

(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2018-504157  
(P2018-504157A)

(43) 公表日 平成30年2月15日(2018.2.15)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 5/01 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/00 1 0 1 K	4 C 0 1 7
<b>A 6 1 B 5/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/00 1 0 2 C	4 C 0 3 8
<b>A 6 1 B 5/1455 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/14 3 2 2	4 C 1 1 7
<b>A 6 1 B 5/02 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/02 3 1 0 A	
<b>A 6 1 B 5/113 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/10 3 1 5	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 34 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2017-528939 (P2017-528939)  
 (86) (22) 出願日 平成27年11月25日 (2015.11.25)  
 (85) 翻訳文提出日 平成29年7月21日 (2017.7.21)  
 (86) 国際出願番号 PCT/GB2015/053598  
 (87) 国際公開番号 W02016/083807  
 (87) 国際公開日 平成28年6月2日 (2016.6.2)  
 (31) 優先権主張番号 1420945.6  
 (32) 優先日 平成26年11月25日 (2014.11.25)  
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

(71) 出願人 517184082  
 イノヴァ デザイン ソリューション エ  
 ルティーディー  
 INOVA DESIGN SOLUTI  
 ONS LTD  
 イギリス国 イーシー1エー 9ピーティ  
 ー ロンドン 1 イースト ポールトリ  
 ー アヴェニュー イノベーション ウ  
 ェアハウス 1階  
 Innovation Warehouse  
 1st Floor 1 East  
 Poultry Avenue Lond  
 on EC1A 9PT United  
 Kingdom

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 携帯型生理学的モニタ

(57) 【要約】

様々な状況においてユーザの中核温および他のバイタルサインを測定することが可能なウェアラブルデバイスが本明細書において説明される。ウェアラブルデバイスは、ウェアラブルデバイスが不注意で耳から外れることを防止するために、耳の外耳道内に保持されるように構成されている。耳挿入部の最内端に赤外線熱電対列を設けることによって、中核温の指標を与えるために使用されることになる鼓膜の可能な限り近くに赤外線熱電対列が設けられることが保証される。

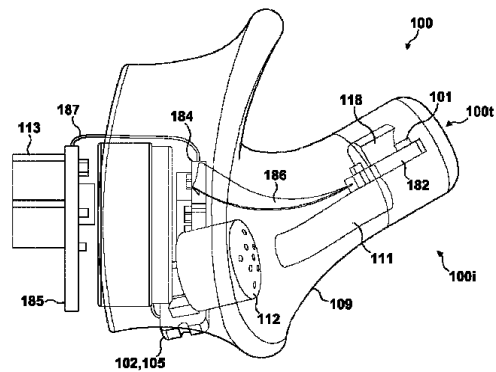


FIG. 10

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

鼓膜温度を測定するためのウェアラブルデバイスであって、  
耳挿入部であり、外耳道内に保持されるように構成されており、使用時に鼓膜温度を測定するように構成されている赤外線熱電対列を前記耳挿入部の最内端列に設けられている保持部を含む、耳挿入部と、  
鼓膜から前記赤外線熱電対列の検知面へと赤外線信号を反射するように構成されている反射器と  
を含む、ウェアラブルデバイス。

## 【請求項 2】

前記反射器は凹面反射器である、請求項 1 に記載のウェアラブルデバイス。

## 【請求項 3】

前記反射器はミラーである、請求項 1 または 2 に記載のウェアラブルデバイス。

## 【請求項 4】

前記赤外線熱電対列の前記検知面は、使用時に前記外耳道に実質的に平行に位置付けられるように構成されている、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載のウェアラブルデバイス。

## 【請求項 5】

前記保持部は、使用時に前記外耳道に沿って延伸し、前記外耳道を充填するように形成されており、前記耳挿入部は、前記赤外線熱電対列を支持するハウジングを含む赤外線熱電対列モジュールと、前記耳挿入部は、使用時に前記赤外線熱電対列から信号を出力するための、前記耳挿入部を通じて延伸する有線電気接続部と、前記耳挿入部内に少なくとも部分的に画定される音響通路によって与えられ、音声を前記耳挿入部の前記最内端に中継する導波路として構成されている音響伝導チャンネルとを含み、前記音響通路の出力は、使用時に、前記外耳道内で前記鼓膜に向かって開くように配置される、前記耳挿入部の最内端において提供される、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載のウェアラブルデバイス。

## 【請求項 6】

鼓膜温度を測定するためのウェアラブルデバイスであって、前記デバイスは耳挿入部を含み、前記耳挿入部は、

使用時に外耳道に沿って延伸し、外耳道を充填し、外耳道内に保持されるように形成されている保持部分と、

前記保持部分の最内端に配置されている赤外線熱電対列を支持するハウジングを含み、使用時に鼓膜温度を測定するように構成されている、熱電対列モジュールと、

使用時に前記赤外線熱電対列から信号を出力するための、前記耳挿入部を通じて延伸する有線電気接続部と、

前記耳挿入部内に少なくとも部分的に画定される音響通路によって与えられ、音声を前記耳挿入部の前記最内端に中継する導波路として構成されている音響伝導チャンネルとを含み、

前記音響通路の出力は、使用時に、外耳道内で鼓膜に向かって開くように配置される、耳挿入部の最内端において与えられる、ウェアラブルデバイス。

## 【請求項 7】

前記音響通路は少なくとも部分的に、前記有線電気接続部を包囲する、請求項 5 または 6 に記載のウェアラブルデバイス。

## 【請求項 8】

前記音響通路は完全に、前記有線電気接続部を包囲する、請求項 7 に記載のウェアラブルデバイス。

## 【請求項 9】

前記音響通路は部分的に、前記熱電対列モジュール内に画定される、請求項 5 から 8 のいずれか一項に記載のウェアラブルデバイス。

## 【請求項 10】

10

20

30

40

50

前記音響通路は、音響ドライバまたは周囲環境から音声を中継するための受動導波路として構成されている、請求項 5 から 9 のいずれか一項に記載のウェアラブルデバイス。

【請求項 1 1】

前記音響伝導チャンネルは、

音響ドライバを含み、前記音響ドライバは、音声を出力するように前記音響ドライバを駆動するように構成されており、前記音響伝導チャンネルに結合されている音響入力に電氣的に接続されている、請求項 5 から 10 のいずれか一項に記載のウェアラブルデバイス。

【請求項 1 2】

前記ウェアラブルデバイスは、前記耳の外部から音声を受信するように構成されているマイクロフォンをさらに含み、前記音響入力は、前記マイクロフォンから導出される信号によって与えられる、請求項 5 から 11 のいずれか一項に記載のウェアラブルデバイス。

10

【請求項 1 3】

前記耳挿入部の形状は、前記外耳道内に前記耳挿入部を保持するように予め構成されている、請求項 1 から 12 のいずれか一項に記載のウェアラブルデバイス。

【請求項 1 4】

前記耳挿入部の前記形状は、前記外耳道の形状を実質的に補完する、請求項 1 3 に記載のウェアラブルデバイス。

【請求項 1 5】

前記耳挿入部の形状は、前記外耳道内に前記耳挿入部を保持するように変形可能である、請求項 1 から 12 のいずれか一項に記載のウェアラブルデバイス。

20

【請求項 1 6】

前記耳挿入部の前記形状は、前記外耳道の形状を補完するように変形可能である、請求項 1 5 に記載のウェアラブルデバイス。

【請求項 1 7】

前記耳挿入部と前記外耳道との間の領域を空気が通過するのを実質的に防止するために、前記耳挿入部の境界を包囲する封止部材をさらに含む、請求項 1 から 16 のいずれか一項に記載のウェアラブルデバイス。

【請求項 1 8】

前記耳挿入部の形状は、少なくとも部分的に前記封止部材によって形成される、請求項 1 から 17 のいずれか一項に記載のウェアラブルデバイス。

30

【請求項 1 9】

前記ウェアラブルデバイスは、前記外耳道の外部に設けられるように構成されている外側部分をさらに含み、前記外側部分の少なくとも一部分は、前記耳の甲介領域に隣接するように配置される、請求項 1 から 18 のいずれか一項に記載のウェアラブルデバイス。

【請求項 2 0】

脈拍数、脈容量、呼吸数および酸素飽和度のうちの少なくとも 1 つを測定するように構成されているパルスオキシメトリセンサをさらに含む、請求項 1 から 19 のいずれか一項に記載のウェアラブルデバイス。

【請求項 2 1】

前記パルスオキシメトリセンサは、前記デバイスの前記外側部分内に設けられる、請求項 1 9 に従属するときの請求項 2 0 に記載のウェアラブルデバイス。

40

【請求項 2 2】

第 1 の電極および第 2 の電極を含む ECG センサをさらに含む、請求項 1 から 2 1 のいずれか一項に記載のウェアラブルデバイス。

【請求項 2 3】

第 1 の電極は、前記外側部分または前記耳挿入部のいずれかに設けられ、前記耳と接するように構成されている、請求項 1 9 に従属するときの請求項 2 2 に記載のウェアラブルデバイス。

【請求項 2 4】

前記第 2 の電極は、さらなるウェアラブルデバイスの外側部分または耳挿入部のいずれ

50

かに設けられ、前記耳の後ろ、下または正面に設けられるように構成されている、請求項 2 3 に記載のウェアラブルデバイス。

【請求項 2 5】

呼吸センサをさらに含む、請求項 1 から 2 4 のいずれか一項に記載のウェアラブルデバイス。

【請求項 2 6】

前記呼吸センサは、前記耳挿入部の前記最内端に設けられる、請求項 2 5 に記載のウェアラブルデバイス。

【請求項 2 7】

前記呼吸センサは、使用時に、顎骨を介して呼吸振動が測定されるように、前記耳の後ろまたは正面に設けられるように構成されている、請求項 2 5 に記載のウェアラブルデバイス。

10

【請求項 2 8】

前記デバイスの動きの指標を測定するように構成されている加速度センサに物理的に結合されている、請求項 1 から 2 7 のいずれか一項に記載のウェアラブルデバイス。

【請求項 2 9】

センサ信号をさらなるデバイスに送信するように構成されている送受信機をさらに含み、前記センサ信号は、前記赤外線熱電対列、前記パルスオキシメトリセンサ、前記 ECG センサ、前記呼吸センサおよび前記加速度センサのうち少なくとも 1 つの測定値に基づく、請求項 1 から 2 8 のいずれか一項に記載のウェアラブルデバイス。

20

【請求項 3 0】

パルスセンサ、心弾動図 (BCG) のための運動センサおよび ECG センサのうち 2 つ以上の組み合わせからの測定値を受け入れ、脈遷移時間 (PTT) の変化を計算し、脈遷移時間から脈波速度の測度および相対血圧の推定値を生成するように構成されている血圧推定モジュールをさらに含む、請求項 1 から 2 9 のいずれか一項に記載のウェアラブルデバイス。

【請求項 3 1】

前記ウェアラブルデバイスはイヤピースである、請求項 1 から 3 0 のいずれか一項に記載のウェアラブルデバイス。

【請求項 3 2】

前記ウェアラブルデバイスは個人用生理学的モニタリングデバイスである、請求項 1 から 3 1 のいずれか一項に記載のウェアラブルデバイス。

30

【請求項 3 3】

前記熱電対列は 2 mm × 2 mm 以下である、請求項 1 から 3 2 のいずれか一項に記載のウェアラブルデバイス。

【請求項 3 4】

図 1 ~ 図 4 または図 1 ~ 図 3 および図 5 または図 1 ~ 図 3 および図 6 または図 1 ~ 図 3 および図 7 または図 1 ~ 図 3 および図 8 または図 1 ~ 図 3 および図 9 または図 1 ~ 図 3 および図 1 0 ならびに図 1 1 または図 1 ~ 図 3 および図 1 2 を参照して実質的に前述されている、ウェアラブルデバイス。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生理学的モニタに関し、特に、歩行適用および非歩行適用の間に使用するためのウェアラブル携帯型マルチパラメータモニタに関する。

【背景技術】

【0002】

人は、過酷な環境において運動もしくは活動しているとき、または、身体的もしくは精神的に弱っているために自身の身体の生理学的変化に反応することができない場合に、熱、心臓および呼吸関連の疾病を患う場合がある。

50

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0003】

医療、スポーツ医学研究および職業福祉において、様々なモニタリング装置が、バイタルサインパラメータをモニタリングするために使用されているが、バイタルサインの正確なモニタリングのために、これらのモニタは一般的に、非歩行使用に限定され、そのため、それら自体を、歩行使用中のバイタルサインの連続的なモニタリングが望ましい、幅広い可能性のある適用に役立つものにしていない。

## 【0004】

スポーツ

10

## 【0005】

スポーツにおいて、より詳細には職業スポーツおよび運動競技においては、国際競技会が、生理学的、生化学的、生体力学および心理学的などの身体の様々な制御システムに対する最終的な課題である。職業運動選手およびエリート運動選手は、毎ミリ秒が重要なパフォーマンスを改善しようと常に努力している。スポーツ医学において、生理学者は、生理的状态を評価し、通知戦略に役立てるため、また、研究活動の一環として、中核温、心拍数、水分補給状態、 $VO_2 \text{ max}$  (最大酸素摂取量) および乳酸閾値のような身体パラメータを測定することができる。これらのパラメータは、研究室において測定することができるが、このレベルのモニタリングは、制御される状況とは異なり、環境条件、地勢および心理的駆動要因が常に変化している競技場の競争環境においては可能ではない。この制限は、採決もしくは体内に入るプローブのような使用される侵襲的技法、および/または、診断機械、ロガーもしくはコンピュータに接続されているワイヤを有する装置の非実用性、ならびに、何らかの装置のサイズおよび重量に起因する。

