

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-144577

(P2016-144577A)

(43) 公開日 平成28年8月12日(2016.8.12)

(51) Int.Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 5/11 (2006.01) A 6 1 B 5/10 3 1 0 A 4 C 0 3 8

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2015-23301(P2015-23301)
 (22) 出願日 平成27年2月9日(2015.2.9)

(71) 出願人 000150774
 株式会社穂屋
 愛知県名古屋市中区上前津2丁目9番29号
 (71) 出願人 592032636
 学校法人トヨタ学園
 愛知県名古屋市天白区久方2丁目12番地1
 (74) 代理人 110000394
 特許業務法人岡田国際特許事務所
 (72) 発明者 鈴木 陽久
 愛知県名古屋市中区上前津2丁目9番29号 株式会社穂屋内

最終頁に続く

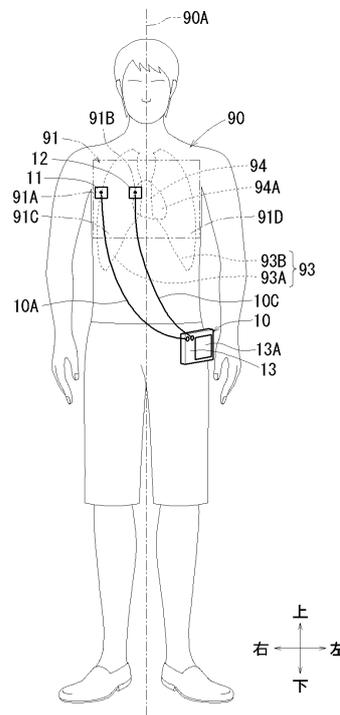
(54) 【発明の名称】呼吸センサおよび呼吸を計測する方法

(57) 【要約】

【課題】呼吸計測の際に計測対象者にかかるストレスをなくして、計測対象者の自然な状態での呼吸計測を実現させる呼吸センサの提供。

【解決手段】呼吸センサ10は、計測対象者90の胸部体表領域91(第1の体表領域)における第1のポイント91Aおよび第2のポイント91Bに配設される電極11、12(第1の電気伝導体、第2の電気伝導体)を備える。電極12は電極11とは別体とされて、この電極11に隣り合う。また、呼吸センサ10は、各電極11、12の間における静電容量の変化を求め、この静電容量の変化から計測対象者90の呼吸を検知する解析装置13(第1の検知手段)を備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

計測対象者の呼吸を低侵襲で計測できる呼吸センサにおいて、

前記計測対象者が前記呼吸に伴って伸縮させる体表領域である第 1 の体表領域において設定される第 1 のポイントに配設される第 1 の電気伝導体と、

前記第 1 の電気伝導体とは別体とされて、前記第 1 の体表領域において前記第 1 のポイントから離間されて設定される第 2 のポイントに配設されることで、前記第 1 の電気伝導体と隣り合う第 2 の電気伝導体と、

前記第 1 の電気伝導体と前記第 2 の電気伝導体との間における静電容量の変化を求め、この静電容量の変化から前記計測対象者の前記呼吸を検知する第 1 の検知手段と、
を備えている、
呼吸センサ。

10

【請求項 2】

計測対象者の呼吸を低侵襲で計測できる呼吸センサにおいて、

前記計測対象者が前記呼吸に伴って伸縮させる体表領域である第 1 の体表領域において設定される第 1 のポイントに配設される第 1 の電気伝導体と、

前記第 1 の電気伝導体とは別体とされて、前記第 1 の体表領域において前記第 1 のポイントから離間されて設定される第 2 のポイントに配設されることで、前記第 1 の電気伝導体と隣り合う第 2 の電気伝導体と、

前記計測対象者が前記第 1 の体表領域とは別に伸縮させる体表領域である第 2 の体表領域において設定される第 3 のポイントに配設される第 3 の電気伝導体と、

20

前記第 3 の電気伝導体とは別体とされて、前記第 2 の体表領域において前記第 3 のポイントから離間されて設定される第 4 のポイントに配設されることで、前記第 3 の電気伝導体と隣り合う第 4 の電気伝導体と、

前記第 1 の電気伝導体と前記第 2 の電気伝導体との間における静電容量の変化、および、前記第 3 の電気伝導体と前記第 4 の電気伝導体との間における静電容量の変化をそれぞれ求め、この各静電容量の変化に基づいて前記計測対象者の前記呼吸を検知する第 2 の検知手段と、
を備えている、
呼吸センサ。

30

【請求項 3】

請求項 1 または請求項 2 に記載された呼吸センサであって、

前記計測対象者の体温を計測する温度計と、

前記温度計が計測した前記体温のデータに基づいて、前記計測対象者の前記呼吸の検知結果を補正する補正手段と、

を備えている、

呼吸センサ。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載された呼吸センサを使用して、計測対象者の呼吸を低侵襲で計測する、呼吸を計測する方法であって、

40

前記第 1 の体表領域を、前記計測対象者において右胸郭の前側に位置される右胸部分の体表に設定する、

呼吸を計測する方法。

【請求項 5】

請求項 2 に記載された呼吸センサを使用して、計測対象者の呼吸を低侵襲で計測する、呼吸を計測する方法であって、

前記第 1 の体表領域を、前記計測対象者が前記呼吸に伴って伸縮させる胸部の体表領域である胸部体表領域とし、

前記第 2 の体表領域を、前記計測対象者が前記呼吸に伴って伸縮させる腹部の体表領域である腹部体表領域とする、

50

呼吸を計測する方法。

【請求項 6】

請求項 2 に記載された呼吸センサを使用して、計測対象者の呼吸を低侵襲で計測する、呼吸を計測する方法であって、

前記第 1 の体表領域に配設された前記第 1 の電気伝導体と前記第 2 の電気伝導体との間における静電容量の変化から、前記計測対象者の前記呼吸を検知する呼吸検知ステップと

、
前記計測対象者が前記呼吸とは別の体動により伸縮させる体表領域を前記第 2 の体表領域として、当該第 2 の体表領域に配設された前記第 3 の電気伝導体と前記第 4 の電気伝導体との間における静電容量の変化から、前記計測対象者の前記体動を検知する体動検知ステップと、

前記呼吸検知ステップにおいて検知された前記計測対象者の前記呼吸の検知結果を、前記体動検知ステップにおいて検知された前記体動のデータに基づいて補正する補正ステップと、

を有している、

呼吸を計測する方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、呼吸センサおよび呼吸を計測する方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療や健康分野では、様々な体の状態を計測するニーズがある。このため、体の信号を計測する試みは、従来から多く行われてきた。例えば心電図は、心臓の筋肉が拡張と収縮を繰り返して心臓循環を生み出すときに発生する、微弱な活動電流を計測したものである。また、呼吸は心臓循環と同様に生命活動にとって欠かせない生理機能であり、運動中の自然な状態における呼吸計測は、実際の生活の中での呼吸器官の機能を診断する上で重要である。

