

30

40

50

【 図 2 7 】

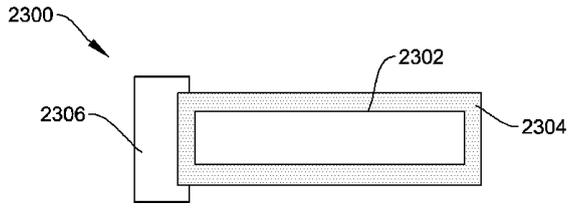


FIG. 27

【 図 2 8 】

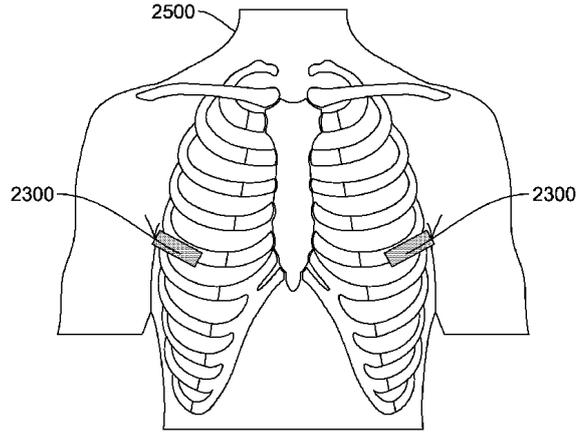
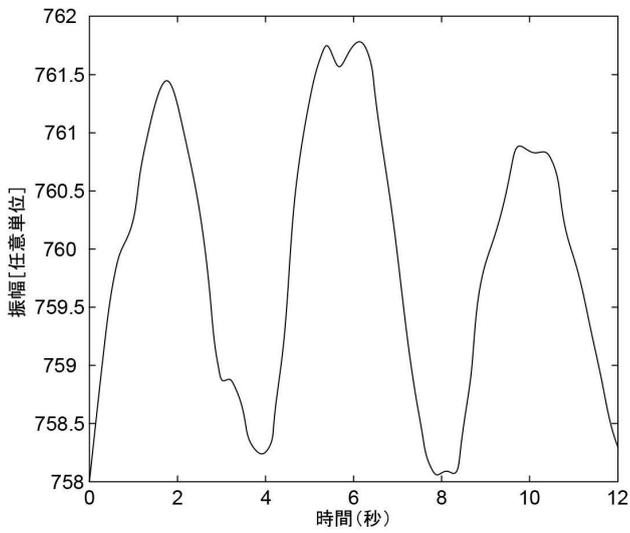


FIG. 28

10

【 図 2 9 】



【 図 3 0 】

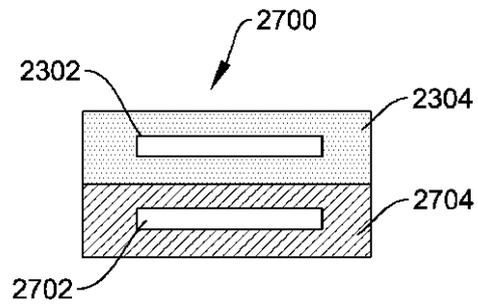


FIG. 30

20

30

40

50

【 図 3 1 】

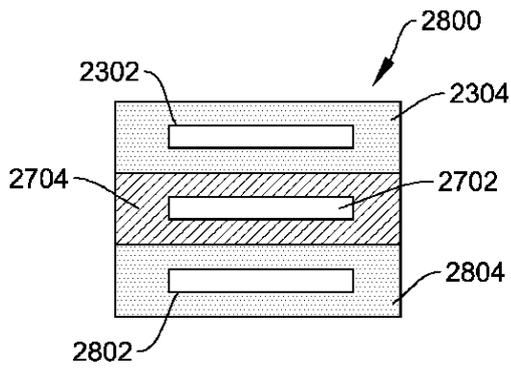
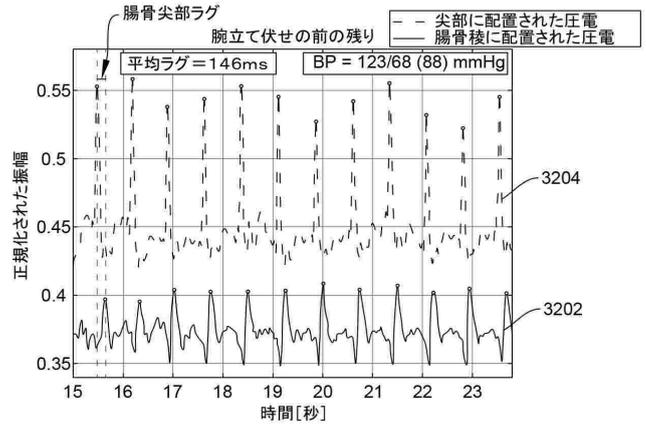


