

(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
2016年3月3日(03.03.2016)



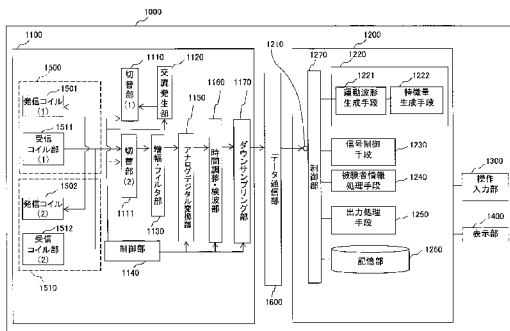
(10) 国際公開番号
WO 2016/031349 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/11 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/067040
- (22) 国際出願日: 2015年6月12日(12.06.2015)
- (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 2014-174276 2014年8月28日(28.08.2014) JP
- (71) 出願人: 日立マクセル株式会社 (HITACHI MAXELL, LTD.) [JP/JP]; 〒5678567 大阪府茨木市 丑寅一丁目1番88号 Osaka (JP).
- (72) 発明者: 神鳥 明彦(KANDORI Akihiko); 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP). 佐野 佑子(SANO Yuko); 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP). 江崎佳奈子(ESAKI Kanako); 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP). 張 裕華(ZHANG Yuhua); 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人磯野国際特許商標事務所 (ISONO INTERNATIONAL PATENT OFFICE, P.C.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門一丁目1番18号 ヒューリック虎ノ門ビル 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, IR, IS, 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, 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, ST, 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: MOVEMENT FUNCTION ASSESSMENT SYSTEM AND MOVEMENT FUNCTION MEASUREMENT APPARATUS

(54) 発明の名称: 運動機能評価システム、および、運動機能測定装置



- 1110, 1111 Switching unit (…)
- 1120 Alternating current generating unit
- 1130 Amplification/filter unit
- 1140, 1270 Control unit
- 1150 Analog/digital conversion unit
- 1160 Time adjustment/detection unit
- 1170 Downsampling unit
- 1221 Movement waveform-generating means
- 1222 Characteristic amount-generating means
- 1230 Signal control means
- 1240 Test subject information-processing means
- 1250 Output-processing means
- 1260 Storage unit
- 1300 Operation input unit
- 1400 Display unit
- 1501, 1502 Transmission coil (…)
- 1511, 1512 Reception coil section (…)
- 1600 Data communication unit

(57) Abstract: The present invention addresses the problem of limiting power consumption and radio wave interference when assessing the movements of multiple sites of a living body. The present invention is a movement function assessment system (1000) provided with: a movement function measurement apparatus (1100) for calculating movement data on the basis of the relative distances of pairs of transmission coils (1501 (1502)) and reception coils (1511 (1512)) attached to movable portions of a living body; and an assessment apparatus (1200) for assessing the movement function of the living body on the basis of the movement data received from the movement function measurement apparatus (1100). A control unit (1140) of the movement function measurement apparatus (1100) performs the switching of the multiple transmission coils (1501 (1502)) by a switching unit (1) (1110) and the switching of the multiple reception coils (1511 (1512)) by a switching unit (2) (1111) so that the paired transmission coils (1501 (1502)) and reception coils (1511 (1512)) are operated sequentially.

(57) 要約: 生体の複数箇所の運動を評価する際に、消費電力と電波干渉を抑えることを課題とする。本発明は、生体の可動部分に取り付けた発信コイル(1501(1502))と受信コイル(1511(1512))のペアの相対距離に基づいて運動データを算出する運動機能測定装置(1100)と、運動機能測定装置(1100)から受信した運動データに基づいて生体の運動機能进行评估する評価装置(1200)と、を備える運動機能評価システム(1000)である。運動機能測定装置(1100)の制御部(1140)は、ペアとなっている発信コイル(1501(1502))と受信コイル(1511(1512))が順次動作するように、切替部

部(1)(1110)による複数の発信コイル(1501(1502))の切り替え、および、切替部(2)(1111)による複数の受信コイル(1511(1512))の切り替え、を行う。

WO 2016/031349 A1

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：運動機能評価システム、および、運動機能測定装置
技術分野

[0001] 本発明は、生体の運動機能を評価する技術に関する。

背景技術

[0002] 近年、日本では、認知症、パーキンソン病、脳卒中などの脳神経疾患の患者（以下、「脳神経疾患患者」という。）が急増している。例えば、パーキンソン病は、振戦（ふるえ）、筋強剛（筋肉の緊張が高まっている状態のひとつ）、姿勢反射障害（姿勢の立て直し不良）、寡動（動作の鈍化）の4つを主要徴候とする脳神経疾患である。また、認知症に関しては、日本国内に200万人もの認知症患者がいると言われており、記憶障害、見当識障害、学習障害などが生じ、日常生活に大きな支障を来す。認知症においても、末期には、小刻み歩行や前傾姿勢などの運動障害が表れ、最終的には寝たきり状態に陥る。

[0003] 人間の運動は、脳からの運動指令が電気信号として神経系を伝わり、それを受けて筋肉が収縮することで実現される。しかし、脳神経疾患患者の場合、脳からの運動指令が電気信号として神経系に正常に伝わらないため、身体の状態や動作に異常が発生する。

脳神経疾患患者の急増は、医療費の増大だけでなく、それらの患者が就労不能であることによる大きな社会的損失も招くことになる。したがって、このような脳神経疾患による社会的問題を解決するには、被験者が脳神経疾患か否か、また、脳神経疾患である場合はその度合いを、ある程度以上の精度で判定することが必要となる。

[0004] しかし、被験者が脳神経疾患か否かや、その度合いは、血液検査やMRI (Magnetic Resonance Imaging) の画像所見などで判定することが難しい。なぜなら、脳神経疾患患者と健常者との差異が必ずしも明確ではないからである。したがって、被験者が脳神経疾患か否かや、その度合いは、検査者である

医師の経験や能力によって主観的に判断されることも少なくない。そういった背景の中で、例えば、パーキンソン病による運動機能低下や調律異常を評価するために、手の指の運動をモニタする指運動テストが行なわれるようになってきた。

[0005] この指運動をモニタする方法として、例えば、電気スイッチ、金属ループ、キーボード、3次元カメラなどを使用した方法が考案されている。しかし、これらの方法は簡易な方法とは言えず、充分普及していない。

[0006] そこで、本出願人は、磁気センサを用いて、生体の部位の動き（例えば、片手の二指（親指と人差し指）の連続開閉動作（以下、「指タップ運動」という。））を検出することが可能な生体検査装置を提案している（特許文献1参照）。特許文献1の技術によれば、指タップ運動から得た情報を解析して被験者の二指の動きを認識することで、脳神経疾患患者か健常者かを高精度で判定することができる。

[0007] 一方、車両の幅方向の変位を電子的に検出する方法として、同一周波数の励磁電源を用いて、各受信コイルを切替え接続し、時分割により受信コイルの検出信号を得る手法が開示されている（特許文献2参照）。この特許文献2の技術では、水晶発信子の出力信号を増幅した後、切替スイッチを介して励磁コイルに供給している。この手法を用いると、現在の車両の走行位置などのマーカ情報および車両の幅方向の変位を電子的に検出し得る電子式車両位置検出システムを提供できるとされている。

先行技術文献

特許文献

[0008] 特許文献1：特許第3841075号公報

特許文献2：特開平10-154293号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0009] しかしながら、特許文献1の技術における構成（片手ごとに計測回路を有

する構成)では、両手の動きを同時に計測するために、それぞれの手に対応する異なる周波数を有する発信機を2つ配置し、検出回路もそれぞれの手に対応して2つ配置する必要があるため、回路規模が大きくなり消費電力も大きくなる。そのため、電池駆動の携帯型装置に適用する場合、短時間での測定しか実現できないため、実用的でない。また、特許文献1の手法では、異なる周波数を用いることで、左右の手の動きの検出時の混信(干渉)を防ぐ手法をとっているが、両手が非常に近接した場合、混信(干渉)を生じる可能性がある。

[0010] また、特許文献2の技術では、車両の幅方向の変位を電子的に検出するという課題を解決するために、数mから数十m単位で配置されているマーカの位置情報を得る構成であるため、複数計測点での時間的な同時性や連続性は必要でない。そのため、複数点でほぼ同時刻に連続的な波形を検出することはできない。さらに、車の位置検出のための該複数点は互いに数mから数十mも離れており、各測定点間での干渉(クロストーク)は起こらないため、クロストークや雑音混入を防ぐ構成は考えられていない。消費電力についても、車載の場合は制限が少ないため、消費電力を抑える工夫は行われていない。

[0011] そこで、本発明は、生体の複数箇所の運動を評価する際に、消費電力と電波干渉を抑えることを課題とする。

課題を解決するための手段

[0012] 前記課題を解決するために、本発明は、生体の可動部分に取り付けた発信コイルと受信コイルのペアの相対距離に基づいて運動データを算出する運動機能測定装置と、運動機能測定装置から受信した運動データに基づいて生体の運動機能の評価する評価装置と、を備える運動機能評価システムである。運動機能測定装置は、所定周波数の交流電流を発生する交流発生部と、複数の発信コイルと、交流発生部および複数の発信コイルと接続され、交流発生部が発生した交流電流を複数の発信コイルそれぞれに順番に流すように切り替える第1の切替部と、複数の発信コイルそれぞれに1対1対応で設けられ

、ペアの発信コイルが発生する磁場を検出する複数の受信コイルと、複数の受信コイルと接続される第2の切替部と、複数の受信コイルに、第2の切替部を介して接続される増幅・フィルタ部と、増幅・フィルタ部と接続され、交流発生部からの参照信号を用いて検波を行う時間調整・検波部と、ペアとなっている発信コイルと受信コイルが順次動作するように、第1の切替部による複数の発信コイルの切り替え、および、第2の切替部による複数の受信コイルの切り替え、を行う制御部と、を備える。その他の手段については後記する。

発明の効果

[0013] 本発明によれば、生体の複数箇所の運動を評価する際に、消費電力と電波干渉を抑えることができる。

図面の簡単な説明

[0014] [図1]本実施形態に係る運動機能評価システムの全体構成を示すブロック図である。

[図2]両手に装着した指タップ運動計測用の発信コイルと受信コイルを示す図である。(a)が左手の場合であり、(b)が右手の場合である。

[図3]運動機能測定装置の全体構成を示す図である。

[図4]発信コイルを流れる電流の波形と受信コイルで受信された磁場の波形を表した図である。

[図5]上段は、受信された磁場波形を示す図である。下段は、上段の磁場波形から、最初の1周期分の雑音成分を削除処理した後の波形を示す図である。

[図6]検波の信号処理の手法の説明図である。

[図7]片手の指タップ運動の典型的な波形を示す図である。(a)は距離波形を示す図である。(b)は速度波形を示す図である。(c)は加速度波形を示す図である。

[図8]比較例(従来技術)である2チャンネルの指タップ計測装置の説明図である。

[図9]比較例(従来技術)である2チャンネルの脈波計測装置の説明図である。

。

[図10]比較例（従来技術）で両手の指タップ運動を計測した距離波形を示す図である。（a）は利き手の距離波形を示す図である。（b）は非利き手の距離波形を示す図である。

