

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2013年12月5日(05.12.2013)



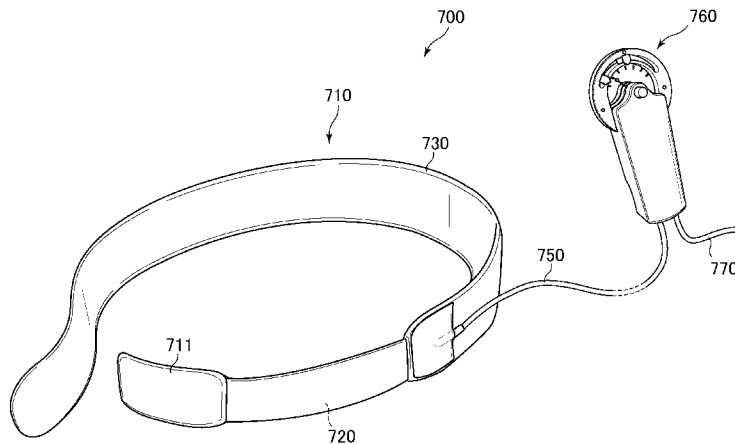
(10) 国際公開番号
WO 2013/179670 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/08 (2006.01) A61N 5/10 (2006.01)
A61B 5/11 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/003420
- (22) 国際出願日: 2013年5月30日(30.05.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-126440 2012年6月1日(01.06.2012) JP
- (71) 出願人: エイペックスメディカル株式会社(APEX MEDICAL INC.) [JP/JP]; 〒1130033 東京都文京区本郷7丁目2番5号 Tokyo (JP). 国立大学法人山梨大学(UNIVERSITY OF YAMANASHI) [JP/JP]; 〒4008510 山梨県甲府市武田四丁目4番37号 Yamanashi (JP).
- (72) 発明者: 川上 秀之(KAWAKAMI, Hideyuki); 〒1130033 東京都文京区本郷7丁目2番5号エイペックスメディカル株式会社内 Tokyo (JP). 大西洋(ONISHI, Hiroshi); 〒4008510 山梨県甲府市武田四丁目4番37号国立大学法人山梨大学内 Yamanashi (JP).
- (74) 代理人: 三木 友由(MIKI, Tomoyoshi); 〒1500021 東京都渋谷区恵比寿西2-11-12 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: RESPIRATION MONITORING DEVICE, BODY MOVEMENT DETECTION BELT, BODY MOVEMENT DETECTION SYSTEM, AND RADIATION DELIVERY SYSTEM

(54) 発明の名称: 呼吸モニタリング装置、体動検出ベルト、体動検出システム及び放射線照射システム



(57) Abstract: The present invention is provided with: a belt (710) which is attached to the periphery of the body and, due to the at least partial inclusion of a stretchable member, can be stretched in the longitudinal direction as a whole; non-metal wires which are arranged along the longitudinal direction on at least a portion of the stretchable member, the length that is arranged on the stretchable member being varied by the stretching of the stretchable member; a tubular member (750) for guiding a portion extending from the portion of the stretchable member of a first non-metal wire to a position separated from the belt, by passing through the interior; a detection unit (760) for detecting movement of the non-metal wires at the separated position; an urging member for keeping a constant tension of the non-metal wires between the detection unit and the belt; and a respiration status output unit (760) for outputting the respiration status detected by the detection unit.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2013/179670 A1

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

身体の周囲に取り付けられ、少なくとも伸縮性部材を一部に含むことにより、全体として長手方向に伸縮可能であるベルト (710) と、少なくとも伸縮性部材の一部分において長手方向に沿って配置され、伸縮性部材の伸縮により、伸縮性部材上に配置される長さが変化する非金属ワイヤと、第 1 非金属ワイヤの伸縮性部材の一部分から延びた部分を、内部を通すことによりベルトから離間した位置に導く管状部材 (750) と、離間した位置において、非金属ワイヤの移動を検出する検出部 (760) と、非金属ワイヤの検出部とベルトとの間の張力を一定に保つための付勢部材と、検出部により検出された呼吸状態を出力する呼吸状態出力部 (760) と、を備える。

明 細 書

発明の名称：

呼吸モニタリング装置、体動検出ベルト、体動検出システム及び放射線照射システム

技術分野

[0001] 本発明は、呼吸等の体動状態を検出する呼吸モニタリング装置、体動検出ベルト、体動検出システム及び放射線照射システムに関する。

背景技術

[0002] 近年、がん治療に際し、従来のX線等を用いた放射線治療と共に、より効率的に病巣を破壊することができる陽子線や重イオン線等の粒子線を用いた粒子線治療が行なわれている。このような粒子線治療においては、PTV（計画標的体積：Planning Target Volume）縮小の目的から確実に病巣に対して照射する必要があるが、体内の特に肺や肝臓などの体幹部の病巣は、患者呼吸により大きく移動するため、病巣の大きさに移動する部分をマージンとして加えたものを照射野（ターゲット）として放射線を照射するため、照射野サイズが大きくなり、かつ正常組織への被曝が多くなるため放射線障害の発生リスクが高くなる旨の学術的報告がある。従って、放射線照射時に息を止めて患部が動かない状態で患部に照射する呼吸停止照射法や、呼吸による胸部や腹部の体動量を検出し、自由呼吸下で体動位置が予め決められた位置にある時のみ照射を行う呼吸同期照射などが行われているのが一般的である。

[0003] このような呼吸による体動量の検出には、様々な方法が考案されている。特許文献1には、呼吸による体動量センサとして歪ゲージを用いたもので、被験者の腹部や胸部に巻いたベルトの内側に歪ゲージを挿入し、呼吸による体動圧で得られた信号を体動量として検出する方法が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2004-049797号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 上述の特許文献1の歪ゲージを用いた方式では、検出する信号レベルの変化が微弱であるためアナログアンプで増幅して体動量信号として使用するが、歪ゲージが発生する体動量信号に対するバックグラウンドノイズの比率が高く、信号波形を直接使用することが難しく正確な呼吸レベル検出が難しく、信号をスムージング化などの波形処理が一般的に行われており、正確な呼吸による体動運動をモニタすることが困難となっている。

[0006] 一方、体内の病巣等のターゲットに対しての放射線を照射する等の治療を目的とする場合には、ターゲットの位置が体内で所定の位置となるように、患者に呼吸停止の制御してもらう必要もある。また、放射線治療照射や撮影時に息を止めて患部が動かない状態で照射・撮影する呼吸停止照射法では、被験者が自身の呼吸レベルを認識できないため正確な位置で照射・撮影できない課題もあった。

[0007] 本発明は、上述の事情に鑑みてされたものであり、生体の体動状態を正確に検出することのできるモニタリング装置、体動検出ベルト、体動検出システム及び放射線照射システムを提供することを目的とする。なお、本明細書の「放射線」の語の意味には、X線及びガンマ線等の放射線の他、陽子線、重イオン線等の粒子線の意味も含まれるものとする。

課題を解決するための手段

[0008] 本発明のある態様は、体動検出ベルトに関する。体動検出ベルトは、帯状に形成され、長手方向の少なくとも一部が伸縮可能なベルト本体と、ベルト本体に伸縮可能に取り付けられた第1導電ゴム体と、ベルト本体に伸縮可能に取り付けられた第2導電ゴム体と、を備える。

[0009] また、本発明の別の態様は、体動検出システムに関する。体動検出システムは、体動検出ベルトと、第1導電ゴム体に通電したときの電気信号と、第2導電ゴム体に通電したときの電気信号とを用いて、ベルト本体が巻き付け

られた生体の体動状態を検出する検出部と、を備える。体動検出ベルトは、上述の態様のものが用いられる。

[0010] また、本発明の別の態様は、放射線照射システムに関する。放射線照射システムは、体動検出システムと、放射線を照射する放射線照射装置を更に備え、検出部は、体動検出ベルトの第1導電ゴム体及び第2導電ゴム体それぞれに通電したときの電気信号を用いて、生体の体動状態を示す状態値を演算し、放射線照射装置は、状態値が所定の範囲にある場合に放射線を放射する。体動検出システムは、上述の態様のものが用いられる。

[0011] また、本発明の別の態様は、呼吸モニタリング装置に関する。呼吸モニタリング装置は、身体の周囲に取り付けられ、少なくとも伸縮性部材を一部に含むことにより、全体として長手方向に伸縮可能であるベルトと、少なくとも伸縮性部材の一部分において長手方向に沿って配置され、伸縮性部材の伸縮により、伸縮性部材上に配置される長さが増減する第1非金属ワイヤと、第1非金属ワイヤの伸縮性部材の一部分から延びた部分を、内部を通すことによりベルトから離間した位置に導く第1管状部材と、離間した位置において、第1非金属ワイヤの移動を検出する第1検出部と、第1非金属ワイヤの第1検出部とベルトとの間の張力を一定に保つための第1付勢部材と、第1検出部により検出された呼吸状態を出力する呼吸状態出力部と、を備え、呼吸状態出力部による出力により呼吸をモニタリングする。

[0012] また、本発明の呼吸モニタリング装置において、第1検出部は、プーリを備えており、呼吸状態出力部は、視認可能なゲージを備え、第1検出部及び呼吸状態出力部は、一体的に形成されていてもよい。

[0013] また、本発明の呼吸モニタリング装置において、第1検出部は、ロータリエンコーダを備えていてもよい。

[0014] また、本発明の呼吸モニタリング装置において、第1非金属ワイヤは樹脂材料からなってもよい。

[0015] また、本発明の呼吸モニタリング装置では、伸縮性部材において第1非金属ワイヤが重ねられている位置とは異なる位置で重ねられ、伸縮性部材の伸

縮により、伸縮性部材上に配置される長さが増減する第2非金属ワイヤと、離間した位置において、第2非金属ワイヤの移動を検出する第2検出部と、第2非金属ワイヤの第2検出部とベルトとの間の張力を一定に保つための第2付勢部材と、呼吸状態出力部は、第1検出部及び第2検出部において検出された信号を合成し、呼吸状態を出力することとしてもよい。

[0016] また、本発明の呼吸モニタリング装置は、上述に記載の呼吸モニタリング装置のうちいずれかの呼吸モニタリング装置である第1呼吸モニタリング装置と、上述に記載の呼吸モニタリング装置のうちいずれかの呼吸モニタリング装置である第2呼吸モニタリング装置と、を備え、第1呼吸モニタリング装置のベルトと、第2呼吸モニタリング装置のベルトとは、同一の身体の周囲で互いに異なる位置に取り付けられ、第1呼吸モニタリング装置の呼吸状態出力部は、第2呼吸モニタリング装置の呼吸状態を示す値を取得し、第1検出部から出力された信号と合わせて呼吸状態を示す値を演算し出力する、こととしてもよい。

[0017] また、本発明の呼吸モニタリング装置において、呼吸状態出力部は、ベルトが取り付けられた人から見える位置に配置され、視認可能な出力を行う、こととしてもよい。

[0018] また、本発明の別の態様は、放射線照射システムに関する。放射線照射システムは、上述に記載の呼吸モニタリング装置のうちいずれかの呼吸モニタリング装置と、放射線を照射する放射線照射装置と、を備え、放射線照射装置は、呼吸状態を示す値が所定の範囲にある場合に放射線を照射する、ことを特徴とする。

図面の簡単な説明

[0019] [図1]本発明の第1実施形態に係る呼吸モニタリング装置について示す図である。

[図2]図1の呼吸モニタリング装置のベルトの詳細について示す図である。

[図3]図1の呼吸モニタリング装置の検出部の外観について示す図である。

[図4]図2の検出部の内部構造を示す図である。

[図5]第1実施形態に係る呼吸モニタリング装置が、ベッドに横たわる患者に取り付けられた様子を示す図である。

[図6]本発明の第2実施形態に係る呼吸モニタリング装置について示す図である。

[図7]図1のベルトのバックル付近を拡大して示す図である。

[図8]第2実施形態の呼吸モニタリング装置の1つ目の変形例を示す図である。

[図9]第2実施形態の呼吸モニタリング装置の2つ目の変形例を示す図である。

[図10]第2実施形態の検知部の変形例を示す図である。

[図11]本発明の第3実施形態に係る放射線照射システムについて示す図である。

[図12]本発明の第3実施形態に係る放射線照射システムの変形例を示す図である。

[図13]本発明の第4実施形態に係る体動検出システムを示す図である。

[図14] (a) は第4実施形態に係る体動検出システムに用いられる体動検出ベルトの構成を示す平面図であり、(b) はその側面図であり、(c) は伸縮カバーをベルト本体から取り外した状態を示す平面図である。

[図15]第4実施形態に係る体動検出ベルトの伸縮部の構成を示す拡大側面断面図である。

[図16]体動検出ベルトに接続される検出部の回路構成を模式的に示すブロック図である。

[図17]電気抵抗特性の異なる二種類の導電性ゴムに通電したときの電気抵抗の減衰特性を示すグラフである。

[図18]第4実施形態の伸縮弾性体の他の例を示す拡大平面図である。

[図19]第4実施形態に係る体動検出システムを用いた放射線照射システムを示す図である。

発明を実施するための形態

[0020] 以下、本発明の実施形態について、図面を参照しつつ説明する。なお、図面において、同一又は同等の要素には同一の符号を付し、重複する説明を省略する。

[0021] [第1実施形態]

図1は、本発明の第1実施形態に係る呼吸モニタリング装置700について示す図である。この図に示されるように、呼吸モニタリング装置700は、人の胸や腹等の胴体部分に巻き付けるためのベルト710と、呼吸状態を検出すると共に、呼吸状態をゲージに表示出力する検出表示出力部760と、ベルト710から延びるワイヤ721（後述）を検出表示出力部760へ導くための管状部材750と、検出表示出力部760から呼吸状態を示すデータを出力する出力信号線770と、を備えている。

[0022] ここで、ベルト710は、帯状のゴム等の伸縮性部材からなる伸縮部720と、伸縮部720の一端側に接続され、非伸縮性の部材からなり、表面側が面ファスナーとなっている非伸縮部730と、伸縮部720の他端側に接続され、非伸縮部730の表面側の面ファスナーの部分と取り外し可能に接続できるように裏面側が面ファスナーとなっている固定部711と、を有している。ここで、人の胴体部分に巻き付けられた際に、固定部711の面ファスナーを、非伸縮部730の表面側の面ファスナーに固定することにより、適当なベルトの長さとすることができる。なお、図1では、伸縮部720がカバーに覆われた状態が示されている。

[0023] 図2は、ベルト710の詳細について示す図である。この図2では、伸縮部720の構造が分かりやすいように、カバーが装着されていない状態が示されている。この図に示されるように、伸縮部720には長手方向に2列に並んだ複数の穴722が開けられており、ワイヤ721が伸縮部720を長手方向に縫うように取り付けられている。ワイヤ721は、固定部711に一番近い穴722で異なる列の穴722に挿入されることにより、折り返され、非伸縮部730に向かって延びている。ワイヤ721は、非伸縮部730に一番近い2つの穴722を出ると、2本とも管状部材750に挿入される