【0003】

従来、計測対象者の呼吸を低侵襲で計測する場合、スパイロメータが広く用いられてきた。このスパイロメータでは、計測対象者の口元にマウスピースを装着し、このマウスピースから伸びるパイプ類に計測対象者の呼気または吸気を通して、この呼気または吸気をセンサにより計測する。

【0004】

上記スパイロメータでは、マウスピースから伸びるパイプ類が計測対象者の運動を妨げるために、計測対象者の運動中の呼吸計測を行うことが難しい。このため、計測対象者の運動を妨げることなく呼吸計測ができる呼吸センサが望まれている。

【0005】

計測対象者の運動を妨げることなく呼吸計測ができる呼吸センサとしては、例えば特許文献 1 に記載された発明が知られている。この発明では、計測対象者の胴体に密着して、横および縦方向に伸びるベストに圧電フィルムを設けている。そして、上記ベストの胸部および腹部の領域において、計測対象者の呼吸パターンおよび心臓の圧力に伴う胴体の変形によって圧電フィルムが歪むと、この歪みに圧電フィルムが反応して、上記呼吸パターンおよび心臓の圧力を求めるようになっている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特許 3 6 0 9 4 0 4 号公報

【発明の概要】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、呼吸は心臓循環機能と比べて随意的にも制御される側面があるため、計測対象者に与えられるストレスは呼吸の計測結果に影響を及ぼす。ここで、上述したスパイロメータにおいては、計測対象者はマウスピースの装着によりストレスを感じる。また、特許文献1の発明においては、計測対象者の胴体に密着させた圧電フィルムに生じる歪みから計測対象者の呼吸パターンおよび心臓の圧力を求めるため、計測対象者は歪まれた圧電フィルムからの反発力を受けてストレスを感じる。すなわち、上述した各呼吸計測の技術には、計測対象者に与えられるストレスのため、計測対象者の自然な状態における呼吸計測ができないという問題があった。

10

【0008】

本発明は、上記した問題を解決するものとして創案されたものである。すなわち、本発明が解決しようとする課題は、計測対象者の呼吸を体表に配設された別体の2部材間の距離に応じた出力により検知して計測することで、呼吸計測の際に計測対象者にかかるストレスをなくして、計測対象者の自然な状態での呼吸計測を実現することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するために、本発明の呼吸センサおよび呼吸を計測する方法は以下の手段をとる。

【0010】

まず、第1の発明は、計測対象者の呼吸を低侵襲で計測できる呼吸センサである。この呼吸センサは、計測対象者が呼吸に伴って伸縮させる体表領域である第1の体表領域において設定される第1のポイントに配設される第1の電気伝導体を備えている。また、上記呼吸センサは、上記第1の電気伝導体とは別体とされて、上記第1の体表領域において上記第1のポイントから離間されて設定される第2のポイントに配設されることで、第1の電気伝導体と隣り合う第2の電気伝導体を備えている。また、上記呼吸センサは、上記第1の電気伝導体と上記第2の電気伝導体との間における静電容量の変化を求め、この静電容量の変化から計測対象者の呼吸を検知する第1の検知手段を備えている。

20

【0011】

ヒトを含む肺呼吸の動物は、呼吸の際に肺の膨張および収縮を繰り返し、併せて胸郭などの体内組織を大きく動かす。この肺および体内組織の動きは、計測対象者の所定の体表領域における伸縮として現れる。ここで、上記第1の発明によれば、計測対象者の呼吸に伴う第1の体表領域の伸縮を、第1のポイントと第2のポイントとの離間距離の変化に応じた電気伝導体間の静電容量の変化として求め、この変化により計測対象者の呼吸を検知して計測することができる。ここで、第1のポイントに配設される第1の電気伝導体および第2のポイントに配設される第2の電気伝導体は互いに別体とされているため、計測対象者の体表領域の伸縮に対する反発力を計測対象者に与えることがない。これにより、呼吸計測の際に計測対象者にかかるストレスをなくして、計測対象者の自然な状態での呼吸計測を行うことができる。

30

【0012】

ついで、第2の発明は、計測対象者の呼吸を低侵襲で計測できる呼吸センサである。この呼吸センサは、計測対象者が呼吸に伴って伸縮させる体表領域である第1の体表領域において設定される第1のポイントに配設される第1の電気伝導体を備えている。また、上記呼吸センサは、上記第1の電気伝導体とは互いに別体とされて、上記第1の体表領域において上記第1のポイントから離間されて設定される第2のポイントに配設されることで、第1の電気伝導体と隣り合う第2の電気伝導体を備えている。また、呼吸センサは、計測対象者が第1の体表領域とは別に伸縮させる体表領域である第2の体表領域において設定される第3のポイントに配設される第3の電気伝導体を備えている。また、呼吸センサは、上記第3の電気伝導体とは別体とされて、上記第2の体表領域において上記第3のポイントから離間されて設定される第4のポイントに配設されることで、第3の電気伝導体

40

50

と隣り合う第 4 の電気伝導体を備えている。また、呼吸センサは、第 1 の電気伝導体と第 2 の電気伝導体との間における静電容量の変化、および、第 3 の電気伝導体と第 4 の電気伝導体との間における静電容量の変化をそれぞれ求め、この各静電容量の変化に基づいて計測対象者の呼吸を検知する第 2 の検知手段を備えている。

【 0 0 1 3 】

この第 2 の発明によれば、上述した第 1 の発明と同様に、呼吸計測の際に計測対象者にかかるストレスをなくして、計測対象者の自然な状態での呼吸計測を行うことができる。また、呼吸センサに第 3 の電気伝導体および第 4 の電気伝導体を備えさせることで、後述する第 5 の発明あるいは第 6 の発明を実現させることができる。

【 0 0 1 4 】

さらに、第 3 の発明は、上述した第 1 または第 2 の発明であって、計測対象者の体温を計測する温度計と、この温度計が計測した体温のデータに基づいて、計測対象者の呼吸の検知結果を補正する補正手段とを備えたものである。

【 0 0 1 5 】

ヒトを含む動物の肉体（および水）の比誘電率は、温度により変化する値であることが一般的に知られている。このため、計測対象者の呼吸計測を静電容量の変化として検知することで行う場合、運動などにより計測対象者の体温が変化すると、その体温の変化に合わせて呼吸の計測結果も変化する。

【 0 0 1 6 】

すなわち、上記第 3 の発明によれば、計測対象者の呼吸の検知結果を温度計によって計測した計測対象者の体温に基づいて補正することで、この体温の変化の影響を呼吸の計測結果から情報処理により除去または減少させることができる。これにより、計測対象者の呼吸の計測結果を容易に比較することができるようになるとともに、呼吸計測の精度を向上させることができる。

【 0 0 1 7 】

さらに、第 4 の発明は、上述した第 1 から第 3 の発明のいずれかの呼吸センサを使用して、計測対象者の呼吸を低侵襲で計測する、呼吸を計測する方法である。この呼吸を計測する方法においては、上記第 1 の体表領域を、計測対象者において右胸郭の前側に位置される右胸部分の体表に設定する。