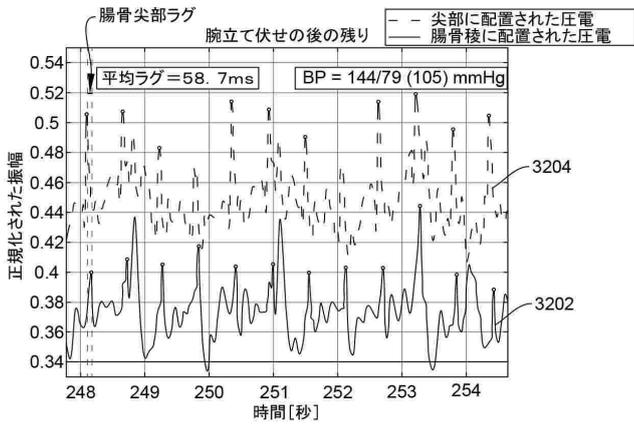
FIG. 31

【 図 3 2 】

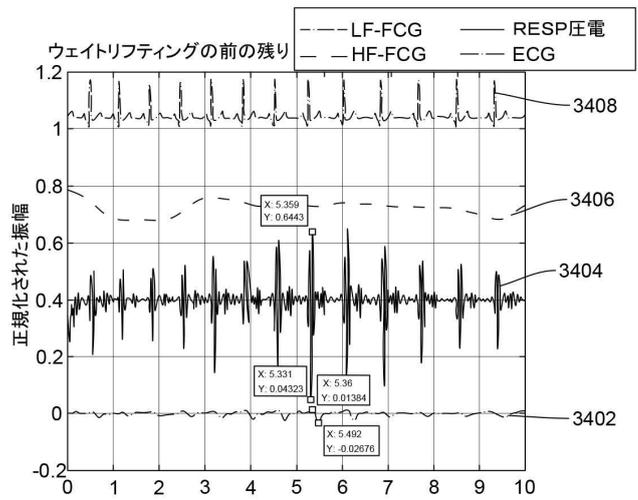


10

【 図 3 3 】



【 図 3 4 】



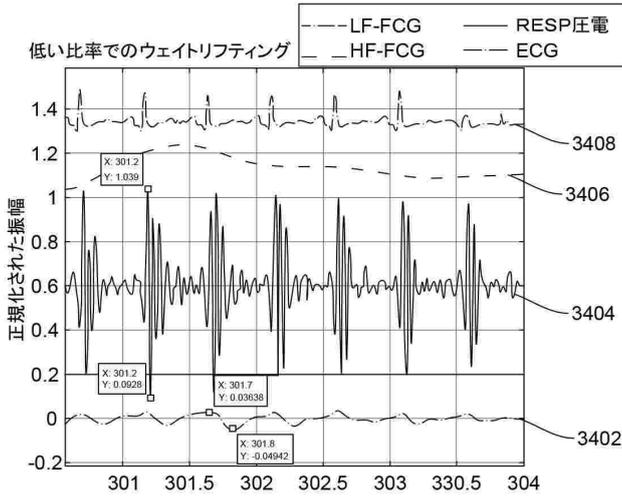
20

30

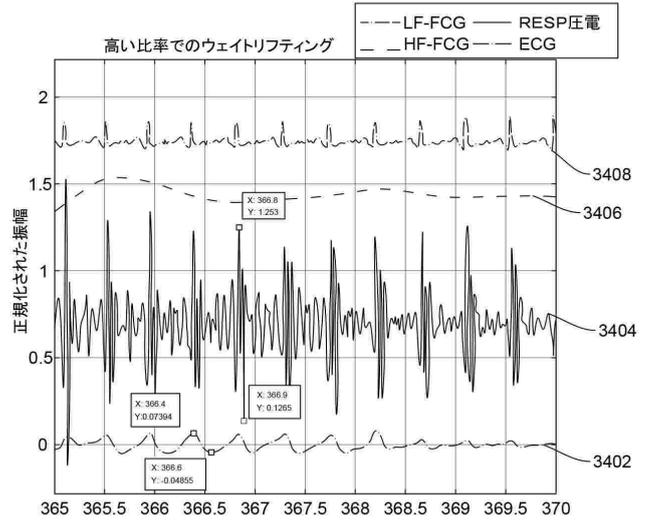
40

50

【図 35】



【図 36】



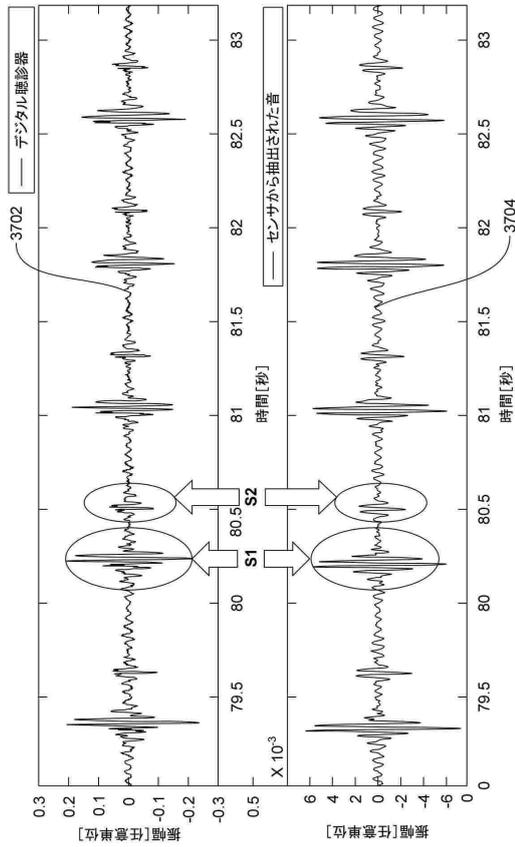
10

20

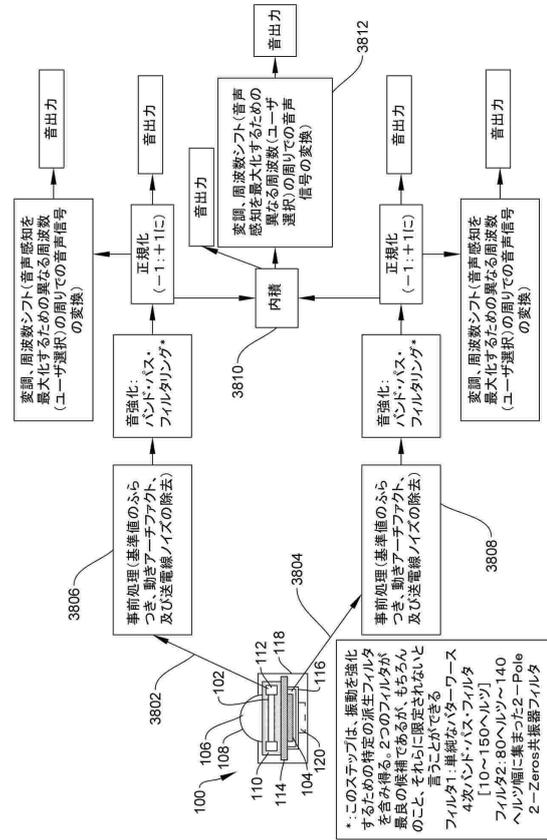
30

40

【図 37】



【図 38 A】



50



【 図 4 0 】

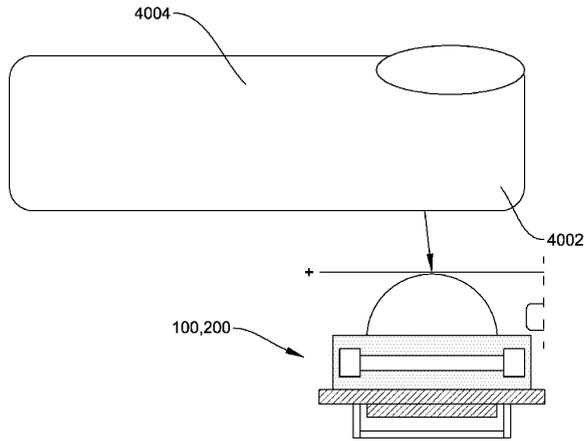
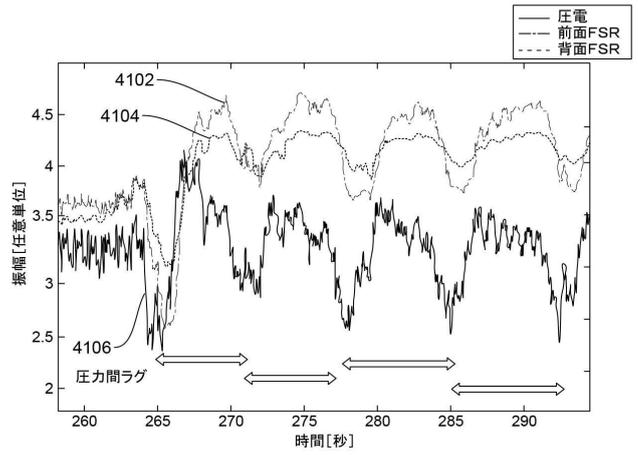