[図11]比較例（従来技術）で測定した波形を示す図であり、（a）は血圧に対応する定常的な値、（b）、（c）は脈波を示す図である。

発明を実施するための形態

[0015] 以下、本発明を実施するための形態（以下「実施形態」という。）について、図面を参照して詳細に説明する。

[0016] [全体構成]

図1に示すように、本実施形態に係る運動機能評価システム1000は、被験者の手指運動を測定する運動機能測定装置1100と、運動機能測定装置1100によって測定されたデータの記録及び解析を行う評価装置1200と、被験者の情報などを入力する操作入力部1300と、測定結果や解析結果などを表示する表示部1400と、を含んで構成される。

[0017] ここで、被験者とは、運動機能測定装置1100による測定対象であり、本実施形態においては、認知症の有無または重症度の検査を受ける人である。

。

また、運動機能測定装置1100は、被験者に手指運動を行わせた際の指の動作を測定するものである。ここで、手指運動とは、磁気センサによって計測された指タップ運動（手の親指と人差し指を可能な限り速く、かつ可能な限り大きく繰り返し開閉させる運動）や、そのほか2つのコイル間距離で計測できる生体の運動を全て含む。以下、手指運動として、指タップ運動を例にとって説明する。

[0018] [運動機能測定装置の概要]

運動機能測定装置1100は、生体の可動部分に取り付けた発信コイルと受信コイルのペアの相対距離に基づいて運動データを算出するものであって、例えば、被験者の手指運動の情報（以下、単に「運動情報」ともいう。）

を時系列に検出するものであり、少なくとも、距離、速度、加速度、躍度（加速度を時間微分したもの）のいずれか1つに関する被験者の運動情報を、時系列データ（波形データ）として取得するものである。

[0019] 運動機能測定装置1100は、センサ部1500およびセンサ部1510と、切替部(1)1110（第1の切替部）および切替部(2)1111（第2の切替部）と、交流発生部1120と、増幅・フィルタ部1130と、アナログデジタル変換部1150と、時間調整・検波部1160と、ダウンサンプリング部1170とを備えて構成される。

[0020] ≪センサ部（運動センサ）≫

図2（a）に示すように、センサ部1500は、磁場を発信する発信コイル1501と、この磁場を受信（検出）する受信コイル1511によって構成される。なお、図2（a）は、センサ部1500を左手に装着した図であり、図2（b）は、センサ部1510を右手に装着した図である。以下の説明では、説明の簡略化のため、図2（a）の左手用のセンサ部1500のみで説明を行うが、図2（b）の右手用のセンサ部1510においても左手用のセンサ部1500と全く同様の配置、動作などが可能である。

[0021] 図2（a）に示すように、発信コイル1501は親指の爪部に、受信コイル1511は人差し指の爪部に、例えば両面テープなどによって、それぞれ装着される。なお、取り付ける指を逆にして、発信コイル1501を人差し指の爪部に、受信コイル1511を親指の爪部に装着してもよい。

[0022] また、発信コイル1501と受信コイル1511の被装着部位は、親指と人差し指のそれぞれの爪部として説明しているが、これに限定されるものではなく、例えば、爪部以外の指部分であってもよい。

また、親指と人差し指に限定されることなく、例えば、親指と小指などの別の組み合わせの指に装着してもよい。さらに、被装着部位は被験者の爪部又は指に限定されることなく、例えば、指に近接する手のひらなどの周辺部位も含まれる。したがって、発信コイル1501と受信コイル1511の被装着部位は、指タップ運動を検出できるのであれば、被験者の爪部、指、お

よび指の周辺部位のいずれでもよい。さらに、本実施形態では生体への装着で説明しているが、発信コイルと受信コイルを生体以外に取り付けて、発信コイルと受信コイル間の相対距離の測定、金属の磁化の度合いや磁化された物体の動きの測定を行うことも可能である。

[0023] [運動機能測定装置の詳細]

図3に示すように、運動機能測定装置1100は、発信コイル(1)1501から発信コイル(N)150NまでN個配置し、それぞれの発信コイルに対応する受信コイル(1)1511から受信コイル(N)151NまでN個配置している。つまり、発信コイル(1)1501のペアは受信コイル(1)1511であり、発信コイル(2)1502のペアは受信コイル(2)1512であり、発信コイル(N)150Nのペアは受信コイル(N)151Nである。通常の指タップ運動は人差し指と親指の運動を計測するため、N=2(つまり、図3では発信コイル(2)1502と受信コイル(2)1512のペアまで)となるが、指などの複数(N)箇所の動きをモニタする場合には、N個まで発信コイルと受信コイルのペアを増加させることができる。なお、本実施形態での説明において、複数の発信コイルを総称するときなどに符号を省略して単に「発信コイル」と称し、また、複数の受信コイルを総称するときなどに符号を省略して単に「受信コイル」と称する場合がある。

[0024] 本実施形態ではN個までペアが増加した場合で説明を行う。発信コイル(1)1501から発信コイル(N)150Nまでには、1つの交流発生部1120(交流発生回路)が切替部(1)1110(切替スイッチ)を介して接続されている。そして、切替部(1)1110による切り替え動作により、交流発生部1120からの交流電流(例えば20kHzの電流)がそれらの発信コイルに順次流れ、交流電流が流れた発信コイルは交流磁場を発生させる。交流発生部1120は、所定周波数の交流電流を発生するものであり、制御部1140によって、電流を流すタイミングを制御される。具体的には、省電力にするため、制御部1140は、発信コイル(1)1501から

発信コイル (N) 150NまでのN個の発信コイルに流す間の時間のみ、交流発生部1120が発信動作するように制御する。さらに、交流発生部1120が発生する信号は時間調整・検波部1160の検波動作の参照信号3100として使用される。

[0025] また、制御部1140は、切替部(1)1110と切替部(2)1111(切替スイッチ)を制御するための同期信号3101を発生する。同期信号3101によって切替部(1)1110と切替部(2)1111は同時に切り替わることができ、発信コイルと受信コイルのペアごとに順次動作する。つまり、制御部1140は、ペアとなっている発信コイルと受信コイルが順次動作するように、切替部(1)1110による複数の発信コイルの切り替え、および、切替部(2)1111による複数の受信コイルの切り替え、を行う。

[0026] また、受信コイル(1)1511から受信コイル(N)151NまでのN個の受信コイルは、切替部(2)1111を介して増幅・フィルタ部1130(アンプ・フィルタ回路)に接続され、増幅・フィルタ部1130からの出力信号は、アナログデジタル(AD)変換部1150によってデジタル信号に変換され、時間調整・検波部1160にそのデジタル信号が伝達される。なお、アナログデジタル変換部1150によるアナログデータのデジタルデータ化によって、その後の処理(ダウンサンプリングなど)が容易になる。時間調整・検波部1160では、受信コイルで検出された交流磁場波形のうち、切替部(2)1111による切り替え直後の所定周期分の交流磁場波形(ノイズ部分)を削除する処理を行う(図4で詳細を説明)。

[0027] また、各受信コイルの交流磁場波形における削除処理の時刻は、制御部1140によって正確に制御される。この削除処理のあと、時間調整・検波部1160は、参照信号3100を用いて全波整流処理およびフィルタ処理(主に、低域通過フィルタ(LPF)による処理)を行う。最後に、時間調整・検波部1160で処理されたデジタル信号は、ダウンサンプリング部1170によって、アナログデジタル変換部1150でのサンプリング周波数(

例えば200kHz)の1000分の1程度(所定の割合)のサンプリング周波数(例えば200Hz)の粗いデータへと変換(ダウンサンプリング)される。これにより、データ全体の容量を小さくすることが可能となる。したがって、出力信号3200は、通信容量に制限がある中でも複数の受信コイルのデータとして、高速送信が可能となる。つまり、データ通信部1600は、ダウンサンプリング部1170から受信するデータ量が小さいので、複数の受信コイルに関する運動データを、無線または有線により、評価装置1200に一度に受け渡すことができる。

[0028] 図4の上段は、発信コイル(1)1501から発信コイル(N)150NまでN個の発信コイルでの電流波形を示し、図4の下段は、受信コイル(1)1511から受信コイル(N)151NまでN個の受信コイルで検出した磁場波形を示している。各発信コイルには時間幅T1(例えば50 μ s(200kHz))の間、交流電流が流されている(図4では時間幅T1の間に4周期分の電流波形が示されている)。そして、切替部(1)1110(図3)により各発信コイルの接続が順次切り替えられ、T1間隔で順番にN番目の発信コイル(N)150Nまで電流が流されている。

[0029] 時間幅T2は、例えば、指タップ運動などが有する最大周波数10Hzを計測するのに十分な100Hz程度のサンプリング時間である10msとする(つまり、時刻1と時刻2の時間幅と時刻2と時刻3の時間幅は10msとなる)。時間幅T3は(時間幅T2-時間幅T1 \times N)であり、時間幅T3の間は交流発生部1120から発信コイルへの電流を停止する制御を制御部1140(図3)で行う。これらの時間幅の関係は、T1 \ll T2、T1 \times N \ll T3である(図4では、作図の都合上、それらの関係を正確に表記していない)。したがって、時間幅T2の中の大半の時間を占める時間幅T3の間、交流発生部1120から発信コイルへの電流を停止する制御により消費電流を抑えることができ、省電力を実現することができる。

[0030] 一方、受信コイル(1)1511から受信コイル(N)151NまでのN個の受信コイルについて、順次、ペアとなる発信コイルに交流電流が流れる

タイミングで切替部 (2) 1 1 1 1 (図 3) による接続が切り替えられ、増幅・フィルタ部 1 1 3 0 (図 3) に信号が入力される。図 4 の下段に示すように、各受信信号 (磁場波形) は時刻の最初の部分にノイズが混入してしまっている。この受信ノイズは、受信コイルを切り替える切替部 (2) 1 1 1 1 (図 3) によって接続が切り替えられことにより発生するノイズである。

