

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-228502

(P2010-228502A)

(43) 公開日 平成22年10月14日(2010.10.14)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
B 6 4 D 11/06 (2006.01) B 6 4 D 11/06
 B 6 1 D 33/00 (2006.01) B 6 1 D 33/00 G

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2009-76197(P2009-76197)
 (22) 出願日 平成21年3月26日(2009.3.26)

(71) 出願人 509087139
 小島 東作
 神奈川県横浜市泉区中田北1-19-8
 (74) 代理人 100098349
 弁理士 一徳 和彦
 (72) 発明者 小島 東作
 神奈川県横浜市泉区中田北1-19-8
 (72) 発明者 小山 宏
 神奈川県横須賀市二葉1-13-3

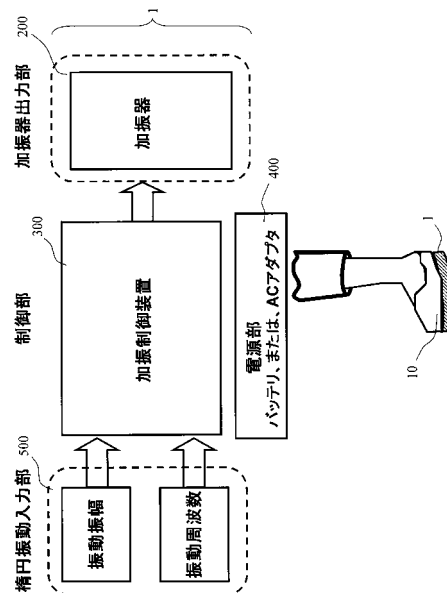
(54) 【発明の名称】 エコノミークラス症候群防止装置

(57) 【要約】

【課題】航空機内、長時間着席の状態、あるいはベットで足を動かすことができない手術後の状態、あるいは長時間着座の状態での車両用において用いる、安全でかつ簡便に使用することができるエコノミークラス症候群防止機器を提供することを目的とする。

【解決手段】足裏部、あるいは下肢部、あるいは座席部に、水平方向及び垂直方向と共に振動する加振装置において、静脈還流を促進するに当たり、水平方向と垂直方向とを同時に振動させるための振動振幅及び振動周波数を印加する楕円振動入力ブロックと、水平・垂直の振動を制御する制御ブロックと、バッテリーあるいはACアダプタからなる加振器用の電源部ブロック、水平方向及び垂直方向振動成分を有する楕円振動を可能とする加振器出力ブロックと、水平・垂直の振動成分を有する加振器の上に乗せられる足裏部に配置する靴部とを具備する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

静脈還流を促進するに当たり、水平方向と垂直方向とを同時に振動ための振動振幅及び振動周波数を印加する楕円振動入力装置と、水平及び垂直の振動を制御する制御手段と、バッテリーあるいは A C アダプタからなる加振器用の電源部、水平方向及び垂直方向と共に楕円振動を可能とする加振器と、水平・垂直の振動を付加する加振器の上に乗せられる足裏部に配置する加振装置配置手段とを具備することを特徴とするエコノミークラス症候群防止装置。

【請求項 2】

一つ以上の加振器のみで垂直加振方向と水平加振方向の振動を位相制御することなく楕円振動による筋肉の伸縮を促進するための負荷手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載のエコノミークラス症候群防止装置。

10

【請求項 3】

楕円振動による足底部への擬似歩行を促進するため負荷手段を有することを特徴とする請求項 2 に記載のエコノミークラス症候群防止装置。

【請求項 4】

前記加振器は、4 相 1 相励磁によるパルス駆動するものであることを特徴とする請求項 1 に記載のエコノミークラス症候群防止装置。

【請求項 5】

駆動方式の楕円振動のパルス駆動の周波数は 50 ~ 300 Hz とすることを特徴とする請求項 4 に記載のエコノミークラス症候群防止装置。

20

【請求項 6】

ベース部、あるいはふた部に長手方向に取り付けられた加振源を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載のエコノミークラス症候群防止装置。

【請求項 7】

前記加振源は、ベース部、あるいはふた部に長手方向に直角方向、あるいは短手方向に取り付けられたものであることを特徴とする請求項 6 に記載のエコノミークラス症候群防止装置。

【請求項 8】

前記加振源の回転方向は、時計方向、または反時計方向でもよいことを特徴とする請求項 6 又は 7 に記載のエコノミークラス症候群防止装置。

30

【請求項 9】

前記加振源は、該加振源の印加パルスを、出力 1 (H レベル) の時間と出力 0 (L レベル) の時間の比を変更して、このときの出力 1 と出力 0 のパルス繰り返し周期において、該周期の逆数を設定することにより、加振器の周波数を自由に制御するものであることを特徴とする請求項 6、7、又は 8 に記載のエコノミークラス症候群防止装置。

【請求項 10】

前記加振源は、その周波数をパルス周期の中で、出力 1 (H レベル) の時間と出力 0 (L レベル) の時間の比を変更することにより、ただし周波数を変えずに H レベルと L レベルのデューティ比を 50 % にすることにより電池駆動で、かつ A C アダプタで充電可能とし、省電力で制御することを特徴とする請求項 6、7、又は 8 に記載のエコノミークラス症候群防止装置。

40

【請求項 11】

前記加振源の水平方向及び垂直方向の振動を 2 方向を同時に振動測定可能とした加速度計式あるいは渦電流式センサとを備え、

お互いに直交する二つの単振動を合成することにより得られる平面図形、リサージュ図形に基づいて周波数、あるいは位相差を測定することができることを特徴とする請求項 1 に記載のエコノミークラス症候群防止装置。

【請求項 12】

金属塗装、金属めっき処理を施した電磁シールドを施されたベース部あるいはふた部を備

50

えたことを特徴とする請求項 1 に記載のエコノミークラス症候群防止装置。

【請求項 1 3】

請求項 1 に記載のエコノミークラス症候群防止装置において、電源スイッチ、ACアダプタ、充電用アダプタ用の金属基板を施したことを特徴とするエコノミークラス症候群防止装置。

【請求項 1 4】

加振器の加振コントローラの構成は、制御用マイクロコンピュータ、加振器を駆動するためのドライブIC、トランジスタアレイからなる駆動トランジスタアレイ、加振器を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載のエコノミークラス症候群防止装置。

【請求項 1 5】

前記加振器の前記加振コントローラの構成は、周波数調整ボリューム、制御用マイクロコンピュータ、トランジスタアレイからなる駆動トランジスタアレイ、ドライブICは、ソフトウェアでドライブIC機能を代行し、ドライブICを削除し、加振器から構成されたものであることを特徴とする請求項 1 4 に記載のエコノミークラス症候群防止装置。

【請求項 1 6】

皮膚に楕円振動を与えることを特徴とするエコノミークラス症候群防止装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、航空機のエコノミークラスの窮屈な座席に数時間以上にわたり着席状態を続けた際に発生するおそれのある下肢循環障害を防止するエコノミークラス症候群防止装置に関する。

【背景技術】

【0002】

航空機の座席に長時間座っていた場合、太ももの裏側に血行不良が起ってまれに脚の静脈に血の塊（静脈血栓）ができることが知られている。その後、席を立つと血流に乗って血栓が移動し、上記に説明したように、肺塞栓症になる可能性がある。この血栓症が最初に報告された1968年当初エコノミークラスの利用者に発生率が高かったことから「エコノミークラス症候群」と呼ばれた。

【0003】

この症状は、下肢静脈と肺塞栓症の関係から、数時間以上にわたり着席状態を続けた際に発生するだけでなく、長時間ベットで足を動かすことができない手術後にも発生する可能性がある。急激に発病した肺塞栓症でも、このときに生じる深部静脈に血栓、すなわち血の固まりができ、まれにその血栓がはがれて血の流れとともに、右心室を通り、その後肺に達した場合は、肺動脈が詰まってしまい肺塞栓症を起こすことがある。このような場合、呼吸困難、心臓機能低下、あるいは血の固まりが脳の血管に入ったときは、卒中になり、ついには死亡などの生命の危険につながる可能性がある。本発明は、上記の症状に限らず、その他の隋伴症状を予防するためのエコノミークラス症候群防止装置に関する。

【0004】

従来、車両のフットレスト装置として下記の文献記載の装置が提案されている。上記したエコノミークラス症候群は、航空機に限らず、例えば長距離トラックのドライバーが長時間にわたって車両を運転した場合などにおいても同様に生じる可能性があると考えられる。

【0005】

上記の症状は、長時間、ベットで足を動かすことができない手術後にも起きる可能性がある。この理由は、手術中から静脈血が動かない状態が続くので、血栓症が起き易いからであり、急激に発病した肺血栓症では約3割亡くなるとされ、2006年では約1800人が亡くなっている。

【0006】

この技術は、フットレスト装置の踏み板に設けた多数の孔から振動突起を突出させ、各

10

20

30

40

50

振動突起の基端部を踏み板の裏側に保持板に固定し、踏み板の上部にスイッチを設け、このスイッチを足によりオンすることにより保持板を振動させて各振動突起を振動させ、これにより足裏へマッサージ効果を与えるものが知られている（例えば、特許文献1参照）。この公報のフットレフト装置を用いれば、車両におけるこのエコノミークラス症候群も抑止ないし軽減できると考えられる。

【0007】

また、この公報のフットレフト装置のごとき下肢振動装置を、車両のみならず、長時間着席が要求される列車座席、航空機座席に設け、運転者・乗客がその意志により振動を生起させるならば、同様にエコノミークラス症候群を抑止できると考えられる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開平9-226431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、上記公報記載の車両用フットレフト装置は、振動突起を振動させるために踏み板の上部に設けたスイッチを押す必要があった。

【0010】

運転者の意志で足裏に単に快適なマッサージ感を与える場合には、このようなスイッチ起動は振動突起がマッサージを望まない場合に決して振動することがないために適切であるが、上記したエコノミークラス症候群は運転者・乗客にとって無自覚に発生すること、かつ、運転者・乗客がエコノミークラス症候群の原因である血栓発生の危険について十分な予備知識を常時念頭に置くことはほとんどありえないため、上記公報の車両用フットレフト装置は、快適なマッサージ装置としては有効であるが、エコノミークラス症候群防止装置としては、実質的に有効ではなかった。

【0011】

本発明は上記問題点に鑑みなされたものであり、操作が簡単で血栓予防効果に優れたエコノミークラス症候群防止装置を提供することをその目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明のエコノミークラス症候群防止装置は上記目的を達成するための本発明のエコノミークラス症候群予防装置である。

【0013】

ここで、心臓から出た血液が動脈で送られ、静脈を経て戻ってくる。静脈血栓の主原因は、血流の停滞である。静脈血流は筋肉ポンプ、フットポンプの作用により増強されるが、動かないことは血流停滞の強い原因となる。

【0014】

従って、下肢や足底静脈叢に貯留した血液を静脈還流させる方法は、脚の筋肉の伸び縮みによる筋肉ポンプ、足底静脈叢への体重への負荷によるフットポンプ、および深呼吸による呼吸ポンプがある。

その一例として、足の筋肉ポンプ作用によって心臓に向かう血液は、これは、振動が下肢の筋肉あるいは皮膚を刺激したことで、「軸索反射現象」、すなわち刺激によって感覚神経内に生じたインパルスがその求心神経のほかの分岐を通して逆方向に皮膚血管に伝えられ、血管拡張物質が放出され、血管を拡張する現象、あるいは振動による血管内皮細胞への「シアストレス（せん断応力）効果」、すなわち振動による血管内皮細胞内での一酸化窒素（NO）産生が上昇し、隣接する血管平滑筋細胞が血管を拡張させることにより、血流が増加することによる効果で、血流が改善するものと考えられる。

【0015】

上記目的を達成するための本発明のエコノミークラス症候群防止装置は、静脈還流の促

10

20

30

40

50

進方法として、筋肉ポンプ、及びフットポンプの作用をするエコノミークラス症候群予防装置において、本開発での血流を良くする方法は橈円振動により、下肢筋肉の刺激で血管を拡張させ、血流を増加させる原理により、下肢や足底静脈叢に貯留した血液を静脈還流させる方法である。

【0016】

これにより、筋肉ポンプ作用や、歩行負荷と同様な効果のあるフットポンプ作用を働かせ、静脈還流を促進させる方式である。

【0017】

(1) 足裏部、あるいは下肢部、あるいは座席部に、水平方向振動成分及び垂直方向振動成分を有する加振装置において、静脈還流を促進するに当たり、水平方向振動成分と垂直方向振動成分とを有する振動において、振動振幅及び振動周波数を印加する橈円振動入力部ブロックと、水平・垂直方向成分の振動を制御する制御部ブロックと、バッテリーあるいはACアダプタからなる加振器用の電源部ブロック、水平方向及び垂直方向振動成分を有する橈円振動を可能とする加振器出力部ブロックと、加振器の上に乗せられる足裏に配置する靴手段とを具備することを特徴とする。

