

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2001年5月25日 (25.05.2001)

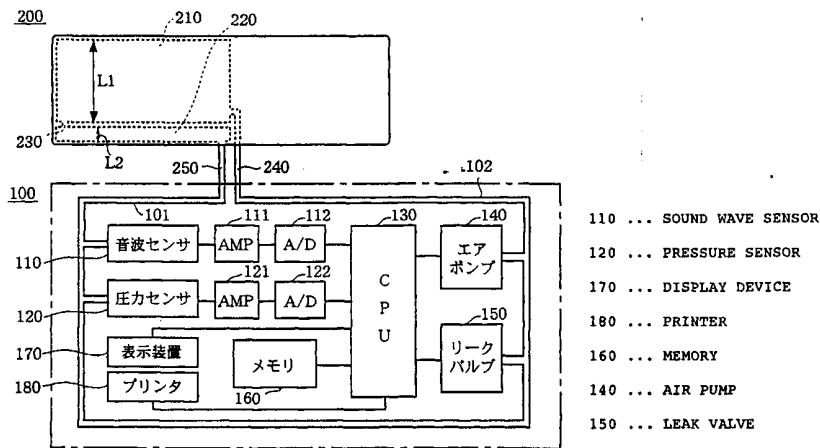
PCT

(10) 国際公開番号
WO 01/35822 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 5/0225
- (74) 代理人: 弁理士 志村 浩 (SHIMURA, Hiroshi); 〒144-0035 東京都大田区南蒲田二丁目6番1号 ベル・シエラビル Tokyo (JP).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP99/06354
- (81) 指定国 (国内): JP, US.
- (22) 国際出願日: 1999年11月12日 (12.11.1999)
- (84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- 添付公開書類:
— 国際調査報告書
- (71) 出願人 および
- (72) 発明者: 富田光衛 (TOMITA, Mitsuei) [JP/JP]; 〒231-0862 神奈川県横浜市中区山手町109-407 Kanagawa (JP).
- 2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(54) Title: DEVICE FOR DETECTING PAIN SENSATION

(54) 発明の名称: 痛覚情報の検出装置



(57) Abstract: A binding band (200) having a blood blocking pouch (210) and a detection pouch (220) is strapped on an upper arm of a patient and a device main body (100) is operated. CPU (130) performs a measuring operation according to a program in memory (160); first, an air pump (140) is operated to send air to each pouch until a binding band pressure is set to be higher than a systolic pressure and the upper arm's blood stream is completely blocked, and then a leak valve (150) is gradually opened to reduce a binding band pressure. While the pressure is falling, a sound wave sensor (110) detects a Korotkov's sound produced in the detection pouch (220) and capture it into the memory (160) as digital data. The Korotkov's sound is Fourier-transformed for displaying on a display device (170) and for printing on a printer (180) as a spectral waveform. The obtained spectral waveform includes information on a pain at a specific portion determined according to a binding band pressure produced at a Korotkov's sound collection and, therefore, is effective for diagnosing.

[続葉有]



WO 01/35822 A1



(57) 要約:

阻血囊（210）と検出囊（220）とを有する縛帯（200）を、患者の上腕部に装着し、装置本体（100）を動作させる。CPU（130）は、メモリ（160）内のプログラムに従って、測定動作を実施する。まず、エアポンプ（140）を作動させ、各囊に空気を送り、縛帯圧を心収縮期圧より高く設定し、上腕部を完全に阻血した後、リークバルブ（150）を徐々に開放し、縛帯圧を下げゆく。圧力降下時に、音波センサ（110）によって、検出囊（220）に生じるコロトコフ音を検出し、デジタルデータとしてメモリ（160）内に取り込む。このコロトコフ音をフーリエ変換し、その結果をスペクトル波形として表示装置（170）に表示し、プリンタ（180）で印刷する。得られたスペクトル波形には、コロトコフ音採取時の縛帯圧に応じて定まる特定の部位の痛みに関する情報が含まれており、診断の用に供することができる。

明 細 書

痛 覚 情 報 の 検 出 装 置

5

技 術 分 野

本発明は、痛覚情報の検出装置に関し、特に、患者の上腕部に縛帯を装着することにより、患者が感じている痛みの情報を電気信号の形で取り出すことが可能な痛覚情報の検出装置に関する。

10

背 景 技 術

医療分野では、患者の体内で起こっている種々の事象を、客観的なデータとして認識するために、様々な検出装置や測定装置が利用されている。たとえば、血圧測定は最も手軽に利用できる測定手段であり、最近では、一般家庭用の血圧測定装置なども市販されている。通常、医療従事者は、患者の主訴または患者本人に対する問診を行うことにより自覚症状に関する情報を得るとともに、
15 種々の検出装置あるいは測定装置を用いて客観的な情報を採取し、これらの情報を総合的に検討することにより最終的な診断を下すことになる。

患者本人の自覚症状の中で最も顕著なものは痛みであり、初診時の問診では、痛みを訴える患者が大半を占めている。医療従事者は、通常、どの部分がどのように痛むかという事項を患者に尋ね、患者の回答から、痛みの発生部位と痛みの種類を特定している。しかしながら、このような問診によって得た痛みに関する情報は、あくまでも患者が主観的に感じた痛覚情報を言語表現を介して得た情報にすぎず、客観的なデータと言えないものではない。痛みを客観的なデータとして測定しようという試みは、従来から様々な分野において研究されてい
20 る。痛みの信号は、体内の神経系を伝達する電気信号と考えられており、たとえば、神経近傍に針を挿入し、この針を流れる微小電流をブリッジ回路を利用
25

して検出することにより、痛みを客観的な電気信号として取り出す装置などが開発されている。しかしながら、患者が痛みを訴えている部位に針を刺す必要があるため、臨床的には実用化には至っていない。

- そこで本発明は、簡便な方法により、痛みに関する情報を電気信号の形で取り出すことが可能な痛覚情報の検出装置を提供することを目的とする。

発 明 の 開 示

本発明は、動脈中を伝播する波に、痛みに関する情報が含まれているという考えに基くものである。動脈は、体内を循環する血液の搬送管としての役割をもっており、心臓から末梢に至るまで体内に張り巡らされた循環網である。この動脈から得られる様々な物理的データは、身体全体に関する貴重な情報を含んでいるものと考えられる。たとえば、その代表的な例である血圧値は、通常、上腕部において測定されるが、身体全体に関する重要な物理的情報を提供してくれる。本願発明者は、圧迫下にある動脈を血液が通過する際に生じるコロトコフ音を、多数の患者について測定しているうちに、コロトコフ音波形と痛みとの間に何らかの相関関係があることを見出だした。特に、コロトコフ音の信号をフーリエ変換して提示すると、痛みの情報を視覚的に認識しやすい形で提示することができ、痛覚情報を簡便な方法により検出することが可能になることを発見した。

本発明の第1の態様は、動脈を阻血するための阻血嚢を有する縛帯と、この阻血嚢の圧力を制御する圧力制御装置と、阻血嚢による圧迫下にある動脈を血液が通過する際に生じるコロトコフ音を検出する音波センサと、音波センサの検出したコロトコフ音の信号をフーリエ変換する演算装置と、フーリエ変換の結果を痛覚情報として提示する提示装置と、によって痛覚情報の検出装置を構成し、縛帯を患者の上腕部に装着することにより、当該患者の痛みの情報を客観的に提示できるようにしたものである。

本発明の第2の態様は、上述の第1の態様に係る痛覚情報の検出装置において、阻血嚢と部分的に連結しており、阻血嚢よりも容量の小さい検出嚢を縛帯に設け、音波センサが検出嚢内の圧力変動に基づいてコロトコフ音を検出できるようにし、コロトコフ音の検出感度を向上させたものである。

- 5 本発明の第3の態様は、上述の第1または第2の態様に係る痛覚情報の検出装置において、フーリエ変換後に、所定の周波数以上の成分をカットして提示するようにし、ノイズ成分の提示を抑制できるようにしたものである。

- 本発明の第4の態様は、上述の第1～第3の態様に係る痛覚情報の検出装置において、フーリエ変換の結果を、スペクトル波形もしくはヒストグラムとして提示するようにし、痛覚情報の視覚的把握が容易に行えるようにしたものである。
- 10

- 本発明の第5の態様は、上述の第1～第4の態様に係る痛覚情報の検出装置において、圧力制御装置により、阻血嚢の圧力を、阻血が可能な十分に高い圧力から徐々に減少させてゆく制御を行うようにし、複数通りの圧力において検
- 15 出された各コロトコフ音についてのフーリエ変換の結果を提示できるようにしたものである。

- 本発明の第6の態様は、コロトコフ音検出時の阻血嚢の圧力と身体各部位の位置とに相関関係がみられることを利用し、上述の第5の態様に係る痛覚情報の検出装置において、複数通りの圧力において検出された各コロトコフ音につ
- 20 いてのフーリエ変換の結果を、それぞれ身体の特定の部位に対応させて提示するようにしたものである。

図面の簡単な説明

- 第1図は、本発明の一実施例に係る痛覚情報の検出装置の基本構成を示すブ
- 25 ロック図（縛帯の部分は平面図）である。

第2図は、第1図に示す検出装置の縛帯部分を上腕部に装着した状態を示す

図である。

第3図は、第1図に示す検出装置の動作手順を示すグラフである。

第4図は、第1図に示す検出装置による検出動作中の縛帯と動脈との関係を示す断面図である。

5 第5図は、第1図に示す検出装置によって検出されたコロトコフ音波形を示すグラフである。

第6図は、特定の患者の痛みがない状態における第1コロトコフ音波形のフーリエ変換スペクトルを示すグラフである。

10 第7図は、特定の患者の痛みがある状態における第1コロトコフ音波形のフーリエ変換スペクトルを示すグラフである。

第8図は、特定の患者の痛みがない状態における第4コロトコフ音波形のフーリエ変換スペクトルを示すグラフである。

第9図は、特定の患者の痛みがある状態における第4コロトコフ音波形のフーリエ変換スペクトルを示すグラフである。

15 第10図は、特定の患者の痛みがない状態における第6コロトコフ音波形のフーリエ変換スペクトルを示すグラフである。

第11図は、特定の患者の痛みがある状態における第6コロトコフ音波形のフーリエ変換スペクトルを示すグラフである。

20 第12図は、特定の患者の痛みがない状態における第8コロトコフ音波形のフーリエ変換スペクトルを示すグラフである。

第13図は、特定の患者の痛みがある状態における第8コロトコフ音波形のフーリエ変換スペクトルを示すグラフである。

第14図は、人間の循環器系のうち、動脈に関する部分の模式図である。

25 第15図は、複数通りの圧力において検出された各コロトコフ音についてのフーリエ変換の結果を、それぞれ身体の特定の部位に対応させて提示した例を示す表示画面図である。