。管状部材 750 は非伸縮部 730 に留め具 731 により固定されている。管状部材 750 の内部には、更に 2 つの管状部分を有し、折り返されることにより 2 本となったワイヤ 721 がそれぞれ挿入されている。ここで各穴 722 には、ワイヤ 721 のすべりがよくなるように樹脂製の鳩目を取り付けられている。

[0024] ワイヤ 721 は、ナイロン又はその他の樹脂等の非金属の材料からなり、伸縮部 720 が伸縮することにより伸縮部 720 上を相対的に移動可能となっている。これにより、伸縮部 720 が伸びたときには、伸縮部 720 上に配置されたワイヤ 721 の長さは長くなり、縮んだときには、伸縮部 720 上に配置されたワイヤ 721 の長さは短くなる。ワイヤ 721 は、管状部材 750 を介して、検出表示出力部 760 の内部と接続されている。

[0025] 本実施形態においては、ワイヤ 721 は、複数の穴 722 を介して縫うように取り付けられることとしたが、伸縮部上に長手方向に移動可能に取り付けられるのであれば、これ以外の取付け方であってもよい。

[0026] 図 3 には、検出表示出力部 760 の外観が示されている。この図に示されるように、管状部材 750 内部から伸びるワイヤ 721 は、検出表示出力部 760 内部へ伸びている。また、検出表示出力部 760 は、呼吸状態をモニタするためのゲージ 765 が設けられており、患者がゲージ 765 を見ながら自身の呼吸を制御できるように、針 766 が指す位置を示すマーカー 767 が 2 箇所に取り付けられるようになっている。

[0027] 図 4 には、検出表示出力部 760 の内部構造が示されている。この図に示されるように、検出表示出力部 760 に入ったワイヤ 721 は、プーリ 764 を介して、ゼンマイばね 761 に接続されている。プーリ 764 は、ワイヤ 721 の出し入れに伴って回転し、針 766 はプーリ 764 に接続しているため、プーリ 764 の回転と共に振れる。また、プーリ 764 の回転軸は、ロータリエンコーダ 762 の回転軸と接続されているため、プーリ 764 の回転に係る信号は、出力信号線 770 から出力される。ここで、針 766 はギア比を有する歯車を介してプーリ 764 に接続される等により、針 76

6の振れ幅を調整できるようにしてもよい。

[0028] 図5には、呼吸モニタリング装置700が、例えば放射線治療を受けるためのベッド792に横たわる患者791に取り付けられた様子について示す図である。この図に示されるように、検出表示出力部760は、ベッド792に設置されたコの字型の検出表示出力部取付具769に設置され、患者791は、検出表示出力部760のゲージ765を見ながら呼吸を行なうことができる。これにより、患者791は、自分の呼吸の状態を客観的に把握することができ、自身の呼吸を制御することができる。例えば、検出表示出力部760のゲージ765で表示される針が所定の位置にあるときに、患者791の放射線治療のターゲットである病巣が所定の位置にあることが分かっている場合には、患者791はゲージ765を見ながら呼吸を行い、針が所定の位置となったところで呼吸を止めることにより、病巣の位置を移動させないようにすることができる。この呼吸を止めている間に放射線照射装置等から放射線を照射することにより、病巣以外の組織に傷をつけることなく、適切に病巣のみに放射線を照射することができる。

[0029] また、他の方法として、検出表示出力部760から出力される呼吸信号を出力信号線770を介して放射線照射装置の制御部に受信させ、放射線照射装置の制御部は、呼吸状態を示す値が所定の範囲内にある場合に放射線を照射するように放射線照射装置を制御することとしてもよい。

[0030] 以上説明したように、本実施形態の呼吸モニタリング装置700では、管状部材750により、検出表示出力部760をベルト710から離れた位置とすることができ、ベルト710を取り付けた人に照射される放射線等を遮ることないため、呼吸をモニタリングしつつ、放射線等を用いた治療や検査を行なうことができる。

[0031] また、リアルタイムで呼吸状態を表示させ、ベルトを装着した者が確認することができるため、治療や検査において、ベルトを装着した者に容易に必要な呼吸制御を行なわせることができる。

[0032] また、ベルトを装着した人の姿勢を変化させる必要がある場合であっても

、身体に直接検出部分が取り付けられていないため、姿勢の変化を妨げることなく呼吸をモニタリングすることができる。

[0033] また、治療や検査に必要な装置をベルト 710 を装着した人に近づける必要がある場合であっても呼吸モニタリングのための装置と干渉することがないため、呼吸をモニタリングしつつ、必要な装置を近づけることができる。

[0034] また、バックグラウンドノイズの比率が高い歪ゲージを用いることなく呼吸をモニタリングすることができるため、生体の体動状態をより正確に検出することができる。

[0035] [第 2 実施形態]

図 6 は、本発明の第 2 実施形態に係る呼吸モニタリング装置 100 について示す図である。この図に示されるように、呼吸モニタリング装置 100 は、人の胸や腹等の胴体部分に巻き付けるためのベルト 110 と、呼吸状態を検知するための検知部 130 と、ベルト 110 から延びるワイヤ 114 を検知部 130 へ導くための管状部材 120 と、検知部 130 から出力された信号を取得し、信号に基づく呼吸状態を示す値を演算して出力する演算出力部 140 と、を備えている。ベルト 110 は、ベルト 110 の長手方向に、非伸縮性の材料からなる非伸縮部 111 及び伸縮性の材料からなる伸縮部 113 が接続されている。また、ベルト 110 の両端にはバックル 116 が取り付けられており、図 7 に示されるように取り外して、人の身体に巻き付けてから閉じて固定することができ、更に、非伸縮部 111 はアジャスター 117 により長さを調整することができる。

[0036] ワイヤ 114 は、ナイロン又はその他樹脂等の非金属の材料からなり、ベルト 110 の一箇所では長手方向に移動しないように固定され、他の部分は伸縮部 113 上を長手方向に移動可能となるように伸縮部 113 上に配置される。本実施形態では、一端が非伸縮部 111 との境界にあるジョイントピース 115 に固定されているが、この形態に限られるものではない。また、ワイヤ 114 は、伸縮部 113 の伸縮により伸縮部 113 上を移動可能となるように、伸縮部 113 に表面と裏面とを行き来するように粗く縫い付けたり

、伸縮性材料で挟むようにしたり、その他の方法により長手方向に移動可能に配置される。このような固定方法により固定されたワイヤ114は、伸縮部113の伸縮によりバックル116側で出入りし、伸縮部113上に配置されるワイヤ114の長さが変化する。ワイヤ114は、伸縮部113のバックル116付近からベルト110を離れ、管状部材120の内部を通り、検知部130に接続されている。

[0037] 検知部130において管状部材120から延びるワイヤ114は、プーリ131を介してゼンマイばね133に接続され、所定の張力で引かれている。プーリ131には、プーリ131と軸を同一とするロータリエンコーダ132が取り付けられており、ワイヤ114の移動は、プーリ131の回転となり、ロータリエンコーダ132により電気信号として演算出力部140に伝えられる。すなわち、ロータリエンコーダ132はワイヤ114の移動を検出する。

[0038] 演算出力部140は、ロータリエンコーダ132から出力された信号から呼吸状態を示す値を演算し、不図示の表示部その他制御システム等に送信する。呼吸状態を示す値を受信した装置は、その値からベルト110を装着した者の呼吸状態をモニタすることができる。

[0039] したがって、本実施形態の呼吸モニタリング装置100では、管状部材120により、検知部130をベルト110から離れた位置とすることができるため、ベルト110を取り付けた人に照射される放射線等を遮ることなく、それにより、呼吸をモニタリングしつつ、放射線等を用いた治療や検査を行なうことができる。

[0040] また、ベルトを装着した人の姿勢を変化させる必要がある場合であっても、身体に直接検出部分が取り付けられていないため、姿勢の変化を妨げることなく呼吸をモニタリングすることができる。

[0041] また、治療や検査に必要な装置をベルト110を装着した人に近づける必要がある場合であっても呼吸モニタリングのための装置と干渉することがないため、呼吸をモニタリングしつつ、必要な装置を近づけることができる。

[0042] 図8には、図6に示された第2実施形態の呼吸モニタリング装置100の1つ目の変形例である呼吸モニタリング装置200が示されている。この図に示されるように、呼吸モニタリング装置200のベルト210では、上述のベルト110と比較して、伸縮部113上のワイヤの配置が異なっており、その他の部分においては上述の第2実施形態と同様であるため説明を省略する。

[0043] ベルト210の伸縮部113では、ワイヤ214は、非伸縮部111との接続部分の近くで折り返され、異なる位置で平行に延びるように配置されている。また、管状部材120では、折り返された2本が重ねられて通されている。この形態の場合には、検知部130においても折り返された2本が重ねられたまま1つのプーリ131に掛けられ、1つのゼンマイばねに取り付けられる。このように異なる2つの位置で平行に延びる1本のワイヤ214を使用することにより、互いに距離を置いて並置された2箇所でのワイヤの移動量の平均をロータリエンコーダ132で検知することができる。また、本変形例2では折り返し回数を1回としたが3回、5回としてそれぞれ3箇所、5箇所の平均を検知させるようにしてもよい。

[0044] 図9には、図6に示された第2実施形態の呼吸モニタリング装置100の2つ目の変形例である呼吸モニタリング装置300が示されている。この図に示されるように、呼吸モニタリング装置300のベルト310では、上述のベルト110と比較して、伸縮部113上のワイヤの配置が異なっており、その他の部分においては上述の第2実施形態と同様であるため説明を省略する。

[0045] ベルト310の伸縮部113は、2本の非金属のワイヤ314及び315が、ベルト310の長手方向に平行で、互いに異なる位置でジョイントピース115に固定されて配置されている。また、2本のワイヤ314及び315はそれぞれ対応する2つのプーリ131を介して2つのゼンマイばね113に接続されている。2つのプーリと同じ軸を有する2つのロータリエンコーダ132から出力された信号を用いて1つの演算出力部140が呼吸状態

を示す値を演算する。呼吸状態を示す値としては、ロータリエンコーダ132の移動量を合計した値、平均した値その他の統計値を用いることができる。

[0046] 図10には、検知部130の変形例である検知部430が示されている。この図に示されるように検知部430では、ロータリエンコーダ132でなくリニアエンコーダ431が使用され、ワイヤ114に磁化されたスケール432が取り付けられ、センサ433がスケール432の磁場を読み取ることにより移動量を把握できるようになっている。また、スケール432の先にはコイルバネ435が取り付けられ、ベルト110と検知部430との間の張力が一定になるように保たれている。このような構成とした場合であっても上述の検知部130と同様の効果を得ることができる。

[0047] [第3実施形態]

図11には、上述の呼吸モニタリング装置100を用いた放射線照射システム500が示されている。この図11に示されるように、ベッド502上に横たわった患者501に呼吸モニタリング装置100のベルト110が取り付けられ、ワイヤ114は管状部材120を介して検知部130に接続され、検知されたワイヤ114の移動は演算出力部140で呼吸状態を示す値が演算される。呼吸状態を示す値は、無線アンテナ142を用いて演算出力部140から送信され、患者501が視覚できる位置に設置された画像モニタ150で受信される。

[0048] 画像モニタ150は、受信されたデータをアナログ的に針が振れるように表示することにより、呼吸の状態をリアルタイムで示すことができる。このような構成とすることで患者501は、自分の呼吸の状態を客観的に把握することができ、自身の呼吸を制御することができる。例えば、画像モニタ150で表示される針が所定の位置にあるときに、患者501の放射線治療のターゲットである病巣が所定の位置にあることが分かっている場合には、患者501は画像モニタ150を見ながら呼吸を行い、針が所定の位置となったところで呼吸を止めることにより、病巣の位置を移動させないようにする

ことができる。この呼吸を止めている間に放射線照射装置 160 から放射線を照射することにより、病巣以外の組織に傷をつけることなく、適切に病巣のみに放射線を照射することができる。

[0049] また、他の方法として、演算出力部 140 から送信された無線信号を放射線照射装置 160 の制御部 165 に受信させ、制御部 165 は、呼吸状態を示す値が所定の範囲内にある場合に放射線を照射するように放射線照射装置 160 を制御することとしてもよい。

[0050] したがって、本実施形態の呼吸モニタリング装置 100 及び放射線照射システム 500 では、管状部材 120 により、検知部 130 をベルト 110 から離れた位置とすることができ、ベルト 110 を取り付けた人に照射される放射線等を遮ることないため、呼吸をモニタリングしつつ、放射線等を用いた治療や検査を行なうことができる。

[0051] また、リアルタイムで呼吸状態を表示させ、ベルトを装着した者が確認することができるため、ベルトを装着した者に、容易に、治療や検査において必要な呼吸制御を行なわせることができる。

[0052] また、ベルトを装着した人の姿勢を変化させる必要がある場合であっても、身体に直接検出部分が取り付けられていないため、姿勢の変化を妨げることなく呼吸をモニタリングすることができる。

[0053] また、治療や検査に必要な装置をベルト 110 を装着した人に近づける必要がある場合であっても呼吸モニタリングのための装置と干渉することがないため、呼吸をモニタリングしつつ、必要な装置を近づけることができる。

[0054] 図 12 には、本発明の第 3 実施形態に係る放射線照射システム 500 の変形例である放射線照射システム 600 が示されている。この図に示されるように、放射線照射システム 600 では、図 11 の放射線照射システム 500 と異なり、患者 501 には、腹の位置及び胸の位置の 2 箇所にそれぞれベルト 110 及び 610 が取り付けられている。ベルト 110 から延びるワイヤは図 11 の場合と同様に管状部材 120 を通り、検知部 130 に接続される。このワイヤの移動は、検知部 130 で検出され、電気信号で演算出力部 6

50に送信される。

[0055] 一方、ベルト610から延びるワイヤは管状部材620を通り、検知部630に接続される。ワイヤの移動は、検知部630で検出され、電気信号で演算出力部640に送信される。演算出力部640では、ベルト610での移動量が演算され、演算出力部650に送信される。演算出力部650では、演算出力部640から受信したベルト610での移動量と共に、検知部130から出力された電気信号と合わせて呼吸状態を示す値を演算する。ここで、呼吸状態を示す値は、ベルト110での移動量及びベルト310での移動量の独立した値をそれぞれ呼吸状態を示す値としてもよいし、それぞれの相関を考慮した値を演算して得られた値を呼吸状態を示す値とするようにしてもよい。

[0056] 演算出力部350により出力された呼吸状態を示す値は、図11と同様に、無線アンテナ142を用いて送信され、患者501が視覚できる位置に設置された画像モニタ150で受信される。画像モニタ150では、受信されたデータをアナログ的に針が振れるように表示することにより、呼吸の状態をリアルタイムで示すものとなっている。ここでベルト610での移動量及びベルト110での移動量が別々に受信されている場合には、2つの値を別々にアナログ的に表示してもよいし、2次元グラフ上等に両方とも表示することとしてもよい。

[0057] このような構成とすることで、図11の場合と同様に、患者501は、自分の呼吸の状態を客観的に把握することができ、自分の呼吸を制御することができる。特に本実施形態の場合には、胸の位置と腹の位置の2箇所を検知しているため、より正確な呼吸状態を把握することができる。また、これにより患者501が呼吸を制御し、病巣の位置を移動させないようにすることができ、その間に放射線照射装置160から放射線を照射することにより、病巣以外の組織に傷をつけることなく、適切に病巣のみに放射線を照射することができる。