20

## 【0006】

消費者スポーツ市場において、心拍数モニタは1980年代以来普及しており、スポーツユーザの間で、彼らが自身のフィットネス・レベルを改善しようと努力するときに広く利用されている。近年、速度、距離、カロリー燃焼率、歩数および歩調のような活動のみをモニタリングする、フィットビット (Fitbit) およびジョウボーン (Jawbone) リストバンドのようなフィットネス・モニタ装身具市場が急速に拡大している。スマートウォッチによって活動および心拍数のモニタリングが集約されてもいる。従来、心拍数は、心臓の電気パルスを検出する胸郭バンドを使用して測定されているが、接点が皮膚に十分に接しないという信頼性の問題があり得る。スマートウォッチは心臓血管系の末梢にある、手首領域からパルスを検出するためにタイトなストラップが必要とされるパルスオキシメトリ技法を使用する。これらのデバイスは一定程度成功裏に心拍数を測定するが、今日、大量市場商品を使用して他のバイタルサインパラメータをモニタリングすることはできない。

30

## 【0007】

医療

## 【0008】

救命救急診療において、バイタルサインパラメータ検知を可能にするために複数のデバイスが使用されており、それらのうちのいくつかは非常に侵襲的である。一般的に測定されるバイタルサインパラメータは、中核温、心拍数、血圧、酸素飽和度、および呼吸数である。遠隔医療サービス (長期的な慢性症状を患っている人が自身の家庭で独立して生活するのを助けることを目標とする) の出現によって、健康管理における新たな要件によって、早期介入を可能にし、悪化および入院/再入院を防止するための遠隔患者モニタリングの必要性が強調されている。たとえば、英国だけでも毎年、約159,000人が心臓血管疾患で亡くなっており (出典: British Heart Foundation, 2011)、30,000人が低体温症で亡くなっており (出典: BBC News, 2013)、25,000人が慢性閉塞性肺疾患 (COPD) で亡くなっている (出典: NHS Choices, 2013)。

40

50

## 【 0 0 0 9 】

生理学的機序および認知機能の衰え、運動の不足、併存疾患の罹患率、および、生理学的副作用のある薬物の広範な使用に起因する、高齢者の間で一般的な問題による危険性が度合いを増している。

## 【 0 0 1 0 】

特に、精神疾患は高齢者にとって一般的であるため、精神疾患を患う人での危険性がさらに度合いを増している。精神疾患患者は、介護において検出および適切な管理ができないことに起因してさらなる危険に晒されており、たとえば、認知症を患う高齢者における経口補水を改善するための特定の介入については、研究および理解が十分でないままである。脆弱な高齢者を必要なときに容易かつ簡便に評価し、即座に適切な介護を与えることができれば、健康転帰を改善し、医療制度をめぐる費用を低減する大きな機会が得られる。

10

## 【 0 0 1 1 】

新生児、幼児および4歳までの子どもは、高い温度の影響に特に敏感であり、自身の環境を調整し、十分な液体を与えるために他者に依拠する。それらの子どもは、成人と比較して、温度調節系があまり効率的でなく、より多くの熱を生じ（表面積対体重比がより大きい）、運動中および暑いときに十分な流体を飲む可能性がより低く、体温が3～5倍速く上昇し、あまり汗をかかず、新陳代謝率がより高く、自身をケアし、自身の環境を制御することができないため、熱中症の危険がある。子どもが熱中症を発症する他の危険要因は、運動の不足、太りすぎすなわち肥満、発育遅延または認知障害であり、基礎疾患（糖尿病）を患う者は、より危険性が高い。

20

## 【 0 0 1 2 】

幼児はまた、流体および溶質の代謝回転が成人の3倍多くなり得るため、成人よりも脱水状態になる可能性が高い。脱水症は、子どもの間で疾病率および死亡率を上げている主要な世界的要因のうちの一つである。世界中で、毎年5歳よりも若い推定8,000人の子どもが、胃腸炎および脱水症のために亡くなっている。胃腸炎だけでも、全小児科入院の約10%になる。

## 【 0 0 1 3 】

軍人、消防士および第一応答者

## 【 0 0 1 4 】

軍人および消防隊で働く人ならびに他の第一応答者は、化学物質、ガス、炎、小型武器およびさらには簡易爆発物（IED）のような危険な脅威から自身を保護するために、個人用保護具（PPE）を装着しなければならない。PPEは、とりわけ、様々な防護服、消防士出動服、防弾チョッキおよび対爆スーツを含み得る。その設計に応じて、PPEは、装着者を包んで脅威から保護し、熱抵抗の増大および発汗メカニズムの無効化に起因して微気候を生成する。これは、作業量の増大、高い周囲温度および湿度レベル、および、太陽への直接暴露によって度合いを増す。正味の効果は、1つまたは複数の環境的脅威からの保護が、熱の脅威および心臓血管への意図しないストレスをもたらしているということである。

30

## 【 0 0 1 5 】

このストレスが身体運動、高温環境またはPPEの装着によって引き起こされる場合、これは、頻繁に休憩をとること、水分を常に補給すること、ならびに、体温および心拍数を慎重にモニタリングすることによって防止または軽減することができる。しかしながら、長時間の間、高温環境に暴露するかまたはPPEを装着する必要がある状況においては、健康および安全のために、個人用冷却システムが必要とされる。たとえば、戦闘車両で移動している兵士は、華氏150度を超える微気候温度に直面し、車両によって給電される冷却システムを必要とする可能性がある。

40

## 【 0 0 1 6 】

毎年、訓練および作戦派遣中に軍務員が亡くなっている。2013年7月、ブレコン・ピーコンズにおける訓練中に3人の英国SAS隊員が亡くなったことは広く報道されたが、

50

これはこのことを想起させるものであった。隊員らは熱中症で亡くなった。事実、毎年約1,900人の米国兵士(出典:Heat illness: Prevention is best defence, www.army.mil, 2010)および300人の英国兵士(出典:Ministry of Defence, 2013)が熱中症の医療処置を受けている。心臓血管疾患もあり、アフガニスタンおよびイラクにおいて亡くなった12人の米国兵士のうちの1人が心臓疾患を患っており、そのうち4分の1は重症例であった(出典:Daily News, 2012)

【0017】

消防において、消防士がPPEを装着しながら、極度の環境熱に暴露されているという事実によって危険性が度合いを増しており、必然的な脱水症および温度上昇が、身体の温度調節系および心臓血管系に重大、有害かつ致命的な影響を与える可能性がある。

10

【0018】

したがって、様々なバイタルサインのうちの1つまたは複数測定することは、様々な状況において有用性があることは明らかである。様々な状況においてこれらのバイタルサインをモニタリングするための現在利用可能な技法のうちのいくつかをここで説明する。

【0019】

中核温のモニタリング

【0020】

検温の目的は、重要器官の温度である中核温を測定することであり、したがって、それらの器官の温度を最も近く反映する身体部分を識別することが重要である。中核温は、直腸、腸、食道、耳、血流、組織および皮膚(脇の下を含む)において測定することができる。

20

【0021】

従来、重症ケアの分野において、温度は、水銀体温計を使用して経口で測定されている。この方法は、医療において有効であると考えられているが、喫食、喫飲および呼吸を含む多くの外部および環境変数によって影響を受ける。加えて、ガラス破碎および水銀中毒の可能性のような、健康および安全上の危険性に関して関心が高まっている。水銀体温計は、交差感染の発現および下痢の発生に関連している。ガラス破碎および水銀中毒の危険性に起因して、これを運動中に使用するのには適切でない

【0022】

直腸体温計は、侵襲的で、不快であり、運動および時として労作を制限し、真の中核温からの遅延を経験することが多く、交差汚染の危険性があり、摂取される流体および食品の温度によって影響を受け、現在は研究室における使用に制限されている。食道熱電対は、サーミスタを挿入するのが困難であり、鼻孔に対する刺激があり、通常モニタリング中に被検者に不快感があるため、一般的でない。肺動脈カテーテルは極めて侵襲的であり、運動中に使用するには適していない。

30

【0023】

腸ラジオピルは、摂取されると腹部の温度を測定し、消化管を通過していくときに身体外部に装着されているデータレコーダに中核温を無線送信する。ピルは使い捨てであるため、これらは非常に費用がかかる。直腸体温計と同様に、それらは摂取される流体および食品の温度によって影響を受け、真の中核温からの遅延を経験する(脳の視床下部の最も近くで見出され得る)。

40

【0024】

皮膚熱電対は中核からかなり離れており、そのため、中核温測定には適していない。電子体温計は、脇の下からまたは経口で読み値をとり、アルゴリズムを使用して温度を計算するが、これらは常に臨床的に正確であると考えられるとは限らない。

【0025】

鼓膜体温計は、鼓膜の赤外線温度を測定する。鼓膜は脳内の体温調節中枢、すなわち視床下部と血液供給を共有するため、耳式体温計は、中核温を正確に反映する。それゆえ、中核温の変化は、他の部位よりも耳においてより速くかつより正確に反映される。鼓膜体

50

温計は、非常に安全に使用することができ、医学的に正確であると考えられるため、特に家庭医療環境、および、幼児に対する使用において、中核温を測定するための方法としてますます取り入れられるようになってきた。現在、市販されている耳式体温計は、単一の測定値を記録するためにのみ設計されており、装着可能ではない。一般的に、耳式体温計は、医師によって外耳道の開口部で定位置に保持され、外耳道の入口へと一時的に挿入される突起（ホーン）を使用して位置合わせされる熱電対列を含む。結果として、再現性は信頼性を欠くものになり得、時間がかかり、活動に混乱を生じ、交差汚染をもたらす得る。これらのデバイスのすべての一般的な制約は、それらが通常、追加の装置に依存することが多く、効率的にまたは完全に使用するために深い知識を必要とし、複雑すぎて活動を実行しながら操作することができず、常に連続的なモニタリングをもたらさず、ほとんど非歩行のものであるため、操作するために2人以上の人員を必要とすることである。

10

#### 【0026】

国際公開第2005084531号パンフレットは、鼓膜を介して被検者の中核温を測定するための温度センサを有するイヤピースを備える水分補給モニタを開示している。イヤピースは、使用時には甲介内に設置され、温度センサを外耳道内で外耳道の開放端に位置付ける。イヤピースは使用時には主に、クリップによって耳介の上で定位置に保持される。

#### 【0027】

脈拍数、脈圧および酸素飽和度のモニタリング

#### 【0028】

上半身の脈拍は、こめかみ、頸部、耳または胸部において測定することができる。脈拍を測定する2つの一般的な方法が、心電図（ECG）およびパルスオキシメトリによるものである。

20

#### 【0029】

パルスオキシメトリは、光吸収または光電式容積脈波記録（PPG）を通じて測定することができる。光吸収を通じたパルスオキシメトリは、赤色光および近赤外光が耳または指のような相対的に薄い組織層を通じて透過されることを含み、透過または反射される赤色光対赤外光の比が、血液中のヘモグロビンおよび酸素ヘモグロビンの相対量の測定である。これらの量の吸収効果は異なるため、脈拍が検出される。酸素飽和度を判定するためにパルスオキシメトリセンサを使用することもできる。

30

#### 【0030】

市販のほとんどのパルスオキシメータは、拍動ごとの血液量の変化に起因して振動するPPGを取り上げ、それによって、脈拍を検出する。PPG技術の基本形態は、パルスオキシメトリよりも単純であり、少ない構成要素および駆動回路のあまり複雑でない制御が必要としない。PPGデータを収集するために耳において透過PPGを使用することができ、または、まつげの上の前額部またはこめかみにおいて反射PPGセンサを使用することができる。活動中または非活動中にPPGセンサによって脈拍を測定するための可能な部位は、手首、指、手、耳、肩、またはこめかみである。

#### 【0031】

脈拍は、ECGのような他の方法から判定することもできる。ECGは、身体にわたって離間された電極を使用して、心臓の電氣的活動を検出する。スポーツ用途向けに開発されている心拍数モニタ送信機は、2つの電極を使用して、毎心拍の間に皮膚上の電圧差を検出し、この信号を腕時計受信機に連続的に無線送信する。これらのデバイスは心拍数または脈拍数をモニタリングするために一般的に使用されているが、現在、温度のような熱中症の可能性の他の指標をモニタリングするために利用可能なデバイスはなく、熱中症の発症を判定する方法もない。

40

#### 【0032】

呼吸数のモニタリング

#### 【0033】

呼吸数は、目に見えないバイタルサインと考えられる。通常の呼吸数からの逸脱は、有

50

害な結果の予測因子としてよく知られており、処置の応答を示す。これは、ぜんそく、胸部への外傷または衝撃、腎不全および敗血症を含む代謝性アシドーシス、ならびに、頭部損傷、神経疾患および神経筋疾患を含む中枢性呼吸駆動障害のような、呼吸状態を含む様々な状態をモニタリングまたは検出するために使用することができる。