第16図は、第1図に示す検出装置により、フーリエ変換の結果をヒストグラムとして表示した例を示す表示画面図である。

第17図は、第1図に示す検出装置において利用できる縛帯の一変形例を示す平面図である。

5 第18図は、第17図に示す縛帯を上腕部に装着した状態を示す図である。

発明を実施するための最良の形態

§ 1 装置の基本構成

第1図に、本発明の一実施例に係る痛覚情報の検出装置の基本構成を示す。

10 この装置は、大きく分けて、装置本体100（一点鎖線で囲んで示す）と縛帯200との2つの構成部分よりなる。縛帯200は、上腕部の動脈を阻血するための阻血囊210と、この阻血囊210よりも容量の小さい検出囊220とを有し、阻血囊210および検出囊220は、接続路230において互いに連結している。阻血囊210は、上腕部の動脈を阻血するのに必要な大きさをも

15 ち、本実施例の場合、図の長さ $L_1 = 12\text{ cm}$ 程度である。一方、検出囊220は、コロトコフ音の検出に適した大きさを有し、本実施例の場合、図の長さ $L_2 = 2\text{ cm}$ 程度である。阻血囊210から外部に向かっては、空気を通すための導管240が伸びており、検出囊220から外部に向かっては、同様に導管250が伸びている。この縛帯200は、第2図に示すような向きに上

20 腕部に装着して用いることになる。

一方、装置本体100は次のような構成になっている。まず、導管250が接続されている管路101には、音波センサ110と圧力センサ120とが設けられている。ここで、いずれのセンサも原理的には、導管250を介して検出囊220内の圧力を測定するセンサであるが、圧力センサ120が圧力値そ

25 のものを測定するのに適したセンサであるのに対し、音波センサ110は、音波の周波数帯域に属する圧力変動、特に、コロトコフ音の周波数帯域の検出に

適したセンサとなっている。音波センサ 1 1 0 が検出したアナログ信号は、増幅器 1 1 1 で増幅され、A/D変換器 1 1 2 によってデジタル信号に変換され、CPU 1 3 0 に与えられる。同様に、圧力センサ 1 2 0 が検出したアナログ信号は、増幅器 1 2 1 で増幅され、A/D変換器 1 2 2 によってデジタル信号に変換され、CPU 1 3 0 に与えられる。導管 2 4 0 が接続されている管路 1 0 2 には、エアポンプ 1 4 0 およびリークバルブ 1 5 0 が接続されている。このエアポンプ 1 4 0 およびリークバルブ 1 5 0 は、CPU 1 3 0 によって制御される。管路 1 0 1 と管路 1 0 2 とは連結されており、また、阻血囊 2 1 0 と検出囊 2 2 0 とは接続路 2 3 0 で連結されている。したがって、阻血囊 2 1 0 と検出囊 2 2 0 とは、本来、同じ圧力に保たれることになる。ただし、阻血囊 2 1 0 は容量が大きいため、阻血囊 2 1 0 に生じるコロトコフ音は、波形に歪みが生じやすい。このため、音波センサ 1 1 0 は、図示の例のように、なるべく導管 2 5 0 の近傍に接続し、主として検出囊 2 2 0 に生じるコロトコフ音が観測されるようにするのが好ましい。

メモリ 1 6 0 には、CPU 1 3 0 が実行するプログラムおよびこのプログラムの実行によって得られるデータを記憶するための領域が設けられている。CPU 1 3 0 は、このメモリ 1 6 0 内のプログラムに基いて、後述する動作手順を実行し、その結果得られるデータをメモリ 1 6 0 内に格納する。また、CPU 1 3 0 には、検出結果を表示するための表示装置 1 7 0 および検出結果を印刷するためのプリンタ 1 8 0 が接続されている。

§ 2 装置の基本動作

続いて、第 1 図に示す装置を用いた痛覚情報の検出動作の基本的な手順を説明する。まず、第 2 図に示すように、縛帯 2 0 0 を患者の上腕部に装着する。検出囊 2 2 0 によってコロトコフ音を効率的に検出するためには、図示のように、上腕部の動脈に関して、阻血囊 2 1 0 が上流、検出囊 2 2 0 が下流側になるような向きに装着するのが好ましい。続いて、装置本体 1 0 0 側に設けられ

た測定開始スイッチ（図示されていない）を押すと、CPU 130がメモリ 160内のプログラムに基づいて、一連の測定動作を実行する。ここでは、第3図のグラフを用いながら、この測定動作の手順を説明する。

この測定動作における重要な操作は、圧力制御操作である。前述のように、
5 この検出装置は、エアポンプ140とリークバルブ150とを有し、阻血囊210および検出囊220の圧力を制御することができる。すなわち、圧力を増加させる場合には、エアポンプ140を動作させて囊内に空気を送り込み、
10 圧力を減少させる場合には、リークバルブ150を開けて囊内の空気をリークさせることができる。第3図のグラフは、測定開始後の囊内圧力の変化を示すものであり、CPU 130は、囊内圧力がこのグラフに示すような変化をするように、エアポンプ140およびリークバルブ150に対して所定の制御信号を与える動作を行う。

まず、測定開始後、CPU 130はエアポンプ140を起動し、囊内に空気を送り込んで圧力を徐々に増加させる。すると、阻血囊210は次第に動脈を
15 圧迫し、やがて完全に阻血する圧力にまで達する（グラフの点A～B）。このときの縛帯200（阻血囊210と検出囊220）と動脈300との関係を、第4図の状態1の断面図に示す。この第4図では、図の左側が心臓、右側が抹
20 梢であり、血液は動脈300内を図の左側から右側へと心臓の鼓動に同期した脈波として流れることになる。もっとも、状態1では、阻血囊210内の圧力が高いため、血流は完全に遮断されてしまっている。ここで、しばらくこの圧
25 力値を維持させながら（点B～C）、各囊の空気漏れの有無を確認する。この時点で空気漏れが確認された場合には、リークバルブ150を急速に全開して排気を行い、測定動作を中止するとともに異常発生を報知する。

空気漏れが確認されなければ、異常なしとして、通常の測定動作に入る。す
25 なわち、CPU 130は、リークバルブ150を少しずつ開けて圧力をゆっくりと減少させる制御を行う。すると、第3図のグラフの点Dに相当する圧力に

達したときに、コロトコフ音が発生する。グラフ内の波形Kは、点Dから徐々に圧力を減少させていったとき、各圧力値に対応して得られるコロトコフ音の振幅を示すものである。このように点Dを過ぎるとコロトコフ音が発生するのは、第4図の状態2に示すように、血液の一部310が阻血囊210の圧力に抗して阻血囊210を通過し始めるためである。この点Dに対応する圧力が、心収縮期圧SPとして知られている圧力である。この点Dから更に圧力を減少させてゆくと、血液の通過量は増加して、コロトコフ音の振幅も徐々に大きくなってゆく。そして、第3図のグラフの点Eにおいて、コロトコフ音の振幅は最大値となる。このときの圧力は、大動脈閉鎖痕圧DNPとして知られている。

10 阻血囊210の圧力を更に減少させてゆくと、第4図の状態3に示すように、動脈300の阻血状態は徐々に開放されてゆき、血流に対する抵抗が減少することになり、コロトコフ音の振幅は徐々に減少してゆく。そして、点Fを超えると、圧力を低下させてもコロトコフ音はほぼ一定の振幅になる。この点Fに対応する圧力が、心拡張期圧DPとして知られている圧力であり、第4図の状態4に示すように、動脈300の静的な圧力に相当する。圧力を更に減少させてゆくと（点F～G）、第4図の状態5に示すように、縛帯200は動脈300から浮いた状態になり、点Gから更に圧力を減少させると、コロトコフ音は消失し、点Hにまで到達する。

以上が一連の測定動作である。この測定動作は、一般の血圧計における血圧測定動作に似ているが、血圧測定動作では、コロトコフ音が発生する心収縮期圧SP（点D）と、コロトコフ音が小さくなる心拡張期圧DP（点F）とが求められるのに対し、本発明に係る痛覚情報の検出装置では、コロトコフ音Kの波形自体がデータとして取り込まれる。すなわち、第3図のグラフの点D～Gに至る圧力範囲において発生するコロトコフ音の波形は、音波センサ110からCPU130へと取り込まれ、メモリ160内にデータとして格納されることとなる。圧迫下にある動脈を血液が通過する際に、コロトコフ音が発生する

ことは、既に九十年も前から知られている現象である。しかしながら、臨床的には、このコロトコフ音は、血圧計において心収縮期圧SP（点D）と、心拡張期圧DP（点F）とを決定するための情報として利用されているにすぎなかった。本発明の大きな特徴は、従来、血圧情報としてしか利用されていなかったコロトコフ音の波形データ自体を、痛覚情報を含んだ重要なデータとして取り扱う点にある。なお、上述の測定動作によって、心収縮期圧SP（点D）と心拡張期圧DP（点F）とが求まるので、本実施例に係る装置は、一般の血圧計としての機能も併せ持つことになる。

第3図に波形図Kとして示すように、コロトコフ音は、グラフの点D～Gに至る圧力範囲において、鼓動に同期したタイミングで出現する波形である。第5図は、この実施例に係る検出装置において実際に測定されたコロトコフ音波形の一例を示すグラフである。図の横軸は時間軸（sec）になっているが、この時間軸は、第3図のグラフの点D～Gに至る圧力範囲内の圧力軸に対応している。別言すれば、第5図に示すグラフの左端が点D、右端が点Gに対応することになる。このように、上述した一連の測定動作を実行すると、メモリ160内には、複数通りの圧力において検出された各コロトコフ音の波形を示すデータが得られることになる。第5図のグラフでは、約0.7secの周期（鼓動の周期）で繰り返し出現しているパルス状の波形が個々のコロトコフ音波形であり、図の左側の波形ほど高い圧力で検出された波形になる。ここでは、説明の便宜上、高い圧力（心収縮期圧SP）で検出された波形から順番に第1波形K1、第2波形K2、第3波形K3、…と番号を付して呼ぶことにする。