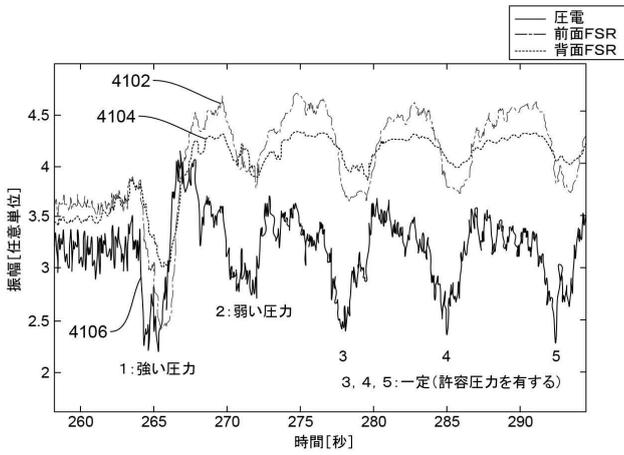
FIG. 40

【 図 4 1 A 】

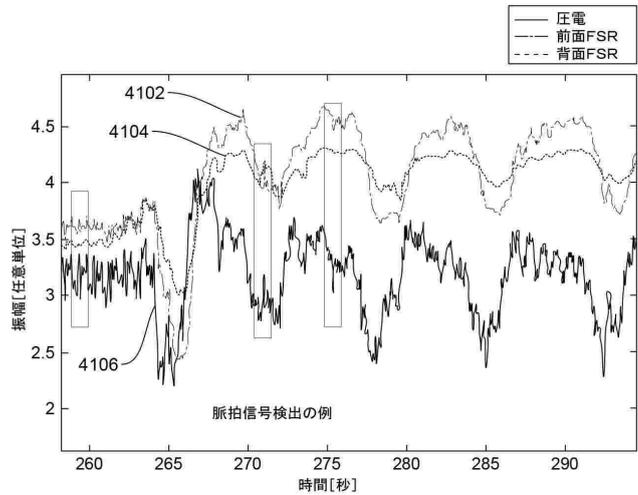


10

【 図 4 1 B 】



【 図 4 1 C 】



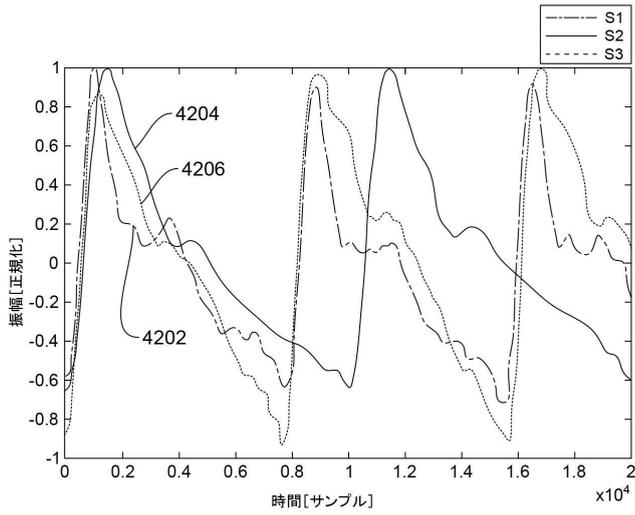
20

30

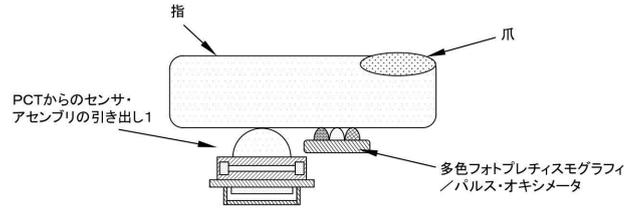
40

50

【図 4 2 A】

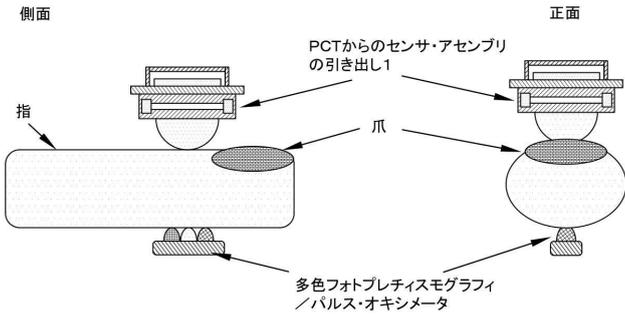


【図 4 2 B】

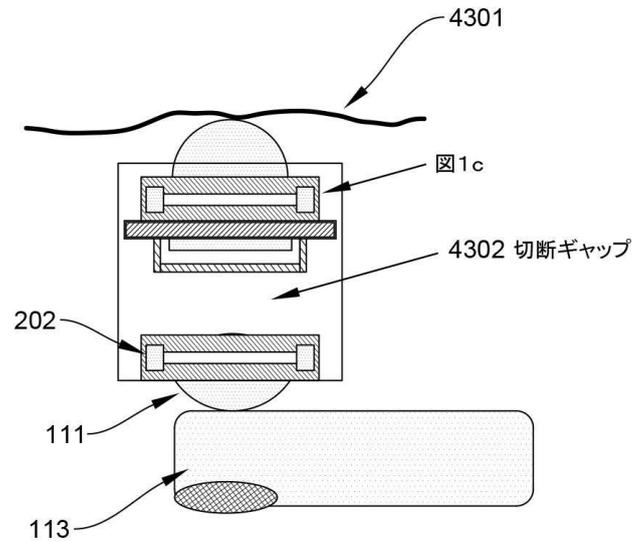


10

【図 4 2 C】



【図 4 3 A】



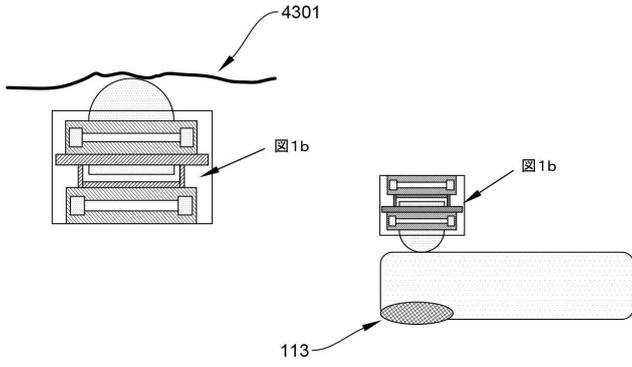
20

30

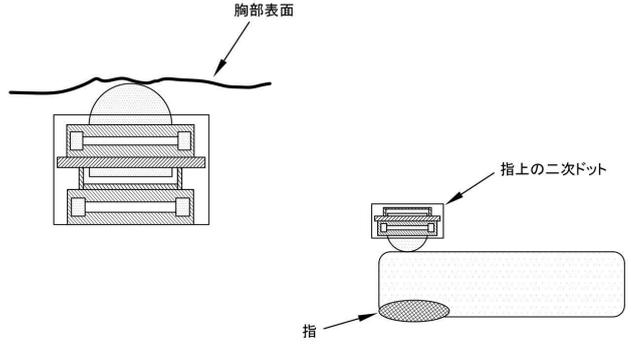
40

50

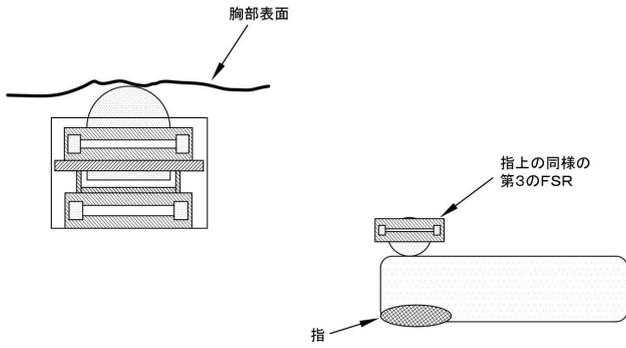
【図 4 3 B】



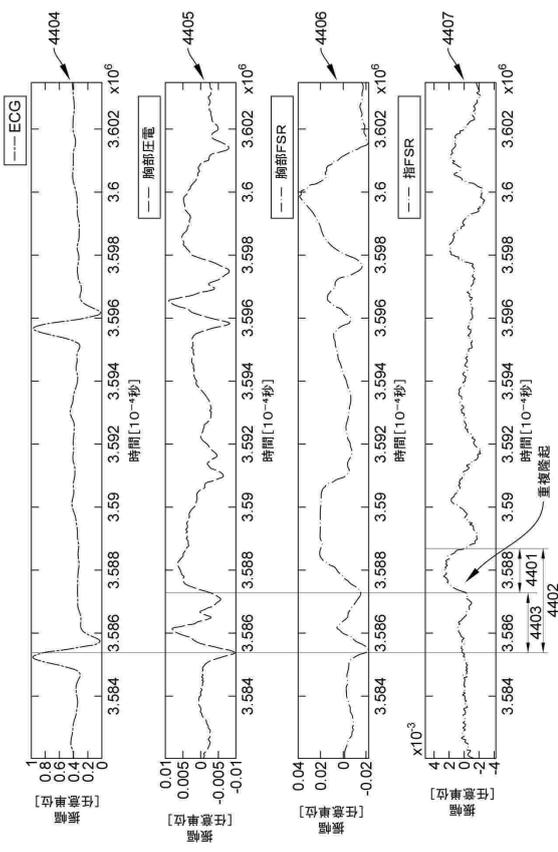
【図 4 3 C】



【図 4 3 D】



【図 4 4】



10

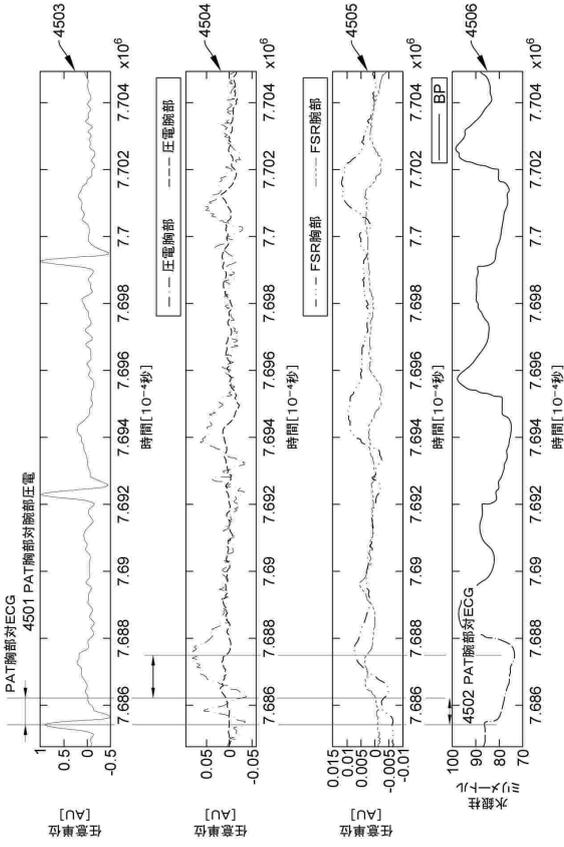
20

30

40

50

【 図 4 5 】



【 図 4 6 A 】

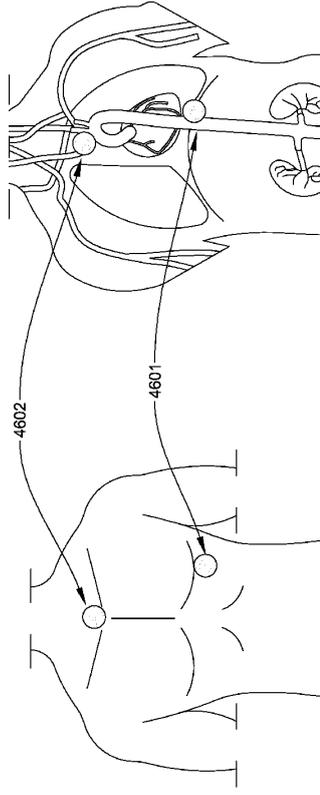
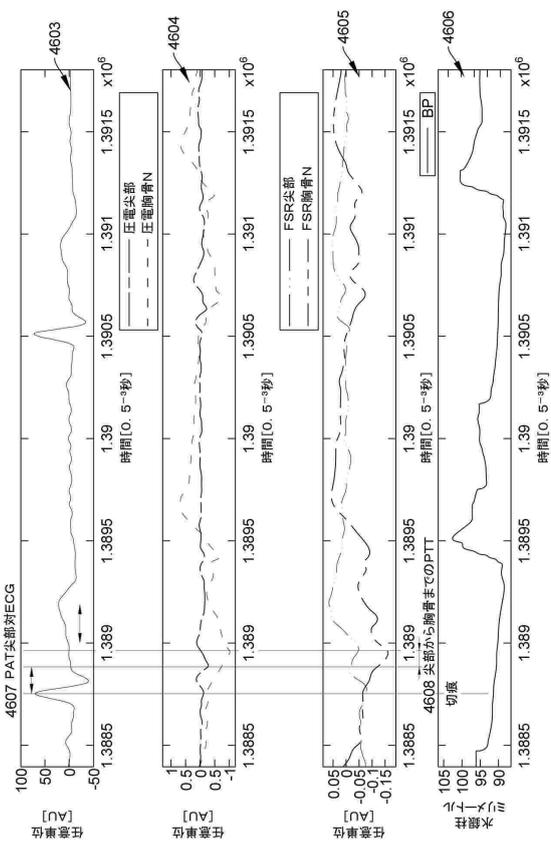


FIG. 46A

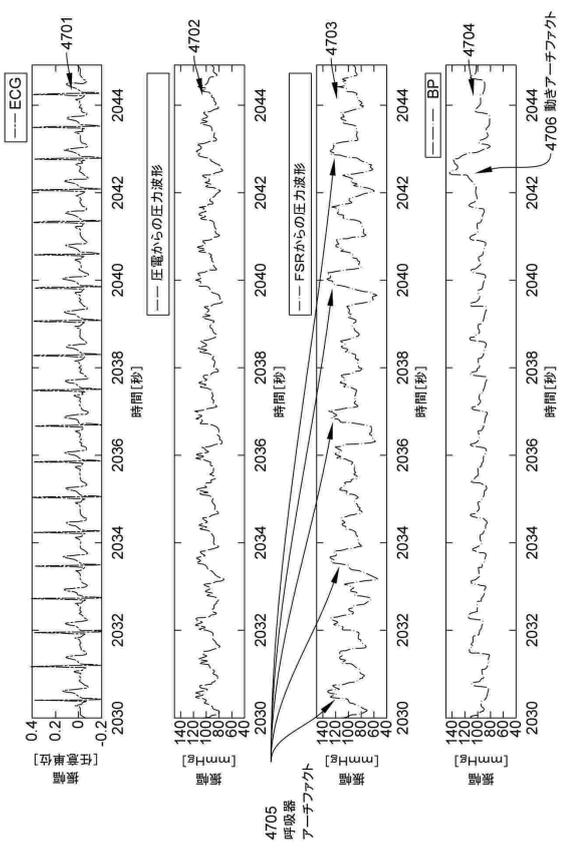
10

20

【 図 4 6 B 】



【 図 4 7 A 】

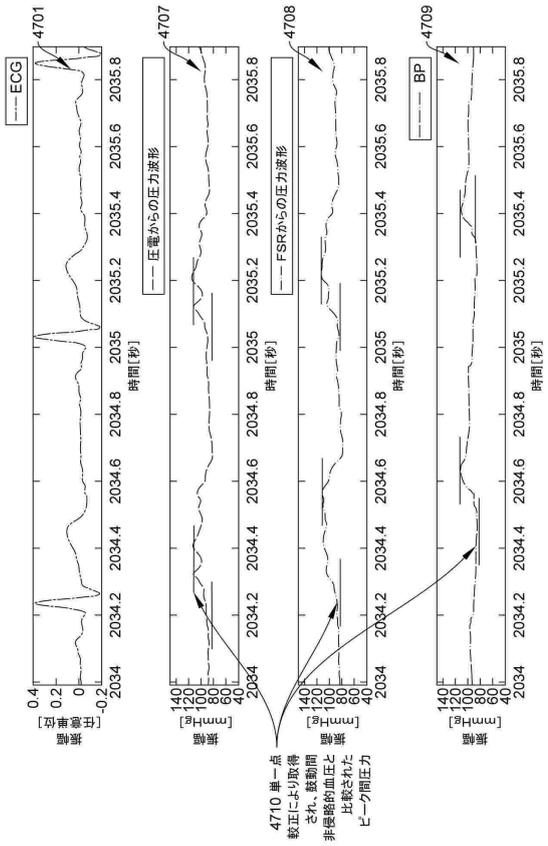