[0058] また、図11の場合と同様に、他の方法として、演算出力部140から送

信された無線信号を放射線照射装置 160 の制御部 165 により受信し、制御部 165 は、呼吸状態を示す値が所定の範囲内にある場合に放射線を照射するように放射線照射装置 160 を制御することとしてもよい。

[0059] したがって、本変形例の放射線照射システム 600 では、放射線照射システム 500 と同様の効果を有すると共に、より正確な呼吸状態を把握することができるため、より正確な放射線照射を実現することができる。

[0060] なお、本実施形態においては、検知部及び演算出力部を別の構成としたが一体であってもよい。また、画像モニタ及び制御部と演算出力部との通信は無線通信を用いることとしたが、その他有線接続等の通信手段でもよい。

[0061] [第 4 実施形態]

次に、ワイヤではなく導電性ゴムを用いて、生体の体動状態を検出する体動検出システムを説明する。

[0062] 導電性ゴムは、二点間に通電した状態で伸縮させると、その通電している二点間の抵抗値が増減する。このため、導電性ゴムを取り付けたベルトを生体に巻き付けて装着し、その装着位置周りの周長の変化に応じて導電性ゴムが伸縮するようにすれば、導電性ゴムに通電したときの電気信号の変化を検出することにより、生体の呼吸状態等の体動状態を検出できる。

[0063] しかし、導電性ゴムは、自然長から伸ばした状態で保持すると、通電している二点間の抵抗値が徐々に減衰してしまうことが知られている。このような減衰の影響により、導電性ゴムの伸び量が同じ場合でも、導電性ゴムに通電したときの電気信号が時間の変化により減少するため、導電性ゴムを用いて生体の体動状態を正確に検出することは困難であった。

[0064] そこで、以下においては、導電性ゴムを用いて生体の体動状態を正確に検出することのできる体動検出ベルト、体動検出システム及び放射線照射システムを提案する。

[0065] 図 13 は、第 4 実施形態に係る体動検出システム 800 を示す。体動検出システム 800 は、体動検出ベルト 810 と、検出部 870 と、出力部 890 とを備える。

- [0066] 図14(a)は、体動検出システム800に用いられる体動検出ベルト810の構成を示す平面図であり、(b)はその側面図である。なお、以下においては、同一の名称の構成要素について、「第1」「第2」と記載し、その符号の末尾に「A」「B」と記載して区別する必要があるが、両者を区別しない場合、これらの記載を省略する。
- [0067] 体動検出ベルト810は、ベルト本体811を備える。ベルト本体811は、人の胸や腹等のような、生体801の一部に巻き付けて装着される。ベルト本体811は、全体として帯状に形成され、ベルト本体811の長手方向の少なくとも一部に伸縮可能な伸縮部820を含んで構成される。本実施形態に係るベルト本体811は、伸縮部820の他に、伸縮部820の長手方向の両側に設けられた第1非伸縮部813A、第2非伸縮部813Bを更を含んで構成される。
- [0068] 非伸縮部813は、帯状の織物生地 of 縁部をテープで縁取り等した非伸縮性の部材から構成される。第1非伸縮部813A及び第2非伸縮部813Bは、伸縮部820を間に挟んで配置され、伸縮部820の伸縮に伴い、それらの対向する端部間の間隔が変化する。
- [0069] ベルト本体811は、その長手方向の両側において、ベルト本体811の両側を取り外し可能に接続するための一对の接続部材815が設けられている。一对の接続部材815は、本実施形態において、第1非伸縮部813Aの前面に設けられた第1面ファスナーと、第2非伸縮部813Bの背面に設けられた第2面ファスナーとにより構成される。ベルト本体811は、生体801に巻き付けた際に、第1面ファスナーと第2面ファスナーとを重ね合わせることで、その長手方向の両側が接続される。
- [0070] なお、一对の接続部材815は、ベルト本体811の両端側を取り外し可能に接続できれば、その構成は面ファスナーに限定されず、この他にもバックル等により構成されてもよい。
- [0071] 図14(c)は、伸縮部820に含まれる伸縮カバー840をベルト本体811から取り外した状態を示す平面図であり、図15は伸縮部820の構

成を示す拡大側面断面図である。

- [0072] 伸縮部 820 は、本実施形態において、伸縮弾性体 821 と、伸縮カバー 840 とを含んで構成される。伸縮弾性体 821 は、第 1 導電ゴム体 823 A と、絶縁体 825 と、第 2 導電ゴム体 823 B と、を備える。
- [0073] 導電ゴム体 823 は、基材となるゴム材料にカーボンブラック、銀粉末等の導電性粒子を配合等した導電性ゴムから構成される。絶縁体 825 は、伸縮可能であり、電気絶縁性を有する非導電性ゴム等の弾性材料から構成される。
- [0074] 第 1 導電ゴム体 823 A、絶縁体 825 及び第 2 導電ゴム体 823 B は、本実施形態において、ベルト本体 811 の長手方向に長い帯状であって、それらの長手方向の長さが略同一となるように形成されている。伸縮弾性体 821 は、第 1 導電ゴム体 823 A、絶縁体 825 及び第 2 導電ゴム体 823 B の向きを揃えて重ね合わせた層構造により構成される。絶縁体 825 は、第 1 導電ゴム体 823 A と第 2 導電ゴム体 823 B との間に挟み込まれており、第 1 導電ゴム体 823 A と第 2 導電ゴム体 823 B とが電氣的に絶縁される。
- [0075] 伸縮弾性体 821 は、互いに対向する第 1 非伸縮部 813 A、第 2 非伸縮部 813 B の端部に対して、その両端部が縫合等により接続されることにより、ベルト本体 811 に取り付けられる。本実施形態では、電気絶縁性を有する固定板 817 と非伸縮部 813 の端部との間に伸縮弾性体 821 の端部を挟み込み、これらが縫合されている。
- [0076] ベルト本体 811 は、伸縮弾性体 821 を含む伸縮部 820 が伸縮することにより、その長手方向に伸縮する。伸縮弾性体 821 の第 1 導電ゴム体 823 A 及び第 2 導電ゴム体 823 B は、ベルト本体 811 が長手方向に伸縮したとき、ベルト本体 811 の長手方向に伸縮可能に取り付けられることになる。このとき、伸縮弾性体 821 は、第 1 導電ゴム体 823 A 等の層構造として構成されるため、ベルト本体 811 が長手方向に伸びたときに第 1 導電ゴム体 823 A、第 2 導電ゴム体 823 B が一体に伸び、その第 1 導電ゴ

ム体 8 2 3 A、第 2 導電ゴム体 8 2 3 B の伸び量が略同一となる。

[0077] 第 1 導電ゴム体 8 2 3 A、第 2 導電ゴム体 8 2 3 B は、それぞれ長手方向の両側に一对の電極 8 2 7 が取り付けられる。一对の電極 8 2 7 は、その一对の電極 8 2 7 の間を通電経路として、導電ゴム体 8 2 3 に通電したときの電気信号を取り出すために取り付けられる。一对の電極 8 2 7 の間隔は、第 1 導電ゴム体 8 2 3 A と第 2 導電ゴム体 8 2 3 B とで略同一となるように調整される。つまり、一对の電極 8 2 7 の間に通電したときに、それらの間の通電経路の長さが第 1 導電ゴム体 8 2 3 A と第 2 導電ゴム体 8 2 3 B とで略同一となるように調整される。

[0078] 一对の電極 8 2 7 のそれぞれにはリード線 8 2 9 が電氣的に接続される。各リード線 8 2 9 は、第 2 非伸縮部 8 1 3 B に取り付けられたケーブルカバー 8 3 1 内に導入され、コネクタ（図示せず）等を介して検出部 8 7 0 に電氣的に接続される。

[0079] 伸縮カバー 8 4 0 は、伸縮性のある生地等を用いた筒状の部材から構成される。伸縮カバー 8 4 0 は、その内側にベルト本体 8 1 1 を通して、伸縮弾性体 8 2 1 を覆うように配置される。伸縮カバー 8 4 0 は、その両端部を第 1 非伸縮部 8 1 3 A、第 2 非伸縮部 8 1 3 B に縫合等することにより、ベルト本体 8 1 1 に取り付けられる。伸縮弾性体 8 2 1 は、伸縮カバー 8 4 0 に覆われることにより、外部環境に対して保護される。

[0080] 以上の構成に係る体動検出ベルト 8 1 0 により、ベルト本体 8 1 1 を生体 8 0 1 に巻き付けて装着したときに、生体の装着位置周りの周長の変化に伴い、伸縮弾性体 8 2 1 を含むベルト本体 8 1 1 の伸縮部 8 2 0 が伸縮する。

[0081] ここで、第 1 導電ゴム体 8 2 3 A と第 2 導電ゴム体 8 2 3 B とは、それぞれ異なる電気抵抗特性を有する。この異なる電気抵抗特性とは、自然長にある導電ゴム体 8 2 3 の単位長さあたりの電気抵抗値が異なることをいう。異なる電気抵抗特性とするため、本実施形態においては、第 1 導電ゴム体 8 2 3 A と第 2 導電ゴム体 8 2 3 B とで体積抵抗率 ($\Omega \cdot \text{cm}$) の異なる材料が用いられる。この他にも、異なる電気抵抗特性とするため、第 1 導電ゴム体

823Aと第2導電ゴム体823Bとで、その横断面の断面積を異ならせてもよい。この場合、導電ゴム体823の断面積が大きくなるほど単位長さあたりの電気抵抗値が小さくなり、断面積が小さくなるほど単位長さあたりの電気抵抗値が大きくなる。

[0082] 図16は、体動検出ベルト810に接続される検出部870の回路構成を模式的に示す。検出部870は、電源回路871と、演算部879とを備える。なお、演算部879は、ハードウェア的には、任意のコンピュータのCPU、メモリ、その他のLSIで実現され、ソフトウェア的にはメモリにロードされたプログラムなどにより実現される。

[0083] 電源回路871は、第1導電ゴム体823A、第2導電ゴム体823Bのそれぞれに通電し、その通電により第1導電ゴム体823A、第2導電ゴム体823Bのそれぞれから得られる電気信号を演算部879に出力する。第1導電ゴム体823Aに接続された一方のリード線829は、電源回路871のグラウンド873に接地され、他方のリード線829は、電源回路871の第1基準抵抗875Aを介して定電圧電源876に接続される。また、第2導電ゴム体823Bに接続された一方のリード線829は、電源回路871のグラウンド873に接地され、他方のリード線829は、電源回路871の第2基準抵抗875Bを介して定電圧電源876に接続される。第1基準抵抗875A及び第2基準抵抗875Bは、それぞれ可変抵抗器として構成される。

[0084] 定電圧電源876から定電圧 V_{cc} が供給されたとき、第1基準抵抗875Aと第1導電ゴム体823Aとの間から電圧 V_a が出力され、第2基準抵抗875Bと第2導電ゴム体823Bとの間から電圧 V_b が出力される。第1基準抵抗875Aの抵抗を R_{a0} 、第2基準抵抗875Bの抵抗を R_{b0} 、第1導電ゴム体823Aの抵抗を R_a 、第2導電ゴム体823Bの抵抗を R_b とすると、電圧 V_a 、電圧 V_b は、下記の式(1)、(2)により表される。

$$V_a = V_{cc} \times R_a / (R_{a0} + R_a) \quad \dots \quad (1)$$

$$V_b = V_{cc} \times R_b / (R_{b0} + R_b) \quad \dots \quad (2)$$

- [0085] 電源回路871から出力された電圧 V_a 、電圧 V_b のアナログ信号は、電圧 V_a 、電圧 V_b の電圧レベルの直線性を確保しながら低インピーダンス化して後段に出力するため、それぞれバッファアンプ877に入力される。バッファアンプ877から出力された電圧 V_a 、電圧 V_b のアナログ信号は、AD変換部878によりAD変換されて、電圧 V_a 、電圧 V_b のデジタル信号として演算部879に出力される。
- [0086] 演算部879は、電源回路871から出力された第1導電ゴム体823Aの電気信号と、第2導電ゴム体823Bの電気信号とに基づき演算し、体動検出ベルト810が巻き付けられた生体の体動状態を示す状態値を算出する。本実施形態では、電圧 V_a のデジタル信号と電圧 V_b のデジタル信号との差分を示す値である $V_a - V_b$ を算出する。この差分を示す値を算出することにより、生体の体動状態が検出される。
- [0087] 演算部879は、出力部890との間で有線又は無線によりデータを送受信可能に接続されており、演算した状態値を出力部890に送信する。
- [0088] 図13に戻り、出力部890は、検出部870による検出結果を示すデータを視認可能に出力する画像モニタ891を含んで構成される。出力部890は、画像モニタ891を有する画像表示装置の他、タブレット端末等の情報処理装置から構成されてもよい。
- [0089] 出力部890は、体動検出ベルト810が取り付けられた生体801から見える位置に設置される。検出部870の演算部879が演算した状態値は、検出部870から出力部890に送信され、出力部890の画像モニタ891を見た生体801により把握される。
- [0090] 以上の構成に係る体動検出システム800により、生体801である患者は、検出部870による検出結果を出力部890を視認することで、自分の体動状態である呼吸状態を客観的に把握しながら、自分の呼吸を制御することができる。たとえば、出力部890に表示される信号レベルが所定のレベルにあるときに、患者の放射線治療のターゲットである病巣が所定の位置に

あることが分かっている場合を考える。患者は、出力部 890 を視認しながら呼吸を行い、信号レベルが所定のレベルにあるときに呼吸を止めることにより、病巣の位置を移動させないようにすることができる。この呼吸を止めている間に放射線照射装置等から放射線を照射することにより、病巣以外の組織に傷をつけることなく、病巣のみに適切に放射線を放射することができる。

[0091] 次に、本実施形態に係る体動検出システム 800 の効果を説明する。図 17 は、電気抵抗特性の異なる二種類の導電性ゴムに通電したときの電気抵抗の減衰特性を示すグラフである。二種類の導電性ゴムは、それぞれの高さ、幅、長さについて同一の寸法とし、自然長での体積抵抗率の異なるものを用いた。各導電性ゴムを自然長 10 cm から 2 cm 伸ばした状態で保持し、導電性ゴムの両端から定電圧を印加したときの抵抗値の変化を測定した。横軸は時間 (分) であり、縦軸は抵抗値 (Ω) である。

[0092] 導電性ゴムは、時間の経過により抵抗値の大きさが徐々に減衰して、ある程度の時間が経過すると抵抗値の減衰が見られなくなる。ここで、本発明者が検討したところ、電気抵抗特性の異なる二種類の導電性ゴムは、図 17 に示すように、各時刻での抵抗値の大きさが異なるものの、時間の経過に対して抵抗値が減衰する大きさがほぼ同程度になる傾向があった。この減衰する大きさは、導電性ゴムの伸び量に応じて変化するが、同じ伸び量で電気抵抗特性の異なる導電性ゴムでは、その減衰する大きさが同程度になる傾向があった。