CPU130は、上述のような圧力制御操作を行うとともに、メモリ160内に得られた各コロトコフ音の信号をフーリエ変換する処理を行う。この処理は、メモリ160内に用意された高速フーリエ変換（FFT）プログラムに基づく演算によって行うことができる。このフーリエ変換は、第1波形K1、第2波形K2、第3波形K3、…と個々のコロトコフ音波形ごとに別個独立して行

われる。こうして、得られたフーリエ変換の結果は、表示装置 170 によって画面上に表示されるとともに、必要に応じてプリンタ 180 によって紙面上に印刷される。既に述べたように、このフーリエ変換の結果は、患者の痛覚情報を客観的に示すデータとなる。なお、実際のコロトコフ音波形には、ノイズの成分が含まれているため、フーリエ変換を行った後、所定の周波数以上の成分をカットして提示するようにするのが好ましい。本実施例に係る装置では、コロトコフ音として取り込まれた音響波形に含まれている 150 Hz 以上の成分をノイズ成分とみなし、150 Hz 以上の周波数成分をカットした状態で、フーリエ変換の結果を提示するようにしている。

10 § 3 本発明に係る装置による具体的な検出例

続いて、上述した実施例に係る検出装置を用いた具体的な検出例を示しておく。ここに示す検出例は、肩の関節に障害をもつ患者についての測定結果である。この患者は、右腕を水平より高く持ち上げると、右肩に激しい痛みが生じる旨の自覚症状を訴えている。そこで、右腕を脇に垂らした状態（痛みなしの状態）と、右腕を水平より高く持ち上げた状態（痛みありの状態）との2とおりの状態について、本実施例に係る検出装置での測定を行った。すなわち、縛帯 200 を右上腕部に装着し、右腕を脇に垂らした「痛みなし」の状態ですべての一連の測定動作を行い、続いて、右腕を水平より高く持ち上げて「痛みあり」の状態と同じ一連の測定動作を行った。その結果の一部を、第6図～第13図に示す。

第6図および第7図は、いずれも第1波形K1（点Dにおいて発生したコロトコフ音波形）についてのフーリエ変換の結果をスペクトル波形として示したグラフである。上述したように、本実施例では、150 Hz 以上の周波数成分をノイズ成分としてカットしているため、各スペクトル波形は150 Hz 以下の周波数成分しかもたない。いずれも第1波形であるにもかかわらず、両者のスペクトル波形はかなり相違している。これは、第6図のスペクトル波形が「痛

みなし」の状態での測定結果であるのに対し、第7図のスペクトル波形が「痛みあり」の状態での測定結果であるためである。第7図の波形には、急峻なピークが多数含まれていることがわかる。このように、痛みの有無によって、コロトコフ音のフーリエ変換スペクトル波形に、顕著な差が現れる。これは、第8

5 図および第9図に示す第4波形K4、第10図および第11図に示す第6波形K6、第12図および第13図に示す第8波形K8についても同様である。ただ、「痛みなし」の波形と「痛みあり」の波形との差が最も顕著に現れているのは、上述の各波形の中でも、第6図および第7図に示す第1波形K1についての結果である。その理由については後述する。

10 いずれにせよ、同一の患者について、同一の装置を用いて、同一の方法で測定を行っているにもかかわらず、痛みの有無によって、コロトコフ音のフーリエ変換スペクトル波形に顕著な差が現れるということは、このスペクトル波形には、何らかの痛覚情報が含まれていることを示唆している。現在のところ、

15 どのようなスペクトル波形がどのような痛みに対応するのか、といった点についての詳細な解析を行うには、臨床データが不十分である。ただ、本願発明者は、これまでに得られた臨床データから、スペクトル波形のピークの数と痛みの質に関係しているのではないかと考えている。たとえば、ピーク数が非常に多い場合には、刺すような痛みが生じているものと考えられることができる。

20 このように、痛みの情報がコロトコフ音の周波数成分に影響を与えるという現象は、本願発明者の知る限り、これまでに報告されていない。したがって、その理論的な解析も、現時点では十分に行われていない。しかしながら、本願発明者は、この現象を次のように考えている。すなわち、痛みが生じている部位には、何らかの組織振動が生じており、この組織振動が動脈に伝播し、縛帯を介してコロトコフ音の一成分として観測されるのではないかと考えている。

25 本実施例に係る装置では、所望の圧力において測定されたコロトコフ音のフーリエ変換スペクトル波形を、表示装置170の画面上に表示することができ、

また、プリンタ 180 によって紙面上に印刷することができる。医療従事者は、このようにして提示されたスペクトル波形に基いて、患者が感じているであろう痛みに関する情報を、ある程度客観的に把握することができるようになる。たとえば、第7図に示すように、多数のピークが存在するスペクトル波形が得られた場合には、「患者は刺すような痛みを感じている」と推測することができる。もちろん、このようにして得られたスペクトル波形によって、患者が感じている痛みのすべてを正確に把握できるわけではないので、「痛みに関する情報は、患者本人に対する問診によって採取する」という基本的な診断を行うことに変わりはない。しかしながら、痛みに関する何らかの情報を、スペクトル波形という客観的なデータとして採取できることには大きな意義がある。

§ 4 痛みの部位との関係

第5図のグラフに示されているとおり、本実施例に係る装置では、複数通りの圧力においてそれぞれコロトコフ音が検出され、これら各コロトコフ音波形についてのフーリエ変換の結果が提示される。本願発明者がこれまでに採取した臨床データを検討すると、各コロトコフ音波形には、主として、当該コロトコフ音が検出されたときの縛帯圧に応じた部位の痛み情報が含まれていることが推測できる。たとえば、第5図に示されている多数のコロトコフ音波形のうち、第1波形K1には主として肩の近傍の痛み情報が含まれ、第4波形K4には主として心臓の近傍の痛み情報が含まれ、第6波形K6には主として肺の近傍の痛み情報が含まれ、第8波形K8には主として胃の近傍の痛み情報が含まれ、第10波形K10には主として肝臓の近傍の痛み情報が含まれ、第12波形K12には主として腎臓の近傍の痛み情報が含まれ、第16波形K16には主として大腿の近傍の情報が含まれ、第22波形K22には主として膝の近傍の情報が含まれ、第28波形K28には主として足部末梢の情報が含まれている、というように、各コロトコフ音波形を個々の部位に対応づけることができる。もっとも、上述の具体的な対応づけは、個々の患者ごとに異なるものと

思われる。たとえば、胃の近傍の痛みは、ある患者では第 8 波形に最も顕著に現れるが、別な患者では第 10 波形に最も顕著に現れる、というような個人差が生じるものと思われる。

このように、特定の圧力において測定されたコロトコフ音波形に、特定の部
5 位の痛みの情報が含まれるという現象は、次のような理論により説明できる。
ここでは、この理論を説明するために、第 14 図に示すような循環器系のモデル
を考える。このモデルでは、心臓から送り出された血液が、動脈を通過して身
体各部に送られてゆく状態が示されている。すなわち、心臓から出た血液の一
10 部は、肩部から上腕を経て掌部末梢へと送られ（図では右腕についてのみ示さ
れているが、左腕についても同様の循環系が存在する）、別な一部は頭部へと
送られ、更に別な一部は、肺、胃、肝臓、腎臓、大腿、足部末梢などへと送ら
れることになる。心臓は血液を送り出すポンプとして機能し、ポンプの収縮運
動に相当する鼓動に同期して、血液は動脈内へ押し出されることになる。第 14
15 図に示された白抜きの矢印 B F は、この血液の流れ（Blood Flow）の進行方向
を示している。一方、心臓の鼓動に起因する圧力変動は、脈波として動脈を伝
播し、この脈波が身体の各部において生体組織（血液を受け入れる抵抗要素と
して作用する）に衝突すると、そこで反射波が発生することが知られている。
第 14 図に示された矢印 R W は、上腕部に装着された縛帯 200 へと向かう反
20 射波（Reflection Wave）の進行方向を示している。

さて、本実施例に係る装置における縛帯 200 を、上腕部に装着した場合、
この縛帯 200 には、矢印 B F で示される実際の血流と矢印 R W で示される反
射波とが到達することになる。縛帯 200 の圧迫下にある動脈では、第 4 図に
示すように、阻血囊 210 の圧力に応じた量の血液 310 が、心臓の鼓動に同
期した周期で通過することになる。この血液の通過時に、コロトコフ音が発生
25 する。一方、反射波が縛帯 200 に到達する時間は、個々の反射波ごとに異な
る。たとえば、ある 1 つの鼓動によって脈波が発生し、この脈波が一方では肩

部まで伝播し、他方では足部末梢まで伝播したとしよう。このとき、肩部で生じた反射波が上腕部の縛帯200まで到達する時間と、足部末梢で生じた反射波が上腕部の縛帯200まで到達する時間とを比べると、当然、伝播経路の長さが異なるので、前者の到達時間の方が後者の到達時間よりも短くなる。すな
5 わち、心臓が1回鼓動した後、この鼓動によって生じた脈波の反射波は、身体
の各部位から時間差をもって縛帯200に到達することになる。ところが、コ
ロトコフ音が観測されるのは、縛帯下を血液が通過した瞬間だけであるから、
このコロトコフ音に重畳されて観測される反射波は、当該コロトコフ音の観測
時に、偶然、縛帯200に到達することになった反射波ということになる。

10 一般に、上腕動脈中の平均的な血液の移動速度（血流速度）は、 1.5 m/s 程度であることが知られており、心臓から上腕部までの距離を、たとえ
ば60cmとすれば、心臓の鼓動により血液が送り出されてから、約
0.4sec後にコロトコフ音が観測されることになる。一方、大動脈内の圧
力変動の伝播速度（脈波速度）は、 $4 \sim 5 \text{ m/s}$ 程度であることが知られ
15 ており、血流速度の3倍程度の値を示している。ここで、心臓から腎臓までの
距離を、たとえば60cmとすれば、心臓で発生した脈波が大動脈を伝播して
腎臓まで到達し、ここで発生した反射波が大動脈を戻り、上腕動脈へと伝播し
て上腕部の縛帯200まで到達する経路は、 $60 \text{ cm} + 60 \text{ cm} + 60 \text{ cm} =$
 180 cm となるが、脈波（および反射波）の伝播速度は、血流速度の3倍で
20 あることを考慮すると、この腎臓からの反射波は、心臓が血液を送り出してか
らやはり0.4sec後に縛帯200に到達することになる。