[0031] これはすべてのチャンネル (受信コイル) の信号をほぼ同時に検出するために、受信コイルの信号間に時間差をつけずに計測するために生じる問題である。仮に数 m から数十 m はなれた位置での車の通過などの計測では、このように受信コイルの信号間に時間差を設けることができるため、このような問題は生じない。また、受信コイルとアンプの間にフィルタ回路を入れる方法も手法も考えられるが、例えば 20 kHz であると 1 周期が $50 \mu\text{s}$ と非常に短いため、フィルタによる遅延時間のほうが長くなり実用的ではない。また、省電力にするためにはなるべく各発信コイルの発信時間を短くして時間幅 T_3 を長くする必要があり、受信コイルおよび発信コイルの T_1 を短くして、時間差なく各チャンネル (受信コイル、発信コイル) を切り替えていく必要がある。

[0032] 時間調整・検波部 1 1 6 0 の時間調整機能によって、受信コイルで検出されたノイズ成分を削除する処理について、図 5 を用いて詳細に説明する (図 1 なども参照)。交流発生部 1 1 2 0 で発生した交流電流が流れる発信コイルによって誘起された磁場は、ペアとなる受信コイルで検出される。このとき、受信コイルは切替部 (2) 1 1 1 1 (図 3) によって接続が順次切り替えられるため、切替ノイズが発生する。図 5 では切替のタイミングの最初の部分にノイズが入っている場合を示しており、図 5 の上段に受信波形 5 1 0 0 を示し、図 5 の下段にノイズ削除処理後の波形 5 2 0 0 を示している。図 5 の下段のノイズ削除処理後の波形 5 2 0 0 は、最初の 1 周期分を削除し、残りの 3 周期分の時間幅 T_4 を信号成分として検出した例である。このノイズ削除処理は CPU (Central Processing Unit) を搭載しているマイコン (時間調整・検波部 1 1 6 0) により動作させることが可能である。

[0033] 図6を用いて、ノイズ削除処理後の波形の信号処理の手法を、受信コイル1511を例にして説明する。ノイズ削除処理後の波形5200は、マイコン（時間調整・検波部1160）によって負の信号をすべて正の信号に変換する全波整流が行われ、検波後の波形6100が得られる。この検波後の波形6100の時間積分を行いデータ点数で割り算して、平均後の波形6200を得る。この平均後の波形6200の波形を時刻1、時刻2、時刻3（図4参照）の時刻での値として、連続的な運動波形が形成される。

[0034] 図3に示す出力信号3200は、例えば、親指と人差し指にそれぞれ装着された発信コイル（1）1501と受信コイル（2）1511の相対距離、発信コイル（2）1502と受信コイル（2）1512の相対距離に対応する電圧値を表す（相対距離と電圧値の変換式については後記）。

[0035] [評価装置]

評価装置1200（図1参照）は、運動機能測定装置1100によって測定されたデータの記録や解析を行うものである。ここで、評価装置1200は、データ通信部1600からの出力信号（時系列データ）を入力するデータ入力部1210と、前記入力した出力信号を解析するデータ処理部1220と、運動機能測定装置1100へ測定の開始のための信号を送信する信号制御手段1230と、被験者情報処理手段1240と、データ処理部1220の解析結果を表示部1400に出力できる形式に処理する出力処理手段1250と、データ処理部1220、被験者情報処理手段1240の処理するデータなどを保存する記憶部1260と、データの受け渡しや演算処理などの制御を行う制御部1270と、を含んで構成される。

[0036] <<データ処理部>>

データ処理部1220（図1参照）は、データ入力部1210から送給され制御部1270を通して得られた出力信号に基づいて、被験者の指タップ運動の運動波形を算出（生成）し、運動機能（例えばパーキンソン病）や脳機能（例えば認知症）の重症度を表す客観的な指標を算出する。各情報は適宜、記憶部1260に格納される。

ここで、データ処理部 1 2 2 0 は、運動波形生成手段 1 2 2 1 と、特徴量生成手段 1 2 2 2 とを含んで構成される。

[0037] <運動波形生成手段>

運動波形生成手段 1 2 2 1 (図 1 参照) は、運動機能測定装置 1 1 0 0 から送給された電圧出力の時系列データ (波形データ) を、対応する運動波形に変換し、変換された運動波形を時間微分、時間積分などすることによって、距離波形と、速度波形と、加速度波形とを補完的に生成するものである (詳細は後記)。

[0038] ここで、電圧出力 (電圧値) を運動波形 (相対距離波形など) に変換するための変換式は、例えば、長さの異なる複数のブロック (例えば長さが 2 0、3 0、6 0 mm のブロック) を一体化したキャリブレーションブロックを用いて、その複数の長さ (2 0、3 0、6 0 mm) それぞれの部分を二指で持った際に得られる電圧値と距離値のデータセットから、そのデータセットとの誤差を最小にする近似曲線として求められる。

[0039] 図 7 は、前記波形データを変換式によって変換して得られた距離波形 7 1 0 0 (図 7 (a)) と、距離波形 7 1 0 0 を時間微分することで得られた速度波形 7 2 0 0 (図 7 (b)) と、速度波形 7 2 0 0 を時間微分することで得られた加速度波形 7 3 0 0 (図 7 (c)) を示す図である。なお、「運動波形」とは、特に限定しない限り、距離波形、速度波形、加速度波形および躍度波形のうち、少なくとも 1 つを含む。

[0040] <<信号制御手段>>

信号制御手段 1 2 3 0 (図 1 参照) は、操作入力部 1 3 0 0 から送給される操作信号に応じて、運動機能測定装置 1 1 0 0 へ測定の開始のための信号を送信する。運動機能測定装置 1 1 0 0 は、測定を行わないときはスタンバイ状態で、信号制御手段 1 2 3 0 からの信号によって測定可能な状態になる。

[0041] <<被験者情報処理手段>>

被験者情報処理手段 1 2 4 0 (図 1 参照) は、記憶部 1 2 6 0 内の、被験

者情報、解析結果などの情報を記録する被験者DB (Data Base) を用いて、それらの情報の管理を行うものである。

より詳細には、被験者情報処理手段1240は、1) 被験者情報の登録、修正、削除、検索、ソート、2) 被験者情報と測定データとの関連付け、3) 測定データの解析結果の登録、修正、削除(項目の追加、修正、削除)、4) 統計処理を行った場合には、その統計処理結果の登録、修正、削除、の主に4項目の処理を被験者DBとの連携によって行う。

[0042] また、被験者DBに登録される被験者情報としては、被験者ID (Identifier)、氏名、生年月日、年齢、身長、体重、疾患名、被験者に関するコメントなどが挙げられる。なお、被験者情報処理手段1240によるこれらの情報管理は、従来公知のプログラムとデータ構成によって容易に実現することができる。

[0043] <<出力処理手段>>

出力処理手段1250(図1参照)は、表示部1400に、被験者DBに登録された被験者情報、解析結果などの情報を、グラフやテーブルの形式を適宜用いて視覚的に理解しやすい表示形式で表示させるものである。なお、出力処理手段1250は、前記した全ての解析結果に関し、同時に表示させる必要はなく、操作入力部1300を介して操作者が適宜選択する項目に関して表示させる構成とすることもできる。

[0044] <<制御部>>

制御部1270(図1参照)は、CPU (Central Processing Unit)、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory) などによって構成される。

[0045] なお、データ処理部1220内の運動波形生成手段1221および特徴量生成手段1222、信号制御手段1230、被験者情報処理手段1240、ならびに、出力処理手段1250は、記憶部1260に格納されたプログラム又はデータを制御部1270にロードして、演算処理を実行することによって実現される。

[0046] [操作入力部]

操作入力部1300（図1参照）は、運動機能評価システム1000の操作者が、被験者情報を入力するためのものであって、キーボード、マウスなどによって実現することができる。また、被験者情報を入力する場合には、操作者による入力を補助するユーザインタフェースとして、ディスプレイに入力画面を表示させるようにしてもよい。

[0047] [表示部]

表示部1400（図1参照）は、データ処理部1220により処理された被験者情報や運動情報を出力するものであって、例えば、LCD（Liquid Crystal Display）、CRT（Cathode Ray Tube）ディスプレイ、プリンタなどによって実現することができる。

[0048]（比較例（従来技術））

次に、図8と図9、および、それぞれの構成での出力波形例（図10と図11）を参照して、比較例（従来技術）の複数計測点での手法を説明する。

[0049] 比較例の両手の指タップ運動の同時計測では、図8に示すように、交流発生回路（f1）8301と交流発生回路（f2）8302は互いに異なる周波数の交流電流を発生されるものであり、それぞれ、発信コイル（1）8101、発信コイル（2）8202と接続されている。受信コイルも同様に受信コイル（1）8201と受信コイル（2）8202とがそれぞれ配置され、それぞれについて、アンプ回路8601、8602と、検波回路8401、8402と、低域通過回路（LPF回路）8501、8502を通して、また、参照信号8701、8702を用いて、出力信号8801、8802をそれぞれ得る構成となっている。図10は、図8の構成によって計測された両手の同時計測された指タップ運動波形であり、（a）は利き手の距離波形を示す図であり、（b）は非利き手の距離波形を示す図である。そして、本実施形態における構成を用いた場合も図10と全く同様の波形を得ることができる。

[0050] さらに、比較例（従来技術）の2チャンネル同時計測の他の従来例を図9

に示す。距離D1とD2が発信コイル9200を基準として計測できる場合、一つの発信コイル9200と一つの交流発生回路9100を配置し、受信コイル(1)9301と受信コイル(2)9302の2つを配置する。受信コイル(1)9301と受信コイル(2)9302について、それぞれアンプ回路9801、9802と、検波回路9401、9402と、低域通過回路(LPF回路)9501、9502を通して、また、参照信号9701、9702を用いて、出力信号9601、9602をそれぞれ得る構成となっている。

[0051] 本構成では、D1とD2の部分にバネを配置し、生体への圧力を保つ構成とする。この構成で測定されるものとして頸動脈などの脈波がある。図11に図9の構成で計測された脈波の例を示している。図11(a)に示すように、出力信号(1)11001は、血圧に対応する定常的な値を示している。図11(b)に示すように、出力信号(2)11002は脈波を表している。そして、出力信号(2)11002の振幅の局所的なピークの出る位置での出力信号(1)11001が平均血圧に対応する値である。さらに、図11(c)に示すように、出力信号(2)11002を拡大した波形が出力信号(2)拡大波形11003であり、脈波がはっきりと計測(観測)されている。

上記の図8から図11に示す比較例(従来技術)では、2つの回路群を配置しているため、生体の複数個所での同時計測は可能であるが、回路規模の小型化・省電力や、通信容量低減などを実現できない。

[0052] [効果]