[0093] これは、二種類の導電性ゴムそれぞれに通電したときに得られる複数の電気信号の差分を示す値が、時間の変化に対してほぼ一定となることを意味する。つまり、このような二種類の導電性ゴムを用いることにより、各導電性ゴムから得られる電気信号の減衰特性がキャンセルされ、時間の経過に対して変化の小さい電気信号が得られることになる。

[0094] 以上の内容は、以下のような式を用いて説明できる。なお、以下の式は、本実施形態に係る体動検出システム 800 の効果を説明するために一例とし

て記載したものであり、本実施形態に係る体動検出システム 800 を限定するものではない。

[0095] 第 1 導電ゴム体 823 A の自然長での抵抗を R_{a0} 、伸び x のときの抵抗の増大分を $R_a(x)$ 、時間 t 、伸び x の抵抗の減衰分を $-R(t, x)$ とすると、第 1 導電ゴム体 823 A の抵抗 R_a は、下記の式 (11) により表せる。

$$R_a = R_{a0} + R_a(x) - R(t, x) \quad \dots (11)$$

[0096] また、第 2 導電ゴム体 823 B の自然長での抵抗を R_{b0} 、伸び x のときの抵抗の増大分を $R_b(x)$ 、時間 t 、伸び x のときの抵抗の減衰分を $R(t, x)$ とすると、第 2 導電ゴム体 823 B の抵抗 R_b は、下記の式 (12) により表せる。

$$R_b = R_{b0} + R_b(x) - R(t, x) \quad \dots (12)$$

[0097] 上述したような、第 1 導電ゴム体 823 A 及び第 2 導電ゴム体 823 B の抵抗値が、時間の経過に対して減衰する大きさがほぼ同程度になるとは、式 (11)、式 (12) において項 $R(t, x)$ がほぼ同程度の値になることを意味する。このため、抵抗 R_a と抵抗 R_b との差分を示す値 ΔR は、下記のような式 (13) により表され、項 $R(t, x)$ がなくなることになる。第 1 導電ゴム体 823 A 及び第 2 導電ゴム体 823 B が伸び縮みしたとき、式 (13) の $R_a(x) - R_b(x)$ が変化するため、その変化を読み取ることにより、各導電ゴム体 823 の伸び量、つまり、ベルト本体 811 が巻き付けられた生体の体動状態が検出されることになる。

$$\Delta R = R_{a0} - R_{b0} + R_a(x) - R_b(x) \quad \dots (13)$$

[0098] そこで、本実施形態においては、第 1 導電ゴム体 823 A と第 2 導電ゴム体 823 B との伸び量が略同一となるように取り付けている。これにより、第 1 導電ゴム体 823 A 及び第 2 導電ゴム体 823 B が略同一の伸び量で伸び縮みしたときに、時間の経過に対して、各導電ゴム体 823 の抵抗値が減衰する大きさが同程度になる。

[0099] また、本実施形態においては、そのような第 1 導電ゴム体 823 A 及び第

2導電ゴム体823Bについて、異なる電気抵抗特性を有するものを用い、それらに通電したときに得られる電気信号を用いて、生体の体動状態を検出している。本実施形態では、第1導電ゴム体823A及び第2導電ゴム体823Bに通電したときの複数の電気信号の差分を示す値である $V_a - V_b$ を用いている。導電性ゴムは、その抵抗値が伸び量に比例する傾向があるため、この差分を示す値は、単一の導電性ゴムに通電したときの電気信号と同様に、導電性ゴムの伸び量に応じて変化する。また、この差分を示す値は、上述の通り、時間の経過に対して変化が小さい。このため、このような差分を示す値を用いて生体の体動状態を検出することにより、生体の体動状態を正確に検出することが可能となる。

[0100] なお、本実施形態で用いられる、電気信号の差分を示す値としての $V_a - V_b$ には、式(1)、(2)に示すように、 V_a 、 V_b の分母に R_a 、 R_b が含まれる。このため、その分母の R_a 、 R_b について、上述の式(13)のように、項 $R(t, x)$ をなくすことができないが、可変抵抗 R_{a0} 、 R_{b0} の大きさを R_a 、 R_b に対して十分に大きくすることで、分母の R_a 、 R_b の減衰による影響は無視できる。このように、第1導電ゴム体823A及び第2導電ゴム体823Bに通電したときの電気信号を回路により信号処理し、信号処理により得られた値を演算処理することで、減衰特性の影響を抑えた値を算出するようになれば、生体の体動状態を正確に検出できる。第1導電ゴム体823A及び第2導電ゴム体823Bに通電したときの電気信号を用いて、このような減衰特性の影響を抑えた値を算出できれば、検出に用いられる値は限定されない。

[0101] 図18は、伸縮弾性体821の他の例を示す図である。伸縮弾性体821は、第1導電ゴム体823A、絶縁体825及び第2導電ゴム体823Bを有する層構造の単一の部材ではなく、これらを有する層構造の複数の部材により構成されてもよい。図示の例では、これらを有する層構造の第1構成部材851Aと第2構成部材851Bとが、ベルト本体811の幅方向に間隔を空けて略平行に配置されている。第1構成部材851A及び第2構成部材

851Bは、ベルト本体811の長手方向に長い帯状に形成されている。第1構成部材851A及び第2構成部材851Bは、互いに対向する第1非伸縮部813A、第2非伸縮部813Bの端部に対して、それらの両端が縫合等して接続されることにより、ベルト本体811に取り付けられる。

[0102] 第1構成部材851A及び第2構成部材851Bは、それぞれの第1導電ゴム体823Aの長手方向の一端側に電極827が取り付けられ、それぞれの第1導電ゴム体823Aの長手方向の他端側が導電性ワイヤ853により電氣的に接続される。第1構成部材851A及び第2構成部材851Bは、それぞれの第2導電ゴム体823Bの長手方向の一端側に電極827（図示せず）が取り付けられ、それぞれの第2導電ゴム体823Bの長手方向の他端側が導電性ワイヤ（図示せず）により電氣的に接続される。

[0103] 以上の構成に係る伸縮弾性体821は、一对の電極827間に形成される第1導電ゴム体823A、第2導電ゴム体823Bそれぞれの通電経路の長さが略同一で、ベルト本体811の長手方向に伸びたときの伸び量が略同一となる。このように、第1導電ゴム体823A、第2導電ゴム体823Bそれぞれの通電経路の長さとし伸び量が略同一となれば、第1導電ゴム体823A、第2導電ゴム体823Bの形状は特に限定されない。たとえば、伸縮弾性体821は、ベルト本体811の長手方向に往復するように略U字状等に形成されていてもよい。また、第1導電ゴム体823A、第2導電ゴム体823Bそれぞれの通電経路の長さとし伸び量が略同一となれば、第1導電ゴム体823A、第2導電ゴム体823Bは、層構造の伸縮弾性体821としてではなく、別々に用いてもよい。たとえば、第1導電ゴム体823Aと第2導電ゴム体823Bとをベルト本体811の幅方向に間隔を空けて平行に配置して用いてもよい。

[0104] なお、以上の構成に係る伸縮弾性体821は、一对の電極827の取り付け位置が、ベルト本体811の長手方向の片側寄りの位置となっている。図示の例では、一对の電極827は、ベルト本体811の幅方向に間隔を空けた位置に取り付けられている。これにより、伸縮弾性体821がベルト本体

811の長手方向に伸縮したときに、伸縮弾性体821の長さ変化に対する一对の電極827間距離の変化が抑制される。一对の電極827間距離の変化が大きいほど、一对の電極827に接続されるリード線829の長さに余裕をもたせる必要がある。このため、その変化が抑制されることによりリード線829の長さを抑え、リード線829に撓みが生じることによる絡まり、断線の発生が抑えられる。

[0105] 図19は、第4実施形態に係る体動検出システム800を用いた放射線照射システム900を示す。放射線照射システム900は、体動検出システム800と、放射線照射装置901とを備える。

[0106] 体動検出システム800は、生体の腹の位置に巻き付けられたベルト本体811を有する第1体動検出ベルト810Aと、生体の胸の位置に巻き付けられたベルト本体811を有する第2体動検出ベルト810Bと、を備える。つまり、第1体動検出ベルト810Aのベルト本体811と第2体動検出ベルト810Bのベルト本体811は、同一の生体の異なる位置に巻き付けられる。

[0107] 検出部870の電源回路871（図示せず）は、第1体動検出ベルト810Aの第1導電ゴム体823A及び第2導電ゴム体823Bのそれぞれと、第2体動検出ベルト810Bの第1導電ゴム体823A及び第2導電ゴム体823Bのそれぞれとに通電する。電源回路871は、その通電により得られる電気信号を演算部879（図示せず）に出力する。

[0108] 演算部879は、第1体動検出ベルト810Aの第1導電ゴム体823A及び第2導電ゴム体823Bのそれぞれから得られた電気信号を用いて、生体の体動状態を示す第1の状態値を演算する。また、第2体動検出ベルト810Bの第1導電ゴム体823A及び第2導電ゴム体823Bのそれぞれから得られた電気信号を用いて、生体の体動状態を示す第2の状態値を演算する。演算部879は、第1の状態値と第2の状態値を用いて、第1の状態値、第2の状態値及び生体の体動状態の相関を考慮した他の状態値を更に演算してもよい。

- [0109] 出力部 890 は、演算部 879 から出力されたデータを表示する。出力部 890 は、第 1 の状態値、第 2 の状態値の出力を受けたときは、それぞれの状態値を別々に表示してもよいし、両方を表示してもよい。
- [0110] 以上の構成により、同一の生体の異なる位置から状態値が得られるため、より正確に生体の体動状態を把握することができる。たとえば、CT (Computed Tomography) 等により、呼吸に伴い移動する病巣の位置が把握できている場合に、複数の状態値から病巣位置の移動量と相関の強い状態値を判別し、その状態値を用いることで病巣の位置をより正確に把握できる。
- [0111] なお、変形例として、放射線照射装置 901 の制御部 903 は、検出部 870 の演算部 879 から出力される状態値を取得できるようにし、その状態値が所定の範囲内にある場合に、放射線を照射するように制御してもよい。
- [0112] 以上、本発明の好適な実施形態について説明したが、本発明は、その特定の実施形態に限定されるものではなく、本発明の技術思想の範囲内で種々の変形が可能であることはいうまでもない。

符号の説明

- [0113] 100 呼吸モニタリング装置、110 ベルト、111 非伸縮部、113 伸縮部、114 ワイヤ、115 ジョイントピース、116 バックル、117 アジャスター、120 管状部材、130 検知部、131 プーリ、132 ロータリエンコーダ、140 演算出力部、142 無線アンテナ、150 画像モニタ、160 放射線照射装置、165 制御部、200 呼吸モニタリング装置、210 ベルト、214 ワイヤ、300 呼吸モニタリング装置、310 ベルト、314 ワイヤ、350 演算出力部、430 検知部、431 リニアエンコーダ、432 スケール、433 センサ、435 コイルバネ、500 放射線照射システム、501 患者、502 ベッド、600 放射線照射システム、610 ベルト、620 管状部材、630 検知部、640 演算出力部、650 演算出力部、700 呼吸モニタリング装置、710 ベルト、711 固定部、720 伸縮部、721 ワイヤ、722 各穴、722 穴、73

0 非伸縮部、731 具、750 管状部材、760 検出表示出力部、
762 ロータリエンコーダ、764 プーリ、765 ゲージ、766
針、767 マーカー、769 検出表示出力部取付具、770 出力信号
線、791 患者、792 ベッド、800 体動検出システム、810
体動検出ベルト、811 ベルト本体、813 非伸縮部、820 伸縮部
、821 伸縮弾性体、823A 第1導電ゴム体、823B 第2導電ゴ
ム体、825 絶縁体、827 電極、829 リード線、840 伸縮カ
バー、853 導電性ワイヤ、870 検出部、871 電源回路、879
演算部、890 出力部、900 放射線照射システム、901 放射線
照射装置、903 制御部

産業上の利用可能性

[0114] 本発明は、呼吸等の体動状態を検出する技術分野において利用できる。

請求の範囲

- [請求項1] 帯状に形成され、長手方向の少なくとも一部が伸縮可能なベルト本体と、
前記ベルト本体に伸縮可能に取り付けられた第1導電ゴム体と、
前記ベルト本体に伸縮可能に取り付けられた第2導電ゴム体と、を備えることを特徴とする体動検出ベルト。
- [請求項2] 前記第1導電ゴム体と前記第2導電ゴム体とは、それぞれ異なる電気抵抗特性を有することを特徴とする請求項1に記載の体動検出ベルト。
- [請求項3] 前記第1導電ゴム体と前記第2導電ゴム体とは、前記ベルト本体が長手方向に伸びたとき、それぞれの伸び量が略同一となるように取り付けられることを特徴とする請求項1又は2に記載の体動検出ベルト。
- [請求項4] 前記第1導電ゴム体と前記第2導電ゴム体との間に挟み込まれ、伸縮可能な絶縁体を更に備えることを特徴とする請求項1乃至3のいずれかに記載の体動検出ベルト。
- [請求項5] 請求項1乃至4のいずれかに記載の体動検出ベルトと、
前記第1導電ゴム体に通電したときの電気信号と、前記第2導電ゴム体に通電したときの電気信号とを用いて、前記ベルト本体が巻き付けられた生体の体動状態を検出する検出部と、を備えることを特徴とする体動検出システム。
- [請求項6] 前記検出部は、前記第1導電ゴム体に通電したときの電気信号と前記第2導電ゴム体に通電したときの電気信号とに基づき演算して算出した値を用いて、前記生体の体動状態を検出することを特徴とする請求項5に記載の体動検出システム。
- [請求項7] 前記検出部による検出結果を出力する出力部を更に備えることを特徴とする請求項5又は6に記載の体動検出システム。
- [請求項8] 前記出力部は、前記体動検出ベルトが取り付けられた生体から見え

る位置に設置され、視認可能な出力を行うことを特徴とする請求項7に記載の体動検出システム。

[請求項9] 請求項1乃至4のいずれかに記載の体動検出ベルトである第1体動検出ベルトと、

請求項1乃至4のいずれかに記載の体動検出ベルトである第2体動検出ベルトと、を備え、

前記第1体動検出ベルトのベルト本体と、前記第2体動検出ベルトのベルト本体とは、同一の生体の異なる位置に巻き付けられ、

前記検出部は、前記第1体動検出ベルトの第1導電ゴム体及び第2導電ゴム体それぞれに通電したときの電気信号と、前記第2体動検出ベルトの第1導電ゴム体及び第2導電ゴム体それぞれに通電したときの電気信号とを用いて、前記生体の体動状態を検出することを特徴とする請求項5乃至8のいずれか1項に記載の体動検出システム。