このように、心臓から縛帯までの距離を60cmとし、心臓から腎臓へ至り、
更に心臓方向へと戻って上腕動脈に分岐し縛帯へと至る距離を180cmと仮
定した場合、後者の行程は前者の行程の3倍であるが、脈波の伝播速度が血流
25 速度の3倍であるとすれば、前者の行程を血流速度で移動するときにかかる時
間と、後者の行程を脈波の伝播速度で移動するときにかかる時間は等しくなる。

よって、上述のモデルでは、縛帯で観測したコロトコフ音は、縛帯下を流れる血液の情報に、腎臓からの反射波の情報を重畳したものになる。

もっとも、上述の議論は、縛帯によって血管を圧迫しない状態における議論である。別言すれば、生体が観測系の影響を全く受けない状態での現象である。

- 5 したがって、縛帯圧が心拡張期圧DP（すなわち、第4図の状態4のように、血管を圧迫しない圧力）付近にある場合、観測されたコロトコフ音には、上述のモデルの場合、腎臓からの反射波の情報が含まれていると考えることができる。ところが、縛帯によって血管を圧迫すると、血流速度が変化することが知られている。すなわち、縛帯という観測系によって血管に圧力を加えると、血管径が細くなり、その部分の血流速度が速くなるのである。上述のモデルでは、心臓から送り出された血液が縛帯下を通過するまでに0.4 secかかっていたが、縛帯に圧力を加えることにより、この時間がたとえば0.3 secになったとすると、腎臓からの反射波は、コロトコフ音の発生に間に合わないことになり、腎臓よりも近い、たとえば胃からの反射波がコロトコフ音に重畳されて
- 10 観測されることになる。

もちろん、心収縮期圧SP、心拡張期圧DP、血流速度、脈波伝播速度、心臓から各部位までの距離、などは、個々の患者ごとに個人差があるため、個々の縛帯圧において得られたコロトコフ音に、それぞれどの部位からの反射波の情報が重畳されているか、という対応関係を一義的に決めることはできない。

- 20 しかしながら、第14図に示すとおり、循環器系における反射波の上腕部までの行程は、肩部、心臓、肺、胃、肝臓、腎臓、大腿、足部末梢という順序で長くなってゆくことは、どの患者にも共通した事項であり、縛帯圧が低くなればなるほど、上腕部に対してより遠くに位置する部位からの反射波の情報がコロトコフ音に含まれるようになる、という点は共通している。したがって、第3
- 25 図のグラフにおける点D～点Gに至る圧力区間を、肩部、心臓、肺、胃、肝臓、腎臓、大腿、足部末梢という順序で身体の各部に大まかに対応づけることは可

能である。もちろん、患者の身長や実測された血圧値を考慮して、個々の患者ごとに最適な対応づけを行うことも可能である。

このように、第3図のグラフにおける点D～点Gに至る圧力区間内の複数通りの圧力において検出された各コロトコフ音について、フーリエ変換を行って得られた個々のスペクトル波形は、それぞれ身体の所定の部位に対応づけることができる。そして、個々のスペクトル波形には、それぞれ対応づけられた特定の部位からの反射波の情報が含まれていることになり、当該部位における痛み（組織振動）の情報が含まれていることになる。そこで、この複数通りの圧力において検出された各コロトコフ音についてのフーリエ変換の結果を、それぞれ身体の特定の部位に対応させて提示するようにすれば、痛みの発生箇所に関する手がかりを与えることができる。

たとえば、第15図に、表示装置170の画面上の表示例を示す。この例では、肩部、心臓／肺、胃／肝臓、腎臓、大腿、足部末梢という6通りの表示領域が設けられており、各表示領域には、各部位に対応するスペクトル波形が表示されている。たとえば、肩部に表示されたスペクトル波形は、第3図のグラフにおける点Dに近い圧力下で得られたコロトコフ音のフーリエ変換結果を示し、足部末梢に表示されたスペクトル波形は、第3図のグラフにおける点Gに近い圧力下で得られたコロトコフ音のフーリエ変換結果を示している。もちろん、患者によっては、必ずしもこれらすべての部位のスペクトル波形が得られるとは限らないが、このように各部位ごとにスペクトル波形の表示を行うようにすれば、痛みの大まかな発生部位を推測することが可能になる。

結局、第6図～第13図に示す測定結果において、第6図および第7図に示す第1波形K1について、痛みの有無の差が最も顕著になったのは、当該痛みが肩の痛みであり、この肩の痛みがコロトコフ音に現れる縛帯圧が、ちょうど第1波形に相当する圧力だったためと考えられる。もっとも、肩は縛帯の装着位置に非常に近接した特殊な部位であり、縛帯へと向かう反射波はすべてこの

肩の近傍を通過することになる。したがって、肩の痛みを示す信号成分は、縛帯へ向かうすべての反射波に多かれ少なかれ重畳されることになる。第6図～第13図に示す測定結果において、第4波形K4以降についても、痛みの有無の差がある程度現れているのは、このためと考えられる。

5 § 5 変形例

以上、本発明に係る痛覚情報の検出装置の基本構成を一実施例について述べたが、ここでは、いくつかの変形例を述べておく。

まず、上述の実施例では、コロトコフ音のフーリエ変換の結果をスペクトル波形として表示しているが、本発明は、痛みの信号がコロトコフ音の周波数分布として認識可能になるという点に着目したものであり、コロトコフ音の周波数分布を提示することができれば、最終的にはどのような表示形態を採ってもかまわない。たとえば、スペクトル波形の代わりに、特定の周波数範囲に含まれるスペクトルの強度値をヒストグラムとして表示することも可能である。第16図には、このようなヒストグラムによる表示例を示す。ただ、直観的にスペクトルのピークを認識することができる点においては、これまで述べてきた

10
15

スペクトル波形による表示の方が好ましい。

また、第1図に示す縛帯200は、本発明で利用可能な基本的な一形態であり、コロトコフ音の測定が可能であれば、どのような形態の縛帯を用いてもかまわない。たとえば、第17図に示す縛帯200は、第1図に示す縛帯200と同様に、阻血囊210と検出囊220とを有し、両者間は接続路230で連結されている。ただ、阻血囊210には導管は直接設けられていない。装置本体100へと伸びる導管250は、検出囊220側にのみ接続されており、縛帯の圧力制御およびコロトコフ音の検出は、すべてこの導管250を介して行われることになる。第18図は、この縛帯を上腕部に装着した状態を示す図である。

20
25

もちろん、縛帯としては、必ずしも複数の囊を有するものを用いる必要はな

く、阻血嚢のみを有する縛帯を用いることも可能である。ただ、阻血嚢は、動脈中の血流を阻止することができる程度の容量を有している必要があるため、阻血嚢によって検出されるコロトコフ音の波形には、かなりの歪みが生じてしまうおそれがある。したがって、実用上は、阻血嚢よりも容量が小さい検出嚢

5 を設けるようにし、この検出嚢によってコロトコフ音を検出するのが好ましい。

また、第1図に示す実施例では、装置本体100内に必要な制御装置あるいは演算装置をすべて内蔵させた形態になっているが、これらの一部を外部のパソコンなどによって実現することも可能である。たとえば、装置本体100に内蔵されたCPU130には、圧力制御およびコロトコフ音データの採取処理

10 のみを行わせ、フーリエ変換処理やスペクトル波形の提示処理などは、外部に接続されたパソコンによって行うようにしてもかまわない。この場合、スペクトル波形は、パソコン用のディスプレイ画面上に表示することができ、また、パソコンに接続されたプリンタから印刷することができる。

15 産業上の利用可能性

本発明に係る痛覚情報の検出装置は、患者が感じている痛みを必ずしも正確に検出する機能を有しているわけではないが、痛みに関連した情報をスペクトル波形として提示することができるので、診断の一材料となるデータを提供することが可能になる。これまで、痛みに関する情報収集は、主として患者の主

20 訴または問診に頼らざるを得なかった。本発明に係る装置を用いれば、患者の上腕部に縛帯を装着するだけの作業で、痛みに関する客観的データが得られるようになる。したがって、本発明に係る装置は、種々の医療分野において、診断の用に供することができる。

請求の範囲

1. 動脈を阻血するための阻血囊（210）を有する縛帯（200）と、
前記阻血囊の圧力を制御する圧力制御装置（120, 130, 140, 15
5 0）と、
前記阻血囊による圧迫下にある動脈を血液が通過する際に生じるコロトコフ
音を検出する音波センサ（110）と、
前記音波センサの検出したコロトコフ音の信号をフーリエ変換する演算装置
（130）と、
10 前記フーリエ変換の結果を痛覚情報として提示する提示装置（170, 18
0）と、
を備えることを特徴とする痛覚情報の検出装置。
2. 請求項1に記載の痛覚情報の検出装置において、
15 阻血囊と部分的に連結しており、阻血囊よりも容量の小さい検出囊
（220）を縛帯に設け、音波センサ（110）が前記検出囊内の圧力変動に
基いてコロトコフ音を検出することを特徴とする痛覚情報の検出装置。
3. 請求項1または2に記載の痛覚情報の検出装置において、
20 演算装置（130）が、フーリエ変換を行った後、所定の周波数以上の成分
をカットして提示装置（170, 180）に提示させる機能を有することを特
徴とする痛覚情報の検出装置。
4. 請求項1～3のいずれかに記載の痛覚情報の検出装置において、
25 演算装置（130）が、フーリエ変換の結果を、スペクトル波形もしくはヒ
ストグラムとして提示装置（170, 180）に提示させる機能を有すること