30

40

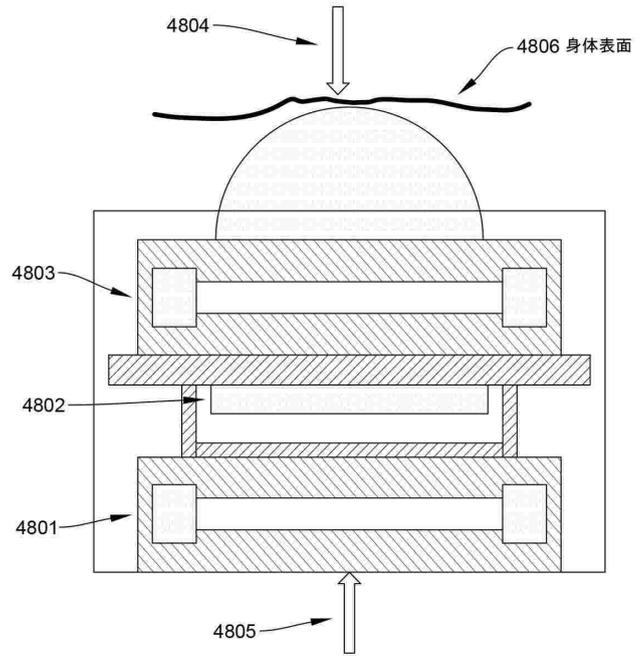
50

【 図 4 7 B 】



【 図 4 8 A 】

Fb=生理学現象、すなわち、心臓鼓動+反映済みの加えられた力から結果として生じる、センサに加えられる力

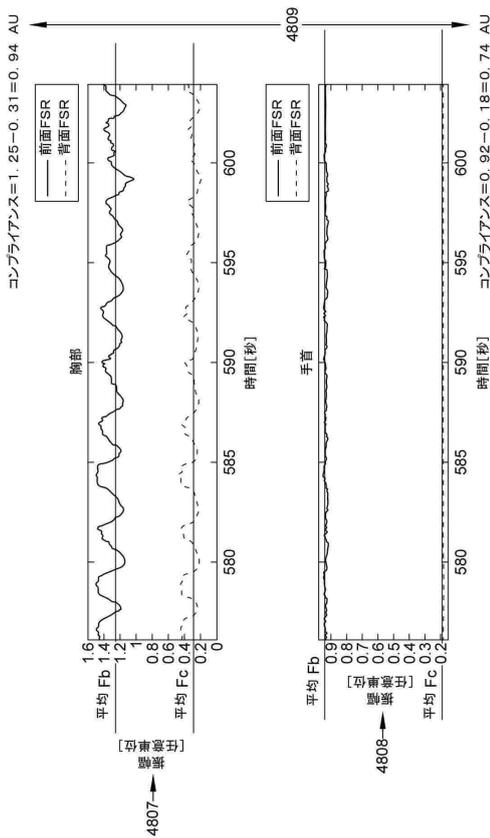


Fc=センサ・キャリア/保持機構によって加えられる歪みの力+反映済みの生理学的力から結果として生じる、センサに加えられる力

10

20

【 図 4 8 B 】



30

40

50

## 【 手 続 補 正 書 】

【 提 出 日 】 令 和 4 年 8 月 2 6 日 ( 2 0 2 2 . 8 . 2 6 )

## 【 手 続 補 正 1 】

【 補 正 対 象 書 類 名 】 特 許 請 求 の 範 囲

【 補 正 対 象 項 目 名 】 全 文

【 補 正 方 法 】 変 更

## 【 補 正 の 内 容 】

【 特 許 請 求 の 範 囲 】

## 【 請 求 項 1 】

対象者の生理学パラメータを検知する装置であって、

力検知表面を有する力センサであって、前記対象者の器官の力変位を表す第1の信号を生成するように構成される、力センサと、

前記力センサと関連付けられた変位センサであって、変位検知表面を有し、前記対象者の前記器官の変位速度を表す第2の信号を生成するように構成される、変位センサと、

前記力センサ及び前記変位センサの1つ上に配列されたカブラであって、前記力センサ及び前記変位センサを前記器官に機械的に結合するように構成される、カブラとを備え、

前記変位検知表面は、前記力検知表面と一致するか、又は前記力検知表面に対してより小さいサイズであり、

前記カブラは、第1の導電性電極として構成され、前記カブラが前記対象者に対して配列されるとき、生体電位を測定するように構成された処理回路に電氣的に結合されている、装置。