このように、本実施形態の運動機能評価システム1000によれば、複数点での生体の動きをほぼ同時刻(複数点で無視できる時間差(最大で図4の $T1 \times (N-1)$))で検出できる。また、回路規模が小さく省電力、低コストを実現できる。さらに、発信コイル、受信コイルからなるペアの複数を切り替えて使用するので、2つ以上の受信コイル間での混信を防ぐことができる。また、ダウンサンプリングにより、扱うデータ量が少なくて済むので、

通信容量が制限される無線などでもPC (Personal Computer) にデータを容易に送信することができる。

符号の説明

- [0053] 1000 運動機能評価システム
- 1100 運動機能測定装置
- 1110 切替部(1) (第1の切替部)
- 1111 切替部(2) (第2の切替部)
- 1120 交流発生部
- 1130、増幅・フィルタ部
- 1140 制御部
- 1150 アナログデジタル変換部
- 1160 時間調整・検波部
- 1170 ダウンサンプリング部
- 1200 評価装置
- 1210 データ入力部
- 1220 データ処理部
- 1221 運動波形生成手段
- 1222 特徴量生成手段
- 1230 信号制御手段
- 1240 被験者情報処理手段
- 1250 出力処理手段
- 1260 記憶部
- 1270 制御部
- 1300 操作入力部
- 1400 表示部
- 1500、1510 センサ部
- 1501、1502、150N 発信コイル
- 1511、1512、151N 受信コイル

1600 データ通信部

請求の範囲

- [請求項1] 生体の可動部分に取り付けた発信コイルと受信コイルのペアの相対距離に基づいて運動データを算出する運動機能測定装置と、前記運動機能測定装置から受信した前記運動データに基づいて前記生体の運動機能を評価する評価装置と、を備え、
- 前記運動機能測定装置は、
- 所定周波数の交流電流を発生する交流発生部と、
- 複数の発信コイルと、
- 前記交流発生部および前記複数の発信コイルと接続され、前記交流発生部が発生した交流電流を前記複数の発信コイルそれぞれに順番に流すように切り替える第1の切替部と、
- 前記複数の発信コイルそれぞれに1対1対応で設けられ、ペアの前記発信コイルが発生する磁場を検出する複数の受信コイルと、
- 前記複数の受信コイルと接続される第2の切替部と、
- 前記複数の受信コイルに、前記第2の切替部を介して接続される増幅・フィルタ部と、
- 前記増幅・フィルタ部と接続され、前記交流発生部からの参照信号を用いて検波を行う時間調整・検波部と、
- ペアとなっている前記発信コイルと前記受信コイルが順次動作するように、前記第1の切替部による前記複数の発信コイルの切り替え、および、前記第2の切替部による前記複数の受信コイルの切り替え、を行う制御部と、
- を備えることを特徴とする運動機能評価システム。
- [請求項2] 前記時間調整・検波部は、前記複数の受信コイルそれぞれから得た磁場波形のうち、前記第2の切替部による切り替え直後の所定周期分を削除することを特徴とする請求項1に記載の運動機能評価システム。
- [請求項3] 前記運動機能測定装置は、

前記時間調整・検波部からの出力データを所定の割合でダウンサンプリングするダウンサンプリング部を、さらに備える

ことを特徴とする請求項1に記載の運動機能評価システム。

[請求項4]

前記運動機能測定装置は、

前記時間調整・検波部からの出力データを所定の割合でダウンサンプリングするダウンサンプリング部を、さらに備える

ことを特徴とする請求項2に記載の運動機能評価システム。

[請求項5]

前記制御部は、

前記複数の発信コイルそれぞれには時間幅 T_1 で前記交流発信部からの交流電流が流れ、かつ、

時間幅 T_2 の周期で、前記発信コイルと前記受信コイルの全ペア（ペア数を「 N 」とする。）の動作が一巡するように、前記第1の切替部による前記複数の発信コイルの切り替え、および、前記第2の切替部による前記複数の受信コイルの切り替え、を行い、

その際、前記発信コイルと前記受信コイルのいずれのペアも動作させない時間幅 T_3 ($T_2 - T_1 \times N$) の時間帯は、前記交流発信部を停止する制御を行う

ことを特徴とする請求項1に記載の運動機能評価システム。

[請求項6]

前記制御部は、

前記複数の発信コイルそれぞれには時間幅 T_1 で前記交流発信部からの交流電流が流れ、かつ、

時間幅 T_2 の周期で、前記発信コイルと前記受信コイルの全ペア（ペア数を「 N 」とする。）の動作が一巡するように、前記第1の切替部による前記複数の発信コイルの切り替え、および、前記第2の切替部による前記複数の受信コイルの切り替え、を行い、

その際、前記発信コイルと前記受信コイルのいずれのペアも動作させない時間幅 T_3 ($T_2 - T_1 \times N$) の時間帯は、前記交流発信部を停止する制御を行う

ことを特徴とする請求項 2 に記載の運動機能評価システム。

[請求項7]

前記運動機能評価システムは、

前記運動機能測定装置と前記評価装置の間に設けられ、前記運動機能測定装置が算出した前記複数の受信コイルに関する運動データを、無線または有線により、前記評価装置に一度に受け渡す通信機能を有するデータ通信部を、さらに備える

ことを特徴とする請求項 1 に記載の運動機能評価システム。

[請求項8]

前記運動機能評価システムは、

前記運動機能測定装置と前記評価装置の間に設けられ、前記運動機能測定装置が算出した前記複数の受信コイルに関する運動データを、無線または有線により、前記評価装置に一度に受け渡す通信機能を有するデータ通信部を、さらに備える

ことを特徴とする請求項 2 に記載の運動機能評価システム。

[請求項9]

前記運動機能測定装置は、

前記増幅・フィルタ部と前記時間調整・検波部との間に設けられ、前記増幅・フィルタ部から受信したアナログデータをデジタルデータに変換して前記時間調整・検波部に送信するアナログデジタル変換部を、さらに備える

ことを特徴とする請求項 1 に記載の運動機能評価システム。

[請求項10]

前記運動機能測定装置は、

前記増幅・フィルタ部と前記時間調整・検波部との間に設けられ、前記増幅・フィルタ部から受信したアナログデータをデジタルデータに変換して前記時間調整・検波部に送信するアナログデジタル変換部を、さらに備える

ことを特徴とする請求項 2 に記載の運動機能評価システム。

[請求項11]

生体の可動部分に取り付けた発信コイルと受信コイルのペアの相対距離に基づいて運動データを算出し、前記算出した運動データを、前記生体の運動機能进行评估する評価装置に送信する運動機能測定装置で