10

【0018】

(2) 上記(1)記載のエコノミークラス症候群防止装置において、一つ以上の加振器のみで垂直加振方向成分と水平加振方向成分とを位相制御することなく、水平方向及び垂直方向振動成分を有する橈円振動による筋肉の伸縮を促進するための負荷手段を有することを特徴とする。

20

【0019】

(3) 上記(2)記載のエコノミークラス症候群防止装置において、橈円振動による足底部への擬似歩行を促進するため負荷手段を有することを特徴とする。

【0020】

(4) 上記(1)記載のエコノミークラス症候群防止装置において、加振方法は、4相1相励磁によるパルス駆動することで橈円振動を特徴とする。

【0021】

(5) 上記(4)記載のエコノミークラス症候群防止装置において、駆動方式の橈円振動のパルス駆動の周波数は50~300Hzとすることを特徴とする。

【0022】

(6) 上記(1)記載のエコノミークラス症候群防止装置において、加振源は、ベース部、あるいはふた部に長手方向に取り付けることを特徴とする。

30

【0023】

(7) 上記(1)記載のエコノミークラス症候群防止装置において、加振源は、ベース部、あるいはふた部に長手方向に直角方向、あるいは短手方向に取り付けることを特徴とする。

【0024】

(8) 上記(1)記載のエコノミークラス症候群防止装置において、加振源の回転方向は、時計方向、または反時計方向でもよいことを特徴とする。

【0025】

(9) 上記(1)記載のエコノミークラス症候群防止装置において、加振源の印加パルスを、出力1(Hレベル)の時間と出力0(Lレベル)の時間の比を変更することにより、このときの出力1と出力0のパルス繰り返し周期において、該周期の逆数を設定することで、加振器の周波数を自由に制御することを特徴とする。

40

【0026】

(10) 上記(1)記載のエコノミークラス症候群防止装置において、加振源の周波数をパルス周期の中で、出力1(Hレベル)の時間と出力0(Lレベル)の時間の比を変更することにより、ただし周波数を変えずにHレベルとLレベルのデューティ比を50%にすることにより電池駆動で、かつACアダプタで充電可能とし、省電力で制御することを特徴とする。

50

【 0 0 2 7 】

(1 1) 上記 (1) 記載のエコノミークラス症候群防止装置において、加振源の水平方向及び垂直方向の振動成分を 2 方向を同時に振動測定可能とした加速度計式、あるいは渦電流式センサ、あるいはお互いに直交する二つの単振動を合成することにより得られる平面図形、リサージュ図形により、周波数、あるいは位相差を測定することができることを特徴とする。

【 0 0 2 8 】

(1 2) 上記 (1) 記載のエコノミークラス症候群防止装置において、ベース部、あるいはふた部に金属塗装、金属めっき処理を施した電磁シールドを施すことを特徴とする。

【 0 0 2 9 】

(1 3) 上記 (1) 記載のエコノミークラス症候群防止装置において、電源スイッチ、ACアダプタ、充電用アダプタ用の金属基板を施したことを特徴とする。

【 0 0 3 0 】

(1 4) 上記 (1) 記載のエコノミークラス症候群防止装置において、加振器の加振制御装置の構成は、制御用マイクロコンピュータ、加振器を駆動するためのドライブレギュレータ、トランジスタアレイからなる駆動トランジスタアレイ、加振器から構成することを特徴とする。

【 0 0 3 1 】

(1 5) 上記 (1 4) 記載のエコノミークラス症候群防止装置において、加振器の加振制御装置の構成は、周波数調整ボリューム、制御用マイクロコンピュータ、トランジスタアレイからなる駆動トランジスタアレイ、ドライブレギュレータは、ソフトウェアでドライブレギュレータ機能を代替し、ドライブレギュレータを削除し、加振器から構成することを特徴とする。

【 0 0 3 2 】

本発明にいう楕円振動とは、水平振動と垂直振動に最適な位相差を与える振動をいい、垂直振幅を必要最低限に設定し、水平振幅を与えることにより、対象物の躍動（おどり）を小さくでき、還流速度を向上させ、かつ低騒音で滑らかな還流ができる振動をいう。

【 発明の効果 】

【 0 0 3 3 】

以上、詳細に説明したように、本発明によれば以下のような効果を奏することができる。
(A) 下肢末端の足底から腰掛け部までの静脈還流を水平方向及び垂直方向振動成分を有する楕円振動によるフットポンプ、あるいは筋肉ポンプ作用を得て、ひいては心臓に戻る血流を改善することができる。

これによって、下肢の深部静脈での血栓を防止できる。

(B) エコノミークラス症候群防止機器を装着するとともに、身体の一部（足底、下肢筋肉、腰掛け部）の運動をすることにより、より効果的なエコノミークラス症候群の予防を行うことができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 4 】

【 図 1 】 本発明のエコノミークラス症候群防止装置の実施例 1 の機能構成図である。

【 図 2 】 下肢静脈と肺塞栓症の関係を示す図である。

【 図 3 】 皮膚に楕円振動を付加することにより、静脈還流を促進する説明図である。

【 図 4 】 静脈弁と血液の流れの説明図である。

【 図 5 】 本発明のエコノミークラス症候群防止装置の実施例 1 の回路図の説明図である。

【 図 6 】 実施例 1 の機能ブロック図である。

【 図 7 】 加振器 20 の駆動部の回路図である。

【 図 8 】 4 相 1 相励磁方式の入力パルス信号と励磁信号の関係を示す説明図である。

【 図 9 】 加振器の構造を示す説明図である。

【 図 10 】 加振器の振動の原理図である。

【 図 11 】 加振器の動作アルゴリズムである。

【 図 12 】 パルスの生成方法を示す図である。

10

20

30

40

50

【図13】4相1相励磁方式においてバッテリーを長時間使用できるように、省エネルギー駆動方式の説明図である。

【図14】電流消費のデューティ比と振動速度の関係を示す説明図である。

【図15】制御用マイクロコンピュータのA/D変換、デジタル出力のフローチャートを示す説明図である。

【図16】制御用マイクロコンピュータの周波数、デューティの設定のフローチャートを示す説明図である。

【図17】加振器の振動計測に使用した加速度計式振動計の説明図である。

【図18】振動速度と変位の関係を示す図である。

【図19】この加速度計式振動計のプロープによるベースの垂直方向、水平X軸方向、水平Y軸方向の振動を計測する方法の説明図である。

【図20】実施例1の配置図である。

【図21】実施例1のふた部における垂直Z軸方向の振動量を測定した結果を示す説明図である。

【図22】実施例1のベース各部における水平X軸方向と水平Y軸方向の振動量を測定した結果を示した説明図である。

【図23】実施例1の加振器の中央部及び周辺部の断面A-A部における水平Y軸方向と垂直Z軸方向の振動量を測定した結果を示す説明図である。

【図24】実施例2の回路図の説明図である。

【図25】実施例2の電源部の回路図である。

【図26】渦電流式変位センサによる振動検出装置の検出方法を示す説明図である。

【図27】渦電流式変位センサによる振動検出装置の本発明における振動測定距離と出力電圧との関係を示す実験結果の図である。

【図28】加振器に矩形波信号をパルス駆動したときの渦電流変位センサの振動波形を示す図である。

【図29】実施例2を示す配置説明図である。

【図30】実施例2の垂直Z軸方向の上下振動量の測定量を示す図である。

【図31】実施例2で、ベース各部における水平Y軸方向と垂直Z軸方向の振動量を測定した結果を示す説明図である。

【図32】実施例2で、ベース各部における水平X軸方向と垂直Z軸方向の振動量を測定した結果を示す説明図である。

【図33】リサージュ図形を説明している図である。

【図34】周波数比1:1のとき、位相差を変えたときのリサージュ図形を示している図である。

【図35】加振器の取り付け位置を90度回転させた実施例3を示す配置説明図である。

【図36】実施例3の垂直Z軸方向の上下振動量の測定量と振動波形を示す図である。

【図37】実施例3の水平Y軸と垂直Z軸方向の振動量を測定した結果を示す説明図である。

【図38】実施例3の水平Y軸の位置を移動したときの垂直Z軸方向の振動量を測定した結果を示す説明図である。

【図39】実施例3のX軸方向の変位と垂直Z軸方向の変位測定量を観測した結果を示す図である。

【図40】実施例3において加振器の回転方向を変化させたときのX軸方向とZ軸方向のリサージュ図形である。

【発明を実施するための形態】

【0035】

本発明は、飛行機などの座席に座って足裏の運動、あるいは下肢筋肉、あるいは座席部に、あるいは長時間座ったままの状態、またはベットで足を動かすことができない手術後に、

楕円振動により血栓を防止する、エコノミークラス症候群防止機器に実現された。

10

20

30

40

50

【実施例 1】

【0036】

図 1 を参照して、本発明のエコノミークラス症候群防止装置の実施例 1 を説明する。

【0037】

図 1 は、本発明のエコノミークラス症候群防止装置 1 の機能構成図である。

【0038】

航空機に搭乗している乗客の靴 10 の足裏部に、楕円振動入力部 500 から振動振幅及び振動周波数を入力できるように構成されている。この楕円振動入力部 500 を制御するものが制御部 300 であり、電源部 400 は、バッテリー 45、または AC アダプタ 41 で、内部バッテリー 45 と外部電源が、切り替えられよう構成されている。また、水平方向・垂直方向の振動成分を付加する加振器 200 の上に乗せられる足裏部に配置する靴手段 10、加振器出力部 200 は、加振器 20 から構成されている。

10

【0039】

このように本発明のエコノミークラス症候防止装置 1 は、楕円振動入力部 500、電源部 400、制御部 300、および加振器出力部 200 から構成されている。

【0040】

図 1 の下の図では、これらのエコノミークラス症候群防止装置 1 が靴 10 の足裏部に装着されていることを示している。

【0041】

すなわち実施例 1 のエコノミークラス症候群防止装置 1 では、足裏部、あるいは下肢部、あるいは座席部に、水平方向及び垂直方向振動成分を有する加振装置において、静脈還流を促進するに当たり、水平方向と垂直方向振動成分を有する振動のための振動振幅及び振動周波数を印加する楕円振動入力部 500 と、水平・垂直方向成分振動を制御する制御手段と、バッテリーあるいは AC アダプタからなる加振器用の電源部 400、水平方向及び垂直方向振動成分を有する楕円振動を可能とする加振器と、水平・垂直振動成分を付加する加振器の上に乗せられる足裏部に靴手段とを備えていることを特徴とするエコノミークラス症候群防止装置 1 で構成されている。

20

【0042】

本発明では、足裏部に振動を与えた例を示しているが、下肢又は座席部に振動を与えるように構成しても良い。

30

【0043】

図 2 の人体の静脈の構造に示すように、静脈には、表面の静脈すなわち「表在静脈」や、筋肉の中を通る奥の静脈は深いところにある「深部静脈」がある。もともと流れの遅い静脈は、心臓から血液を送られる動脈よりも血液が詰まる危険性が高いので、表と奥の二つの通路を作ることで、最悪の状況を避けられるようになっている。ここで、表在静脈や深部静脈に血栓ができ、まれにその血栓がはがれて右心室を通り、肺に流れ込み、肺動脈で呼吸困難を起こし、肺動脈塞栓症が起こすことがあり、この原因を基に心臓に関しては心臓機能低下、脳に関しては脳卒中の要因になっている。

【0044】

図 3 を参照して、エコノミークラス症候群防止方法を説明する。

40

【0045】

図 3 は、血流を良くするメカニズムの原理として、「軸索反射効果」及び血管内皮細胞への前述の「シアストレス効果」により、静脈還流を促進し、血栓が生じても、皮膚に楕円振動を付加することにより血管静脈還流を促進する説明図である。

【0046】

振動の水平方向と垂直方向の成分を有する加振器を駆動する方式で、楕円振動を発生させることにより、下肢の静脈血流を高め、血流を拡張し、血流を増加させるメカニズムを応用し、静脈還流を促進することが、原理であり、たとえ血栓形成が起きても、小塊の血栓のときから早期に血栓の移動を図ることを目的としている。

「下がった血液が心臓に上がるしくみ」は図 4 の静脈弁と血液の流れの説明図に示すよう

50

に、「あし」の筋肉のポンプ作用によって心臓に向かう血液は、静脈弁によって逆流せずにすむようになっている。

すなわち、静脈内は一方通行になり、図4の(1)に示すように血液は心臓にもどっていくようになっている。

【0047】

しかし、図4の(2)に示すように深部静脈の逆流があると、静脈弁に血液が滞留し、静脈瘤の障害を起こすことになる。

【0048】

本発明では、水平方向の振動成分と垂直方向の振動成分を有する加振器を駆動する方式で楕円振動を発生させることにより、足部を垂直方向の振動成分で圧迫することで、静脈還流を促進し、循環をよくする。