【0034】

呼吸数は、他のバイタルサインと同程度まで自動化されていないため、病院においてうまく記録されない。呼吸数を判定する現在の方法は、マスクに接続されているパイプ内で自由に動く要素が各呼吸を表し、毎分の呼吸の測度に達するまで看護職員によって60秒の期間にわたってカウントされるシュノーケルマスク、軽量デバイスに重量を加えるマスク上のセンサ、信号が一般的に背景雑音を被る胴体上のセンサ、および、費用がかかるベッド上のセンサである。

10

【課題を解決するための手段】

【0035】

本発明の一態様によれば、鼓膜温度を測定するためのウェアラブルデバイスが提供される。デバイスは耳挿入部を備える。耳挿入部は、外耳道内に保持されるように構成されており、使用時に鼓膜温度を測定するように構成されている赤外線熱電対列を耳挿入部の最内端に設けられている保持部と、鼓膜から赤外線熱電対列の検知面へと赤外線信号を反射するように構成されている反射器とを備える。

【0036】

したがって、赤外線熱電対列の視野を鼓膜へと合焦することができる。

20

【0037】

反射器は、凹面反射器であってもよい。反射器は、ミラーであってもよい。

【0038】

赤外線熱電対列の検知面は、使用時に外耳道に実質的に平行に位置付けられるように構成することができる。赤外線熱電対列の検知面は、使用時に鼓膜に実質的に垂直に位置付けられるように構成することができる。

【0039】

保持部は、バルク材から形成することができ、使用時に外耳道に沿って延伸し、外耳道を充填するように構成することができる。耳挿入部は、赤外線熱電対列を支持するハウジングを備える赤外線熱電対列モジュールをさらに備えることができる。耳挿入部は、使用時に赤外線熱電対列から信号を出力するための、耳挿入部を通じて延伸する有線電気接続部と、耳挿入部内に少なくとも部分的に画定される音響通路によって与えられ、音声を耳挿入部の最内端に中継する導波路として構成されている音響伝導チャンネルとをさらに備えることができる。音響通路の出力は、使用時に、外耳道内で鼓膜に向かって開くように配置される、耳挿入部の最内端において提供することができる。

30

【0040】

これはそれ自体新規であると考えられ、そのため、本発明の別の態様によれば、鼓膜温度を測定するためのウェアラブルデバイスが提供される。デバイスは耳挿入部を備える。耳挿入部は、使用時に外耳道に沿って延伸し、外耳道を実質的に充填し、外耳道内に保持されるように形成されている保持部と、保持部の最内端に配置され、使用時に鼓膜温度を測定するように構成されている赤外線熱電対列を支持するハウジングを備える熱電対列モジュールと、使用時に赤外線熱電対列から信号を出力するための、耳挿入部を通じて延伸する有線電気接続部と、耳挿入部内に少なくとも部分的に画定される音響通路によって与えられ、音声を耳挿入部の最内端に中継する導波路として構成されている音響伝導チャンネルとを備える。音響通路の出力は、使用時に、外耳道内で鼓膜に向かって開くように配置される、耳挿入部の最内端において与えられる。

40

【0041】

したがって、そこから鼓膜の全体または相当部分に対する直接の見通し線を得ることが可能である、骨の第2の湾曲部にまたはその付近に位置付けられる熱電対列から中核温を正確に測定することが可能なウェアラブルデバイスが提供される。ウェアラブルデバイス

50

はまた、耳挿入部を通じて鼓膜に音声を与えることも可能であり、ユーザに対するウェアラブルデバイスの快適性を増大させる。

【0042】

音響通路は、有線電気接続部を少なくとも部分的に包囲してもよい。音響通路は、有線電気接続部を完全に包囲してもよい。

【0043】

保持部は、熱電対列モジュールを外耳道内で実質的に中心に置くように構成することができる。保持部は、熱電対列モジュールを鼓膜に向かって実質的に誘導するように構成することができる。

【0044】

音響通路は、保持部内で実質的に同心円状に画定することができる。

【0045】

有線電気接続部は、可撓性PCBであってもよい。有線電気接続部は、アンピリカルケーブルであってもよい。

【0046】

音響通路は、部分的に熱電対列モジュール内に画定することができる。したがって、音響通路の出力を、熱電対列モジュールのハウジング内で与えることができる。

【0047】

音響通路は、音響ドライバまたは周囲環境から音声を中継するための受動導波路として構成することができる。

【0048】

音響伝導チャンネルは、音響ドライバを備えることができ、音響ドライバは、音声を出力するように音響ドライバを駆動するように構成されており、音響伝導チャンネルに結合されている音響入力に電氣的に接続されている。

【0049】

ウェアラブルデバイスは、耳の外部から音声を受信するように構成されているマイクロフォンをさらに備えることができる。音響入力は、マイクロフォンから導出される信号によって与えることができる。

【0050】

本開示は、鼓膜温度を測定するためのウェアラブルデバイスを提供する。デバイスは、外耳道内に保持される構成され、耳挿入部の最内端には、赤外線熱電対列が設けられる耳挿入部を備える。

【0051】

したがって、様々な状況においてユーザの中核温を測定することが可能なウェアラブルデバイスが提供される。ウェアラブルデバイスは、ウェアラブルデバイスが不注意で耳から外れることを防止するために、耳の外耳道内に保持されるように構成されている。耳挿入部の最内端に赤外線熱電対列を設けることによって、中核温の指標を与えるために使用されることになる鼓膜の可能な限り近くに赤外線熱電対列が設けられることが保証される。この構成は、熱電対センサが任意の耳挿入部の最内端から離れて位置付けられているモデルと比較して、より多くの赤外線放射が赤外線熱電対列に入射することを保証する。

【0052】

耳挿入部の形状は、外耳道内に耳挿入部を保持するように予め構成することができる。したがって、耳挿入部は、予めスキャンされている外耳道形状に一致するように製造することができる。ユーザに対して個々に成形することができる。耳挿入部の形状は、外耳道の形状を実質的に補完することができる。

【0053】

耳挿入部の形状は、外耳道内に耳挿入部を保持するように変形可能とすることができる。したがって、耳挿入部は、耳内に挿入されると変形するように構成されている変形可能材料から形成することができる。変形可能材料は、予め構成された形状によって達成されるフィットとほぼ同程度に良好な、それと同程度に良好な、またはそれよりも良好なフィッ

10

20

30

40

50

トをもたらすことができる。耳挿入部の形状は、外耳道の形状を補完するように変形可能とすることができる。

【0054】

耳挿入部および赤外線熱電対列は各々、赤外線熱電対列が使用時に、鼓膜から赤外線信号を受信するように構成することができる。

【0055】

耳挿入部は、鼓膜から赤外線熱電対列の検知面へと赤外線信号を反射するように構成されている反射器を備えることができる。したがって、赤外線熱電対列は、赤外線信号が放出されている目標領域に直に面して位置付けられる必要はない。

【0056】

反射器は、凹面反射器であってもよい。したがって、赤外線熱電対列の活性面は、赤外線信号が放出されている目標領域ほどに大きい必要はない。代替的に、凹面反射器は、相対的に感度の低い赤外線熱電対列であっても、内耳内で放出される赤外線放射を検出するために使用することができるように、赤外線信号を集束させるために使用されてもよい。反射器は、ミラーであってもよい。

【0057】

赤外線熱電対列の検知面は、外耳道に実質的に平行に位置付けられるように構成することができる。したがって、赤外線熱電対列は、耳挿入部の最内端付近に位置付けられる唯一のセンサである必要はない。代替的に、赤外線熱電対列が搭載され得るPCBは、ウェアラブルデバイスの製造複雑度を増大させ、そのためウェアラブルデバイスの費用を増大させることがある、いかなる可撓性接続部を有する必要もない。

【0058】

耳挿入部は、デバイスの外部と耳挿入部の最内端との間に、音声デバイス外部から耳挿入部を通じて耳の中へと通過することを可能にするように構成されている音響伝導チャンネルを備えることができる。したがって、デバイスの外部からの音声は依然として、ウェアラブルデバイスが挿入されている同じ耳によって聞くことができる。耳挿入部の周りにシールが設けられている場合であっても、音声は依然として伝播することができる。

【0059】

音響伝導チャンネルは、受動導波路であってもよい。音響伝導チャンネルは、空気および水分が通過することを可能にすることができる。これによって、周囲の熱および水分がデバイスから移動することが可能となる。これは、ユーザが運動のような非常に活発な活動を行っている場合に特に有益である。

【0060】

音響伝導チャンネルは、音響入力に電氣的に接続され、音声を出力するように音響ドライバを駆動するように構成される音響ドライバを備えることができる。

【0061】

音響入力は、耳の外部から音声を受信するように構成されているマイクロフォンによって与えることができる。したがって、音響伝導チャンネルは、いくつかの実施形態において、まったく物理チャンネルではなく、電気通信チャンネルである。

【0062】

耳挿入部と外耳道との間の領域を空気が通過するのを実質的に防止するために、耳挿入部の境界を封止部材が包囲することができる。

【0063】

耳挿入部の形状は、少なくとも部分的に封止部材によって形成することができる。

【0064】

ウェアラブルデバイスは、外耳道の外部に設けられるように構成されている外側部分をさらに備えることができ、外側部分の少なくとも一部分は、耳の甲介領域に隣接するように配置される。したがって、ウェアラブルデバイスは、単に耳挿入部に留まらない構成を含むことができる。ウェアラブルデバイスのいくらかの部分は、外耳道内の外部に突出することができる。外側部分の一部を甲介に隣接して位置付けることによって、耳の甲介領

10

20

30

40

50

域から検出可能である、身体のパラメータを検出するためのさらなるセンサを、ウェアラブルデバイス上に設けることができる。

【0065】

ウェアラブルデバイスは、脈拍数、脈容量、および酸素飽和度のうちの少なくとも1つを測定するように構成されているパルスオキシメトリセンサをさらに備えることができる。

【0066】

パルスオキシメトリセンサは、デバイスの外側部分内に設けることができる。したがって、パルスオキシメトリセンサは、外耳道の外部の耳の一部において、血管の特性を測定するように構成することができる。

10

【0067】

ウェアラブルデバイスは、第1の電極および第2の電極を備えるECGセンサをさらに備えることができる。したがって、少なくとも1リードECGモニタを提供することができる。

【0068】

第1の電極は、外側部分または耳挿入部のいずれかに設けることができ、耳と接するように配置することができる。第2の電極は、さらなるウェアラブルデバイスの外側部分または耳挿入部のいずれかに設けることができ、あるいは耳の後ろ、下または正面に設けられるように構成することができる。したがって、ECGセンサの電極は、一方または両方の耳に対して様々な位置に位置付けることができる。

20

【0069】

ウェアラブルデバイスは、呼吸センサをさらに備えることができる。呼吸センサは、耳挿入部の最内端に設けることができる。呼吸センサは、顎骨を介して呼吸振動を測定することができるように、耳の後ろまたは正面に設けられるように構成することができる。呼吸センサは、甲介に対向して位置付けることができる。

【0070】

ウェアラブルデバイスは、デバイスの動きの指標を測定するように構成されている加速度センサに物理的に結合することができる。

【0071】

いくつかの実施形態において、ウェアラブルデバイスは、加速度センサとパルスオキシメトリセンサの両方を備えることができる。したがって、ウェアラブルデバイスは、血圧および呼吸数を測定するように構成することができる。

30

【0072】

ウェアラブルデバイスは、センサ信号をさらなるデバイスに送信するように構成されている送受信機をさらに備えることができ、センサ信号は、赤外線熱電対列、パルスオキシメトリセンサ、ECGセンサ、呼吸センサおよび加速度センサのうちの少なくとも1つの測定値に基づく。したがって、デバイスは、さらなるデバイスによって分析可能なデータを出力するように構成される。

【0073】

ウェアラブルデバイスは、イヤピースの形態であってもよい。ウェアラブルデバイスは、個人用生理学的モニタリングデバイスまたは生理学的モニタの形態であってもよい。

40

【0074】

本発明の好ましい実施形態において、生理学的モニタは、被検者の脈拍数、脈容量、酸素飽和度および呼吸数のうちのいずれか1つまたは組み合わせを連続的に測定するためのパルスセンサをも備えるように構成されており、プロセッサは、パルスセンサからの測定値を受け入れ、測定されている脈拍数、脈圧、脈容量、酸素飽和度および呼吸数の変化を計算するように構成されている。

【0075】

本発明の好ましい実施形態において、生理学的モニタは、被検者の心電図（ECG）を連続的に測定するための心電（ECG）センサをさらに備えるように構成することができ

50

、プロセッサは、ECGセンサから測定値を受け入れ、測定されているECGの変化を計算するように構成されている。

【0076】

本発明の好ましい実施形態において、生理学的モニタは、被検者の呼吸数を連続的に測定するための専用呼吸センサをさらに備えるように構成することができ、プロセッサは、呼吸センサから測定値を受け入れ、測定されている呼吸数、ならびに、または、その代わりに、パルスセンサによって決定することもできる呼吸数の変化を計算するように構成することができる。

【0077】

本発明の好ましい実施形態において、生理学的モニタは、被検者の動きおよび向きを連続的に測定するための運動センサをさらに備えるように構成することができ、プロセッサは、運動センサから測定値を受け入れ、測定されている動きおよび向きの変化を計算するように構成されている。