あって、

所定周波数の交流電流を発生する交流発生部と、

複数の発信コイルと、

前記交流発生部および前記複数の発信コイルと接続され、前記交流発生部が発生した交流電流を前記複数の発信コイルそれぞれに順番に流すように切り替える第1の切替部と、

前記複数の発信コイルそれぞれに1対1対応で設けられ、ペアの前記発信コイルが発生する磁場を検出する複数の受信コイルと、

前記複数の受信コイルと接続される第2の切替部と、

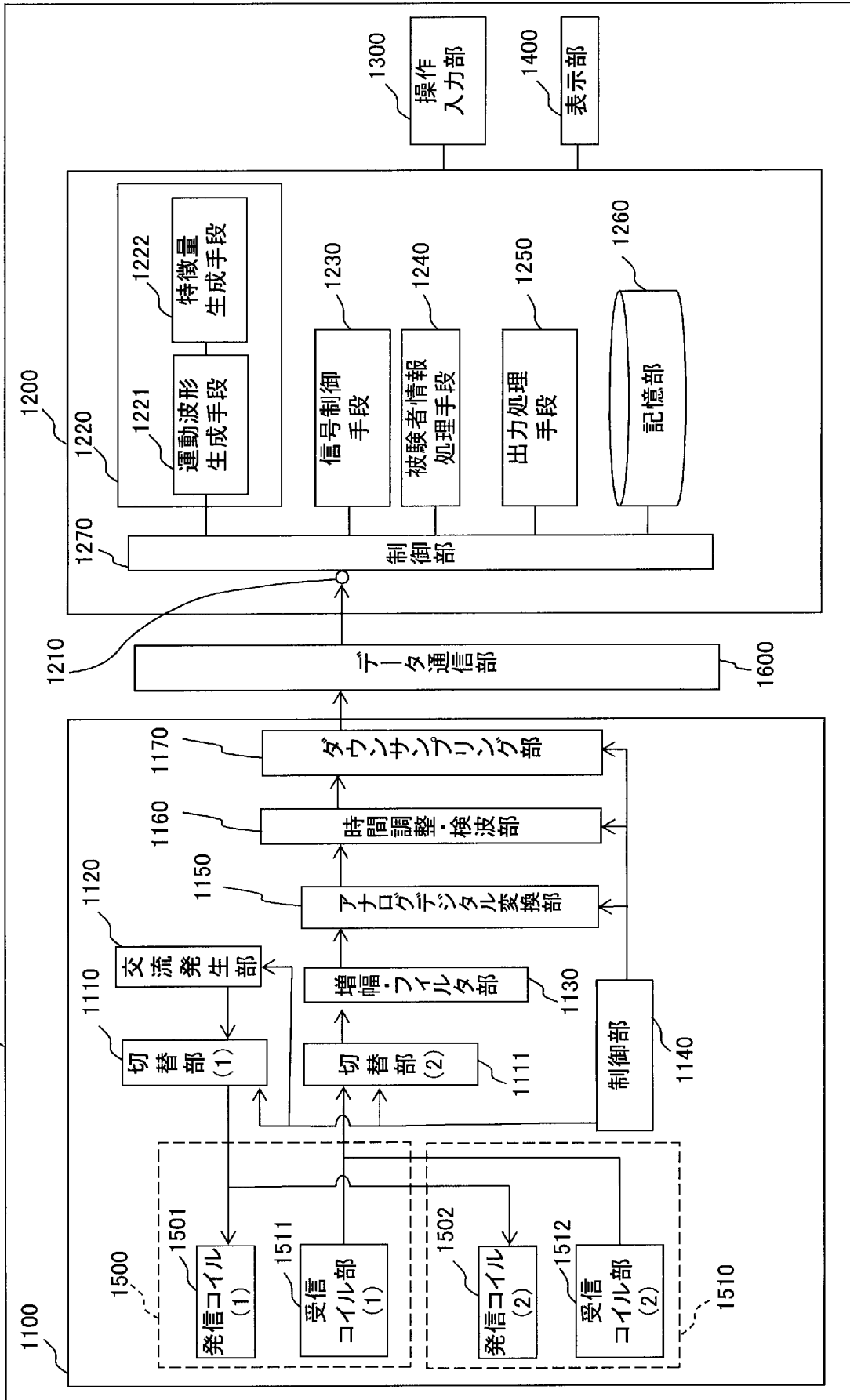
前記複数の受信コイルに、前記第2の切替部を介して接続される増幅・フィルタ部と、

前記増幅・フィルタ部と接続され、前記交流発生部からの参照信号を用いて検波を行う時間調整・検波部と、

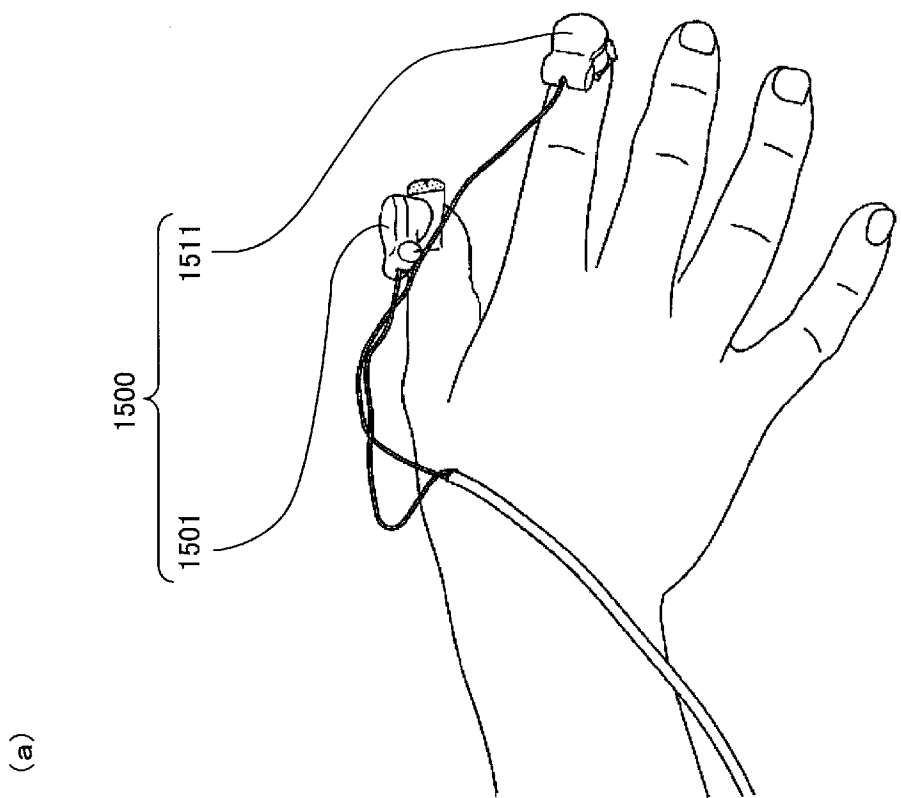
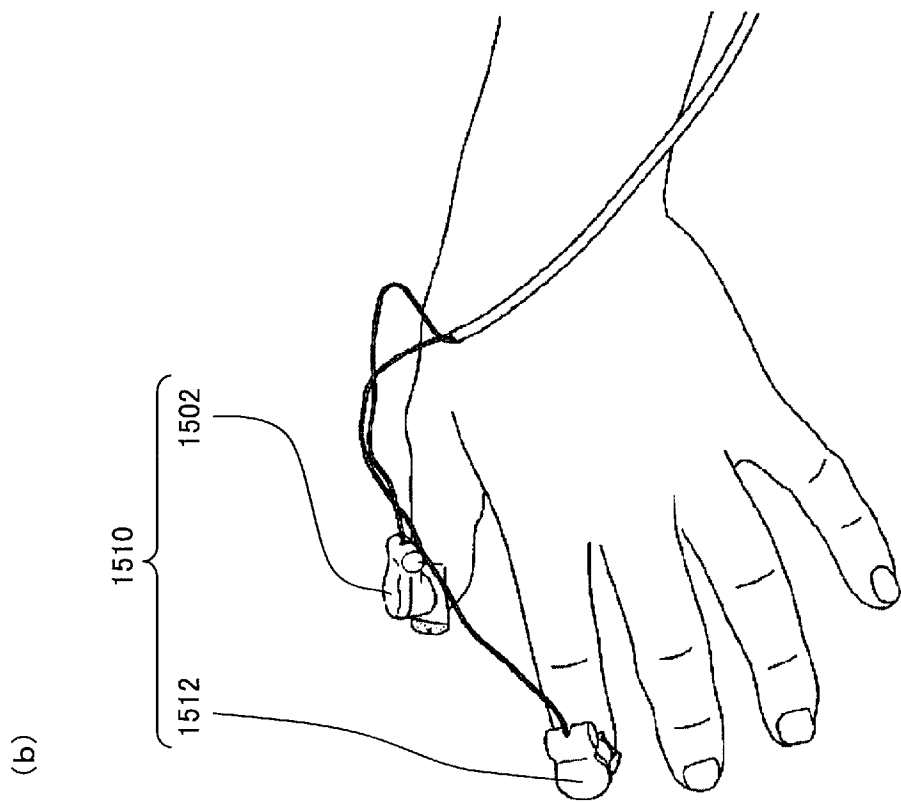
ペアとなっている前記発信コイルと前記受信コイルが順次動作するように、前記第1の切替部による前記複数の発信コイルの切り替え、および、前記第2の切替部による前記複数の受信コイルの切り替え、を行う制御部と、

を備えることを特徴とする運動機能測定装置。

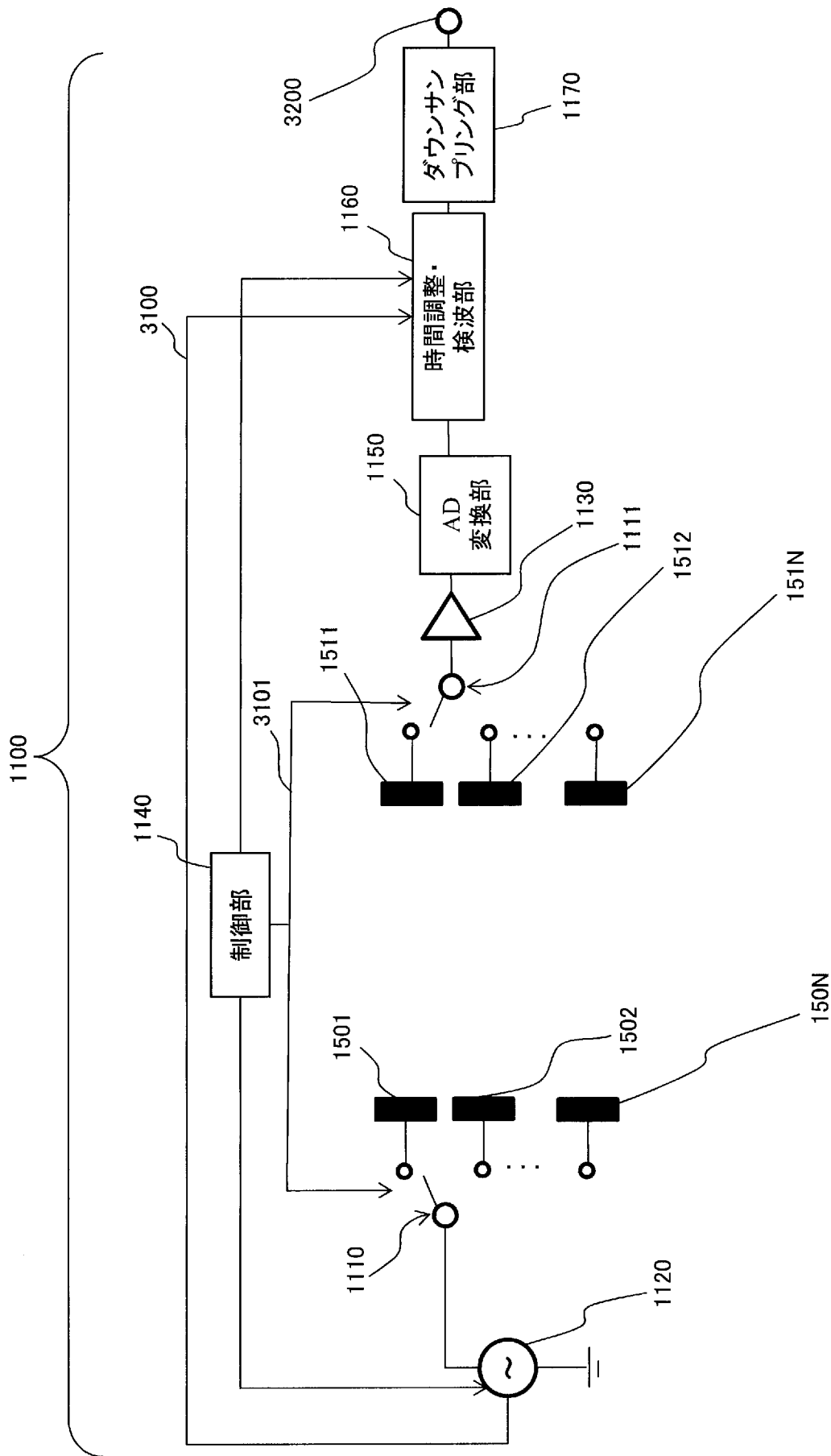
[図1]



