(19)日本国特許庁(JP)　(12)公表特許公報(A)　(11)特許出願公表番号
特表2018-531122
(P2018-531122A)
(43)公表日　平成30年10月25日(2018.10.25)

(51)Int.Cl.			F I			テーマコード（参考）
A61B	***5/02***	***(2006.01)***	A61B	5/02	310B	4C017
A61B	***5/1455***	***(2006.01)***	A61B	5/1455		4C038
A61B	***5/11***	***(2006.01)***	A61B	5/11	100	

審査請求 未請求　予備審査請求 未請求　（全 26 頁）

(21)出願番号　特願2018-530977 (P2018-530977)
(86)(22)出願日　平成28年9月5日 (2016.9.5)
(85)翻訳文提出日　平成30年5月2日 (2018.5.2)
(86)国際出願番号　PCT/GB2016/052728
(87)国際公開番号　WO2017/037479
(87)国際公開日　平成29年3月9日 (2017.3.9)
(31)優先権主張番号　62/214,274
(32)優先日　平成27年9月4日 (2015.9.4)
(33)優先権主張国　米国 (US)

(71)出願人　518075716
フットフォールズ・アンド・ハートビーツ・（ユーケイ）・リミテッド
FOOTFALLS AND HEART BEATS （UK） LIMITED
イギリス ノッティンガム エヌジー7 2ティユー トライアンフ・ロード （無番地） ユニヴァーシティ・オブ・ノッティンガム・イノヴェーション・パーク インジェニュイティ・センター
INGENUITY CENTRE, UNIVERSITY OF NOTTINGHAM INNOVATION PARK, TRIUMPH ROAD, NOTTINGHAM NG7 2TU, U
最終頁に続く

(54)【発明の名称】複合テキスタイルおよび光学センサ

(57)【要約】
少なくとも１つの医学的徴候または臨床徴候を測定するように適合された複合センサが提供される。複合センサは、複合センサに印加された圧力を測定するように構成されたテキスタイルセンサと、光学センサと、を備える。光学センサは、典型的には、少なくとも１つの光ファイバセンサ（ＦＯＳ）を備え、かつ、光電式容積脈波（ＰＰＧ）センサとして、必要に応じて、反射モード光電式容積脈波（ＰＰＧ）センサとして機能することができる。複合センサは、センサを着用している対象者の動きによって引き起こされるモーションアーチファクトをなくし、それによって、対象者の長期間の歩行モニタリングを容易にすることができる。

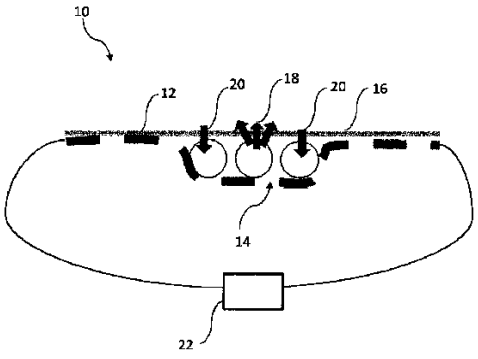


Fig. 1

【特許請求の範囲】
【請求項１】
複合センサに印加された圧力を測定するように構成されたテキスタイルセンサと、光学センサと、を備える複合センサ。
【請求項２】
少なくとも１つの医学的徴候または臨床徴候を測定するように適合されている請求項１に記載の複合センサ。
【請求項３】
前記医学的徴候または臨床徴候は、少なくとも１つのバイタルサインを含む請求項１または２に記載の複合センサ。
【請求項４】
前記医学的徴候または臨床徴候は、体温、血圧、酸素飽和度、毛細血管再充満時間（ＣＲＴ）、脈拍／心拍数など、および、覚醒、からなる群から選択される少なくとも１つの徴候を含む請求項１～３のいずれか１項に記載の複合センサ。
【請求項５】
対象者の皮膚表面と接触して、または、前記皮膚表面の近傍で、使用される請求項１～４のいずれか１項に記載の複合センサ。
【請求項６】
前記テキスタイルセンサはニットセンサを含む請求項１～５のいずれか１項に記載の複合センサ。
【請求項７】
前記ニットセンサは、複数のステッチを備えることによって所定のステッチパターンを形成するテキスタイルに編み込まれる導電性編糸で構成され、
前記ステッチパターンは、測定可能な電気接触抵抗を生成し、
前記測定可能な電気接触抵抗は、前記テキスタイルセンサに圧力が印加されると変化する請求項１～６のいずれか１項に記載の複合センサ。
【請求項８】
前記圧力は、前記テキスタイルセンサに加えられた圧縮の形態である請求項７に記載の複合センサ。
【請求項９】
前記ステッチパターンは、ジャージーステッチ、タックステッチ、ミスステッチ、および／または、レイドイン編糸、ならびに、これらの任意の組合せ、からなる群から選択されるステッチを備える請求項７または８に記載の複合センサ。
【請求項１０】
前記光学センサは、少なくとも１つの光源を備える請求項１～９のいずれか１項に記載の複合センサ。
【請求項１１】
前記光源は発光ダイオード（ＬＥＤ）を含む請求項１０に記載の複合センサ。
【請求項１２】
前記光学センサは、光電式容積脈波（ＰＰＧ）センサであり、必要に応じて、反射モード光電式容積脈波（ＰＰＧ）センサである請求項１～１１のいずれか１項に記載の複合センサ。
【請求項１３】
前記光学センサは、少なくとも１つの光ファイバセンサ（ＦＯＳ）を備える請求項１～１２のいずれか１項に記載の複合センサ。
【請求項１４】
前記ＦＯＳは、
遠位末端および近位末端を有する少なくとも１つの第一の送信ファイバであって、その近位末端において第一の光源に接続され、かつ、その遠位末端から光を送信する第一の送信ファイバと、

遠位末端および近位末端を有する少なくとも１つの第一の受信ファイバであって、その近位末端において第一の光検出器に接続され、かつ、その遠位末端において光を受光する第一の受信ファイバと、を備え、
前記第一の送信ファイバの前記遠位末端は、前記第一の送信ファイバから送信された光を前記第一の受信ファイバによって受信できるように、前記第一の受信ファイバの前記遠位末端と軸方向で十分に位置合わせされ、または、前記遠位末端と同軸になっている請求項１３に記載の複合センサ。
【請求項１５】
前記第一の送信ファイバの前記遠位末端と、前記第一の受信ファイバの前記遠位末端とは、空隙によって離間されている請求項１４に記載の複合センサ。
【請求項１６】
前記第一の送信ファイバの前記末端と、前記第一の受信ファイバの前記末端とは、光ファイバの外側被覆が除去された領域によって離間されている請求項１４に記載の複合センサ。
【請求項１７】
ヒトまたは動物である対象者の皮膚表面と接触させての使用、または、前記皮膚表面の近傍での使用、に適している複合センサであって、
（ｉ）ニットセンサを有し、前記ニットセンサは、ステッチパターンを画定する複数のステッチを含むテキスタイルを形成するように編まれる導電性編糸で構成され、前記ステッチパターンは、測定可能な電気接触抵抗を含み、外部圧力が印加された場合に前記測定可能な電気接触抵抗が変化するテキスタイルセンサと、
（ｉｉ）光ファイバ反射モード光電式容積脈波（ＰＰＧ）センサを有する光学センサと、
を備える複合センサ。
【請求項１８】
前記ＰＰＧセンサは、遠位末端および近位末端を有する少なくとも１つの第一の送信ファイバであって、その近位末端において第一の光源に接続され、かつ、その遠位末端から光を送信する、第一の送信ファイバと、遠位末端および近位末端を有する第一の受信ファイバであって、その近位末端において第一の光検出器に接続され、かつ、その遠位末端において光を受光する、第一の受信ファイバと、を備え、
前記第一の送信ファイバの前記遠位末端は、前記第一の送信ファイバから送信された光を前記第一の受信ファイバによって受信できるように、前記第一の受信ファイバの前記遠位末端と軸方向で十分に位置合わせされ、または、前記遠位末端と同軸になっている請求項１８に記載の複合センサ。
【請求項１９】
前記第一の送信ファイバの前記遠位末端と、前記第一の受信ファイバの前記遠位末端とは、空隙によって離間されている請求項１８に記載の複合センサ。
【請求項２０】
前記第一の送信ファイバの前記遠位末端と、前記第一の受信ファイバの前記遠位末端とは、光ファイバの外側被覆が除去された領域によって離間されている請求項１８に記載の複合センサ。
【請求項２１】
対象であるヒトまたは動物のスポーツまたはタスク指向のパフォーマンスを監視する方法で用いられる請求項１～２０のいずれか１項に記載の複合センサ。
【請求項２２】
患者であるヒトまたは患畜である動物の臨床徴候および／または症状を監視する方法で用いられる請求項１～２０のいずれか１項に記載の複合センサ。
【請求項２３】
前記患者であるヒトまたは患畜である動物は、１型または２型糖尿病、末梢血管疾患、心血管疾患、腎臓病、高血圧症、および、心不整脈、からなる群から選択される１つ以上

