

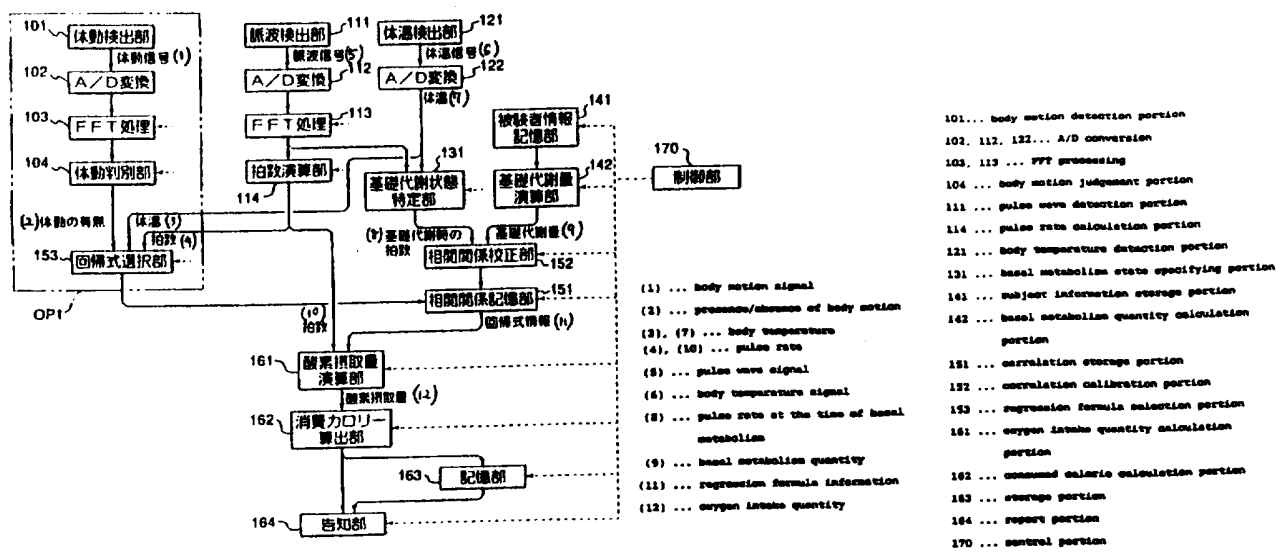


(51) 国際特許分類6 A61B 5/22, 5/02, 5/00	A1	(11) 国際公開番号 WO97/47239	
		(43) 国際公開日	1997年12月18日(18.12.97)

<p>(21) 国際出願番号 PCT/JP97/02029</p> <p>(22) 国際出願日 1997年6月12日(12.06.97)</p> <p>(30) 優先権データ 特願平8/151378 1996年6月12日(12.06.96) JP 特願平8/309749 1996年11月20日(20.11.96) JP 特願平9/127648 1997年5月16日(16.05.97) JP</p>	<p>(74) 代理人 弁理士 川崎研二, 外(KAWASAKI, Kenji et al.) 〒103 東京都中央区日本橋三丁目2番16号 八重洲マスカビル5階 朝日特許事務所 Tokyo, (JP)</p> <p>(81) 指定国 CN, JP, US, 欧州特許 (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).</p> <p>添付公開書類 国際調査報告書</p>
<p>(71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) セイコーエプソン株式会社 (SEIKO EPSON CORPORATION)[JP/JP] 〒163 東京都新宿区西新宿二丁目4番1号 Tokyo, (JP)</p> <p>(72) 発明者; および (75) 発明者/出願人 (米国についてののみ) 天野和彦(AMANO, Kazuhiko)[JP/JP] 〒392 長野県諏訪市大和三丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内 Nagano, (JP) 上馬場和夫(UEBABA, Kazuo)[JP/JP] 〒225 神奈川県横浜市青葉区荏田北三丁目19番3号 Kanagawa, (JP) 石山 仁(ISHIYAMA, Hitoshi)[JP/JP] 〒302 茨城県取手市取手三丁目3番18号 Ibaraki, (JP)</p>	

(54) Title: CONSUMED CALORIE MEASURING APPARATUS AND BODY TEMPERATURE MEASURING APPARATUS

(54) 発明の名称 消費カロリー測定装置および体温測定装置



(57) Abstract  
A consumed calorie measuring apparatus comprises a basal metabolism state specifying portion (142) for specifying a basal metabolism state of a subject from the body temperature of the subject so as to accurately determine a consumed calorie, a correlation storage portion (151) for storing regression formulae representing the correlation between a pulse rate and the consumed calorie at the time of rest and at the time of activity, respectively, a correlation calibration portion (152) for calibrating the regression formulae so stored by using the basal metabolism state, a body motion judgement portion (104) for judging whether or not the subject is in a rest state, and a regression formula selection portion (153) for selecting a regression formula to be applied, in accordance with the judgement result, wherein the pulse rate of the subject is applied to the selected regression formula and the consumed calorie corresponding to this pulse rate is calculated by the consumed calorie calculation portion (162).

(57) 要約

精度良く消費カロリーを求めるため、被験者の体温から、当該被験者の基礎代謝状態を特定する基礎代謝状態特定部（142）と、拍数と消費カロリーとの相関関係を示す回帰式を、安静時および活動時についてそれぞれ記憶する相関関係記憶部（151）と、記憶された回帰式を基礎代謝状態を用いて校正する相関関係校正部（152）と、被験者が安静状態にあるか否かを判別する体動判別部（104）と、その判別結果にしたがって、適用すべき回帰式を選択する回帰式選択部（153）とを備え、被験者の拍数を、選択された回帰式に適用して、当該拍数に対応する消費カロリーを消費カロリー算出部（162）によって算出する。

参考情報

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第一頁に記載されたPCT加盟国を特定するために使用されるコード

AL	アルバニア	ES	スペイン	LR	リベリア	SG	シンガポール
AM	アルメニア	FI	フィンランド	LS	レソト	SI	スロヴェニア
AT	オーストリア	FR	フランス	LT	リトアニア	SK	スロヴァキア共和国
AU	オーストラリア	GA	ガボン	LU	ルクセンブルグ	SL	シエラレオネ
AZ	アゼルバイジャン	GB	英国	LV	ラトヴィア	SN	セネガル
BA	ボスニア・エルツェゴビナ	GE	グルジア	MC	モナコ	SZ	スワジランド
BB	バルバドス	GH	ガーナ	MD	モルドヴァ共和国	TD	チャード
BE	ベルギー	GM	ガンビア	MG	マダガスカル	TG	トーゴ
BF	ブルキナ・ファソ	GN	ギニア	MK	マケドニア旧ユーゴス ラヴィア共和国	TJ	タジキスタン
BG	ブルガリア	GR	ギリシャ	ML	マリ	TM	トルクメニスタン
BJ	ベナン	HU	ハンガリー	MN	モンゴル	TR	トルコ
BR	ブラジル	ID	インドネシア	MR	モリタニア	TT	トリニダード・トバゴ
BY	ベラルーシ	IE	アイルランド	MW	マラウイ	UA	ウクライナ
CA	カナダ	IL	イスラエル	MX	メキシコ	UG	ウガンダ
CF	中央アフリカ共和国	IS	アイスランド	NE	ニジェール	US	米国
CG	コンゴ	IT	イタリア	NL	オランダ	UZ	ウズベキスタン
CH	スイス	JPE	日本	NO	ノルウェー	VN	ヴェトナム
CI	コート・ジボアール	KE	ケニア	NZ	ニュージーランド	YU	ユーゴスラビア
CM	カメルーン	KG	キルギスタン	PL	ポーランド	ZW	ジンバブエ
CN	中国	KR	朝鮮民主主義人民共和国	PT	ポルトガル		
CU	キューバ	KZ	カザフスタン	RO	ルーマニア		
CZ	チェッコ共和国	LC	セントルシア	RU	ロシア連邦		
DE	ドイツ	LI	リヒテンシュタイン	SD	スーダン		
DK	デンマーク	LK	スリランカ	SE	スウェーデン		
EE	エストニア						

## 明 細 書

### 消費カロリー測定装置および体温測定装置

#### 技 術 分 野

本発明は、被験者が消費したカロリーを、安静時／活動時を問わず、さらに被験者の日内変動や年内変動、環境温度などの影響を受けないで、正確に測定して、健康管理に役立たせることが可能な消費カロリー測定装置、および、この装置に用いて好適であって、被験者の深部体温に可能な限り近い体温を連続的に測定して、同じく健康管理に役立たせること可能な体温測定装置に関する。

#### 技 術 背 景

運動時や日常作業などにおける消費カロリーは、飽食の時代といわれる現代にあって健康管理の重要な指標の一つとして認識されている。したがって、こうした消費カロリーを求めることは、大いに意義があるものと言える。ここで、一日の標準的な総消費カロリー量は、最低は1才の乳児の1000 [kcal] 程度から、最高は17才の3800 [kcal] 程度まで、というようになかなりの幅がある。

一方、消費カロリーの測定精度としては、最低値の5%程度は必要であると見込まれることから、50 [kcal] 程度の測定誤差に収まるという要件を満たさねばならないと言える。

こうした生体の消費カロリーを計測する装置としては、従来より、例えば、特開平8-52119号公報に記載された消費カロリー計などがある。この消費カロリー計では、予め被験者の性別、年齢、身長、体重、体脂肪率等の各定数と、単位体表面積当たりの基礎代謝基準値のテーブルとが記憶されるとともに、安静時および運動時における消費カロリーの演算式が用意される。そして、消費カロリーを計る段階で、測定した脈拍数と上記の各定数とを安静時、運動時に応じた演算式へ代入するとともに、上記基礎代謝基準値のテーブルをも参照して消費カ

ロリーを算出する構成となっている。

しかしながら、上記公報記載の消費カロリー計には、次のような問題がある。

第1に、この消費カロリー計には、測定した脈拍数と「脈拍数のしきい値（立位安静時脈拍数）」とを比較して、適用する演算式を定める比較判別装置なる構成が設けられている。ところが、脈拍数は、周知のように、精神性の原因やその他様々な要因によって、上昇することがままある。したがって、こうした構成により、脈拍数のみによって、適用する演算式を定める構成とすると、精神性等の活動以外の要因による脈拍数の上昇であるのか、被測定者が実際に活動したことによる脈拍数の上昇であるのか、といった違いを判別することができない。このため、消費カロリーを誤って算出してしまう原因となる。

第2に、近年、脈拍数を含めた様々な生体の状態が周期的に変動（日内変動、月内変動、年内変動などと呼ばれる）していることがわかってきている。そのため、こうした脈拍数の変動を考慮しつつ、消費カロリーを校正しなければ、正確な消費カロリーの計測は望めない。しかるに、上述した消費カロリー計は、脈拍数が周期的に変動する点を何ら考慮しておらず、正確な消費カロリーの測定を行なうことは難しい、といえる。

このように、従来のようなカロリー計を用いたのでは、上述したような約50 [kcal] という測定精度を確保することは到底できないものと考えられる。

## 発明の開示

本発明は、上記の点に鑑みてなされたものであり、安静／活動の各状態を正確に把握するとともに、その肉体的・精神的影響や脈拍数の周期的変動をも考慮に入れることで、消費カロリーを精度良く算出することが可能な消費カロリー測定装置を提供することを第1の目的とする。