[請求項10] 請求項5乃至9のいずれか1項に記載の体動検出システムと、

放射線を照射する放射線照射装置とを備え、

前記検出部は、前記体動検出ベルトの第1導電ゴム体及び第2導電ゴム体それぞれに通電したときの電気信号を用いて、前記生体の体動状態を示す状態値を演算し、

前記放射線照射装置は、前記状態値が所定の範囲にある場合に放射線を放射することを特徴とする放射線照射システム。

[請求項11] 身体の周囲に取り付けられ、少なくとも伸縮性部材を一部に含むことにより、全体として長手方向に伸縮可能であるベルトと、

少なくとも前記伸縮性部材の一部分において前記長手方向に沿って配置され、前記伸縮性部材の伸縮により、前記伸縮性部材上に配置される長さが変化する第1非金属ワイヤと、

前記第1非金属ワイヤの前記伸縮性部材の前記一部分から延びた部分を、内部を通すことにより前記ベルトから離間した位置に導く第1管状部材と、

前記離間した位置において、前記第1非金属ワイヤの移動を検出する第1検出部と、

前記第1非金属ワイヤの前記第1検出部とベルトとの間の張力を一定に保つための第1付勢部材と、

前記第1検出部により検出された呼吸状態を出力する呼吸状態出力部と、を備え、

前記呼吸状態出力部による出力により呼吸をモニタリングする呼吸モニタリング装置。

[請求項12]

請求項11に記載の呼吸モニタリング装置であって、

前記第1検出部は、プーリを備えており、

前記呼吸状態出力部は、視認可能なゲージを備え、

前記第1検出部及び呼吸状態出力部は、一体的に形成されている、ことを特徴とする呼吸モニタリング装置。

[請求項13]

請求項11又は12に記載の呼吸モニタリング装置であって、

前記第1検出部は、ロータリエンコーダを備えている、ことを特徴とする呼吸モニタリング装置。

[請求項14]

請求項11乃至13のいずれかに記載の呼吸モニタリング装置であって、

前記第1非金属ワイヤは樹脂材料からなる、ことを特徴とする呼吸モニタリング装置。

[請求項15]

請求項11乃至14のいずれか一項に記載の呼吸モニタリング装置であって、

前記伸縮性部材において前記第1非金属ワイヤが重ねられている位置とは異なる位置で重ねられ、前記伸縮性部材の伸縮により、前記伸縮性部材上に配置される長さが増減する第2非金属ワイヤと、

前記離間した位置において、前記第2非金属ワイヤの移動を検出する第2検出部と、

前記第2非金属ワイヤの前記第2検出部とベルトとの間の張力を一

定に保つための第2付勢部材と、

前記呼吸状態出力部は、前記第1検出部及び前記第2検出部において検出された信号を合成し、呼吸状態を出力する、ことを特徴とする呼吸モニタリング装置。

[請求項16]

請求項11乃至15のいずれか一項に記載の呼吸モニタリング装置である第1呼吸モニタリング装置と、

請求項11乃至15のいずれか一項に記載の呼吸モニタリング装置である第2呼吸モニタリング装置と、を備え、

前記第1呼吸モニタリング装置のベルトと、前記第2呼吸モニタリング装置のベルトとは、同一の身体の周囲で互いに異なる位置に取り付けられ、

前記第1呼吸モニタリング装置の前記呼吸状態出力部は、前記第2呼吸モニタリング装置の呼吸状態を示す値を取得し、第1検出部から出力された信号と合わせて呼吸状態を示す値を演算し出力する、ことを特徴とする呼吸モニタリング装置。

[請求項17]

請求項11乃至16のいずれか一項に記載の呼吸モニタリング装置であって、

前記呼吸状態出力部は、前記ベルトが取り付けられた人から見える位置に配置され、視認可能な出力を行う、ことを特徴とする呼吸モニタリング装置。

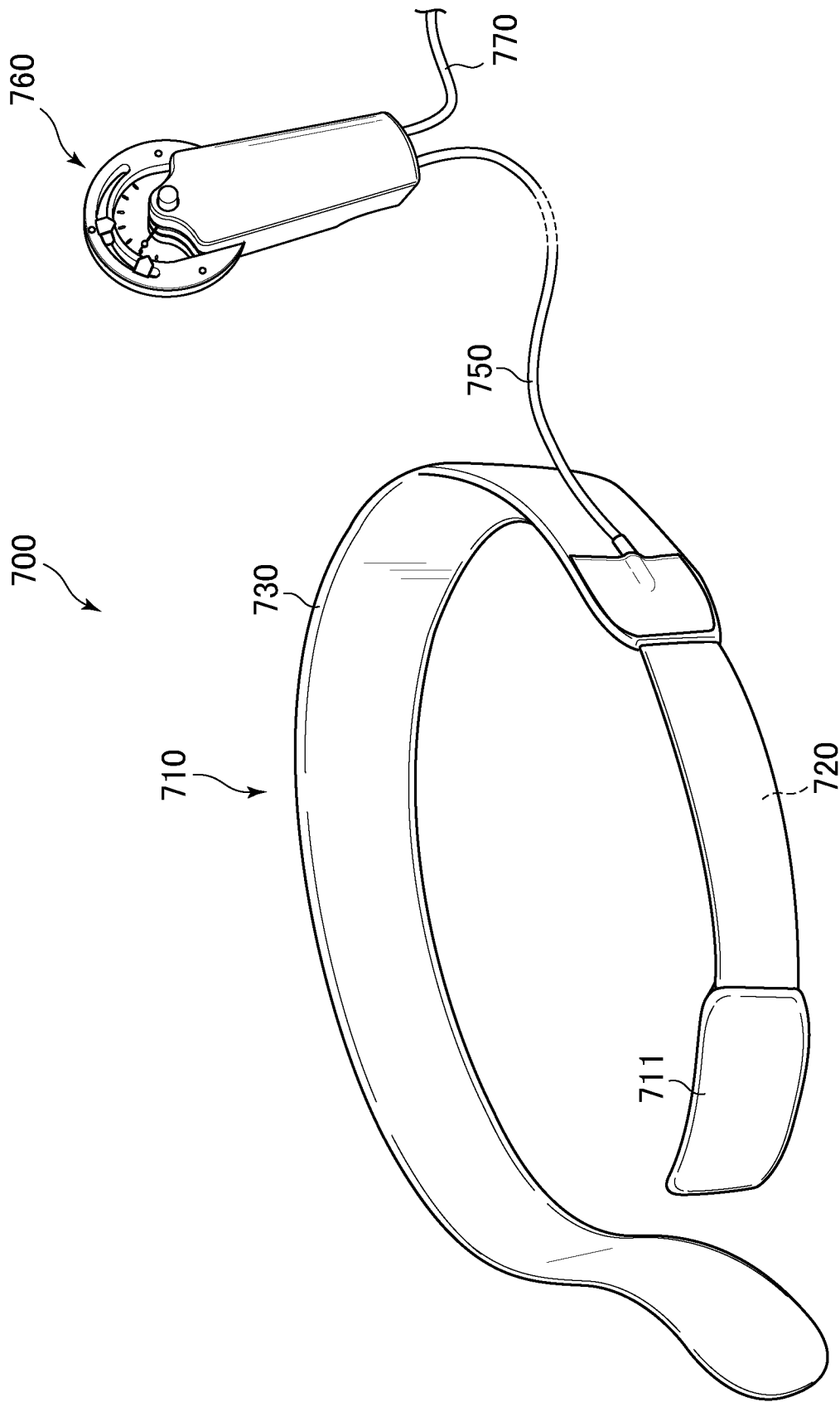
[請求項18]

請求項16に記載の呼吸モニタリング装置と、

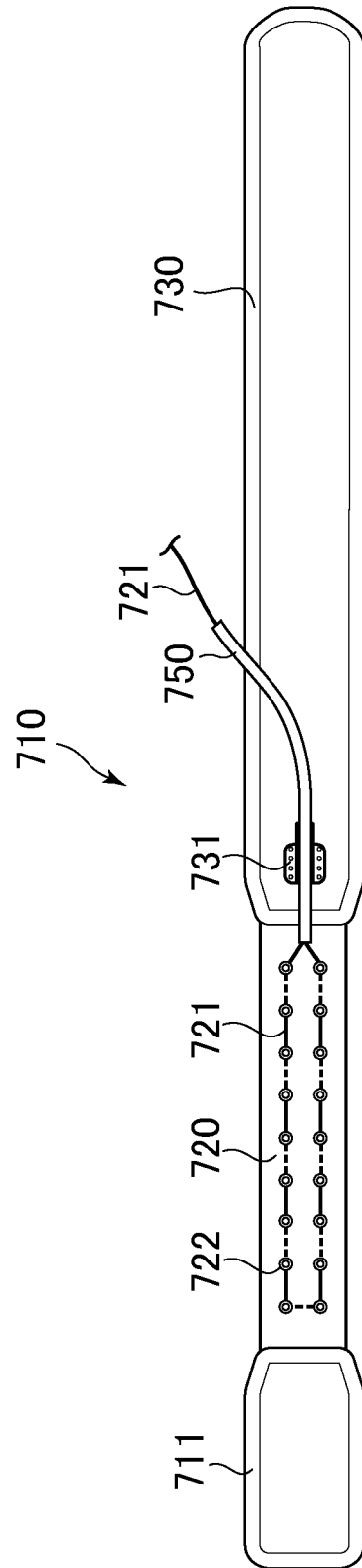
放射線を照射する放射線照射装置と、を備え、

前記放射線照射装置は、前記呼吸状態を示す値が所定の範囲にある場合に放射線を照射する、ことを特徴とする放射線照射システム。

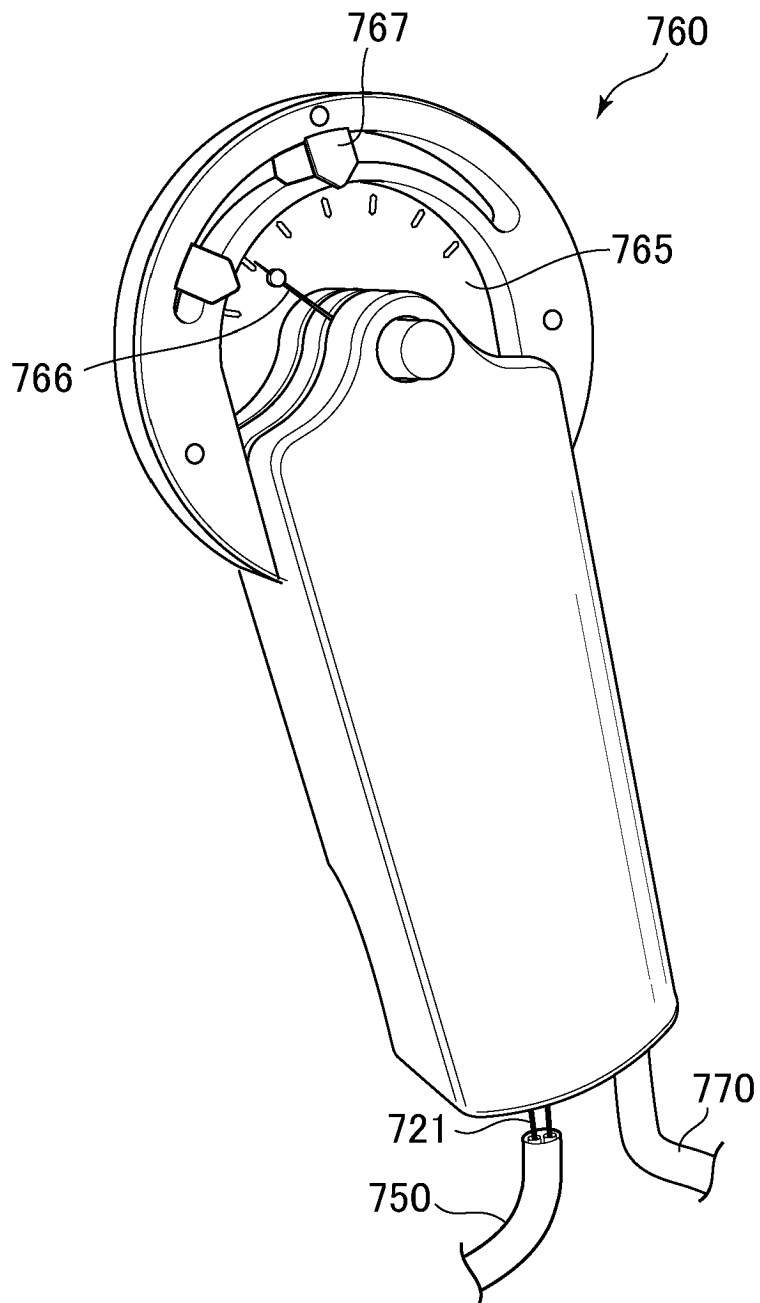
[図1]



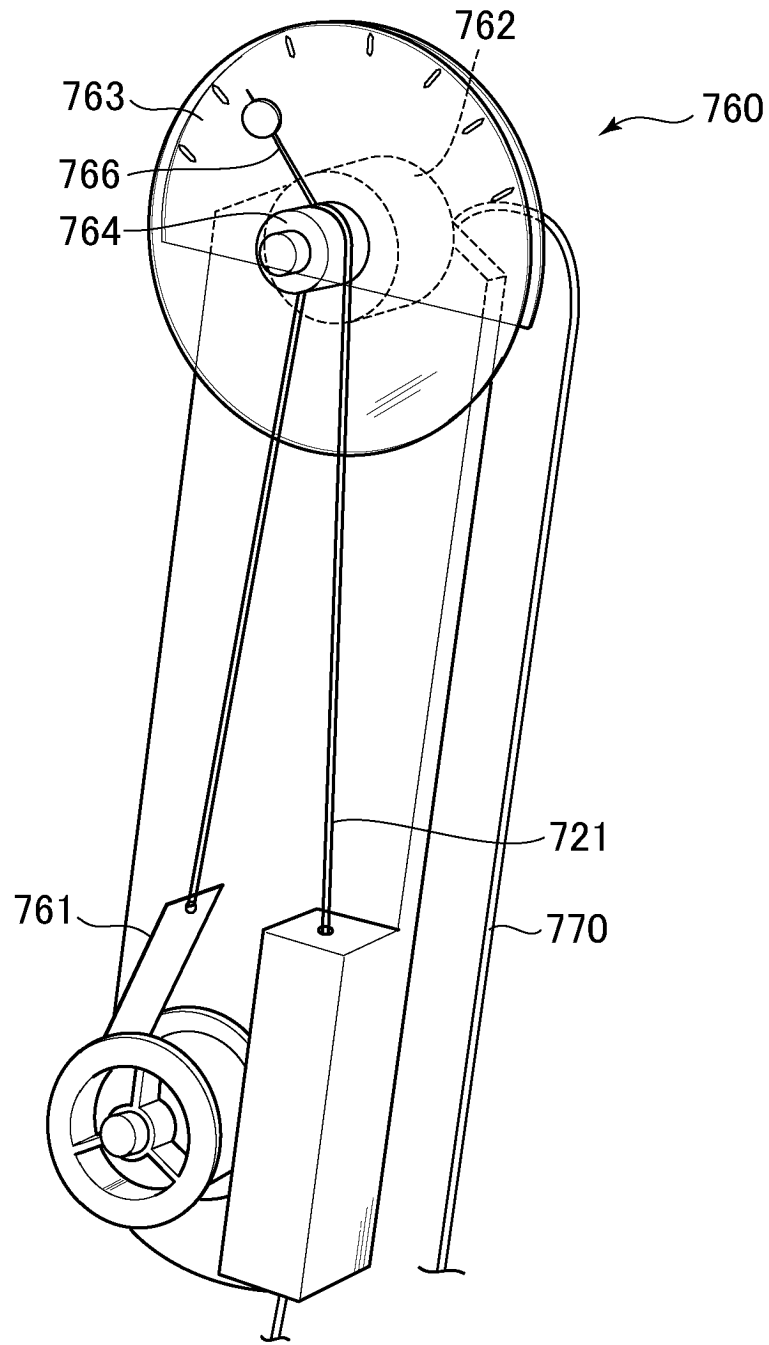
[図2]