の臨床症状または病気を患っている請求項２２に記載の複合センサ。
【請求項２４】
請求項１～請求項２０のいずれか１項に記載の複合センサを備える衣服。
【請求項２５】
請求項１～請求項２０のいずれか１項に記載の前記複合センサを備える創傷被覆材。
【請求項２６】
皮膚表面に取り付けた光学センサから得られた測定値からモーションアーチファクトを取り除く方法であって、前記皮膚表面に取り付けられた光学センサの部位に加えられた圧縮を連続的に記録することと、前記測定値を正規化し、かつ、モーションアーチファクトを取り除くために前記測定値に対して補正を施すことと、を含む方法。
【請求項２７】
前記皮膚表面に取り付けられた光学センサの前記部位に加えられた圧縮の連続する記録は、前記光学センサと、加えられた圧縮を測定するセンサと、を組み合わせることによって実現される請求項２６に記載の方法。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、人肌に接触することができ、かつ、臨床徴候を監視することができるセンサ、特にウェアラブルセンサに関する。
【背景技術】
【０００２】
テキスタイルデザインにおいて重要になりつつある領域は、たとえば、医療従事者による監視、評価および治療介入のために、生理学的データを表す電気信号が衣服から収集され遠隔地へ送信される「インテリジェントテキスタイル」の領域である。しかし、このようなテキスタイル装置は、テキスタイルシェル内に配置された半導体素子を備えて、衣料品として着用されるため、一般的には文字通り「インテリジェントな」テキスタイルではない。
【０００３】
ヒトまたは動物と相互に作用するテキスタイルベースのセンサシステムを作り出すことは、センサが臨床徴候や生理学的パラメータを正確に、かつ正しい環境で測定することが可能である必要があるため、難しいことである。しかし、このようなセンサは、扱い難い物であってはならないし、また、正常な動作や機能の妨げになるものであってはならない。ほとんどのテキスタイルベースのセンサシステムに伴う重大な欠点は、対象者が、歩行または体位変換などの通常の動作を行う場合にそれらのセンサが測定に失敗するということである。これは、測定値に取り込まれて、測定閾値またはベースラインに著しく影響を及ぼす可能性があるいわゆる「モーションアーチファクト」によるものである。
【０００４】
研究対象の被験者が着用することができるテキスタイルベースのセンサを用いて測定するのに望ましいであろう多くの重要な生理学的パラメータおよび臨床徴候が存在する。毛細血管再充満時間（ＣＲＴ）は、皮膚表面の下における微小血液循環系が、圧力を加えて取り除いた後に血液で再び満たされるまでにかかる時間である。ＣＲＴ測定は、現在、シンプルな定量計測法（皮膚に指を押し付けた後、色調が戻るまでの時間が計測される）、または、テープで体部位の適所に付着した光ファイバセンサを用いた複雑な定量計測法を用いて遂行されている。足底圧計測は、歩行分析研究室内での固定圧力パッド、または、より高価な矯正用インサートのいずれかを介して行われる。糖尿病性足神経障害を持つ患者について、蓄積される相対足底圧の時間毎／日毎の分析を可能にする装置はほとんどない。それでも、携帯型２４時間血圧モニタは、比較的扱い難い。血圧は、基本的な生理学的パラメータであり、すなわち、病気のインジケータとして幅広く用いられる、いわゆる「バイタルサイン」であるため、「文字どおりの」歩行用は、素晴らしい進歩を示すであろう。また、歩行または「自宅での」血圧のモニタリングは、曖昧であるため、臨床医に

とってあまり役に立たない結果をもたらすことに留意されたい。酸素飽和度（ＳｐＯ$_2$）は、現在、指または耳たぶ用の装置を介して定期的にモニタされる。
【先行技術文献】
【特許文献】
【０００５】
【特許文献１】国際出願ＰＣＴ／ＩＢ２０１４／０５８８６６号
【特許文献２】国際出願ＰＣＴ／ＩＢ２０１４／０６３９２９号
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００６】
したがって、テキスタイルベースであり、かつ、重要な生理学的パラメータおよび臨床／医学的徴候の歩行モニタリングを実行できるセンサを提供することが所望される。
【０００７】
本発明は、従来技術に関連する上述した問題および欠点のうちの少なくともいくつかを軽減または克服するために発明されたものである。
【課題を解決するための手段】
【０００８】
本発明の態様によれば、複合センサに印加された圧力を測定するように構成されたテキスタイルセンサと、光学センサと、を備える複合センサが提供される。典型的には、前記複合センサは、対象者の皮膚表面に接触して、または、前記皮膚表面の近傍で、使用される。
【０００９】
好適には、前記複合センサは、少なくとも１つのバイタルサインなどの医学的徴候または臨床徴候を測定するように適合されている。典型的には、前記医学的徴候または臨床徴候は、体温、血圧、酸素飽和度、毛細血管再充満時間（ＣＲＴ）、脈拍／心拍数など、および、覚醒、からなる群から選択される少なくとも１つの徴候を含む。
【００１０】
本発明の一実施形態によれば、前記テキスタイルセンサはニットセンサを含む。
【００１１】
本発明の特定の実施形態において、前記ニットセンサは、複数のステッチを備えることによって所定のステッチパターンを形成するテキスタイルに編み込まれる導電性編糸で構成され、前記ステッチパターンは、測定可能な接触抵抗を生成し、前記測定可能な接触抵抗は、前記テキスタイルセンサに圧力が印加されると変化する。好適には、前記圧力は、前記テキスタイルセンサに加えられた圧縮の形態である。
【００１２】
本発明の特定の実施形態において、前記ステッチパターンは、ジャージーステッチ、タックステッチ、ミスステッチ、および／または、レイドイン編糸、ならびに、これらの任意の組合せ、からなる群から選択されるステッチを備える。必要に応じて、前記ステッチパターンは、少なくとも５０％のジャージーステッチを備える。この実施形態では、前記残りのステッチは、ミスステッチとタックステッチとの組合せで構成してもよい。別法として、前記残りのステッチは、約５％のミスステッチと約４５％のタックステッチとの組合せで構成してもよい。さらに代替的な実施形態においては、前記残りのステッチは、約１０％のミスステッチと約４０％のタックステッチとの組合せで構成される。必要に応じて、本発明のまた別の実施形態では、前記残りのステッチは、大部分（たとえば、半分以上）がミスステッチまたはタックステッチで構成される。
【００１３】
本発明の特定の実施形態において、前記光学センサは、少なくとも１つの光源を備える。好適には、前記光源は発光ダイオード（ＬＥＤ）を含む。本発明の１つの実施形態において、前記光学センサは、光電式容積脈波（フォトプレスチモグラフィ、ＰＰＧ）センサ、たとえば、反射モードＰＰＧセンサである。

【００１４】
本発明の特定の実施形態によれば、前記光学センサは、少なくとも１つの光ファイバセンサ（ｆｉｂｒｅ－ｏｐｔｉｃ　ｓｅｎｓｏｒ：ＦＯＳ）を備える。典型的には、前記ＦＯＳは、少なくとも１つの光ファイバを備え、好適には、本発明のＦＯＳは、複数の光ファイバを備え、必要に応じて、前記ＦＯＳは、３つ以上の光ファイバを備えてもよい。
【００１５】
本発明の特定の実施形態において、前記ＦＯＳは、遠位末端および近位末端を有する少なくとも１つの第一の送信ファイバであって、前記第一の送信ファイバは、その近位末端において第一の光源に接続され、かつ、その遠位末端から光を送信する、第一の送信ファイバと、遠位末端および近位末端を有する第一の受信ファイバであって、前記第一の受信ファイバが、その近位末端において第一の光検出器に接続され、かつ、その遠位末端において光を受光する、第一の受信ファイバと、を備え、前記第一の送信ファイバの前記遠位末端は、前記第一の送信ファイバから送信された光を前記第一の受信ファイバによって受信できるように、前記第一の受信ファイバの前記遠位末端と十分に位置合わせされる。
【００１６】
本発明の一実施形態において、前記第一の送信ファイバの前記遠位末端と、前記第一の受信ファイバの前記遠位末端とは、空隙によって離間されている。好適には、前記空隙は、長さが最大で約１０ｍｍ、典型的には、約１０ｍｍ未満、必要に応じて約７ｍｍ以下である。
【００１７】
本発明のさらなる実施形態によれば、前記第一の送信ファイバと第一の受信ファイバとは、単一の一体化光ファイバ内に構成されているが、前記第一の送信ファイバの前記遠位末端と、前記第一の受信ファイバの前記遠位末端とは、光ファイバの外側被覆が除去された領域によって離間されている。好適には、被覆が除去された領域は、長さが最大で約１０ｍｍ、典型的には、約１０ｍｍ未満、好適には、約７ｍｍ以下である。
【００１８】
本発明の第二の態様は、対象者の皮膚表面と接触させての使用、または、前記皮膚表面の近傍での使用、に適している複合センサを提供し、前記複合センサは、テキスタイルセンサであって、前記テキスタイルセンサはニットセンサを有し、前記ニットセンサは、ステッチパターンを画定する複数のステッチを含むテキスタイルを形成するように編まれる導電性編糸で構成され、前記ステッチパターンは、測定可能な電気接触抵抗を含み、記測定可能な電気接触抵抗は、外部圧力が前記テキスタイルセンサに印加された場合に変化するテキスタイルセンサと、光学センサであって、前記光学センサは光ファイバ反射モード光電式容積脈波（ＰＰＧ）センサを有する光学センサと、を備える。
【００１９】
本発明の特定の実施形態は、複合センサを提供し、前記ＰＰＧセンサは、遠位末端および近位末端を有する少なくとも１つの第一の送信ファイバであって、前記第一の送信ファイバが、その近位末端において第一の光源に接続され、かつ、その遠位末端から光を送信する、第一の送信ファイバと、遠位末端および近位末端を有する第一の受信ファイバであって、前記第一の受信ファイバが、その近位末端において第一の光検出器に接続され、かつ、その遠位末端において光を受光する、第一の受信ファイバと、を備え、前記第一の送信ファイバの前記遠位末端は、前記第一の送信ファイバから送信された光を前記第一の受信ファイバによって受信できるように、前記第一の受信ファイバの前記遠位末端と軸方向で十分に位置合わせされ、または、前記遠位末端と同軸になっている。必要に応じて、前記第一の送信ファイバの前記遠位末端と、前記第一の受信ファイバの前記遠位末端とは、空隙によって離間されている。好適には、前記空隙は、長さが最大で約１０ｍｍ、典型的には、約１０ｍｍ未満、好適には、約７ｍｍ以下である。本発明の代替的な実施形態において、前記第一の送信ファイバの前記遠位末端と、前記第一の受信ファイバの前記遠位末端とは、光ファイバの外側被覆が除去された領域によって離間されている。好適には、前記被覆されていない領域は、長さが最大で約１０ｍｍ、典型的には、約１０ｍｍ未満、好