また、例えば、この消費カロリー測定装置に用いて好適であって、被験者の深部体温に可能な限り近い体温を連続的に測定する体温測定装置を提供することを第2の目的とする。

上記第1の目的を達成するため、本発明は、当該被験者の基礎代謝状態を特定

する基礎代謝状態特定手段と、拍数と消費カロリーとの相関関係を記憶する相関関係記憶手段と、前記相関関係記憶手段に記憶された相関関係を、前記基礎代謝状態特定手段により特定された基礎代謝状態を用いて校正する相関関係校正手段と、被験者の拍数を、前記相関関係記憶手段に記憶された相関関係に適用して、当該拍数に対応する消費カロリーを算出するカロリー算出手段とを具備することを第1の特徴としている。

また、上記第2の目的を達成するため、本発明は、被験者において拍動が存在する部位近傍の脈圧を、所定領域にわたって検出する脈波検出手段と、温度を検出する温度検出手段であって、前記脈波検出手段に隣接して設けられる温度検出手段と、前記所定領域にわたって検出された脈圧のうち最も大きな脈圧が検出される部位にて検出された温度を体温として特定する体温特定手段とを具備することを第2の特徴としている。

上記の第1の特徴によれば、被験者の安静／活動の各状態はもちろんのこと、被験者の精神的状態をも考慮するので、単位時間あたりの消費カロリーを精度良く算出できるとともに、被験者の月内変動や年内変動をも考慮するので、消費カロリーをより正確に求めることが可能となる。

また、上記第2の特徴によれば、拍動が存在する近傍部位の脈圧を所定範囲にわたって検出し、当該範囲内で最も圧力の高い脈波が検出される部位の温度を体温として測定するので、末梢部側で深部体温に可能な限り近い体温が安定して測定できるとともに、いったん測定部位を決めてしまえば、被験者が意識することなしに連続的な測定が可能となる。

#### 図面の簡単な説明

図1は、本発明の実施形態にかかる消費カロリー測定装置の機能構成を示すブロック図である。

図2は、同装置の電氣的構成を示すブロック図である。

図3(a)は、同装置の外観構成を示す底面図であり、(b)はその平面図である。

図4 (a) は、同装置かかる圧力センサおよび温度センサの構造を示す部分断面の斜視図であり、(b) はその部分断面の斜視透視図である。

図5 は、同圧力センサにおける弾性ゴムと半導体基板との接合部を部分拡大した断面図である。

図6 は、同圧力センサにバイアス回路を付加した構成を示すブロック図である。

図7 は、圧力センサおよび温度センサの他の構造例を示す部分断面の斜視透視図である。

図8 は、同圧力センサによる脈波検出の原理を説明するための要部断面図である。

図9 は、同装置と各種情報の授受を行なう外部機器の構成を示す図である。

図10 (a) は、同装置において消費カロリーの算出で用いる安静時および活動時の回帰式を示す図であり、(b) は、同装置における回帰式の校正を説明するための図である。

図11 (a) ~ (d) は、それぞれ春夏秋冬において、複数の者により直腸温の一日の変動を示すグラフである。

図12 は、年齢および性別毎に決められた単位体表面積当たりの基礎代謝基準値を示した図である。

図13 は、本実施形態における体温測定の実験の測定部位の外観を示す図である。

図14 (a) は、同実験における測定点の位置と各測定点における温度測定の実験結果を示す図であって、乾燥時における図であり、(b) は、同じく水濡れ後における図である。

図15 は、人体の広域循環系を説明するための図である。

図16 は、人体の微少循環系において動脈と静脈との分岐の様子を示した図である。

図17 は、同装置において実行される割込処理①を示すフローチャートである。

図18 は、同装置において実行される割込処理②を示すフローチャートである。

図19 は、同装置における表示部の一例を示す図である。

図20 は、同装置における表示部の一例を示す図である。

図21 は、同装置における表示部の一例を示す図である。

図 2 2 は、同装置における表示部の一例を示す図である。

図 2 3 は、同装置において実行される割込処理③を示すフローチャートである。

図 2 4 は、同装置において実行される割込処理④を示すフローチャートである。

図 2 5 (a) は、同装置の別態様にかかる外観構成を底面図であり、(b) はその平面図である。

図 2 6 は、別態様にかかる装置の装着状態を示す図である。

図 2 7 は、(a) は、脈波検出部の別態様にかかる構成を側端面図であり、(b) はその装着状態を示す図である。

図 2 8 は、脈波信号に対しウェーブレット変換を実行するための構成を示すブロック図である。

図 2 9 は、ウェーブレット変換部の構成を示すブロック図である。

図 3 0 (a) は、一般的な脈波波形の 1 拍分を示す図であり、(b) は、その脈波補正データを示す図表であり、(c) は、その具体的数値を示す一例である。

図 3 1 は、圧力センサおよび温度センサが取り付けられる上腕部および股関節部の各部位を説明するための図である。

図 3 2 は、同装置をネックレス型とした場合の外観構成を示す図である。

図 3 3 は、圧力センサおよび温度センサを頸動脈部に取り付けた様子を説明する図である。

図 3 4 は、同装置を眼鏡型とした場合の外観構成を示す図である。

図 3 5 は、同装置をポケットカードとした場合の外観構成を示す図である。

図 3 6 (a) は、同装置を万歩計型とした場合の外観構成を示す図であり、(b) は、それが取り付けられた状態を示す図である。

図 3 7 は、同装置により、被験者の深部体温の時間的推移を示す場合における表示部の一例を示す図である。

図 3 8 は、心電図における心拍波形と、この波形から得られる RR 間隔との関係を示す図である。

図 3 9 (a) は、血圧変動を構成する波を示す図であり、(b) は、血圧変動のスペクトル分析結果を示す図である。

図 4 0 は、同装置における表示部の一例を示す図である。

図4 1は、脈波波形のスペクトラム分析結果を示す図である。

図4 2は、環境温度の変化に対する心拍数の変化を示す図である。

### 発明を実施するための最良な形態

以下、本発明による実施形態について説明する。

#### <1：消費カロリー算出の理論的根拠>

まず、本実施形態の理論的根拠について説明する。一般に、拍数と酸素摂取量とは、図10（a）における実線で示されるような曲線関係にある。

ここで、酸素消費量と消費カロリーとの関係について述べると、文献「厚生年金病院年報1990年第17巻；24時間連続心拍数記録装置による1日消費熱量計測の試み（第4報告）」の206ページに記載されているように、酸素消費1リットルにつき4.85 [kcal]としても大きな誤差は生じない。このため、単位時間あたりの脈拍数 [拍/分] が判れば、同図に示す相関関係を参照することにより酸素消費量も判り、これに上記係数値を乗じれば、その単位時間当たりの消費カロリーを算出することができる。すなわち、同図に示す相関関係は、実質的に、拍数と消費カロリーとの関係を示すものである。

次に、図10（a）に示す相関関係について、予め被験者毎に測定して求めておく。求めた相関関係については、例えばテーブル化して記憶する構成としても良いが、脈拍数が低い領域での酸素消費量の変化が小さい一方、脈拍数が高い領域での酸素消費量の変化が大きい点に着目して、上記関係を「安静時」と「活動時」とに分割し、それぞれの関係を近似した直線回帰式によって示す構成としても良い。

ここで、被験者についての相関関係を求める方法としては、文献「弘前医学40巻1号60-69；心拍数によるエネルギー消費量の推定に関する研究」に記載された手法を用いることができる。すなわち、酸素摂取量に関しては、睡眠中等の基礎代謝時については、Douglas bag法により常法に従って測定することとし、安静時および運動負荷時については、市販の呼気分析装置などを用いて測定する。

また、運動負荷時の測定についての運動負荷方法としては、被験者の脈拍数と酸素摂取量とが一定になるのを待って、トレッドミル等により漸増的運動負荷をかけるようにすれば良い。

このようにして、被験者に対応する拍数と消費カロリーとの相関関係を予め求めておく。特に、「安静時」と「活動時」との直線回帰式を用いる場合には、各回帰式の情報（回帰直線の傾きや縦軸の切片など）も予め求めておく。

なお、曲線関係にある相関関係は、その回帰式が複雑になる、あるいは、テーブル化するにしても、その記憶容量を多く必要とする、といった欠点が考えられるので、本実施形態にあっては、「安静時」と「活動時」との直線回帰式を用いる構成とするが、本発明においては、これに限られず、曲線関係にある相関関係を用いても構わない。

ところで、周知のように脈拍数は精神性の原因やその他様々な要因によって高まることがままある。したがって、単純に、検出した脈拍数に応じて適用すべき回帰式を選択する構成にすると、精神性等の活動以外の要因による脈拍数の増加であるのか、被測定者が活動したことによる脈拍数の増加であるのかの相違を判別することはできず、消費カロリーを誤って算出してしまう原因となる。

そこで、本実施形態にあっては、原則的に、被験者が安静状態にあれば「安静時」の回帰式を適用する一方、被験者が活動状態にあれば「活動時」の回帰式を適用することとした。ただし、被験者が安静状態にあっても、脈拍数が高く、かつ、体温が高い場合、被験者は活動停止直後の状態あるいは身体異常の状態にあると考えられる。このため、本実施形態にあっては、例外的に、被験者が安静状態であっても、脈拍数が高く、かつ、体温が高ければ、「活動時」の回帰式を適用することとした。

このように、被験者の安静／活動の各状態に応じて回帰式を選択し、その回帰式に脈拍数を適用することにより、単位時間あたりの消費カロリーを精度良く算出することができる。

一方、体温や脈拍数などの生態状態は、1日周期で変動するのみならず、より長い周期（例えば1ヶ月や1年）で変動することが知られている。両変動を対比すると、1日周期の変動（以後、「日内変動」という）は基準値から出発して基

準値に戻る変動であり、1ヶ月や1年周期の変動（以後、「月内変動」または「年内変動」という）は基準値自体の経日変動とすることができる。

ここで、生態状態の年内変動の一例として、直腸温（体温）の年内変動について述べると、図11（a）～（d）は、複数の被測定者について直腸温の一日における変動を示すグラフであり、それぞれ、春、夏、秋、冬における測定結果を示している。これらの図から明らかなように、ヒトの直腸温（体温）ならびにその基準値は一年を通じて変動する。脈拍数についても同様であり、その基準値も一年を通じて変動すると考えられる。

ところが、図10（a）において、被験者の基礎代謝状態での脈拍数は、相関関係を求めるにあたっての値、すなわち、ある特定時期に限った値である。このため、この値を常に相関関係の基礎とするのは、このような月内変動や年内変動を考慮しないことになり、消費カロリーの算出にあたって誤差の原因となり得る。

そこで、本実施形態にあつては、被験者の深部体温を継続的に測定して基礎代謝状態を特定し、その脈波数を求めて、相関関係を月内変動や年内変動に合わせて校正する構成とした。すなわち、本実施形態にあつては、各直線回帰式の情報をも月内変動や年内変動に合わせて校正する構成とした。