を特徴とする痛覚情報の検出装置。

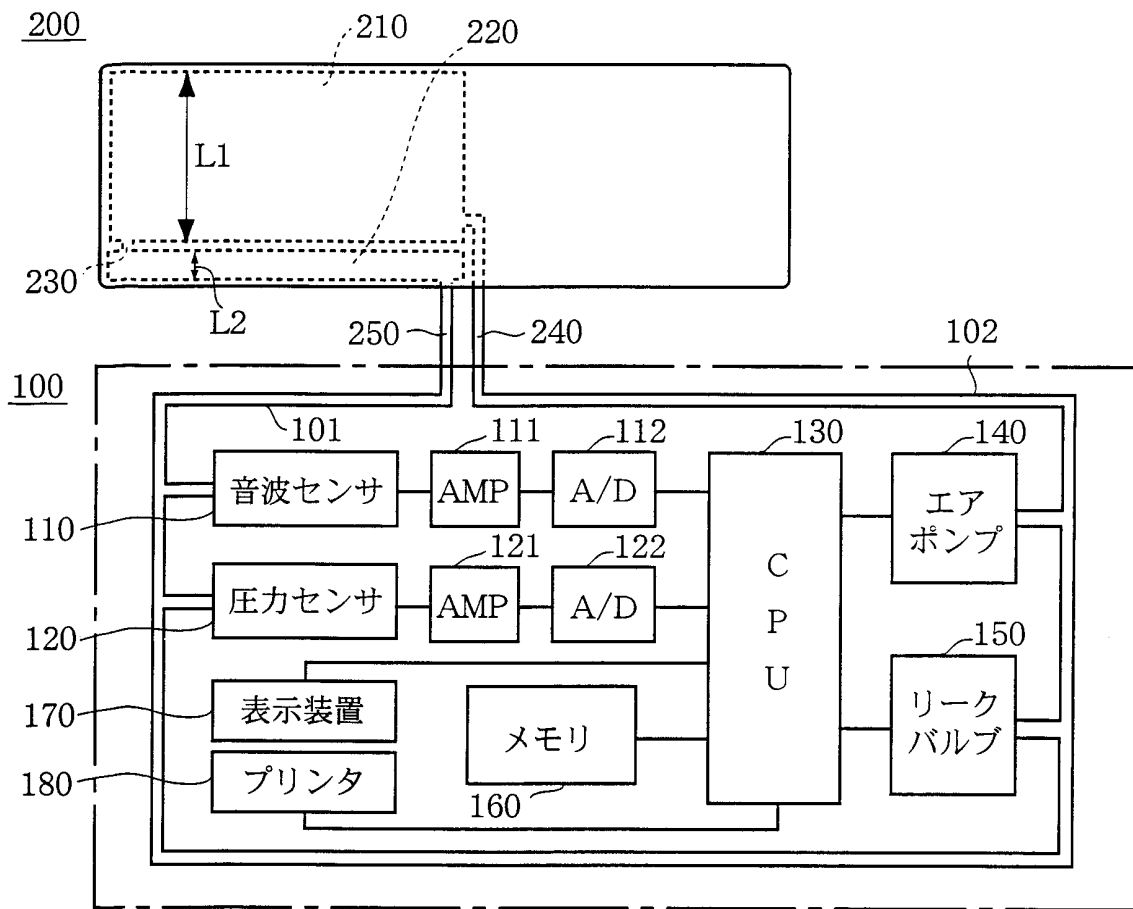
5. 請求項 1～4 のいずれかに記載の痛覚情報の検出装置において、

5 圧力制御装置（120, 130, 140, 150）が、阻血囊の圧力を、阻
血が可能な十分に高い圧力から徐々に減少させてゆく制御を行う機能を有し、
複数通りの圧力において検出された各コロトコフ音についてのフーリエ変換の
結果を、提示装置（170, 180）に提示させることができるようにしたこと
を特徴とする痛覚情報の検出装置。

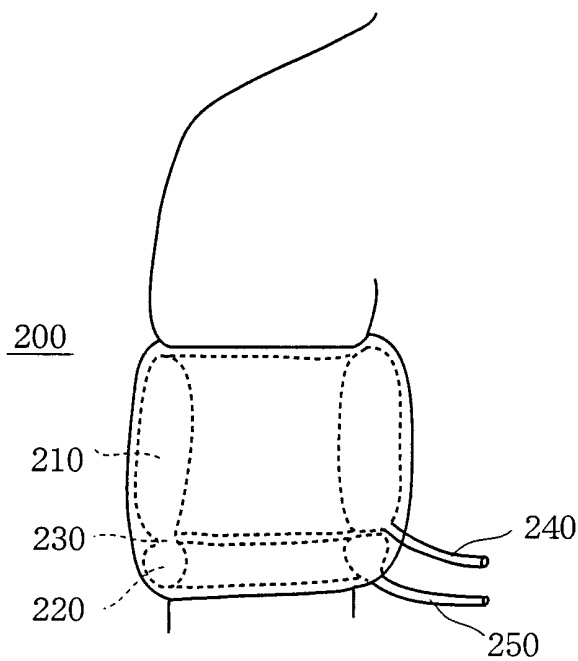
10 6. 請求項 5 に記載の痛覚情報の検出装置において、

複数通りの圧力において検出された各コロトコフ音についてのフーリエ変換
の結果を、それぞれ身体の特定の部位に対応させて提示するようにしたことを
特徴とする痛覚情報の検出装置。