適には、約７ｍｍ以下である。
【００２０】
本発明の第三の態様は、対象であるヒトまたは動物のスポーツまたはタスク指向のパフォーマンスを監視する方法で用いられる前述のセンサを提供する。
【００２１】
本発明の第四の態様は、患者であるヒトまたは患畜である動物の臨床徴候および／または症状を監視する方法で用いられる前述のセンサを提供する。本発明の特定の実施形態は、前述のセンサを提供し、前記患者であるヒトまたは患畜である動物は、１型または２型糖尿病、末梢血管疾患、心血管疾患、腎臓病、高血圧症、および、心不整脈、からなる群から選択される１つ以上の臨床症状または病気を患っている。
【００２２】
本発明の第五の態様は、前述した前記複合センサを備える衣服を提供する。必要に応じて、前記衣服は、靴下またはストッキングを備えている。
【００２３】
本発明の第六の態様は、前述した前記複合センサを備える創傷被覆材を提供する。好適には、前記創傷被覆材は、包帯を備えている。
【００２４】
本発明の第七の態様は、皮膚表面に取り付けた光学センサから得られた測定値からモーションアーチファクトを取り除く方法であって、前記皮膚表面に取り付けられた光学センサの部位に加えられた圧縮を連続的に記録することと、前記測定値を正規化し、かつ、モーションアーチファクトを取り除くために前記測定値に対して補正を施すことと、を含む方法を提供する。本発明の特定の実施形態において、前記皮膚表面に取り付けられた光学センサの前記部位に加えられた圧縮の連続する記録は、前記光学センサと、加えられた圧縮を測定するセンサと、を組み合わせることによって実現される。好適には、加えられた圧縮を測定する前記センサは、本願明細書に記載されているタイプのテキスタイルセンサである。必要に応じて、前記皮膚表面に取り付けられた光学センサは、本願明細書に記載されているＦＯＳを備える。
【００２５】
この出願の範囲内において、先の段落に、前記請求項におよび／または以下の説明および図面に記載されている様々な態様、実施形態、実施例および代替例、ならびに、特に本発明の前記個々の形状構成を、独立してまたは何らかの組合せで解釈してもよいことが明確に意図されている。すなわち、すべての実施形態および／またはいずれかの実施形態の形状構成は、そのような形状構成に互換性がある限り、どのような方法でも、またどのような組み合わせでも、組合せることができる。本出願人は、最初に出願した任意の請求項を変更する権利、または、それに伴って新たな任意の請求項を出願する権利を有し、その権利には、最初はそのようにクレームされていないが、他の任意の請求項の何らかの特徴に従属するようにおよび／または前記特徴を含むように、最初に出願されたいずれかの請求項を補正する権利を含む。
【図面の簡単な説明】
【００２６】
次に、本発明の１つ以上の実施形態を、単なる例示として、添付図面を参照して説明する。
【００２７】
【図１】本発明の実施形態による皮膚表面に接触させた複合センサの概略図。
【図２】図１の複合センサに用いる交差構成光ファイバセンサの概略図。
【図３】図２の交差構成光ファイバセンサを用いて行った毛細血管再充満時間測定を示すチャート。
【図４】シングルジャージーニットステッチパターンにおける２つの相互接続された編糸ユニットの概略図（図４ａ）、および、図１の複合センサに用いるテキスタイルセンサに用いられる単純なシングルジャージーニットステッチパターンの概略図（図４ｂ）。

【図５】シングルジャージーニットステッチ、ミスステッチ、および、タックステッチ、を有するニットステッチパターンを有するテキスタイルセンサの代替的な実施形態の概略図。
【図６】図５に示す種類の、圧力を測定するためのテキスタイルセンサの適合性を示すチャートである。
【図７】複合センサのテキスタイルセンサを用いて測定した毛細血管酸素飽和度測定（図７ｂ）中に指に加えられた荷重を示すチャート（図７ａ）、および、図２の交差構成光ファイバセンサを用いて行った毛細血管酸素飽和度測定を示すチャート（図７ｂ）。
【図８】図１の複合センサを用いて行った患者についてのＣＲＴを確立するための組合せ測定を示すチャート。
【図９】複合センサに用いることができる同軸構成光ファイバセンサの概略図。
【図１０】複合センサに用いることができる連続構成光ファイバセンサの概略図。
【図１１】図１１の連続構成光ファイバセンサを用いて行った毛細血管再充満時間測定を示すチャート。
【図１２】複合センサの概略平面図。
【図１３】複合センサを、足の生理学的パラメータを測定するのに用いることができる位置を示す足の裏の写真。
【図１４】図１３に示す位置において足の裏に対して行った組合せ測定のセット。
【発明を実施するための形態】
【００２８】
本願明細書において引用したすべての参考文献は、それらの全体が参照によって本願明細書に組み込まれるものとする。特に他の定義がない限り、本願明細書で用いられている技術用語および科学用語は、この発明に関連する当業者によって一般的に理解されるのと同じ意味を有している。
【００２９】
本発明を記載する前に、本発明を理解するのに役に立つであろう多くの定義を記載する。
【００３０】
単数形の「１つの（ａ）」、「１つの（ａｎ）」および「前記（ｔｈｅ）」は、この説明で用いられる場合、文脈が明確に他のものを指定していない限り、複数の指示対象を含む。したがって、たとえば、「１つのセンサ（ａ　ｓｅｎｓｏｒ）」という用語は、単一のセンサ、１つ以上のセンサ、または、センサのアレイ、を意味することが意図されている。この明細書の目的のために、「前方」、「後方」、「正面」、「裏面」、「右」、「左」、「上方」、「下方」などの用語は、便宜上の言葉であり、用語を限定するものと解釈すべきではない。加えて、「本願明細書に組み込まれる」と言われている参考文献は、いずれも、その全体が組み込まれるものと理解すべきである。
【００３１】
「備える（ｃｏｍｐｒｉｓｉｎｇ）」という用語は、本願明細書で用いられる場合、列挙された要素のうちのいずれかが必ず含まれ、かつ、他の要素は必要に応じて同様に含んでもよいことを意味する。「から本質的になる」は、列挙されたいずれかの要素が必ず含まれ、列挙された要素の基本的なおよび新規の特徴に著しく影響を及ぼすであろう要素は除外され、かつ、その他の要素は必要に応じて含んでもよいことを意味する。「からなる」は、列挙されたもの以外のすべての要素が除外されることを意味する。これらの用語の各々によって定義された実施形態は、この発明の範囲内に含まれる。
【００３２】
「遠位」および「近位」という用語は、本願明細書で用いられる場合、装置の長手方向軸に沿った方向を指すのに用いられる。本発明のファイバは、本質的に細長くかつ一次元に適合されているため、使用時の遠位方向は光源または受信部から最も遠いファイバの末端を指し、また、近位方向は光源または受信部に最も近いファイバの末端を指す。近位（ｐｒｏｘｉｍａｌ）という用語は、「に近い（ｎｅａｒ　ｔｏ）」というその従来からの

意味を採用する「近接して（ｐｒｏｘｉｍａｔｅ）」と混同すべきではないことに留意すべきである。

【００３３】

本願明細書における目的のため、「モーションアーチファクト」は、センサ装置の動きまたは当該装置が適用された対象者によって導入される、信号の認識または表示の何らかのエラーである。動きは、本発明の装置を着用している対象者の自発的または不随意的動作によって引き起こされる可能性がある。

【００３４】

「接触抵抗」という用語は、本願明細書で用いられる場合、接触している編糸によるテキスタイルの部分の全電気抵抗を指すのに用いられる。接触抵抗は、編糸接触面積に伴って変化し、また、テキスタイルに加えられた重量または張力に基づいて変化する可能性がある。数式１は、ホルムの接触抵抗方程式であり、式中、R_cは接触抵抗であり、ρは材料の抵抗率であり、Ｈは材料の硬度であり、Ｆは垂直抗力である。

【００３５】

【数１】

$$R_c = \frac{\rho}{2}\sqrt{\frac{\pi H}{F}}$$

【００３６】

数式２は、別のホルムの方程式を表し、これは、テキスタイルベースの接触抵抗により関連している。Ｆは、ｎＰによって置き換えられており、式中、ｎはテキスタイル中の隣接する編糸間の接触点の数であり、また、Ｐは接触圧力である。

【００３７】

【数２】

$$R_c = \frac{\rho}{2}\sqrt{\frac{\pi H}{nP}}$$

【００３８】

材料の硬度および電気抵抗率は、テキスタイルの材料特性に依存する定数である。そのため、接触抵抗は、接触点の数および接触圧力に反比例する。すなわち、より多くの接触点があれば、結果として接触抵抗がより低くなる。したがって、接触点および／または接触圧力が増加すればするほど、接触抵抗は減少する。接触抵抗は、本願明細書で用いられる場合、編糸またはテキスタイルにおける導電性の尺度を示す。「マイクロ」スケールでは、表面粗さは、面・面接触を制限する。さらに、圧力が増加するにつれて、接触点の数が増加し、「ナノ」スケールでは、最終的には、個々の接触点は、より大きな接触面積に「合成」する。「総和としての積分」および「有限要素法（ＦＥＭ）」は、これらの接触点の限度、および、その結果としてそれらがもたらす接触面積、を判断するのに用いることができる方法である。

【００３９】

「テキスタイル」および「ファブリック」という用語は、本願明細書で用いられる場合、すでに組み合わされている複数の個々の繊維から製造されたフレキシブル材料を指す。テキスタイルまたはファブリックは、織ってもよく、編んでもよく、かぎ針で編んでもよく、伸ばしてもよく、または、繊維を用いて実現することができる他の任意の種類の織り合わせによって作成してもよい。テキスタイルに関連して用いられる「繊維」は、何らかの実質的に細長い編糸または縫糸を指す。

【００４０】

「ミスステッチ」は、本願明細書で用いられる場合、少なくとも一本の針が古いループを保持し、かつ、１つ以上のウェールを横切る何らかの新たな糸を受け入れない編み方と

して定義される。ミスステッチは、隣接するウェール内にはない同じコースの２つのループを接続する。

【００４１】

本願明細書における目的のため、「平編み」は、編糸のループが、ファブリックの裏面に引っ張られる編み方を指す。平編みは、ファブリックおよび縫糸の表面に一連のウェールまたは縦方向のリブを、または、裏面に横方向のループを形成する。また、平編みは、「シングルニットジャージーステッチ」または「シングルジャージーステッチ」と呼ぶこともできる。

【００４２】

「タックステッチ」は、本願明細書における用途の場合、編糸が針のフック内に保持され、新たなループを形成しない編み方として定義される。

【００４３】

図４ａは、シングルジャージーステッチ１００を備えるテキスタイルの概略図であり、編糸接触面積の概念を示す。ジャージーニットテキスタイルにおいて、ニードルループ部１０４（または編糸ユニット）は、ヘッド部１０４と、ヌース部１０８を形成する２つのサイドレッグ部１０６と、を備える。各サイドレッグ部１０６のベースには、前の編みサイクルで形成されたシンカーループ部１１２のヘッド部１０４を介してかかるフット部１１０がある。ニードルループ部１０４のサイドレッグ部１０６は、一方の側部（または面）から、シンカーループ部１１２のサイドレッグ部１０６およびヘッド部１０４を横切ってシンカーループ部１１２の他方の側部／面まで通り、その後、ヘッド部１０４およびシンカーループ部１１２の反対側のサイドレッグ部１０６を横切って戻るようにループを形成して、シンカーループ部１１２の元の側部／面に戻る。ステッチ長さ１１４は、それのいずれかの側に、ニードルループ部１０４と、シンカーループ部１１２の半分と、を含む編糸の長さとして定義される。