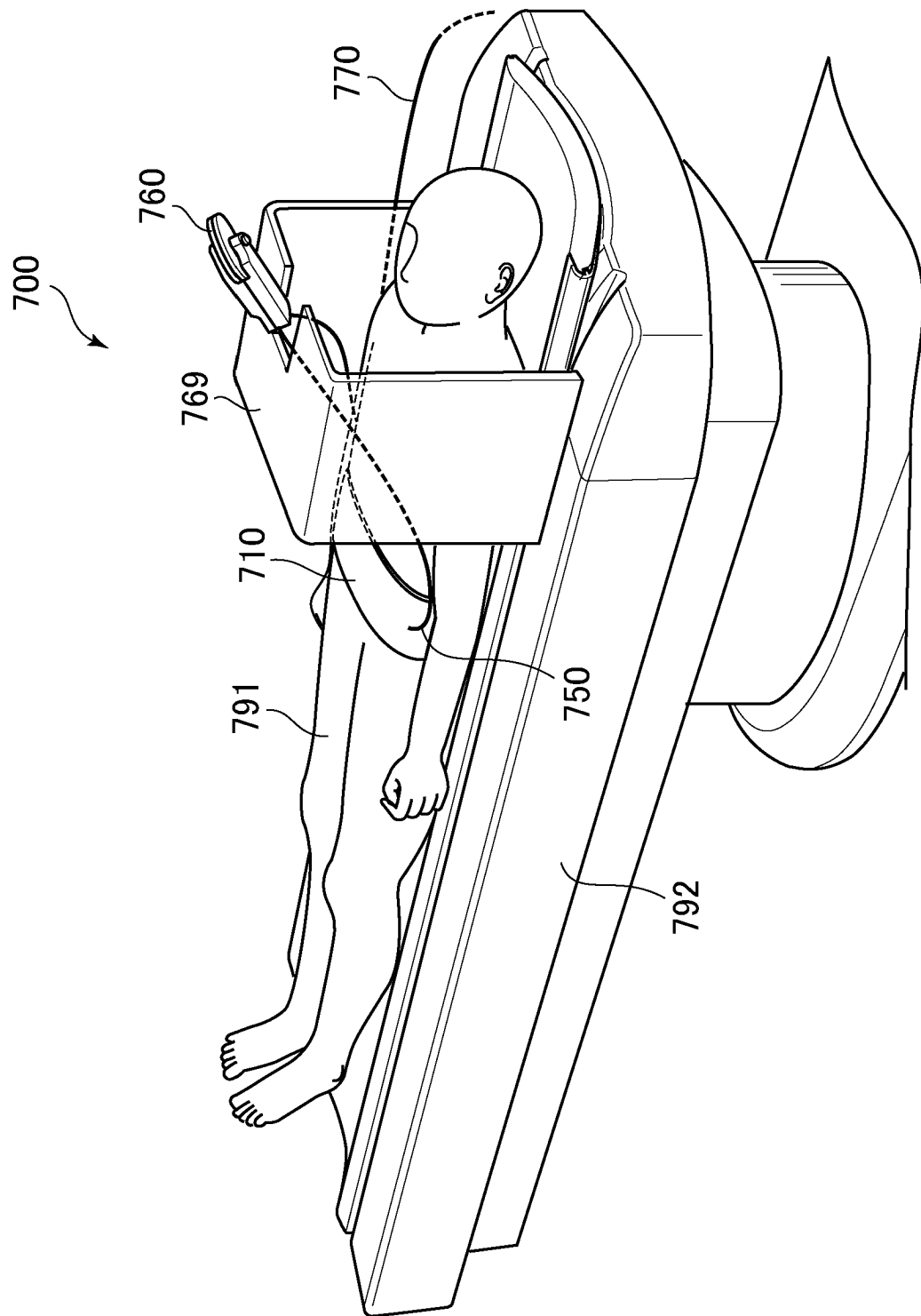
[図3]



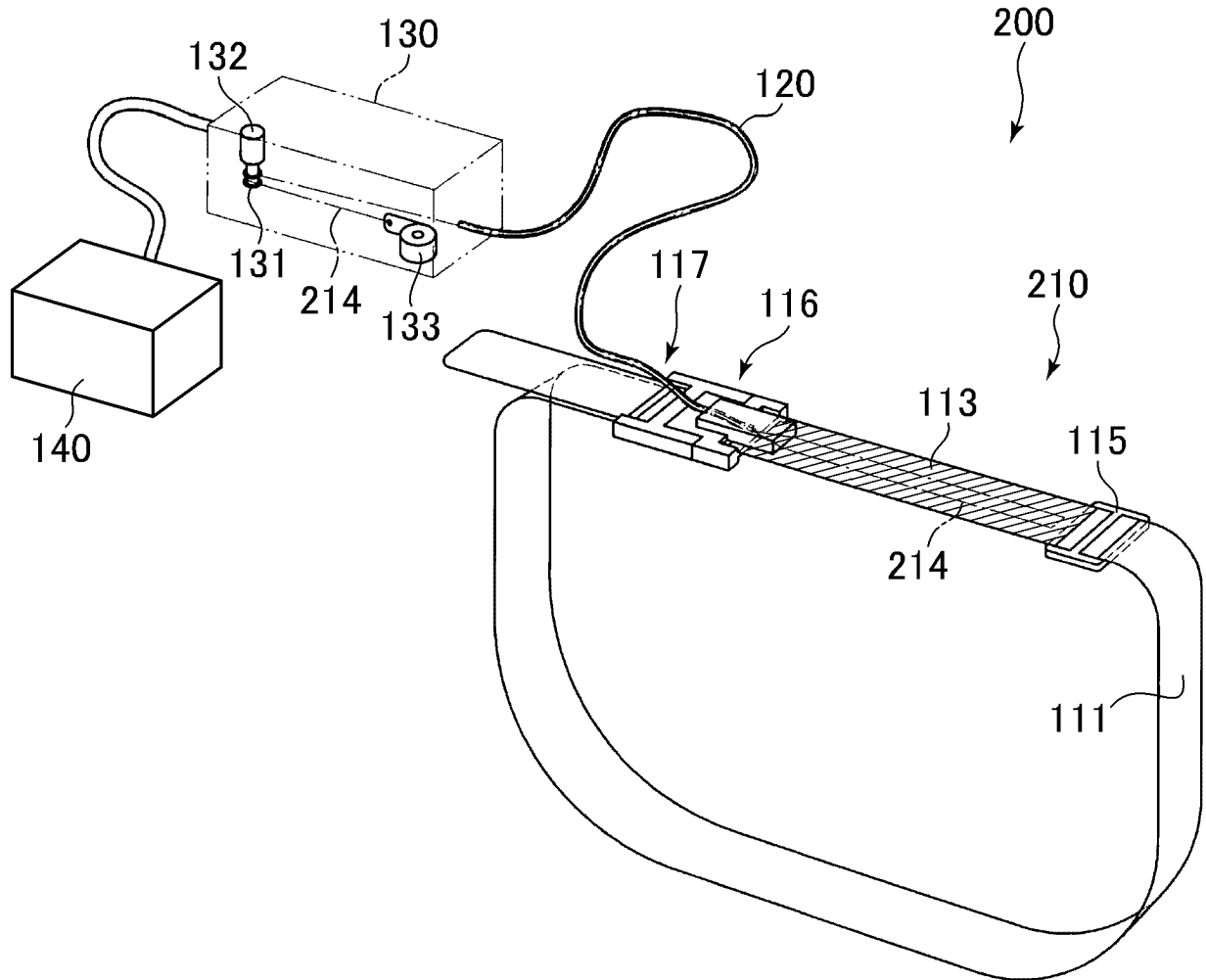
[図4]



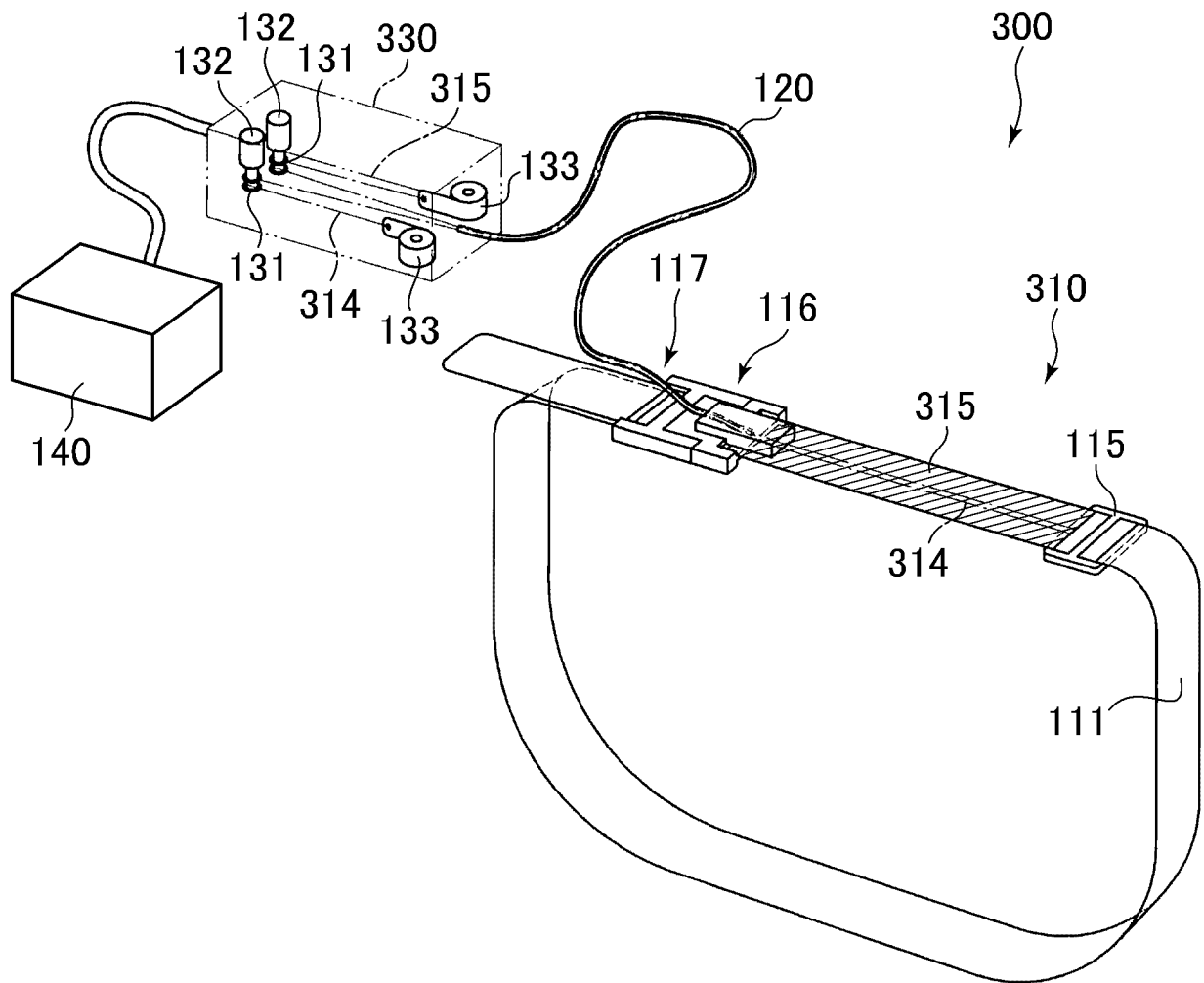
[図5]



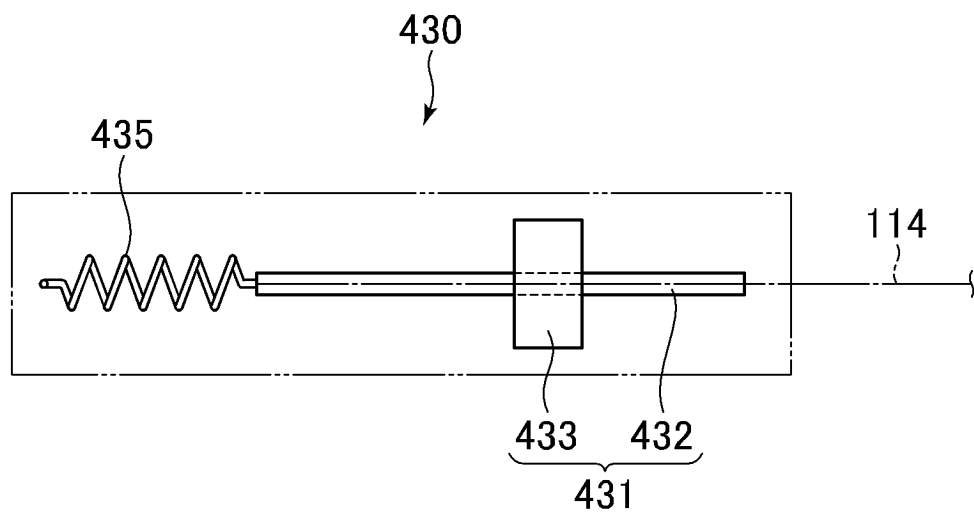
[図8]



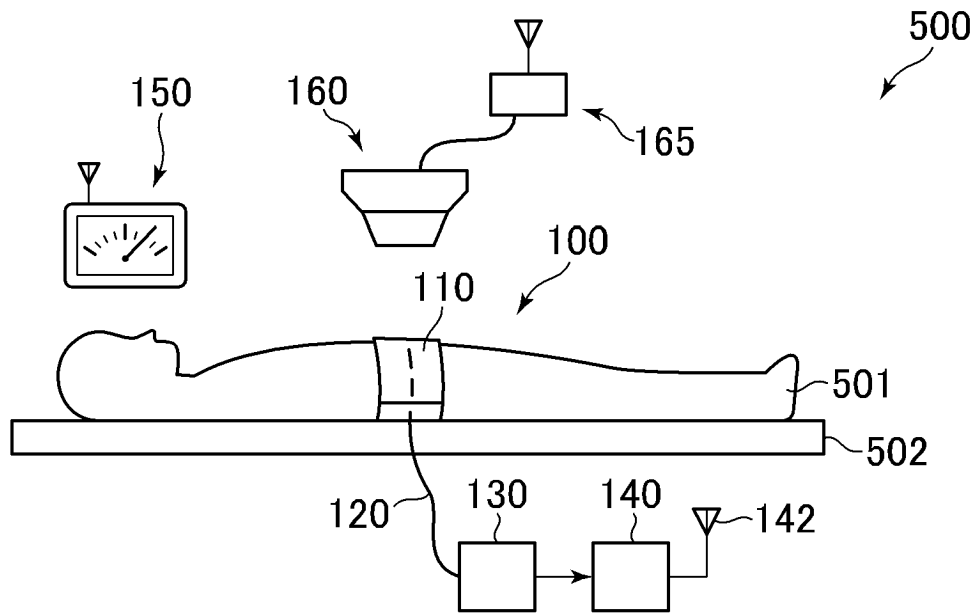
[図9]



