

(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2020-81689

(P2020-81689A)

(43) 公開日 令和2年6月4日(2020.6.4)

(51) Int.Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 5/02 (2006.01) A 6 1 B 5/02 3 1 0 N 4 C 0 1 7

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2018-224493 (P2018-224493)	(71) 出願人	504237050 独立行政法人国立高等専門学校機構 東京都八王子市東浅川町701番2
(22) 出願日	平成30年11月30日(2018.11.30)	(74) 代理人	100134979 弁理士 中井 博
		(72) 発明者	石井 耕平 香川県高松市勅使町355 香川高等専門学校内
		(72) 発明者	斎藤 逸郎 千葉県習志野市東習志野6丁目11番24号 iMed Japan株式会社内
		(72) 発明者	平岡 延章 香川県高松市勅使町355 香川高等専門学校内
		Fターム(参考)	4C017 AA09 AB10 AC04 EE01 FF15

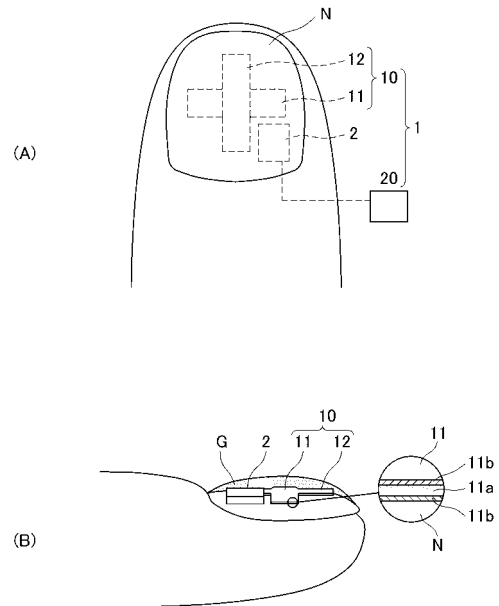
(54) 【発明の名称】 ウェアラブル脈波センサ

(57) 【要約】

【課題】小型化が可能であり、爪に取り付けた状態で生体情報である脈波を長期間測定することが可能となる、ウェアラブル脈波センサを提供することを目的とする。

【解決手段】爪Nの表面に取り付けられるセンサ部10と、センサ部10と電氣的に接続されたデータ受信部2と、を備え、センサ部10が、脈波検出用の圧電シート12を有しており、脈波検出用の圧電シート12は、その圧延方向が爪の幅方向に沿うように取り付けられる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

爪の表面に取り付けられるセンサ部と、
該センサ部と電氣的に接続されたデータ受信部と、を備え、
前記センサ部が、
脈波検出用の圧電シートを有しており、
該脈波検出用の圧電シートは、
その圧延方向が爪の幅方向に沿うように取り付けられる
ことを特徴とするウェアラブル脈波センサ。

【請求項 2】

前記脈波検出用の圧電シートは、
長手方向の長さに対して該長手方向と直交する幅方向の長さが短く、かつ、長手方向と圧
延方向とが平行になるように形成されている
ことを特徴とする請求項 1 記載のウェアラブル脈波センサ。

【請求項 3】

前記脈波検出用の圧電シートを複数枚備えており、
該複数枚の脈波検出用の圧電シートは、
いずれも圧延方向が爪の幅方向に沿うように貼り付けられており、
該複数枚の脈波検出用の圧電シートが直列になるように電氣的に接続されている
ことを特徴とする請求項 1 または 2 記載のウェアラブル脈波センサ。

【請求項 4】

前記脈波検出用の圧電シートを複数枚備えており、
該複数枚の脈波検出用の圧電シートは、
いずれも圧延方向が爪の幅方向に沿うように積層して貼り付けられており、
該複数枚の脈波検出用の圧電シートが直列になるように電氣的に接続されている
ことを特徴とする請求項 1、2 または 3 記載のウェアラブル脈波センサ。

【請求項 5】

前記センサ部が、
校正用の圧電シートを有しており、
該校正用の圧電シートは、
その圧延方向が前記脈波検出用の圧電シートの圧延方向と直交するように取り付けられる
ことを特徴とする請求項 1、2、3 または 4 記載のウェアラブル脈波センサ。

【請求項 6】

前記圧電シートが接着剤によって爪に固定されており、
該接着剤は、
硬化後は前記圧電シートよりも変形性が小さくなるものである
ことを特徴とする請求項 1、2、3、4 または 5 記載のウェアラブル脈波センサ。

【請求項 7】

前記圧電シートは、厚さが $115\ \mu\text{m}$ よりも薄い
ことを特徴とする請求項 1、2、3、4、5 または 6 記載のウェアラブル脈波センサ。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、ウェアラブル脈波センサに関する。さらに詳しくは、人の爪に取り付けて脈波を測定できるウェアラブル脈波センサに関する。

【背景技術】**【0002】**

現在、人の体に装着して、人の運動状態や脈拍などを測定するセンサが多数開発されている。例えば、人の腕に装着して、腕の動きや人の体全体の動きを測定するものや、脈拍などを測定するものなどが開発されている。