## 【 請 求 項 2 】

前記力センサは、第1の力検知レジスタ(FSR)を含む、請求項1に記載の装置。

## 【 請 求 項 3 】

前記変位センサは、圧電センサを含む、請求項1又は2に記載の装置。

## 【 請 求 項 4 】

前記カブラは、前記力センサの最大平面表面積未満である最大平面表面積を有する、請求項1から3までのいずれか一項に記載の装置。

## 【 請 求 項 5 】

前記カブラの前記最大平面表面積は、前記変位センサの最大平面表面積に近似する、請求項4に記載の装置。

## 【 請 求 項 6 】

前記力センサは、前記変位センサに搭載され、前記力センサは、前記カブラの動作可能な裏面に結合された動作可能なおもて面と、前記変位センサの動作可能なおもて面に結合された動作可能な裏面とを含む、請求項5に記載の装置。

## 【 請 求 項 7 】

前記力センサ及び前記変位センサは各々、前記カブラの動作可能な裏面に結合された動作可能なおもて面を有し、前記力センサ及び前記変位センサは、前記カブラの前記動作可能な裏面上に同心円状に配列されている、請求項1から4までのいずれか一項に記載の装置。

## 【 請 求 項 8 】

前記変位センサは、前記第2の信号が前記対象者の前記器官によって生成される身体音を表すように構成されている、請求項1から7までのいずれか一項に記載の装置。

## 【 請 求 項 9 】

前記対象者の循環する血液の容積的变化を表す第3の信号を生成するように構成された少なくとも1つの光学センサを更に備える、請求項1から8までのいずれか一項に記載の装置。

## 【 請 求 項 1 0 】

前記少なくとも1つの光学センサは、前記力センサ、前記変位センサ、及び前記カブラ

10

20

30

40

50

から別々に前記対象者上に配列されるように構成されている、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 1 1】

前記少なくとも 1 つの光学センサは、前記力センサに隣接して固定されている、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 1 2】

前記カブラは、前記カブラが前記光学センサから機械的に切り離されるように、前記光学センサを少なくとも部分的に囲むように形状付けられている、請求項 1 0 又は 1 1 に記載の装置。

【請求項 1 3】

血液酸素飽和度レベルを表す第 4 の信号を生成するように共に動作可能な複数の前記光学センサを備える、請求項 9 から 1 2 までのいずれか一項に記載の装置。 10

【請求項 1 4】

前記カブラは、温度センサを含み、前記対象者に対して配列される前記カブラにตอบสนองして温度を測定するように構成された処理回路に電氣的に結合されている、請求項 1 から 1 3 までのいずれか一項に記載の装置。

【請求項 1 5】

前記第 1 の導電性電極は、環状リングとして構成され、前記環状リングは、前記環状リングが前記対象者に対して配列されるとき、生体電位を測定するように構成された処理回路に電氣的に結合されている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 1 6】

前記対象者の別の部分に対して配列することを可能にするように、前記第 1 の導電性電極から間隔を空けて、前記第 1 の導電性電極から隔離されて配列された第 2 の導電性電極を備え、前記第 2 の導電性電極は、前記第 1 の導電性電極及び前記第 2 の導電性電極が前記対象者に対して配列されるとき、更なる生体電位を測定することを可能にするように、前記処理回路に結合されている、請求項 1 から 1 5 までのいずれか一項に記載の装置。 20

【請求項 1 7】

前記対象者の別の部分に対して配列することを可能にするように、前記第 1 の導電性電極及び前記第 2 の導電性電極から間隔を空けて、前記第 1 の導電性電極及び前記第 2 の導電性電極から隔離されて配列された第 3 の導電性電極を備え、前記第 3 の導電性電極は、前記第 1 の導電性電極、前記第 2 の導電性電極、及び前記第 3 の導電性電極が前記対象者 30 に対して配列されるとき、更なる生体電位を測定することを可能にするように、前記処理回路に結合され、前記第 3 の導電性電極は、前記第 1 の電極及び前記第 2 の電極に対して移動可能である、請求項 1 6 に記載の装置。

【請求項 1 8】

前記処理回路は、前記対象者に対して配列されるいずれかの導電性電極にตอบสนองして、前記対象者のエレクトロカルジオグラフィ ( E C G ) を測定するように構成され、前記 E C G を表す第 4 の信号を生成するように構成されている、請求項 1 から 1 7 までのいずれか一項に記載の装置。

【請求項 1 9】

前記装置の動作可能な裏面に加えられる力を測定するように構成された第 2 の力センサを更に備える、請求項 1 から 1 8 までのいずれか一項に記載の装置。 40

【請求項 2 0】

対象者の生理学パラメータを検知する装置であって、  
前記対象者の器官の力変位を表す第 1 の信号を生成するように構成された力センサと、  
前記対象者の循環する血液の容積的变化を表す第 2 の信号を生成するように構成された少なくとも 1 つの光学センサと、

前記力センサを前記器官と機械的に結合するように構成された前記力センサ上に配列されたカブラと、

前記装置の動作可能な裏面に加えられる力を測定するように構成された第 2 の力センサであって、力検知レジスタ ( F S R ) である第 2 の力センサと

を備える装置。

【請求項 2 1】

前記少なくとも 1 つの光学センサは、少なくとも 1 つの光の波長を使用して、結果として生じる信号を検知する、請求項 9 から 1 1 まで及び 2 0 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 2 2】

前記第 2 の力センサは、前記変位センサの動作可能な裏面に結合されている、請求項 2 0 又は 2 1 に記載の装置。

【請求項 2 3】

前記第 1 の信号及び前記第 2 の信号に基づいて、前記生理学パラメータを判定するように構成された少なくとも 1 つのプロセッサを更に備える、請求項 1 から 2 2 までのいずれか一項に記載の装置。 10

【請求項 2 4】

前記少なくとも 1 つのプロセッサは、前記第 1 の信号に基づいて、前記変位センサ又は前記光学センサから受信される前記第 2 の信号を校正するように構成されている、請求項 2 3 に記載の装置。

【請求項 2 5】

前記生理学パラメータは、心臓動、血圧、子宮収縮、胎児の活動、呼吸、前記対象者の心臓弁の開放時間、前記対象者の心臓弁の閉鎖時間、前記対象者の心臓の収縮レベル、前記対象者の血管の固さ、前記対象者の前記心臓の一回拍出量、心拍出量、及び血液脈波伝播時間のうちの少なくとも 1 つを含む、請求項 1 から 2 4 までのいずれか一項に記載の装置。 20

【請求項 2 6】

前記生理学パラメータは、血圧であり、測定されることになる前記パラメータは、中心血圧及び末梢血圧のうちの少なくとも 1 つを含む、請求項 2 5 に記載の装置。

【請求項 2 7】

センサ・アセンブリによって生成される信号の信号対雑音比を高める方法であって、前記アセンブリは、力センサ及び変位センサを含み、前記対象者上の位置に前記変位センサを配列するステップであって、前記変位センサは、変位を表す第 1 の信号を生成するように構成されている、ステップと、

前記対象者上の同一の位置に前記力センサを配列するステップであって、前記力センサは、力変位を表す第 2 の信号を生成するように構成されている、ステップと、 30

前記変位センサ及び前記力センサに結合され、力信号及び変位信号を処理するように構成された少なくとも 1 つのプロセッサを動作させるステップとを含む方法。

【請求項 2 8】

前記処理するステップは、前記第 1 の信号及び前記第 2 の信号を乗算するステップを含む、請求項 2 7 に記載の方法。

【請求項 2 9】

対象者の生理学パラメータを測定する方法であって、

前記対象者の第 1 の位置に機械的に結合された第 1 の力センサから第 1 の信号を受信するステップと、 40

前記対象者の第 2 の位置に機械的に結合された第 2 の力センサから第 2 の信号を受信するステップであって、前記第 2 の位置は、前記第 1 の位置から分離される、ステップと、

前記第 1 の信号及び前記第 2 の信号の比較に基づいて、前記生理学パラメータを判定するステップと

を含む方法。

【請求項 3 0】

前記比較は、脈波伝播時間を含む前記第 1 の信号と前記第 2 の信号との間の差異を含み、前記第 1 の力センサ及び前記第 2 の力センサのうちの 1 つ又は複数は、力検知レジスタ ( F S R ) であり、前記生理学パラメータは、血圧、子宮収縮、及び胎児の活動のうちの 50