【００４４】

編糸接触面積は、テキスタイルの多くの異なる変数によって影響を受け、かつ、導電性編糸で形成されたテキスタイルの接触抵抗に直接的な影響を及ぼす。接触抵抗は、編糸接触表面積の伝導特性と関連付けられる。編糸表面の、より大きな糸接触面積およびより小さな表面粗さは、テキスタイル中を伝わる電気信号に対してより低い抵抗をもたらす。したがって、編糸接触面積の増加は、接触抵抗の比例減少を引き起こす。編糸変数、ステッチ変数、および、テキスタイル変数は、それぞれ編糸接触面積に影響を及ぼし、それにより、特定の検出動作または用途に適合した、編糸接触面積、および、その結果としての接触抵抗、を有するテキスタイルを具体的に設計するのに用いることができる変数を提供する。

【００４５】

接触抵抗に影響を及ぼす可能性のある変数には、編糸タイプおよび構成、編糸製造方法、編糸カウント、ステッチのタイプ、構成およびパターン、ステッチ長さ、ステッチ割合、平均電気抵抗率（ＭＥＲ）、ファブリック厚さ、ファブリック重量、光気孔率（ＯＰ）、ならびに、永久伸び（ＰＰＳ）、が挙げられる。

【００４６】

図４ｂは、シングルジャージーステッチパターンの概略図である。このパターンにおいて、相互接続ステッチループは、シングルジャージー接触点１１６に触れている。シングルジャージーステッチパターンにおいて、１つのステッチは、本質的には、隣接するステッチに一方の側のみで接触し、または、一度に隣接するステッチ（またはファブリック）の表面に接触する。すなわち、２つの相互接続ステッチループにおいて、第一のステッチループのレッグ部は、第二のステッチループの一方の表面で第二の隣接するステッチループのフット部に接触する。第二のステッチループの反対側の表面では、第一のステッチループのヘッド部は、第二のステッチループのレッグ部に接触する。その結果として、シングルジャージー接触点は、隣接するループの比較的小さな交差点に制限される。

【００４７】

「光ファイバ」という用語は、本願明細書で用いられる場合、そこを介して電磁信号を伝えることができるフレキシブルな透明フィラメントである。光ファイバの透明コアは、その外周面の周りの被覆材料によって包囲され、被覆材料はコアと異なる屈折率を有し、このことは、被覆とコアとの間の境界に達する電磁波が全反射を受けることを確実にする。

【００４８】

本願明細書で用いられる「皮膚表面」という用語は、監視されている対象者、典型的には、ヒトまたは動物の表皮面を指すことが意図されている。哺乳動物では、皮膚は、外側の表皮層および下にある真皮、ならびに、皮膚に付随する脈管構造を含む支持組織、を備えている。

【００４９】

本発明は、テキスタイルセンサおよび光学センサを組み込んだテキスタイルを備える複合センサを提供する。本発明に係る複合センサは、対象者の皮膚表面との直接的な物理接触での使用、または、皮膚表面の近傍での使用、のために構成される。本発明に係る複合センサは、検出動作を測定するように構成される。本発明の１つの実施形態において、複合センサは単一の検出動作を監視するように構成される。本発明の別の実施形態では、複合センサは複数の検出動作を同時におよび／または連続的に測定および監視することが可能である。

【００５０】

本発明の装置は、体温、血圧、酸素飽和度、毛細血管再充満時間（ＣＲＴ）、正常心拍数の変動（たとえば心不整脈）を含む心拍数、および、覚醒、を含む非限定的な群から選択されるものなどの重要な生理学的パラメータおよび医学的徴候／臨床徴候（たとえば検出動作）の測定および連続モニタリングに適している。当業者には、本発明に係る装置および方法が、診断目的または予後予測目的だけのものではないことは認識されるであろう。生理学的パラメータおよびバイタルサイン（「バイタル」とも言う）の測定は、タスク指向のパフォーマンスまたはスポーツのパフォーマンスに関する進行中のモニタリングを含む多数の目的に役立つ可能性がある。例として、宇宙飛行士、軍関係者、または、厳しい環境における他の作業者（たとえば深海潜水士）の連続モニタリングは、本質的に所定のものであり、診断目的に限定されない。

【００５１】

特定の実施形態において、本発明は、図１に示されているように、少なくとも１つのテキスタイルセンサ（ｔｅｘｔｉｌｅ　ｓｅｎｓｏｒ：ＴＳ）、および、少なくとも１つの光ファイバセンサ（ＦＯＳ）、を含むテキスタイルを備える複合センサを提供する。図１は複合センサ１０の断面図を示し、ＴＳ１２はＦＯＳ１４に接触し、かつ、ＦＯＳ１４に圧縮を加える。このようにして、ＦＯＳ１４は、対象者の皮膚表面１６（この場合ヒトの患者の足の裏）に確実に押し付けられて配置される。ＦＯＳ１４によって放射された光は、皮膚表面１６および皮膚表面１６の下の血液循環によって吸収１８され、または、反射２０して戻される。ＴＳ１２は、テキスタイルによってＴＳ１２およびその結果としてＦＯＳ１４に加えられた力の大きさを測定する中央制御装置２２に接続されている。

【００５２】

図１に示すようなＦＯＳ１４は、反射率モード光電式容積脈波（ＰＰＧ）センサであり、その構成は図２に図示されている。図２は、図１のＦＯＳ１４の一部分２４の平面構成を示す。なお、図の表現を明確にするため、テキスタイルセンサ１２は図２には含まれていない。他の可能性のある光学センサ構成と区別するために、以後は交差構成のＦＯＳ２４と称する図２のＦＯＳ１４は、以後は左送信光ファイバ２６および右送信光ファイバ２８と呼ぶことにする第一および第二の送信光ファイバと、以後は左受信光ファイバ３０および右受信光ファイバ３２と呼ぶことにする対応する第一および第二の受信光ファイバと、を含んでいる。従来の光ファイバと同様に、ファイバの外表面は、光ファイバの長手方向にわたって全反射が確実に生じ、それによって、信号の潜在的な何らかの損失、または、信号へのノイズの導入が低減されるように、被覆材で覆われている。

【００５３】
また、交差構成のＦＯＳ２４は、第一（左）の発光ダイオード（ＬＥＤ）３４および第二（右）の発光ダイオード（ＬＥＤ）３６などの１つまたは複数の光源と、左の光検出器３８および右の光検出器４０などの対応する第一および第二の受信部と、を含んでいる。各ＬＥＤ３４、３６は、そのそれぞれの送信ファイバ２６、２８の近位末端４２、４４に接続し、かつ、送信ファイバ２６、２８の遠位末端４６、４８に光を伝送する。各末端４２、４４、４６、４８は、長手方向軸に対して約４５度の角度になる横断面を形成するように、ファイバ２６、２８を切断または切開することによって形成される。その後、各末端４２、４４、４６、４８の表面は、最適な光伝送を容易にするために研磨されうる。送信ファイバ２６、２８の遠位末端４６、４８は、空隙５０が、送信ファイバ２６、２８の２つの遠位末端４６、４８の間に形成されるような距離で離間して互いに対向して位置するように同軸に配置されている。したがって、ファイバ２６、２８は、交差構成のＦＯＳ２４が平坦に置かれている場合には、長手方向の第一の軸５２に沿って位置合わせされ、かつ、送信ファイバ２６、２８がそれに沿って位置している長手方向軸５２に対して直角になっている中心軸５４のいずれかの側部に、中心軸から特定の距離の位置に配置されている。

【００５４】
同様に、各光検出器３８、４０は、そのそれぞれの受信ファイバ３０、３２の近位末端５６、５８に接続し、かつ、受信ファイバ３０、３２の遠位末端６０、６２から光を受光する。受信ファイバ３０、３２の遠位末端６０、６２は中心軸５４上にあり、ファイバ３０、３２は中心軸５４から反対方向に延出する。ファイバ３０、３２は、各ファイバ３０、３２の遠位末端６０、６２の少なくとも近傍で、送信ファイバ２６、２８と平行に位置合わせされ、かつ、送信ファイバ２６、２８からオフセットされている。

【００５５】
送信ファイバ２６、２８から受信ファイバ３０、３２をオフセットさせることにより、送信ファイバ２６、２８間の空隙５０は、ファイバ２６、２８、３０、３２間の検出領域６４を画定する。使用時には、そのそれぞれのＬＥＤ３４、３６によって、光信号が送信ファイバ２６、２８の各々に沿って、検出領域６４に向かって伝えられる。各ファイバの近位末端および遠位末端が、ファイバを切断して研磨することによって形成されているため、末端は被覆材で覆われておらず、それにより、光の入射および出射が可能になっている。各送信ファイバ２６、２８の場合、光信号はファイバ２６、２８の近位末端４２、４４に入り、その後、全反射のメカニズムにより、送信ファイバ２６、２８に沿って伝わる。遠位末端４６、４８では、光はファイバ２６、２８から出射し、対象者の皮膚表面に隣接している可能性のある検出領域６４内に送信される。反射および／または吸収は、受信ファイバ３０、３２の遠位末端６０、６２に入射することができる光の量に影響を及ぼす。受信ファイバ３０、３２に入射する光は、光検出器３８、４０に到達するまで、全体的にファイバ３０、３２を通って伝送され、そこで信号強度が測定される。検出領域６４での光の出射を可能にするだけで、情報の損失が最小限になり、かつ、より高い信号対雑音比（ＳＮＲ）が実現される。

【００５６】
交差構成のＦＯＳ２４の有効性および能力は、図３によって示されている。図３は、センサ２４が適用された患者の皮膚中の毛細血管再充満時間（ＣＲＴ）を測定することによって得られた。図３に示すように、交差構成のＦＯＳ２４を用いて測定した場合、圧縮の形式の圧力が定期的に印加され、その後、取り除かれる。圧力がセンサ２４および皮膚表面１６に印加された場合、送信ファイバ２６、２８から受信ファイバ３０、３２への光の反射が強まるため、光検出器３８、４０によって測定される光の強度が増加する。圧力が取り除かれると、皮膚に血液が十分に再灌流するベースラインレベルで安定するまで強度が低下する。検出領域への圧力の各印加および除去に続いて、測定した光の強度は、圧力が取り除かれる時点と、ＣＲＴに相当するベースラインレベルに戻る時点と、の間に要する時間を伴って、安定したベースラインまで低下する。図３において、ＣＲＴは約２秒に