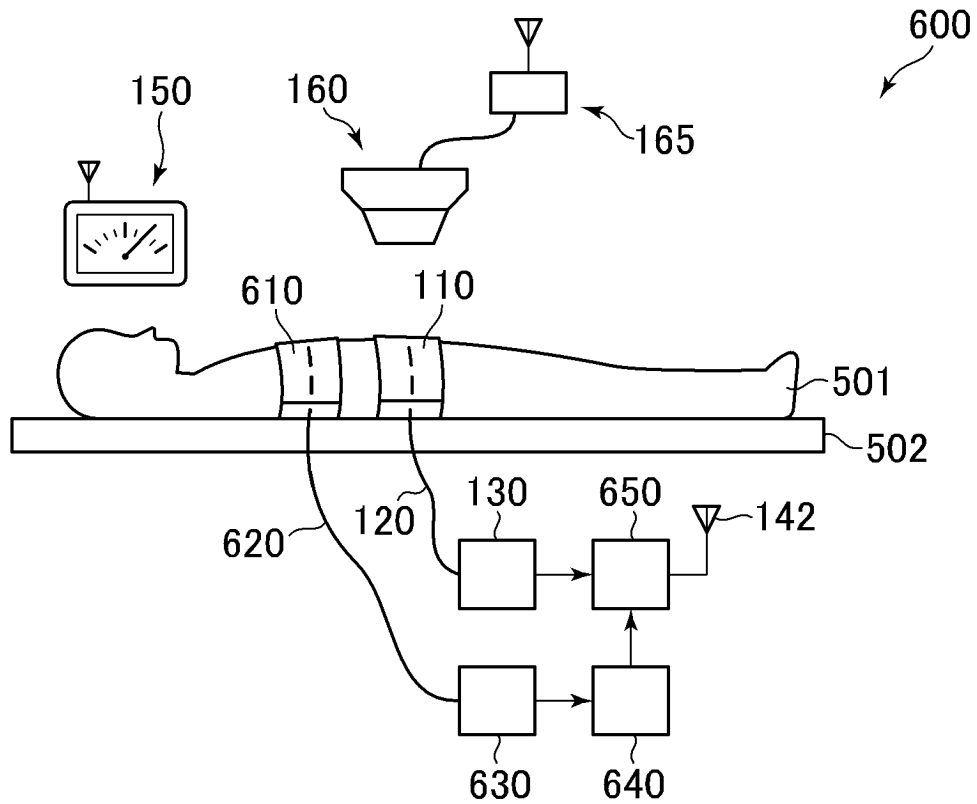
[図10]



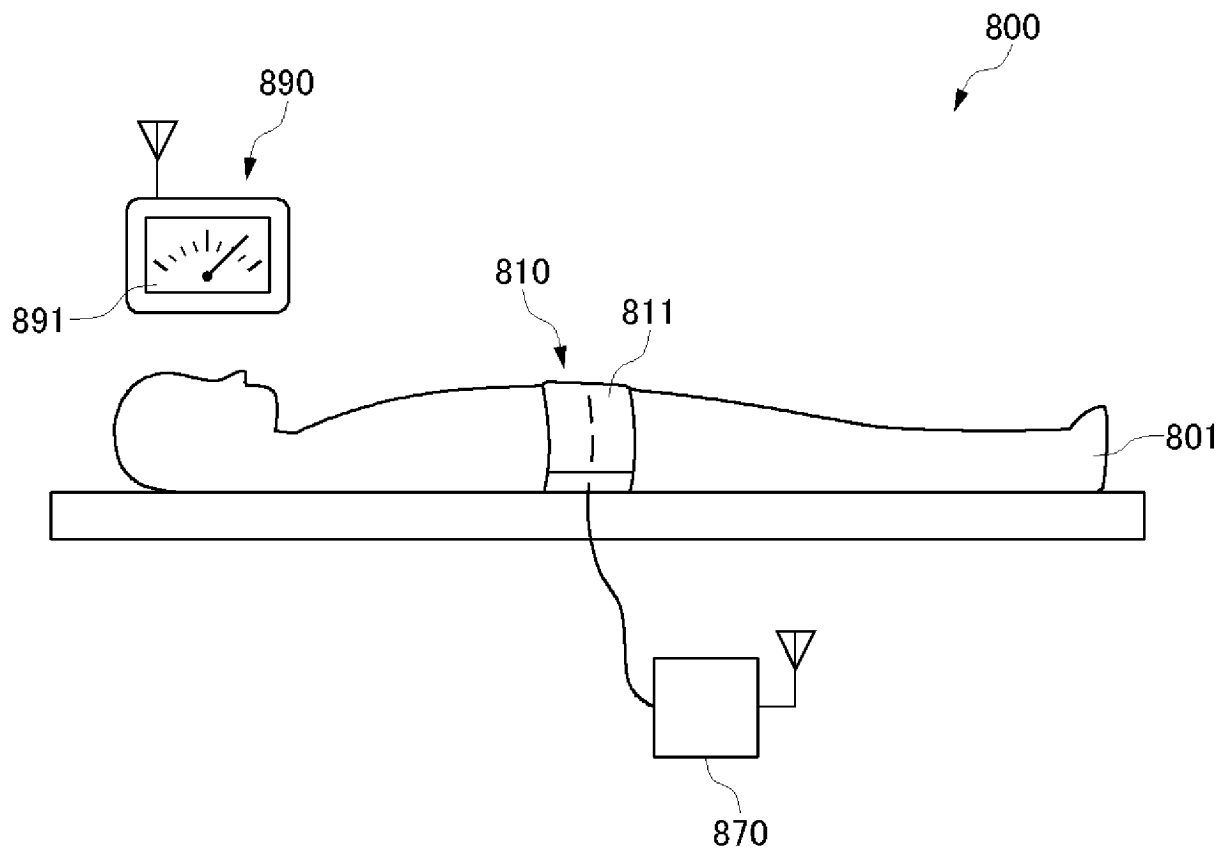
[図11]



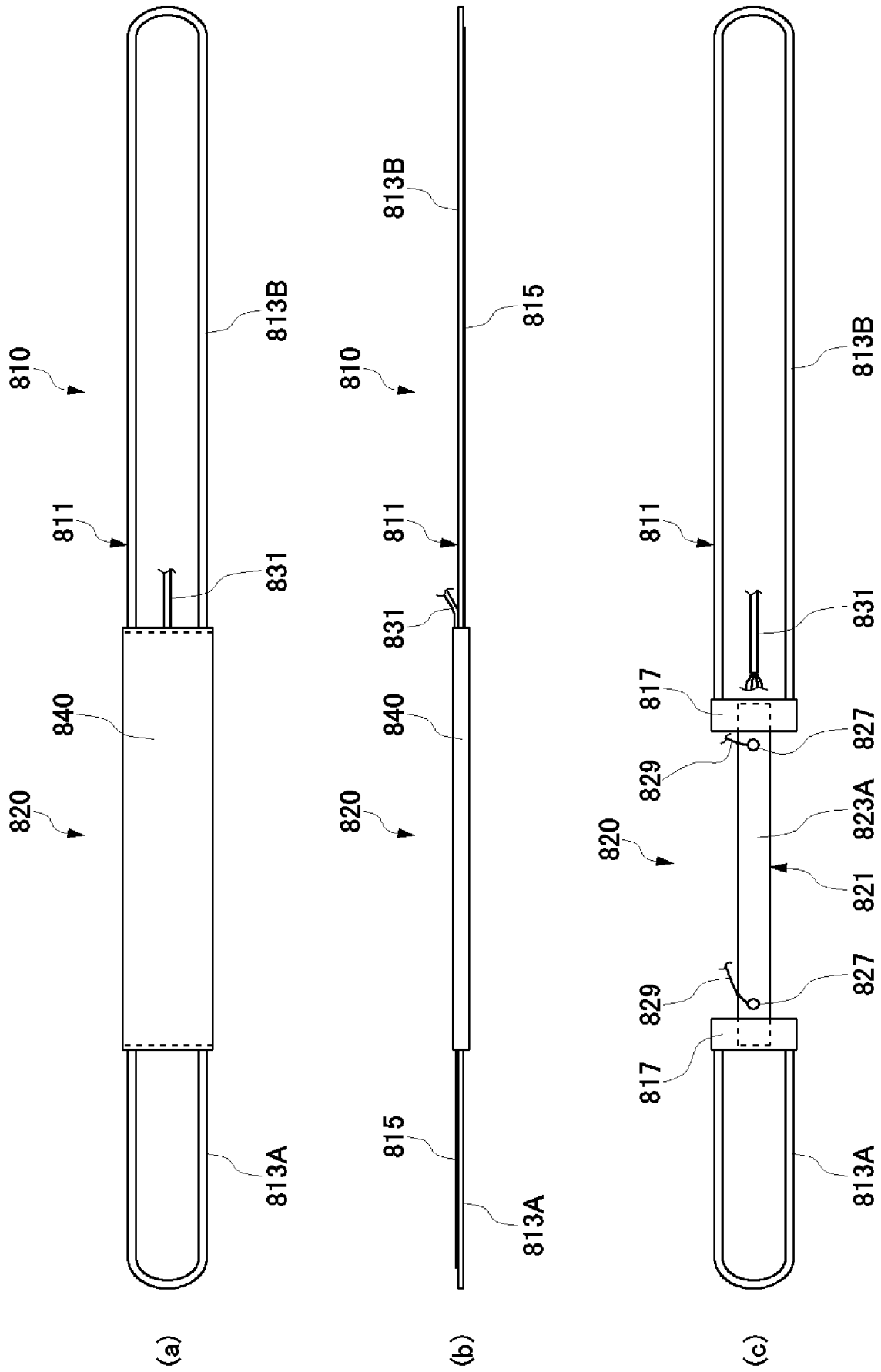
[図12]



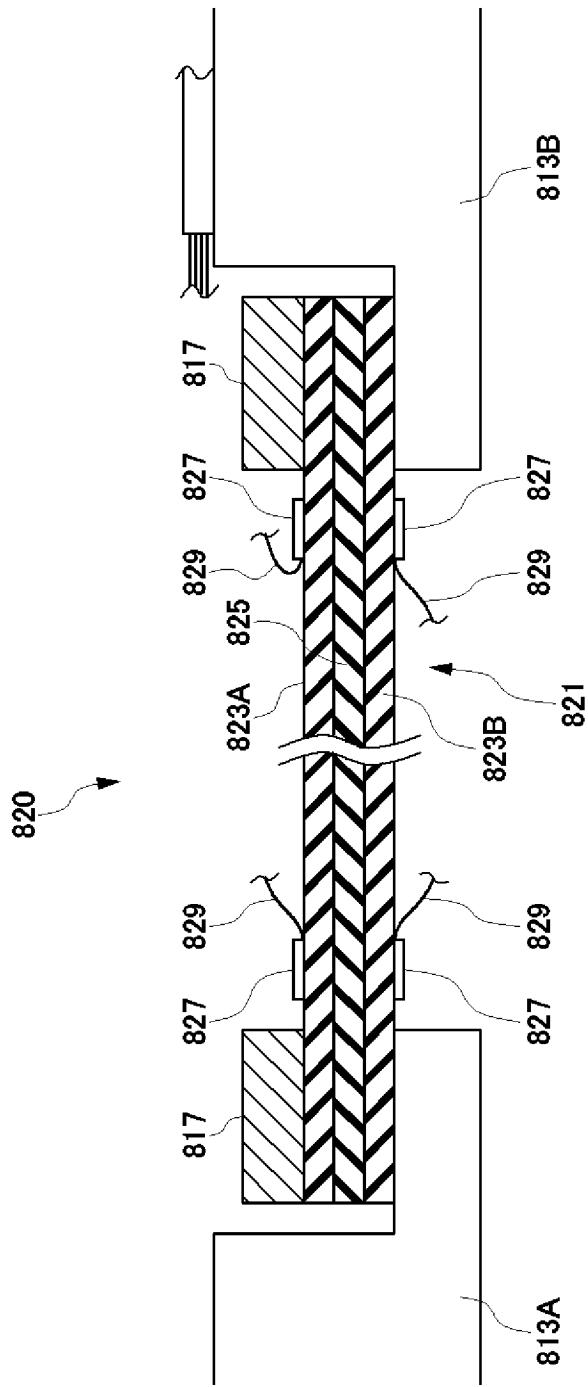
[図13]



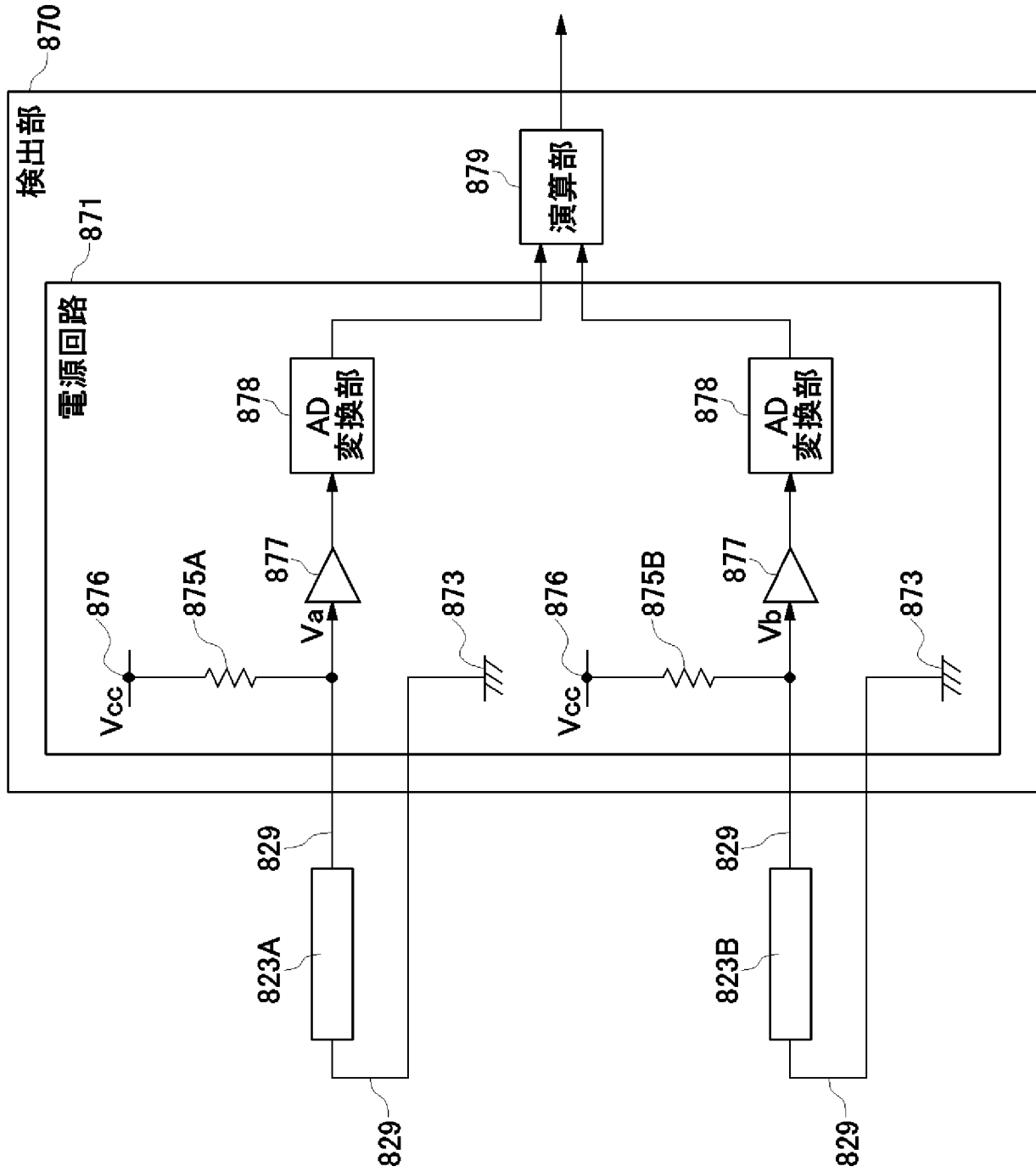
[図14]