10

【0078】

本発明の好ましい実施形態において、生理学的モニタは、心弾動図(BCG)を測定するように構成することができ、プロセッサは、運動センサから測定値を受け入れ、心拍数の変化を示すBCGの変化を計算するように構成されている。

【0079】

本発明の好ましい実施形態において、生理学的モニタは、脈遷移時間(PTT)を測定するように構成することができ、プロセッサは、パルスセンサ、運動センサ(BCG)およびECGセンサのうち2つ以上の組み合わせから測定値を受け入れ、PTTの変化を計算するように構成されている。脈遷移時間は、脈波速度の測度であり、脈波速度は、相対血圧の推定値である。拡張期および収縮期のPTT測定値を較正し、絶対血圧の推定値を与えるために、PTT測定値に加えて、血圧カフを使用することができる。

20

【0080】

本発明の好ましい実施形態において、生理学的モニタは、水分補給状態を測定するように構成することができ、プロセッサは、温度センサから測定値を受け入れ、測定されている温度の変化を計算して、(英国特許第2411719号に従って)水分補給状態の変化を判定するように構成されている。

【0081】

本発明の好ましい実施形態において、生理学的モニタは、被検者の鎮静状態および/または麻酔レベルを測定するように構成することができ、プロセッサは、温度センサ、パルスセンサ、呼吸センサおよび運動センサのうちいずれか1つまたは組み合わせから測定値を受け入れ、鎮静状態および/または麻酔レベルの変化を計算するように構成されている。

30

【0082】

本発明の好ましい実施形態において、携帯型生理学的モニタは、非侵襲的に中核温、脈拍数、脈圧(PTT)、脈容量、酸素飽和度、ECG、呼吸数、水分補給状態、鎮静状態レベル、麻酔レベル、ならびに動き(BCGを含む)および向きのうちいずれか1つまたは組み合わせを連続的に測定するように構成されている。これらの生理学的パラメータのすべてはリアルタイムでモニタリングされ、測定値は、ディスプレイおよび/または音響フィードバックを介して被検者、臨床医または介助人員に出力される。このように、被検者、臨床医または他の人員は、自身の/被検者の生理学的パラメータの現在のおよび変化している状態を見る、および/または、聞くことができる。医療状況においてこれらのパラメータの相対変化をモニタリングまたは検出することを通じて、被検者/臨床医/介助人員は、健康状態、悪い健康状態の始まり、および、処置に対する反応を判定することができる。歩行防護およびスポーツ適用において、相対変化は、フィットネス状態、運動能力変化、疲労、疾患の始まりを判定することができ、疾患からの回復、および、新たな環境に置かれたときの順応状態をモニタリングするのを助けることができる。

40

【0083】

50

本発明は、医療、職業福祉およびスポーツの分野において特に有用である。すべての前述した生理学的パラメータおよびバイタルサインパラメータを1つの簡便、軽量、無線かつ非侵襲的なマルチパラメータデバイスに組み込むことには、これらのパラメータのほぼすべてが現在別個のデバイスによって測定されており、それらのデバイスのいくつかは侵襲的であり、それらのデバイスのほとんどは電気ケーブルによってつながれているという、従来技術にまさる利点がある。

【0084】

入院患者医療に対する利点としては、本発明がすべてのバイタルサインのモニタリングを1つの小型非侵襲性無線デバイス内で可能にするように設計されているために、患者の快適さおよび動きやすさが向上すること、従来技術、特に、希なケースでは致命的な穿孔を引き起こす場合がある食道プローブとは対照的に、非侵襲的技法によって与えられる安全性が向上すること、患者のケア、転帰がより良好であり、連続的な自動モニタリングに起因してより早期に介入できる結果として、通院回数および病院内で過ごす時間が低減すること、従来技術によって個々の周期的な測定を実行するのは対照的に、本発明を患者に対する連続的な自動モニタリングに1度適合させるだけでよい結果として、臨床医および看護職員の時間、したがって費用および感染の交差汚染が大幅に低減すること、ならびに、1人の患者のすべてのバイタルサインを測定するために、従来技術の複数の単一パラメータ装置を取得または交換する必要がないことによって、費用がさらに低減することが含まれる。遠隔医療状況において、回復期にあるまたは慢性疾患の患者も、必要なときに適時の介入を保証するために、家庭でまたは介護施設内での遠隔モニタリングを通じてケアの改善を受けることになる。これによって、急病罹患率および再入院ならびに国民保険制度に対するそれらに関連する費用およびリソース負担が低減し、より多くの人が家庭で独立した生活を送ることが可能になる。

10

20

【0085】

本発明の利点のさらなる例は、敗血症または脳卒中のような、複数のバイタルサインパラメータが影響する症状を伴う状態のより適時の精度が向上した診断を可能にすることである。敗血症には、高い体温、速い心拍および速い呼吸を含む、急速に発現する可能性がある症状がある。脳卒中は、脳への血液供給の障害を伴う。心拍数、ECG、血圧および酸素飽和度の変化を同時に検出することによって、脳卒中の始まりを早期に判定し、長期にわたる結果を防止する機会を増大させることになる。

30

【0086】

消防隊および軍事のような職業において、すべてのバイタルサインパラメータを同時にモニタリングし、リアルタイムのフィードバックを提供し、介入を可能にすることによって、本発明は、特に過酷な環境で活動している間に、体温調節障害、心不全および呼吸不全からの疾患および死亡を防止する。そのような脱水症は、体温調節系と心臓血管系の両方に影響を与えるため、本発明は、深刻な脱水症を患う人をより迅速に診断することを可能にし、これによって、熱中症および致命的結果になる可能性が劇的に低減する。本発明はまた、人員の活動プロファイルに関する有用な情報をも提供し、訓練中、フィットネスおよび能力を向上させ、またその向上をモニタリングするために使用することができる。

40

【0087】

スポーツにおいて、本発明は、職業労働者と同じ状態をはるかにより多数の被検者において防止するのに必須になるが、フィットネス、能力およびウェルネスを向上させるための訓練補助具としてより大きい役割を果たすものと予測される。

【0088】

好ましい実施形態において、携帯型生理学的モニタは、鼓膜および/または側頭動脈を介して中核温を想定するための熱電対列センサと、耳を介して脈拍数、脈容量、酸素飽和度および呼吸を測定するためのパルスオキシメトリセンサと、ECGを測定するための少なくとも2つの電極センサと、骨伝導振動および/または呼吸を介して呼吸数を測定するためのマイクロフォンと、動き、向きおよびBCGを測定するための加速度計と、PTTの変化を計算するためのパルスセンサ、運動センサ(BCG)およびECGセンサのうち

50

の2つ以上の組み合わせと、被検者および/または他の人に、自身の/現在のおよび変化している生理学的パラメータを通知し、被検者および/または他の人に疾患の始まりまたは疾患のより深刻な状態における介入を喚起するためのリアルタイムのフィードバックを提供する、腕時計、スマートフォンまたは他の視覚および/もしくは聴覚指示モジュールとのいずれか1つまたは組み合わせを含むイヤピースまたはヘッドセットを含む。同じタイプの複数のセンサが含まれる場合、プロセッサは、複数の信号を平均するか、または、個々の信号からのデータを被検者に供給するように構成することができる。

【0089】

さらなる実施形態において、本発明のシステムは、腕時計またはスマートフォンがパルスオキシメトリセンサを含み、すべての他のセンサはイヤピース内に含まれるように構成することができる。

10

【0090】

熱電対列センサは、入射する赤外線放射を鼓膜から検出し、被検者の中核温と等価な電圧出力を提供する。これはその後、アルゴリズムへと供給され、結果が指示モジュールを介して出力される。好ましくは、結果は、必要に応じて熱中症の任意の警告を含む被検者の中核温である。

【0091】

好ましい実施形態において、熱電対列センサの電圧出力は、英国特許第2411719号による追加のアルゴリズムに供給され、結果が、指示モジュールを介して出力される。好ましくは、結果は、脱水症の任意の警告を含む被検者の水分補給状態である。

20

【0092】

好ましい実施形態において、携帯型生理学的モニタは、電源始動を受けて直ちに、かつ、第1の測定の前に、熱電対列センサの温度を耳道のおおよその温度に迅速に釣り合わせ、デバイスが耳道に挿入されるときに熱電対列信号を安定化させるための電気ヒータ要素を含む。

【0093】

パルスオキシメトリセンサは、組織を通じた複数の異なる波長の光の透過率を通じて被検者の脈の酸素飽和度をモニタリングする。光検出器が、各波長の吸収および存在する酸素飽和度に依存する光の複数の異なる波長の対応する比を受信し、等価な電圧出力を提供する。これはその後、アルゴリズムへと供給され、結果が指示モジュールを介して出力される。好ましくは、結果は、心拍変動/不整脈の検出を含む、被検者の脈拍数、脈容量、酸素飽和度および呼吸数である。さらなる実施形態において、本発明は、総ヘモグロビンに対する酸化ヘモグロビンの割合の間で区別し、酸素欠乏(低酸素症)、動脈血における酸欠(低酸素血症)または組織レベルでの酸欠を含む、悪い健康状態を判定するために、いくつかの波長における光の吸収を測定することによって、酸素の代謝をモニタリングするように構成することができる。

30

【0094】

パルスオキシメトリセンサに対する代替形態として、またはそれに加えて、本発明のさらなる実施形態は、側頭動脈から脈拍数および脈圧を測定するための圧電モニタリングシステムを組み込むことができる。システムは、動脈を閉塞させるためのカフと、パルス、時間および周波数領域における変化からのコロトコフ音を記録および分析するための圧電接触型マイクロフォンとを備える。

40

【0095】

身体上に配置されると、少なくとも2つのECG電極が心臓の電気伝導系を測定し、心拍によって生成される電気インパルスを検出し、これによって、インパルスの波形と等価な電圧が与えられる。これはその後、アルゴリズムへと供給され、結果が指示モジュールを介して出力される。好ましくは、結果は被検者の心電図である。

【0096】

マイクロフォンは、頭蓋骨の骨伝導および内耳を介して被検者の呼吸からの振動を検出およびモニタリングし、および/または、被検者の呼吸を介して音波を検出およびモニタ

50

リングし、振動および/または音波の振幅と等価な電圧を与える。これはその後、アルゴリズムへと供給され、結果が指示モジュールを介して出力される。好ましくは、結果は、悪い健康状態のモニタリングおよび検出を含む被検者の呼吸数およびプロフィールである。

【0097】

加速度計(3軸、6軸または9軸)は、被検者の動きおよび位置を検出して等価なデータを提供し、当該データは、その後アルゴリズムに供給され、結果が、指示モジュールを介して出力される。好ましくは、結果は、悪い健康状態のモニタリングおよび検出を含む、歩調、速度、距離、歩数、向き、発熱量、活動の状態、活動のレベル、移動度、および/または概日リズムである。加速度計は、3軸、6軸、または9軸加速度計であってもよく、ジャイロスコープおよび/または磁気探知機と合わせてまたはそれらに代えて使用されてもよい。

10

【0098】

加速度計はまた、各心拍によって血管内に突然に流入する血液から生じる人体の反復的な動きを測定することによって、BCG、すなわち、心拍数を測定する代替的な方法、およびPTTを判定する方法を判定するために使用することもできる。運動データは、アルゴリズムへと供給され、結果が指示モジュールを介して出力され、PTTアルゴリズムに供給される。

【0099】

PPGとBCGとの組み合わせ、または、PPGとECGとの組み合わせ、または、最大の精度のため3者の組み合わせによって判定されるPTTは、血圧(BP)と相関する脈波速度(PWV)を判定するために測定することができる。PTTは、相対BPの推定値を与え、絶対BP(拡張期および収縮期の値)の推定値を得るために較正を必要とする。較正は、モニタリングセッションの開始時にまたはその間にBPカフによって可能にすることができる。

20

【0100】

本発明のさらなる実施形態において、PPG、加速度計からのデータ、パルスオキシメトリセンサからのデータおよび/または専用呼吸センサからのデータの組み合わせを使用して、運動している被検者の最大有酸素容量( $VO_2 \text{ max}$ )を確立することができる。

30

【0101】

好ましくは、イヤピースは、耳道の周りの周囲空気が流れることを可能にする1つまたは複数の空気流チャネルを含み、被検者が周囲音を聞き続けることを可能にする。周囲空気が流れることおよび周囲音の伝達を可能にするための空気チャネルがないかまたは不十分である場所での聴取に対する不均衡を防止するために、1つまたは複数の外部マイクロフォン、スピーカおよびプロセッサは、音波または骨伝導振動をスピーカから被検者の内耳に向かって伝達する前に、マイクロフォンからの周囲音の測定値を受け入れるように構成することができる。周囲音は、従来の補聴器と同様の方法で、被検者の聴取能力を向上させるために、内耳に伝達される前に増幅することができる。デジタル信号プロセッサ(DSP)を使用して、音響信号品質を向上させることができる。