10

20

30

40

50

【0003】

このようなウェアラブルセンサを使用すれば、大掛かりな装置を使用せずに人の動きをモニタリングできるし、静止した状態でしか測定できなかった脈波や体温等を運動中でも測定できる。また、高齢者に装着してもらえば、高齢者の方の安否確認や見守りにも活用できるという利点が見られる。

【0004】

一方、ウェアラブルセンサは近年小型軽量になっており装着による違和感も少なくなってきたが、それでも特別な機器を装着しているという感覚を払しょくするまでには至っていない。その理由として、ウェアラブルセンサは体表面に取り付ける形態を有するものが多いことが挙げられる。体表面には汗腺や感覚神経が多数存在しているため、小型のセンサであっても異物が体表面に接触しているという感覚を完全に排除することが難しい。

10

【0005】

一方、爪には汗腺や感覚神経が無いので、爪にセンサを取り付ければ装着による違和感が無い状態にできる可能性がある。爪にセンサを取り付けた例としては、特許文献1、2等がある。これらの技術は、爪に歪ゲージを取り付けて指が物体に触ったときにおける爪の歪を測定して、その歪に基づいて触覚情報を得ることを目的とするものである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

20

【特許文献1】特許第5108485号公報

【特許文献2】特開2001-265522号公報

【特許文献3】特開2018-121704号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】石井等、“付け爪型脈波計のための反射型光電脈波回路の開発”、第55回日本生体医工学会、2016.4.27

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

30

上述した特許文献1、2の技術は、人の指や指腹等に加わる力や触覚を爪の歪を測定して検出するものであり、爪の歪を利用して生体情報を測定するものではない。

【0009】

現在、爪に取り付けて生体情報である脈波を測定するウェアラブルセンサの開発が試みられている。例えば、特許文献3および非特許文献1には、爪にLED光を照射してその反射光を受光し、受光した反射光に基づいて脈波を把握する技術が開示されている。

【0010】

かかる非特許文献1および特許文献3の装置を使用すれば、測定された情報から、人が日常の活動を行った際における生体情報のある程度の精度で把握することができる可能性がある点で優れている。

40

【0011】

しかし、非特許文献1および特許文献3の装置は、LED光を爪に照射する機器と反射光を受光するセンサの両方が必要になるので装置を小型化することが難しい。また、LED光を発光する機器およびLED光を受光するセンサの作動には電力が必要である。しかも、測定精度を向上する上では、ある程度の光量を有する光を照射する必要があるため、電源もある程度の容量が必要であるため、装置を小型化しつつ長時間の作動を確保することが難しい。

【0012】

本発明は上記事情に鑑み、小型化が可能であり、爪に取り付けた状態で生体情報である脈波を長期間測定することが可能となるウェアラブル脈波センサを提供することを目的と

50

する。

【課題を解決するための手段】

【0013】

第1発明のウェアラブル脈波センサは、爪の表面に取り付けられるセンサ部と、該センサ部と電氣的に接続されたデータ受信部と、を備え、前記センサ部が、脈波検出用の圧電シートを有しており、該脈波検出用の圧電シートは、その圧延方向が爪の幅方向に沿うように取り付けられることを特徴とする。

第2発明のウェアラブル脈波センサは、第1発明において、前記脈波検出用の圧電シートは、長手方向の長さに対して該長手方向と直交する幅方向の長さが短く、かつ、長手方向と圧延方向とが平行になるように形成されていることを特徴とする。

第3発明のウェアラブル脈波センサは、第1または第2発明において、前記脈波検出用の圧電シートを複数枚備えており、該複数枚の脈波検出用の圧電シートは、いずれも圧延方向が爪の幅方向に沿って貼り付けられており、該複数枚の脈波検出用の圧電シートが直列になるように電氣的に接続されていることを特徴とする。

第4発明のウェアラブル脈波センサは、第1、第2または第3発明において、前記脈波検出用の圧電シートを複数枚備えており、該複数枚の脈波検出用の圧電シートは、いずれも圧延方向が爪の幅方向に沿うように積層して貼り付けられており、該複数枚の脈波検出用の圧電シートが直列になるように電氣的に接続されていることを特徴とする。

第5発明のウェアラブル脈波センサは、第1、第2、第3または第4発明において、前記センサ部が、校正用の圧電シートを有しており、該校正用の圧電シートは、その圧延方向が前記脈波検出用の圧電シートの圧延方向と直交するように取り付けられることを特徴とする。

第6発明のウェアラブル脈波センサは、第1、第2、第3、第4または第5発明において、前記圧電シートが接着剤によって爪に固定されており、該接着剤は、硬化後は前記圧電シートよりも変形性が小さくなるものであることを特徴とする。

第7発明のウェアラブル脈波センサは、第1、第2、第3、第4、第5または第6発明において、前記圧電シートは、厚さが115 μm よりも薄いことを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

第1発明によれば、脈動に伴う爪の変形を脈波検出用の圧電シートによって検出できるので、爪の変形に基づいて脈波を取得することができる。しかも、脈波検出用の圧電シートは、その圧延方向が爪の幅方向に沿うように爪に取り付けられているので、脈波を測定する精度を高くすることができる。