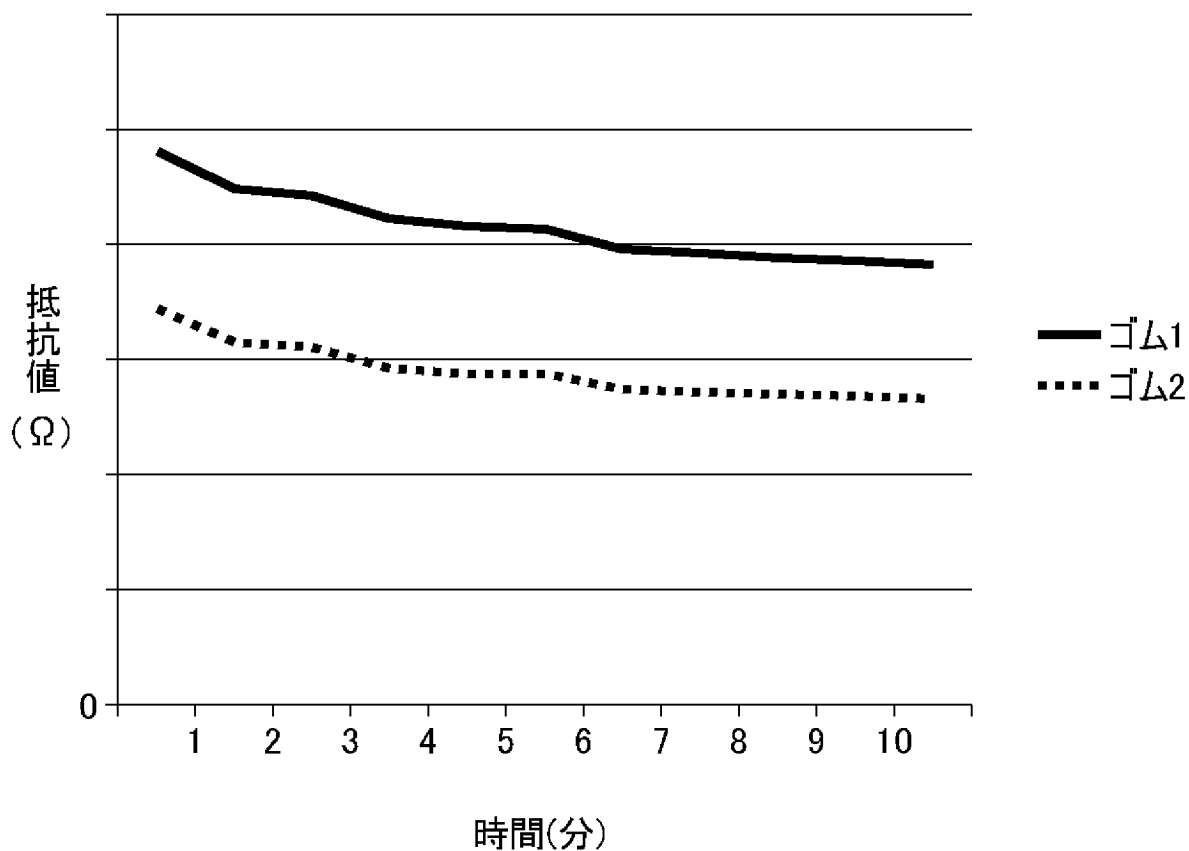
[図15]



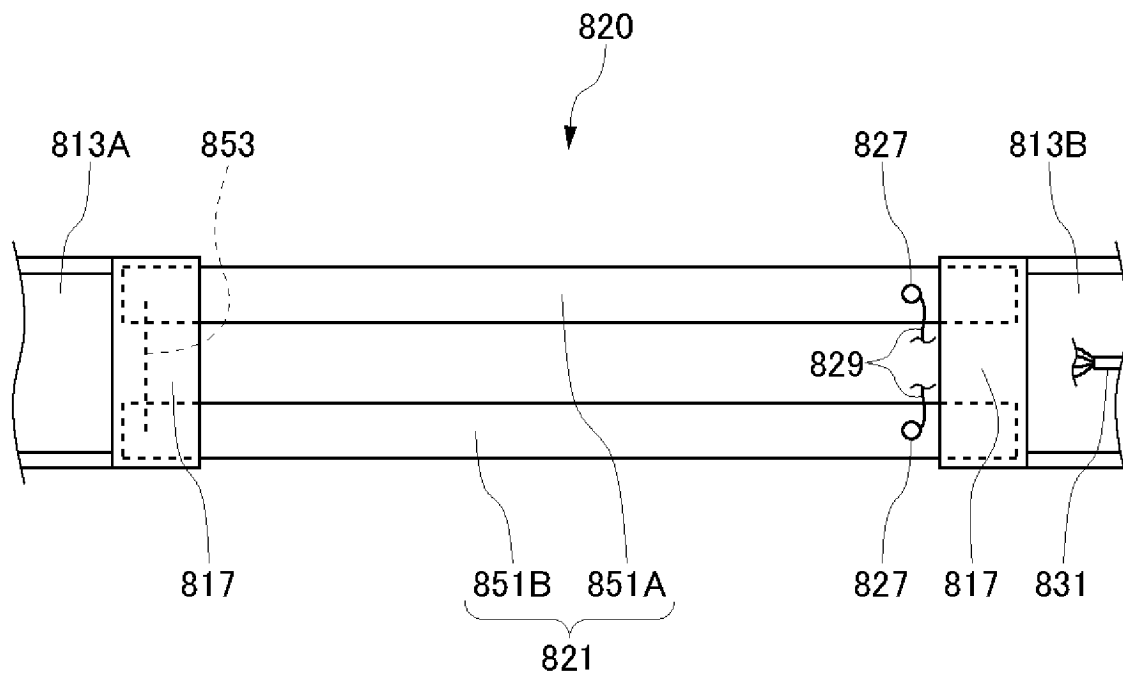
[図16]



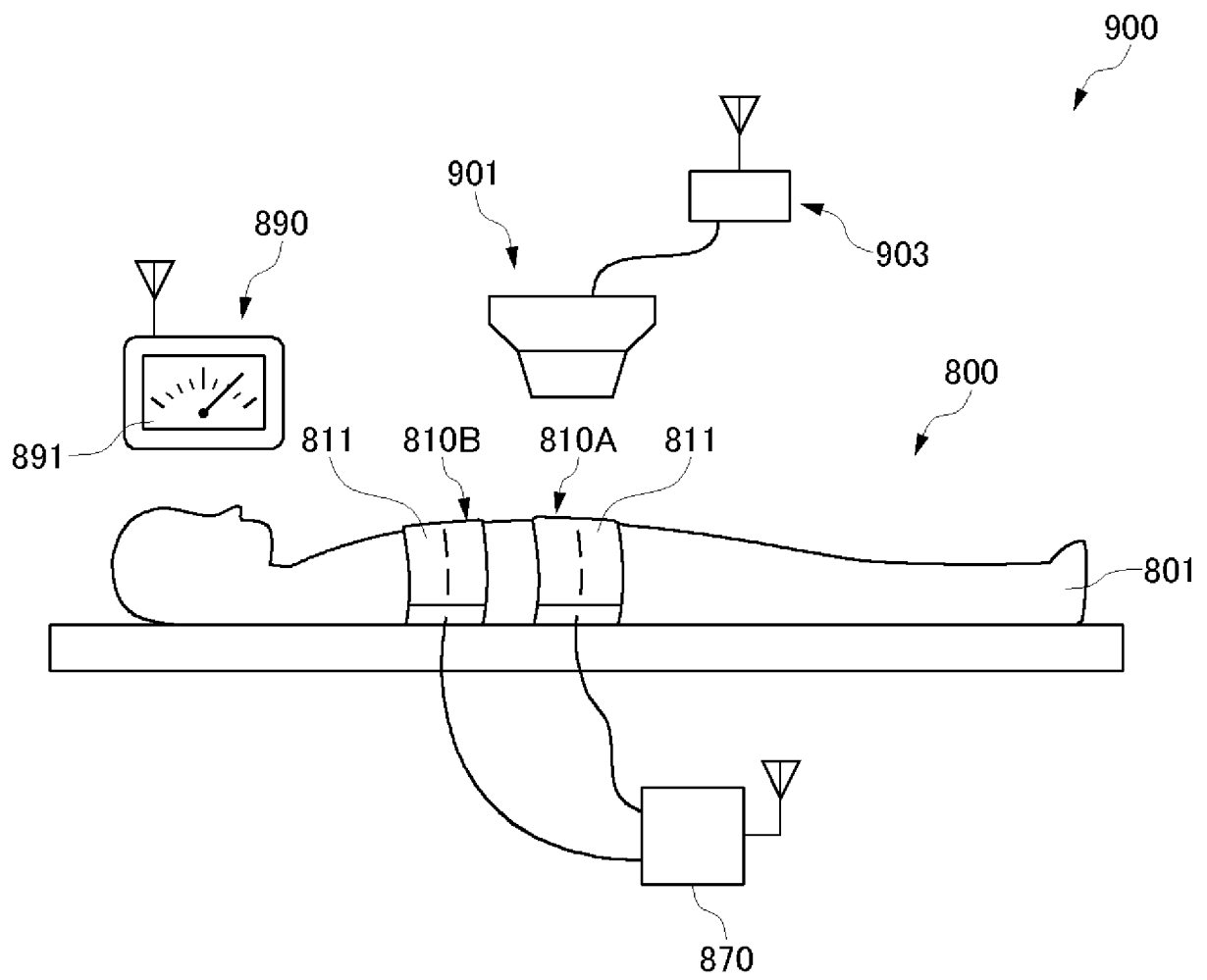
[図17]



[図18]



[図19]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/003420

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/08(2006.01) i, A61B5/11(2006.01) i, A61N5/10(2006.01) i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/08, A61B5/11, A61N5/10

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 2009-195600 A (Tokai Rubber Industries, Ltd.), 03 September 2009 (03.09.2009), paragraphs [0009], [0024] to [0042]; fig. 1 to 5 (Family: none)	1-3, 5-8 9, 10 4, 11-18
Y A	JP 2011-517600 A (Dymedix Corp.), 16 June 2011 (16.06.2011), abstract & US 2009/0259135 A1 & EP 2265177 A1 & WO 2009/126295 A1 & CA 2721325 A & AT 548969 T	9 16

 Further documents are listed in the continuation of Box C. 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
27 August, 2013 (27.08.13)Date of mailing of the international search report
10 September, 2013 (10.09.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/003420

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2004-49797 A (Anzai Medical Co., Ltd.), 19 February 2004 (19.02.2004), abstract; paragraphs [0027] to [0028] (Family: none)	10 18
A	WO 2011/004465 A1 (Kyohei KANAZAWA), 13 January 2011 (13.01.2011), paragraphs [0015] to [0023]; all drawings (Family: none)	11-18

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/003420

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:

Although the invention in claim 1, which is an independent claim, and the invention in claim 11 have a common characteristic of a body motion detecting device in which

a flexible belt is equipped with a detection means, the common characteristic is disclosed in JP 2009-195600 A ((Tokai Rubber Industries, Ltd.), 03 September 2009 (03.09.2009), paragraphs [0009], [0024] to [0042]; fig. 1 to 5 (Family: none)), so that it does not contribute to the prior art, and hence does not constitute a special technical feature.

(Continued to extra 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 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.:

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

International application No.

PCT/JP2013/003420

Continuation of Box No. III of continuation of first sheet (2)

Consequently, the invention of claim 1 and the invention of claim 11 have no technical relationship involving one or more of the same or corresponding special technical features, and therefore, these inventions cannot be considered to be so linked as to form a single general inventive concept.

In the present application, there are two invention groups which comprise invention group 1: claims 1-10 and invention group 2: claims 11-18, and which do not comply with the requirement of unity of invention.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. A61B5/08(2006.01)i, A61B5/11(2006.01)i, A61N5/10(2006.01)i

B. 調査を行った分野
 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. A61B5/08, A61B5/11, A61N5/10

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの
 日本国実用新案公報 1922-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2013年
 日本国実用新案登録公報 1996-2013年
 日本国登録実用新案公報 1994-2013年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y A	JP 2009-195600 A (東海ゴム工業株式会社) 2009.09.03, 【0009】, 【0024】 - 【0042】, 第1-5図 (ファミリーなし)	1-3, 5-8 9, 10 4, 11-18
Y A	JP 2011-517600 A (ダイメディックス コーポレイション) 2011.06.16, 【要約】 & US 2009/0259135 A1 & EP 2265177 A1 & WO 2009/126295 A1 & CA 2721325 A & AT 548969 T	9 16

C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

<p>* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</p>	<p>の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献</p>
--	---

国際調査を完了した日 27.08.2013	国際調査報告の発送日 10.09.2013
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 門田 宏 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2004-49797 A (安西メディカル株式会社) 2004. 02. 19, 【要約】 , 【0027】 - 【0028】 (ファミリーなし)	10 18
A	WO 2011/004465 A1 (金澤恭平) 2011. 01. 13, [0015]-[0023], 全図 (フ ァミリーなし)	11-18

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、

2. 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、

3. 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

独立形式の請求項である、請求項1に係る発明と、請求項11に係る発明とは、収縮可能なベルトに検出手段を備えた体動検出装置の点で共通するものの、該共通点は、JP 2009-195600 A（東海ゴム工業株式会社）2009.09.03, 【0009】、【0024】 - 【0042】、第1-5図（ファミリーなし）に開示されており、先行技術に対する貢献をもたらすものではないので、特別な技術的特徴とならない。よって、請求項1に係る発明と、請求項11に係る発明とは、一又は二以上の同一又は対応する特別な技術的特徴を含む技術的な関係にないから、単一の一般的発明概念を形成するように連関しているものとは認められない。

この出願には、発明の単一性の要件を満たさない、発明群1：請求項1～10、発明群2：請求項11～18の2つの発明群が存在する。

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。