40

【0102】

一次および/または遠隔デバイスは、電話デバイスとして動作するために、スピーカに加えて、1つまたは複数の標準的なまたは骨伝導マイクロフォンを組み込むように構成することができる。電話デバイスは、一次デバイスから関連するアンテナおよび回路を含む一次電話デバイスとして、あるいは、音声入力を捕捉し、音声一次デバイスから受信され、スレーブデバイスを介して被検者に出力され、または、被検者の音声スレーブデバイスによって捕捉され、一次デバイスに伝達される、一次電話デバイスに対するスレーブデバイスとしてのいずれかでの使用を含む。一次および/または遠隔デバイスは、1つまたは複数のマイクロフォンを利用して、環境雑音を低減するための雑音除去(分離)を可能にすることもできる。雑音除去機構は、音楽再生または通信と周囲環境の聴取との間で切

50

り替えるために、被検者によって切り替え可能であるように構成することができる。

【0103】

代替的な実施形態において、本発明は、モノ音声とともに、通信/電話およびユーザへの伝達もしくは周囲音のために上述した機能を提供する個々のイヤピースとして、または、イヤピースにローカルに記憶されているかもしくは遠隔デバイスから送信される音楽から被検者の内耳にオーディオ音声を付加的に伝達するためにステレオ音声を提供するための一対のイヤピースとして構成することができる。

【0104】

好ましくは、携帯型生理学的モニタイヤピースは、被検者の耳の中に安定してフィットし、一定の位置を維持するように設計される。たとえば、センサ、プロセッサおよび補助電子機器は、被検者の異なるサイズの耳の中に適応的にフィットすることを可能にするために、順応可能なゴムまたはポリウレタン部材などの中に搭載することができる。別の代替形態において、被検者が最良にフィットする快適なものを選択することを可能にするために、様々なサイズのイヤピースが提供されてもよい。さらなる代替形態において、イヤピースは、最適にフィットし快適なものになるために、被検者の耳に対してカスタム成形することができる。

【0105】

本発明の実施形態は、身体障がい者を含むほぼすべての男性および女性によって使用することができる。様々な実施形態は最終的に、

- a. 職業およびアマチュア運動選手ならびにスポーツマン/ウーマン（ならびに初心者スポーツ愛好家）、
- b. スポーツ医学研究、
- c. 運動生理学、
- d. 軍人（陸軍、王室海軍および王室空軍、特殊部隊）、
- e. 警察官、
- f. 消防士、
- g. 労働衛生および労作性熱中症または心臓血管疾患の危険性に晒されているもの（製パン業者、農業従事者、建設労働者、鉱山労働者、ボイラー室労働者、工場労働者）、
- h. 高齢者および体の弱い人、
- i. 内科患者（入院患者および手術前または手術後の外来患者）、
- j. 遠隔医療治療、
- k. 精神および慢性疾患、
- l. すべての人を含む在宅医療、
- m. 小児科、および
- n. 健常な公衆被検者

の様々な需要を満たすように製造することができる。

【0106】

以下、添付の図面を参照して本発明の実施形態をさらに説明する。

【図面の簡単な説明】

【0107】

【図1】携帯型生理学的モニタリングシステムの一実施形態のブロック図である。

【図2】図1のシステムを組み込んでいる携帯型生理学的モニタ製品エコシステムの概略図である。

【図3】図1のシステムを組み込んでいる携帯型生理学的モニタの概略図である。

【図4】図3のシステムのイヤピースの断面図である。

【図5】図3のシステムのイヤピースのさらなる実施形態の断面図である。

【図6】図5のシステムのイヤピースの代替的な構成の断面図である。

【図7】較正技法を組み込んでいる携帯型生理学的モニタの概略図である。

【図8】センサの入射角が調整可能である携帯型生理学的モニタの概略図である。

【図9】本発明の一実施形態による、凹面反射器を有する携帯型生理学的モニタの図であ

10

20

30

40

50

る。

【図10】本発明の一実施形態による携帯型生理学的モニタを示す図である。

【図11】図10に示す携帯型生理学的モニタの代替的な実施形態の分解図および組み立て図である。

【図12】本発明の一実施形態による生理学的モニタを示す概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0108】

図1は、携帯型生理学的モニタリングシステムの一実施形態のブロック図である。

【0109】

携帯型生理学的モニタリングシステム10は、温度センサ20と、パルスオキシメトリセンサ30と、呼吸センサ50と、運動センサ60と、プロセッサ70と、ディスプレイ90とを含む。好ましくは、携帯型生理学的モニタリングシステムはまた、ECGセンサ40およびスピーカ80をも含む。

10

【0110】

温度センサ20は、被検者の中核温を測定するように構成されており、パルスオキシメトリセンサ30は、被検者の脈拍数、脈容量および酸素飽和度を測定するように構成されており、ECGセンサ40は、被検者のECGを測定するように構成されており、呼吸センサ50は、被検者の呼吸数を測定するように構成されており、運動センサ60は、被検者の動きおよび向きを測定するように構成されている。全てのセンサは、測定されている生理学的パラメータをプロセッサ70に通信するように構成されている。測定値を受信すると、プロセッサは、スピーカ80および/またはディスプレイ90にパラメータのうちの1つまたは複数を出力するように構成されている。

20

【0111】

図2は、図1のシステムを組み込んでいる携帯型生理学的モニタ製品エコシステムの概略図である。

【0112】

イヤピース100は、生理学的パラメータ測定値を、スマートウォッチ120、スマートフォン130、ラップトップまたはデスクトップコンピュータ140およびコンピュータタブレット150のような、一般的な遠隔消費者無線デバイスに通信するように構成されている。家庭でまたは介護施設内での被検者または患者のモニタリングのようなモニタリング用途について、イヤピース100はまた、測定値をインターネット接続可能ハブ160に通信するようにも構成されており、インターネット接続可能ハブは、測定値および/または警告を、必要に応じて被検者または患者を支援するように位置付けられている遠隔モニタリング・対策チームに通信する。

30

【0113】

図3は、図1のシステムの一部を組み込んでいる携帯型生理学的モニタの概略図である。図4は、図3のモニタのイヤピースの断面図である。

【0114】

携帯型生理学的モニタは、イヤピース100と、スマートウォッチ120またはスマートフォン130のような遠隔無線デバイスとを含む。

40

【0115】

イヤピース100は、一般的に、使用時に耳の中に保持され、内部に設けられている複数のセンサおよび構成要素を支持する単一部品によって形成されるハウジング110を有する。他の実施形態において、ハウジング110は、複数の別個の形成されている部品から組み立てられてもよい。それにもかかわらず、ハウジング110は、概念的には、図4においてIとマークされている矢印によって示されている内側部分と、図4においてOとマークされている矢印によって示されている外側部分とに分割することができる。内側部分Iは、外耳道内に挿入され、装着者の外耳道とインターフェースするとき、圧縮可能発泡スリーブまたは成形シリコンイヤピースのように、適合性かつ弾性の材料から一般的に形成される、順応可能カバー109によって使用時には少なくとも部分的に内部に保

50

持されるように成形および構成されている。外側部分は、耳の甲介（すなわち、外耳道の入口に位置する耳のボウル形状の空洞）内に挿入され、ハウジング 110 の内側部分 I によって少なくとも部分的に内部に保持されるように成形および構成されている。任意選択的に、使用時にイヤピース 100 を適所にさらに保持するために、使用時に装着者の耳介の上に留められるように外側部分 O から延伸するオーバーイヤークリップが設けられてもよい。

#### 【0116】

イヤピース 100 は、中核温の基準として鼓膜の温度を測定するために、イヤピースの内側部分 I の端部に位置付けられる熱電対列 101 を含む。熱電対列 101 は、外耳道への入口にではなく、外耳道の中のハウジング自体の内部に配置および保持されるようなサイズにされる。熱電対列を鼓膜の近くに配置し、外耳道とインターフェースし、その中に保持されている耳挿入部によって効果的に閉鎖された環境の内部に熱電対列を封止することによって、熱電対列は、たとえ歩行使用中であっても鼓膜からの放射を検知し、非侵襲的にまたは最小侵襲的に正確で長期間の中核温測定を可能にするために定位置に確実に保持することができる。熱電対列は、好ましくは、その検知面が 3 mm × 3 mm 未満であり、さらにより好ましくは 2 mm × 2 mm またはそれ未満である。イヤピース 100 における長期間の耳内使用のための適切な熱電対列の一例が、パッケージサイズが 1.6 mm × 1.6 mm しかない、米国テキサス州ダラス所在の Texas Instruments によって製造されている超小型チップスケールパッケージ入り赤外線熱電対列センサ TMP006 (<http://www.ti.com/product/TMP006#descriptions>) である。いくつかの実施形態において、熱電対列は、2 mm × 2 mm 以下であってもよい。熱電対列は、物体と接触する必要なしに物体の温度を測定する。このセンサは、測定されている物体から放出される受動的赤外線エネルギーを吸収するために熱電対列を使用し、対応する熱電対列電圧の変化を使用して、物体温度を判定する。熱電対列電圧はデジタル化されて、シリアル通信を通じてプロセッサ 70（図 4 には示されていない）に報告される。較正され、信号がたとえば、1 分の窓の測定期間にわたって平均することによって平滑化されると、熱電対列 101 の誤り率は低減し、熱電対列は摂氏 ± 0.1 度の精度をもたらす。熱電対列 101 は、同じくプロセッサに報告される、ダイ温度を測定するためのオンボードサーミスタ（図示せず）を設けられる。プロセッサは、報告されているダイ温度、および、任意選択的に、ダイ温度と、熱電対列によって検出されている温度との間の差を使用して、熱電対列によって報告される信号内のノイズフロアを低減することができ、より高い信号対雑音比を与える。このタイプの小型熱電対列を使用することによって、熱電対列 101 は外耳道内に配置および保持されることが可能になり、後述するように、イヤピース 100 内に追加の構成部品または機能のための空間をももたらしながら、進行中の歩行中核温モニタリングの精度および感度を向上させることが可能になる。

#### 【0117】

イヤピースはまた、耳の甲介内の血管の脈拍数、脈容量および酸素飽和度を測定するための、互いに近接して位置付けられている 2 つの発光ダイオードおよび光検出器を備えるパルスオキシメトリセンサ 102 と、耳の甲介から心臓の電気伝導系を測定するように位置付けられている ECG センサ 103 と、骨伝導を介して内耳を通じて呼吸振動を測定するための呼吸センサ 104 と、被検者の頭部の動きおよび向きを測定するように位置付けられている加速度計センサ 105 と、生理学的パラメータ測定値をスマートウォッチ 120 またはスマートフォン 130 に通信するように構成されている送受信機 106 とを含む。

#### 【0118】

パルスオキシメトリセンサ 102 は、それ自体は耳の甲介領域内に位置付けられている半透明または透明の窓 115 のすぐ後ろに位置付けられている。

#### 【0119】

代替的な実施形態において、呼吸センサ 104 は、顎を介して呼吸振動を検出するため

10

20

30

40

50

に耳の甲介の後ろに位置付けられてもよく、これは、鼓膜を介して呼吸振動を検出するために熱電対列101付近でイヤピースの端部に設けられている、図4の実施形態に示す呼吸センサ104の代わりにまたはそれに加えて設けられてもよい。

【0120】

ECGセンサ103は、2つの電極を備え、これらは、代替的な実施形態においては1つが甲介領域内にあり、1つが耳の後ろにあるように構成されてもよく、または、一対として使用される2つのイヤピースがある場合は、各イヤピース内で1つの電極が甲介領域内にあってもよい。

【0121】

イヤピース100、スマートウォッチ120およびスマートフォン130はすべて、電力を供給するための1つまたは複数のバッテリーを含む。少なくともイヤピース100の場合、バッテリー107は、イヤピースの中から電源への適切な接続または電源への誘導結合を介して再充電可能であることが好ましい。電池電力を節約するために、送受信機106は、定期的のみ動作することができる。イヤピース100、スマートウォッチ120およびスマートフォン130は、使用されていないときに電力をさらに節約するためのスリープモードを含むことができる。

10

【0122】

スマートウォッチ120およびスマートフォン130は、イヤピースから測定値を受信するように構成されている送受信機と、計算を実施するためのプロセッサと、被検者に、上述した生理学的パラメータのうちの1つまたは複数の状態に関するフィードバックを提供するためのディスプレイ90とを含む。好ましくは、モニタは、実質的にリアルタイムで動作する。好ましくは、送受信機106は、ブルートゥース(Bluetooth)(商標)Low Energyまたは別の適切な無線通信システムのような無線データプロトコルを介して通信する。

20

【0123】

使い捨てまたは洗浄可能耳垢ガーゼ108が、耳垢および他の異物がイヤピースに入るのを防止する。

【0124】

イヤピース100の本体の周囲の順応可能カバー109が、被検者に対する快適で良好なフィットを保証する。カバー109は、カスタムまたは汎用成型であってもよく、最良のフィットおよび快適さを保証するために複数の異なるサイズで与られてもよい。カバー109は、周囲音が被検者の内耳に達することを可能にし、聴取および状況認識に損失がないことを保証し、また、運動中に空気が循環して耳道内に水分が蓄積することを防止することを可能にするための陥凹チャネルを含むことができる。周囲音伝達が必要ない用途においてさえ、熱および空気の伝達を可能にするために、空気の循環が、陥凹チャネルを含むことの唯一の理由であってもよい。

30

【0125】

順応可能カバー109は、取り外し可能かつ交換可能/置換可能であってもよく、遠隔、居住、臨床および苦痛緩和ケア状況における一連の患者のバイタルサインモニタリングのために、ならびに、一連の患者の手術状況のために、衛生的、非侵襲的または最小侵襲的にイヤピースの使用を可能にする。