第2発明によれば、圧延方向と直交する方向の爪の変形が測定値に与える影響を小さくできるので、脈波を測定する精度を高くすることができる。

第3、第4発明によれば、センサ部から得られる電圧が大きくなるので、脈波を測定する精度を高くすることができる。

第5発明によれば、校正用の圧電シートの測定値を利用することによって、脈波と無関係な爪の変形の影響を小さくした測定値を得ることができる。

第6、7発明によれば、爪の変形に対する校正用の圧電シートの変形を追従させやすくなる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本実施形態のウェアラブル脈波センサ1を爪Nに取り付けた状態の概略説明図であって、(A)は平面図であり、(B)は断面図である。

【図2】(A)はウェアラブル脈波センサ1の概略ブロック図であり、(B)は複数枚の脈波検出用の圧電シート11を爪Nに設けた例である。

【図3】実験データのグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0016】

10

20

30

40

50

本実施形態のウェアラブル脈波センサ 1 は、人の脈波を検出する装置であって、爪 N に取り付けて脈波を検出するようにしたことに特徴を有している。

図 1 に示すように、本実施形態のウェアラブル脈波センサ 1 は、センサ部 10 と、データ受信部 2 と、解析部 20 と、を備えている。

【0017】

なお、本実施形態のウェアラブル脈波センサ 1 のセンサ部 10 は、手の爪と足の爪のいずれにも取り付けることができる。以下では、手の爪にセンサ部 10 を取り付けた場合を説明する。

【0018】

<センサ部 10 >

図 1 に示すように、センサ部 10 は、脈波検出用の圧電シート 11（以下単に脈波検出用シート 11 という場合がある）と、校正用の圧電シート 12（以下単に校正用シート 12 という場合がある）と、を備えている。この脈波検出用シート 11 および校正用シート 12 は爪 N に貼り付けられるものであり、爪 N に発生する歪を検出するために設けられるものである。具体的には、人の心臓の拍動に応じて血管が拡張収縮するが、この血管の拡張収縮に起因して生じる爪 N の歪を検出するために、脈波検出用シート 11 および校正用シート 12 が設けられている。

【0019】

<脈波検出用シート 11 >

脈波検出用シート 11 は、長手方向の長さに対して長手方向と直交する幅方向の長さが短くなるように形成された圧電シート（ピエゾフィルムシート）であって、圧延方向と長手方向とが平行になるように形成されている。この脈波検出用シート 11 は、図 1（A）に示すように、その圧延方向（言い換えれば長手方向）が爪 N の幅方向（図 1（A）では左右方向）に沿って貼り付けられるものである。脈波検出用シート 11 の圧延方向が爪 N の幅方向に沿うように貼り付ける理由は、脈動に起因する血管の拡張収縮によって発生する爪 N の変形が爪 N の幅方向では脈動と一致しており、この変動をより精度よく測定するためである（図 3 参照）。

【0020】

なお、脈波検出用シート 11 を爪 N に貼り付ける方法はとくに限定されない。接着剤や両面テープ、スプレーのりなどの公知の接着材料を採用することができる。脈波検出用シート 11 と爪 N との距離を小さくでき、爪 N の変形に対して脈波検出用シート 11 の変形の追従性が高くできるという点では、接着材料が望ましい。例えば、脈波検出用シート 11 を爪 N に貼り付けた際に、脈波検出用シート 11 よりも変形性が小さいものが望ましい。言い換えれば、脈波検出用シート 11 を爪 N に貼り付けた際に、脈波検出用シート 11 よりも変形に対する剛性が高くなるものが望ましい。例えば、アロンアルファ（登録商標）等の瞬間接着剤のように、固化すると硬度が高くなるものが適している。また、アロンアルファ（登録商標）等の瞬間接着剤のうち、硬化前の粘性が低いものは、接着層を薄くできるので好ましい。

【0021】

この脈波検出用シート 11 は、圧電シート 11 a と、圧電シート 11 a の表裏両面に設けられた一対の電極 11 b , 11 b と、を備えている。

【0022】

圧電シート 11 a は、加えられた力に応じた電圧を発生する性質を有する素材によって形成されたシートである。この圧電シート 11 a は、一対の電極 11 b , 11 b が表面に設けられた状態において、長さに対して $1 \times 10^{-4} \sim 20 \times 10^{-4} \%$ 程度のひずみを検出することができるものである。例えば、圧電シート 11 a の圧延方向の長さが 10 mm とすると、 $0.001 \sim 0.02 \mu\text{m}$ 程度の変形を検出できるものである。

【0023】

この圧電シート 11 a の素材はとくに限定されない。例えば、例えば、高分子強誘電材料プラスチック P V D F（polyvinylidene fluoride）製のシートや、圧電セラミックス

10

20

30

40

50

製のシート等を採用することができる。

【0024】

一对の電極11b, 11bは、圧電シート11aが発生した電圧を外部に供給するために設けられている。この一对の電極11b, 11bの素材はとくに限定されないが、例えば、銀(Ag)やニッケル銅(NiCu)合金等を採用することができる。この一对の電極11b, 11bを圧電シート11aの表面に設ける方法はとくに限定されない。例えば、上記素材によって金属箔を形成してその金属箔を圧電シート11aの表面に貼り付けてもよいし、メッキなどの方法によって上記素材の膜を圧電シート11aの表面に形成して一对の電極11b, 11bとしてもよい。

なお、一对の電極11b, 11bには、圧電シート11aが発生した電圧を後述するデータ受信部2に供給する導線が接続されている。つまり、一对の電極11b, 11bは、データ受信部2と導線によって電氣的に接続されている(図2(A)参照)。