このように構成して、脈拍数の周期的変動をも考慮に入れることで、さらに、消費カロリーの精度良く算出することが可能となる。

## <2：実施形態>

以上の理論的根拠を踏まえた上で、本発明の実施形態にかかる消費カロリー測定装置について説明する。

### <2-1：機能構成>

まず、本実施形態にかかる消費カロリー測定装置の機能構成について説明する。図1は、その機能構成を示すブロック図である。

この図において、体動検出部101は、被験者の運動における体の動きを検出するセンサであり、例えば、加速度センサなどから構成される。A/D変換部1

02は、体動検出部101による体動信号をデジタル信号に変換するものであり、FFT処理部103は、デジタル信号に変換された体動信号を所定期間取り込んで、FFT（高速フーリエ変換）処理を実行するものである。体動判別部104は、このFFT処理結果に基づいて被験者が安静状態にあるか、活動（運動）状態にあるかを判別するものである。この判別方法としては、例えば、FFT処理の結果において、周波数成分の最も高い振幅レベルがしきい値よりも超えているか否かを判定して、判定結果が否定的であれば安静状態にあると判別する一方、肯定的であれば活動状態にあると判別する方法などがある。

一方、脈波検出部111は、被験者の脈波を検出するセンサである。A/D変換部112は、脈波検出部111による脈波信号をデジタル信号に変換するものであり、FFT処理部113は、デジタル信号に変換された脈波信号を所定期間取り込んでFFT処理を実行するものである。拍数演算部114は、FFT処理された脈波信号から拍数を求めるものである。なお、拍数演算部114は、後述するように、取り込まれた脈波波形のピーク間隔を求めて、その逆数を拍数として算出することもできる。また、本来的に必要なのは心拍数、すなわち、単位時間あたりにおける心臓の拍数であるが、心拍数イコール脈拍数なので、脈拍数を求める構成でも構わない。したがって、心電を検出して心拍数を直接求める構成としても良い。なお、脈拍数と心拍数とは、医学的に言えば区別されるべきものであるが、本発明においてその意味内容を区別する理由がないので、以下、両者を含めて「拍数」と表記する。

次に、体温検出部121は、後述する原理・構成によって被験者の深部体温（に十分近い体温）を測定するものであり、温度計測値に対応するアナログ信号を体温信号として出力する。体温検出部121による体温信号は、A/D変換部122によりデジタル信号に変換されて出力される。

なお、深部体温は、被験者の基礎代謝状態を特定するには有効であるが、外気温や体表面からの発汗などの影響によって、被験者の一般的体温（口内、脇下など）と差が生じる場合がある。本実施形態にあつては、消費カロリーの算出の際に拍数のほか、体動や体温をも考慮して適用する回帰式を選択する構成となっているが、この場合の体温は一般的体温である。したがって、体温検出部121に

よって検出される深部体温を一般的体温として用いる場合には、何らかの補正を行なう必要がある。ここで、かかる補正には、例えば、深部体温と一般的体温との関係を予めテーブルとして予め求めてRAM 203に記憶しておき、検出された深部体温を一般的体温に変換して用いることなどが考えられる。

次に、基礎代謝状態特定部131は、FFT処理された脈波信号から後述する方法によって被験者の基礎代謝状態を特定して、その状態の拍数を出力するものである。

さて、被験者情報記憶部141は、後述するスイッチSw1、Sw2や、外部機器によって設定された被験者の体重、身長、性別および年齢を記憶するものである。

基礎代謝量演算部142は、図12に示すテーブル（厚生省発表の昭和44年算定時の体表面積当たり基礎代謝基準値）を記憶するとともに、次の演算を実行して被験者の基礎代謝量を求めるものである。

すなわち、第1に、基礎代謝量演算部142は、被験者情報記憶部141に記憶された被験者の体重W [kg] および身長H [cm] から、被験者の体表面積BSA [m<sup>2</sup>] について、次式を用いて求める。

$$\text{体表面積BSA} = \text{体重}W^{0.72} \times \text{身長}H^{0.72} \times 7.184 \times 10^{-3}$$

ここで、体表面積BSAの一例を示すと、日本人男性24才の平均は1.65 [m<sup>2</sup>] であり、日本人女性24才の平均は1.44 [m<sup>2</sup>] である。

第2に、基礎代謝量演算部142は、被験者情報記憶部141において記憶された被験者の性別および年齢に対応する基礎代謝基準値について、上記テーブルを参照して求める。例えば、24才の女性であれば、その基礎代謝基準値は34.3 [kcal/m<sup>2</sup>/時] として求められる。

第3に、基礎代謝量演算部142は、被験者の基礎代謝量を次式にしたがって算出する。

$$\text{基礎代謝量 [kcal/時]} = \text{体表面積BSA} \times \text{基礎代謝基準値}$$

説明を再び図1に戻す。相関関係記憶部151は、被験者について求めた拍数と消費カロリーとの相関関係を記憶し、その情報を出力するものであり、本実施形態にあっては、安静時および活動時の各回帰式（図10(a)参照）の情報を

記憶して、回帰式選択部 1 5 3 により選択された回帰式の情報を出力するものである。ここで、相関関係記憶部 1 5 1 に記憶される相関関係は、例えば、後述するスイッチ Sw 1、Sw 2 や、外部機器などを介して入力される。

相関関係校正部 1 5 2 は、基礎代謝状態特定部 1 3 1 により特定された被験者の基礎代謝状態での拍数と、基礎代謝量演算部 1 4 2 により求められた被験者の基礎代謝量とから、相関関係記憶部 1 5 1 に記憶された相関関係を校正するものである。

具体的には、相関関係校正部 1 5 2 は、図 1 0 (b) に示すように、第 1 に、相関関係記憶部 1 5 1 に記憶されている相関関係について、基礎代謝状態を示す校正前の基準点 P を、特定された被験者の基礎代謝状態での拍数と被験者の基礎代謝量とにより定まる基準点 P' へと平行移動させ、第 2 に、相関関係記憶部 1 5 1 に記憶された相関関係を平行移動後の関係に書き換える。これにより、相関関係記憶部 1 5 1 に記憶された相関関係が、被験者の月内変動や年内変動に合わせて校正されることになり、本実施形態にあつては、各直線回帰式の情報更新されることになる。

なお、図 1 0 (b) は、x 方向のみの平行移動であるが、年齢、身長、体重が変化すれば、当然に基礎代謝量も変化するので、その場合には y 方向にも平行移動して校正されることになる。

一方、回帰式選択部 1 5 3 は、第 1 に、例えば体温としきい値とを比較して体温の高低を判別し、また、第 2 に、拍数としきい値とを比較して拍数の高低を判別し、第 3 に、これらの高低と体動の有無との組み合わせにおいて、適用すべき回帰式を選択するものである。具体的には、回帰式選択部 1 5 3 は、下記の①および②の場合においては活動時の回帰式を選択する一方、③および④の場合には、安静時の回帰式を選択する。

体動有 ……①

体動無、拍数高、体温高 ……②

体動無、拍数高、体温低 ……③

体動無、拍数低 ……④

なお、この場合の体温は、上述した一般的体温である。

また、②の場合において、例外的に「活動時」の回帰式を適用することとしたのは、被験者が活動停止直後の状態あるいは身体異常の状態にあると考えられるためである。また、③の場合において、被験者の拍数が高くても、体動がなく、かつ、体温も低ければ、それは精神的影響と考えられるから、本実施形態にあっては、「安静時」の回帰式を適用することとした。このため、本実施形態にあっては、単に、拍数の高低のみにより適用する回帰式を選択する上記従来技術と比較して、より正確に、消費カロリーを算出することが可能となる。

なお、本実施形態のように相関関係を「安静時」および「活動時」等に分ける場合には、その回帰式を、被験者の状態に応じて選択する必要があるため、領域OP1の構成を設けたが、曲線回帰式やテーブルなどを用いるのであれば、その構成は不要となる。

次に、酸素摂取量演算部161は、拍数演算部114により得られた拍数を、相関関係記憶部151に記憶された相関関係に適用して、実際に酸素摂取量を求めるものである。本実施形態にあっては、回帰式選択部153により選択された回帰式が適用されて酸素摂取量が求められる。消費カロリー算出部162は、求められた酸素摂取量に4.85 [kcal/l]の係数を乗算して、当該単位時間あたりの消費カロリーを算出するものである。

記憶部163は、算出された消費カロリーを順次記憶するものである。また、告知部164は、算出された消費カロリーや、記憶部163の記憶内容などに基づいた告知を行なうものである。

また、制御部170は、各部の動作を制御するものである。

### <2-1-1：深部体温の測定原理>

ここで、本実施形態における体温測定の原理について述べる。本発明者らは、開口径5ミリ程度の放射温度計を用いて、橈骨動脈部の周辺の温度分布を測定する実験を行なった。その結果、橈骨動脈部の略直上における温度が、周辺部の温度に比べて1°C弱高くなっており、平熱に近い体温が測定されることが判明した。そこで以下、本発明者らが実施した実験の詳細およびその結果について説明する。

図13は測定部位の外観を示した図である。温度の測定は、橈骨茎状突起から中枢側へ10ミリメートルだけ移動したところの橈骨動脈／尺骨動脈に直交する仮想線上で実施することとした。そして、図14に示すように、この線上において5ミリメートル間隔で測定点を設けた。各測定点における温度の測定結果は同図に示されている通りであって、同図(a)は腕が乾燥した状態での実験結果であり、同図(b)は測定部位を一旦水で濡らした後に温度測定を行なった際の実験の結果である。これらの結果から明らかなように、橈骨動脈上の温度と尺骨動脈上の温度とは何れも周辺部に比べて高く、より深部体温に近い値となっている。しかも、動脈上の温度と周辺部との温度の差異は、水濡れ後の場合にいっそう顕著に現れており、特に橈骨動脈上において測定される温度は、水濡れの影響をほとんど受けずに乾燥時のそれに略等しい値が得られている。

以上の現象を医学的見地から説明すると、そもそも橈骨動脈などの動脈は血液という熱源を搬送する経路になっていることから、このような動脈の直上部分における表皮の温度は、その周辺部に比べて深部体温に十分近いものになっていると考えられる。くわえて、橈骨動脈の直上部分では、心臓からの血液の拍出に伴って時間応答の速い拍動が観測される。したがって、拍動を発生している部分を探し出してその部分の温度を測ることで、深部体温に十分近い体温を得ることができる。

ここで、解剖学的な見地からすると、拍動の検出部位としては細小動脈を除く動脈(即ち、大動脈、中動脈、小動脈の各動脈)の直上部であればどこであっても良い。例えば、中動脈の部位としては上述した橈骨動脈が挙げられ、また、小動脈としては指の側胴部が挙げられる。

なお、これら各動脈についてより詳しく説明すると、心臓から人体の各部へ血液を分配するとともに、人体の各部から血液を帰還させる肉体的な血管路を広域循環系と呼んでいる。図15は広域循環系の様子を説明した図である。これに対し、体液と組織の間の交換に与る顕微鏡的な血管と、これに伴うリンパ毛細血管、および、これらを取り囲む間質ないし実質組織を包含した循環単位を微少循環系と呼んでいる。微少循環系では、図16に示すように、動脈系の末端において、細小動脈が網状の毛細血管に分岐した後、これが再び集合して細小静脈となり、

静脈へとつながる。

以上のように、橈骨動脈部などの末梢部で体温を測定しても、常時水にさらされるといった特異な状況下でなく、普通に生活している限りは、水濡れ後などであってもかなりの精度で深部体温に近い体温を測定できると言える。例えば、寝ている間にその人の体温の変化を見るといった用途を想定すると、上述したような測定原理に従うことで何ら問題のない体温測定ができる。

このような原理を前提として、本実施形態にあっては、被験者の深部体温に十分近い体温を測定するため、後述するように、温度センサと圧力センサとを当該被験者の橈骨動脈上近傍に設置し、その部位にて検出した温度を被験者の体温とする構成となっている。