40

【0126】

本発明の一実施形態において、音響生成デバイスからのチューブがイヤピース100に取り付けられて、音響を被検者の内耳に中継することを可能にするために、音響フィードスルーチャネル111を設けることができる。音響フィードスルーチャネル111は、ハウジング110によって形成することができ、内耳に音声を提供するための導波路として構成することができる。使用時に外耳道内へと開いている音響フィードスルーチャネル111の出力は、熱電対列101に隣接して配置される。図4に示す実施形態において、音響フィードスルーチャネル111は、いかなる能動的音響生成源にも結合されておらず、周囲音の受動的スルーputが装着者の状況認識を促進することを可能にするために、周

50

囲環境に対してただ開いている。

【0127】

図5は、図3のモニタのイヤピースのさらなる実施形態の断面図である。音響フィードスルーチャンネル111に対する代替形態として、スピーカ112によって能動音響を与えることができる。マイクロフォン113をスピーカ112と合わせて使用して、周囲雑音を記録し、補聴器におけるように、雑音除去を可能にするか、または、被検者の聴取を増強するために周囲音を増幅することができる。代替的に、音楽または発話のような音響信号が、たとえば、送受信機106とスマートウォッチ120またはスマートフォン130との間のBlueTooth(商標)接続を介してスピーカ112に与えられ、音響フィードスルーチャンネル111を通じて装着者に対して再生されてもよい。

10

【0128】

スピーカ112が設けられる場合、上述した生理学的パラメータの状態フィードバックが、ディスプレイ90を介して提供されるとともに、または、その代わりに、聴覚的に提供され得る。所定のパラメータレベルに達した場合、および/または、介入が必要とされる場合、スピーカ112およびディスプレイ90を介して警告を発することができる。

【0129】

図6は、図5のイヤピースの代替的な構成の断面図である。イヤピース100が単独で使用される場合、スピーカ112は、状態の通信およびフィードバックに有用なモノ音声を提供することができる。代替的な実施形態において、イヤピース100は、2つのスピーカ112を利用することによって、音楽再生のためのステレオ音声出力または通信音声出力の向上した品質を提供するための一对のイヤピースとして構成することができる。この構成において、ケーブル/リーシュ114が、2つのイヤピースを接続して、イヤピースの間で電力を共有するための電気接続を与え、2つのイヤピース間で最適な構成要素の共有を可能にすることができる。リーシュ114はまた、1つのイヤピース100が喪失することを防止するための簡便な方法としても機能し、クリップが設けられる場合に、イヤピース100を衣服に固定する方法を提供することができる。

20

【0130】

熱電対列101はペアの(コーティングされていない)シリコンダイであるため、(感度に対して約 $\cos^2$ の重み付けを受けて)180度の視野内ではほぼ何処においても現われる熱放射信号の影響を受ける。外耳道の温度は一般的に、鼓膜の温度とは異なり、そのため、身体の中核温の真の測度ではない。標的物体、すなわち、鼓膜は約4mmの半径を有するため、イヤピース100は、熱電対列101が外耳道に沿って鼓膜から約15mm離れる傾向にあるように配置され、これは、実際の鼓膜が視野の相対的に小さい割合を構成することを意味する。したがって、熱電対列101から得られる温度信号の精度を向上させることを可能にするために、この温度効果は補正されるべきである。

30

【0131】

図7は、較正技法を組み込んでいる携帯型生理学的モニタの概略図である。イヤピース100は、熱電対列101から受信される鼓膜信号を汚染する可能性がある、耳道からの赤外線熱をさらに補償するための耳道の温度勾配マップを作成するために、外耳から鼓膜までの多数の深さにおいて耳道壁の温度を測定するために、イヤピースの外面上にまたはその付近に位置付けられるサーミスタ116を組み込むように構成することができる。サーミスタ116はまた、測定温度が環境温度とは対照的に耳道の温度範囲内にあることをチェックすることによって、イヤピースが外耳からの距離との関係において耳道内で正確な深さに配置されることを保証するのに助けるために使用することもできる。サーミスタ116は、この事例において、デバイスが被検者の耳道内に配置されており、測定値が耳に対応することをプロセッサに警告する役割も果たす。それと同時に、サーミスタは、イヤピースが一時的にまたは使用の終わりに被検者から取り外されるときに、これをプロセッサに警告する。

40

【0132】

サーミスタ116に代えて、デバイスが耳道内に挿入され、正確な深さに位置付けられ

50

ているか否かを検出する同じ機能に、容量センサが使用されてもよい。耳道の壁に対する容量センサの接触およびコンダクタンスが、この機能を可能にする。

【0133】

図8は、熱電対列センサ101の入射角が調整可能である携帯型生理学的モニタの概略図である。最高の精度を保証するために、鼓膜の見通し線に対する熱電対列101の角度を調整することを可能にするために、イヤピース100は、イヤピースが耳道内に位置付けられるときの被検者に対するデバイスの設定中に調整され得る旋回ヘッド117または他のメカニズムを組み込むことができる。プロセッサは、熱電対列101の最適な角度を示す、最高温度が測定されたときに、これを被検者または臨床医に警告するように構成される。

10

【0134】

図9は、本発明の一実施形態による、凹面反射器を有する携帯型生理学的モニタの図である。

【0135】

この特定の実施形態において、単純にするために、熱電対列101は凹面反射器118とともに外耳道内のその使用時の位置で分離して示されており、イヤピースの構成要素の残りの部分は示されていない。この特定の実施形態において、熱電対列101は、ハウジング110の壁または音響フィードスルーチャンネル111の軸に対して実質的に平行に設けられている。一般的に、熱電対列101の検知面は、ユーザの鼓膜に隣接して設けられるように構成されているイヤピースハウジング110の開放端には面しておらず、代わりに、それに対して斜めの角度を成してまたは直交して配置される。これは、外耳道内の熱電対列101の断面範囲を低減する役割を果たすことができ、イヤピース100の内側部分Iの内部により多くの空間をもたらす。イヤピース100は、鼓膜から放出される赤外線放射を熱電対列101に対して誘導するように構成されている凹面鏡118をさらに設けられる。凹面反射器118は、赤外線放射の光線を、鼓膜の方向から熱電対列101の検知面に向けて反射し、集束させる。凹面鏡118は、使用時に鼓膜の方向において、放射の収集面積を増大させ、そのため、使用時の熱電対列101によって生成される温度測定値の信号強度および精度を向上させる程度まで、視野を制限するように成形され、そのような役割を果たす。熱電対列および反射器を定位置に確実に保持するように構成されている耳挿入部によって外耳道内に位置付けられると、これは、外耳道からの信号寄与を少なくして、鼓膜温度の信頼可能な信号を提供することができる。

20

30

【0136】

図10は、本発明の一実施形態による携帯型生理学的モニタを示す。

【0137】

携帯型生理学的モニタは、イヤピース100の形態のウェアラブルデバイスの形態であり、ハウジング110と、装着者の耳の形状に成形されることによって、または、装着者の耳の形状に変形する弾性材料から形成されることによって、外耳道の側方範囲内で延伸し、これを実質的に充填するように構成されている保持部分109によって被覆されている耳挿入部100iとを備える。保持部分109は、使用時にハウジング110を外耳道内に保持するように構成されている。イヤピース100は、それ自体が以前に図9を参照して説明されているような熱電対列101および凹面反射器118を備える、内耳PCB 182を支持するイヤピースハウジング部分を備える熱電対列モジュール100tをさらに備える。他の実施形態において、鼓膜から赤外線信号を捕捉するための熱電対列構成は、図9に示すものとは異なってもよい。内耳PCB 182は、内耳PCB 182に対する有線「アンビリアル」電気接続を提供する第1の可撓性PCB 186によって第1の外側PCB 184に接続されている。第1の外側PCB 184は、第2の可撓性PCB 187によって第2の外側PCB 185に接続されている。第1の外側PCB 184は、スピーカ112と、パルスオキシメトリセンサ102と、加速度計センサ105とを備える。第2の外側PCB 185は、周辺マイクロフォン113を備える。音響フィードスルーチャンネル111が、熱電対列101に隣接して画定される出力によ

40

50

って使用時に外耳道内へと開いている音響空洞によって与えられ、それによって、音響が熱電対列101を通過して鼓膜に向かって伝播することが可能になる。音響フィードスルーチャンネル111は、マイクロフォン113によって受信される音響を生成するように構成されているスピーカ112から音響を受信する。スピーカ112は付加的にまたは代替的に、他のソースから受信される音響を生成してもよいことが諒解されよう。使用時に外耳道内に延伸し、これを実質的に充填する耳挿入部100iによって熱電対列モジュール100tを定位置に確実に保持することによって、鼓膜温度が、装着者にとって快適かつ適切であるように確実に測定されることが可能となる。使用時に耳挿入部を通じて延伸し、外耳道内へと開いている音響通路を提供することによって、使用時に装着者の内耳へと音声をもたらされることが可能になる。任意選択的に、音響通路は、有線電気接続を実質的に包囲し、あるいは、実施形態において、これを包絡しもしくは含み、または、これと接し、さらによりコンパクトな構造および空間のより良好な使用を可能にする。一般的に、熱電対列モジュール100tは、耳挿入部100iの保持部分109によって、外耳道内で概して中央位置に位置付けられ、このとき、音響通路出力は、外耳道内へと音声を出力するように、熱電対列モジュール100tの、側部または後方の領域内にある。したがって、主に鼓膜から信号を得るための熱電対列モジュール100tの位置付けは、熱電対列モジュール100tの、使用時に内耳へと音声を提供するための領域内で外耳道内へと開くように構成されている音響通路をもたらすことによって損なわれない。これに関連して、熱電対列モジュール100tは、その後ろに鼓膜が位置する外耳道内の第2の湾曲部においてまたはその付近で外耳道内の「中央」位置に確実に保持され得る。耳挿入部および熱電対列モジュールは、外耳道内の第2の湾曲部の近くに位置付け可能であるように成形され、またそのような寸法にされ、熱電対列モジュールは、好ましくは、その最大側方寸法にわたって直径が4mm未満であり、さらにより好ましくは、3.5mm未満である。熱電対列モジュールを正確に位置付けることを可能にするために、熱電対列モジュール100tは、少なくとも部分的に、外耳道の最内端において保持部分109から前方に延伸することができる。耳挿入部100iおよび熱電対列モジュール100tは、その最内端の領域において楕円形状であってもよい。音響通路の出力は、熱電対列モジュールの中央位置の側にまたはそれに隣接して配置される。音響通路出力は、特に音響通路が少なくとも部分的に熱電対列モジュール100tからの有線電気接続を包囲する場合に、温度センサモジュールの後部に対して開き得る。これらの構成は、効率的な空間の使用を可能にして、音声は、耳挿入部保持部分109によって実質的に充填されている外耳道を通じて内耳へと提供されることを可能にして、熱電対列モジュール100tが鼓膜から信号を受信するように正確に位置付けされる。

10

20

30

40

50

#### 【0138】

図11は、図10に示す携帯型生理学的モニタの熱電対列モジュール100tの代替的な実施形態の分解図および組み立て図を示しており、以下に記載される差異を除けば、実質的に図10を参照して説明されているようなものである。ハウジング110は、キャップ片188および内部本体片189から形成される。イヤピース100の内部本体のみが示されていることに留意されたい。見てとれるように、図11および同じく図10の設計のモジュール構造は、部品数を最小限にして、製造および組み立て工程を相対的に単純化することを可能にする。

#### 【0139】

図12は、本発明の一態様によるウェアラブルデバイスの一実施形態の概略図を示す。ウェアラブルデバイス100は、使用時に装着者の外耳道に一致し、これを実質的に充填して、外耳道に沿って延伸してウェアラブルデバイス100を外耳道内に保持するような形状にされるように成型することによって、または、そのような弾性材料から形成される保持部分220を備える耳挿入部を備える。耳挿入部は、耳挿入部の最内端に設けられるように構成されている熱電対列モジュール200をさらに備える。保持部分220は、外耳道内で、熱電対列モジュール200へと延伸する。熱電対列モジュール200は、ハウジングを備え、アンピリカルケーブル210の形態の電気接続を通じて、さらなる電気構

成要素、たとえば、バッテリー（図示せず）に接続される。熱電対列モジュール200は、前述したような赤外線熱電対列101および反射器118をさらに備える。スピーカ112も、ウェアラブルデバイス100の一部として設けられる。耳挿入部は、耳挿入部の保持部分220内に画定される音響通路230によって提供される音響伝導チャンネルをさらに備え、それによって、音声はスピーカ112から保持部分220を通じて、熱電対列モジュール200を越えて鼓膜に向かって通過することが可能になる。

【0140】

この特定の実施形態において、音響通路230は、アンピリカルケーブル210を包囲する。この構成は、音声と赤外線熱電対列からの信号の両方を搬送するのに、耳挿入部220の保持部分を通る1つの通路しか必要ないことを意味する。音響通路230の出力はまた、外耳道内へと、熱電対列モジュール200の前端の後部へとわずかに開くために熱電対列モジュール200の側部にあり、これを包囲する。これらのこのような構成は、空間の効率的な使用を表し、空間が制約された環境において音声は内耳へと提供されることも可能にしながら、熱電対列を内耳において、鼓膜の近くに確実に位置付けることを可能にする。