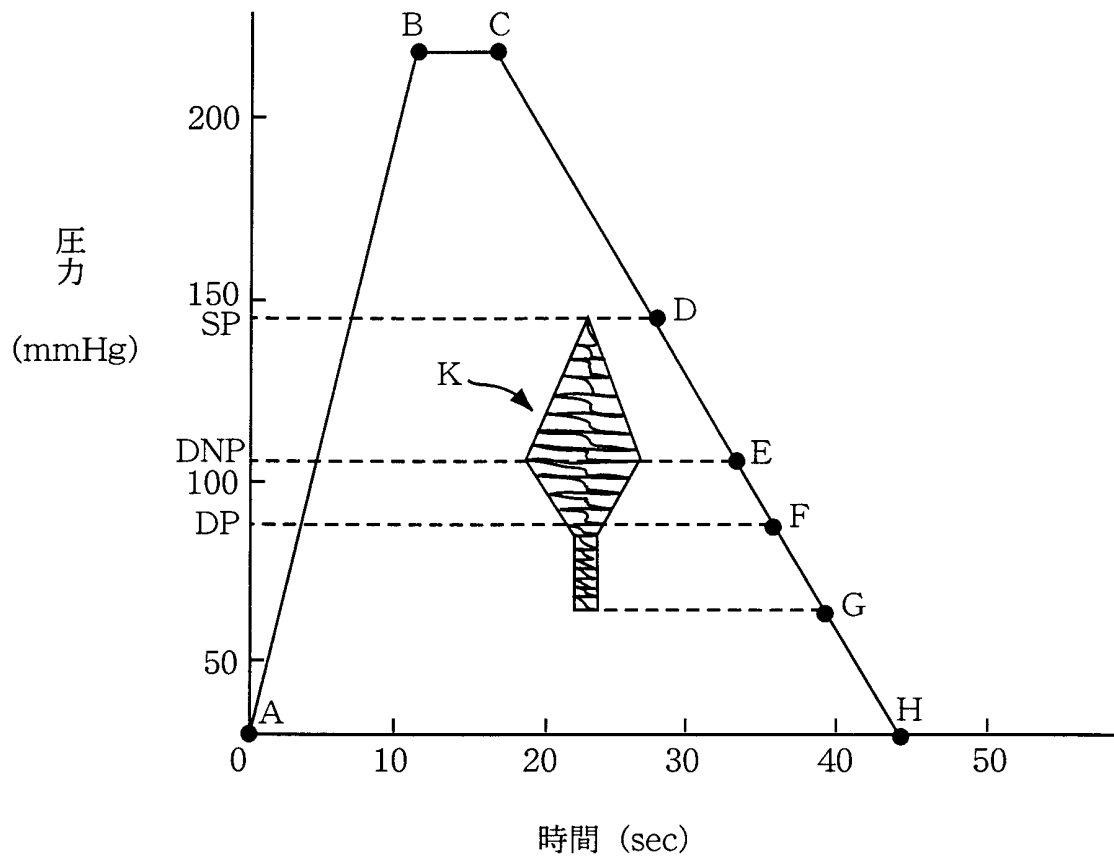
第1図



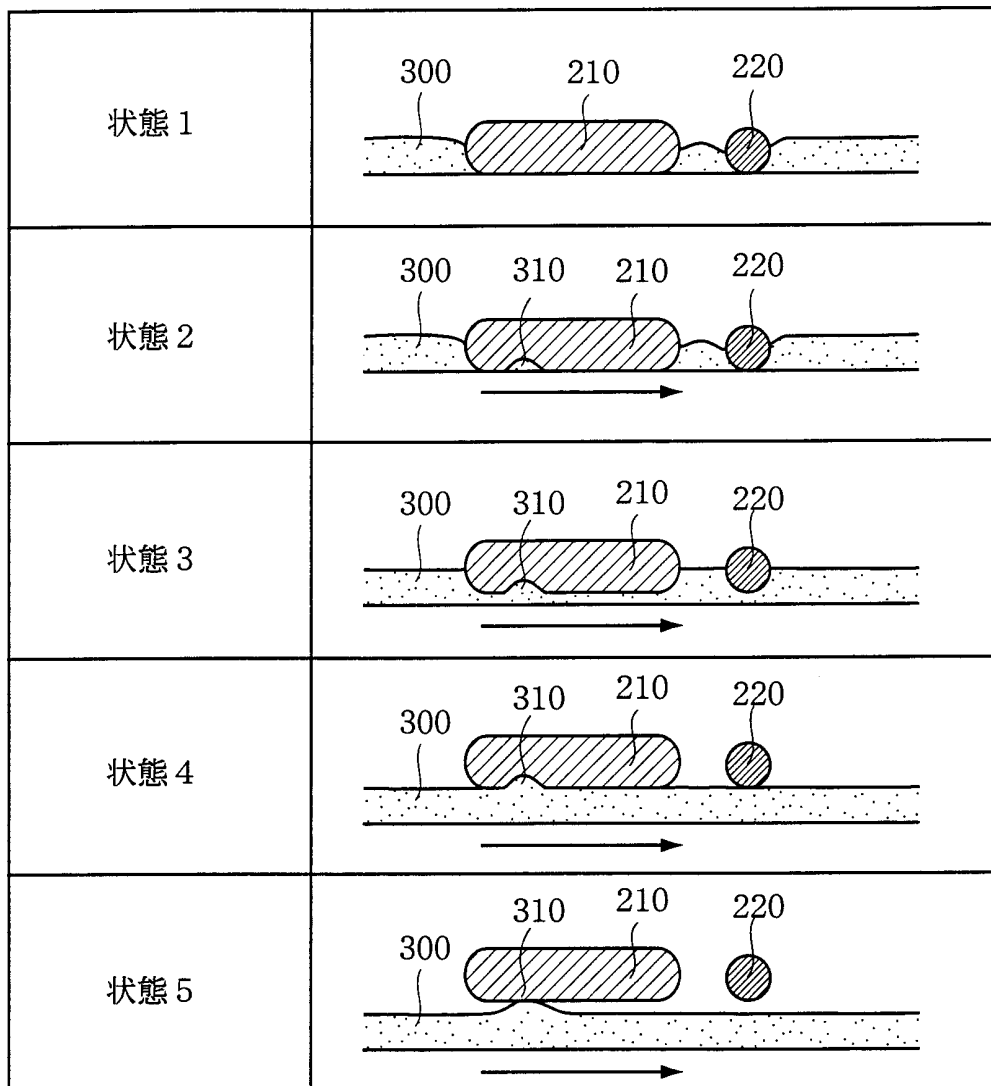
第2図



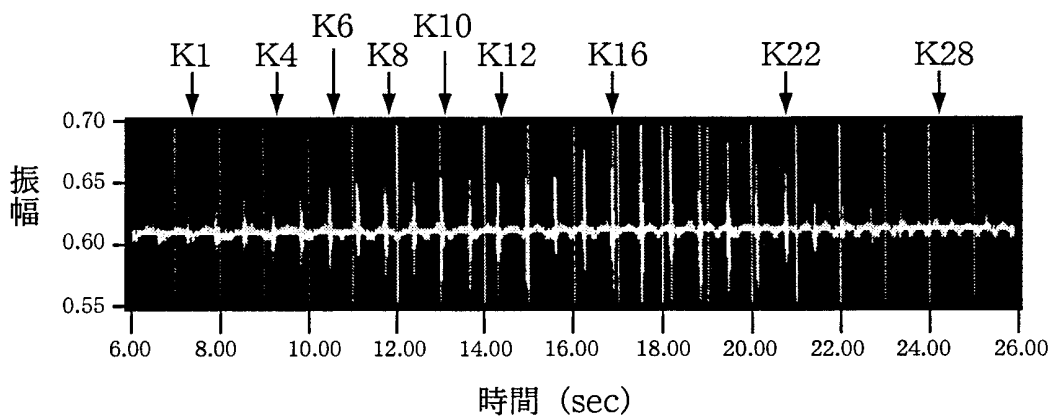
第3図



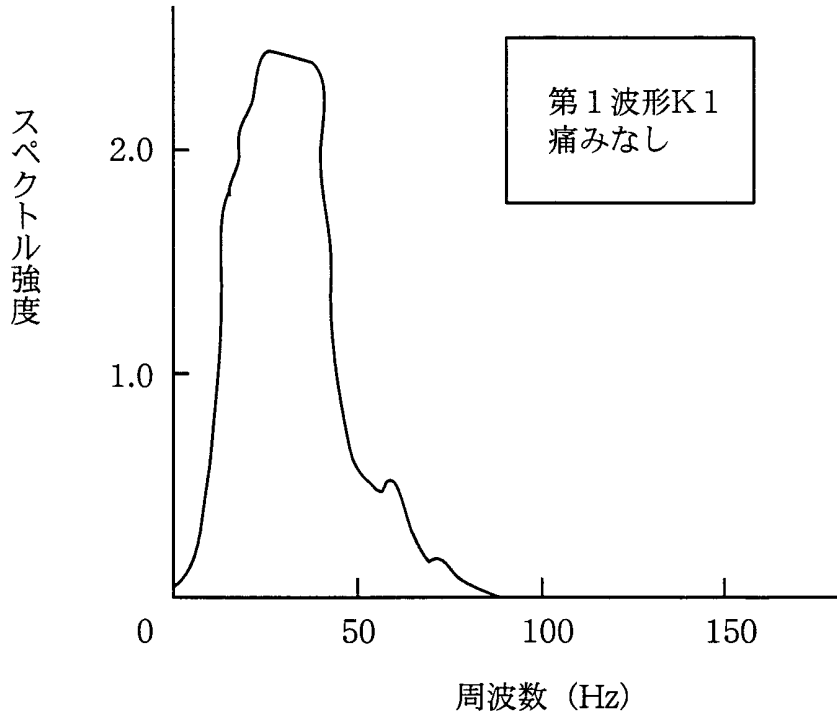
第4図



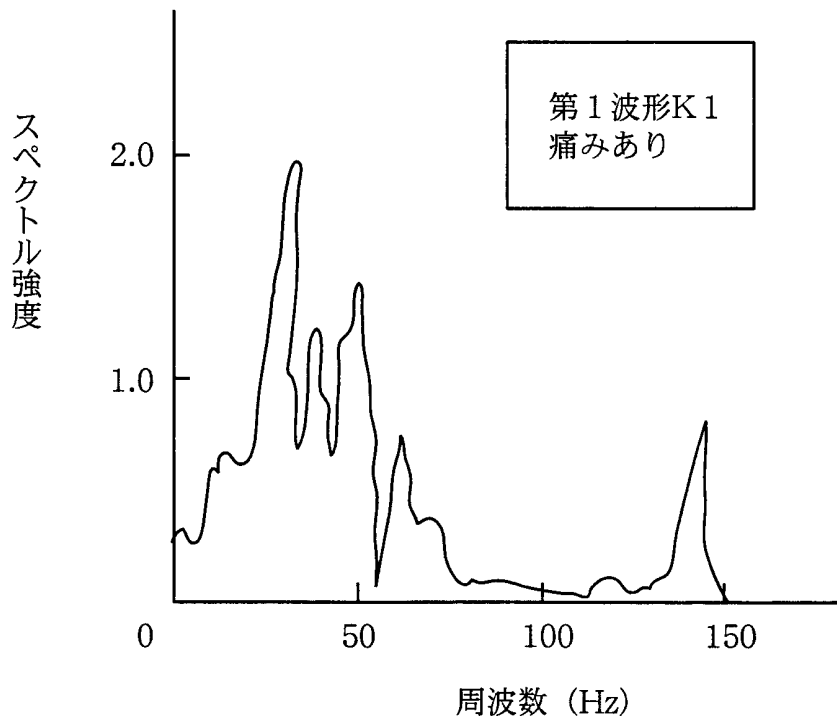
第5図



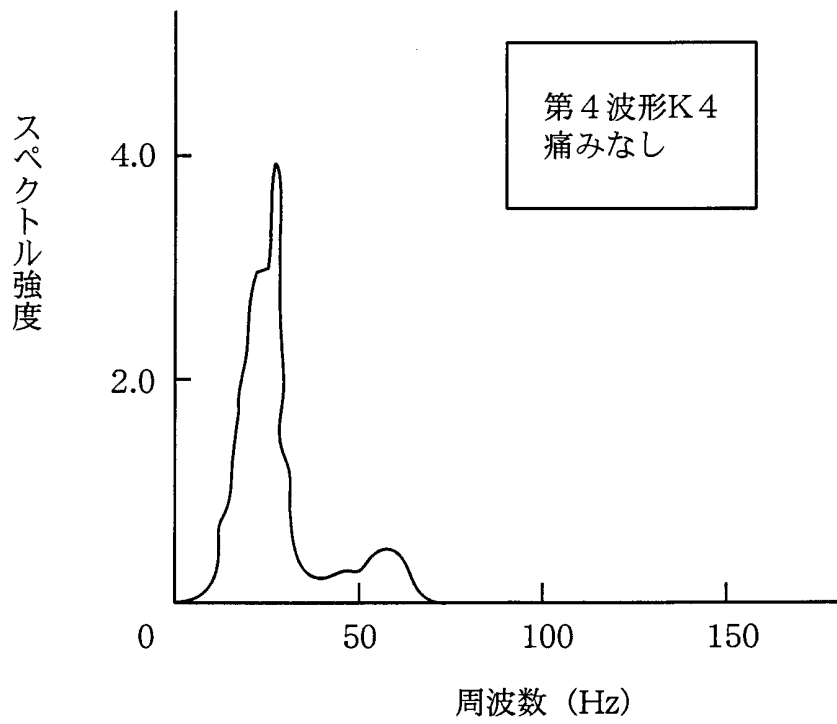
第6図



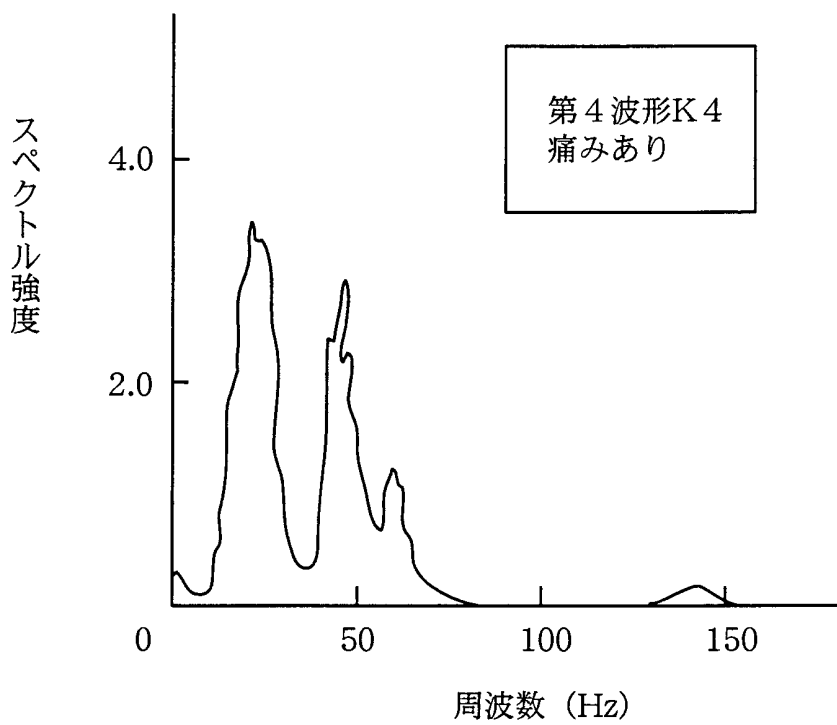
第7図



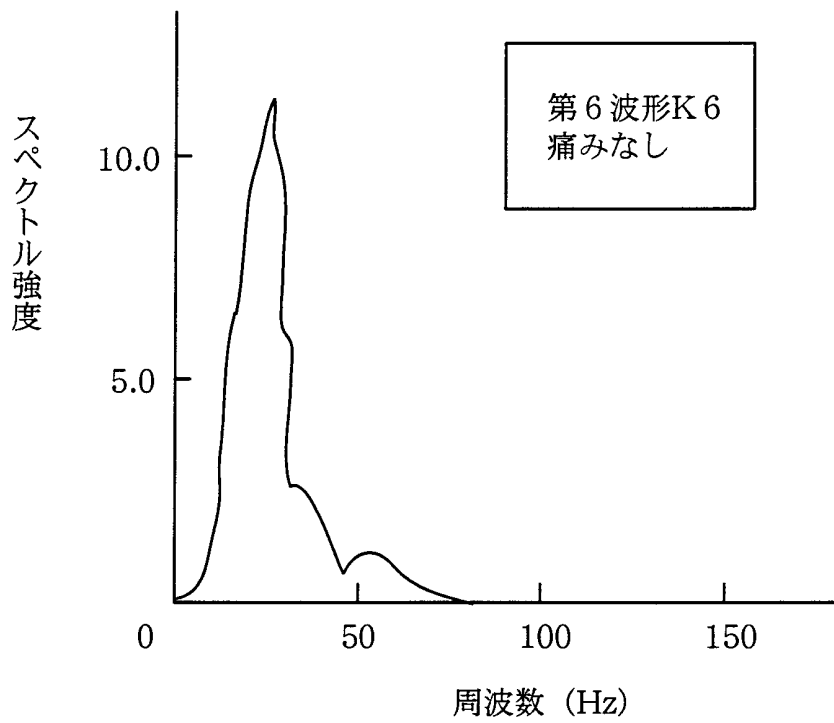
第8図



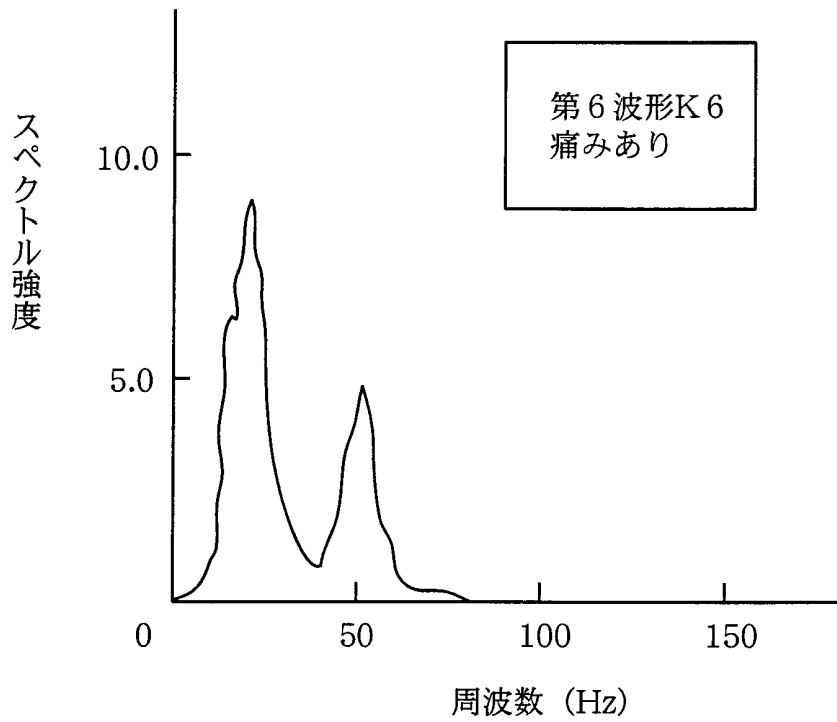
第9図



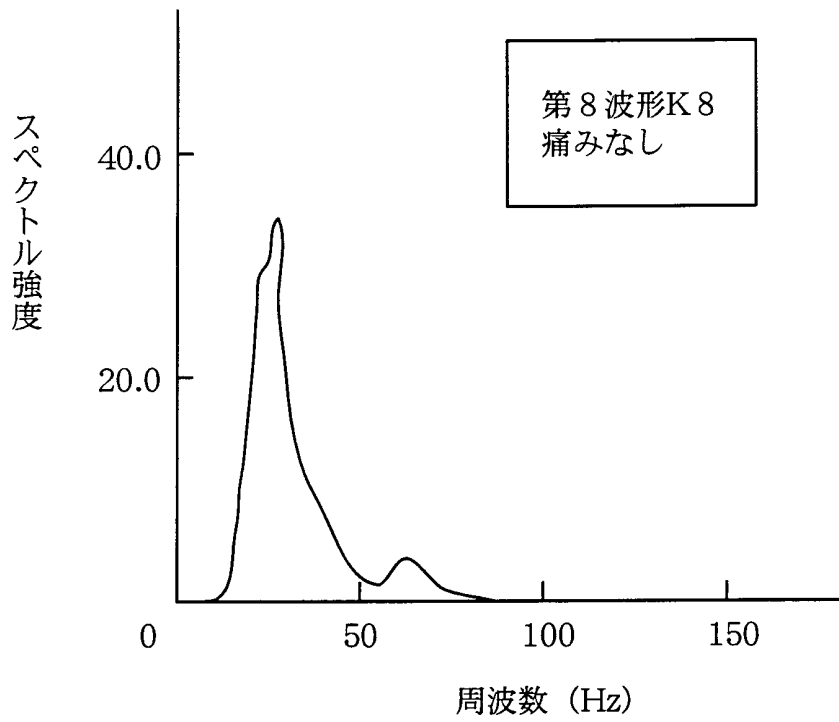
第10図



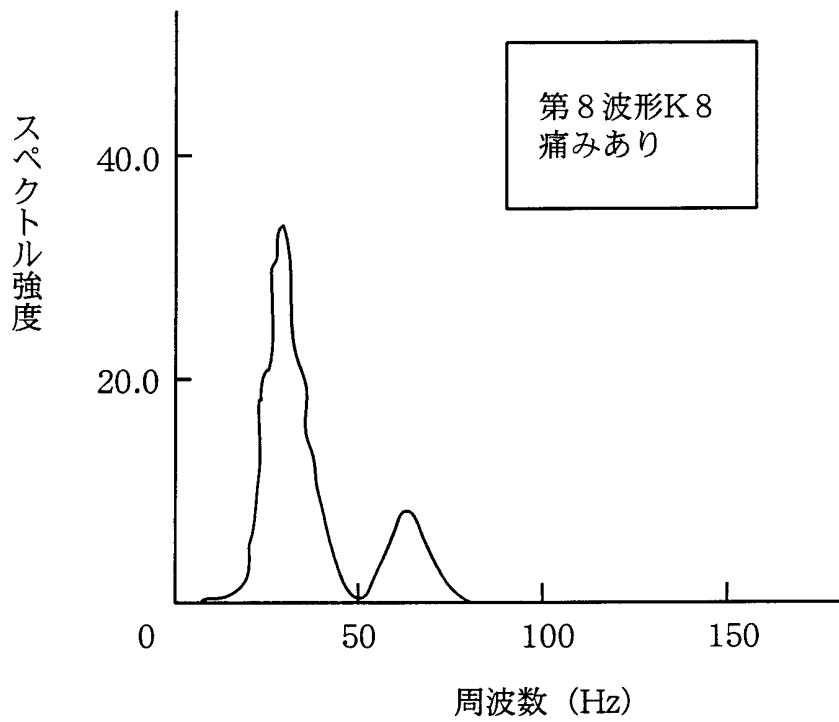
第11図



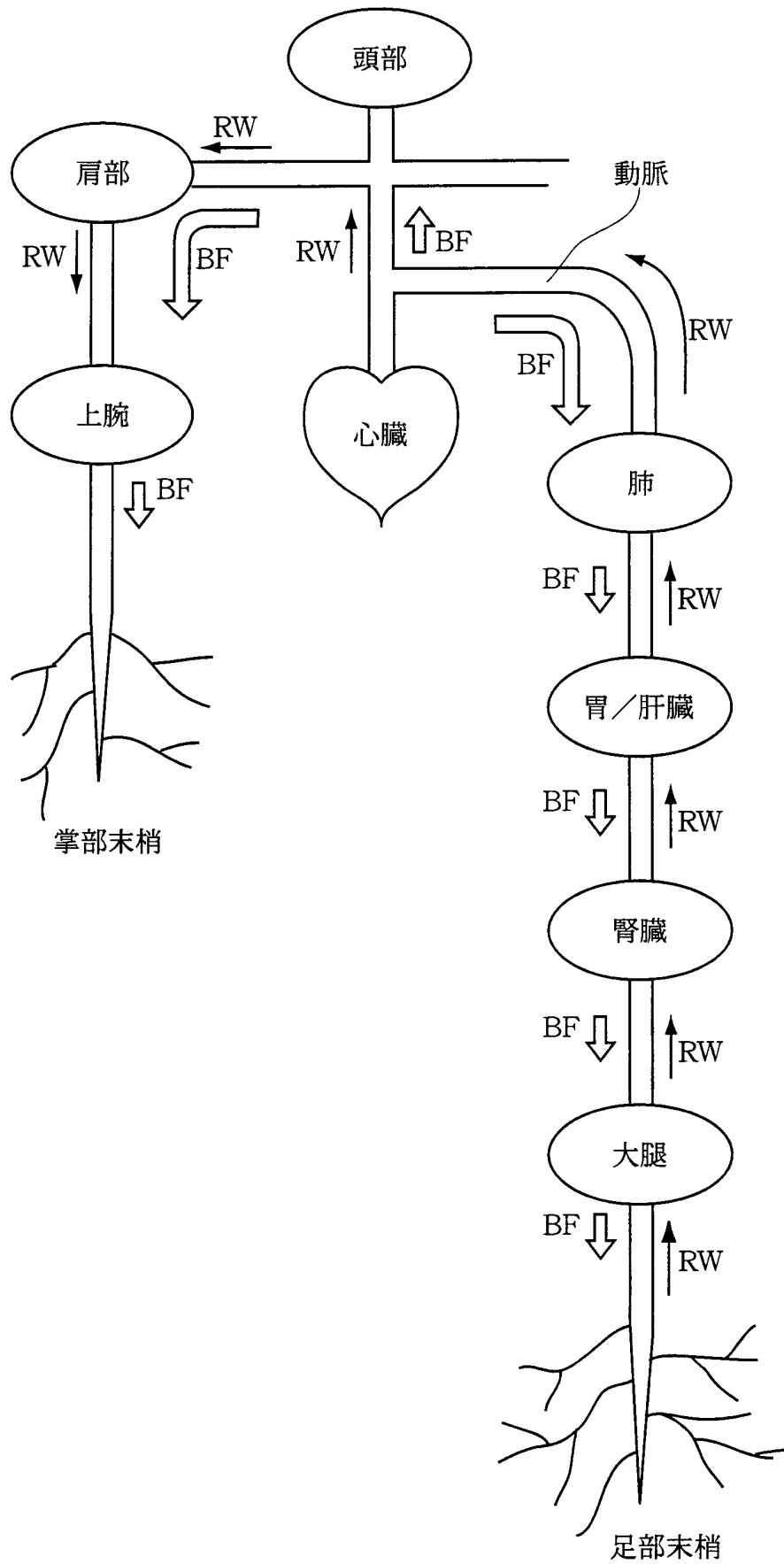
第12図



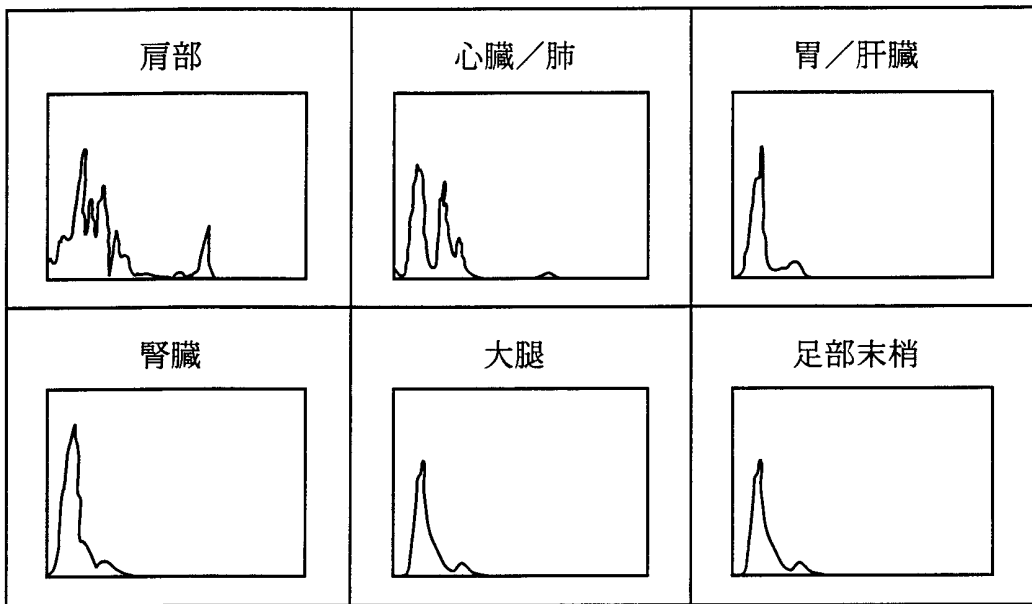
第13図



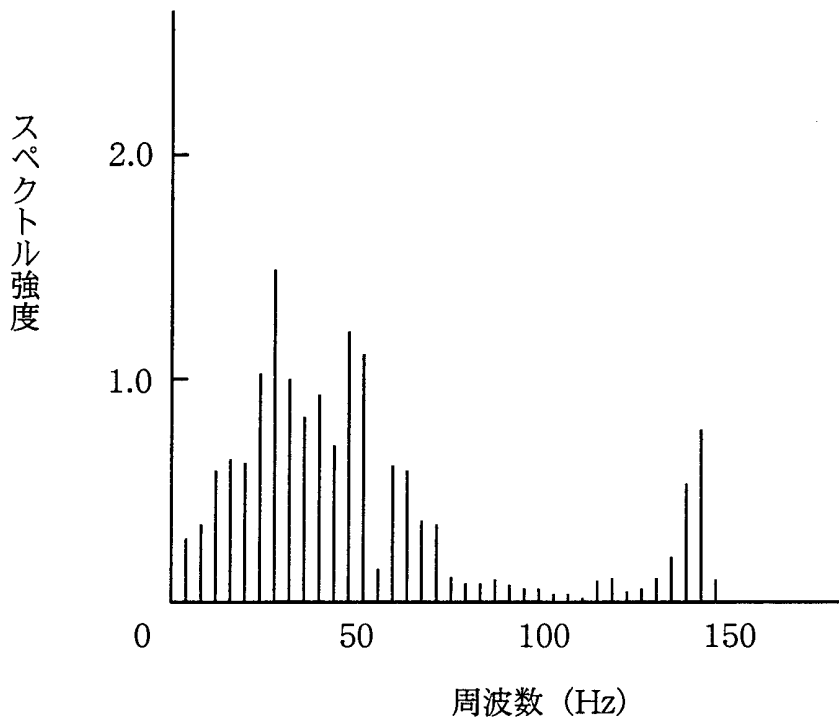
第14図



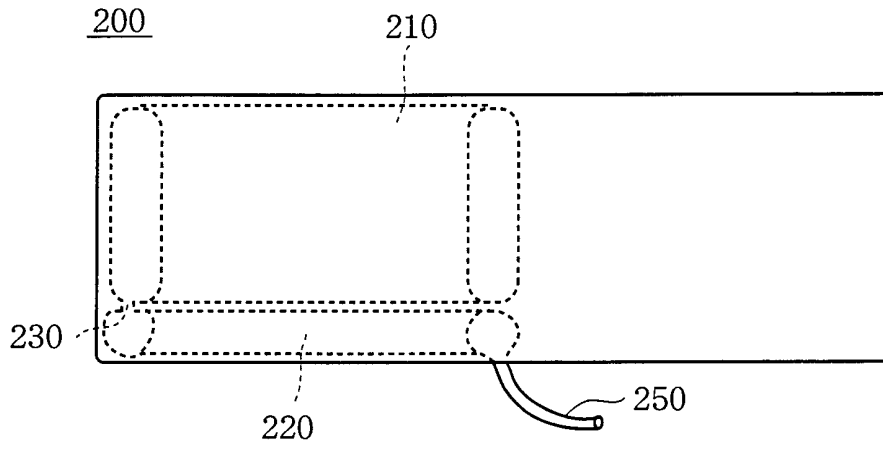
第 1 5 図



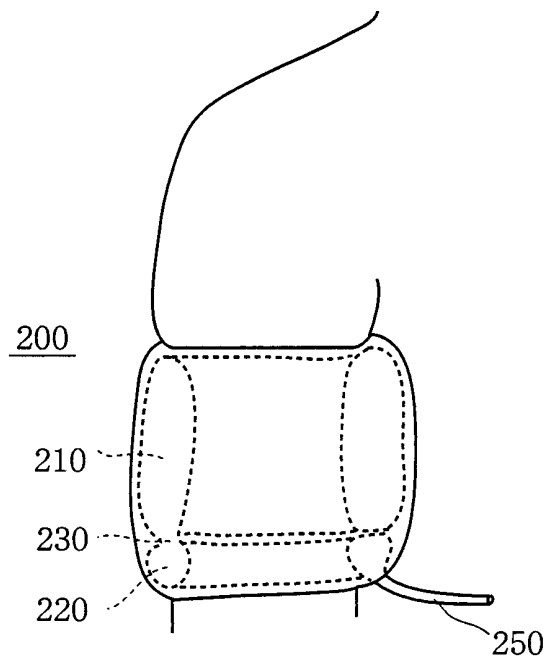
第 1 6 図



第 1 7 図



第 1 8 図



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP99/06354

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl ⁷ A61B5/0225		
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) Int.Cl ⁷ A61B5/02-5/0295		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-1999 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-1999 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-1999		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) JICST FILE (JOIS)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	WO, 94/15526, A1 (SEIKO EPSON COMPANY), 21 July, 1994 (21.07.94), Full text; Figs. 1 to 5 Full text & JP, 7-136139, A & EP, 630608, A	1-5 6