【0025】

この脈波検出用シート11は、上述したように長手方向の長さに対して長手方向と直交する幅方向の長さが短くなるように形成されたシートであるが、その長手方向の長さや幅方向の長さはとくに限定されない。爪Nに貼り付けることができる長さ、大きさに形成されていればよい。例えば、脈波検出用シート11を人の指の爪Nに貼り付ける場合であれば、長手方向の長さは8~15mm、幅方向の長さは爪の3次元曲面にフィットできる程度の長さとするすることができる。長手方向の長さとの幅方向の長さの比(長手方向の長さ/幅方向の長さ)もとくに限定されない。例えば、この比が大きければ、脈波検出用シート11は長手方向の変形を精度よく検出できる。なお、爪Nの幅方向の変形を精度よく検出できるのであれば、脈波検出用シート11は長手方向と幅方向の長さが同じ(例えば正方形や円形)であってもよい。

【0026】

なお、脈波検出用シート11が発生する電圧を大きくする方法として、幅方向の長さを大きくする代わりに、以下の方法を採用してもよい。

【0027】

図2(B)に示すように、複数枚の脈波検出用シート11をその圧延方向(長手方向)が平行になるように並べて設置し、かつ、複数枚の脈波検出用シート11が直列になるように導線によって接続する。すると、一枚の脈波検出用シート11が発生する電圧は小さくても、脈波検出用シート11を設置する枚数を多くすれば、発生する電圧を大きくできる。かかる方法を採用すれば、脈波検出用シート11の幅を小さくしつつ発生する電圧を大きくできる。すると、脈波検出用シート11が発生する電圧に、脈波検出用シート11の幅方向の変形が与える影響を小さくできるので、脈波検出用シート11が発生する電圧に基づいて脈動を推定する精度を高くすることができる。

【0028】

また、複数枚の脈波検出用シート11をその圧延方向(長手方向)が平行になるように積層し、かつ、複数枚の脈波検出用シート11が直列になるように導線等によって接続してもよい。この場合でも、爪Nの変形を阻害せず、かつ、爪Nの変形によって最上層に位置する脈波検出用シート11も変形して発電するようになっていれば、一枚の脈波検出用シート11が発生する電圧は小さくても、脈波検出用シート11を設置する枚数を多くすれば、発生する電圧を大きくできる。すると、脈波検出用シート11が発生する電圧に基づいて脈動を推定する精度を高くすることができる。なお、上述したように、複数枚の脈波検出用シート11を積層する場合には、脈波検出用シート11一枚当たりの厚さはより薄い方が望ましい。

なお、積層する複数枚の脈波検出用シート11は、接着剤によって隣接する脈波検出用シート11同士を連結してもよいし、複数枚の脈波検出用シート11を接着せずにシートなどによって束ねて、束ねられた複数枚の脈波検出用シート11を爪Nに接着してもよい。

また、積層した複数枚の脈波検出用シート11の束を複数組(積層シートという)設け

10

20

30

40

50

て、この積層シートを構成する脈波検出用シート11をその圧延方向（長手方向）が平行になるように並べて設置し（図2（B）参照）、かつ、複数の積層シート同士を全ての脈波検出用シート11が直列になるように導線等によって接続してもよい。

【0029】

また、脈波検出用シート11の厚さもとくに限定されない。例えば、圧電シート11aの厚さが20～110 μm 、各電極11bの厚さが6 μm 以下、脈波検出用シート11全体の厚さが20～130 μm とすれば、爪Nの歪を検出することが可能となる。とくに、脈波検出用シート11の厚さが薄い方が爪Nの歪が発生した際に歪への追従性が高くなるので、脈波検出用シート11全体の厚さを115 μm より薄くすることが望ましく、55 μm 以下がより好ましく、30 μm 以下がさらに好ましい。

10

【0030】

<校正用シート12>

校正用シート12は、実質的に脈波検出用シート11と同様の構成、性能を有するものである。つまり、校正用シート12は、長手方向の長さに対して長手方向と直交する幅方向の長さが短くなるように形成されたシートであり、圧電シートと、圧電シートの表面に設けられた一对の電極を有している。この校正用シート12は、図1に示すように、その圧延方向（長手方向）が爪Nの長手方向（指の軸方向、図1（A）では上下方向）に沿って貼り付けられる。言い換えれば、校正用シート12は、その圧延方向（長手方向）が脈波検出用シート11の圧延方向（長手方向）と直交するように貼り付けられる。このように校正用シート12を貼り付ける理由は、脈波検出用シート11が発生する電圧に爪Nの幅方向以外の変形が与える影響を校正用シート12の発生する電圧に基づいて検出するためである。そして、後述する解析部20において、校正用シート12の発生する電圧を用いて脈波検出用シート11が発生する電圧を校正すれば、脈波検出用シート11が発生する電圧に基づいて脈動を推定する精度を高くすることができる。なお、校正用シート12の圧延方向（長手方向）が脈波検出用シート11の圧延方向（長手方向）と直交するとは、完全に直交する場合だけでなく、直交に対して若干の傾き（例えば5度以下程度）がある場合も含む概念である。