足を振動圧迫することによって、余分な血液の貯留は減り、深部静脈の流れが促進される。

水平方向振動により、足部の抹消から心臓の中枢部向かって順次血流を促進させて、うっ血を減少させ、血栓形成を予防する。

楕円振動で足部の血流量が増加すれば遠隔部の血流にも強く影響し、全身の循環系を活性化させることができる。

【0049】

足は身体の中で心臓から最も遠くに位置し、しかも流れてきた血液を重力に逆らって心臓まで押し戻さなければならないために血行不良をきたしやすい部位となっている。

【0050】

図5は、本発明のエコノミークラス症候群防止機器の実施例1が配置された回路図である。周波数調整ボリューム51からなる。

制御用マイクロコンピュータ32、加振器を駆動するためのドライブIC33、トランジスタアレイからなる駆動トランジスタアレイ31、加振器20から構成されている。

電源部40の説明図であり、図示しないACアダプタ41、およびジャック41'、制御用マイクロコンピュータ32用の電源電圧5V及び加振器20用の電源電圧9Vの2系統からなる電源部40であり、3端子レギュレータ53は、定電圧電源ICであり、100V交流を出力電圧の直流5Vにする定電圧電源である。

【0051】

3端子レギュレータ53は入力側、出力側に図5に示すように、コンデンサを配置する。

この3端子レギュレータIC53は、入力、出力、グランドからなる3端子のものである。及び、これらの電源切替スイッチ52から構成されている。

【0052】

図6は、本発明のエコノミークラス症候群防止装置1の機能ブロック図であり、周波数調整ボリューム51からなる楕円振動入力部500を示す。

制御用マイクロコンピュータ32は、A/D(アナログ/デジタル)変換322、およびデューティ比(占有率)、すなわち周期的パルス列の任意のパルス幅とパルス繰り返し周期との比において、デューティ比50または100%を選択し、選択できるA/D変換322、ハイとロウのパルス信号の生成部321と、A、B、C、Dのビットを決定し、トランジスタアレイからなる加振器ドライバ31からなる制御部ブロック300で構成されている。

【0053】

さらに回転子と固定子磁極を有する加振器20からなる加振器出力ブロック200から構成されている。

【0054】

図7は、加振器20の駆動回路を示す。図8の励磁順序A、B、C、Dの入力端子に励磁パルスを与えて加振器20を回転させることができる回路である。

通電するための回路では、入力端子1から入力端子4まで入力された信号は、駆動部31

10

20

30

40

50

で変換・増幅され、加振器 20 の各相を励磁させ、入力信号は、励磁順序に従って入力端子 1 から入力端子 4 にハイレベルの入力信号を出すようになっている。

励磁パルスは、図示していない制御用マイクロコンピュータ 32 を用いる。

本発明の駆動回路は、加振器 20、および駆動部 31 から構成されている。

【0055】

図 8 は、加振器 20 の 4 相 1 相励磁方式の入力パルス信号と励磁信号の関係を示す。横軸は時間を表わし、縦軸は入力パルス、励磁のタイムチャートのシーケンス、励磁相の数を表している。

【0056】

制御用マイクロコンピュータ 32 (図 5 参照) のパルス生成部 321 (図 6 参照) に加えられたパルスから図 8 に示すように方形形状のパルスを生成するもので、電流を流すコイルが 1 相だけで、順次 A B C D 相の順に切り替えて加振器 20 を回転させることができる。

【0057】

このように、励磁を 1 相ごとの 4 相を順に行うので、4 相 1 相励磁と呼ぶことにする。この加振器は、低周波数領域 (50 ~ 300 Hz) でダンパー (減衰) 効果が少ないため、特にパルス切替時に振動を起こし易いと考えられる。

【0058】

図 9 を参照して、加振器 20 の構造を説明する。

【0059】

図 9 は、加振器 20 の構造を示す説明図である。加振器 20 は、図 9 に示すように磁性材料を歯車状に加工した回転子 22 と、これと対向した積層コアに励磁コイル 27 が巻かれている歯車状の固定子磁極 21 から構成されている。電磁石の吸引力により、回転子 22 の凸極を引き付けることで、発生する回転力を利用したもので、無励磁の時、保持トルクを発生しない。発生トルクは、連続的な入力パルスに対応して増減するので、回転子 22 は、本質的に振動しながら回転している。この振動周期と入力パルスの周期が同期すると、共振が起ってくる。

【0060】

この共振周波数には、加振器 20 の固有振動数の数倍の周波数に相当する 50 ~ 300 Hz で低域共振が発生する。

この共振におけるラジアル (径) 方向振動は、固定子 21 の内径や回転子 22 の外径が偏心しているため、回転子 22 と固定子 21 の中心が一致せず、エアギャップが不均一となり、回転子 22 との径方向に磁気吸引が作用し、ベアリング 24 の外径と軸箱 23 の隙間で、叩き音を発生させたり、回転子 22 と固定子 21 の歯先先端で振動を起こしたりする。

この共振におけるスラスト (軸) 方向振動は、回転子 22 と固定子 21 で回転軸 28 方向の中心位置がずれているために起る振動で、メタル軸受け 24 が使用された加振器 20 の回転子 22 の踊り音やスラストワッシャ 25 の摺音として問題が起る。

このような機械的原因による振動には、回転子 22 の固有振動数と加振器 20 の構成部品の固有振動が共振、共鳴するために起る共振振動である。

【0061】

図 10 は、振動の原理説明図である。物体を、ハンマで叩くと、発生する衝撃力がパルス状の力、すなわち非常に大きく、しかも極めて短い時間だけ作用する力であり、図 10 に示すように、振動する。

同様に、回転体で、回転と停止により、自動車に例えれば、アクセルとブレーキが繰り返されることにより加振器 20 は、図 9 に示したように、周波数 50 ~ 300 Hz のように、低域周波数で振動が大きくなり、ハンマで叩くと同じように振動するものである。

【0062】

図 11 は、加振器 20 の励磁コイル 27 の A B C D の励磁シーケンスと動作のア

10

20

30

40

50

ルゴリズムである。

横軸は時間を表わし、縦軸は励磁のシーケンスを表している。

図9に説明したように、4相1相励磁方式では、周波数が低い場合は、周波数が高い場合に比べて、周波数50～300Hzのように、低域周波数で振動が大きくなると考えられる。

【0063】

図12は、パルス、すなわちデジタル波形のように、時間的に急激に電圧が変化する波形において、20Hz～200Hzの周波数を変えるとき、周期T__Timeとハイのパルス幅H__Timeの繰返し周期の求め方と、波形を示している。

【0064】

横軸は時間を表わし、縦軸は入力パルスを表している。

【0065】

デューティ比(占有率)は、前述の図6に示したように、すなわち周期的パルス列の任意のパルス幅H__Timeとパルス繰返し周期T__Timeとの比である。

この場合は、基本クロック500μsのときの20Hz～200Hzの周波数の求め方を示している。

ここで、周波数 $f = 1 / T_Time [Hz]$ (1)

【0066】

デューティ比(Duty) = H_Time / T_Time (2)

【0067】

Long: Long double 拡張倍精度浮動小数点

【0068】

vr: variableの略 変数

ここで、拡張倍精度浮動小数点は、64ビットで表現し、文字表記で、拡張表記された2倍精度の倍精度で少数点固定されていない浮動小数点のことである。

【0069】

図13は、4相1相励磁方式においてバッテリー45を長時間使用できるように、省エネルギー化を目的にした方式を表すグラフである。

図13に示すように、電流消費のデューティ比100%をデューティ比(Duty)50%に変化させることにより省エネルギーを達成できる。

ただし、周波数は変化させていない。ここで、デューティ比(Duty)は、上記の式(2)で表される。

【0070】

このようにデューティ比を変えることにより、電流の消費を半分に節約できる。

【0071】

図14は、加振器20の上、及び加振器20の横の位置において、電流消費のデューティ比と振動速度の関係を示す図である。

横軸はデューティ比(%)を表わし、縦軸は振動速度(mm/s)を表わしている。

ここで、振動速度は、変位波形の傾き、すなわち変位の時間微分である。

従って、この振動速度の値は、変位と周波数の積で表わされるので、周波数一定の動作では、振動速度と変位振幅は比例関係にある。

【0072】

図14の測定結果から、加振器20の真上、及び加振器20の横の位置においても、デューティ比が100%～50%までは、振動速度、すなわち振幅は加振器20の真上では、0.3mm/sと一定であり、加振器20の横でも、0.7mm/sと一定である。

すなわち振動速度、これと比例関係にある、振幅は一定の値を示している。

この測定結果から、省エネルギー化のために、デューティ比は50%を採用することにより、電流の消費を半分に節約できた。

【0073】

実験によれば、リチウムイオン充電器で、8時間以上の省電力化が可能となり、従っ

10

20

30

40

50

て、飛行機の長時間の飛行時間にも充分対応できるようになった。

すなわち本発明において、加振源の周波数をパルス周期の中で、出力1（Hレベル）の時間と出力0（Lレベル）の時間の比を変更することにより、ただし周波数を変えずにHレベルとLレベルのデューティ比を50%にすることにより、充電機駆動で電流の消費を半分に節約できた。かつACアダプタで充電器による充電を可能とし、省電力で制御することを可能にした。

【0074】

図15は、本発明の制御用マイクロコンピュータ32のA/D（アナログ/デジタル）変換、およびデジタル出力の設定のフローチャートを示す説明図である。

スタートすると、S100において、初期設定として、A/D変換、およびデジタル出力の設定を行う。S102において、周波数 f （Hz）を、10～300Hzの範囲で入力し、デューティ $Duty$ （%）を50%、または100%で選択し、A/D変換する。S104において、指定 Bit に Hi （ハイ）信号を出力するが、励磁時間は、 f と $Duty$ により決定し、このときの H_time （ハイ時間）は、式（3）により、算出する。

【0075】

$$H_time = Duty / 100f \quad (3)$$

S106において、 L_time （ロウ時間）は、式（4）により、算出する。

$$L_time = (100 - Duty) / 100f \quad (4)$$

式（4）により算出し、指定 Bit （ビット）に Low 時間を出力する。

S108において、A B C Dの順に、次に出力する Bit を決定する。

【0076】

ここで、フローチャート図で端子記号は、プログラムの開始や終了を示す記号である。準備記号は、ルーチンの初期設定など、プログラム自身を変えるための命令をである。処理記号は、あらゆる処理機能を表す記号である。

【0077】

図16は、本発明の制御用マイクロコンピュータ32（図5参照）の周波数（Hz）、デューティ（ $Duty$ ）設定のフローチャートを示す説明図である。

スタートをしたら、S200において、初期化として、クロック周波数8MHz、A/DコンバータAN2を使用し、 V_{SS} （グランド端子）と V_{DD} （電源電圧端子）を使用し、分周8（クロックの周波数を8分の1にすること）で、8ビット（ $2^8 = 256$ ）タイマ0を1msに設定する。S202において、タイマ0を割込み（ある処理をしているときに割り込んで他の処理をすること）許可し、S204で周波数（Hz）を読み込む。S206においてデューティを読み込み、S208において、デューティ比の選択をし、S210においてYESならば、デューティ比100%、S212においてNOならば、デューティ比50%を選択する。

【0078】

S204において、周期の算出をする。計算式は式（5）に基づいて算出する。

$$T_time = 90 \times Hz / 255 + 10 \quad (5)$$

S216において、 H_time （ハイ時間）時間の算出をする。計算式は式（6）に基づいて算出する。

$$H_time = Duty \times T_time / 100 \quad (6)$$

すなわち本発明では、加振源の印加パルスを、出力1（Hレベル）の時間と出力0（Lレベル）の時間の比を変更することにより、このときの出力1と出力0のパルス繰り返し周期において、該周期の逆数を設定することで、加振器の周波数を自由に制御することを可能とした。

入出力記号は、情報を処理可能にする入力機能、または処理済みの情報を記録する出力機能を表す記号である。

判断記号は、ある条件に対して、どのように分岐するかを表す記号である。

【0079】

10

20

30

40

50

図 17 は、加振器 20 の振動計測に使用した加速度計式振動計 110 の説明図である。振動計 110 は、佐藤商事製の振動計を用いた。

図 17 において、振動計のプロープは 100 に示している。

測定の周波数範囲は、10 Hz ~ 5 KHz であり、振幅、速度 (0.5 ~ 199.9 mm/s)、加速度 (0.5 ~ 199.9 mm/s²) を測定できる。