少なくとも1つを含み、前記生理学パラメータは、血圧であり、前記方法は、中心血圧及び末梢血圧のうちの少なくとも1つを測定するステップを含む、請求項29に記載の方法。

【請求項31】

前記第1の位置は、前記対象者の上部胸郭上にあり、前記第2の位置は、前記対象者の下部胸郭上にあり、測定されることになる前記生理学パラメータは、中心血圧である、請求項30に記載の方法。

【請求項32】

前記第1の位置は、前記対象者の胸郭上にあり、前記第2の位置は、前記対象者の大腿動脈及び鎖骨下動脈の1つに近接し、測定されることになる前記生理学パラメータは、末梢血圧である、請求項30に記載の方法。

10

【請求項33】

対象者の少なくとも1つのパラメータを検知する装置であって、  
湾曲により変化するインピーダンスを有する伸縮自在なセンサ部材と、  
前記伸縮自在なセンサ部材を囲み、前記対象者の表面の形状の変化が前記伸縮自在なセンサを曲げさせるように、前記対象者の前記表面に近接して前記伸縮自在なセンサ部材の接触表面を維持するように構成された伸縮自在なキャリアと  
を備える装置。

【請求項34】

前記伸縮自在なセンサ部材は、力検知レジスタ(FSR)を含み、前記キャリアは、フ  
ァブリック・キャリア及びエラストマ・キャリアのうちの少なくとも1つであり、前記キ  
ャリアは、ストラップ及び接着パッチのうちの少なくとも1つを含み、前記キャリアは、  
前記対象者によって装着された衣類を含み、前記衣類は、シャツ、胸部バンド、手首バン  
ド、ベスト、ジャケット、及びコートの中の少なくとも1つを含む、請求項33に記載  
の装置。

20

【請求項35】

前記対象者の前記表面は、前記対象者の胸郭であり、前記伸縮自在なキャリアは、呼吸  
に起因した前記胸郭の拡張及び収縮が前記伸縮自在なセンサを曲げさせるように、前記皮  
膚に近接して前記接触表面を維持するように構成され、前記装置は、前記伸縮自在なセン  
サ部材の前記インピーダンスに基づいて、前記少なくとも1つのパラメータを生成するよ  
うに構成された少なくとも1つのプロセッサを更に備え、前記少なくとも1つのパラメ  
ータは、呼吸器である、請求項33又は34に記載の装置。

30

【請求項36】

前記装置は、  
対象者の器官に近接した第1の位置に前記伸縮自在なセンサを位置付け、  
前記伸縮自在なセンサ部材のインピーダンスに基づいて、前記少なくとも1つのパラメ  
ータを判定する  
ように適合されている、請求項33から35までのいずれか一項に記載の装置。

【請求項37】

対象者を識別するシステムであって、  
力を表す力信号を生成するように構成された少なくとも1つの第1の力センサと、  
変位を表す変位信号を生成するように構成された変位センサと  
備え、前記力センサ及び前記変位センサは、対象者上の実質的に同一の位置に位置付ける  
ことを可能にして、前記信号を生成することを可能にするように相互に配列され、  
前記システムは更に、  
前記力センサ及び前記変位センサに結合された少なくとも1つのプロセッサ  
を備え、前記少なくとも1つのプロセッサは、前記力信号及び前記変位信号を処理して、  
前記対象者の識別子を判定するように構成され、  
前記システムは、前記ユーザの指の掌側に接触して、前記力信号及び前記変位信号を生成  
することを可能にするように配列され、前記対象者は、前記プロセッサによって識別され

40

50

る、システム。

【請求項 38】

前記少なくとも 1 つのプロセッサは、メモリに結合され、前記メモリに記憶された同一の対象者についての少なくとも 1 つの標準化された履歴的信号に基づいて、前記対象者の前記識別子を判定するように構成され、フォトプレチイスモグラフィ信号を生成するように構成されたフォトプレチイスモグラフィセンサと、エレクトロカルジオグラフィ信号を生成するように構成されたエレクトロカルジオグラフィ電極のペアとのうちの少なくとも 1 つを更に含み、

前記少なくとも 1 つのプロセッサは、前記力信号及び前記変位信号のうちの少なくとも 1 つと、前記フォトプレチイスモグラフィ及び前記エレクトロカルジオグラフィ信号のうちの少なくとも 1 つとを処理して、前記対象者の前記識別子を判定するように構成されている、前記フォトプレチイスモグラフィセンサ及び / 又は前記エレクトロカルジオグラフィ電極のペアに結合され、前記少なくとも 1 つのプロセッサは、前記メモリに記憶された前記同一の対象者についての少なくとも 2 つの標準化された履歴的信号の組み合わせに基づいて、前記対象者の前記識別子を判定するように構成され、前記信号のうちの 1 つ又は複数を生成するための前記システムの各々の動作は、前記 1 つ又は複数の対応する標準化された履歴的信号を更新させる、請求項 37 に記載のシステム。

【請求項 39】

前記システムは、人差し指の先端に配列され、前記対象者が前記指によって働く接触力及び接触期間のうちの 1 つ又は複数を調節したことに応答して、前記プロセッサは、1 つ又は複数の遠隔に位置するデバイス又はシステムにアラーム信号を通信するように構成され、前記対象者が前記指によって働く接触力及び接触期間のうちの 1 つ又は複数を調節したことに応答して、前記プロセッサは、1 つ又は複数の遠隔に位置するデバイス又はシステムに、記録された信号及び分析された信号のうちの少なくとも 1 つを通信するように構成されている、請求項 37 又は 38 に記載のシステム。

10

20

30

40

50

## 【 国際調査報告 】

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT  |  | International application No.<br>PCT/AU2022/050320   |
|--|--|--|
| <b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b><br><b>G01L 5/00 (2006.01) G01B 7/16 (2006.01) G01L 1/20 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/01 (2006.01) A61B 5/029 (2006.01) A61B 5/117 (2016.01) A61B 5/1455 (2006.01) A61B 5/318 (2021.01) A61B 7/00 (2006.01) A61B 5/0205 (2006.01) A61B 5/11 (2006.01)</b>  |  |  |
| According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC  |  |  |
| <b>B. FIELDS SEARCHED</b>  |  |  |
| Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  |  |  |
| Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched  |  |  |
| Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)   |  |  |
| <b>EPOQUE INTERNAL</b> with Logical database <b>PATENW</b> IPC/CPC: A61B2562/0247, A61B2562/0261, A61B5/0205, A61B5/021, A61B5/02208, A61B5/02216, A61B5/02225, A61B5/02233, A61B5/024, A61B5/02438, A61B5/02444, A61B5/0245, A61B5/08, A61B5/0873, A61B5/1102, A61B5/117, A61B5/681, A61B5/6813, G01B7/16, G01L1/00, G01L5/0028, G01L9/00 & keywords: force, pressure, piezoelectric, displacement, optical, light, photoplethysmography, electrocardiogram, PPG, ECG, resistor, sensor, sensing, transducer, same, identical, location, position, place, skin, body and like terms.  |  |  |
| Applicant(s)/inventor(s) name searched in Espacenet, AusPat and internal databases provided by IP Australia.   |  |  |
| <b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>  |  |  |
| Category*  | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No.  |
|  | Documents are listed in the continuation of Box C                                  |  |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C <input type="checkbox"/> See patent family annex   |  |  |
| * Special categories of cited documents:<br>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance<br>"D" document cited by the applicant in the international application<br>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date<br>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)<br>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means<br>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed<br>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention<br>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone<br>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art<br>"&" document member of the same patent family |  |  |
| Date of the actual completion of the international search<br>29 July 2022  |  | Date of mailing of the international search report<br>29 July 2022   |
| Name and mailing address of the ISA/AU<br>AUSTRALIAN PATENT OFFICE<br>PO BOX 200, WODEN ACT 2606, AUSTRALIA<br>Email address: pct@ipaustralia.gov.au   |  | Authorised officer<br>Shuiwei Xie<br>AUSTRALIAN PATENT OFFICE<br>(ISO 9001 Quality Certified Service)<br>Telephone No. +61 2 6283 7942 |

Form PCT/ISA/210 (fifth sheet) (July 2019)