Y A	WO, 90/14042, A1 (UNIVERSITY OF VICTORIA), 29 November, 1990 (29.11.90), Full text; Figs. 1 to 3 Full text & JP, 6-53109, B & AU, 5634590, A & US, 5012817, A & EP, 474650, A & AT, 120631, E & DE, 69018465, C & CA, 2057011, C	1-5 6
Y A	WO, 91/17699 (TOMITA MITSUEI), 28 November, 1991 (28.11.91) Full text; Fig. 1 Full text & JP, 2877950, B & US, 5316005, A & US, 5423324, A & EP, 716829, A & EP, 720831, A & EP, 483355, A	1-5 6
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* "A" "E" "L" "O" "P"	Special categories of cited documents: document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance earlier document but published on or after the international filing date 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) document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"T" "X" "Y" "&" 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 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 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 08 February, 2000 (08.02.00)	Date of mailing of the international search report 22 February, 2000 (22.02.00)	
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer	
Facsimile No.	Telephone No.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP99/06354

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
	& DE, 69028306, C & US, 5651369, A	

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int. Cl⁷ A61B5/0225

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. Cl⁷ A61B5/02-5/0295

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 1971-2000年
 日本国登録実用新案公報 1994-2000年
 日本国実用新案登録公報 1996-2000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)
 JICSTファイル (JOIS)

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 請求の範囲の番号
Y A	WO, 94/15526, A1 (SEIKO EPSON COMPANY) 21. 7月. 1994 (21. 07. 94) 全文, 第 1 - 5 図 & JP, 7-136139, A & EP, 630608, A	1-5 6
Y A	WO, 90/14042, A1 (UNIVERSITY OF VICTORIA) 29. 11月. 1990 (29. 11. 90) 全文, 第 1 - 3 図 & JP, 6-53109, B & AU, 5634590, A & US, 5012817, A & EP, 474650, A & AT, 120631, E & DE, 69018465, C & CA, 2057011, C	1-5 6

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。

* 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 08. 02. 00	国際調査報告の発送日 22.02.00
--------------------------	------------------------

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) 居島 一仁 電話番号 03-3581-1101 内線 3250	2 J 9 2 0 5 
--	--	--

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 請求の範囲の番号
Y A	WO, 91/17699 (TOMITA MITSUEI) 28. 11月. 1991 (28. 11. 91) 全文, 第1図 全文 & JP, 2877950, B & US, 5316005, A & US, 5423324, A & EP, 716829, A & EP, 720831, A & EP, 483355, A & DE, 69028306, C & US, 5651369, A	1-5 6