分解能は、それぞれ速度 (0.1 mm/s)、加速度 (0.1 mm/s²) である。

測定は容易であるが、振幅の変位量が不明であり、また、振動の波形状も不明である。

そのため、次に述べる測定結果の換算が必要となる。

【0080】

図 18 は、振動速度と変位の関係を示している。動波形を正弦波と仮定すると、最大速度振幅 V は、式 (7) により算出する。 10

【0081】

$$V = 2^{1/2} \times \text{実効値} \quad (7)$$

振幅 $x(t)$ は、式 (8) により算出する。

【0082】

$$x(t) = D \sin(t + \theta_0) \quad (8)$$

速度 $v(t)$ は、式 (9) により算出する。

【0083】

$$v(t) = dx/dt$$

【0084】

$$= D \cos(t + \theta_0) \quad (9)$$

最大振幅 D は式 (10) により算出する。

【0085】

$$D = 2V/\sqrt{2} \quad (10)$$

測定値が 1.0 の場合は、 $D = 9 \mu\text{m}$ である。

【0086】

ここで、 D : 最大振幅

θ_0 : 初期位相

【0087】

ω : 角周波数

【0088】

v : 速度振幅

【0089】

V : 最大速度振幅

【0090】

図 19 は、この振動計 110 のプロープ 100 によるベース 11 の垂直方向、水平 X 軸方向、水平 Y 軸方向の振動を計測する方法の説明図である。

垂直方向、水平 X 軸方向、水平 Y 軸方向の振動は、各々 (矢印) で示している。

取付具 101 の取付方法は 90 度ずつ向きを変えることにより、水平 X 軸方向振動、水平 Y 軸方向振動が別々に計測できる構成になっている。 40

【0091】

図 20 は、エコノミークラス症候群防止装置 1 の実施例 1 を示す平面図である。

エコノミークラス症候群防止装置 1 では、加振器 20 がねじ (図示せず) により、足裏形状のベース 11 に取り付けられ (固定され) ており、電源のバッテリー 45、AC アダプタ用のジャック 41、ボリューム 51、電源スイッチ 52、制御用マイクロコンピュータ 32、加振器ドライバ 31 と、ふた 12 から構成されている。

ふた 12 はベース 11 にねじ (図示せず) により穴部 14 のところで、ねじ締め (固定) されている。従って、加振器 20 の振動は、ベース 11 全体に伝達するように構成されている。

【0092】

図 2 1 において、この振動計 1 1 0 (図 1 7 参照) をふた 1 2 に取り付けたとき、すなわち足裏部に振動を付加する状態での、垂直 Z 軸方向の振幅量 (μm) の測定結果である。

この結果から中央部の垂直 Z 軸方向振幅変位量は、 $0 \sim 3.6 \mu\text{m}$ であり、周辺の振幅変位量の $3.6 \sim 7.2 \mu\text{m}$ よりも、振幅量が小さいことが分かる。

また、全体的に振幅量は $0 \mu\text{m} \sim 7.2 \mu\text{m}$ と微小な振動であった。

【 0 0 9 3 】

図 2 2 は、この振動計 1 1 0 (図 1 7 参照) を用いて、ふた 1 2 を外した状態でのベース 1 1 各部における水平 Y 軸方向 (μm) と水平 X 軸方向の振動量を測定した結果を示す説明図である。

【 0 0 9 4 】

これらの結果から水平 Y 軸方向の振幅は、 $0.9 \sim 10.8 (\mu\text{m})$ であり、水平 X 軸方向の振幅量 $0.3 \sim 5.4 (\mu\text{m})$ よりも 2 倍以上振幅が大きいことが分かる。さらに、図 2 1 の結果と比較すると、ふた 1 2 を付けた状態よりも、振幅が大きいことが分かる。

【 0 0 9 5 】

実施例 1 の実使用では、ふたを付けて使用するので、全体的に、ふたを付けた状態で、さらに振幅変位量を大きくする必要がある。

【 0 0 9 6 】

また、静脈血流が心臓の方向に送られるように、足裏部の血行を良くするためには、血行方向と同じ方向の水平 X 軸方向の振幅量の方が、水平 Y 軸方向の振幅よりも大きい方が望ましい。

すなわち水平 X 軸方向の振幅量を水平 Y 軸方向の振幅量よりも大きくする必要がある。

【 0 0 9 7 】

図 2 3 は、ベース 1 1 の加振器 2 0 近辺における水平 Y 軸方向と垂直 Z 軸方向の振幅量を測定した結果を示したものである。

断面 A - A における水平 Y 軸の振幅は、加振器 2 0 の部分で $6.3 \mu\text{m}$ であり、ベース 1 1 の外周部で $8.1 \sim 9.0 \mu\text{m}$ の振幅量であった。

垂直 Z 軸方向の振幅は、加振器の中央部で、 $1.8 \mu\text{m}$ であり、周辺部で、 $9.9 \mu\text{m}$ であり、垂直 Z 軸方向の振幅は、周辺部の方が振幅大きいことが分かる。

【 0 0 9 8 】

同 2 3 に示すように、実施例 1 において振動の状態が、水平 Y 軸方向の振動成分と垂直 Z 軸方向振動成分からなる楕円振動であることが観測される。

しかし、ふた 1 2 の全体に渡って振幅量自体を大きくすること、および静脈血流が心臓の方向に送られるように、足裏部の血行を良くするには、静脈血行方向と同じ方向の水平 X 軸方向の振幅量の方が、水平 Y 軸方向の振幅量よりも大きくする技術改良が求められる。従って、水平 X 軸方向の振動変位量を水平 Y 軸方向の振動変位量よりも大きくする必要がある。

【 実施例 2 】

【 0 0 9 9 】

図 2 4 を参照して本発明のエコノミークラス症候群防止装置の実施例 2 を説明する。

図 2 4 は、本発明のエコノミークラス症候群防止機器の実施例 2 が配置された回路図である。

実施例 2 のエコノミークラス症候群防止装置は、周波数調整ボリューム 5 1、スイッチ S W 5 2、A C アダプタ 4 1、充電器 4 5、電源電圧 V_{CC} 、制御用マイクロコンピュータ 3 2、トランジスタアレイからなる駆動トランジスタアレイ 3 1、加振器 2 0 などから構成されている。

なお、実施例 1 に使用したドライブ I C 3 3 は、制御マイクロコンピュータ 3 2 のソフトウェアでドライブ I C 機能を持たせることにより、さらに実施例 1 に示した (図 5 参照) ドライブ I C 3 3 を削除し、加振器 2 0 用の電源電圧 9 V も廃し、加振器 2 0 用の電源電

10

20

30

40

50

圧を、共通化して、5 V 共通に統一化した。

【0100】

図25は、電源部40の説明図である。図示しないACアダプタ、およびDCジャック41'、制御用マイクロコンピュータ32用の電源電圧5V及び加振器20用の電源電圧5Vの2系統からなる電源部ブロック40である。

従って、電源部40の電源電圧を5Vに統一することができ、さらに、実施例1で使用した3端子レギュレータ53も削除することにより、プリント基板の大きさを小形化することができた。実施例2の操作性の改良に向けて、回路の入力部ブロック図500、制御部ブロック図300、出力部ブロック図200は図24と同様である。

電源部ブロック40では、プリント回路基板から独立させ、ベース11の外表面で使い勝手良く操作できるようにするために、電源スイッチSW52とACアダプタ用DCジャック41を搭載しているが、これらを金属をベースとする、点線で示した金属基板60を配置している。

【0101】

充電器用のDCジャック41'を搭載しているところの金属をベースとする点線で示した金属基板61で構成することにより、エコノミークラス症候群防止機器1の操作性の改良をしたものである。

金属基板60、61は金属製であり、併せて、EMI (Electro Magnetic Interference: 電磁気妨害)、EMC (Electro Magnetic Compatibility: 電磁環境適合性) 対策として、電磁ノイズを出さない、さらに電磁ノイズが進入しても、誤動作や故障しないようにしている。

なお、金属基板60、61の取り付け位置は、後述の図29に示しているように、ベース11に取り付けられている。

【0102】

図26は、渦電流式変位センサ301による振動検出装置の検出方法を示す説明図である。振動の測定装置は、渦電流変位センサ301、変位量のアンプ302、およびオシロスコープ303、およびパソコン304から構成されている。

測定距離と渦電流変位センサの出力電圧の関係から、直線性のよい線形部分を使用しており、測定では、縦軸の出力電圧 V_{p-p} を測定することにより、横軸の距離(変位量)、すなわち振動変位量を測定できるものである。

横軸は測定距離(mm)を表わし、縦軸は出力電圧(V)を表わしている。

【0103】

渦電流式センサ301の利点は、出力電圧(V)を計測することで、変位量の測定が可能であり、振動の波形形状が測定できるため、振動の性状を解析することができる。

ただし、測定面の材質により、測定の直線性が変化する欠点があり、今回は測定面をSPCC鋼材からなる鉄材で測定している。

【0104】

図27は、測定面としてSPCC鋼材からなる鉄製のふた12において、渦電流変位センサ301によって、出力電圧と振動測定量との関係を示す測定結果の図である。

横軸は測定距離(mm)を表わし、縦軸は出力電圧(V)を表わしている。

この結果から、0.5mmから1.5mmの範囲は線形性があることが確認できる。

測定単位の目安として、直線性の関係から、0.95V/mmである。すなわち、電圧Vの値から変位量mmが測定できる。

【0105】

図28は、加振器20に方形波信号を入力し、パルス波形を生成したときの渦電流変位センサ301の振動波形を示すグラフである。横軸は時間(ms)を表わし、縦軸は出力電圧(mV)を表わしている。

図28のグラフから、入力信号はデジタル信号であるが、出力電圧は正弦波からなるアナログ波形であり、出力電圧 V_{p-p} (V)から振幅量(mm)が測定でき、掃引時間から周波数が測定できることがわかる。

10

20

30

40

50

ここで、D I Vは目盛の1区画を意味し、1 D I V = m Vと表わす。

V_{p-p} は、ピークの山とピークの谷の電圧の値を示す。

図17に示した加速度計式振動計に比べて、変位量を測定できるとともに、振動の波形形状を観測でき、振動の測定結果のみならず、測定結果の振動の性状を解析できる特徴がある。

【実施例3】

【0106】

図29を参照して、本発明の実施例3を説明する。

【0107】

図29は、本発明のエコノミークラス症候群防止装置の実施例3を示す配置説明図である。 10

図29のエコノミークラス症候群防止装置の実施例3では、加振器20が、L型部12'のふた12にねじ13で取付けられている。ふた12は、ベース11に複数個のねじ13で取り付けられている。

さらに、電源スイッチ52(図25参照)とACアダプタ41(図25参照)を搭載した、金属をベースとする金属基板60(図25参照)と、充電器41'(図25参照)用のジャックを搭載した、金属をベースとする別金属基板61(図25参照)は、ベース11にそれぞれ取り付けられている。

【0108】

ふた12は、飛行機でも、医療機関でも使用できるように、SPCC鋼材からなる鉄系の材質であり、端面は安全のために面取りが施されており、垂鉛めっきなどの防錆処理をしている。 20

併せて、EMI(電磁気妨害)、EMC(電磁環境適合性)対策として、電磁ノイズを出さないように、さらに電磁ノイズが進入しても誤動作や故障しないように金属表面処理している。

【0109】

ベース11は、本発明では、プラスチック製であり、軽量化を図り、東日本塗料製の商品名(スーパーエクセルプライマー)でプライマー塗装処理が施され、さらにローバル製の垂鉛塗料商品名(RS)で金属塗装処理が施されている。

本発明のプラスチックベースは、EMI、EMC対策として、電磁ノイズを出さない、さらに電磁ノイズが進入しても、誤動作や故障しないように金属塗装をしている。 30

【0110】

図30は、実施例3において、渦電流変位センサ301により、エコノミークラス症候群防止装置1における、垂直Z軸方向の上下振動変位量(μm)の測定量を示す図である。

足裏部に振動を付加する状態で、渦電流式変位センサ301をふた12に取り付けた条件で実験し、測定時の加振器の周波数は200Hzに設定した。

加振器20の振動を増幅させるためにベース11に穴70を形成することとし、さらに加振器20の放熱のために穴70を4箇所設けることにより、ベース11が軽量化され、かつ振幅変位を一様化することを目的にした。 40

【0111】

この測定結果から、図21の実施例1に比べて、加振器20をふた12に設置した状態で、振幅を2~10倍大きくでき、かつZ軸方向の振幅が $5.5\mu\text{m}$ ~ $9.5\mu\text{m}$ であり、ばらつきが少なく、ほぼ全体的に均一に振動させることができた。