10

20

30

40

50

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT                           |   | International application No. |
|---|---|-------------------------------|
| C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT |   | PCT/AU2022/050320             |
| Category*   | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages  | Relevant to claim No.         |
| X   | US 10779766 B2 (SAMSUNG ELECTRONICS CO. LTD.) 22 September 2020<br>abstract, fig. 2; col. 5, lines 60-66; col. 7, lines 34-37, lines 55-59; col. 8, line 46; col. 12, lines 1-2                                 | 1-5, 8-14, 20-28              |
| X   | US 20180296180 A1 (MASSACHUSETTS INSTITUTE OF TECHNOLOGY et al.)<br>18 October 2018<br>abstract, fig. 2A, 2B, 12; para [0120]   | 1-8, 14                       |
| X   | US 20170156706 A1 (HEALTHCARE TECHNOLOGY INNOVATION CENTRE) 08<br>June 2017<br>abstract; fig. 2a-2b; para [0043, 0049]  | 1-5, 8-14                     |
| X   | US 2018177413 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO. LTD.) 28 June 2018<br>abstract; fig. 1, 2, 6A, par. [0069, 0140]  | 20-30                         |
| X   | US 2017251935 A1 (FITBIT, INC.) 07 September 2017<br>abstract; fig. 3A-4B; par. [0003, 0086, 0091, 0092]  | 20-28                         |
| X   | WO 2019195120 A1 (TRUSTEES OF TUFTS COLLEGE et al.) 10 October 2019<br>abstract, fig. 1, 2, 4A, 5A, 6A, par. [0007, 0009, 0036, 0040, 0055, 0060,0068]  | 1-5, 8-14, 20-28              |
| X   | WO 2009125349 A1 (CARDIOSIGNS LTD. et al.) 15 October 2009<br>abstract; fig. 3, 7; page 4, lines 7-11; page 30, lines 17-23; page 32, lines 27-32; page<br>47, lines 29-31; page 37, line 25 to page 38, line 2 | 29, 30                        |
| X   | US 9427158 B2 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 30 August 2016<br>abstract; fig. 2, 3B; col. 4, lines 31-40; col. 7, lines 7-13; col. 12, line 66 – col. 13, line<br>7; col. 16, lines 29-43                      | 39-42                         |
| X   | US 9055871 B2 (THE BOARD OF TRUSTEES OF THE LELAND STANFORD<br>JUNIOR UNIVERSITY) 16 June 2015<br>abstract; fig. 2; col. 2, line 21-36; col. 6, lines 58-65; col. 9, lines 31-35                                | 39-42                         |
| P,X   | WO 2021072493 A1 (3 AIM IP PTY LTD) 22 April 2021<br>abstract; fig. 1a -2b  | 1-7, 21, 23-25, 27, 28        |
|   |   |                               |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/AU2022/050320

|  |  |    |
|--|--|----|
| <b>Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)</b>                      |  |    |
| This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons: |  |    |
| 1. <input type="checkbox"/>  | Claims Nos.:<br>because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:<br>the subject matter listed in Rule 39 on which, under Article 17(2)(a)(i), an international search is not required to be carried out, including | 10 |
| 2. <input type="checkbox"/>  | Claims Nos.:<br>because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:                                  | 20 |
| 3. <input type="checkbox"/>  | Claims Nos.:<br>because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a)   |    |
| <b>Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)</b>                              |  |    |
| This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:                          |  |    |
| <b>See Supplemental Box for Details</b>  |  |    |
| 1. <input type="checkbox"/>  | As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.   |    |
| 2. <input type="checkbox"/>  | As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.  | 30 |
| 3. <input type="checkbox"/>  | As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:   |    |
| 4. <input checked="" type="checkbox"/>   | No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:<br>1-30, 39-42                                |    |
| <b>Remark on Protest</b>   | <input type="checkbox"/> The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.   | 40 |
|  | <input type="checkbox"/> The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.   |    |
|  | <input type="checkbox"/> No protest accompanied the payment of additional search fees.   |    |

|  |   |
|--|---|
| <b>INTERNATIONAL SEARCH REPORT</b>   | International application No.<br><b>PCT/AU2022/050320</b> |
| <b>Supplemental Box</b>  |   |
| <p><b>Continuation of: Box III</b></p> <p>This International Application does not comply with the requirements of unity of invention because it does not relate to one invention or to a group of inventions so linked as to form a single general inventive concept.</p> <p>This Authority has found that there are different inventions based on the following features that separate the claims into distinct groups:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Claims 1 to 19, 21-28 (in-part) are directed to an apparatus for sensing a physiological parameter of a subject comprising a force sensor, a displacement sensor and a coupler. The feature of the displacement sensing surface is congruent or smaller in size relative to the force sensing surface. is specific to this group of claims.</li> <li>• Claims 20 and 21-28 (in-part) are directed to apparatus for sensing a physiological parameter of a subject. The feature of the apparatus comprising at least one optical sensor configured to generate a signal representing volumetric changes of blood in circulation of the subject is specific to this group of claims.</li> <li>• Claims 29, 30 are directed to a method for enhancing signal to noise ratio of a signal generated by a sensor assembly, the assembly including a force sensor and a displacement sensor. The feature of the steps of arranging the displacement sensor at a location on the subject, arranging the force sensor at the same location on the subject and operating at least one processor coupled to the displacement sensor and the force sensor and configured to process the force and displacement signals is specific to this group of claims.</li> <li>• Claims 31 to 34 are directed to a method of measuring a physiological parameter of a subject. The feature of the method comprising receiving a first signal from a first force sensor mechanically coupled to a first location on the subject; receiving a second signal from a second force sensor mechanically coupled to a second location on the subject, the second location being separated from the first location is specific to this group of claims.</li> <li>• Claims 35 to 38 are directed to an apparatus for sensing at least one parameter of a subject. The feature of the apparatus comprising a flexible sensor member and a flexible carrier surrounding the flexible sensor member is specific to this group of claims.</li> <li>• 39 to 42 are directed to a system for identifying a subject, the system comprising a force sensor and a displacement sensor. The feature of the at least one processor coupled to the force sensor and the displacement sensor, the at least one processor configured to process the force signal and the displacement signal to determine identification of the subject is specific to this group of claims.</li> </ul> <p>PCT Rule 13.2, first sentence, states that unity of invention is only fulfilled when there is a technical relationship among the claimed inventions involving one or more of the same or corresponding special technical features. PCT Rule 13.2, second sentence, defines a special technical feature as a feature which makes a contribution over the prior art.</p> |   |

10

20

30

40

50

|   |   |
|---|---|
| <b>INTERNATIONAL SEARCH REPORT</b>  | International application No.<br><b>PCT/AU2022/050320</b> |
| <b>Supplemental Box</b>   |   |
| <p>When there is no special technical feature common to all the claimed inventions there is no unity of invention.</p> <p>In the above groups of claims, the identified features may have the potential to make a contribution over the prior art but are not common to all the claimed inventions and therefore cannot provide the required technical relationship. The only feature common to all of the claimed inventions is an apparatus, a system or a method using a force sensor. However it is considered that this feature is generic in this particular art.</p> <p>See <b>US 2017/0156706 A1</b> (HEALTHCARE TECHNOLOGY INNOVATION CENTRE) 08 June 2017, or, <b>WO 2019195120 A1</b> (TRUSTEES OF TUFTS COLLEGE et al.) 10 October 2019</p> <p>Therefore this common feature cannot be a special technical feature. Hence there is no special technical feature common to all the claimed inventions and the requirements for unity of invention are consequently not satisfied <i>a posteriori</i>.</p> <p>Form PCT/ISA/210 (Supplemental Box) (July 2019)</p> |   |