【 0 0 1 8 】

呼吸による計測対象者の体表の伸縮は、この計測対象者において胸郭の前側に位置される胸部分の体表において顕著である。また、計測対象者の胸部分の体表において、左胸郭の前側に位置される左胸部分の体表は、計測対象者の心臓において全身に血液を送り出す左心室の拍動に応じて伸縮される。ここで、上記第 4 の発明によれば、上記呼吸による体表の伸縮が顕著に表れ、かつ、上記拍動による体表の伸縮が表れにくい右胸部分における体表の伸縮から計測対象者の呼吸を検知することで、この呼吸の検知の精度を高くすることができる。

【 0 0 1 9 】

さらに、第 5 の発明は、上述した第 2 の発明の呼吸センサを使用して、計測対象者の呼吸を低侵襲で計測する、呼吸を計測する方法である。この呼吸を計測する方法においては、上記第 1 の体表領域を、計測対象者が呼吸に伴って伸縮させる胸部の体表領域である胸部体表領域とし、上記第 2 の体表領域を、計測対象者が呼吸に伴って伸縮させる腹部の体表領域である腹部体表領域とする。

【 0 0 2 0 】

ヒトを含む哺乳類は、胸部の肋骨の間に位置する肋間筋を動かして行う胸式呼吸と、腹腔の胸腔と隣接する部分に位置する横隔膜を動かして行う腹式呼吸と、を組み合わせる呼吸を行う。この胸式呼吸および腹式呼吸の組み合わせ方は運動状態および体勢によって変わるので、運動中の呼吸計測においては胸式呼吸および腹式呼吸のそれぞれを区別して計測することが重要となる。ここで、胸部および腹部のそれぞれにおいて各体組織の動きを計測することで、胸式呼吸と腹式呼吸とを区別して計測できることが一部で知られている

10

20

30

40

50

。

【 0 0 2 1 】

ここで、上記第 5 の発明によれば、計測対象者の胸部体表領域および腹部体表領域の各伸縮をそれぞれ静電容量の変化により求め、この各静電容量の変化により計測対象者の呼吸を検知して計測することができる。これにより、計測対象者の胸式呼吸と腹式呼吸とを区別して計測することができる。

【 0 0 2 2 】

さらに、第 6 の発明は、上述した第 2 の発明の呼吸センサを使用して、計測対象者の呼吸を低侵襲で計測する、呼吸を計測する方法である。この呼吸を計測する方法は、上記第 1 の体表領域に配設された第 1 の電気伝導体と第 2 の電気伝導体との間における静電容量 10
の変化から、計測対象者の呼吸を検知する呼吸検知ステップを有している。また、上記呼吸を計測する方法は、上記第 2 の体表領域に配設された第 3 の電気伝導体と第 4 の電気伝導体との間における静電容量の変化から、計測対象者の体動を検知する体動検知ステップを有している。ここで、上記呼吸を計測する方法においては、計測対象者が呼吸とは別の体動により伸縮させる体表領域を上記第 2 の体表領域とする。また、上記呼吸を計測する方法は、上記呼吸検知ステップにおいて検知された計測対象者の呼吸の検知結果を、上記体動検知ステップにおいて検知された体動のデータに基づいて補正する補正ステップを有している。

【 0 0 2 3 】

計測対象者の体表は、計測対象者の呼吸に伴って伸縮される以外にも、計測対象者における体勢の変更などの体動によっても伸縮される。ここで、上記第 6 の発明によれば、計測対象者の呼吸の検知結果を第 2 の検知手段が検知した体動に基づいて補正することで、この体動による体表の伸縮の影響を情報処理により除去または減少させることができる。これにより、計測対象者の呼吸計測の精度を向上させることができる。 20

【 0 0 2 4 】

さらに、第 7 の発明は、上述した第 1 から第 3 の発明のいずれかの呼吸センサを用いた呼吸計測システムである。この呼吸計測システムは、呼吸センサの出力を無線送信する無線送信装置と、この無線送信装置からの無線送信を受信する無線受信装置とを備えている。

。

【 0 0 2 5 】

この第 7 の発明によれば、呼吸センサの出力を外部に無線送信するので、計測対象者の呼吸を、この計測対象者の行動範囲および運動状態に制限を設けることなく、外部の計測者が静止した状態で計測することができる。 30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 6 】

【 図 1 】本発明の第 1 の実施形態にかかる呼吸センサ 1 0 の使用状態を表した説明図である。

【 図 2 】図 1 の部分拡大図である。

【 図 3 】図 2 の I I I - I I I 線断面図である。

【 図 4 】ヒトの胸部の皮膚に貼り付けた電極の対に交流電場を印加した際のインピーダンスの周波数特性をプロットしたグラフであり、上記ヒトが息を吐いた状態における計測結果である。 40

【 図 5 】ヒトの胸部の皮膚に貼り付けた電極の対に交流電場を印加した際の位相の周波数特性をプロットしたグラフであり、上記ヒトが息を吐いた状態における計測結果である。

【 図 6 】ヒトの胸部の皮膚に貼り付けた電極の対に交流電場を印加した際のインピーダンスの周波数特性をプロットしたグラフであり、上記ヒトが息を吸った状態における計測結果である。

【 図 7 】ヒトの胸部の皮膚に貼り付けた電極の対に交流電場を印加した際の位相の周波数特性をプロットしたグラフであり、上記ヒトが息を吸った状態における計測結果である。

【 図 8 】本発明の第 2 の実施形態にかかる呼吸センサ 2 0 の使用状態を表した説明図であ 50

る。

【図 9】ヒトの腹部の皮膚に貼り付けた電極の対に交流電場を印加した際における各電極間の静電容量の変化をプロットしたグラフであり、朝 10 時に行われた実験の結果である。

【図 10】ヒトの腹部の皮膚に貼り付けた電極の対に交流電場を印加した際における各電極間の静電容量の変化をプロットしたグラフであり、昼食前に行われた実験の結果である。

【図 11】ヒトの腹部の皮膚に貼り付けた電極の対に交流電場を印加した際における各電極間の静電容量の変化をプロットしたグラフであり、昼食中に行われた実験の結果である。

【図 12】ヒトの腹部の皮膚に貼り付けた電極の対に交流電場を印加した際における各電極間の静電容量の変化をプロットしたグラフであり、昼食後に行われた実験の結果である。

【図 13】ヒトの腹部の皮膚に貼り付けた電極の対に交流電場を印加した際における各電極間の静電容量の変化をプロットしたグラフであり、15 時に行われた実験の結果である。

【図 14】ヒトの腹部の皮膚に貼り付けた電極の対に交流電場を印加した際における各電極間の静電容量の変化をプロットしたグラフであり、16 時に行われた実験の結果である。

【図 15】ヒトの腹部の皮膚に貼り付けた電極の対に交流電場を印加した際における各電極間の静電容量の変化をプロットしたグラフであり、上記ヒトが左右ひねり運動をしている状態における計測結果である。