なお、従来において、深部体温を測定する場合、直腸、舌、脇の下などで温度測定を行なわれていたが、装置自体も卓上型の機器で構成しているのが現状であり、これらの部位での測定は一時点における測定しかできなかった。さらに、装置が一般に大型であるため、常時携帯しながら継続的に体温を測定するようなことはできなかった。

これに対し、本実施形態によれば、被験者の深部体温に十分近い体温を、比較的簡便に測定することができる。このため、本実施形態において測定される被験者の深部体温に十分近い体温は、消費カロリー算出に有用であることのみならず、それ自体、臨床医学の観点において極めて重要な意義を有する。

したがって、求めた深部体温それ自体、あるいは、処理を施したものを被験者や第三者などに告知する構成も、当然に意義を有するものとなるが、この構成については後述することとする。

## < 2 - 1 - 2 : 基礎代謝状態の特定 >

次に、本実施形態における基礎代謝状態特定部 1 3 1 がいかにして被験者の基礎代謝状態を特定するかについて述べる。

まず、基礎代謝状態特定部 1 3 1 は、被験者の基礎代謝状態を特定するにあたって鎮静期間を想定する。ここで、鎮静期間とは、生態の状態が一日のうちで最も基礎代謝に近い状態となる期間であり、通常、覚醒時やレム睡眠時を除いた深

い睡眠（深睡眠）時に現れる。したがって、本実施形態では、まず、深睡眠期間を特定している。覚醒時およびレム睡眠時に比較して、深睡眠時では、体動の強度（加速度レベル）が明らかに小となる。したがって、体動信号に基づく加速度のレベルがしきい値以下となる期間を深睡眠期間として特定することができる。

しかし、通常、このような深睡眠期間は、求めようとする鎮静期間に比較して遥かに長い期間となる。前述したように、生態の状態は一日を周期として常に変動しており、基準値をとるのは僅かな期間においてのみである。したがって、鎮静期間を上記深睡眠期間程度に長くすると、その期間における代表値は、基準値と乖離する虞がある。すなわち、上記深睡眠期間を、さらに詳細に特定して鎮静期間を求めるべきである。そこで、本実施形態では、体温の変動を監視して十分に短い鎮静期間を求めている。

一般に、体温が日内変動を伴うこと、および、その変動曲線が基礎代謝状態にあっては下降から上昇へ転ずることが知られている。そこで、本実施形態では、測定期間内の体温の変動曲線を求め、この曲線の変曲点のうち、極小値をとる変曲点が深睡眠期間内にある場合には、当該変曲点付近の所定時間を鎮静期間として特定している。体温の変動曲線は所定時間間隔で入力した各体温と各入力時刻とで特定される各点にできるだけ適合した曲線の方程式を公知の手法（例えば、最小2乗法）で求めることによって得られる。

なお、深睡眠時間を考慮せずに、体温の変動曲線において極小値をとる変曲点付近の所定時間をそのまま鎮静期間として特定するようにしても良い。ただし、被験者の生活リズムや使用形態によっては、極小値をとる変曲点が深睡眠期間外の期間に現れることも考えられるので、本実施形態では、深睡眠期間と体温の変動曲線とを併用している。また、深睡眠期間の判定の基準となるし拍数と消費カロリーとの相関関係を記憶する相関関係記憶手段と、前記相関関係記憶手段に記憶された相関関係を、前記基礎代謝状態特定手段により特定された基礎代謝状態を用いて校正する相関関係校正手段と、被験者の拍数を、前記相関関係記憶手段に記憶された相関関係にきい値を十分に小とし、深睡眠期間を十分に短くする場合には、深睡眠時間をそのまま鎮静期間とすることも可能である。

また、このように特定された鎮静期間にて取得された生体情報について検討し

てみると、当該生体情報は、当該生体の月内変動や年内変動などの基準となるべき値であり、上記深部体温と同様に、消費カロリー算出に有用であることのみならず、それ自体、極めて重要な意義を有する。

したがって、鎮静期間にて取得された生体情報それ自体、あるいは、処理を施したものを被験者や第三者などに告知する構成も、当然に意義を有するものとなるが、この構成についても後述することとする。

## <2-2：電氣的構成>

次に、図1に示した機能構成を実現するための電氣的構成について説明する。図2は、その構成を示すブロック図である。

この図において、CPU201は、バスBを介した各部の制御や、各種処理の実行、演算などを、ROM202に記憶された基本プログラムに基づいて行なうものであり、図1におけるFFT処理部103、113、体動判別部104、拍数演算部114、基礎代謝状態特定部131、基礎代謝量校正部142、相関関係校正部152、回帰式選択部153、酸素摂取量演算部161、消費カロリー算出部162および制御部170に相当する。

RAM（ランダムアクセスメモリ）203は、後述する各種センサの計測値や算出結果を蓄積するほか、CPU201が演算を行なう際の作業領域、さらに、目標値の記憶領域としても用いられ、図1における被験者情報記憶部141、相関関係記憶部151および記憶部163に相当する。

スイッチインターフェイス204は、スイッチSw1およびSw2の操作状態を検出し、その旨をCPU201に通知するものである。ここで、これらスイッチは腕時計などの携帯機器に設けられており、スイッチSw1は、消費カロリーの測定開始、測定終了を指示するものである。また、スイッチSw2は、各種機能（モード）の選択をするためのものである。

表示部205は、スイッチSw1、Sw2と同様、腕時計などの携帯機器に設けられ、CPU201の制御により各種の情報を表示するものであり、例えばLCD（液晶表示パネル）などにより構成される。アラーム部206は、CPU201の制御によりアラーム音を発生して、被験者に各種の状態変化を告知するも

のである。これら表示部205およびアラーム部206が、図1における告知部164に相当している。また、I/Oインターフェイス207は、LEDおよびフォトランジスタを有し、外部機器と情報の授受を行なうためのものである。

時計回路208は、予め設定された時間間隔毎にCPU201に対し割込信号を送出して各種の割込処理をさせる機能のほか、通常の計時機能を有するものである。このため、CPU201は、時計回路208から現在時刻を読み取ることができる。

体動センサインターフェイス209は、体動検出部101による体動信号を所定の間隔でサンプリングして、デジタル信号に変換して出力するものであり、図1におけるA/D変換部102に相当する。

圧力センサPs1～Ps6は、被験者の橈骨動脈部分の近傍における脈圧を計測するためのセンサであって、当該部分の脈圧に対応したアナログ量の電気信号を脈波信号として出力するものであり、全体で図1における脈波検出部111に相当する。圧力センサインターフェイス210は、圧力センサPs1～Ps6による各脈波信号を所定の間隔でサンプリングして、デジタル信号に変換して出力するものであり、図1におけるA/D変換部112に相当する。

温度センサTs1～Ts6は、それぞれ圧力センサPs1～Ps6に隣接して配置されており、いずれも橈骨動脈部近傍の表皮の温度を計測して、この温度計測値に対応したアナログ量の電気信号を体温信号として出力するものであり、全体で図1における体温検出部121に相当する。温度センサインターフェイス211は、温度センサTs1～Ts6による各体温信号を所定の間隔でサンプリングして、デジタル信号に変換して出力するものであり、図1におけるA/D変換部122に相当する。なお、温度センサとしては、熱電対を用いたものなどが変換効率の面からは好ましいが、サーモパイル等の焦電効果素子、サーミスタ、ダイオードやランジスタなどの逆方向電流の温度特性を利用したものなどであっても良い。

### <2-3：外観構成>

このように本実施形態は、圧力センサPs1～Ps6および温度センサTs1

～T s 6 を組み合わせて用いる。そこで、以下、図 3 を参照して装置の外観について説明をする。

同図 (a) は、本実施形態にかかる消費カロリー測定装置の底面図であり、腕時計構造を有する装置本体 300 の側面には、上述したスイッチ S w 1 および S w 2 がそれぞれ設けられている。また、圧力センサ P s 1 ～ P s 6 および温度センサ T s 1 ～ T s 6 は、それぞれバンド 301 の長手方向に一行に並べられている。

より詳細には、圧力センサ P s i ( i = 1 ～ 6 ) と温度センサ T s i ( i = 1 ～ 6 ) とは、それぞれバンド 301 の幅方向に隣接して配置しており、これら圧力センサ P s i と温度センサ T s i とは 1 つの組を形成している。そして、バンド 301 を被験者の手首に巻回させることで、圧力センサ T s 1 ～ T s 6 と温度センサ T s 1 ～ T s 6 とが橈骨動脈の走っている近傍の表皮に密着するようになる。

なお、同図 (b) は、本実施形態にかかる消費カロリー測定装置の平面図であって、その上面には、上述した表示部 205 が設けられている。また、装置本体 300 には、この他に、後述する外部機器と光通信を行なうために、送信部たる LED と、受信部たるフォトランジスタとが設けられる (いずれも図示せず)。

#### < 2 - 4 : 温度センサおよび圧力センサの詳細構成 >

ここで、温度センサおよび圧力センサの具体的な構造の一例について説明する。以下に説明するセンサは、本発明者によって発明され、特願平 6 - 10144 号公報 (発明の名称 ; 圧力センサ、該センサを用いた圧力振動検出装置および脈波検出装置) に開示された圧力センサを応用したものである。

図 4 は、本発明に係る圧力センサおよび温度センサの構造を示しており、同図 (a) は圧力センサの部分断面の斜視図、同図 (b) は圧力センサの部分断面の斜視透視図である。そして、同図に示すセンサは、例えば図 2 あるいは図 3 の圧力センサ P s 1 と温度センサ T s 1 とが組み合わされた 1 組に相当している。

図 4 (a) および (b) において、圧力センサ 60 は、感圧素子 S<sub>1</sub> ～ S<sub>4</sub> と半球形状の弾性ゴム 61 から構成され、以下では、弾性ゴム 61 の形状を理想的な

半球面とする。感圧素子 $S_1 \sim S_4$ の各々は、弾性ゴム61の底面Lに設置され、検出圧力に比例した電圧 $V_1 \sim V_4$ を検出信号としてそれぞれ出力する。これら感圧素子 $S_1 \sim S_4$ による検出位置 $Q_1 \sim Q_4$ の座標 $(x, y)$ は、弾性ゴム61の半径を $r$ 、底面Lの中心を原点 $(0, 0)$ とし、 $r > a > 0$ であるとすると、それぞれ $(a, 0)$ 、 $(0, a)$ 、 $(-a, 0)$ 、 $(0, -a)$ となる。すなわち、感圧素子 $S_1 \sim S_4$ によって圧力を検出すべき座標は、底面Lの $x, y$ 軸上であって、原点から互いに等距離 $a$ だけ離れている。

一方、温度センサ62は熱電対で構成されており、底面Lの中心部（すなわち、原点）に配置され、熱電対の両導線に接続されたリード線80、80が図2の温度センサインターフェイス211に接続されている。図4(a)あるいは(b)に示すように、温度センサ62を感圧素子 $S_1 \sim S_4$ と同一平面内に配置すると、体温測定にあたって、動脈血管上の組織における正確な温度計測が実現されることになる。また、温度センサ62が底面L上において占有する面積が、感圧素子 $S_1 \sim S_4$ の各々が底面L上で占める面積よりも小さくなるように構成することが好ましい。そして、温度センサ62の占有面積を小さくすれば、それだけ熱電変換効率が高まることになる。