10

【0141】

被検者の耳道内へと挿入されると、熱電対列101は、入射する赤外線放射を鼓膜から検出し、被検者の中核温と等価な電圧出力を提供する。好ましくは、プロセッサは、これを摂氏温度または華氏温度単位の温度読み値へと変換する。

【0142】

甲介内に配置されると、パルスオキシメトリセンサ102は、組織を通過する赤色光および赤外光の透過率を通じて被検者の脈の酸素飽和度および容量を検出する。好ましくは、プロセッサは、これを脈拍数、脈容量および酸素飽和度の読み値へと変換する。いくつかの実施形態において、血圧カフをパルスオキシメトリセンサと合わせて使用して、脈圧読み値を提供し、および/または、パルスオキシメトリセンサを較正することができる。好ましくは、結果は、分あたりの拍動での脈拍数、水銀柱ミリメートル単位の脈圧および脈容量、ならびに、パーセンテージとしての酸素飽和度である。いくつかの実施形態において、結果はまた、容積脈波を出力することもできる。

20

【0143】

パルスオキシメトリセンサ102に対する代替形態として、またはそれに加えて、本発明のさらなる実施形態は、側頭動脈から脈拍数および脈圧を測定するための圧電モニタリングシステムを組み込むことができる。システムは、動脈を閉塞させるためのカフと、パルスの変化からのコロトコフ音を記録および分析するための圧電接触型マイクロフォンとを備える。

30

【0144】

甲介内に配置されると、ECGセンサ103は、心臓の電気伝導系を検出する。好ましくは、プロセッサは、これをミリボルト毎秒単位のECG読み値へと変換する。

【0145】

被検者の耳道内へと挿入されると、骨伝導マイクロフォン104は、内耳を通じて呼吸振動を検出する。好ましくは、プロセッサは、これを分あたりの呼吸の呼吸数へと変換する。骨伝導マイクロフォンは、熱電対列モジュール100t、200内に設け、これによって支持することができる。

40

【0146】

加速度計105は、被検者の動きおよび向きをモニタリングする。好ましくは、プロセッサは、これを、被検者の歩調、速度、距離、向きおよび発熱量のうちの1つまたは複数の読み値へと変換し、その結果は、それぞれ分あたりの回転数またはストローク、キロメートル毎時またはマイル毎時、メートルもしくはキロメートルまたはマイル、度、および、カロリーまたはキロカロリー毎時の単位である。いくつかの実施形態において、データはまた、中核温と組み合わせて使用して、被検者の概日リズムの指標を与えることができ、結果は好ましくは、時間単位の時間量である。

50

## 【 0 1 4 7 】

好ましくは、測定読み値は、イヤピースプロセッサに入力され、存在し、ユーザによって構成される場合はイヤピーススピーカ 1 1 2 を介してリアルタイムで被検者に定期的中継され、スマートウォッチ 1 2 0 およびスマートフォン 1 3 0 のような遠隔デバイスに送信され、当該遠隔デバイスにおいて、オンボードプロセッサおよびソフトウェアアプリケーションが、測定読み値をテキスト形式およびグラフィック形式で、ディスプレイ 9 0 を介して被検者に出力する。

## 【 0 1 4 8 】

好ましくは、イヤピースは、遠隔デバイスとペアリングされるまで、または、そうされない限り、測定読み値をその内部メモリ内に記憶し、その場合、測定読み値は遠隔デバイスに無線送信され、遠隔デバイスのメモリ内に限られた期間にわたって記憶され、ソフトウェアアプリケーションを通じてアクセスされる。いくつかの実施形態において、データはクラウド（インターネット）にアップロードされてもよく、そこで、被検者は自身のデータを、より長期の記憶のための遠隔デバイスに加えて、ユーザアカウントに記憶することができ、ここでも、遠隔デバイス上のソフトウェアアプリケーションによってアクセスすることができる。両方の事例において、被検者はその後、1つまたは複数の以前の分析セッションからの自身の生理学的データにアクセスすることができる。

10

## 【 0 1 4 9 】

被検者が自身のバイタルサインパラメータを通知および/または警告されるために、一次デバイス（イヤピース）は、遠隔デバイスに依存せず、遠隔デバイスは必ずしも必要とされないが、存在する場合は一次ユニットに依存する。

20

## 【 0 1 5 0 】

好ましくは、被検者の生理学的パラメータは、特定の間隔において、または、たとえば、1秒から15分の間の所定のリスト（1秒、5秒、15秒、30秒、1分、5分、15分）から被検者によって選択可能な間隔において測定される。各間隔について、その期間中に記録されるサンプルは平均され、平均測定値は、上述したように音響および/または視覚手段によって被検者および/または他の人に通信される。デバイスによって測定されるものとしての被検者の任意の生理学的パラメータが測定値の安全限界に達する場合、一次デバイスおよび/または遠隔デバイスは、選択されている間隔時間にかかわらず、この限界に達すると直ちに、音響および/または視覚手段によって被検者および/または他の人に警告する。好ましくは、被検者および/または他の人はまた、一次デバイスの測定の限界内に存在する、所定のリストから自身のパラメータ限界を選択することもできる。

30

## 【 0 1 5 1 】

イヤピースならびにスマートウォッチおよび/または他の遠隔ユニットの構成に応じて、被検者は、音声もしくは振動警告、または両方の選択肢の間で選択することが可能であり得る。

## 【 0 1 5 2 】

様々な実施形態は最終的に、

- a . 職業およびアマチュア運動選手ならびにスポーツマン/ウーマン（ならびに初心者スポーツ愛好家）、
- b . スポーツ医学研究、
- c . 運動生理学、
- d . 軍人（陸軍、王室海軍および王室空軍、特殊部隊）、
- e . 警察官、
- f . 消防士、
- g . 労働衛生および労作性熱中症または心臓血管疾患の危険性に晒されているもの（製パン業者、農業従事者、建設労働者、鉱山労働者、ボイラー室労働者、工場労働者）、
- h . 会社管理職、
- i . 高齢者および体の弱い人、
- j . 内科患者（入院患者および手術前または手術後の外来患者）、

40

50

- k . 遠隔医療治療、
- l . 精神および慢性疾患、
- m . すべての人を含む在宅医療、
- n . 小児科、および
- o . 健常な公衆ユーザ

の様々な需要を満たすように製造することができる。

【0153】

たとえば、運動選手は実際の数値レベルに関心がある場合があり、公衆ユーザは信号機などの形態の指標（たとえば、緑 = 正常な生理学的パラメータ、黄 = 少し損なわれた生理学的パラメータ、赤 = 被検者は疾患に達している）を好む場合がある。同様に、入院患者自身は、自身の生理学的状態に関心を払わずまたは理解しない場合があり、出力データは、分析および処置介入のために医療スタッフに渡され得、または、必要に応じて、患者の測定されている生理学的パラメータの自動調整のための制御システムに供給され得る。いくつかの実施形態は、メモリおよび接続/送信システムを含むことができ、それによって、生理学的状態および/または能力のより詳細な分析のために、データを経時的に記録して、コンピュータにアップロードすることができる。

10

【0154】

臨床医もしくは他の医療関係者、安全管理者またはスポーツマンのトレーナ/コーチによって使用することができる本発明の例示的な実施形態は図2に示されており、イヤピース100は追加の機能を有することができ、ハブまたは基地局160と通信することができる。基地局は可搬性である必要はないため、より大型のディスプレイおよび/またはより強力なスピーカ、ならびに、被検者が基地局からさらに遠くへ移動し、依然としてコンタクトをとったままにすることを可能にするためにより大きい受信半径を有する送受信機を含むことができる。基地局は、スマートウォッチまたは他の遠隔デバイスと合わせて使用することができる。そのため、被検者と安全管理者または他の支援する人の両方が、生理学的パラメータのデータを見るのが可能であり、事実、特定の需要に応じて、異なるタイプの情報さえ提供され得る。

20

【0155】

加速度計および他の上述したセンサからのデータを処理して、被検者の概日リズムを判定することもでき、この情報は、認知症ならびに睡眠障害および行動障害の検出および管理を含むいくつかの目的に使用することができる。いくつかの実施形態は、被検者の環境の周辺光を測定し、被検者の概日リズムをより良好に予測または判定するための周辺光センサをさらに含むことができる。

30

【0156】

プロセッサは、パルスセンサ、心弾動図（BCG）のための運動センサおよびECGセンサのうちの2つ以上の組み合わせからの測定値を受け入れ、脈遷移時間（PTT）の変化を計算し、脈遷移時間から脈波速度の測度および相対血圧の推定値を生成するように構成されている血圧推定モジュールをインスタンス化するための、メモリ内に記憶されている命令を実行することができる。代替的に、未処理のパルスセンサ、BCGおよび/またはECGのデータは、ウェアラブルデバイスから、それ自体が血圧推定モジュールを提供することができるスマートフォンまたはスマートウォッチのような別のデバイスに送信されてもよい。

40

【0157】

デバイスを使用して、排卵日、妊娠可能期間、不妊期間、月経の始まりおよび/または終わり、月経期間、月経周期の始まりおよび/または終わりの日、ならびに、月経周期の任意の他の日のような生理学的パラメータを判定することを含め、女性被検者の月経周期を予測または判定することもできる。基礎中核温を毎日、各日の同じ時刻に測定することによって、プロセッサは、基礎中核温上昇の最も大きい差から、排卵日を判定するように構成することができる。このデータ、および、被検者が月経の最初の日を入力することによって、すべての他のパラメータが判定され得、将来の月経の予測に使用され得、妊娠の

50

補助として作用することができる。

【0158】

種々のフィットネス需要について最大フィットネス利益を達成することができるいくつかの心拍数ゾーンがあることが分かっているため、パルスオキシメトリセンサからのデータを、被検者のフィットネス訓練を補助するために使用することができる。

【0159】

デバイスはまた、運動選手が自身の「上限温度」および疲労、たとえば、運動選手が数時間にわたって自身のピークで活動している超持久事象に達するのを防止するために使用することもできる。極端な温度の指標は、運動選手が、疲労に達して運動を停止しまたはさらには倒れることなく、自身の労作を低減して運動を継続することを可能にする。これは、たとえ水分補給のために水が利用可能でない場合であっても当てはまる。それゆえ、デバイスを使用することによって、運動選手は競技会において貴重な時間を失わず、心臓疾患および生理学的損害の危険を低減することができる。

10

【0160】

加えて、中核温および心拍数測定値は、加速度計からのデータと組み合わせて、被検者の水分補給状態を判定するために使用することができる。一定の作業負荷における中核温および心拍数の増大は脱水状態を示すため、水分補給状態を予測することができ、被検者が脱水状態になり、または、熱中症を患うのを防止するために、腕時計および/または他の遠隔デバイスに警告を送信することができる。

【0161】

したがって、イヤピース100を使用してモニタリングされる様々なバイタルサインは、装着者の健康または運動の状態の指標を提供するために、いくつかの異なる方法で組み合わせることができる。

20

【0162】

さらなる実施形態において、特に兼用(マルチユースの)イヤピースを用いる医療において、イヤピースは使い捨てもしくは洗浄可能レンズカバーおよび/またはフィルタを組み込むことができ、それらは特にイヤピースにフィットするように設計され、それにより複数の被検者に対して使用されるときに、塵芥または体組織および耳垢の侵入およびイヤピース上の蓄積物および交差汚染を防止する。

【0163】

本発明のいくつかの実施形態において、イヤピースの外部、たとえば、スマートウォッチまたはスマートフォン内に位置するプロセッサによって実行されるものとして記載されている機能は、代わりに、ウェアラブルデバイスの一部分として、特にイヤピースの一部分として提供されるプロセッサによって実行されてもよいことが諒解されよう。プロセッサがウェアラブルデバイス内に設けられるとき、プロセッサによって実行可能な命令を記憶するためにも、メモリが設けられてもよいことも諒解されよう。

30

【0164】

たとえば、ウェアラブルデバイスは、パルスセンサ、心弾動図(BCG)のための運動センサおよびECGセンサのうち2つ以上の組み合わせからの測定値を受け入れ、脈遷移時間(PTT)の変化を計算し、脈遷移時間から脈波速度の測度および相対血圧の推定値を生成するように構成されている血圧推定モジュールを備えることができる。ウェアラブルデバイス内のプロセッサは、血圧推定モジュールに必要なステップを実行するために使用することができる。

40

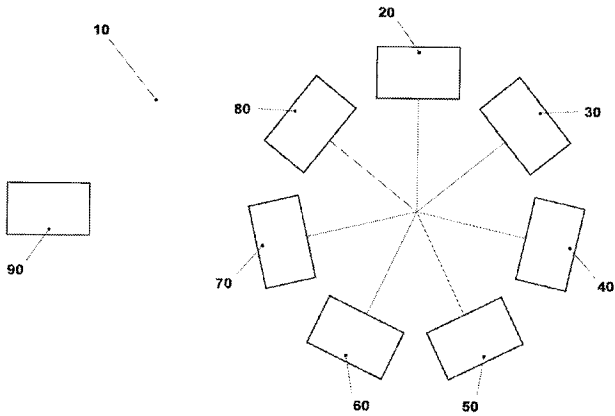
【0165】

本明細書の説明および特許請求の範囲全体を通じて、「~を備える」(“comprise”)および「~を含む」(“contain”)という単語ならびにそれらの変化形は、「含むが限定されない」(“including but not limited to”)ことを意味し、他の部分、追加物、構成要素、数またはステップを除外するには意図されない(また、除外しない)。本明細書の説明および特許請求の範囲全体を通じて、文脈が別途要求しない限り、単数形は複数形を含む。特に、不定冠詞が使用され