【図 16】ヒトの腹部の皮膚に貼り付けた電極の対に交流電場を印加した際における各電極間の静電容量の変化をプロットしたグラフであり、上記ヒトが体幹前後屈運動をしている状態における計測結果である。

【発明を実施するための形態】

【0027】

以下に、本発明を実施するための形態について、図面を用いて説明する。なお、以下においては、図 3 に示す電極 11、12 に芯線 10B、10D を接着させる導電性の接着剤などの付随的な構成について、その図示および詳細な説明を省略する。また、以下においては、上下、左右、前後の各方向を、立って正面を向いた状態の計測対象者 90 (図 1 参照) から見た方向として説明を行う。

【0028】

第 1 の実施形態

始めに、第 1 の実施形態にかかる呼吸センサ 10 の構成について、図 1 ないし図 3 を用いて説明する。この呼吸センサ 10 は、図 1 に示すように、ヒトを計測対象者 90 として、この計測対象者 90 の日常生活における呼吸を、計測対象者 90 に対して負担をかけることなく (すなわち低侵襲の状態) で計測するための携帯型の呼吸センサである。

【0029】

呼吸センサ 10 は、計測対象者 90 に貼り付けられる別体の電極 11、12 からそれぞれ伸びるケーブル 10A、10C に解析装置 13 を接続した構成となっている。各電極 11、12 は、図 1 および図 2 に示すように、導電糸を平織にした導電布 11A、12A に多数の孔 (図 2 参照) を開けるメッシュ加工を施し、この各導電布 11A、12A に各ケーブル 10A、10C の芯線 10B、10D を接着させたものである。ここで、各電極 11、12 は、それぞれ本発明における「第 1 の電気伝導体」および「第 2 の電気伝導体」に相当する。

【0030】

また、各電極 11、12 は、無色透明で透湿性のあるドレッシングテープ 11B、12B に両面を覆われて、このドレッシングテープ 11B、12B を介して計測対象者 90 に貼り付けられるようになっている。メッシュ加工が施された導電布 11A、12A により

10

20

30

40

50

形成された各電極 11、12 をドレッシングテープ 11B、12B を介して貼り付ける構成によれば、計測対象者 90 において各電極 11、12 が貼られた部分の蒸れを抑えて、計測対象者 90 がストレスを覚えることを抑えることができる。

【0031】

各電極 11、12 は、図 1 および図 3 に示すように、それぞれ、計測対象者 90 が呼吸に伴って伸縮させる胸部の体表領域である胸部体表領域 91 において設定される第 1 のポイント 91A および第 2 のポイント 91B に配設される。この第 1 のポイント 91A および第 2 のポイント 91B は、それぞれに配設される電極 11、12 が互いに重なり合うことなく隣り合うように、互いに離間された位置に設定される。ここで、胸部体表領域 91 は、計測対象者 90 の胸郭 93 の前側（図 3 で見て上側）に位置されて、計測対象者 90 の呼吸に伴う体表の伸縮が顕著に表れる体表領域であり、本発明における「第 1 の体表領域」に相当する。

10

【0032】

解析装置 13 は、各電極 11、12 間における静電容量の変化を求めて、この静電容量の変化から計測対象者 90 の呼吸を検知するものであり、本発明における「第 1 の検知手段」に相当する。なお、解析装置 13 は、各電極 11、12 間に一定の周波数の交流電場を印加した際のインピーダンスを計測し、その計測結果から各電極 11、12 間における静電容量の変化を算定して求めるように構成されている。また、解析装置 13 が検知した呼吸は、解析装置 13 に備えられたモニタ 13A（図 1 参照）に、呼吸における換気量の時間変化を示す波形として出力されるようになっている。

20

【0033】

呼吸センサ 10 は、計測対象者 90 の呼吸に伴う胸部体表領域 91 の伸縮を、第 1 のポイント 91A と第 2 のポイント 91B との離間距離の変化に応じた各電極 11、12 間の静電容量の変化として求める。そして、呼吸センサ 10 は、求めた静電容量の変化により計測対象者 90 の呼吸を検知して計測することを実現させる。ここで、第 1 のポイント 91A に配設される電極 11 および第 2 のポイント 91B に配設される電極 12 は互いに別体とされているため、計測対象者 90 の胸部体表領域 91 の伸縮に対する反発力を計測対象者 90 に与えることがない。これにより、呼吸計測の際に計測対象者 90 にかかるストレスをなくして、計測対象者 90 の自然な状態での呼吸計測を行うことが可能な呼吸センサ 10 を提供することができる。

30

【0034】

ここで、呼吸センサ 10 により計測対象者 90 の呼吸を計測する際には、図 1 および図 3 に示すように、第 1 のポイント 91A および第 2 のポイント 91B を、胸部体表領域 91 のうち右胸郭 93A の前側に位置される右胸部分 91C の体表に配設することが好ましい。ここで、右胸部分 91C は、計測対象者 90 の呼吸による体表の伸縮が顕著に表れる胸部体表領域 91 において、左胸郭 93B の前側に位置される左胸部分 91D（図 1 参照）よりも計測対象者 90 の心臓 94（図 1 参照）の拍動による体表の伸縮が表れにくい。これは、図 1 に示すように、計測対象者 90 の心臓 94 において全身に血液を送り出す拍動により計測対象者 90 の体表を伸縮させる左心室 94A が、計測対象者 90 の正中線 90A と比べて左側に寄っていることによるものである。第 1 のポイント 91A および第 2 のポイント 91B が配設される第 1 の体表領域を右胸部分 91C の体表に設定する手法によれば、左心室 94A の拍動による体表の伸縮の影響を抑えて、計測対象者 90 の呼吸の検知精度を高めることができる。

40

【0035】

また、呼吸センサ 10 により計測対象者 90 の呼吸を計測する際には、計測対象者 90 において各電極 11、12 が貼られた部分の蒸れを抑えることが好ましい。これは、呼吸計測の際に計測対象者 90 にかかるストレスをなくして、計測対象者 90 の自然な状態での呼吸計測を行うことを可能とするためである。また、上記蒸れの原因となる水分が各電極 11、12 間の静電容量に影響を及ぼして正確な呼吸計測ができなくなることを回避するためでもある。

50

【0036】

本発明者らは、上述した呼吸センサ10の計測結果と実際の呼吸との対応関係を調べるために実験（以下、「第1の実験」とも称する。）を行った。以下、この第1の実験について、主に図4ないし図7を用いて説明する。本発明者らは、呼吸センサ10における各電極11、12（図2参照）と同じ電極の対をヒトの胸部の皮膚に貼り付け、上記電極の対に交流電場を印加した際のインピーダンスおよび位相の周波数特性を計測する実験を行った。この第1の実験は、上記ヒトが息を吐き終わってから吸い始めるまでの息の止まった状態（以下、「息を吐いた状態」とも称する。）と、上記ヒトが息を吸い終わってから吐き始めるまでの息の止まった状態（以下、「息を吸った状態」とも称する。）とにおいて行われた。