次に、図5を参照して、各感圧素子と弾性ゴム61との接合部について感圧素子 $S_1$ を例にとって説明する。図に示すように、弾性ゴム61の底面Lには、半導体基板63が、弾性を有する接着層64により接着される。また、半導体基板63には、検出位置 $Q_1$ における圧力を検出する感圧素子 $S_1$ が、検出位置において開口している中空室65<sub>1</sub>とともに形成されている。この感圧素子 $S_1$ は、ダイヤフラムとして用いる厚さ約数十 $\mu\text{m}$ の薄肉部66<sub>1</sub>、および、この薄肉部66<sub>1</sub>の表面に形成されたストレン・ゲージ67<sub>1</sub>から構成される。

ここで、感圧素子 $S_1$ は既知の半導体エッチング技術により形成され、特にストレン・ゲージ67<sub>1</sub>は、不純物（例えばボロン）の選択拡散技術を用いて形成されるピエゾ抵抗素子（p型抵抗層）から成る。このようなストレン・ゲージ67<sub>1</sub>が歪むと、その歪みに応じてその抵抗値が変化することとなる。

同様に、感圧素子 $S_2 \sim S_4$ が半導体基板63上に形成されており、検出位置 $Q_2 \sim Q_4$ における圧力に比例してそれぞれの抵抗値が変化することとなる。

かかる構成の圧力センサ60において、弾性ゴム61の半球面上にて圧力振動が生じると、この圧力振動が弾性ゴム61内を弾性波として伝播して検出位置 $Q_1$ にて微震動となり、中空室65<sub>1</sub>内の圧力を変動させる。その際、ストレン・ゲージ67<sub>1</sub>は、中空室65<sub>1</sub>の内圧と大気圧解放口68<sub>1</sub>を介した外圧との圧力差によって歪むため、その抵抗値はこの圧力振動に応じて変化することになる。ここで、ストレン・ゲージ67<sub>1</sub>~67<sub>4</sub>の両端部には、外部回路に導くための図示しないアルミ電極が蒸着されており、後述する回路によってそれぞれ抵抗/電圧変換されて、この電圧が検出位置 $Q_1$ ~ $Q_4$ における圧力に比例した検出電圧 $V_1$ ~ $V_4$ として出力される。

次に、感圧素子 $S_1$ ~ $S_4$ の電氣的接続とそのバイアスとについて図6を参照して説明する。なお、同図において、ストレン・ゲージ67<sub>1</sub>~67<sub>4</sub>はいずれも等価的に可変抵抗器として示されている。この図に示すように、感圧素子 $S_1$ ~ $S_4$ に対応するストレン・ゲージ67<sub>1</sub>~67<sub>4</sub>の各々は、互いに直列接続されており、これらの両端にそれぞれ出力端子69, ..., 69が設けられている。そして、ストレン・ゲージ67<sub>1</sub>~67<sub>4</sub>の直列両端がバイアス回路70に接続される。

このバイアス回路70は、定電流回路71と、定電流回路71の出力信号をオン/オフするスイッチ72と、制御信号Tがハイレベルの状態となったときにスイッチ72をオンさせる切換回路73とから構成される。そして、制御信号Tがハイレベルの状態において、定電流回路71の出力信号がストレン・ゲージ67<sub>1</sub>~67<sub>4</sub>に印加されるようになっている。ここで、前述したように、ストレン・ゲージの抵抗値は歪みに応じて変化するので、各ストレン・ゲージ67<sub>1</sub>~67<sub>4</sub>に同一の定電流を流すと、各出力端子69, ..., 69間の電圧 $V_1$ ~ $V_4$ は、それぞれ検出位置 $Q_1$ ~ $Q_4$ での各圧力に比例し、かつ、各圧力の大きさを相対的に示したものとなる。

また、温度センサを弾性ゴム61に設ける他の実現例として図7に示す形態が考えられる。この形態では温度センサ62として熱電対アレイを採用しており、弾性ゴム61には円形の開口部81が設けられ、併せて、温度センサ62を通る鉛直線を中心軸とした円柱状の導光路82が穿たれている。これにより、弾性ゴム61に対向する生体からの放射エネルギーを温度センサ62が受熱して温度計

測がなされる。なお、円柱状の導光路 8 2 の直径は温度センサ 6 2 の直径の約 2 倍としてある。また、図 7 の形態の変形例として、導光路 8 2 中にレンズ系などの集光用の光学手段を設けるように構成することが考えられる。

ここで、圧力センサ 6 0 を用いた脈波測定の原理を説明する。なお、以下では対象とする動脈がほとんど皮膚表層を通ることを想定している。いま、図 8 に示すように、弾性ゴム 6 1 の半球面側が動脈 7 5 の近傍を押圧したとする。すると、弾性ゴム 6 1 の半球面上の点  $P_n$  には、動脈 7 5 から発生する圧力振動波（脈波）によって振動が発生する。ちなみに、点  $P_n$  は振動の重心（中心）である。この振動は弾性ゴム 6 1 を伝播して、感圧素子  $S_1 \sim S_4$  によって脈波を示す電気信号（すなわち、電圧  $V_1 \sim V_4$ ）を有する検出信号としてそれぞれ出力される。なお、図 8 において、符号 7 6 は腕の皮膚下の組織である。

そして、図 2 に示す圧力センサインターフェイス 2 1 0 は、各圧力センサにつき、感圧素子  $S_1 \sim S_4$  による検出電圧  $V_1 \sim V_4$  の各々をサンプリングして、A/D（アナログ/デジタル）変換を行なって、変換された電圧をバス B へ送出する。ここで、A/D 変換がなされるのは電圧  $V_1 \sim V_4$  の 4 つについてはあるが、何れかの電圧だけを A/D 変換することとしても良い。また、CPU 2 0 1 が、これらの電圧のうち最も大きいものを判別して、いずれか 1 つについて変換するようにしても良い。

## < 2 - 5 : 外部機器 >

次に、本実施形態にかかる消費カロリー測定装置ではないが、本装置と情報の授受を行なう外部機器について図 9 を参照して概説する。この図のように、外部機器は、機器本体 6 0 0 や、ディスプレイ 6 0 1、キーボード 6 0 2、プリンタ 6 0 3 などから構成されており、以下の点を除いて通常のパーソナルコンピュータと同じものである。

すなわち、機器本体 6 0 0 は、光信号によるデータを送受信するため、図示しない送信制御部および受信制御部からなる光インターフェイスを内蔵しており、このうち、送信制御部は、光信号を送信するための LED 6 0 4 を有する一方、受信制御部は、光信号を受信するためのフォトランジスタ 6 0 5 を有している。

これらLED 604、フォトトランジスタ605には、消費カロリー測定装置の装置本体300に設けられるLEDおよびフォトトランジスタの特性と同一もしくは近似しているものがそれぞれ用いられる。ここでは、近赤外線タイプ（例えば中心波長が940nmのもの）が望ましい。そして、近赤外線タイプを用いる場合には、可視光を遮断するための可視光カット用のフィルタが、機器本体600の前面に設けられ、光通信用の通信窓606となっている。

このような外部機器と、消費カロリー測定装置の装置本体300とは、光通信により情報の授受を互いに行なうようになっている。なお、その情報授受における内容については、動作のところで説明する。

また、本実施形態にあつては、通信機能を光通信で行なうこととしたが、このほか、電波による無線通信やケーブルを介した有線通信など種々の態様が考えられる。

## <2-6:動作>

次に、本実施形態にかかる消費カロリー測定装置の動作について説明する。

上述したように、装置本体300は、腕時計の構造を有するため、消費カロリーの測定にかかる機能のほか計時機能も有する。しかし、計時機能は、本発明に直接関係ないので、以下の動作については、消費カロリーの測定にかかる機能を中心に説明することとする。

まず、被験者は、支障のない限り装置本体300を装着しておくように心がけるものとし、消費したカロリーを知る必要が生じた時点でスイッチSw1を押下する。すると、CPU201は、スイッチインターフェイス204を介して当該スイッチの押下を認識するとともに、圧力センサインターフェイス210を介して、圧力センサPs1～Ps6による脈波信号を順次読み取ってRAM203に格納していく。

この取り込み処理が完了すると、CPU201は、計合6個の圧力計測値の中から最大値を選択し、最大の脈圧が計測された圧力センサを特定する。そして、以後、この特定した圧力センサと、その対となっている温度センサとを用いて計測するように設定する。

### <2-6-1: 基礎代謝状態の特定>

次に、本実施形態における基礎代謝状態の特定動作について説明する。なお、以下の処理においては、被験者の体重、身長、性別、年齢および相関関係（各直線回帰式の情報）が、Sw1、Sw2（あるいは外部機器）によって、RAM201に（すなわち被験者情報記憶部141および相関関係記憶部151に）予めセットされた状態を前提とする。また、この校正は、毎日、予めセットされた測定期間（すなわち、一般に被験者が基礎代謝状態に近い状態になるであろう期間）に実行される。

まず、CPU201は、時計回路208による現在時刻が測定期間の開始時刻Sに至ると、体動検出部101による体動信号を、体動センサインターフェイス209を介して継続的に入力する。なお、本実施形態では、測定開始時刻Sおよび測定終了時刻Eの初期値を、それぞれROM202に予め記憶された時刻の2:00および6:00とするが、これは、健常者においては、2:00から6:00までの間に活動代謝が最も下がる鎮静状態があることが、体温、血圧、拍数等の日内変動として公知だからである。

CPU201は、測定期間において入力した体動信号に基づいて、被験者の加速度がしきい値T以下になった時点と、当該時点以降において加速度が最初にしきい値Tを超えた時点とを検出し、両時点で挟まれた期間を前述の深睡眠期間として特定する。

次に、CPU201は、特定した深睡眠期間において、体温検出部121による体温信号を、温度センサインターフェイス211を介し所定の時間間隔毎に入力するとともに、得られた体温を入力時刻に対応付けてRAM203に書き込む。これと平行して、CPU201は、特定した深睡眠期間において、脈波検出部111から脈波信号を、圧力センサインターフェイス210を介し所定の時間間隔毎に入力して拍数を求め、これを入力時刻に対応付けてRAM203に書き込む。

なお、入力時刻とRAM203のアドレスとを予め対応付け、入力時刻に対応したアドレスに各種データを書き込むようにしても良いし、最初に測定されたデータ以外のデータを直前のデータからの差分として表現するようにしてもよい。このようにすることにより、RAM203に記憶されるデータ量を削減すること

が可能である。

また、CPU 201は、深睡眠期間が十分な時間的長さに満たない場合、すなわち、深睡眠期間が鎮静期間の長さに満たない場合には、当該深睡眠期間にRAM 203に書き込んだデータを消去し、上述した深睡眠期間の検出処理を継続する。

次に、CPU 201は、時計回路 208による現在時刻が測定期間の終了時刻Eに至ると、第1に、RAM 203に記憶された体温からその変動曲線を求め、第2に、この曲線の変曲点のうち、極小値をとる変曲点を求め、第3に、この変曲点が深睡眠期間内にある場合に、当該変曲点の時刻（測定時刻）を中心にした所定時間を鎮静期間として特定し、当該時刻に相当する拍数を基準値としてRAM 203から読み出す。なお、この際、特定された鎮静期間において得られた拍数の平均値を基準値としても良い。こうして、被験者が基礎代謝状態（に近い状態）にある場合の拍数が求められる。