なるように図示されている。しかし、通常の歩行動作をシミュレーションするために、各時刻に印加される圧力は異なる。そのため、測定において異なるピークを示し、かつ、その結果として潜在的に異なるＣＲＴが生じる。このようなアーチファクトを緩和するために、複合センサは交差構成のＦＯＳおよびＴＳを組み込んでいる。このようにして、本発明のセンサは、（ＴＳによって測定される）印加された圧力に関して測定された光強度の正規化を可能にし、これによって、正確なＣＲＴを得ることができる。加えて、圧力検出ＴＳを含むことにより、所定の閾値圧力を超えたときにのみＣＲＴを測定できるようにしている。したがって、本発明に係る複合センサ構成は、センサを真に歩行用に用いることができ、このことは、対象者の通常の活動の最中にわたる対象者の連続モニタリングを可能にする。このことは、臨床環境において、本発明に係るセンサ構成が最小限の影響または妨げで患者が日々の活動を続けることを可能にするという点においてかなりの利点である。スポーツパフォーマンスの評価などの非臨床研究においては、動作の自由度および範囲に対する悪影響は、仮にあるにしても最小限となる。このことは明らかに、これまで、従来技術によるセンサ構成を用いては実現できなかった、実生活での測定における高い精度をもたらす。

【００５７】

強度レベルのピークと底値との間のＣＲＴ測定の変調度が、問題としている循環の絶対血液量に比例することは、既知である。

【００５８】

本発明の１つの実施形態によれば、ＴＳは、テキスタイルの特定のゾーン内に構成され、かつ、導電性編糸から形成されている。ＴＳは、典型的には、それ自体が衣服を形成していてもよいテキスタイル内の完全に一体化されたニットセンサであり、当該センサは検出動作のために（たとえば、印加された圧力および／または圧縮を検出するために）設計および適合されている。ＴＳは、ステッチパターンを形成する複数のステッチを編んで構成してもよい。複数のステッチは、ジャージーステッチ、タックステッチ、および、ミスステッチまたはレイドイン編糸、からなる群から選択される任意の組合せを備えていてもよい。実施例のステッチパターン１００が図４ｂに図示されており、そこには、１００％ジャージーステッチからなるステッチパターン１００が図示されている。この種の適当なテキスタイルセンサは、出願人フットフォールズ・アンド・ハートビーツ社のさらなる特許出願、国際出願ＰＣＴ／ＩＢ２０１４／０５８８６６号（特許文献１）および国際出願ＰＣＴ／ＩＢ２０１４／０６３９２９号（特許文献２）の対象である。

【００５９】

図５は、本願明細書に記載のＦＯＳなどの光学センサとともに用いることができるＴＳの代替的な実施形態である、ミスステッチおよびタックステッチを有するシングルジャージーステッチパターン１０１の概略図である。ミスステッチおよびタックステッチを有するシングルジャージーステッチパターン１０１は、シングルジャージー接触点１１６を有し、かつ、ミスステッチ１１８およびタックステッチ１２０に追加的な接触点を含む。タックステッチ接触点１２２は、タックステッチループが、コース内で隣接するステッチタイプと相互接続するときに生じる。タックループ接触点１２４は、タックステッチのタックループが、タックステッチの保持ループを押し付けたときに生じる。保持ループ接触点１２６は、タックステッチの保持ループが、隣接するステッチループに押し付けられたときに形成される。

【００６０】

図４ｂに示した平編みのシングルジャージーステッチパターン１００と比較すると、図５のタックステッチおよびミスステッチ構造に示す異なる接触点および領域は、異なるステッチパターンを有するテキスタイル間の異なる接触領域を可能にし、その結果として、所与の用途または検出動作に対して具体的にデザインすることができる予測可能な接触抵抗を可能にする。

【００６１】

印加された圧縮などの外力を検出して測定する能力を有する代替的なウェアラブルセン

サは、以下に記載したクレームの範囲から逸脱することなく、本発明の複合センサに用いることができる。

【００６２】

図６ａおよび図６ｂは本発明の１つの実施形態を示し、具体的には、ＴＳがどのようにして計測可能範囲内で、かつ、生データとして、センサに印加された圧力を測定することができるかを示している。ＴＳは、５０％のジャージーステッチと、５％のミスステッチと、４５％のタックステッチと、からなる構成を有する導電性編糸を組み込んだニットテキスタイルである。図６ａは、比較としての市販のＦｌｅｘｉＦｏｒｃｅ（登録商標）圧力センサとともに、ＴＳから得られた処理データを示すグラフである。増大する水準の圧力を、テキスタイル内の接触抵抗（Ω）（左軸）と圧力（ｍｍＨｇ）（右軸）との関係を確立するように測定値が計測される状態で、ＴＳおよびＦｌｅｘｉＦｏｒｃｅセンサとの両方に経時的に印加した。

【００６３】

図６ａで簡単に説明するために、たとえば、１０～２５秒の間に計測される示度は、市販の圧力センサによって計測された２０ｍｍＨｇの圧力に相当し、かつ、テキスタイルで測定された約５５００Ωに相当する。

【００６４】

この測定は、圧力とＴＳ内の接触抵抗との間に明確な関係があることを実証しており、かつ、抵抗と圧力の間の多項式関係を確立できるようにし、そのことが図６ｂに図示されている。

【００６５】

複合センサにおいて、ＦＯＳは、ＴＳに対して定位置に略固定されている。ＦＯＳは、各ＦＯＳをテキスタイルまたはＴＳに接続する固定バンドを用いて固定される。別法として、ＴＳがセンサプレートを全体的に取り囲むように、センサプレートをＴＳに組み込んでもよい。そして、ＦＯＳは、固定バンドまたは接着剤によって、センサプレートに装着される。

【００６６】

代替的な実施形態において、ＦＯＳは、テキスタイル内に形成されたチャネルに埋め込まれる。ファイバの末端は、ＴＳにおいて皮膚表面に露出され、ＴＳ内には埋め込まれない。代替的な実施形態では、ＦＯＳは、テキスタイルおよびＴＳに埋め込まれる。このような構成では、テキスタイル構造は、ＦＯＳを所望の位置で保持するのに役に立つ可能性があり、また、ＦＯＳの構成要素の寸法安定性の制御を可能にする。このような構成は、ＦＯＳと検出領域の互いに対する動きによる干渉の可能性、および、ＦＯＳの測定精度に対する干渉の可能性を、最小限にする。加えて、テキスタイルセンサの周りの、ＴＳ構造の中であり、かつ、テキスタイル構造内である定位置にＦＯＳを保持することは、問題を引き起こすとともにセンサの寿命を低減するＦＯＳの光ファイバの「ねじれ」を回避するのに役に立つ可能性がある。

【００６７】

次に、上述したような複合センサを用いて実行したＣＲＴ実験について考察すると、ＦＯＳおよびＴＳの光源および受信部は、プロセッサ等の中央制御装置（図示せず）に接続することができる。プロセッサは、複合センサに組み込んでもよく、または、それの外部であってもよく、たとえば、モバイル機器（スマートフォンなど）では無線プロトコルおよび交換モジュールを介して通信してもよい。プロセッサは、測定を実施および記録するように構成される。ＣＲＴ測定中に、プロセッサは、測定した光強度が圧力の印加に続いて皮膚に血液が灌流する所定のベースラインレベルまで戻るのにかかった時間を記録する。圧力が測定されて、何らかのモーションアーチファクトがプロセッサによって考慮される。プロセッサは、光検出器の出力から毛細血管再充満時間を測定するように構成されている。

【００６８】

毛細血管再充満時間が、実質的に線形の温度依存性を示すこと、および、それによって

照らされた領域（または近傍の領域）の温度を、（たとえば、ルックアップテーブルを用いて）温度補正を実行するのに用いることができることは周知である。このことは、ＴＳを用いて、または、テキスタイル内に組み込まれた独立したＴＳを用いて、実現してもよい。別法として、テキスタイル内に組み込まれた基準ファイバまたは熱電対は、温度補正情報および他の参考情報をもたらす。１つの実施形態において、基準ファイバは、完全に被覆されて測定には用いられない。そのかわり、基準ファイバに沿って伝送される信号が既知の値と比較され、そして、外部環境のパラメータ（たとえば、温度の何らかの変動）が比較により確立される。また、基準ファイバは、受光の変化を引き起こす可能性のある外部照明の状態および変化を考慮するように組み込まれていてもよい。

【００６９】

圧力検出ＴＳの出力は、毛細血管再充満測定のタイミングをトリガするのに用いてもよく、および／または、毛細血管再充満測定は、負荷を解放する前の負荷をかける大きさおよび／または期間に基づいて補正してもよい。このようにして複合センサは、連続的に作動する歩行用センサを実現することができる。複合センサが、足の裏の微小循環を測定するのに用いられる場合、着用者の普通の歩行は、実行すべき測定をトリガすることができる。同じ圧力の測定を毎回実行し、それによって測定を規格化することができ、かつ、文字通り繰り返し可能な測定を確実に可能にする。加えて、歩行、または、足の裏に対する何らかの圧力の印加および除去は、測定をトリガすることができるため、多くのＣＲＴ測定について、正確な平均値を形成するのに用いることができる。

【００７０】

本発明の特定の実施形態において、プロセッサは、追加的な測定ステップを実行して、測定データの分析を行う。他の実施形態では、プロセッサは、より高い信号対雑音比をもたらすように、光源の出力を変化させる。たとえば、周囲照明状態が非常に明るい場合には、光のベースライン閾値が増加するように、光源の強度が増加される。

【００７１】

本発明の実施形態においてプロセッサは、電源と連通している。電源は、ＦＯＳの光源および受信部に、ならびにＴＳに、電気的に接続されている。いくつかの実施形態において電源は、ＴＳを介して、または、テキスタイルに組み込まれた別の導電性編糸または複数の導電性編糸を介して、光源および／または受信部に電気的に接続されている。

【００７２】

複合センサの使用時の動作をさらに説明するため、交差構成のＦＯＳを、患者の指の毛細血管酸素飽和度（SpO_2）を測定するのに用いた。結果を図７ａおよび図７ｂに示す。SpO_2は、光電式容積脈波（ＰＰＧ）を用いて、赤色光および赤外線で測定した。ＰＰＧ波形は、各心拍に伴う血液量の心臓心同期変化に起因するパルス状の（“ＡＣ”）生理学的波形を備え、かつ、呼吸、交感神経系活動および体温調節に起因するさまざまな低周波成分とともに緩やかに変化する（“ＤＣ”）ベースラインに重畳される。