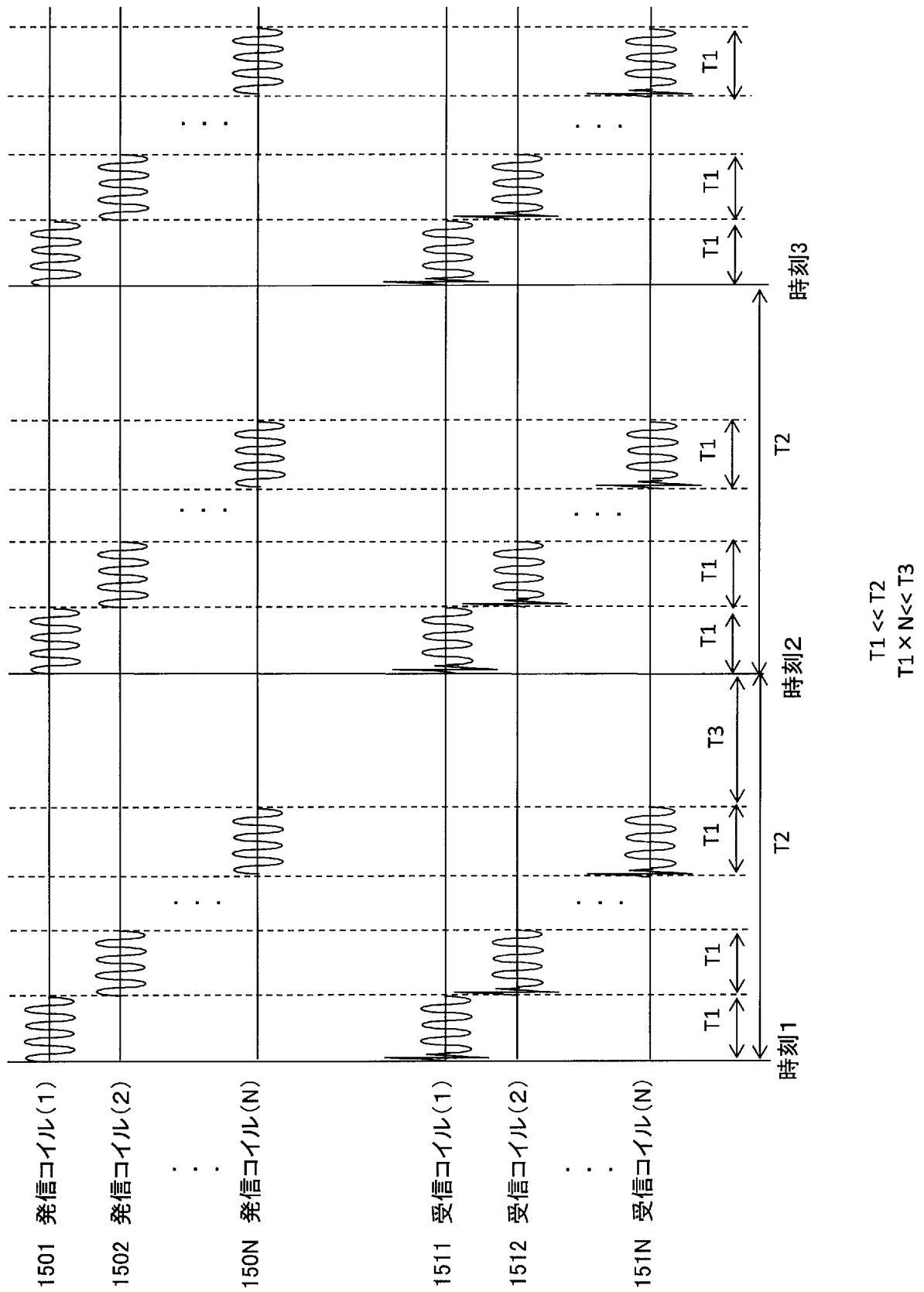
[図2]



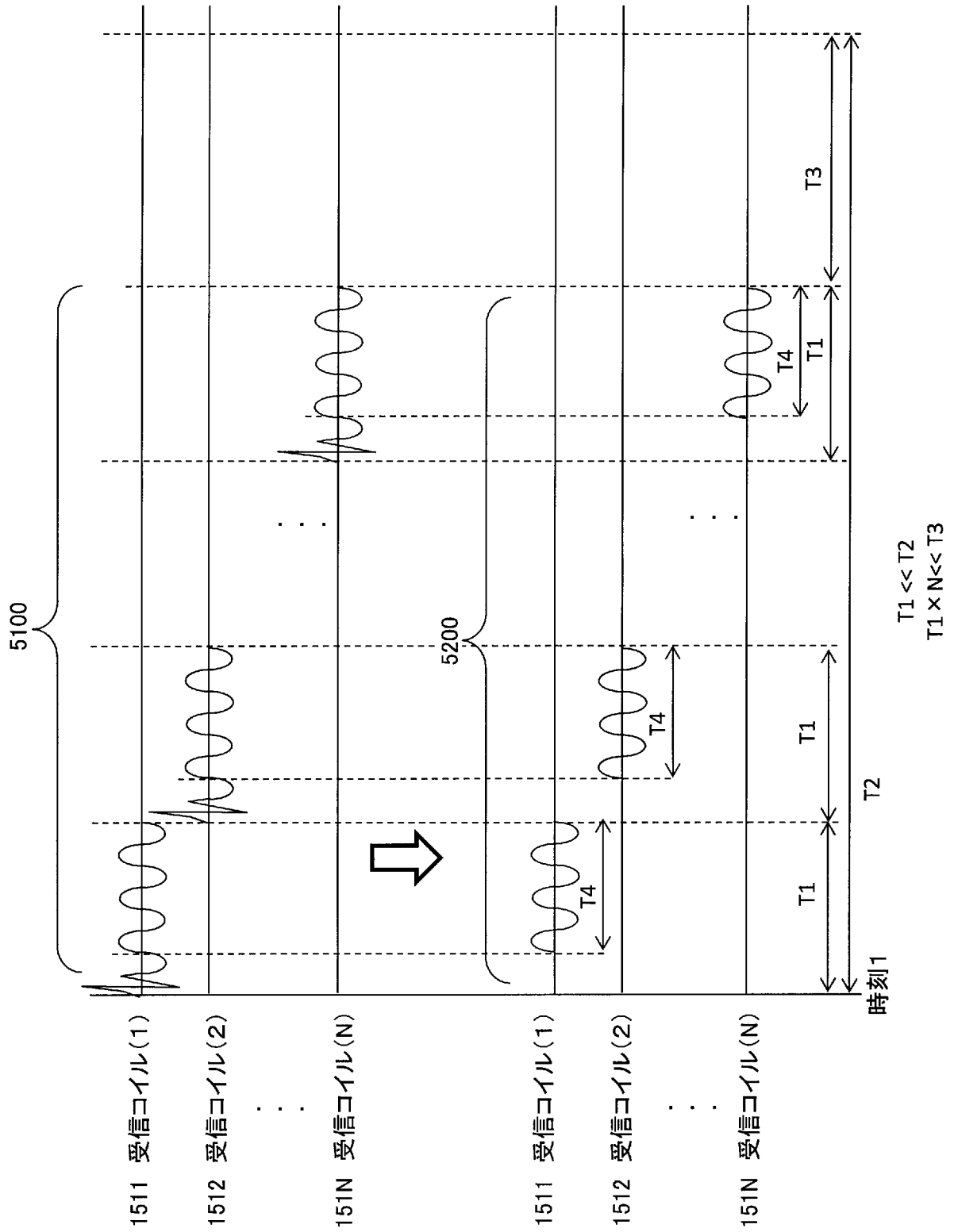
[図3]



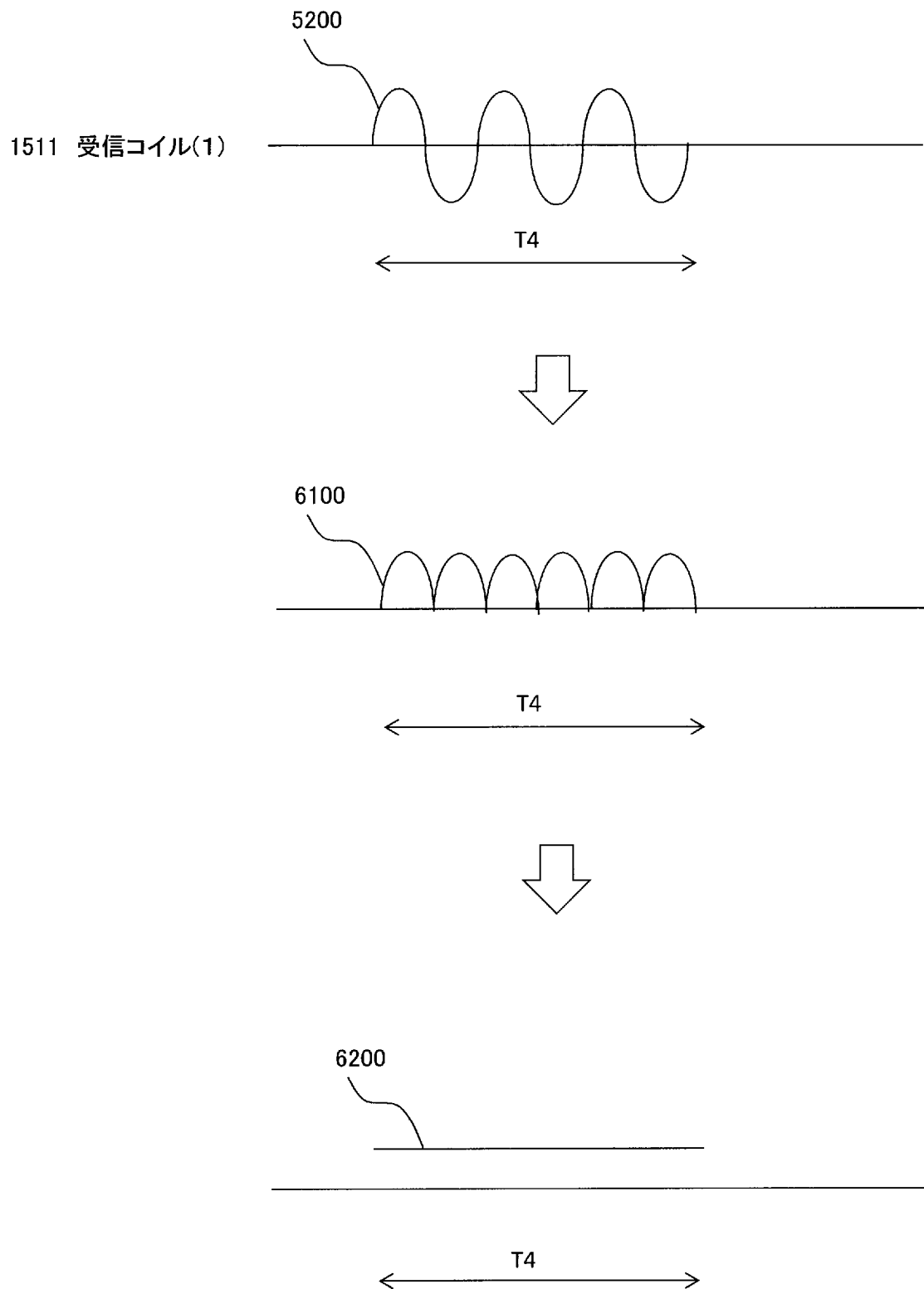
[図4]