この結果から、ベース11に穴70を形成して、ふた12の振動の印加面積、質量分布を分散させることにより、振幅変位をほぼ一様化することが確認できた。

なお、加振器20に印加する周波数は200HzでZ軸方向の振動変位量を測定した。

【0112】

図31は、渦電流式変位センサ301をふた12に取り付けた条件で実験し、ベース11各部における水平Y軸方向(μm)と垂直Z軸方向の振動変位(μm)を測定した結果 50

を示す説明図である。

加振器 20 に印加する周波数は 200 Hz で測定した。

この測定結果の振動は、Z 軸方向の振幅変位量は、4.97 ~ 8.21 μm であり、水平 Y 軸方向の振幅変位量は 4.21 ~ 6.15 μm であった。

【0113】

この結果から、Z 軸方向の振幅変位と、水平 Y 軸方向の振幅変位は 4.21 ~ 8.21 μm であり、大差はなかった。

なお、水平 Y 軸方向の測定は、図 3 1 に示すように L 形治具 305 に渦電流式変位センサ 301 を取り付けて行った。

振幅の測定は、図 3 1 に示すように中央部分の加振器の外周部の、 の 2 点で交互に行った。

10

加振器 20 に印加する振動の周波数は 200 Hz で測定した。

【0114】

図 3 2 は、渦電流式変位センサ 301 をふた 12 に取り付けた条件で実験し、ベース 1 1 各部における水平軸 X 方向 (μm) と垂直 Z 軸方向の振動変位量 (μm) を測定した結果を示す説明図である。

この測定結果から、振動は、水平 X 軸方向の振幅変位は、1.26 μm であり、垂直 Z 軸方向の振幅変位は、3.87 ~ 5.89 μm であった。

この結果から、水平 X 軸の振幅変位の方が、垂直 Z 軸の振幅変位よりも振幅変位が小さく、水平 X 軸の振幅変位は、垂直 Z 軸の 1/4 程度の振幅であった。

20

なお、水平 X 軸方向の測定は、図 3 2 に示すように L 形治具 305 に渦電流式変位センサ 301 を取り付けて行った。

振幅の測定は、図に示すように、中央部分の加振器の外周部の、 の 2 点で交互に行った。

【0115】

この実施例 2 の結果から、図 3 1 と図 3 2 の測定結果に示すように、足裏部に対して直角方向の振幅変位が、足裏部と並行な方向より、振幅変位が大きいことが分かる。

【0116】

図 3 3 は、お互いに直角方向に振動する二つの単振動を合成して得られる平面図形、すなわちリサージュ図形を示している図である。

30

この図形は、Z 軸の入力信号と Y 軸の入力信号の周波数比 1 : 1 において、同振幅で、位相差 45° の正弦波によるリサージュ図形を示している。

リサージュ図形を知ることによって、本発明での水平方向の振幅変位量と、垂直方向の振幅変位量の相互関係の性状を解析することができるものである。

【0117】

図 3 4 は、周波数 1 : 1 において、位相差を 0°、45°、90°、135° を変えたときのリサージュ図形を示す。

なお、位相差 θ とは、同一周波数で図 3 4 において、水平軸原点から楕円形状のリサージュ図形の垂直軸との交点の値 B の値と、水平軸原点からリサージュ図形の最大値との交点の値 A の値から、式 (11) に基づいて求められる値をいう。

40

【0118】

$$\theta = \sin^{-1} B / A \quad (11)$$

【0119】

周波数 1 : 1 において、位相差 0 度では、垂直軸と垂直軸が同位相の図 3 4 に示すように、45 度傾いた直線になり、垂直軸が 45 度進むと、右に傾いた楕円となり、垂直信号の位相差が 90 度進んだ場合は円になる。

【0120】

垂直軸の信号の位相差が 135 度進んだ場合、左に傾いた楕円になり、垂直軸の信号が 180 度進んだところでは、左に 45 度傾いた直線となる。

【0121】

50

このように位相差から位相の状態や振動の性状を知ることができる。
ただし、図34のリサージュ図形は、全て入力波形は正弦波であり、X軸 - Z軸の振幅は等しくした図形である。

【0122】

本発明の加振器20は、単一の加振器であるので、周波数と振幅は、必然的に同一であり、特殊な制御方式を必要としない点に特徴がある。

このリサージュ図形から楕円振動の波形を解析することができ、位相差を観測し、評価することで、静脈血流の流れを促進する最適な振動条件を発見することができることになる。

【実施例4】

10

【0123】

図35を参照して、本発明のエコノミークラス症候群の実施例4を説明する。

図35は、本発明のエコノミークラス症候群の実施例4を示す平面図である。

実施例4では、実施例2の加振器20は、90°向きを回転されてL型取付具201にねじ13で取付けられて固定されている。

【0124】

実施例2の加振器を足裏部と並行の場合は、水平Y軸方向の振幅変位量が図31の結果から、4.21~6.15 μmであり、水平X軸方向の振幅変位量が図32の結果から、1.26 μmであり、振幅量が大きいので、この結果を参考にし、足裏部と直角方向に加振器を配置し、水平Y軸方向振幅変位量と、水平X軸方向振幅変位量とを逆転させる目的にしている。

20

【0125】

すなわち、足底静脈の血流を心臓方向に還流させることを狙い、水平X軸方向振幅変位量を水平Y軸方向振幅変位量より大きくする方策である。

【0126】

図36は、実施例3の垂直Z軸方向の上下振動変位量(μm)の測定結果を示す図である。測定時の周波数は200Hzに設定した。

横軸は時間(ms)を表わし、縦軸は出力電圧(V)を表わしている。

この測定結果から、加振器20の取り付けを90°回転したことにより、垂直Z軸方向の上下振動変位量は、7.4~55.2 μmであり、実施例2のZ方向の振幅変位量の5.5~9.5 μmに比べて、数倍~数10倍程度大きくなっている。

30

この図において、渦電流式センサ301の振動波形を観測してみると、矢印の表示部分で表示している部分の振動量が最も大きい。

横軸は時間(ms)を表わし、縦軸は電圧から換算した振幅変位量(μm)を表わしている。

Z軸の振動は、正弦波の振動波形であった。

【0127】

図37は、実施例3の渦電流式変位センサ301を用いて、ベース11各部における水平Y軸方向の振動変位量(μm)と垂直Z軸方向の振動変位量(μm)を測定した結果を示す説明図である。

40

この測定結果から、水平Y軸方向の振動変位量は、6.9~9.3 μmであり、Z軸方向の振動変位量は、11.6~33.3 μmであったので、水平Y軸方向の振動変位量は、Z軸方向の振動変位量よりも小さい。

なお、水平Y軸方向の測定は、L形治具305を取り付けて行った。

測定点は、図に示すように外周部の、の2点で交互に行ったものである。

【0128】

図38は、実施例3の垂直Z軸方向の上下振動量(μm)の測定量をY軸面で加振器の位置を中央部及び中央部とかかと部の中間部で10mm単位に移動した状態で観測した結果を示す図である。

この結果から、加振器の中央部の垂直Z軸方向変位量は、12.6~38.7 μmと直線

50

的に変化すること、すなわちふた 1 2 の端面から段階的に振幅が減少していくことが判明した。

また、中央部とかかと部の中間部の垂直 Z 軸方向変位量は、 $22.3 \sim 50.9 \mu\text{m}$ と直線的に変化すること、すなわちふた 1 2 の端面から段階的に振幅が減少していくことが判明した。

【0129】

以上の結果から、本発明として加振器 20 の位置は、外周部周辺にベース 11 に干渉しない位置に設置する方が Z 方向の振動変位量を大きくできることが判明した。

この結果を応用すれば、できれば、加振器 20 は、図示していないが、対向して 2 個配置すれば、相乗効果が期待され、振動変位量が、平均的に印加できることが判明した。

10

【0130】

本発明として、加振器 20 の位置は、中央部の位置で、L 型治具 201 (図 35 参照) により、ベース 11 に干渉しない位置に偏らせて設置すること、また、対向して加振器 20 を 2 個配置することが好ましいことを見出した。

図 38 の横軸は横方向位置を表わし、縦軸は変位を表わす。測定時の周波数は 200 Hz に設定した。

【0131】

図 39 は、加振器 20 が、実施例 2 の加振器 20 の取り付けとは、L 型取付具 201 (図 35 参照) により、 90° 向きを回転して取付けられている状態での振動変位の測定結果である。

20

実施例 3 の渦電流式変位センサ 301 を用いて、ベース 11 各部における水平 X 軸方向振動変位量 (μm) と垂直 Z 軸方向の振動変位量 (μm) を測定した結果を示す説明図である。

この測定結果から、Z 軸方向の振動変位量は、ふた 1 2 の端面から $32.6 \sim 10.5 \mu\text{m}$ であり、段階的に振幅変位量が減少していくことが判明した。

X 軸方向の振動変位量は、ふた 1 2 の端面から $10.9 \sim 18.7 \mu\text{m}$ であり、段階的に振幅変位量が増大していくことが判明した。

また、Z 軸方向の振動変位量は、ふた 1 2 の端面から $32.6 \sim 10.5 \mu\text{m}$ まで段階的に振幅が減少していくことが判明した。

すなわち、Z 軸方向の振動変位量と X 軸方向の振動変位量は、傾きが正反対の関係になる。

30

【0132】

この結果から、X 軸方向の振動変位量は、 $10.9 \sim 18.7 \mu\text{m}$ であり、図 37 に示した水平 Y 軸方向の振動変位量の $6.9 \sim 9.3 \mu\text{m}$ よりも大きいことが判明した。

従って、本結果から、本発明として、足底静脈の血流を心臓方向に還流させることを狙い、水平 X 軸方向振幅変位量を水平 Y 軸方向振幅変位量よりも大きくすることができた。

なお、水平 X 軸方向の測定は、L 形治具 305 を取り付けて行った。

測定点は、図に示すようにふた 1 2 の端面の外周位置を、 の 2 点で交互に行ったものである。

40

【0133】

加振器 20 の位置は、図 38 に示したように、中央部の位置で、L 型治具 201 により、ベース 11 に干渉しない位置に偏らせて、設置することにより X 方向の振動変位を Y 方向の振動変位量を大きく、また、対向して加振器 20 を 2 個配置することにより、Z 方向の振動変位量を平均的に印加できることが期待される。

【0134】

図 40 は、実施例 3 の加振器の回転方向を変化させたときの X 軸方向と Z 軸方向のリサージュ図形である。

【0135】

横軸は X 方向振動変位量を表わし、縦軸は Z 方向振動変位量を表わす。

この結果から、ふた 1 2 の端面位置 () 側では位相差約 135° であり、また、X 方向

50

振動変位量が、 $18.7 \mu\text{m}$ であり、Z軸振動変位量の $10.5 \mu\text{m}$ よりも大きいことが判明した。

【0136】

ふた12の端面位置()側では位相差約 119° であり、X方向振動変位量が、 $11.2 \mu\text{m}$ であり、Z軸振動変位量の $31.6 \mu\text{m}$ よりも小さいことが判明した。加振器の回転方向(時計方向、反時計方向)を変えてもリサージュ図形は変わらないことが判明した。従って、加振器の時計方向か、反時計方向などの回転方向は、考慮しなくても良いことが分かった。ここで、X軸方向振幅とZ軸方向振幅では、周波数の変化はない。