10

20

30

40

50

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT<br>Information on patent family members   |                   | International application No.<br>PCT/AU2022/050320 |                  |
|---|-------------------|--|------------------|
| This Annex lists known patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report. The Australian Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information. |                   |  |                  |
| Patent Document/s Cited in Search Report  |                   | Patent Family Member/s                             |                  |
| Publication Number  | Publication Date  | Publication Number                                 | Publication Date |
| US 10779766 B2  | 22 September 2020 | US 2018055449 A1                                   | 01 Mar 2018      |
|   |                   | US 10779766 B2                                     | 22 Sep 2020      |
|   |                   | KR 20180024867 A                                   | 08 Mar 2018      |
| US 20180296180 A1   | 18 October 2018   | US 2018296180 A1                                   | 18 Oct 2018      |
|   |                   | US 11096654 B2                                     | 24 Aug 2021      |
|   |                   | CA 3055198 A1                                      | 07 Sep 2018      |
|   |                   | CN 110582249 A                                     | 17 Dec 2019      |
|   |                   | EP 3589233 A1                                      | 08 Jan 2020      |
|   |                   | US 2018184795 A1                                   | 05 Jul 2018      |
|   |                   | US 10869541 B2                                     | 22 Dec 2020      |
|   |                   | US 2018184857 A1                                   | 05 Jul 2018      |
|   |                   | US 10888201 B2                                     | 12 Jan 2021      |
|   |                   | US 2020121428 A1                                   | 23 Apr 2020      |
|   |                   | US 11058523 B2                                     | 13 Jul 2021      |
|   |                   | US 2020046111 A1                                   | 13 Feb 2020      |
|   |                   | US 11064801 B2                                     | 20 Jul 2021      |
|   |                   | US 2016135581 A1                                   | 19 May 2016      |
|   |                   | US 11213118 B2                                     | 04 Jan 2022      |
|   |                   | US 2021315676 A1                                   | 14 Oct 2021      |
|   |                   | WO 2018160986 A1                                   | 07 Sep 2018      |
|   |                   | WO 2018191650 A1                                   | 18 Oct 2018      |
| US 20170156706 A1   | 08 June 2017      | US 2017156706 A1                                   | 08 Jun 2017      |
|   |                   | US 10709424 B2                                     | 14 Jul 2020      |
|   |                   | EP 3157416 A2                                      | 26 Apr 2017      |
|   |                   | EP 3157416 B1                                      | 15 Jul 2020      |
|   |                   | WO 2015193917 A2                                   | 23 Dec 2015      |
| US 2018177413 A1  | 28 June 2018      | US 2018177413 A1                                   | 28 Jun 2018      |
|   |                   | US 10813561 B2                                     | 27 Oct 2020      |
|   |                   | CN 108236460 A                                     | 03 Jul 2018      |
|   |                   | CN 108236460 B                                     | 14 Jun 2022      |
|   |                   | EP 3342336 A1                                      | 04 Jul 2018      |
|   |                   | EP 3342336 B1                                      | 03 Nov 2021      |
|   |                   | EP 3943001 A1                                      | 26 Jan 2022      |
|   |                   | JP 2018102906 A                                    | 05 Jul 2018      |
|   |                   | KR 20180076050 A                                   | 05 Jul 2018      |

Due to data integration issues this family listing may not include 10 digit Australian applications filed since May 2001.

Form PCT/ISA/210 (Family Annex)(July 2019)

10

20

30

40

50

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT<br>Information on patent family members   |                   | International application No.<br>PCT/AU2022/050320 |                  |
|---|-------------------|--|------------------|
| This Annex lists known patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report. The Australian Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information. |                   |  |                  |
| Patent Document/s Cited in Search Report  |                   | Patent Family Member/s                             |                  |
| Publication Number  | Publication Date  | Publication Number                                 | Publication Date |
| US 2017251935 A1  | 07 September 2017 | US 2017251935 A1                                   | 07 Sep 2017      |
| WO 2019195120 A1  | 10 October 2019   | WO 2019195120 A1                                   | 10 Oct 2019      |
|   |                   | AU 2019249818 A1                                   | 15 Oct 2020      |
|   |                   | BR 112020019909 A2                                 | 05 Jan 2021      |
|   |                   | CA 3094403 A1                                      | 10 Oct 2019      |
|   |                   | CN 112512414 A                                     | 16 Mar 2021      |
|   |                   | EP 3773183 A1                                      | 17 Feb 2021      |
|   |                   | IL 277022 A  | 29 Oct 2020      |
|   |                   | JP 2021518179 A                                    | 02 Aug 2021      |
|   |                   | KR 20210019404 A                                   | 22 Feb 2021      |
|   |                   | RU 2020131254 A                                    | 05 May 2022      |
| SG 11202008316U A   | 29 Sep 2020       |  |                  |
| US 2021153755 A1  | 27 May 2021       |  |                  |
| WO 2009125349 A1  | 15 October 2009   | None   |                  |
| US 9427158 B2   | 30 August 2016    | US 2015145673 A1                                   | 28 May 2015      |
|   |                   | US 9427158 B2                                      | 30 Aug 2016      |
|   |                   | CN 104665820 A                                     | 03 Jun 2015      |
|   |                   | CN 104665820 B                                     | 19 Nov 2019      |
|   |                   | EP 2875778 A1                                      | 27 May 2015      |
|   |                   | EP 2875778 B1                                      | 29 Apr 2020      |
|   |                   | EP 3513713 A1                                      | 24 Jul 2019      |
|   |                   | EP 3513713 B1                                      | 07 Jul 2021      |
|   |                   | KR 20150060304 A                                   | 03 Jun 2015      |
|   |                   | KR 102215442 B1                                    | 15 Feb 2021      |
| US 2016331324 A1  | 17 Nov 2016       |  |                  |
| US 9681840 B2   | 20 Jun 2017       |  |                  |
| US 9055871 B2   | 16 June 2015      | US 2015073234 A1                                   | 12 Mar 2015      |
|   |                   | US 9055871 B2                                      | 16 Jun 2015      |
|   |                   | AU 2009305675 A1                                   | 22 Apr 2010      |
|   |                   | CA 2740420 A1                                      | 22 Apr 2010      |
|   |                   | EP 2348996 A1                                      | 03 Aug 2011      |
|   |                   | US 2014142437 A1                                   | 22 May 2014      |
| US 8858449 B2   | 14 Oct 2014       |  |                  |

Due to data integration issues this family listing may not include 10 digit Australian applications filed since May 2001.  
Form PCT/ISA/210 (Family Annex)(July 2019)

10

20

30

40

50

| <b>INTERNATIONAL SEARCH REPORT</b>  |                         | International application No. |                         |
|---|-------------------------|-------------------------------|-------------------------|
| Information on patent family members  |                         | PCT/AU2022/050320             |                         |
| This Annex lists known patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report. The Australian Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information. |                         |                               |                         |
| <b>Patent Document/s Cited in Search Report</b>   |                         | <b>Patent Family Member/s</b> |                         |
| <b>Publication Number</b>   | <b>Publication Date</b> | <b>Publication Number</b>     | <b>Publication Date</b> |
|   |                         | US 2010094147 A1              | 15 Apr 2010             |
|   |                         | US 8870780 B2                 | 28 Oct 2014             |
|   |                         | US 2015257680 A1              | 17 Sep 2015             |
|   |                         | US 9215991 B2                 | 22 Dec 2015             |
|   |                         | US 2016095521 A1              | 07 Apr 2016             |
|   |                         | US 9814397 B2                 | 14 Nov 2017             |
|   |                         | WO 2010045455 A1              | 22 Apr 2010             |
| WO 2021072493 A1  | 22 April 2021           | WO 2021072493 A1              | 22 Apr 2021             |
|   |                         | AU 2020365762 A1              | 21 Apr 2022             |
|   |                         | CN 114786570 A                | 22 Jul 2022             |
| <b>End of Annex</b>   |                         |                               |                         |
|   |                         |                               |                         |

10

20

30

40

Due to data integration issues this family listing may not include 10 digit Australian applications filed since May 2001.  
Form PCT/ISA/210 (Family Annex)(July 2019)

50

## フロントページの続き

| (51)国際特許分類             | F I           | テーマコード (参考) |
|------------------------|---------------|-------------|
| A 6 1 B 5/113(2006.01) | A 6 1 B 5/113 |             |
| A 6 1 B 5/022(2006.01) | A 6 1 B 5/022 | 4 0 0 H     |
| G 0 1 L 5/00 (2006.01) | A 6 1 B 5/02  | 3 1 0 A     |
|                        | A 6 1 B 5/02  | 3 1 0 J     |
|                        | G 0 1 L 5/00  | Z           |

(32)優先日 令和4年3月25日(2022.3.25)

(33)優先権主張国・地域又は機関

オーストラリア(AU)

(81)指定国・地域 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,ST,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DJ,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,IT,JM,JO,JP,KE,KG,KH,KN,KP,KR,KW,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,WS,ZA,ZM,ZW

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1 . B L U E T O O T H

ア ラファエレ カラバグリオス、 4

(72)発明者 エスポジート、 ダニエレ

イタリア共和国 8 3 0 1 8 サン マルティーノ バッレ カウディーナ、 ビア ローマ 1 5

(72)発明者 ビフルコ、 パオロ

イタリア共和国 8 0 1 3 1 ナポリ、 ビアーレ コッリ アミネイ、 5 0

(72)発明者 アンダーソン、 ニール ローレンス

オーストラリア連邦 2 0 6 9 ニュー サウス ウェールズ、 ローズヴィル、 マクアリー ストリート 9 5

F ターム (参考) 2F051 AA17 AB06  
 4C017 AA03 AA07 AA08 AA09 AA12 AA19 AC03 AC26 EE15  
 4C038 KK01 KL07 KX01 SS08 SV01 SV05 VA04 VB12 VB13 VB20  
 VB28 VB32 VB33 VC20  
 4C117 XB01 XC11 XD15 XD17 XD22 XD26 XE13 XE14 XE15 XE16  
 XE17 XE23 XE24 XE26 XE27 XE29 XE30 XE37 XJ17