10

【0037】

上記第1の実験からは、図5および図7に示すように、上記電極の対に印加される交流電場の周波数が50[kHz]以上200[kHz]以下である場合、その位相は上記ヒトの呼吸によらずほぼ-90[°]であることが分かった。これは、上記電極の対をヒトの皮膚に貼り付けて交流電場を印加した場合、この交流電場の周波数が50[kHz]以上200[kHz]以下であれば、上記電極の対はコンデンサーとして振る舞うことを意味している。

【0038】

また、上記第1の実験からは、図4および図6に示すように、上記ヒトが息を吸った状態から吐いた状態になると、50[kHz]以上200[kHz]以下の周波数範囲における上記電極の対のインピーダンスが2.5倍程度に大きくなることが分かった。これは、ヒトの皮膚に貼り付けられた上記電極の対がコンデンサーとして振る舞う場合における上記電極の対間の静電容量が、上記ヒトの呼吸に応じて大きく変動することを意味している。このため、本発明の呼吸センサ10が計測する各電極11、12（図2参照）間の静電容量の変化は、計測対象者90の呼吸における換気量の変化を計測するために用いることができることと推定される。

20

【0039】

第2の実施形態

続いて、第2の実施形態にかかる呼吸センサ20の構成について、主に図8を用いて説明する。第2の実施形態にかかる呼吸センサ20は、第1の実施形態にかかる呼吸センサ10を変形した実施形態である。したがって、上記第1の実施形態にかかる呼吸センサ10の各構成と共通する構成については、第1の実施形態にかかる呼吸センサ10の各構成に付した符号から、その十の位の数字を「2」に置き換えた符号を付して対応させ、その詳細な説明を省略する。

30

【0040】

第2の実施形態の呼吸センサ20は、図8に示すように、複数の計測対象者90の呼吸を、各計測対象者90に負担をかけることなく（すなわち低侵襲の状態）計測するための呼吸計測システムの一部をなす呼吸センサである。この呼吸センサ20の解析装置23には、計測対象者90の第1のポイント91Aおよび第2のポイント91Bに配設される各電極21、22に加えて、計測対象者90の腹部体表領域92に貼り付けられる別体の電極24、25が接続されている。ここで、腹部体表領域92は、計測対象者90の呼吸に伴って胸部体表領域91とは別に伸縮され、かつ、計測対象者90における体勢の変更などの、呼吸とは別の体動によっても伸縮される腹部の体表領域であり、本発明における「第2の体表領域」に相当する。なお、各電極21、22、24、25の具体的な構成およびその作用効果は、それぞれ、第1の実施形態にかかる呼吸センサ10の各電極11、12（図1参照）の構成および作用効果と同様であるので、その図示および詳細な説明を省略する。

40

【0041】

各電極24、25は、図8に示すように、計測対象者90の腹部体表領域92において設定される第3のポイント92Aおよび第4のポイント92Bに配設され、ケーブル20

50

E、20Fを介して解析装置23に接続される。ここで、第3のポイント92Aおよび第4のポイント92Bは、それぞれに配設される電極24、25が互いに重なり合うことなく隣り合うように、互いに離間された位置に設定される。すなわち、各電極24、25は、それぞれ本発明における「第3の電気伝導体」および「第4の電気伝導体」に相当する。なお、図8においては、第3のポイント92Aおよび第4のポイント92Bは、計測対象者90の腹部体表領域92において、計測対象者90の正中線90Aに対して対象となる位置に設定されている。

【0042】

解析装置23は、各電極21、22間における静電容量の変化と、各電極24、25間における静電容量の変化をそれぞれ求めて、この各静電容量の変化に基づいて計測対象者90の呼吸を検知するものであり、本発明における「第2の検知手段」に相当する。なお、解析装置23は、各電極21、22間および各電極24、25間に一定の周波数の交流電場を印加した際のインピーダンスを計測し、その各計測結果から計測対象者90の呼吸を検知して求めるように構成されている。

【0043】

ここで、各電極21、22、24、25による検知結果のうち、各電極24、25間の静電容量の変化からは計測対象者90の腹式呼吸の情報が多く得られ、各電極21、22間の静電容量の変化からは計測対象者90の胸式呼吸の情報が多く得られる。これにより、計測対象者90の胸式呼吸と腹式呼吸とを区別して計測することができる。

【0044】

ところで、解析装置23は、各電極21、22、24、25による計測対象者90の呼吸の検知結果を補正する装置である補正手段23Cを備えている。この補正手段23Cには、ケーブル23Aを介して温度計23Bが接続されている。この温度計23Bは、計測対象者90の体表に貼り付けられてこの計測対象者90の体温を常時計測し、計測した体温のデータを補正手段23Cに常時出力するようになっている。

【0045】

上記各構成により、解析装置23は、以下の手法で計測対象者90の呼吸を計測することを実現させる。すなわち、解析装置23は、まず、計測対象者90の胸部体表領域91に配設された各電極21、22の間における静電容量の変化から、計測対象者90の呼吸を検知する。ついで、解析装置23は、計測対象者90の腹部体表領域92に配設された各電極24、25の間における静電容量の変化から、計測対象者90の呼吸とこの呼吸とは別の体動とを検知する。このとき、解析装置23の補正手段23Cは、各電極24、25の間における静電容量の変化から検知した上記体動のデータに基づいて、各電極21、22および各電極24、25の間における静電容量の変化に基づく計測対象者90の呼吸の検知結果を補正する。また、解析装置23の補正手段23Cは、温度計23Bから入力される計測対象者90の体温のデータに基づいて、上記体動のデータにより補正された計測対象者90の呼吸の各検知結果をさらに補正する。

【0046】

上述した手法によれば、計測対象者90の呼吸の検知結果を解析装置23が検知した体動に基づいて補正することで、この体動による体表の伸縮の影響を情報処理により除去または減少させることができる。これにより、計測対象者90の呼吸計測の精度を向上させることができる。さらに、上述した手法によれば、計測対象者90の呼吸の検知結果を温度計23Bによって計測した計測対象者90の体温に基づいて補正することで、この体温の変化の影響を呼吸の計測結果から情報処理により除去または減少させることができる。これにより、計測対象者90の呼吸の計測結果を容易に比較することができるようになる。とともに、呼吸計測の精度を向上させることができる。

【0047】

また、解析装置23の補正手段23Cには、ケーブル26Aを介して無線送信装置26（本実施形態では市販のZIGBEE（登録商標）製品）が接続されている。この無線送信装置26は、補正手段23Cによる補正が完了した計測対象者90の呼吸の各検知結果

10

20

30

40

50

に、呼吸センサ 20 の識別符号を付加して電波 26 B として無線送信する。この電波 26 B は、モニタ 27 A を備えた無線受信装置 27 により受信される。この無線受信装置 27 は、電波 26 B から抽出した計測対象者 90 の呼吸の各検知結果を換気量の変化に変換して呼吸センサ 20 の識別符号とともにモニタ 27 A に表示させる。このモニタ 27 A は、外部の計測者または自動監視装置（図示省略）により監視することができ、複数の計測対象者 90 の呼吸を長期間にわたって計測することができるようになっている。これにより、複数の計測対象者 90 の健康状態を診断することができる。