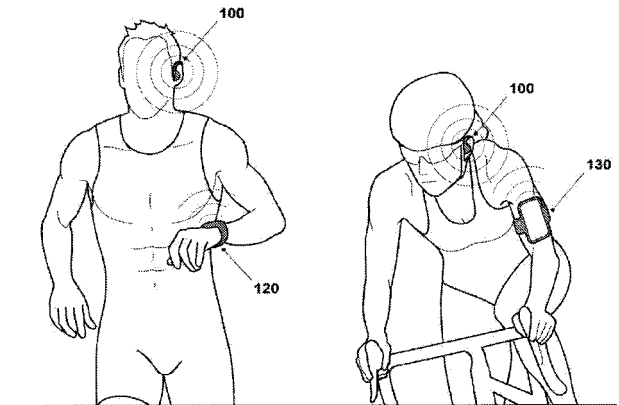
50

ている場合、本明細書は、文脈が別途要求しない限り、複数および単数を企図しているものとして理解されるべきである。

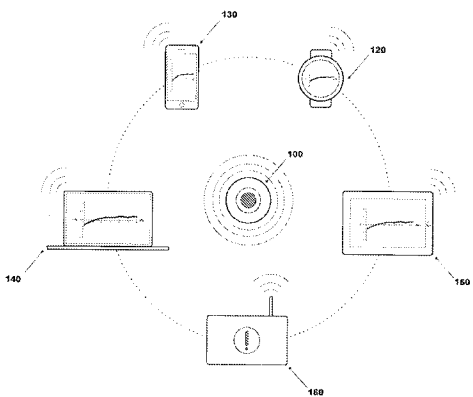
【図1】



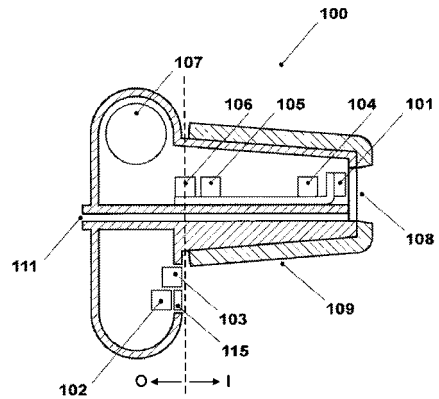
【図3】



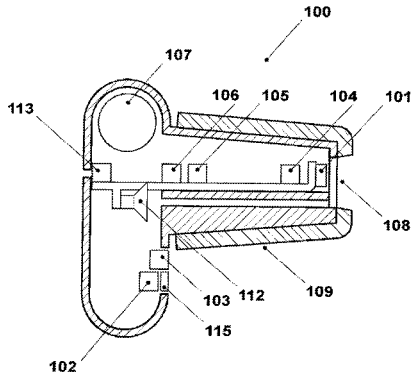
【図2】



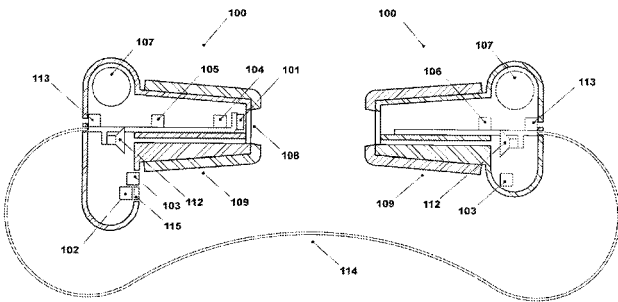
【図4】



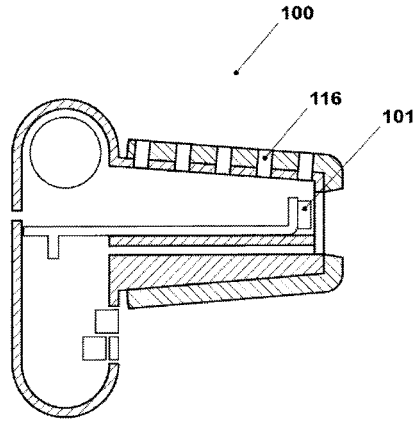
【 図 5 】



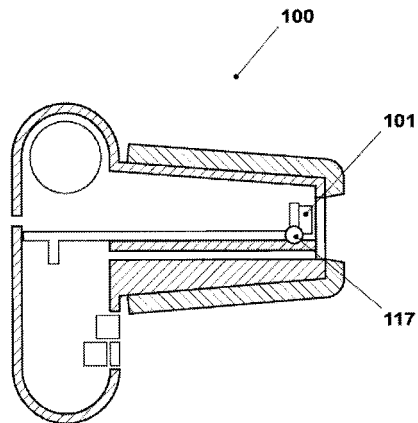
【 図 6 】



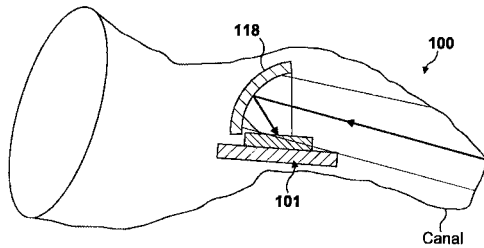
【 図 7 】



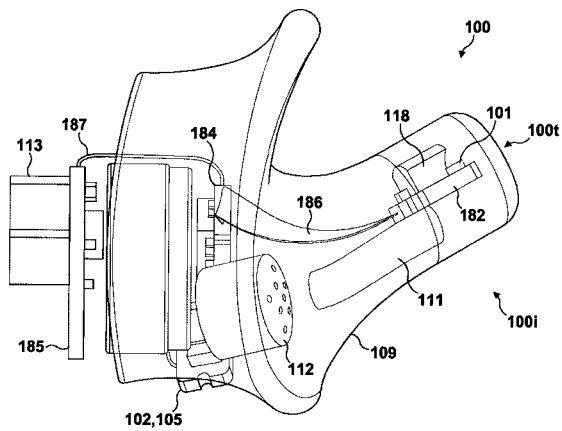
【 図 8 】



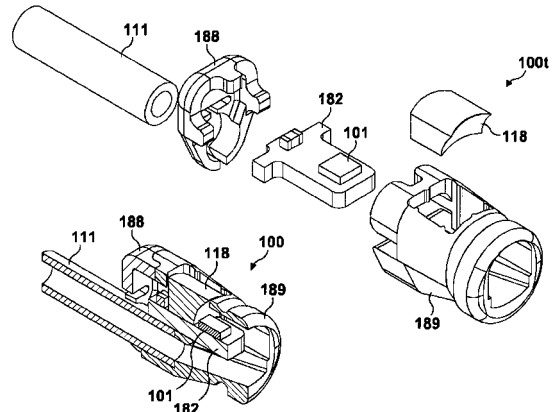
【 図 9 】



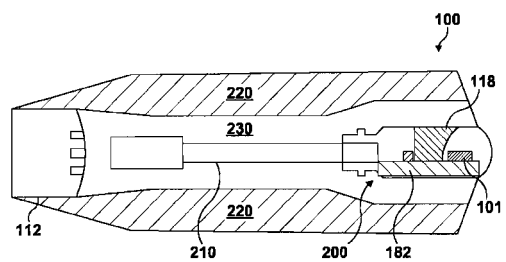
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 12 】



## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/GB2015/053598
---

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
INV. G01J5/02 G01J5/04 G01J5/12 G01J5/00 G01J5/08		
A61B5/00		
ADD.		
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) G01J 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		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2005/043630 A1 (BUCHERT JANUSZ MICHAL [US]) 24 February 2005 (2005-02-24)	1-4, 13, 14, 31-34
Y	figures 4, 5a page 6, column 2, line 4 page 8, column 1, line 6 - line 10 paragraphs [0024], [0044], [0055]	5-12, 15, 16, 19-21, 29-32
Y	US 2013/218022 A1 (LARSEN CHRISTOPHER SCOTT [US] ET AL) 22 August 2013 (2013-08-22)	5, 6, 9-12, 15, 16, 19-21, 29-32
	figure 10 paragraphs [0035], [0036], [0040], [0043], [0056], [0059], [0061]	
Y	US 7 394 909 B1 (WIDMER CHRISTOPH [CH] ET AL) 1 July 2008 (2008-07-01) the whole document	7, 8
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 24 February 2016		Date of mailing of the international search report 10/05/2016
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Parise, Berengere

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**International application No.  
PCT/GB2015/053598**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2.  Claims Nos.:  
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:
3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3.  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.  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.:
- 1-16, 19-21, 29-34

**Remark on Protest**

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- 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.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/GB2015/053598

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2005043630	A1	24-02-2005	NONE
-----			
US 2013218022	A1	22-08-2013	NONE
-----			
US 7394909	B1	01-07-2008	US 7394909 B1 01-07-2008
			US 2008240481 A1 02-10-2008
			US 2008300703 A1 04-12-2008
			US 2008301944 A1 11-12-2008
-----			

International Application No. PCT/ GB2015/ 053598

**FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210**

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-16, 19-21, 29-34

An ear-canal device for measuring tympanic temperature, having an audio conduction channel.

---

2. claims: 17, 18

An ear-canal device for measuring tympanic temperature, having a sealing member forming partly the shape of the ear insert.

---

3. claims: 22-24

An ear-canal device for measuring tympanic temperature, further comprising an ECG sensor with a specific position of the electrodes.

---

4. claims: 25-27

An ear-canal device for measuring tympanic temperature, further comprising a respiration sensor at a specific position.

---

5. claim: 28

An ear-canal device for measuring tympanic temperature, further comprising an acceleration sensor.

---

## フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)  
A 6 1 B 5/02 3 1 0 V

(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

(74)代理人 100099634

弁理士 平井 安雄

(72)発明者 マーシュ, レオン

イギリス国 グレーター ロンドン ダブリュー 11 2 ピーエヌ, ケンジントン パーク  
ロード 94, フラット 3

Fターム(参考) 4C017 AA10 AA14 AA19 AB08 AC26

4C038 KK01 KL05 KL07 VA20 VB02 VB33 VC01 VC20

4C117 XA05 XB02 XB11 XC15 XD09 XE13 XE15 XE17 XE23 XE24

XE37 XE48 XG06 XJ42 XJ46 XJ48 XR02 XR03

专利名称(译)	便携生理监测仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP2018504157A</a>	公开(公告)日	2018-02-15
申请号	JP2017528939	申请日	2015-11-25
[标]申请(专利权)人(译)	INOVA设计解决方案		
[标]发明人	マーシュレオン		
发明人	マーシュ, レオン		
IPC分类号	A61B5/01 A61B5/00 A61B5/1455 A61B5/02 A61B5/113		
CPC分类号	A61B5/0024 A61B5/01 A61B5/0205 A61B5/02125 A61B5/0432 A61B5/1118 A61B5/14542 A61B5/6817 A63B2230/00 G01J5/0011 G01J5/0215 G01J5/049 G01J5/0806 G01J5/12 A61B5/0008 A61F2011/085 G01K13/004 H04R1/10 A61B5/00 A63B2230/50		
FI分类号	A61B5/00.101.K A61B5/00.102.C A61B5/14.322 A61B5/02.310.A A61B5/10.315 A61B5/02.310.V		
F-TERM分类号	4C017/AA10 4C017/AA14 4C017/AA19 4C017/AB08 4C017/AC26 4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/VA20 4C038/VB02 4C038/VB33 4C038/VC01 4C038/VC20 4C117/XA05 4C117/XB02 4C117/XB11 4C117/XC15 4C117/XD09 4C117/XE13 4C117/XE15 4C117/XE17 4C117/XE23 4C117/XE24 4C117/XE37 4C117/XE48 4C117/XG06 4C117/XJ42 4C117/XJ46 4C117/XJ48 4C117/XR02 4C117/XR03		
优先权	2014020945 2014-11-25 GB		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本文描述的是能够在各种情况下测量用户的核心温度和其他生命体征的可穿戴设备。可穿戴设备被配置为被保持在耳朵的耳道内，以防止可穿戴设备被无意中从耳朵上移除。在耳塞的最内端提供红外热电堆可确保将红外热电堆尽可能地靠近耳膜，以用于指示核心温度。。

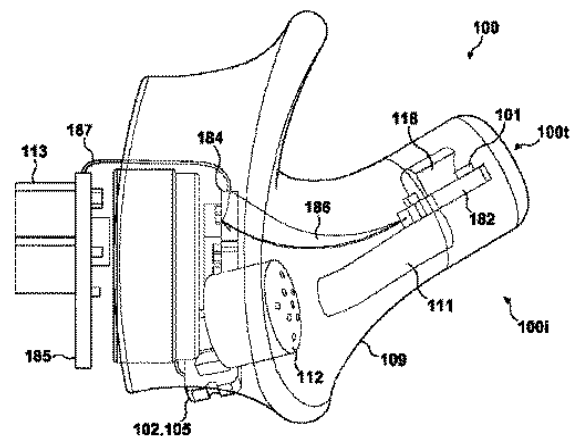


FIG. 10