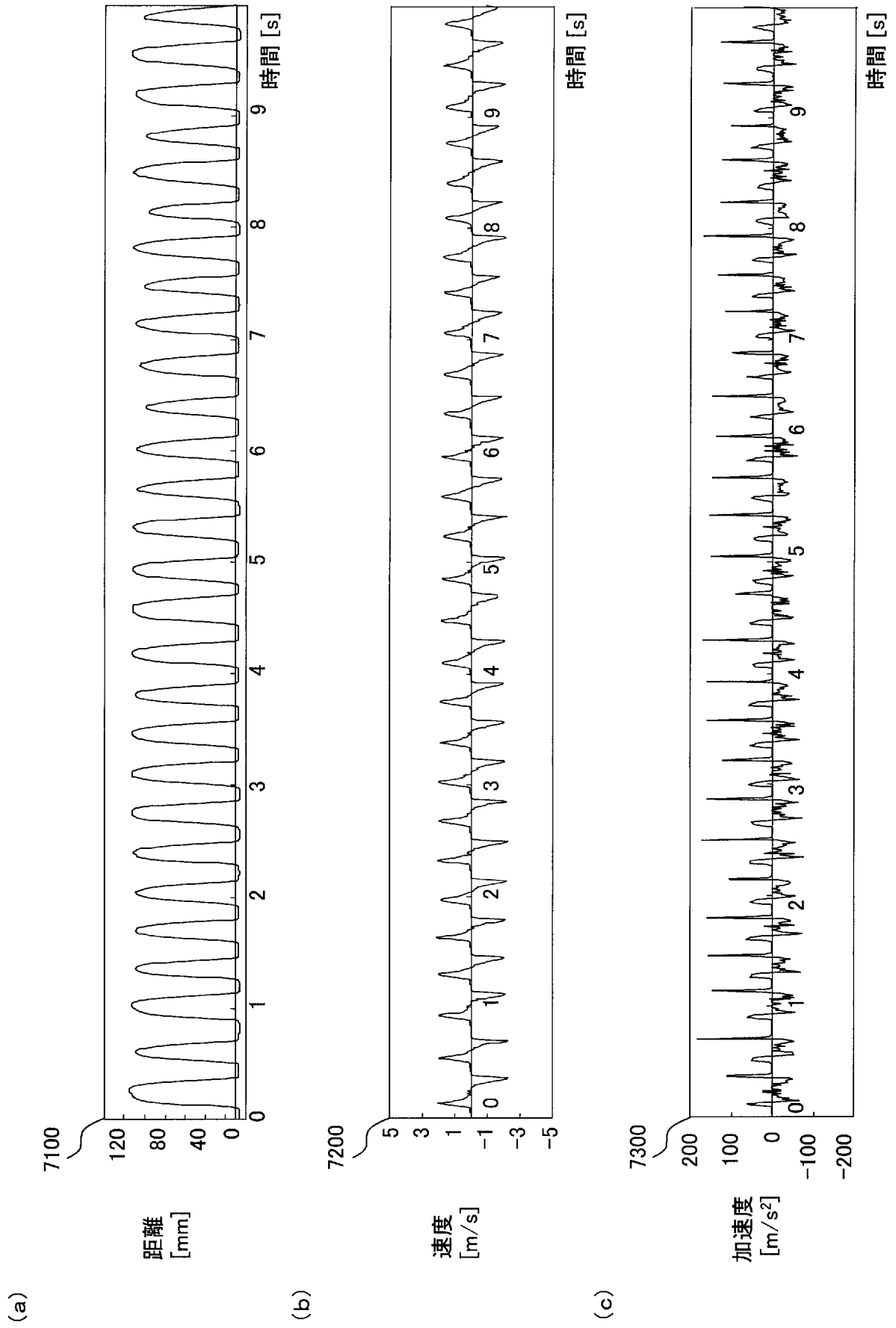
[図5]



[図6]



[図7]

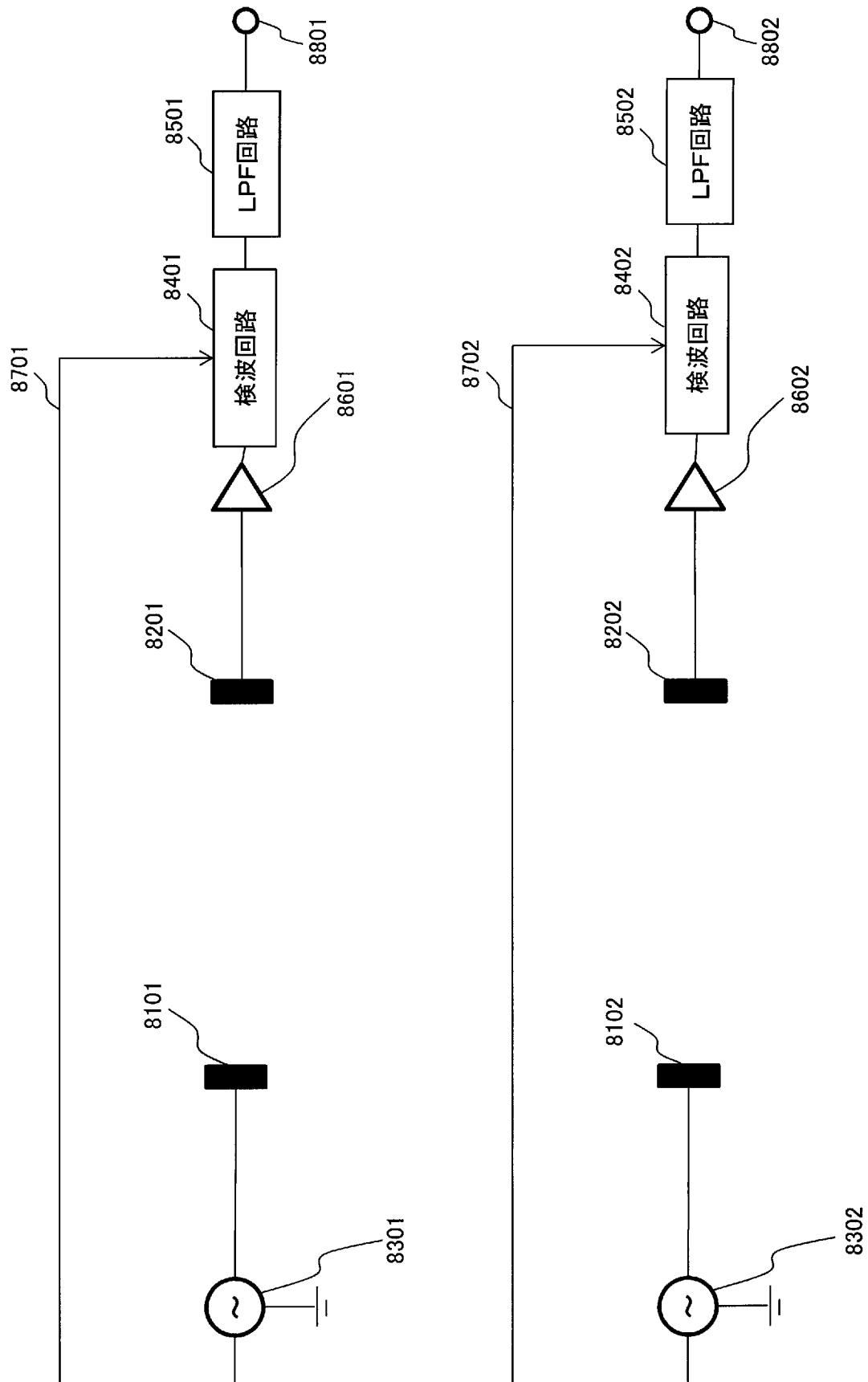


(a)

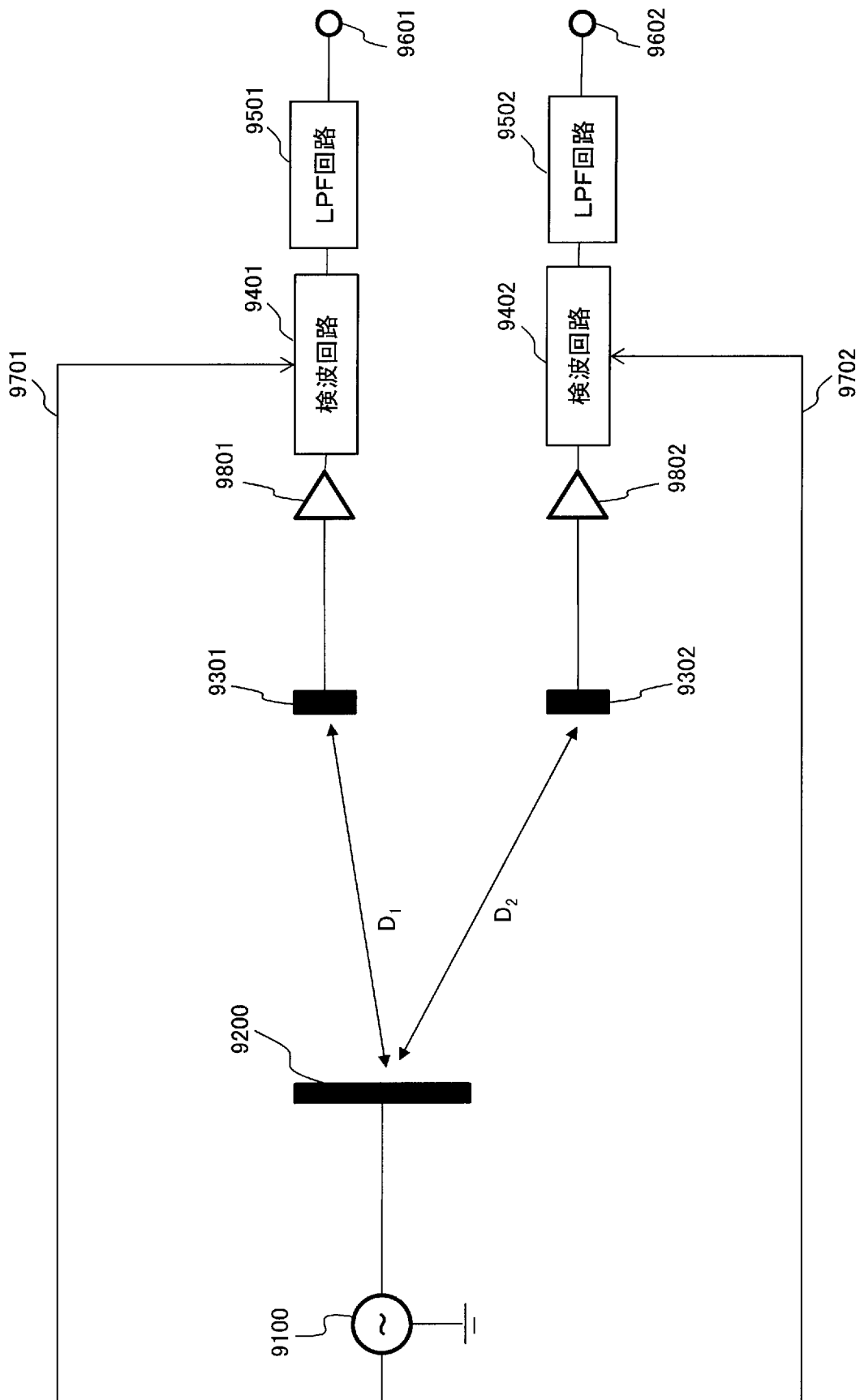
(b)