【0048】

上記構成によれば、呼吸センサ 20 からの出力は、無線送信により外部のモニタ 27 A に表示される。このため、計測対象者 90 の呼吸を、この計測対象者 90 の行動範囲および運動状態に制限を設けることなく、外部の計測者（図示省略）が静止した状態で計測することができる。また、呼吸センサ 20 からの出力を呼吸センサ 20 の識別符号とともに表示することで、複数の計測対象者 90 の呼吸をそれぞれ計測する場合に、計測結果の取り違えを防ぐことができる。

【0049】

本発明者らは、上述した呼吸センサ 20 の計測結果と実際の呼吸および体動との対応関係を調べるために実験を行った。以下、本発明者らが行った実験について、主に図 9 ないし図 16 を用いて説明する。

【0050】

本発明者らは、呼吸センサ 20 における各電極 24、25（図 8 参照）と同じ電極の対をヒトの腹部の皮膚に貼り付けて交流電場を印加した際における上記各電極間の静電容量の変化を、時間を追って計測する実験（以下、「第 2 の実験」とも称する。）を行った。この第 2 の実験は、上記電極の対の貼り替えを行うことなく、同日の朝 10 時、昼食前、昼食中、昼食後、15 時、16 時の各時間帯において、上記ヒトに同じ姿勢をとらせた状態で行われた。ここで、昼食前は朝 10 時よりも後で昼食中よりも前の時間帯であり、昼食後は昼食中よりも後で 15 時よりも前の時間帯である。

【0051】

上記第 2 の実験からは、図 9 ないし図 14 に示すように、上記各電極間の静電容量は、時間帯によらず 2～3 [秒] 程度の周期で 10 [pF] 程度の増減を繰り返していることが分かった。ここで、本発明者らは、上記各電極間の静電容量の変化と上記ヒトの様子とを一緒に観察することで、このヒトが息を吐いて腹が凹むと上記各電極間の静電容量が減少し、上記ヒトが息を吸って腹が膨れると上記各電極間の静電容量が増加することを確認している。このため、本発明の呼吸センサ 20 が計測する各電極 24、25（図 5 参照）間の静電容量の変化は、計測対象者 90 の呼吸における換気量の変化を計測するために用いることができると推定される。

【0052】

また、上記第 2 の実験からは、上記各電極間の静電容量は、上記ヒトが食事をした後に増加し、この食事から時間がたつと減少することが分かった。これは、上記ヒトが食事をすることによる腹の膨れが、上記各電極間の静電容量に影響を及ぼしたためであると推定される。

【0053】

さて、本発明者らは、上記第 2 の実験で使用した電極の対をヒトの腹部の皮膚に貼り付けて交流電場を印加した際における上記各電極間の静電容量の変化を、上記ヒトが左右ひねり運動を行っている間に計測する実験（以下、「第 3 の実験」とも称する。）を行った。ここで、「左右ひねり運動」とは、立った状態の計測対象者 90 が、正面を向いた体勢、上体を左にひねった左ひねりの体勢、上体を正面に戻した体勢、および、上体を右にひねった右ひねりの体勢の各体勢をこの順で繰り返す運動のことである。

【0054】

上記第 3 の実験からは、図 15 に示すように、上記各電極間の静電容量は、2 [秒] 程度の周期で増減を繰り返していることが分かった。ここで、本発明者らは、上記各電極間

10

20

30

40

50

の静電容量の変化と上記ヒトの様子とを一緒に観察することで、このヒトが息を吐いて腹が凹むと上記各電極間の静電容量が減少し、上記ヒトが息を吸って腹が膨れると上記各電極間の静電容量が増加することを確認している。また、上記第3の実験からは、上記ヒトが左ひねりの体勢を取ったときには上記各電極間の静電容量が増加し、上記ヒトが右ひねりの体勢を取ったときにはこのヒトの呼吸に伴う静電容量の増減の幅が小さくなることが分かった。

【0055】

また、本発明者らは、上記第3の実験におけるヒトの運動を左右ひねり運動から体幹前後屈運動に変更し、それ以外の条件を上記第3の実験と同じとした場合における、各電極間の静電容量の変化を計測する実験（以下、「第4の実験」とも称する。）を行った。ここで、「体幹前後屈運動」とは、立った状態の計測対象者90が、正面を向いた体勢、上体を前に倒した前屈の体勢、上体を正面に戻した体勢、および、上体を後ろに返らせた後屈の体勢の各体勢をこの順で繰り返す運動のことである。

10

【0056】

上記第4の実験からは、図16に示すように、上記各電極間の静電容量は、2[秒]程度の周期で増減を繰り返していることが分かった。ここで、本発明者らは、上記各電極間の静電容量の変化と上記ヒトの様子とを一緒に観察することで、このヒトが息を吐いて腹が凹むと上記各電極間の静電容量が減少し、上記ヒトが息を吸って腹が膨れると上記各電極間の静電容量が増加することを確認している。また、上記第4の実験からは、上記ヒトが前屈の体勢を取ったときにはこのヒトの呼吸に伴う静電容量の増減の幅が小さくなり、上記ヒトが後屈の体勢を取ったときには上記各電極間の静電容量が増加することが分かった。

20

【0057】

上述した第3の実験および第4の実験からは、ヒトの皮膚に貼り付けられた上記電極の対間の静電容量が、上記ヒトの呼吸および体動に応じて、それぞれに異なる態様で変動することが分かる。このため、図8に示す呼吸センサ20が計測する各電極24、25間の静電容量の変化は、計測対象者90の呼吸を計測する用途と、各電極21、22による計測対象者90の呼吸の計測結果を補正する用途との2つの用途に用いることができると推定される。

30

【0058】

本発明は、上述した第1および第2の実施形態で説明した外観、構成に限定されず、本発明の要旨を変更しない範囲で種々の変更、追加、削除が可能である。例えば、以下のような各種の形態を実施することができる。

【0059】

(1) 上述した第1の実施形態においては、呼吸センサの解析装置に、計測対象者における呼吸とは別の体動を計測するモーションセンサと、このモーションセンサの計測結果に基づき計測対象者の呼吸の検知結果を補正する補正手段とを接続した変形例が採用可能である。ここで、上記モーションセンサとしては、加速度センサおよびジャイロセンサの一方あるいは両方の組み合わせを使用することができる。

40

【0060】

(2) 上述した第1の実施形態において、呼吸センサの解析装置に、計測対象者の体温を計測する温度計と、この温度計が計測した体温のデータに基づいて計測対象者の呼吸の検知結果を補正する補正手段とを接続した変形例を採用することができる。