20

【0031】

校正用シート12によって脈波検出用シート11の測定値を校正する方法はとくに限定されない。例えば、脈波検出用シート11の信号から校正用シート12を減算する処理を行う方法を挙げることができる。この場合、脈波検出用シート11の信号および校正用シート12の信号のノイズ除去処理を行った上で減算処理を行えば、脈波検出用シート11の信号をより適切に校正することができる。また、校正用シート12に一定以上の大きな電圧が発生している場合には、脈波以外に起因する大きなひずみが爪Nに発生している可能性があるとして、校正処理を行わずに、エラーデータとしてもよい。

30

【0032】

また、校正用シート12は、その圧延方向（長手方向）が脈波検出用シート11の圧延方向（長手方向）と必ずしも直交するように貼り付けなくてもよい。脈波検出用シート11の圧延方向（長手方向）に対して交差するように設けてもよい。

【0033】

なお、校正用シート12は必ずしも設けなくてもよい。例えば、爪Nが脈動に起因して変形した際に、脈波検出用シート11における幅方向の変形が少ない場合には、校正用シート12を設けなくてもよい。しかし、脈波検出用シート11が発生する電圧を大きくするために脈波検出用シート11の幅を広くした場合などには、脈波検出用シート11が発生する電圧にシートの幅方向の変形の影響が大きくなる可能性がある。また、脈波検出用シート11の貼り付け方や脈波検出用シート11を貼り付ける位置によっては、脈波検出用シート11が発生する電圧にシートの幅方向の変形の影響が大きくなる場合がある。したがって、脈波検出用シート11が発生する電圧にシートの幅方向の変形が与える影響を小さくして、脈波検出用シート11が発生する電圧に基づいて脈動を推定する精度を高くする上では、校正用シート12を設けることが望ましい。

40

50

【 0 0 3 4 】

< データ受信部 2 >

図 1 に示すように、データ受信部 2 は、センサ部 1 0 の脈波検出用シート 1 1 および校正用シート 1 2 と導線によって電氣的に接続されたものである。このデータ受信部 2 は、ベース基板 2 a に、受信部 3、無線部 4、および電源部 5 が設けられたものであり、爪 N に取り付けられている。

【 0 0 3 5 】

< ベース基板 2 a >

ベース基板 2 a は一般的な回路基板であり、受信部 3、無線部 4 および電源部 5 が電氣的に接続された状態で取り付けられている。なお、ベース基板 2 a は、複数の回路基板から形成されていてもよい。この場合には、受信部 3、無線部 4 および電源部 5 は、必ずしも全てが同じ回路基板上に設けられていなくてもよい。また、ベース基板 2 a は回路基板に限られず、単なるプレートでもよい。この場合には、各部を導線等によって連結すればよい。しかし、ベース基板 2 a を一枚の回路基板で形成し、同じ回路基板上に受信部 3、無線部 4 および電源部 5 の全てを設ければ、データ受信部 2 をコンパクトかつ薄型にできるという利点が見られる。

【 0 0 3 6 】

< 受信部 3 >

受信部 3 は、センサ部 1 0 の脈波検出用シート 1 1 および校正用シート 1 2 に電氣的に接続されている。この受信部 3 は、センサ部 1 0 の脈波検出用シート 1 1 および校正用シート 1 2 が発生する電圧（以下単に検出電圧という場合がある）に基づいて、検出電圧の変動の情報を含む信号を解析部 2 0 に送信するための送信信号を生成する機能を有している。送信信号の形式や含まれるデータはとくに限定されない。また、受信部 3 は、検出電圧を増幅したりフィルタリングしたりして、ノイズなどが少ない信号とする機能を有している。

【 0 0 3 7 】

なお、後述するように、解析部 2 0 にデータを無線で送信しない場合には、受信部 3 は特別な送信信号を生成しなくてもよい。この場合には、受信部 3 は、センサ部 1 0 の脈波検出用シート 1 1 および校正用シート 1 2 が発生する検出電圧のデータを記録したり、別途設けられた記憶媒体等に検出電圧のデータを記憶させるようにしたりしてもよい。もちろん、受信部 3 自体がデータを記録したり記憶媒体等にデータを記憶させたりする場合でも、受信部 3 は送信信号と同等の信号を生成して、その送信信号を受信部 3 自体が記憶したり記憶媒体等に送信信号を記憶させたりしてもよい。この場合、送信信号とともに検出電圧のデータを受信部 3 自体が記憶したり記憶媒体等に送信信号を記憶させたりしてもよい。

【 0 0 3 8 】

< 無線部 4 >

無線部 4 は、受信部 3 が生成した送信信号を解析部 2 0 に発信する機能を有している。かかる無線部 4 を設ければ、データ受信部 2 に電圧データ等を記憶する記憶機能を設けなくてもよくなる。すると、データ受信部 2 を小型軽量にすることができる。しかも、無線部 4 が送信した送信信号を解析部 2 0 で随時解析することによって、脈波検出用シート 1 1 等を付けている人の活動状態や生体情報を遠隔地でもリアルタイムで確認することも可能になる。

【 0 0 3 9 】

なお、受信部 3 が通信機能を有している場合に、受信部 3 の通信機能を利用して解析部 2 0 に送信信号を送信することができる。この場合には、無線部 4 を特別に設けなくてもよい。例えば、受信部 3 として、超小型無線モジュールを使用すれば、無線部 4 を受信部 3 と別に設けなくてもよい。