【００７３】

図７ａは、一定の３０秒間隔で指に印加された増加する圧力から生じる（異なるレベルの圧縮を引き起こす）異なる重量の印加の影響を表す。図７ｂは、該交差構成のＦＯＳによって行われた測定を示す。図７ａおよび図７ｂに示すように、たとえば、時刻３０秒、６０秒、９０秒、１２０秒および１５０秒に示すような急激な重量の増加、および、その結果として動きによって引き起こされた指に印加された圧力は、モーションアーチファクトと呼ばれる測定したSpO_2値の急激な減少に対応している。これらのモーションアーチファクトおよびSpO_2値に関する情報を組み合わせることにより、モーションアーチファクトを測定値から除去して、より高い精度および真の歩行モニタリングをもたらすことができる。

【００７４】

加えて、SpO_2値は、９０秒と１２０秒との間で、閾値圧力が、既に指に印加されていることを示すSpO_2レベルまで上昇していることが分かる。閾値を超えると、ＦＯＳの応答が不正確になっている。したがって、複合センサの使用中に最大圧力閾値を超えた

場合、超過期間中に測定されたＳｐＯ$_2$レベルは無視される。

【００７５】

逆に言えば、測定値が記録されるためには、最小圧力閾値を超える必要がある。約０秒と１０秒との間で、最小閾値を満たさなかったため、不正確な測定値を生じていることがわかる。そのため、ＳｐＯ$_2$を測定することができる圧力の最適な範囲があり、これは、本願明細書に記載されているタイプの複合センサによって認識されて補正される。

【００７６】

加えて、上記のＳｐＯ$_2$測定の場合と同様な方法論を用いる複合センサを用いて実行したＣＲＴ測定の組合せ測定が図８に図示されている。患者の指に印加された圧力は右側のＹ軸で測られ、一方、反射光の強度は左側のＹ軸に示されている。時間は、Ｘ軸によって測られる。印加された圧力に応答して光強度が変化していることが図８を見てわかる。

【００７７】

図９は、複合センサ１０に用いることができるＦＯＳ１５０の代替的な構成を示す。以降、同軸構成のＦＯＳ１５０と称する図９のＦＯＳ１５０はファイバのペア１５２を備え、ファイバのペア１５２は送信ファイバ１５４および受信ファイバ１５６を有している。図９には、３つのファイバペア１５２が図示されているが、意図した用途に従って、より多くのまたはより少ないペアを組み込んでもよい。ファイバの各ペア１５２は同一であるため、ここでは、単一のペアのみについて説明する。

【００７８】

また、同軸構成のＦＯＳ１５０は、それぞれの発光ダイオード（ＬＥＤ）１５８などのファイバの各ペアのための光源と、各ファイバのペア１５２のための光検出器１６０などの受信部またはそれぞれの受信部と、を含んでいる。交差構成のＦＯＳ２４の場合と同様に、各ＬＥＤ１５８は、そのそれぞれの送信ファイバ１５４の近位末端１６２に接続し、かつ、送信ファイバ１５４の遠位末端１６４に光を送信する。各末端１６２、１６４は、ファイバ１５４の長手方向軸に対して４５度の角度をなす面を形成するように、ファイバ１５４を切断することによって形成される。そして、ファイバ１５４の切断面は研磨される。各送信ファイバ１５４の遠位末端１６４は、空隙１６８が、ファイバ１５４、１５６の２つの遠位末端１６４、１６６の間に形成されるような距離で離間された、そのそれぞれの受信ファイバ１５６の遠位末端１６６に対向して位置するように同軸に配置されている。したがってファイバ１５４、１５６は、同軸構成のＦＯＳ１５０が平らに置かれた場合、長手方向軸１７０に沿って整列される。

【００７９】

同様に、各光検出器１６０は、そのそれぞれの受信ファイバ１５６の近位末端１７２に接続し、かつ、当該受信ファイバ１５６の遠位末端１６６から光を受光する。

【００８０】

送信ファイバ１５４および受信ファイバ１５６の各々は、切断された遠位端１６４、１６６を除いて、全反射を確実にするために、それらのそれぞれの長手方向に沿って被覆材を備えている。ファイバのペア１５２は同じ方向に配列され、かつ、互いに平行に配列されている。そのため、送信ファイバ１５４の遠位末端１６４は、送信ファイバ１５４が同じ方向において軸１７４から離れて延びている状態で、軸１７４に沿って整列されている。同様に、受信ファイバ１５６の遠位末端１６６は、別の軸１７６に沿って整列され、受信ファイバ１５６は同じ方向において平行に、軸１７６から離れる方向に延びている。ファイバの３つのペア１５２を互いに平行に配列することによって、検出領域１７８の潜在的なサイズが増加する。ファイバの数を増加させることは、より多くの散乱光が検出される可能性があることも意味するが、そのことは後述する。

【００８１】

ＦＯＳ２００の代替的な構成が図１０に図示されている。以後、連続構成のＦＯＳ２００と称する図１０のＦＯＳ２００は、各光ファイバ２０２が、送信部２０４と、受信部２０６と、検出部２０８と、を有する平行に配列された１つ以上の光ファイバ２０２を備えている。図１０には３つのファイバが図示されているが、意図した用途に従って、より多

くのまたはより少ない（たとえば１つまたは２つの）ファイバを組み込んでもよい。ファイバの各々は同一であるため、ここでは、単一のファイバ２０２のみについて言及する。

【００８２】

従来の光ファイバと同様に、ファイバの外側面は、光ファイバの長手方向に沿って全反射が確実に生じ、それによって、潜在的な何らかの信号損失または信号への雑音の取込みが低減されるように、被覆材２１０で被覆されている。前の図２および図９の実施形態では、検出領域６４、１７８内での光交換は、ファイバ間での空隙５２、１６８の形成を可能にしていた。連続構成のＦＯＳ２００では、ファイバ２０２によって遠位末端が形成されておらず、また、ファイバ２０２は、光源２１２から、それらのファイバ２０２の末端２１６、２１８のいずれかに設けられている受信部２１４、光源２１２、および、受信部２１４、まで連続している。この構成２００では、被覆材２１０は、ファイバの内部コアの一部を外部環境に対して露出させるために、検出部２０８においてファイバ２０２から除去されている。

【００８３】

したがって、連続構成のＦＯＳ２００において、光は全反射により送信部２０４に沿って進む。（前述の実施形態の検出領域６４、１７８に相当する）検出部２０８では、光は、ファイバ２０２から出て、対象者の隣接する皮膚表面へ「漏れる」ようになっている。その結果、皮膚および皮下組織の内部での光の反射または吸収は、検出部２０８において、ファイバ２０２内に戻り、かつ、被覆された受信部２０６に沿って受信部２１４まで進む光の量によって測定される。

【００８４】

図１０に示す連続構成のＦＯＳ２００の実施形態は、ここでもまた、より少ないファイバの場合に可能性のあるものよりも大きな検出ゾーン２２０を画定する、略離間されて平行に配列された３つのファイバを備えている。

【００８５】

図１１は、図１０のセンサ構成２００を用いて行ったＣＲＴの測定を示す。

【００８６】

図１２に示す明暗度の増減は、測定の０～１５秒の間に空気中に配置された場合に、反射して受信ファイバに戻る信号は、この期間後の測定期間中に反射するものよりもかなり少ないことを示している。測定期間中には、かなり多くの光が反射され、ＣＲＴに対応する強度の低下を引き起こすのは、血液灌流のある皮膚による光の吸収である。

【００８７】

図１２において、連続構成のＦＯＳ２００は、図４ｂに示すタイプのテキスタイルセンサ１０１を組み込んだテキスタイル２５０と組み合わされ、それによって、複合センサ２５２を形成している。ここでは、連続構成のＦＯＳ２００が図示されているが、ＦＯＳ２４、１５０の前述した構成のうちのいずれか、または、ＦＯＳの他のいずれかの構成を、前述のテキスタイルセンサ１０１と同じ方法で用いてもよい。

【００８８】

テキスタイル２５０はＴＳ１０１を中央制御装置（図示せず）および電源（図示せず）に接続し、かつ、その結果として検出ゾーン２５８を同様に接続する、テキスタイル２５０に編み込まれた導電性編糸を備える２つの「導線」領域２５４、２５６を有している。

【００８９】

ＦＯＳ２００の光ファイバ２６０は、約１ｍｍ離して配置され、かつ、それらの位置がＴＳ１０１に対して容易に維持されるように、テキスタイル２５０に埋め込まれる。光ファイバ２６０の被覆されていない検出部２６２は、皮膚表面に対して最大限の接触を行うことができるように、テキスタイル２５０に埋め込まれておらず、かつ、光ファイバ２６０の軸に沿ってかつ軸にわたって直径で約７ｍｍ未満である検出ゾーン２５８内で、ＴＳ１０１の中央に位置するように配列されている。本発明の１つの実施形態によれば、当該軸方向において、約７ｍｍ未満の検出ゾーン２５８は、対象者が歩行しているときの光ファイバ２６０の最小限の動きを確実にする。

【００９０】
代替的な実施形態においては、直径で約１ｍｍ、２ｍｍ、３ｍｍ、４ｍｍ、５ｍｍ、６ｍｍ、７ｍｍ、８ｍｍ、９ｍｍ、最大で１０ｍｍ、および、最大で２０ｍｍ、のいずれかよりも大きい検出ゾーン２５８を用いることができる。いずれの場合でも、ＴＳ１０１は、光ファイバ２６０の相対位置に関して特に敏感であるように構成される。データのより良好な空間的平均化のために、大きなＴＳ１０１を用いてもよい。
【００９１】
光ファイバセンサの上述した構成によって、毛細血管再充満時間（ＣＲＴ）、毛細血管酸素飽和度（それによって、組合せをパルスオキシメトリで利用できるようになっている）、足底圧、心拍数および心拍変動、ならびに、血圧、を含む幅広い生理学的パラメータを測定することができる。
【００９２】
多くの可能性のある生理学的用途に関する光ファイバセンサの動作は、ＣＲＴおよびSpO_2を測定する上述した方法と同様であるが、上記のＦＯＳ構成は、組織から反射した光の変動するスペックルパターンを検出して処理する方法（たとえば、レーザードップラー流量測定法（ｌａｓｅｒ　Ｄｏｐｐｌｅｒ　ｆｌｏｗｍｅｔｒｙ：ＬＤＦ）やレーザースペックルコントラスト測定法）に適用することができる。これらの方法は、血流および血圧を監視するのに用いられる。
【００９３】
微小循環、ひいてはＬＤＦ信号は、組織に作用する圧力によって大きく影響を受ける。複合圧力およびＬＤＦ測定は、微小血管検査（たとえば、閉塞後反応性充血のための臨床上関連する測定）を行うのに有用である。したがって、本発明の複合センサは、モーションアーチファクトおよび印加された圧力を考慮して行うためのモニタリングを可能にする。そのため、適正圧力に調節して、一定に保持することができ、および測定は既知の圧力閾値を超えた状態でのみ行われ、異常な結果または不正確な結果が得られないようにする。
【００９４】
ＬＤＦにおいては、コヒーレント光が（通常はレーザから）組織を照らす。赤血球を動かすことによって散乱される光は、ドップラー周波数偏移を受けて、約２０Ｈｚ～２０ｋＨｚの周波数スペクトルをもたらす（ドップラー偏移を伴わずに）静止組織によって散乱される光に干渉する。この周波数スペクトルは、フォトダイオードによって直接的に検出された後、数式３の方程式を用いて、血流の表示を示すように処理される。
【００９５】
【数３】