【0061】

(3) 呼吸センサの各電極の導電性繊維を有する布は、織物や不織布、編物など、任意の構造の布とすることができる。また、上記各電極は導電性繊維を有する布に限定されない。すなわち、各電極は、導電性を有して全体が導通されていればよく、例えば各電極を金属などの良導体によって形成された箔または網とすることができ、その形状は適宜設定することができる。ただし、各電極は、柔軟性を備えて、呼吸計測時において計測対象者に不快感やストレスを与えないものであることが望ましい。

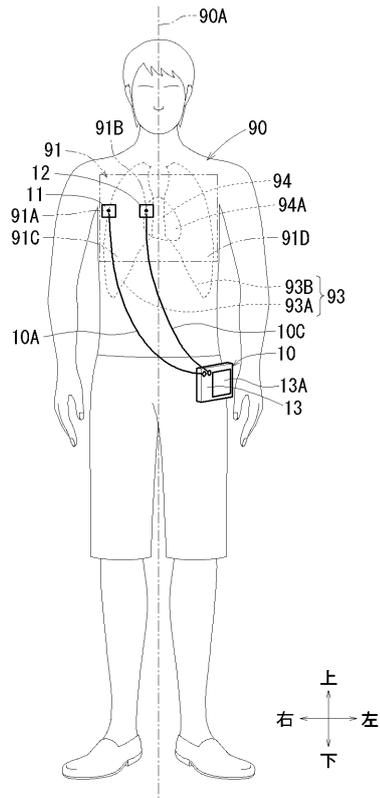
50

【符号の説明】

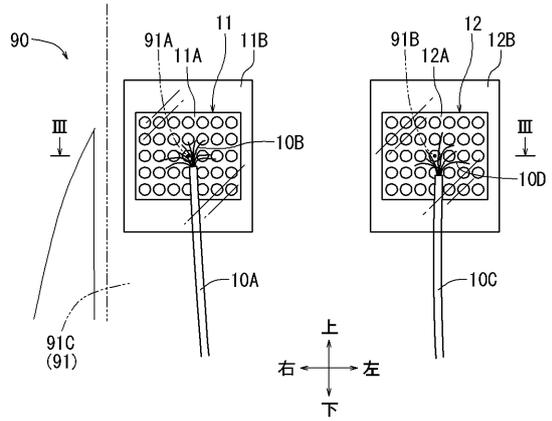
【0062】

10	呼吸センサ	
10A	ケーブル	
10B	芯線	
10C	ケーブル	
10D	芯線	
11	電極（第1の電気伝導体）	
11A	導電布	
11B	ドレッシングテープ	10
12	電極（第2の電気伝導体）	
12A	導電布	
12B	ドレッシングテープ	
13	解析装置（第1の検知手段）	
20	呼吸センサ	
20A	ケーブル	
20C	ケーブル	
20E	ケーブル	
20F	ケーブル	
21	電極（第1の電気伝導体）	20
22	電極（第2の電気伝導体）	
23	解析装置（第2の検知手段）	
23A	ケーブル	
23B	温度計	
23C	補正手段	
24	電極（第3の電気伝導体）	
25	電極（第4の電気伝導体）	
26	無線送信装置	
26A	ケーブル	
26B	電波	30
27	無線受信装置	
27A	モニタ	
90	計測対象者	
90A	正中線	
91	胸部体表領域（第1の体表領域）	
91A	第1のポイント	
91B	第2のポイント	
91C	右胸部分（第1の体表領域）	
91D	左胸部分	
92	腹部体表領域（第2の体表領域）	40
92A	第3のポイント	
92B	第4のポイント	
93	胸郭	
93A	右胸郭	
93B	左胸郭	
94	心臓	
94A	左心室	