【 0 0 4 0 】

(電源部 5)

10

20

30

40

50

電源部 5 は、データ受信部 2 に設けられている各部に電力を供給するものであり、小型のボタン電池等を使用することができる。なお、電源部 5 は、外部と電氣的に接続できる端子を有していてもよい。その場合には、電源部 5 を外部の商用電源等に接続すれば充電できるので、データ受信部 2 を長期間使用したり繰り返し使用したりすることも可能となる。

【 0 0 4 1 】

< 解析部 2 0 >

図 1 (A) および図 2 (A) に示すように、本実施形態のウェアラブル脈波センサ 1 は、データ受信部 2 と別体で設けられた解析部 2 0 を備えていてもよい。この解析部 2 0 は、上述した送信信号がデータ受信部 2 から送信されるようになっており、この送信信号に基づいて脈波を抽出する機能を有している。この解析部 2 0 は、データ受信部 2 から送信される送信信号を受信でき、送信信号から脈波を抽出する機能を有するものであればよく、とくに限定されない。

例えば、送信信号から脈波を抽出するソフトウェアがインストールされたパーソナルコンピュータなどを解析部 2 0 として使用することができる。

【 0 0 4 2 】

また、解析部 2 0 には送信信号を受信する機能を設けずに、送信信号は別な装置で受信して記憶媒体で記憶し、この記憶媒体に記憶されている情報を解析部 2 0 に供給するようにしてもよい。

【 0 0 4 3 】

さらに、データ受信部 2 に対して着脱可能な記憶媒体を設けて、この記憶媒体から解析部 2 0 にデータを供給するようにしてもよい。この場合には、無線部 4 は設けなくてもよい。例えば、検出電圧のデータを記憶媒体に記憶させておき、解析部 2 0 に検出電圧のデータを供給する際に記憶媒体をデータ受信部 2 から外して解析部 2 0 に接続するような場合には、無線部 4 は設けなくてもよい。

【 0 0 4 4 】

さらに、解析部 2 0 自体がデータ受信部 2 と有線等によって連結されていてもよい。例えば、リストバンドや手袋、靴下等に解析部 2 0 を設けて、その解析部 2 0 とデータ受信部 2 とを導線によって接続してもよい。この場合も無線部 4 は設けなくてもよい。

【 0 0 4 5 】

< 本実施形態のウェアラブル脈波センサ 1 の使用説明 >

上述したような構成を有するウェアラブル脈波センサ 1 は、以下のようにして使用される。なお、以下では、データ受信部 2 も爪 N に貼り付ける場合を説明する。

【 0 0 4 6 】

まず、ウェアラブル脈波センサ 1 のセンサ部 1 0 の脈波検出用シート 1 1 および校正用シート 1 2 を爪 N の表面に取り付ける。このとき、脈波検出用シート 1 1 はその圧延方向（長手方向）が爪 N の幅方向に沿うように瞬間接着剤等で貼り付け、校正用シート 1 2 はその圧延方向（長手方向）が脈波検出用シート 1 1 の圧延方向（長手方向）と直交する方向に沿うように瞬間接着剤等で貼り付ける（図 1 (A) 参照）。このとき、脈波検出用シート 1 1 および校正用シート 1 2 と爪 N の表面との間に隙間ができたり、脈波検出用シート 1 1 および校正用シート 1 2 に皺ができたりしないようにする。

【 0 0 4 7 】

なお、脈波検出用シート 1 1 および校正用シート 1 2 は、図 1 に示すように両者の一部が重なるように貼り付けてもよいし、両者が重ならないように貼り付けてもよい。

【 0 0 4 8 】

ついで、爪 N の表面にデータ受信部 2 を貼り付ける。このとき、データ受信部 2 は、脈波検出用シート 1 1 および校正用シート 1 2 と重ならない位置に貼り付ける。とくに、データ受信部 2 は、脈動による血管の拡張収縮に起因する爪 N の変形を阻害しない位置に貼り付けることが望ましい。このデータ受信部 2 を爪 N の表面に貼り付ける方法もとくに限

10

20

30

40

50

定されないが、脈波検出用シート 1 1 および校正用シート 1 2 を爪 N に貼り付ける方法と同じ方法を採用することができる。

【 0 0 4 9 】

脈波検出用シート 1 1 および校正用シート 1 2、データ受信部 2 が爪 N に貼り付けられると、脈動による血管の拡張収縮に応じた爪 N の歪に対応して、脈波検出用シート 1 1 および校正用シート 1 2 が変形し、変形量に応じた検出電圧が発生する。すると、この検出電圧を受信した受信部 3 は、上述したように送信信号を生成し、生成された送信信号が無線部 4 によって解析部 2 0 に送信される。すると、解析部 2 0 では、送信された送信信号に基づいて、データ受信部 2 が装着されている人の脈波を抽出することができる。しかも、脈波検出用シート 1 1 および校正用シート 1 2 は変形すると電圧が発生するので、爪 N のひずみを測定するためにセンサに供給する電力が不要になるので、電源を小型化でき、しかも、長期間の測定が可能になる。