(c)

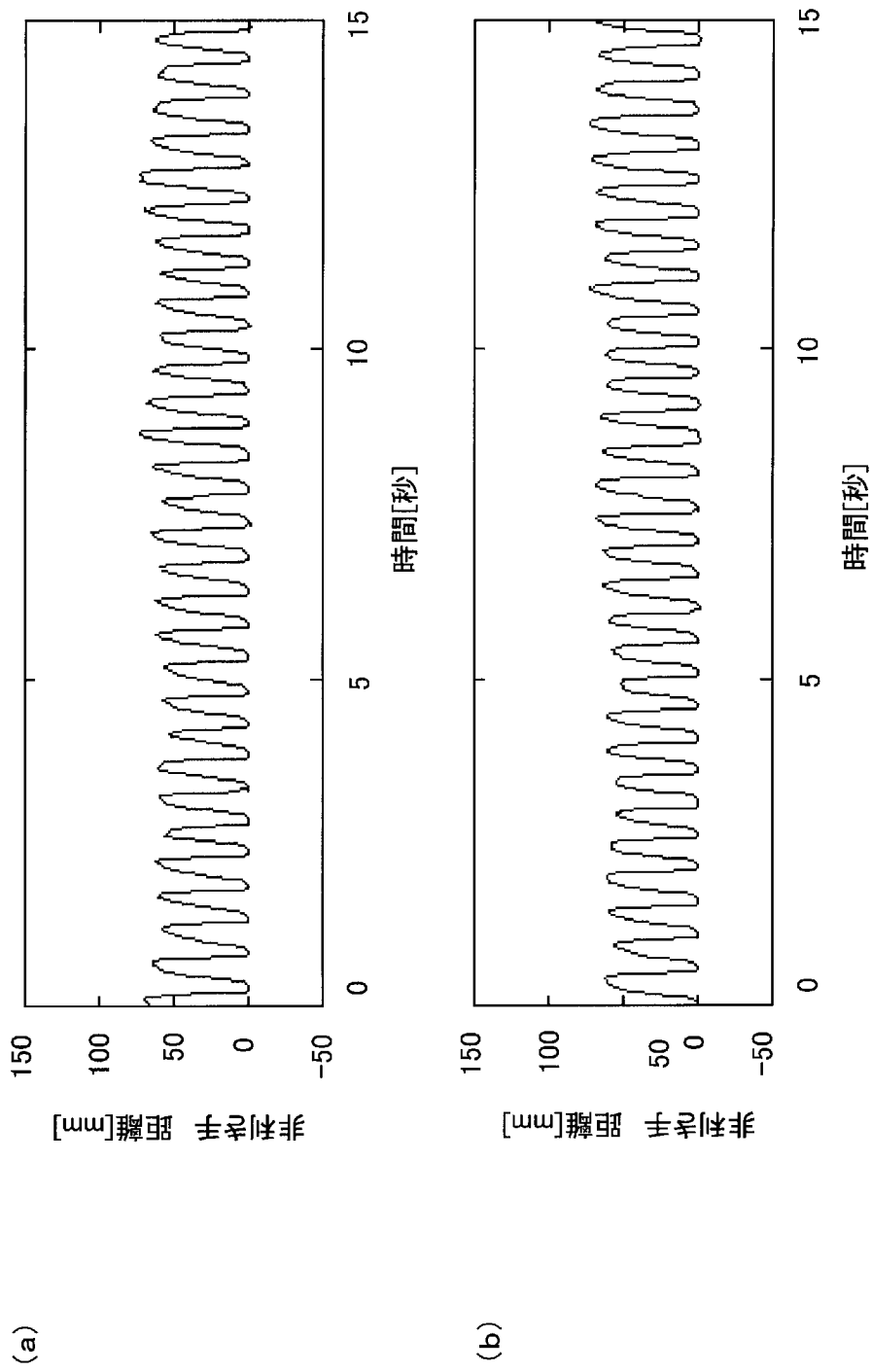
[図8]



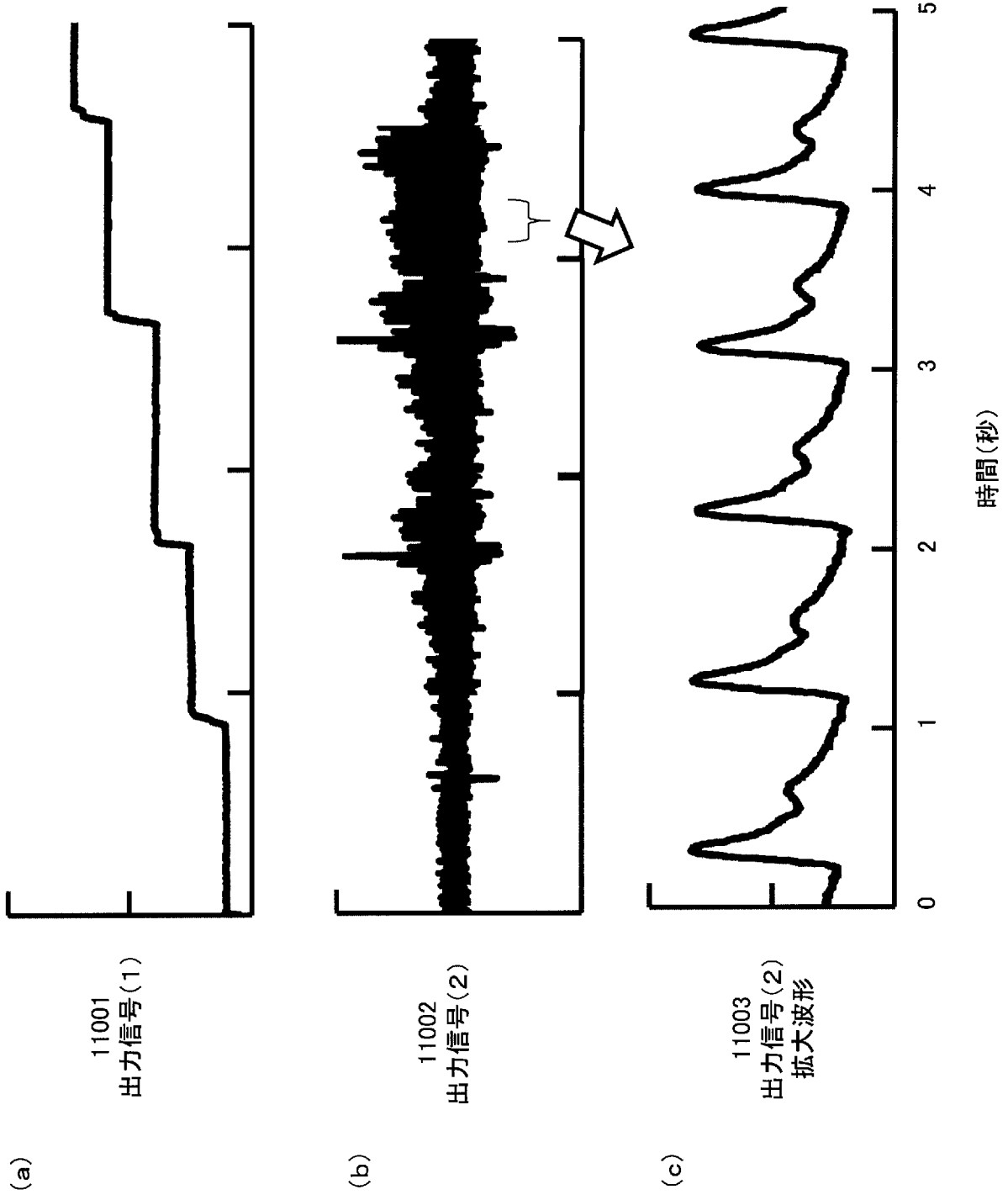
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/067040

<p>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B5/11(2006.01) i</p> <p>According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC</p>											
<p>B. FIELDS SEARCHED</p> <p>Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B5/06-5/22</p> <p>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 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015</p> <p>Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)</p>											
<p>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</p> <table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width:10%;">Category*</th> <th style="width:70%;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="width:20%;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td align="center">A</td> <td>JP 2007-301003 A (Hitachi, Ltd.), 22 November 2007 (22.11.2007), paragraphs [0013] to [0021]; fig. 2 & US 2007/0272599 A1 & US 2009/0192418 A1</td> <td align="center">1-11</td> </tr> <tr> <td align="center">A</td> <td>JP 2006-288831 A (Olympus Medical Systems Corp.), 26 October 2006 (26.10.2006), paragraphs [0017], [0039], [0041], [0051]; fig. 7 (Family: none)</td> <td align="center">1-11</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	A	JP 2007-301003 A (Hitachi, Ltd.), 22 November 2007 (22.11.2007), paragraphs [0013] to [0021]; fig. 2 & US 2007/0272599 A1 & US 2009/0192418 A1	1-11	A	JP 2006-288831 A (Olympus Medical Systems Corp.), 26 October 2006 (26.10.2006), paragraphs [0017], [0039], [0041], [0051]; fig. 7 (Family: none)	1-11
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.									
A	JP 2007-301003 A (Hitachi, Ltd.), 22 November 2007 (22.11.2007), paragraphs [0013] to [0021]; fig. 2 & US 2007/0272599 A1 & US 2009/0192418 A1	1-11									
A	JP 2006-288831 A (Olympus Medical Systems Corp.), 26 October 2006 (26.10.2006), paragraphs [0017], [0039], [0041], [0051]; fig. 7 (Family: none)	1-11									
<p><input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.</p>											
<p>* Special categories of cited documents:</p> <table style="width:100%;"> <tr> <td style="width:50%;"> <p>“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>“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)</p> <p>“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> </td> <td style="width:50%;"> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“&” document member of the same patent family</p> </td> </tr> </table>			<p>“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>“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)</p> <p>“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“&” document member of the same patent family</p>							
<p>“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>“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)</p> <p>“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“&” document member of the same patent family</p>										
<p>Date of the actual completion of the international search 27 August 2015 (27.08.15)</p>		<p>Date of mailing of the international search report 08 September 2015 (08.09.15)</p>									
<p>Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan</p>		<p>Authorized officer</p> <p>Telephone No.</p>									

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B5/11(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. A61B5/06-5/22		
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 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015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） JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)		
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
A	JP 2007-301003 A (株式会社日立製作所) 2007.11.22, 段落0013-0021、図2 & US 2007/0272599 A1 & US 2009/0192418 A1	1-11
A	JP 2006-288831 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006.10.26, 段落0017、0039、0041、0051、図7 (ファミリーなし)	1-11
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 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		
国際調査を完了した日 27.08.2015	国際調査報告の発送日 08.09.2015	
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) 野田 洋平 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3210