そして、CPU 201は、上述した方法にしたがって、RAM 201に記憶された回帰式の情報と、それぞれ基準値たる当該拍数と被験者の基礎代謝量とに基づき校正する（図10（b）参照）。

なお、十分な長さの深睡眠期間を特定できなかった場合や、極小値をとる変曲点が深睡眠期間内にない場合、あるいは、極小値をとる変曲点が得られずに鎮静期間を特定できなかった場合、CPU 201はその旨を表示部 205に告知させる一方、回帰式情報の校正を実行しないように構成するのが望ましい。

#### <2-7-1：消費カロリーの算出>

次に、消費カロリー測定装置による消費カロリーの算出の具体的動作について説明する。この算出動作は、図17に示す割込処理①を単位時間（一定時間、例えば、1分）毎に実行することによって、行なわれる。かかる割込処理①は、時計回路 208による割込信号に基づいてCPU 201が実行する。

まず、ステップSa1においてCPU 201は、脈波検出部 111による脈波信号を、圧力センサインターフェイス 210を介し入力して、拍数を求める。

次に、ステップSa2においてCPU 201は、体動検出部 101による体動

信号を、体動センサインターフェイス209を介して入力し、被験者における体動の有無を判別して、活動状態にあるか否かを判定する。

ここで、被験者の安静状態にあれば、CPU201はステップSa3において、先に求めた拍数がしきい値以上であるか否かを判別する。そして、被験者の拍数がしきい値以上であれば、CPU201はステップSa4において、さらに、体温検出部111による体温信号を、温度センサインターフェイス211を介して入力して、被験者における体温がしきい値以上であるか否かを判別する。

ここで、ステップSa2の判別結果が「Yes」であれば、上記①の場合であり、ステップSa4の判別結果が「Yes」であれば、上記②の場合であるから、CPU201は、ステップSa5において、用いる回帰式として活動時のものを選択する。

一方、ステップSa3の判別結果が「No」であれば、上記④の場合であり、ステップSa4の判別結果が「No」であれば、上記③の場合であるから、CPU201は、ステップSa6において、用いる回帰式として安静時のものを選択する。

次に、ステップSa7においてCPU201は、選択した回帰式に、先に求めた拍数を代入して酸素摂取量を求め、これに、係数を乗じて、当該単位時間あたりの消費カロリーを算出する。そして、ステップSa8においてCPU201は、算出した消費カロリーを、表示部205に告知させるとともに、RAM203に時系列的に格納する。

したがって、このような割込処理①が実行されることにより、当該単位時間あたりの消費カロリーが表示部205において単位時間毎に表示・更新されるとともに、RAM203には、当該単位時間毎の消費カロリーの値が時系列的に順次記憶されることとなる。

#### <2-7-2：消費カロリーの時間的推移、目標値との比較>

次に、RAM203に記憶された単位時間毎の消費カロリーの値について、所定期間毎に処理する動作について説明する。ここで、所定期間とは、割込処理①の実行間隔と同じもしくはそれより長い期間であって、日常生活に根拠をおくも

のをいい、例えば、分、時、日、週、月、年である。さらに、これらのなかから、スイッチSw1あるいはSw2によって選択可能とする構成が望ましい。

そして、この処理動作は、図18に示す割込処理②を、所定期間毎に実行することによって、行なわれる。かかる割込処理②は、割込処理①と同様に、時計回路208による割込信号に基づいてCPU201が実行する。

まず、ステップSb1においてCPU201は、この割込処理②を前回起動してから、今回起動するまでにRAM203に記憶された消費カロリーの値をすべて読み出すとともに、これらの値をすべて積算する。すなわち、この割込処理②の実行間隔である所定期間において、先に述べた割込処理①の実行により単位時間毎に求められた消費カロリーの値がすべて積算されて、所定期間の消費カロリーが算出される。ここで、所定期間として「時」が選択されていれば、1時間あたりの消費カロリーが算出されることになり、また、「日」が選択されていれば、1日あたりの消費カロリーが算出されることになる。

次に、CPU201は、ステップSb2において、積算した消費カロリーを表示部205に告知させ、ステップSb3において、積算した消費カロリーの値をRAM203に時系列的に格納する。ここで、ステップSb2における告知には、例えば、消費カロリーの数値の表示などがあるが、後述するように種々の態様が、考えられる。

そして、CPU201は、ステップSb4において、格納した消費カロリーの積算値を例えば過去30点分読み出し、ステップSb5において、表示部205に対し、読み出した積算値をy軸に、記憶した時間をx軸にして順次プロットして、2次元表示を行なわせるように制御する。この場合における表示部205による表示の一例を図19に示す。この図に示すように、消費カロリーが所定期間毎にどのように推移しているかが判明するので、被験者にとっては、今後の運動などにおける指針として役立てることが可能となる。なお、この図の例では、所定期間を「H」としている。

次に、ステップSb6においてCPU201は、所定期間における消費カロリーの目標値がRAM203にセットされているか否かを判別する。この目標値は、例えば、スイッチSw1、Sw2、あるいは、外部機器との通信によって、被験

者や医師等の第三者がセットするものである。

この判別結果が「No」であれば、以下の処理を実行する必要がないので、CPU201は、今回の割込処理②を終了する。

一方、この判別結果が「Yes」であれば、CPU201は、ステップSb7において、今回のステップSb1による積算値と当該目標値とを比較して、当該目標値に対する達成率Gを次式によって算出する。

$$\text{達成率}G = (\text{積算値} / \text{目標値}) \times 100$$

引き続き、ステップSb8においてCPU201は、達成率Gの数値を表示部207に表示させる。また、単なる数値表示のほか、図20に示すような棒グラフや図21に示すような円グラフでの表示も可能である。なお、これら棒グラフや円グラフでは、目標値が▽マークで表示されるようになっており、現時点において積算された消費カロリーと目標との関係が一目でわかるようになっている。なお、これら図20および図21に示す例においても、所定期間を「日」としている。また、このほか、図22に示すように、達成率Gに応じたフェイスチャートを表示しても良い。

そして、CPU201は、この告知の後、次回の実行に備えるべく、今回の割込処理②を終了する。

このような割込処理②が実行されることにより、当該所定期間における消費カロリーの積算値が表示部205において所定期間毎に表示・更新されるとともに、その時間的推移が表示され、さらに、目標値がセットされていれば、当該目標値に対する達成率G、あるいは、それに対応するフェイスチャートも告知されることとなる。

以上は割込処理①および②を組み合わせた結果であるが、同じような効果は、次の割込処理③および④を組み合わせても奏することができる。

### <2-7-3：消費カロリーの算出、目標値からの減算>

ここで、割込処理③は、単位時間毎に実行され、その都度、消費カロリーを算出する点において上記割込処理①と同様であるが、その消費カロリーを順次記憶するのではなく、所定期間の目標値からその都度、減算していく点で上記割込処

理①とは異なる。したがって、この割込処理③をはじめて実行してから所定期間経過後に、その減算結果をみれば、目標値に対する達成率Gを算出することができる。かかる算出については、所定期間毎の割込処理④の実行によって行なわれる。

そこでまず、割込処理③について図23を参照して説明する。はじめに、ステップSc1においてCPU201は、所定期間における消費カロリーの目標値がRAM203にセットされているか否かを判別する。この目標値は、上述したように、例えば、スイッチSw1、Sw2、あるいは、外部機器との通信によって、被験者や医師等の第三者がセットするものである。

この判別結果が「No」であれば、以下の処理を実行する必要がないので、CPU201は、今回の割込処理③を直ちに終了する。

一方、判別結果が「Yes」であれば、CPU201は、ステップSc2において、レジスタnの値がゼロであるか否かを判別する。ここで、レジスタnは、割込処理④が実行されると、ゼロにクリアされるものであって、割込処理③が実行される毎に「1」だけインクリメントされるものである。したがって、レジスタnの値がゼロであるということは、前回の割込処理④が実行されてからはじめて割込処理③が実行されたことを示す。

この判別結果が「Yes」であれば、CPU201はステップSc3において、レジスタTEMPに目標値をセットする一方、「No」であれば、ステップSc3をスキップする。

次に、ステップSc4～Sc10は、割込処理①におけるステップSa1～Sa7と同一である。すなわち、CPU201は、被験者の安静／活動の各状態、および、被験者の精神的状態を考慮して、適用すべき回帰式を選択し、単位時間あたりの消費カロリーの値Bを算出する。

値Bを算出すると、CPU201は、ステップSc11において、レジスタTEMPから値Bを減算して、その減算結果を新たなレジスタTEMPの値としてセットし、ステップSc12において、その減算結果たるレジスタTEMPの値を表示部205に告知させる。

そして、CPU201は、今回、割込処理③を実行したことに伴い、レジスタ

nの値を「1」だけインクリメントして、処理を終了する。

こうして、前回の割込処理④が実行されてからはじめて割込処理③が実行されると、レジスタTEMPに目標値がセットされ、以後、割込処理①が単位時間毎に繰り返して実行されると、その都度、レジスタTEMPから消費カロリーが減算されるとともに、その減算結果が告知されることとなる。したがって、目標値から割込処理①の実行毎に、当該消費カロリーが減算されていくことになる。

#### <2-7-4：目標値との比較>

次に、割込処理④について図24を参照して説明する。なお、割込処理④は、所定期間毎に実行されるものであり、その意味は、割込処理②における意味と同一である。

はじめに、CPU201は、ステップSd1において、現時点におけるレジスタTEMPの値と当該目標値とを比較し、当該目標値に対する達成率Gを次式によって算出する。

$$\text{達成率}G = (\text{目標値} - \text{TEMP} / \text{目標値}) \times 100$$

引き続き、ステップSd2においてCPU201は、達成率Gの数値を表示部207に表示させる。この場合も、図20や図21に示すように、数値に基づく表示のほか、図22に示すように、達成率Gに応じたフェイスチャートを表示しても良い。

そして、ステップSd3においてCPU201は、今回、割込処理④を実行したことに伴い、レジスタnの値をゼロにクリアし、この直後に実行される割込処理③に備える。

このような割込処理③および④を実行することによっても、割込処理①および②と同様に、所定期間における消費カロリーの目標値に対して、実際に消費されたカロリーの達成率Gを知ることができる。

#### <2-7-5：変化率の告知>

上述した割込処理②（④）は、所定期間における消費カロリーの目標値に対して、実際に消費されたカロリーの達成率Gを求めるものであった。ここで、例え

ば、所定期間を「10分」というように比較的短い期間と想定した場合、単位時間あたりの消費カロリーが、10分前の値と比べてどの程度変化しているか、すなわち、その間の変化率が判れば、時間的推移における特性を所望のものとしたり、目標値を達成するには、どの程度活動しなければならないかを直感的に知ることができる。

このような変化率は、例えば、割込処理①において、RAM 203から所定期間前に算出された消費カロリーを読み出し、この消費カロリーと、今回、算出した消費カロリーとの変化分を、所定期間に相当する時間で除算することで算出される。そして、算出された変化率を表示部 205に告知させれば良い。この場合にも、被験者や医師等の第三者が、変化率の目標値をRAM 203にセットする一方、実際に変化率が算出された場合に、目標値に対する達成率Gを算出して告知する構成としても良い。さらに、算出された変化率を時系列的にRAM 203に記憶するようにしても良い。