10

【 0 0 5 0 】

なお、図 1 (B) に示すように、脈波検出用シート 1 1 および校正用シート 1 2、データ受信部 2 が爪 N に貼り付けられると、これらを外部から密閉するように樹脂 G 等によって覆ってしまってもよい。例えば、脈波検出用シート 1 1 等が水に濡れないようにした場合には、脈波検出用シート 1 1 等を人の爪 N の表面に取り付けた状態で入浴したり炊事洗濯などの水仕事をしたりすることも可能になる。すると、脈波検出用シート 1 1 等を取り付けた人の活動や生体情報を随時取得することができる。この場合、使用する樹脂 G 等などはとくに限定されないが、脈動による爪 N の変形を阻害しない程度の柔軟性を有するものが望ましい。

20

【 0 0 5 1 】

< データ受信部 2 の設置について >

図 1 では、データ受信部 2 が爪 N に取り付けられる場合を記載しているが、データ受信部 2 を設ける場所や、データ受信部 2 の大きさはとくに限定されない。

【 0 0 5 2 】

例えば、図 1 に示すように、手の爪 N にセンサ部 1 0 を取り付けられる場合には、データ受信部 2 も手の爪 N を取り付けられるようにしてもよい。この場合、データ受信部 2 は、手の爪 N において、センサ部 1 0 の設置やセンサ部 1 0 による爪 N の歪の検出に影響を与えない位置に設置できる大きさにすることが望ましい。また、データ受信部 2 は手の甲や手首等に取り付けるようにしてもよいし、リストバンドや手袋、時計などにデータ受信部 2 を設けるようにしてもよい。

30

【 0 0 5 3 】

また、足の爪 N にセンサ部 1 0 を取り付けられる場合も、手の爪 N にセンサ部 1 0 を設ける場合と同様に、データ受信部 2 を足の爪 N を取り付けられるようにしてもよいし、データ受信部 2 は足の甲や足首等に取り付けるようにしてもよい。また、靴下、靴、スリッパなどにデータ受信部 2 を設けるようにしてもよい。

【 0 0 5 4 】

< 複数の脈波検出用シート 1 1 等が装着されている場合 >

上述したように、解析部 2 0 では、送信された送信信号に基づいて、脈波検出用シート 1 1 等が装着されている人の脈波を抽出することができる。しかし、人が物を掴んだりした場合のように指先が圧迫されているような状態では血流が阻害される。すると、脈波に対応して血管が拡張収縮した際の変動量が小さくなるので、爪 N の歪から脈動を把握しにくくなる。

40

【 0 0 5 5 】

一方、脈波は、体の部位によって振幅の差はあっても同じ時間変動を示す。つまり、脈波検出用シート 1 1 等を取り付ける爪 N によって血管の太さや血流量は異なるが、送信信号から抽出される心拍数や変動するタイミングはほぼ同じになる。すると、複数の爪 N に脈波検出用シート 1 1 等を取り付けておけば、物などを掴んだりした指以外に設けられた脈波検出用シート 1 1 等からの送信信号によって、脈波を適切に把握できる。

50

【0056】

本実施形態のウェアラブル脈波センサ1では、脈波検出用シート11等は爪Nに装着するので、手だけでも最大10個までは装着が可能である。足の指の爪まで考慮すれば一人の人に対して最大20個のセンサを取り付けることができる。すると、いずれかの爪Nに取り付けられた脈波検出用シート11等では、正常な状態で測定が実施されている可能性が高い。したがって、複数の爪Nに取り付けられている複数の脈波検出用シート11等から送信される送信信号を比較することによって、どの送信信号が異常な信号、つまり、物を掴んだりしている指の爪Nからの送信信号であるか等を把握できる。言い換えれば、脈波を適切に抽出できる正常な送信信号を把握することができるので、脈波検出用シート11等が装着されている人の脈波を適切に把握できる。

10

【0057】

以上のように、本実施形態のウェアラブル脈波センサ1では、複数の爪Nに脈波検出用シート11等取り付けておけば、脈波検出用シート11等を装着している人が日常生活を行っていても、脈波検出用シート11等が装着されている人の脈波を適切に把握できる。

【0058】

また、全ての脈波検出用シート11等の送信信号から異常な信号が検出された場合には、脈波検出用シート11等を装着している人に異常が発生している可能性が高い。つまり、本実施形態のウェアラブル脈波センサ1では、複数の爪Nに脈波検出用シート11等を取り付けておけば、脈波検出用シート11等を装着している人の体調や行動などの異常を迅速に検出できるので、見守り機能を向上できる可能性もある。

20

【実施例】

【0059】

<実施例1>

まず、爪の変形から脈波を測定できる可能性についてひずみゲージを使用して確認した。

実験では、ひずみゲージ（株式会社東京測器研究所製：TYPE：FCA-5-11、ゲージ幅1.9mm、ゲージ長5mm）を、ひずみゲージ用接着剤（株式会社東京測器研究所製：CN）によって被験者の爪の表面に貼り付けて、2方向（爪の幅方向（横方向）、幅方向と直交する方向（縦方向））について脈動に基づく爪のひずみ（変形）を測定した。ひずみゲージの出力は、超小型動ひずみレコーダ（株式会社東京測器研究所製：DC-204R）によって増幅した。