$$Flow = M_1 = \int_{\omega_1}^{\omega_2} \omega P(\omega) d\omega / DC^2 ,$$

【００９６】
数式３において、M_1はパワースペクトルパワー密度スペクトルＰ（ω）の第一のモーメントであり、ωは検出光の角周波数であり、ＤＣは検出されたＤＣ光レベルである。
【００９７】
検出されたスペックルパターンの特性、ひいては血流信号もまた、センサと皮膚表面との間の距離による影響を受ける。同様に、ＴＳに近接するモニタリングセンサは、センサのより望ましい位置決め、ひいてはより正確な測定値を可能にする。
【００９８】
本発明の複合センサは、所望の用途に適した衣服、創傷被覆材、包帯、ひも、ファブリックストリップ、または、ウェビング、に組み込むことができる。本発明の代替的な実施形態においては、複合センサは、対象者の皮膚に接触するが、必ずしも前記対象者によって着用される必要はないようにデザインされる装置、家具、面、または、ツール内で構成

してもよい。例として、複合センサは、自動車または航空機に使用される座席または操縦装置に組み込んでもよい。

【００９９】

テキスタイル圧力センサを用いることに関する追加的な便益は、センサは、モーションアーチファクトの影響を低減するために、検出器が皮膚表面に接触したときを確認するための近接インジケータとしても用いることができるということである。これにより、センサを、皮膚表面に付着させるのではなく、ゆったりした服の中で着用できるようにする。

【０１００】

別法として、血圧監視は、パルス通過時間を測定することによって遂行することができる。このことを遂行するために、体の異なる二か所（たとえば、腕の領域と患者の指先、または、患者の耳たぶと指先）においてＰＰＧ測定が実行される。各検出器におけるパルスの到達時間が測定され、到着時間の差を血圧に関連付けることができる。

【０１０１】

請求項に記載した本発明の範囲から逸脱することなく、多くの代替的な実施形態が可能である。たとえば、テキスタイルまたはＴＳは、他の実施形態では、織りその他の方法で製造される。いくつかの実施形態においては、単一のＦＯＳを形成する複数の光ファイバが、単一の光源および単一の受信部に取り付けられる。

【０１０２】

代替的な実施形態では、伝送モード光ファイバセンサが含まれている。伝送モードセンサは、指または他の体部位を介して光を、反対側に配置された受信ファイバへ送信する。測定は、反射光ではなく、送信光を測定することによって行われる。

【０１０３】

本発明を、以下の非限定的な実施例によってさらに説明する。

【０１０４】

〔実施例１－着用者の足の裏用の歩行ＣＲＴ測定装置を形成するための複合センサを組み込んだ靴下〕

【０１０５】

複合センサは、体にぴったり合ったテキスタイルから製造された靴下に組み込まれる。複合センサは、着用者の足の裏の生理学的パラメータを監視する。着用者は、特に、糖尿病性足潰瘍を患う可能性のある人達である。これは、糖尿病性足潰瘍の発症を診断および監視する際に有用である。このような靴下は、従来のペドバログラフィー（ｐｅｄｏｂａｒｏｇｒａｐｈｙ）装置の代わりに用いることもでき、また、足底圧緩和装具の有効性を判断するのにも用いることができる。

【０１０６】

靴下の布地は、テキスタイルセンサを備えており、それに応じて光ファイバセンサが靴下に埋め込まれている。同軸構成のＦＯＳが、図１３に示す箇所で着用者の足と接触するように組み込まれている。同軸構成のＦＯＳは、それぞれ、５００μｍの直径を有するプラスチック光ファイバからなる単一のペアを備えている。第一の検出領域は第一中足骨の領域内にあり、第二の検出領域は第五中足骨の領域内にあり、かつ、第三のセンサ領域はかかと中央の領域にある。

【０１０７】

プロセッサおよび光源、受信部、ならびに、電源は、着用者の足首の上にあるように、靴下に組み込まれる。着用者は、靴下を着用しながら正常に歩く。３つの位置の各々にあるテキスタイルセンサは、着用者の歩行を分析するのに用いることができるとともに、歩行中に、着用者によって各検出位置に印加された圧力を測定するのにも用いることができる。測定された圧力が閾値圧力を超える場合、あらかじめ確立されたベースラインと閾値圧力との間で、ＣＲＴの測定を行うことができる。

【０１０８】

テキスタイルセンサは、検出位置に対する光ファイバの位置を監視し、靴下が足の正しい位置にない場合には、ユーザに警告する。テキスタイルセンサは、着用者が歩行中であ

るという条件で連続的に測定することができる。着用者が歩行中でない場合は、何らかの腫れに関してユーザに警告するために、依然として圧力が監視される。腫れが生じた場合、ＣＲＴの測定または他の機能が腫れが生じた理由を特定するべく、ユーザは歩き回るように遠隔装置を用いて促される。

【０１０９】

複合センサを用いて行った組合せ測定が図１４に示されている。図示されている測定は、それぞれ、第一、第二および第三の検出領域に関連付けるように順序付けられている。

【０１１０】

本発明の特定の実施形態が本願明細書に詳細に開示されているが、これは、例として、および単に説明のために行われている。上述した実施形態は、本発明の範囲に関して限定しようとするものではない。本発明により、本発明の趣旨および範囲から逸脱することなく、種々の置換、変更および改良を本発明に対して行ってもよいことが意図されている。

【図１】

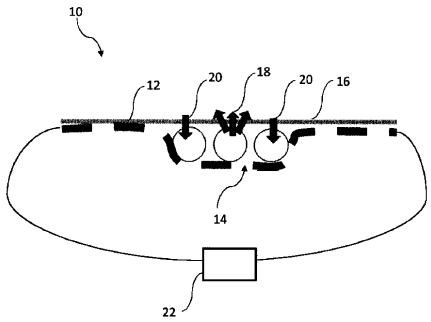
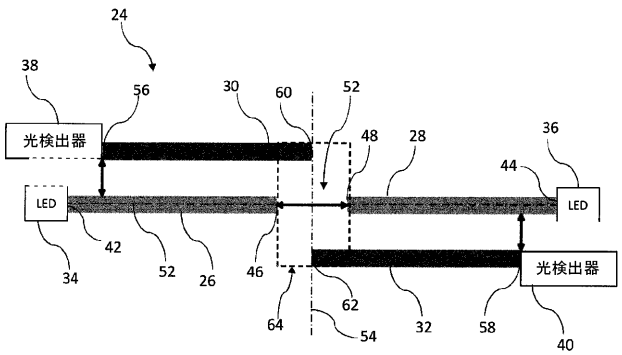
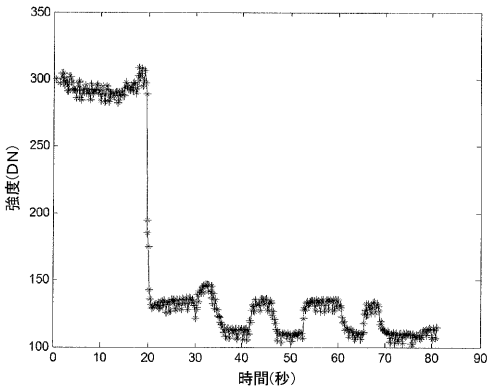


Fig. 1

【図２】



【図３】



【図４ａ】

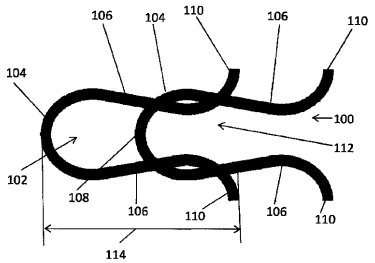


Fig. 4a

【図４ｂ】

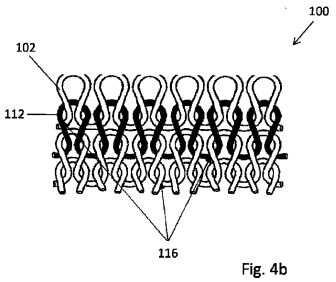


Fig. 4b

【図５】

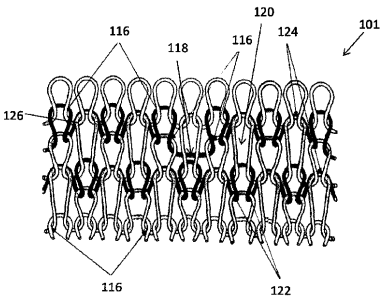
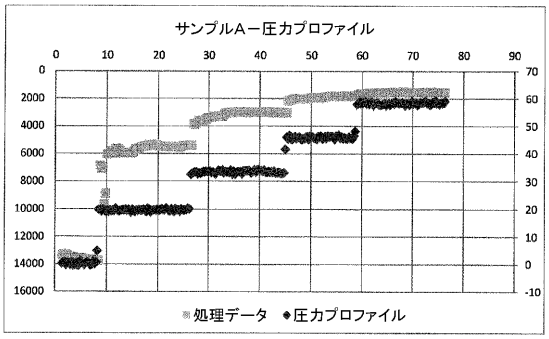
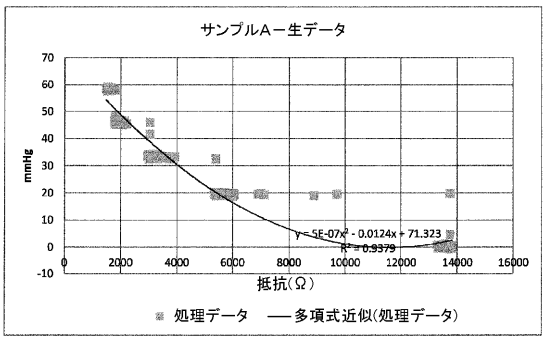