#### <2-7-6：通信機能>

次に、本実施形態にかかる消費カロリー測定装置が、図9に示す外部機器と通信を行なって各種情報の授受を行なう場合の動作について説明する。

まず、外部機器と通信を行なう場合、被験者は、図3に示す装置本体300のLEDおよびフォトトランジスタを、外部機器の通信窓606に対向させる。

以下については、情報を外部機器に送信する送信機能と、外部機器から情報を受信する受信機能とに分けて説明する。

##### <2-7-6-1：送信機能>

装置本体300のLEDおよびフォトトランジスタを露出させ、外部機器の通信窓606に対向させた状態において、被験者等がスイッチSw2を操作して、送信機能を実行するためのモードに設定すると、図2におけるCPU201は、次の情報をI/Oインターフェイス209、および、外部機器の光インターフェイスを介し、機器本体600に送信する。すなわち、CPU201は、割込処理①のステップSa8において時系列的に記憶された単位時間毎の消費カロリー、

割込処理②のステップS b 3において時系列的に記憶された所定期間における消費カロリーの積算値、あるいは、時系列的に記憶された消費カロリーの变化率を送信する。この際、体動検出部101手段により検出された体動、体温検出部101により検出された体温、および、拍数演算部114により演算された拍数を時系列的にRAM203に記憶しておき、これらを適宜選択して外部機器へ送信する構成でも良い。なお、このような光通信プロトコルとしては、IrDA (Infrared Data Association) 方式などを用いることができる。

このように、装置本体300から送信を行なうことで、外部機器では、被験者の消費カロリーがどのように変化しているかを、被験者のみならず、指導者や医師等の第三者が客観的に知ることができるとともに、それらの情報の蓄積や解析などが可能となる。

また、装置本体300が送信した情報を、外部機器側で処理することにより、ステップS b 5における消費カロリーの時間的推移の告知や、達成率Gの告知を、装置本体300側で処理する必要がなくなる。このような構成とすると、装置本体300側で行なうべき処理の負担を減らすことができる。

#### <2-7-6-2：受信機能>

一方、外部機器では、医師等の第三者あるいは被験者自身が消費カロリーの解析することによって、消費カロリーの所定期間における目標値が設定される。また、消費カロリーの所定期間における変化率の目標値を設定することとしても良い。

ここで、装置本体300のLEDおよびフォトランジスタを、外部機器の通信窓606に対向させた状態において、被験者等がSw2を操作して、受信機能を実行するためのモードに設定すると、図2におけるCPU201は、外部機器に対してデータ要求を示す信号を、I/Oインターフェイス207、および、外部機器の光インターフェイスを介して送信する。これを受けて、外部機器の本体600は、設定された目標値となる情報を、外部機器の光インターフェイス、および、I/Oインターフェイス207を介して送信する。

一方、装置本体300側で目標値となる情報が受信されると、CPU201は、

受信した情報をRAM 203に記憶させて、以後、ステップS b 6、S c 1等における目標値としてセットする。

また、目標値を時間的に変化させるように設定することとしても良い。この場合、ステップS b 6、S c 1等における目標値は、その実行時刻に相当するものが用いられる。

このように本実施形態にかかる消費カロリー測定装置によれば、被験者の安静／活動の各状態はもちろんのこと、被験者の精神的状態をも考慮して、適用すべき回帰式を選択するので、単位時間あたりの消費カロリーを精度良く算出することができる。さらに、被験者の基礎代謝状態を特定し、それに応じて回帰式を校正し、被験者の月内変動や年内変動をも考慮するので、消費カロリーをより正確に求めることが可能となる。このため、健康管理に大いに役立つこととなる。

くわえて、本実施形態にかかる消費カロリー測定装置によれば、単位時間あたりの消費カロリーのほか、その所定期間毎の時間的推移や、目標値に対する達成率を知ることができるので、被験者の利便性に供することが可能となる。

#### < 2-8 : 深部体温、および、それを処理したものの告知 >

本実施形態において測定された被験者の深部体温に十分近い体温は、上述したように、消費カロリーの算出に用いるほか、それ自体、臨床医学の観点において極めて重要な意義を有する。しかも、本実施形態のように、被験者の携行する装置により体温が測定されるので、被験者が日常生活において支障をきたすこともない点において従来とは一線を画する。

そこで、以下、求めた深部体温、および、それに処理を施したものを被験者や第三者などに告知する場合について説明する。

この場合、被験者は、スイッチS w 2を押下して体温を測定する機能を選択するとともに、スイッチS w 1を押下して体温測定の開始を指示する。

すると、図2におけるCPU 201は、消費カロリーの算出時と同様に、第1に、スイッチインターフェイス204を介して当該スイッチの押下を認識し、第2に、圧力センサインターフェイス210を介して、圧力センサP s 1～P s 6による脈波信号を順次読み取ってRAM 203に格納し、第3に、都合6個の圧

力計測値の中から最大値を選択し、最大の脈圧が計測された圧力センサを特定する。そして、CPU201は、以後、この特定した圧力センサと、その対となっている温度センサとを用いて計測するように設定する。ここで、圧力センサPs1～Ps6のうち、圧力センサPs3が最大の脈圧を検出したものとする。また、このときCPU201は、計測された最大の脈圧の値が所定値を越えている場合、表示部205に対し拍動を検出している旨の告知をするように制御する。この告知は、例えば「拍動検出中」の文字を表示させても良いし、検出している場合には「○」を表示すると一方で検出がされていない場合には「×」を表示するようにしても良い。こうした告知によって、体温測定が正しく実施できていることを被験者に知らせることが可能となる。

次に、CPU201は、時計回路208に対して、所定時間間隔で（例えば10分間おきに）割り込みを発生するように設定を行なう。その後、割り込みが発生すると、CPU201は、温度センサインターフェイス211を介し、圧力センサPs3に隣接して配置された温度センサTs3の温度計測値を、すなわち、深部体温に十分近い体温を示すデジタル信号を取り込む。そして、時計回路208から読み取った現在時刻と当該温度計測値とを組にしてRAM203に格納する。その一方で、CPU201は、いま測定した温度計測値を現時点の体温として表示部205に表示させる。

これ以後は、時計回路208が割り込みを発生させる毎に、CPU201は、温度センサTs3の温度計測値を表示部205に表示させる一方、その温度計測値と測定時点の時刻とを組にしてRAM203に格納する動作を繰り返し実行する。

ここで、被験者は、体温の時間的推移を知りたくなった場合、スイッチSw2を押下して、その機能を選択すれば良い。これにより、CPU201は、現在時刻から逆算して所定時間分の温度計測値と測定時刻とをRAM203から読み出すとともに、必要があれば各計測点の間を適当な補間手法を用いて補間して、これらを表示データへ変換して表示部205に送出する。これにより、表示部205には、例えば、図37に示すようなグラフが表示されることになる。この図において、グラフの横軸は例えば時間T [時] であり、縦軸は体温T [℃] である。

そして、もはや、体温を計測する必要性がなくなった場合に、被験者がスイッチ Sw 1 を再度押下すれば、CPU 201 は、時計回路 208 の設定を解除して体温の測定処理を終了させる。

なお、この構成においても、RAM 203 に記憶された温度計測値と測定時刻との組を、図 9 に示す機器本体 600 に送信しても良い。こうすることで、被験者の深部体温がどのように変化しているかを、被験者のみならず、指導者や医師等の第三者が客観的に知ることができるとともに、それらの情報の蓄積や解析などが可能となる。

また、体温の時間経過の微分した結果を表示する構成としても良い。体温の時間経過の微分した結果を表示すれば、体調変化の傾向等を知ることができる。

以上のような構成によれば、腕時計などの携帯機器を用いて計測するように装置を構成するとともに、動脈部の位置を自動的に検出するようにしたため、被験者に負担をかけることなしに、深部体温に十分近い体温の計測を連続的に実施することが可能となる。このため、健康管理に大いに役立つこととなる。

また、測定の精度として、例えば  $0.1^{\circ}$  [°C] で実現することにより、体温の連続測定が可能になるという上記効果と相俟って、被験者自身が体温の周期的変動等を把握できるようになる。これは、健康管理を行なうにあたって非常に有用であるとともに、ひいては、被験者が自己の QOL (Quality of Life) のレベルを知り、これをもとに適切な生活処方を行なって QOL を上げていくことが可能となるのである。

くわえて、このようにして測定される体温は、被験者の体表部分で求められるものではあるが、上述したように深部体温に十分近い体温と考えられ、外気温や体表面からの発汗などの影響を受けにくいので、被験者自身の状態を示す有用な指標の一つとして用いることが考えられる。

#### < 2-9 : 基礎代謝状態の生体情報、および、それを処理したものの告知 >

本実施形態において特定された基礎代謝状態（に近い状態）での生体情報は、上述したように、当該生体の月内変動や年内変動などの基準値というべきものであり、上記深部体温と同様に、消費カロリー算出に有用であることのみならず、

それ自体、極めて重要な意義を有する。例えば、生体情報の基準値を、月内や年内などのように長期間にわたって測定すれば、当該生体の常日頃の自然な変動を知ることができ、体調管理や診断などに活用することが可能となる。しかも、本実施形態によれば、被験者が、日常生活において支障をきたすこともない。

なお、被験者の体温を測定するための温度センサ以外に、任意的構成要素として、外気温（環境温度）を測定するための温度センサを設ける構成が望ましい。このように環境温度も測定する理由は、環境温度と体温との差が快適度の指標となり得るからであって、少なからず、被験者の精神的・肉体的に影響を与えるからであり、ここでいう生体情報の告知のみならず、先に説明した消費カロリー算出時において適用する回帰式を選択する構成しても良い。

以下、基礎代謝状態での生体情報、および、それに処理を施したものを被験者や第三者などに告知する場合について説明する。

まず、本実施形態における生体情報としては、上述した体温、拍数のほか、呼吸数などが考えられる。体温および拍数の算出方法については、すでに説明しているので、ここでは、脈波検出部 1 1 1 による脈波信号から呼吸数を算出する方法について説明する。

一般に、心電図において、ある心拍の R 波と次の心拍の R 波との時間間隔は、R R 間隔と呼ばれている。図 3 8 は、心電図における心拍と、この波形から得られる R R 間隔とを図示したものである。同図を見ても判るように、心電図の測定結果の解析から R R 間隔が時間の推移とともに変動している。

一方、橈骨動脈部などの末梢部で測定される血圧の変動は、収縮期血圧および拡張期血圧の一拍毎の変動として定義され、心電図における R R 間隔の変動と対応している。このような血圧変動をスペクトル分析すると、これらの変動は、図 3 9 (a) に示すように複数の周波数の波から構成されていることがわかっている。これらの波は、以下に示す 3 種類の変動成分に区分される。

- ① 呼吸に一致した変動である H F (High Frequency) 成分
- ② 1 0 秒前後の周期で変動する L F (Low Frequency) 成分
- ③ 測定限界よりも低い周波数で変動するトレンド (Trend)