30

【0060】

なお、ひずみゲージの測定データと比較するために、人差し指に汎用心拍センサ（東京デバイセズ製：IWS920）を装着して、被験者の脈拍を測定した。

また、実験は安静状態で実施した。上述した汎用心拍センサで測定した実験前の被験者の最高血圧は128mmHgであり、最低血圧は89mmHgであった。

【0061】

結果を図3（A）に示す。

図3（A）示すように、爪の幅方向と直交する方向（縦方向）におけるひずみゲージの測定値はほぼ一定であり、拍動を捉えることができなかった。しかし、爪の幅方向（横方向）におけるひずみゲージの測定値は、時間経過とともに変動する状況が検出された。この変動を汎用心拍センサと比較すると、汎用心拍センサの変動とタイミングが一致している。このことから、ひずみゲージによって爪の幅方向のひずみ（変形）を測定することができ、この測定値に基づいて脈動を検出できることが確認された。

40

【0062】

<実施例2>

実施例1の実験により、ひずみゲージによって爪のひずみ（変形）を測定しても脈動を検出できることが確認された。そこで、センサを駆動する電力を必要としない圧電センサでも爪のひずみ（変形）を測定しても、その測定結果から脈動を検出できることを確認した。

50

実験では、 piezofilm (株式会社東京センサ製：LDTC-100NM、厚さ 28 μm 、幅 7 mm、長さ 14.8 mm) を、圧延方向が爪の幅方向に沿うように瞬間接着剤 (東亜合成株式会社製：アロンアルファ) によって被験者の爪の表面に貼り付けて、爪の幅方向の脈動に基づく爪の歪を測定した。圧電センサの出力は、piezofilm用アンプ (株式会社東京センサ製：1007214-9) によって増幅した。

【0063】

結果を図3(B)に示す。

図3(B)示すように、実施例1と同様に、piezofilmでも測定値の時間変動が検出され、その変動が汎用心拍センサの変動とタイミングが一致していることが確認された。この結果より、piezofilmを用いて爪のひずみ(変形)を測定すれば、センサを駆動する電力を必要としない脈波計測を実現できることが確認された。

10

【産業上の利用可能性】

【0064】

本発明のウェアラブル脈波センサは、在宅医療を受ける患者や病院の患者、高齢者の活動を見守る装置として適している。

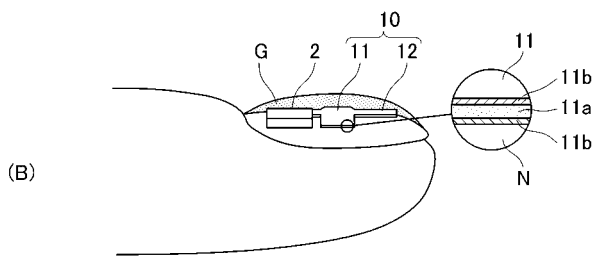
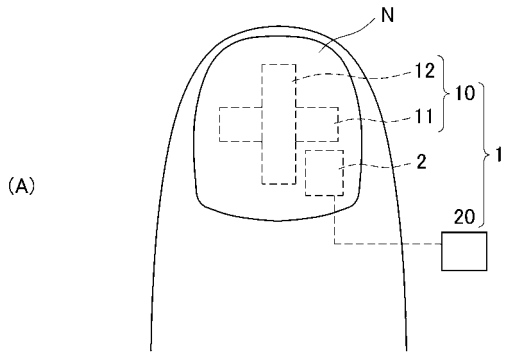
【符号の説明】

【0065】

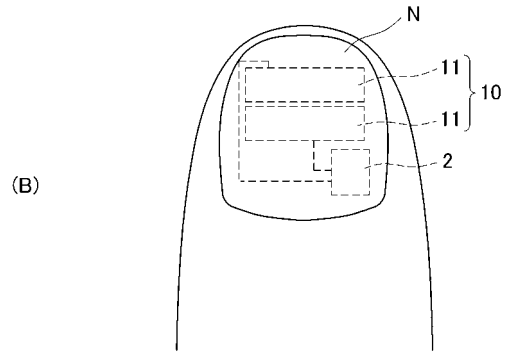
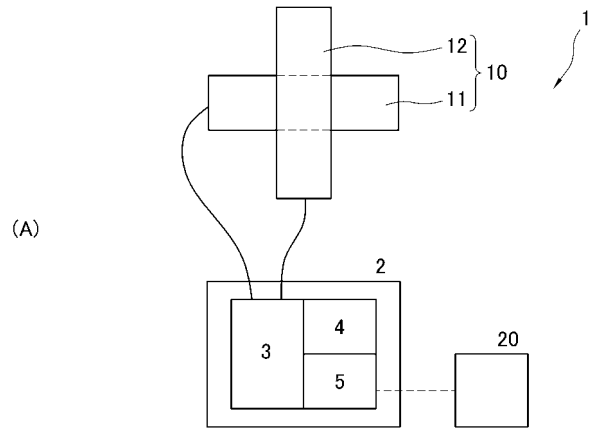
- 1 ウェアラブル脈波センサ
- 2 データ受信部
- 3 受信部
- 4 無線部
- 5 電源部
- 10 基板
- 11 脈波検出用の圧電シート
- 12 校正用の圧電シート
- 20 解析部
- N 爪

20

【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】