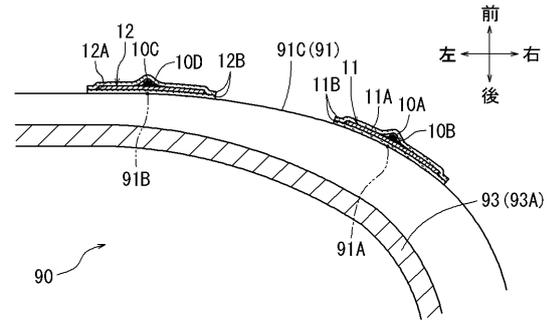
【 図 1 】



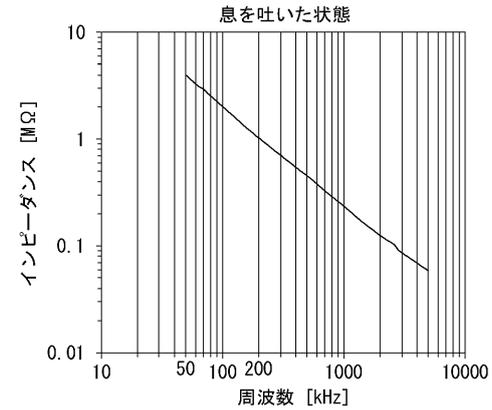
【 図 2 】



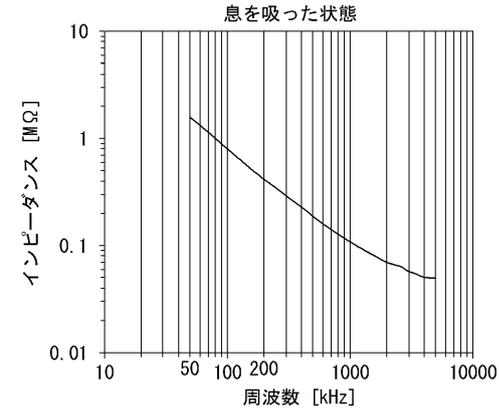
【 図 3 】



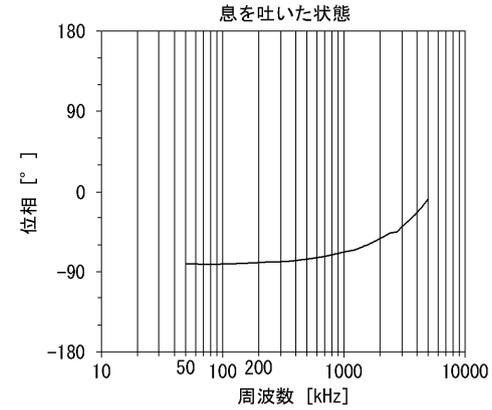
【 図 4 】



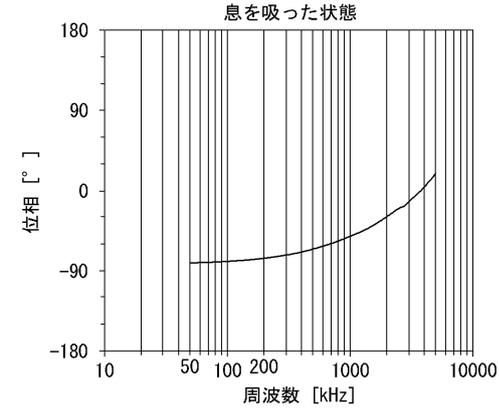
【 図 6 】



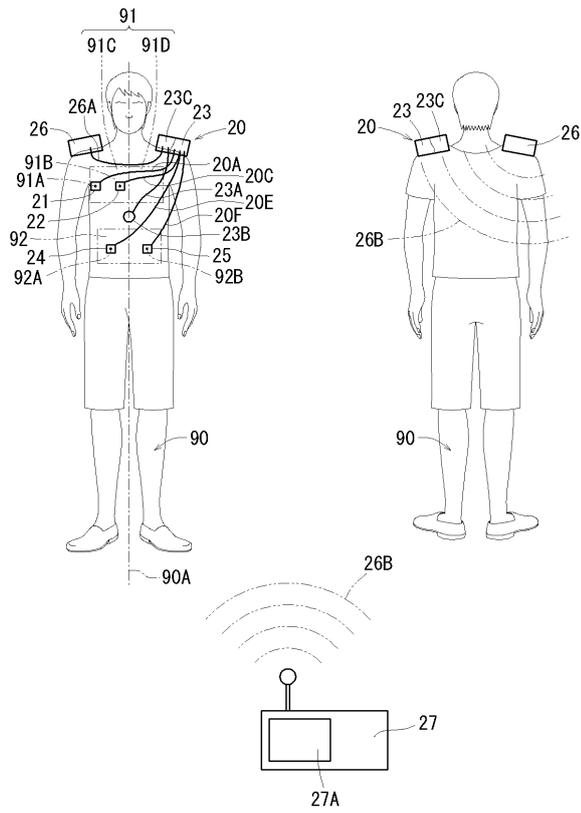
【 図 5 】



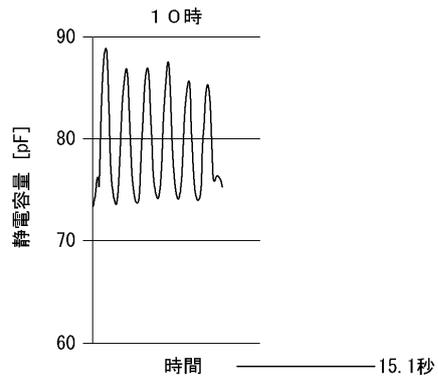
【 図 7 】



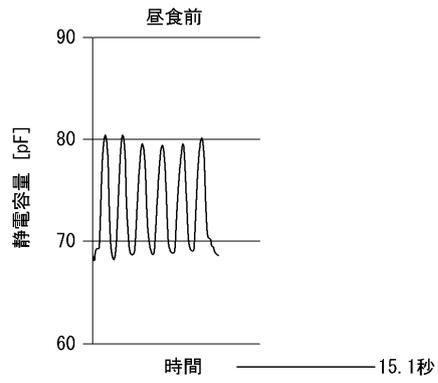
【 図 8 】



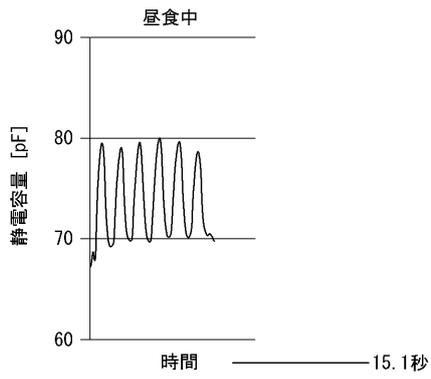
【 図 9 】



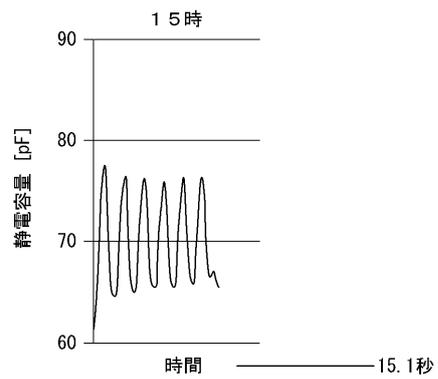
【 図 10 】



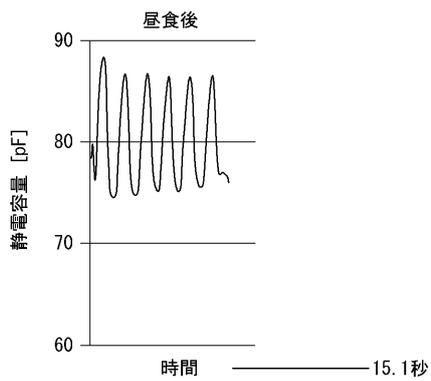
【 図 11 】



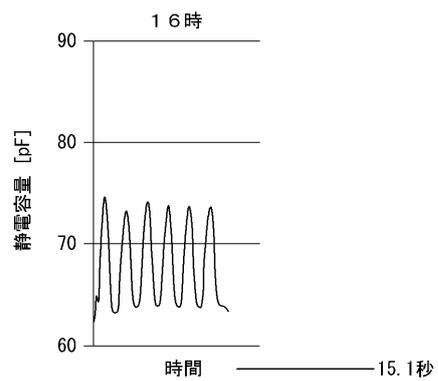
【 図 13 】



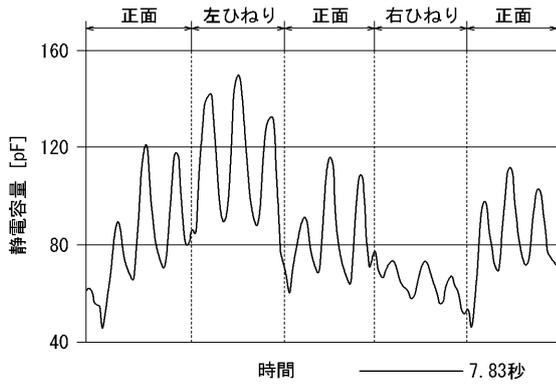
【 図 12 】



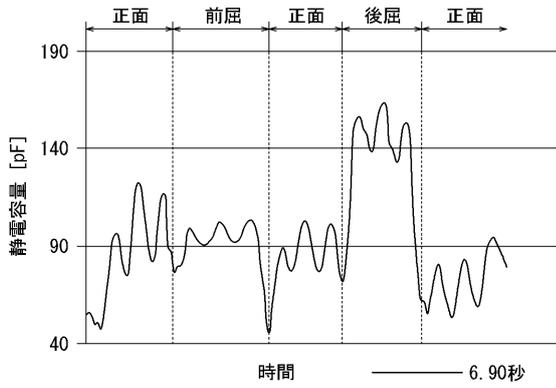
【 図 14 】



【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



フロントページの続き

- (72)発明者 水野 寛隆
愛知県名古屋市中区上前津二丁目9番29号 株式会社榎屋内
- (72)発明者 佐々木 実
愛知県名古屋市中区天白区久方2丁目12番地1 豊田工業大学内
- (72)発明者 寺澤 槇恵
愛知県名古屋市中区天白区久方2丁目12番地1 豊田工業大学内
- Fターム(参考) 4C038 VA04 VB01 VB32 VB33 VC20