Fig. 5

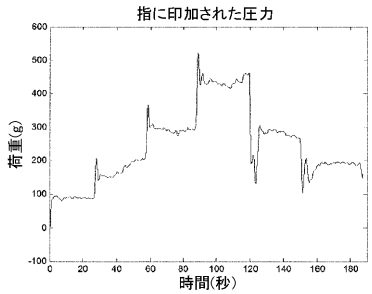
【図６ａ】



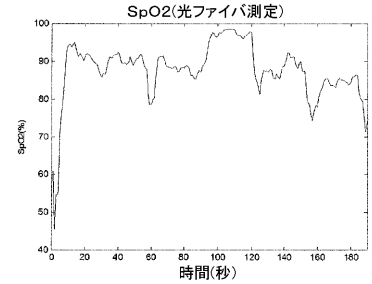
【図６ｂ】



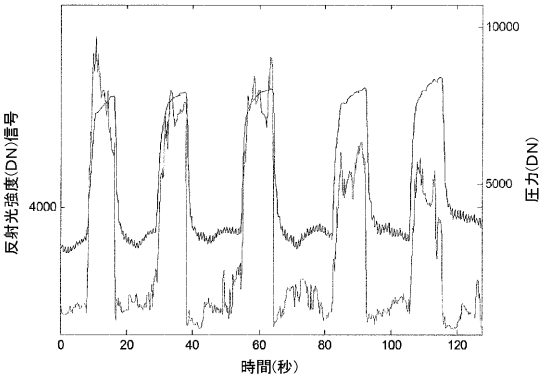
【図７ａ】



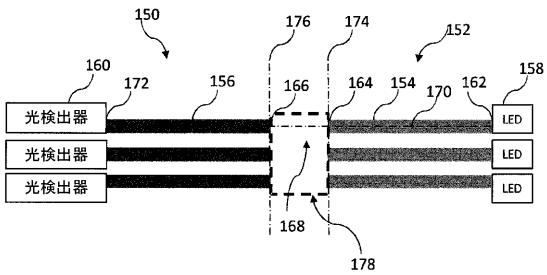
【図７ｂ】



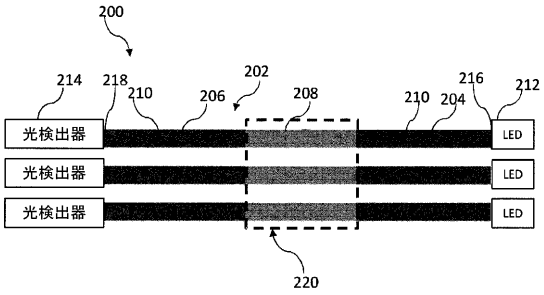
【図８】



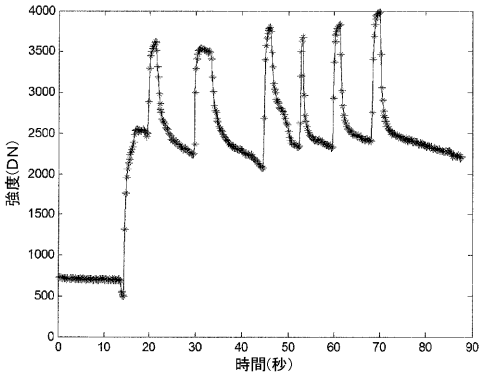
【図９】



【図１０】



【図１１】



【図１２】

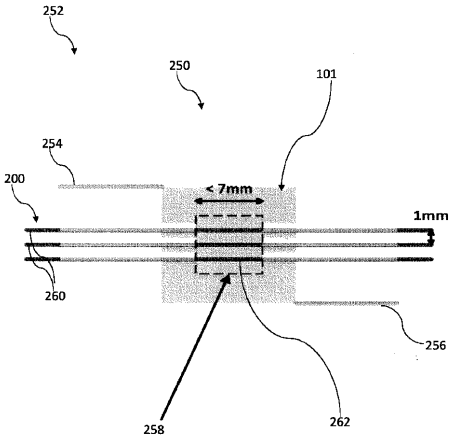


Fig. 12

【図１３】

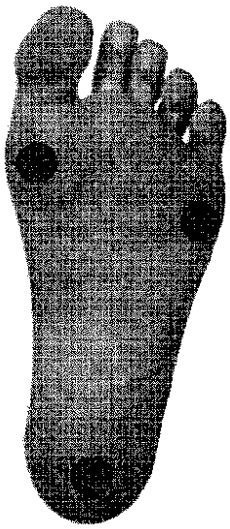
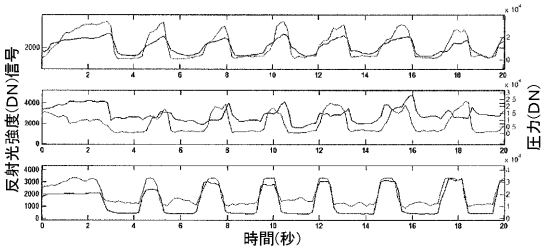


Fig. 13

【図１４】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/GB2016/052728

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B5/00 A61B5/024
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B

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)
EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2009/118598 A1 (HOARAU CARINE [US] ET AL) 7 May 2009 (2009-05-07)	1-5, 10-16, 21-27
Y	paragraph [0009] - paragraph [0013] paragraph [0036] - paragraph [0040] paragraph [0050] - paragraph [0057]	6-9, 17-20
X	M P Krehel ET AL: "Polymeric Optical Fibers for sensing in textiles", TecInTex RTD 2009, 26 June 2014 (2014-06-26), XP055332082, Retrieved from the Internet: URL:http://web.archive.org/web/20140626210657/http://www.nano-tera.ch/pdf/posters2013/TecInTex235.pdf [retrieved on 2017-01-04]	1-5, 10-15, 21-25
A	the whole document	6-9, 16-20

-/--

[X] Further documents are listed in the continuation of Box C. [X] See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"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)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"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

"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

"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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
4 January 2017	18/01/2017

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Gooding Arango, J

1

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/GB2016/052728

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2015/022671 A1 (FOOTFALLS AND HEARTBEATS LTD [NZ]; MCMASTER SIMON ADAIR [GB]) 19 February 2015 (2015-02-19) page 20 - page 33	6-9, 17-20
A	US 2009/018428 A1 (DIAS TILAK [GB] ET AL) 15 January 2009 (2009-01-15) paragraph [0084] - paragraph [0090]	6-9, 17-20
A	Martin Drabik ET AL: "E-Fibers: Sensor Functionality", TecInTex RTD 2009, 6 July 2013 (2013-07-06), XP055332095, Retrieved from the Internet: URL:http://www.nano-tera.ch/pdf/posters2013/TecInTex116.pdf [retrieved on 2017-01-04] the whole document	6-9, 17-20
A	B Schyrr ET AL: "Optoelectronic integration in textile for wearable sensors", TecInTex RTD 2009, 6 July 2013 (2013-07-06), XP055332098, Retrieved from the Internet: URL:http://web.archive.org/web/20130706072919/http://www.nano-tera.ch/pdf/posters2013/TecInTex265.pdf [retrieved on 2017-01-04] the whole document	16,20
X	US 2012/078119 A1 (AHMED MOHAMED I [US] ET AL) 29 March 2012 (2012-03-29) paragraph [0024] - paragraph [0026]	26,27

1

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/GB2016/052728

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2009118598 A1	07-05-2009	US 2007078316 A1	05-04-2007
		US 2009118598 A1	07-05-2009
		WO 2007041330 A1	12-04-2007
WO 2015022671 A1	19-02-2015	EP 3033448 A1	22-06-2016
		US 2016186366 A1	30-06-2016
		WO 2015022671 A1	19-02-2015
US 2009018428 A1	15-01-2009	AT 406836 T	15-09-2008
		AU 2004237945 A1	25-11-2004
		CA 2525525 A1	25-11-2004
		CN 1882280 A	20-12-2006
		DK 1624800 T3	26-01-2009
		EP 1624800 A2	15-02-2006
		ES 2314400 T3	16-03-2009
		HK 1096832 A1	07-01-2011
		IL 171734 A	31-05-2010
		JP 2006528897 A	28-12-2006
		NZ 543379 A	30-04-2008
		US 2009018428 A1	15-01-2009
		WO 2004100784 A2	25-11-2004
		ZA 200509341 B	31-01-2007
US 2012078119 A1	29-03-2012	US 2009281435 A1	12-11-2009
		US 2012078066 A1	29-03-2012
		US 2012078119 A1	29-03-2012
		US 2012078120 A1	29-03-2012
		US 2012078130 A1	29-03-2012

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (April 2005)

フロントページの続き

(81)指定国 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,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JP,KE,KG,KN,KP,KR,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,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US

(71)出願人 518075716
フットフォールズ・アンド・ハートビーツ・（ユーケイ）・リミテッド
ＦＯＯＴＦＡＬＬＳ ＡＮＤ ＨＥＡＲＴＢＥＡＴＳ （ＵＫ） ＬＩＭＩＴＥＤ
イギリス ノッティンガム エヌジー７ ２ティユー トライアンフ・ロード （無番地） ユニヴァーシティ・オブ・ノッティンガム・イノヴェーション・パーク インジェニュイティ・センター
ＩＮＧＥＮＵＩＴＹ ＣＥＮＴＲＥ， ＵＮＩＶＥＲＳＩＴＹ ＯＦ ＮＯＴＴＩＮＧＨＡＭ ＩＮＮＯＶＡＴＩＯＮ ＰＡＲＫ， ＴＲＩＵＭＰＨ ＲＯＡＤ， ＮＯＴＴＩＮＧＨＡＭ ＮＧ７ ２ＴＵ， ＵＮＩＴＥＤ ＫＩＮＧＤＯＭ
(71)出願人 511093498
ザ ユニバーシティ オブ ノッティンガム
イギリス国 ノッティンガムシャー エヌジー７ ２アールディー ノッティンガム ユニバーシティ パーク
(74)代理人 110001818
特許業務法人Ｒ＆Ｃ
(72)発明者 マクマスター，サイモン
イギリス リンカーンシャー エヌジー３３ ５ジェイディ グランサム コルスターワース スタムフォード・ロード １２
(72)発明者 ヘイズ‐ギル，バリー
イギリス ノッティンガムシャー エヌジー１２ ２ジェイジー ラドクリフ・オン・トレント クロップウェル・ロード ５２
(72)発明者 モーガン，スティーヴン
イギリス ノッティンガムシャー エヌジー８ ２エヌキュー ノッティンガム パークサイド １７
(72)発明者 コーポッシュ，セルギー
イギリス ノッティンガムシャー エヌジー８ １エルディ ノッティンガム キングズウッド・ロード ３５

Ｆターム(参考) 4C017 AA02 AA10 AA12 AA16 AC04 AC26 EE15
4C038 KK01 KL07 KM01 KY01