【符号の説明】

【0137】

1 エコノミークラス症候群防止機器

10 加振装置配置手段

11 ベース

12 ふた

20 加振器

31 駆動トランジスタアレイ

32 制御用マイクロコンピュータ

41 ACアダプタ

45 バッテリ

51 ボリューム

52 電源スイッチ

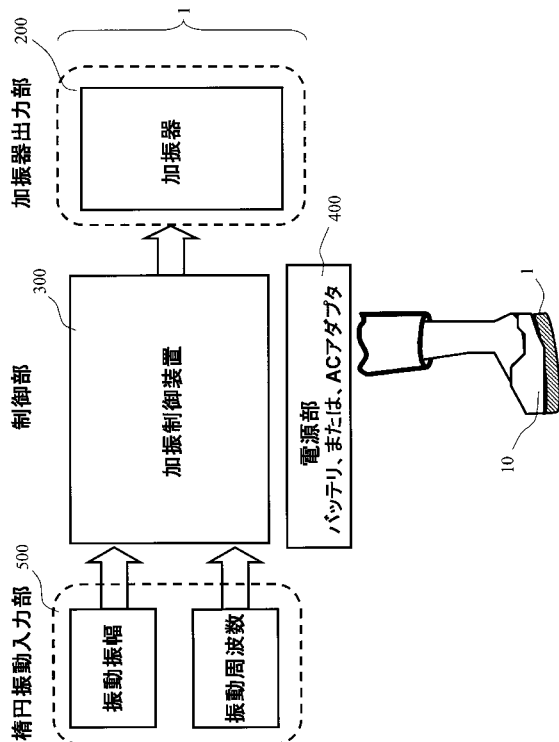
100 加速度振動計のプロープ

110 加速度計式振動計

201 L型取付具

301 渦電流式変位センサ

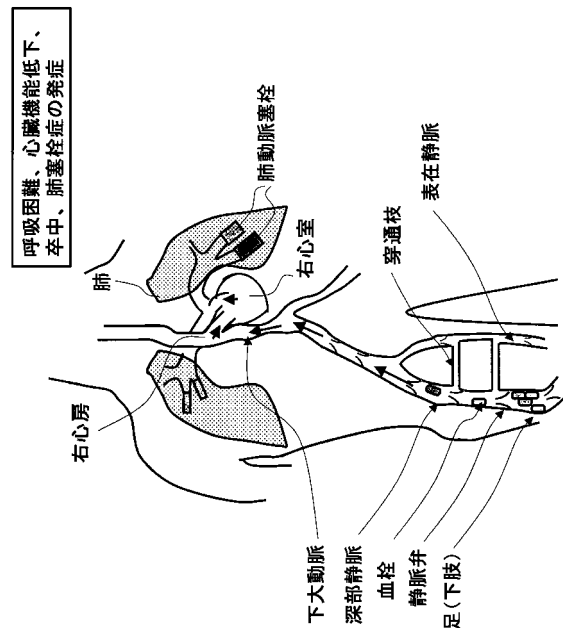
【図1】



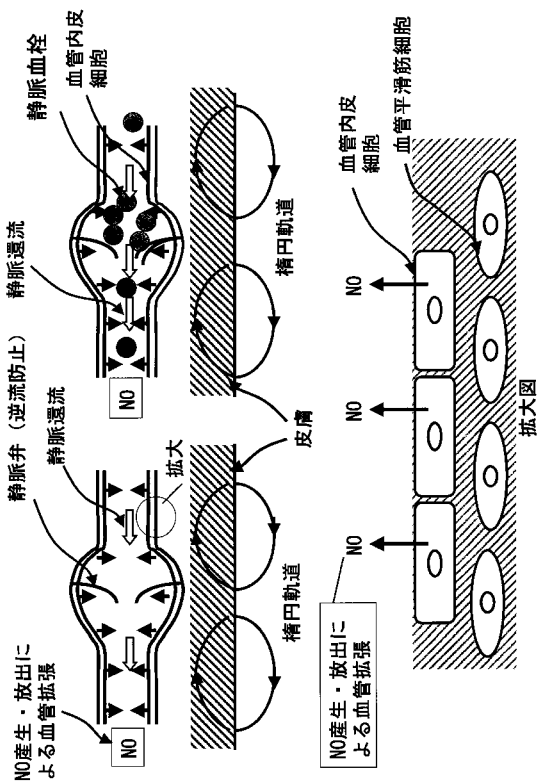
10

20

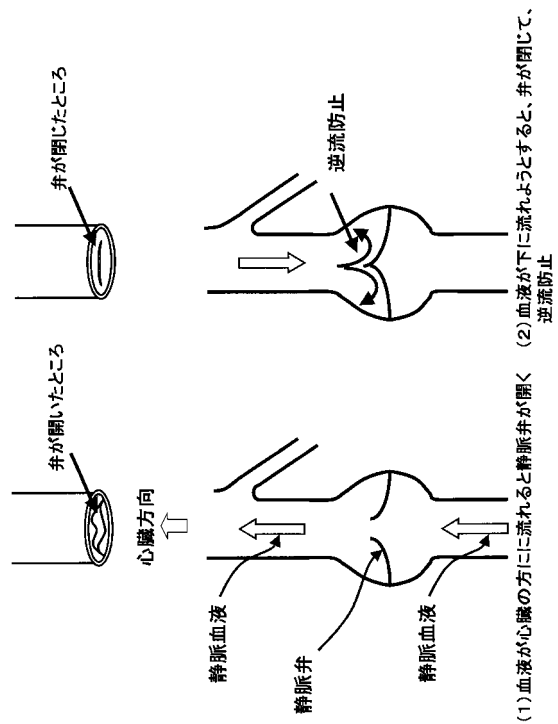
【図2】



【 図 3 】

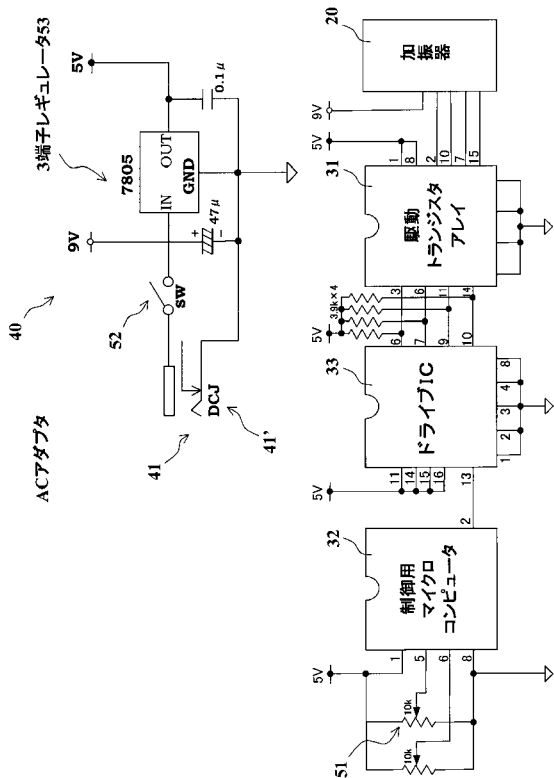


【 図 4 】

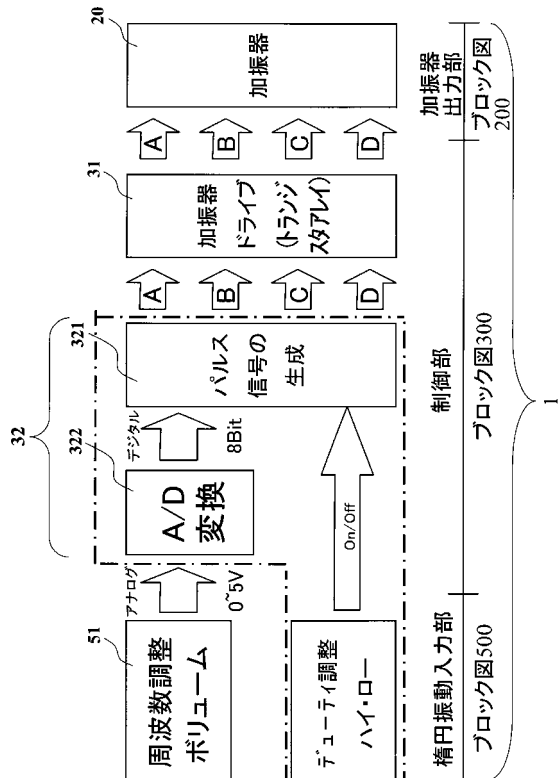


(1) 血液が心臓の方に流れると静脈弁が開く (2) 血液が下に流れようとすると、弁が閉じて、逆流防止

【 図 5 】

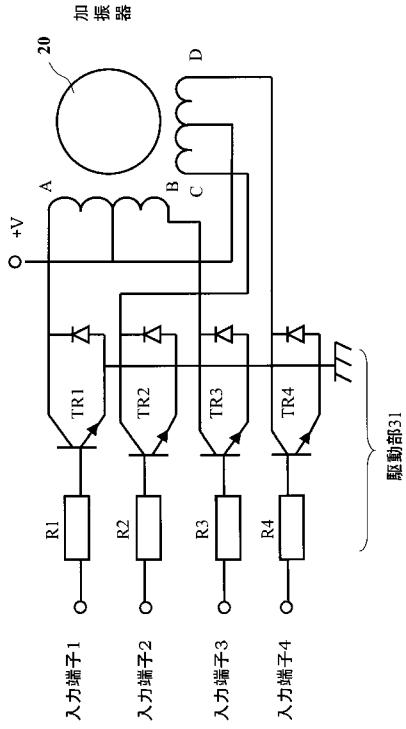


【 図 6 】

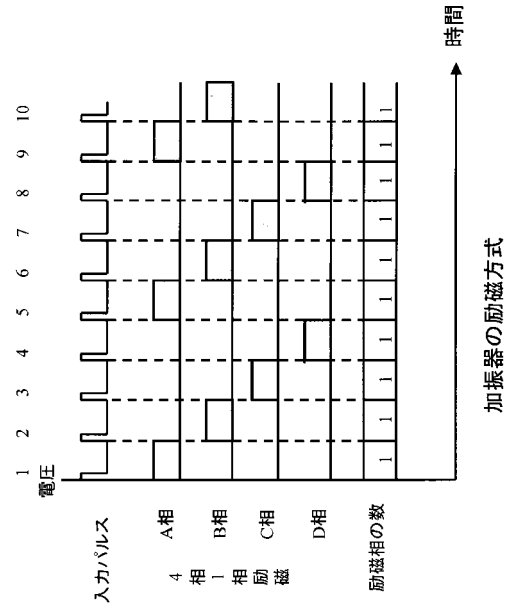


制御部
ブロック図300
ブロック図500
加振器出力部
ブロック図200

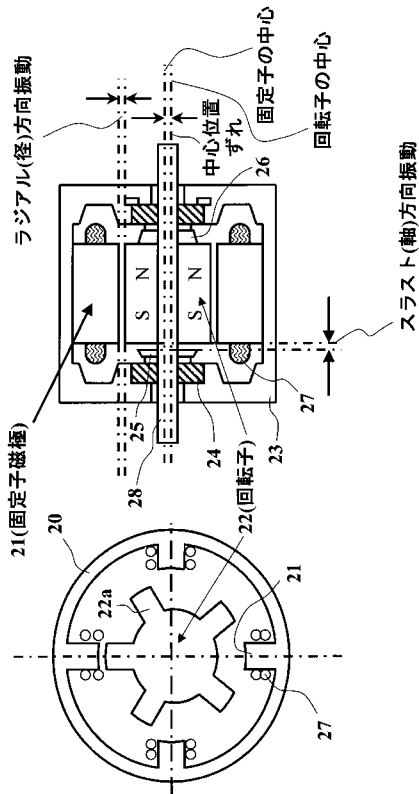
【 図 7 】



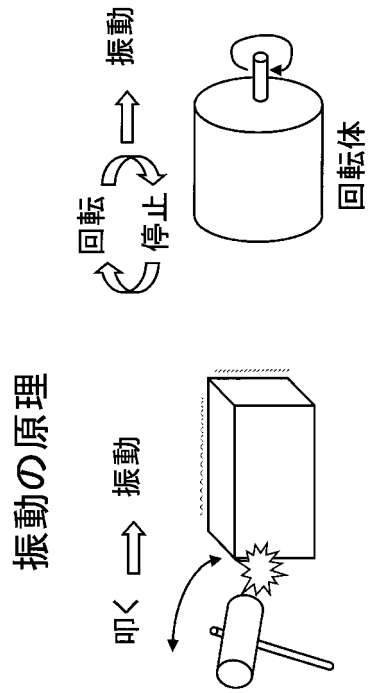
【 図 8 】



【 図 9 】

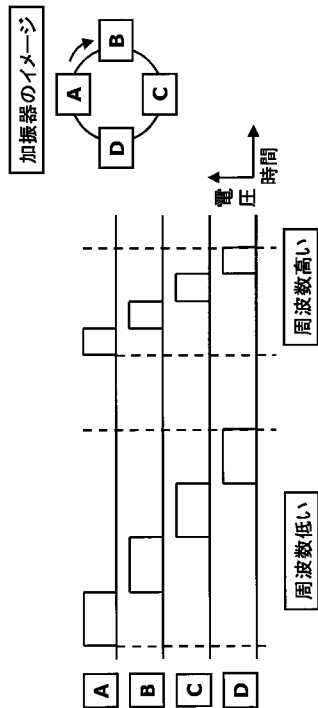


【 図 10 】



【 図 1 1 】

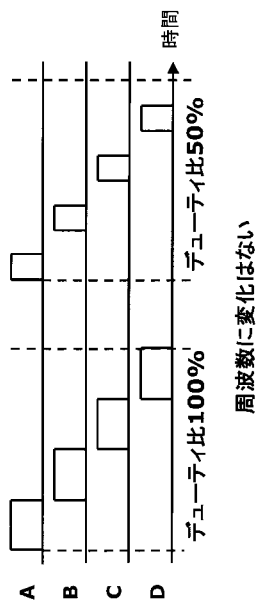
動作アルゴリズム



【 図 1 3 】

省エネルギー化駆動

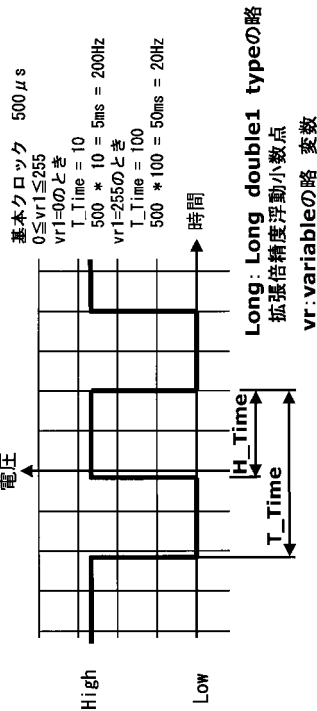
デューティ比の変更



【 図 1 2 】

パルスの生成 (20~200Hz)

// 周期の算出
 $T_Time = (long)(90 * vr1 / 255.0) + 10;$
 // デューティ(Duty)よりHigh時間(H_Time)の算出
 $H_Time = (long)(vr2 * T_Time / 255.0);$

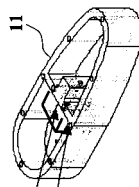


*: xと同じ

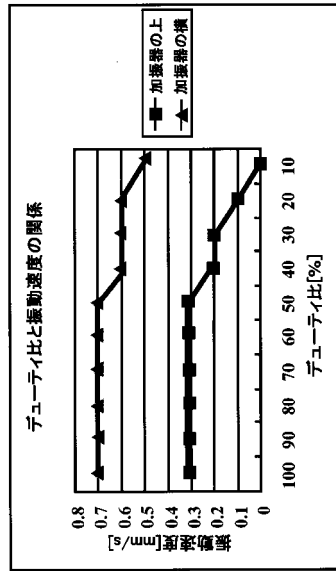
$$\text{周波数 [Hz]} = \frac{1}{T_Time}$$

$$\text{デューティDuty} = \frac{H_Time}{T_Time}$$

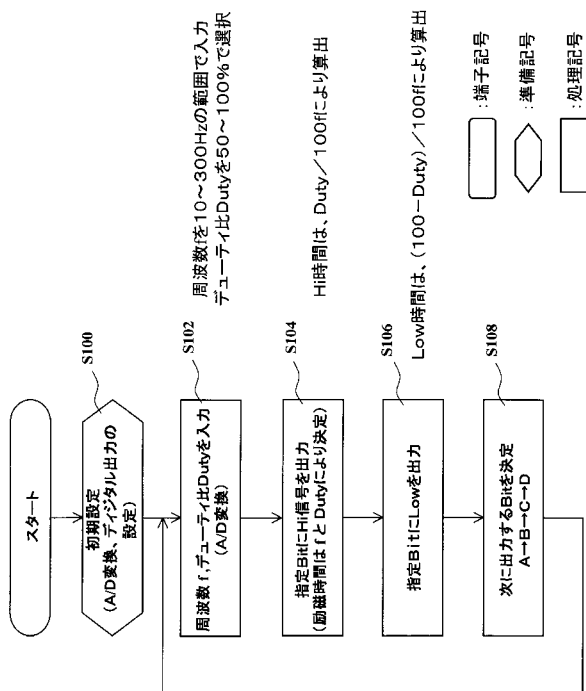
【 図 1 4 】



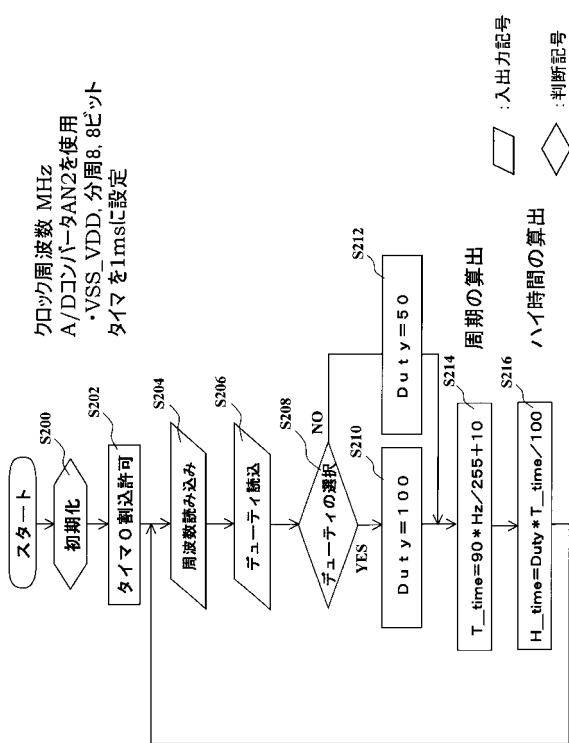
振動速度:
 変位波形の傾き(変位の時間微分)である。
 この値は、変位と周波数の積で表されるので、
 周波数一定の動作では、振動速度と変位振幅
 は比例関係にある。



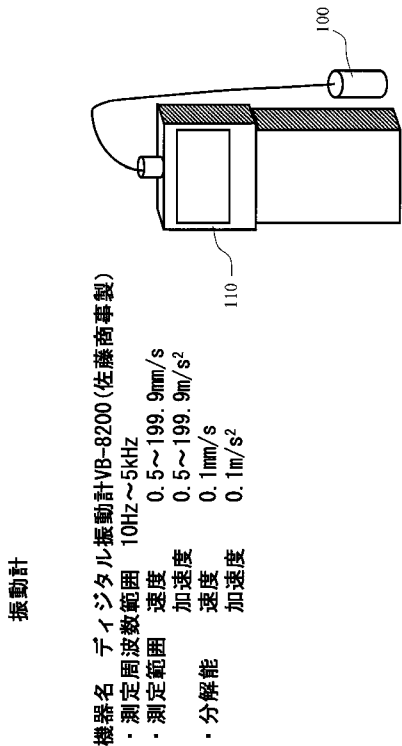
【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



【 図 1 7 】



振動計

機器名 デジタル振動計VB-8200 (佐藤商事製)

- ・測定周波数範囲 10Hz~5kHz
- ・測定範囲 速度 0.5~199.9mm/s
- 加速度 0.5~199.9m/s²
- ・分解能 速度 0.1mm/s
- 加速度 0.1m/s²

【 図 1 8 】

振動速度と変位の関係

動波形が正弦波と仮定すると

最大速度振幅 $V = \sqrt{2} \times \text{実効値}$

振幅 $x(t) = D \sin(\omega t + \phi_0)$

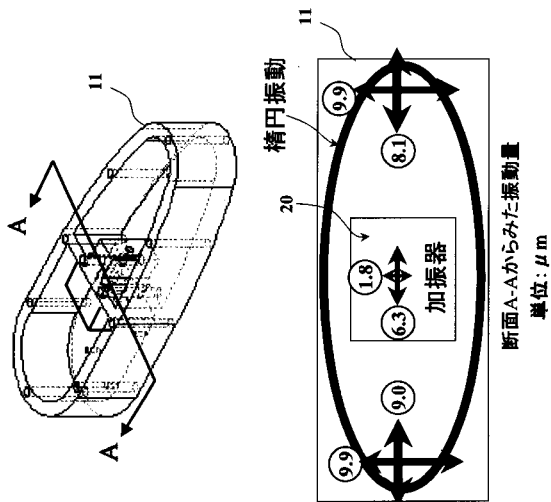
速度 $v(t) = dx/dt = D\omega \cos(\omega t + \phi_0)$

最大振幅 $D = 2V/\omega$

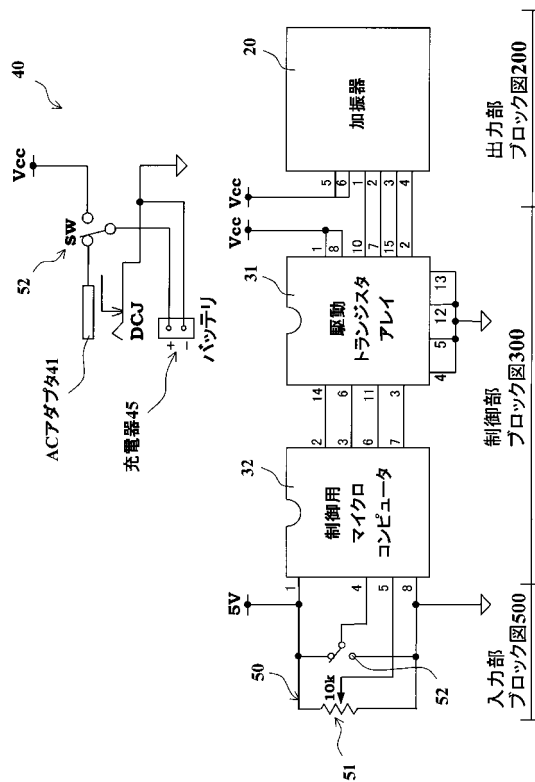
測定値: 1.0 の場合、 $D = 9 \mu m$

- 最大振幅: D
- 初期位相: ϕ_0
- 角周波数: ω
- 速度振幅: V
- 最大速度振幅: V

【 図 2 3 】

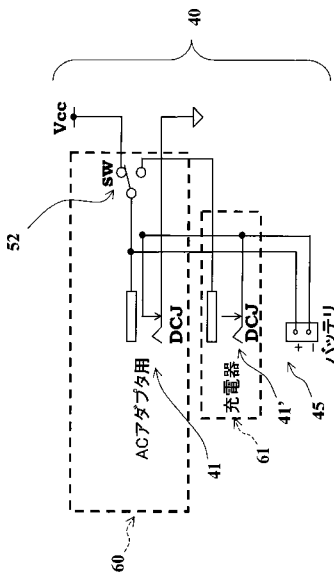


【 図 2 4 】



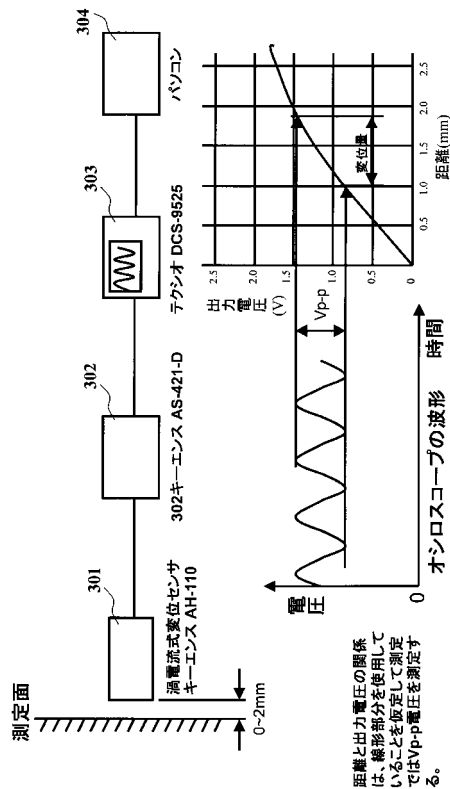
【 図 2 5 】

ACアダプタとバッテリーの併用



【 図 2 6 】

DC ジャック、電源スイッチを基板から独立



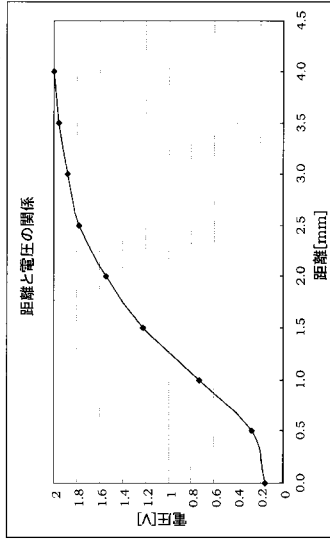
距離と出力電圧の関係は、波形部分を使用して、Vp-pを測定して測定ではVp-pの電圧を測定する。

【図 27】

基礎データの確認 距離と出力電圧の関係を確認した結果

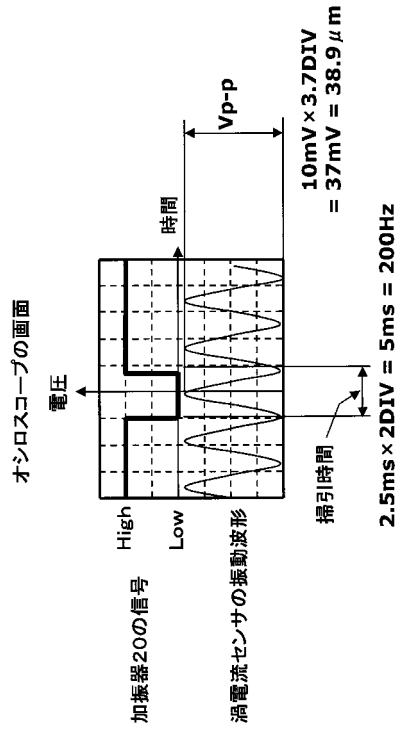
距離[mm]	0.0	0.5	1.0	1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0
電圧[V]	0.16	0.27	0.729	1.22	1.54	1.78	1.88	1.96	2

測定面との距離は $\pm 0.5\text{mm}$
変位は、 0.95V/mm

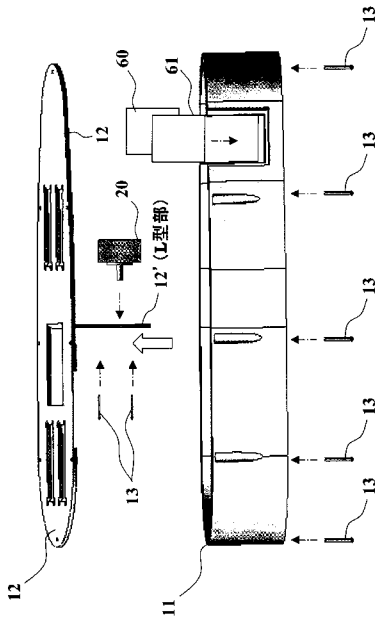


【図 28】

加振器への信号と振動

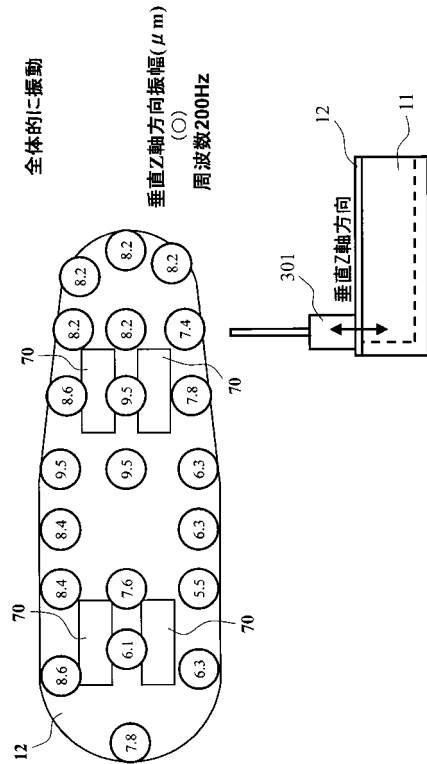


【図 29】

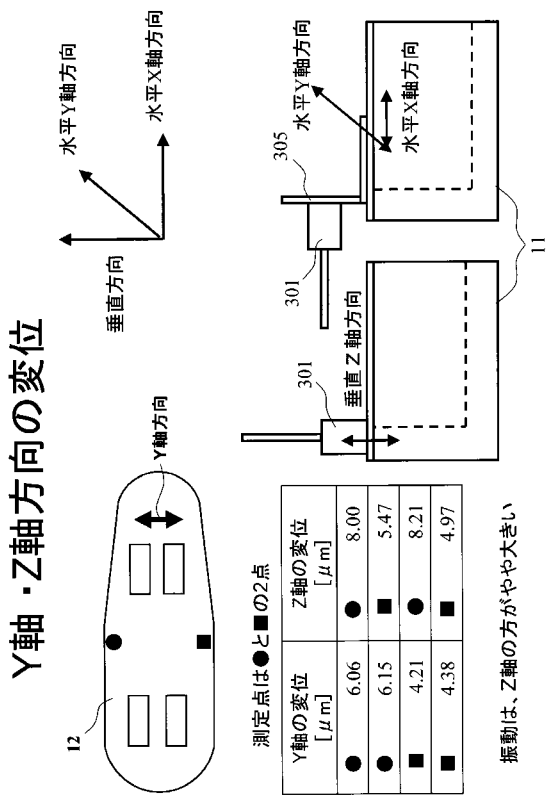


【図 30】

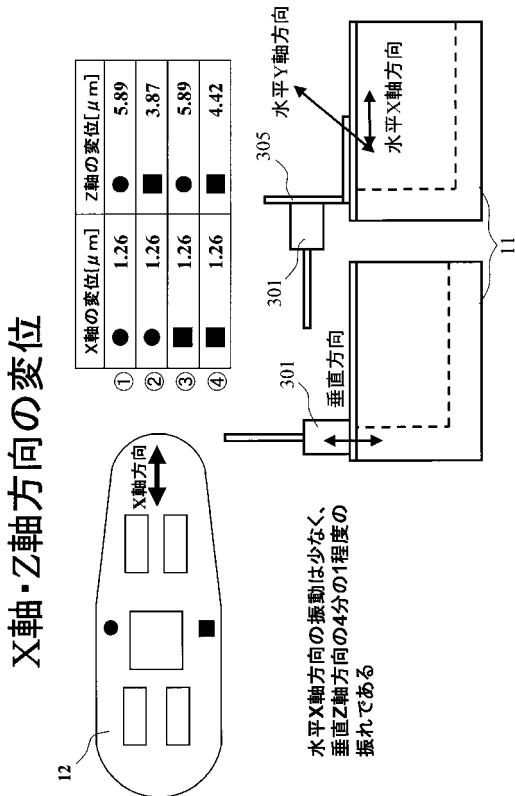
上下の変位(Z軸方向)



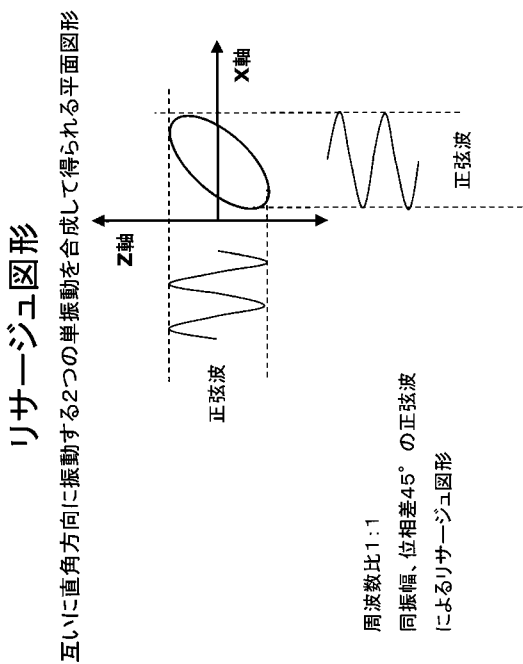
【 図 3 1 】



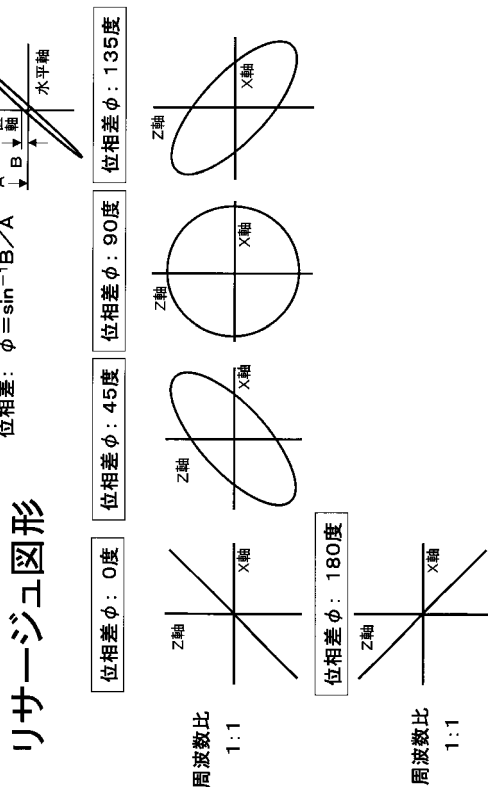
【 図 3 2 】



【 図 3 3 】

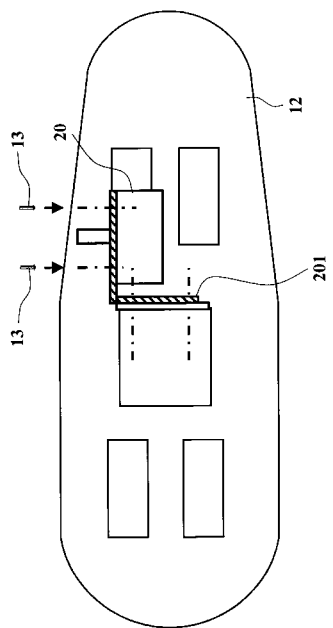


【 図 3 4 】



【 図 3 5 】

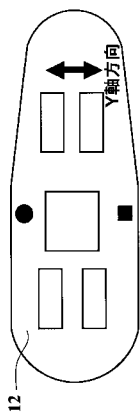
【目的】
 加振器20の取り付け位置を90度回転することにより
 振動方向も90度回転するのを検証する



【 図 3 7 】

Y軸・Z軸方向の変位

加振器90度回転



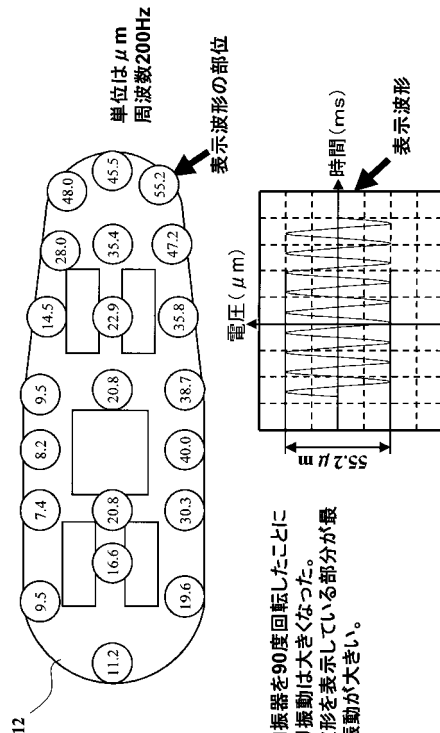
	Y軸の変位[μm]	Z軸の変位[μm]
①	6.9	11.6
②	6.9	33.3
③	9.1	11.6
④	9.3	29.1

- ・Z軸方向の変位と比較して Y軸方向の振動は小さい
- ・Z軸は正弦波振動

【 図 3 6 】

Z軸の変位

加振器90度回転

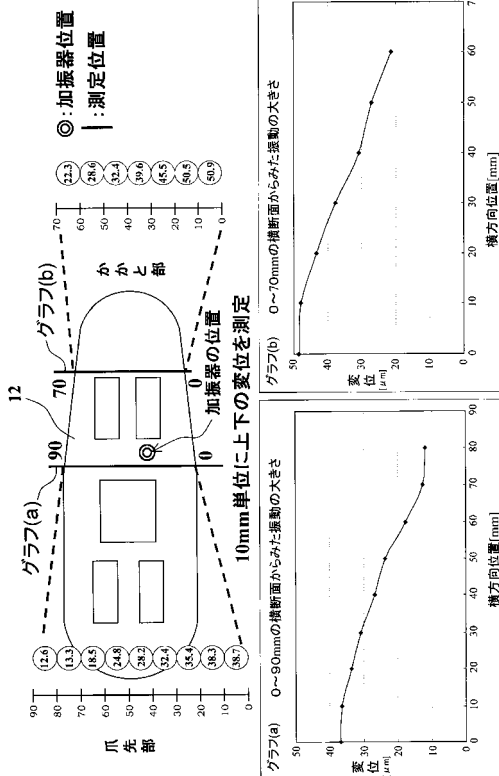


- ・加振器を90度回転したことにより振動は大きくなった。
- ・波形を表示している部分が最も振動が大きい。

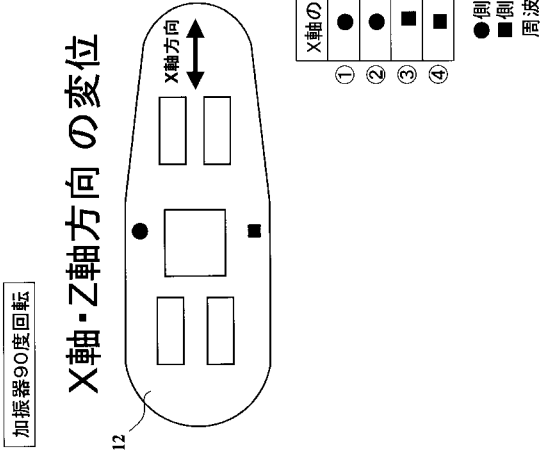
【 図 3 8 】

Z軸方向の変位 (Y軸面で観測)

加振器90度回転



【 図 3 9 】



【 図 4 0 】