ここで、呼吸数を得るため、CPU 2 0 1 は、第 1 に、脈波検出部 1 1 1 によ

る脈波波形を所定時間（例えば30～60秒間）を取り込んで、RAM203に格納した後、第2に、取り込んだすべての脈波波形に対してピーク検出処理を実行して、隣接する2つの脈波ピークの時間間隔、すなわち、RR間隔を求め、第3に、得られた各RR間隔を適当な方法（たとえば3次のスプライン補間方法）により補間し、第4に、補間後の曲線にFFT（高速フーリエ変換）処理を施してスペクトル分析する。これにより、図39（b）に示すようなスペクトルが得られる。そこで、CPU201は、このスペクトルにおける極大値と該極大値に対応する周波数とを求め、高い周波数領域で得られる極大値をHF成分とするとともに、このHF成分の周波数から呼吸数を求める。例えば、図39（a）および（b）に示す例では、0.25Hz付近の周波数がHF成分であるから、1分間（60秒）あたりの呼吸数は、 $0.25 \times 60 = 15$ 回として求められる。なお、RR間隔は脈拍の周期であるから、CPU201は、RR間隔の逆数を拍数として求めることもできる。

次に、基礎代謝状態での生体情報を告知する場合、本実施形態においては、次のモードにおいてを想定する。すなわち、拍数、呼吸数および体温の各基準値を測定して記録するための「基準値測定モード」と、基準値測定モードで記録した基準値を告知する「基準値表示モード」と、現在の拍数、呼吸数、体温、および告知する「現在値測定モード」とを想定する。

#### <2-9-1：基準値測定モードの動作>

基準値モードでは、CPU201は、2-6-1章で説明したように深睡眠期間を特定すると、拍数のほか、体温、呼吸数を上述した方法により所定時間毎に求めて、これらを入力時刻に対応付けてRAM203に書き込む。

そして、CPU201は、同じく2-6-1章で説明したように鎮静期間を特定すると、これらの基準値を求めて、日付および入力時刻に対応付けてRAM203に書き込む。

したがって、深睡眠期間および鎮静期間が特定されると、RAM203には、拍数、体温、呼吸数の基準値、すなわち、被験者が基礎代謝状態（に近い状態）にある場合の生体情報が格納されることとなる。

なお、この構成においても、RAM 203において、日付および入力時刻に対応付けられた生体情報を、図9に示す機器本体600に送信しても良い。こうすることで、被験者の各基準値がどのように変化しているかを、被験者のみならず、指導者や医師等の第三者が客観的に知ることができるとともに、それらの情報の蓄積や解析などが可能となるが、以下においては、腕時計構造を有する装置本体300において各種の処理を行なうものとする。

#### <2-9-2：基準値表示モードの動作>

基準値表示モードにおいては、基準値測定モードで測定された各基準値に関する情報の告知が、スイッチSw1、Sw2を介して入力される操作内容に応じて表示部205に表示される。

例えば、直近の基準値を表示する指示がなされた場合、CPU201は、現在の日付および測定時刻に基づいて、RAM203から直近の基準値と測定時近傍環境温度と測定時刻を読み出し、これらを表示部205に表示させる。この場合の表示部205による表示例を図40に示す。この図に示す例において、領域205にて示される「45」は拍数、「15」は呼吸数、「36.3」は体温の基準値をそれぞれ示しており、「22」は測定時近傍環境温度、「12/17」は測定日付、「4:08」は測定時刻をそれぞれ示している。これにより、被験者は、直近の測定日（例えば、当日）における鎮静時刻、拍数、呼吸数、体温の各基準値、および、各基準値の測定時の近傍環境温度を知ることができる。

この表示の際、読み出した基準値等に対応付けた上記最大値・最小値がRAM203に記憶されている場合、CPU201は、最大値・最小値が対応付けられた基準値（拍数、呼吸数）を示す数字を点滅表示させる。もちろん、点滅表示以外の手法で告知するようにしてもよい。これにより、被験者は、鎮静期間における自己の生体状態が異常であるか否か、あるいは、深睡眠期間を特定する際に用いたしきい値Tが適正であるか否かを判断することができる。

さらに、CPU201は、前日以前の過去の各基準値および測定時近傍環境温度をRAM203から読み出し、当日までの各基準値および測定時近傍環境温度の時間的推移を示す変動を表示部205に表示させる。図40に示す例にあって

は、これらが領域 205<sub>2</sub>にて折線グラフにて表示されている様子を示す。なお、図において、「○」を結んだグラフは拍数の基準値、「□」を結んだグラフは呼吸数の基準値、「△」を結んだグラフは体温の基準値、「×」を結んだグラフは測定時近傍環境温度の推移をそれぞれ示している。なお、図における水平方向の時間幅は、被験者が所定の操作を行なうことにより、1週間、1ヶ月、1年の単位で選択可能である。

このように、各基準値をグラフ表示することにより、被験者は、自らの生体リズムを推定することが可能となり、当該リズムからの逸脱を見出すことができる。また、自らの生体リズムから逸脱した日の生活リズムを検討することにより、生体リズムの逸脱が生じないように生活リズムを調整することも可能となる。

なお、スイッチ Sw1、Sw2により所定の操作がなされると、CPU201は、上述したグラフに替えて、前日以前の直近日に測定された基準値等を、領域 205<sub>1</sub>における表示配置と同様な配置で領域 205<sub>2</sub>に表示させる。すなわち、当日のデータと前日以前のデータとが対照表示される。また、対照表示の状態において、所定の操作がなされると、CPU201は、領域 205<sub>2</sub>に表示するデータを、前日のデータ、1週間前のデータ、1ヶ月前のデータ、1年前のデータの順序で循環的に切り換える。ただし、相当する日のデータが存在しない場合には、当日を除いて相当する日に最も近い日（複数あるときはいずれか一方）のデータを表示する。これにより、被験者は、基準値等の変動量を正確に把握することができる。

### <2-9-3：現在値測定モードの動作>

基準値測定モードにおいて、CPU201は、現時点における拍数、呼吸数、体温、近傍環境温度を測定し、測定結果を領域 205<sub>1</sub>あるいは 205<sub>2</sub>に表示させる。いずれの領域に表示するかは、被験者の操作に応じてCPU201が切り換える。ここで、現時点における各基準値を領域 205<sub>2</sub>に表示させる場合、被験者は、領域 205<sub>1</sub>に表示された当日の基準値等と比較することができるので、自己の生体状態について日内変動の程度を把握することができる。

以上説明したように、本実施形態において基礎代謝状態の生体情報を告知すれば、被験者が自己の基本的な活動量を知ることができる。しかも、腕時計タイプなので日中はもちろん、睡眠中にも負担なく装着可能であり、上記基準値を容易に測定できる。また、RAM 203に過去の基準値等を記録するようにしたので、いつでも基準値を確認することができる。

さらに、測定時の近傍環境温度を各基準値に対応付けて記録・表示するようにしたので、被験者が両者の関係を把握することが可能となり、習熟すれば、近傍環境温度と体温との差（ストレス）の影響を考慮して拍数および呼吸数の測定値（基準値）を参照することで鎮静期間における生体の状態を的確に把握することができる。なお、基準値測定モードあるいは基準値表示モードにおいて、CPU 201が当該差を求め、基準値表示モードにおいて基準値等とともに表示し、被験者にかかる負担を軽減するようにしてもよい。

なお、得られた各基準値を、活動量の基準データとして使用し、一日における体調管理を行なうようにしてもよい。例えば、図42に示すように、心拍数（脈拍数）は環境温度が上がるにつれて上昇するが、その上昇幅に個人差はほとんどない。したがって、活動量の基準データとその測定時の環境温度とさえ得られれば、任意の環境温度における理想的な拍数を特定することができる。そして、理想的な拍数と実際の拍数とを比較すれば、体調の良否を判断できるが、活動量の基準データは経日変動するので、固定値と仮定して体調の良否を判断すると、判断結果に誤りが生じる危惧がある。そこで、本実施形態によって得られた拍数の基準値（および測定時近傍環境温度）を活動量の基準データとして使用すれば、基準データの経日変動を加味して体調の良否を正確に判断することができる。

なお、同様なことが、負荷を変動させた場合において拍数を監視して体調の良否を判定する場合にもあてはまる。

### <3：実施形態の応用例、変形例>

なお、上述した実施形態については、次のような応用例や変形例などが可能である。

### < 3 - 1 : 構成についての応用例、変形例 >

上述した実施形態にあつては、検出された拍数や体動の有無などにより直ちに消費カロリーを算出する構成としたが、これら拍数や体動の有無などの情報を、時系列にRAM 203に記憶することとし、後日、これらの情報を読み出して、消費カロリーを算出する構成としても良い。また、これらの情報を外部機器に転送して、外部機器側で消費カロリーで算出する構成としても良い。いずれにしても、消費カロリーは、RAMから読み出した拍数や体動の有無を、図1に示す構成によって算出されることとなる。

また、上述した実施形態にあつては、適用する回帰式が安静時のものと活動時のものとの2つであったが、本発明はこれに限られず、図10(a)に示す曲線特性を3つ以上の回帰式で近似するとともに、体温、体動、拍数に応じて適用すべき回帰式を選択する構成であっても良い。また、直線回帰式に限られず、指数関数やn次関数などの回帰式で近似する構成、さらに、これらを複数用いる構成であっても良い。

さらに、上記実施形態では、圧力センサおよび温度センサを6組設けるようにして、最大脈圧が計測される部位を選択し、当該部位の体温を計測するようにしたが、これはあくまでも一例であり、センサの組を増減しても良いのは勿論である。極端には、図25に示すように圧力センサと温度センサとをそれぞれ1つだけ用いて装置を構成しても良い。この構成においては、図に示すように、バンド301に止め具302が摺動自在に取り付けられ、ここに、1組の圧力センサPsおよび温度センサTsが一体に設けられる。

そして、使用時においては、図26に示すように、装置本体300が被験者の左腕に巻回され、止め具302に設けられる圧力センサPsおよび温度センサTs（この図では、表皮側に位置するため見えない）が橈骨動脈TMの近傍に位置するように、試行錯誤的に止め具302を移動させて、最大の脈圧が得られる位置に固定すれば良い。

一方、センサの組を増やせば、圧力の測定範囲を広げるとともに、配置される

センサの密度を高めることができ、より正確な体温測定が可能となる。

また、上述した実施形態にあって、圧力センサ P s を用いたのは、脈波波形を得るのはもちろんではあるが、どちらかと言えば、深部体温を測定するためである。すなわち、動脈に近い位置を特定し、その位置での温度を測定する必要があったからである。

したがって、脈波波形については、圧力センサ P s 以外を用いて検出する構成としても良い。例えば、脈波波形を、図 27 (a) に示す脈波検出部 1 1 1 によって検出する構成が考えられる。この図において、脈波検出部 1 1 1 は、青色 LED と受光部とから構成されるセンサ部 3 2 0 を有し、センサ固定用バンド 3 2 1 によって遮光されて、図 27 (b) に示すように、被験者の左手人指し指の根元から第 2 指関節までの間に装着されている。そして、脈波検出部 1 1 1 は、青色 LED から光を照射するとともに、その光のうち、毛細血管中のヘモグロビンによって反射したものを受光部により受光し、この受光による出力を脈波信号として、ケーブル 5 0 1 を介して装置本体 3 0 0 に供給する。

このような脈波検出部 1 1 1 を用いる場合、装置本体 3 0 0 における 6 時の方向には、コネクタ部 3 0 3 が設けられる。このコネクタ部 3 0 3 には、ケーブル 5 0 1 の端部に設けられたコネクタピース 3 0 4 は着脱自在となっており、通常の腕時計として使用する場合には、脈波検出部 1 1 1 を装着しないでも済むようになっている。

なお、脈波検出部 1 1 1 を構成する青色 LED としては、InGaP 系（インジウム－ガリウム－窒素系）が好適である。青色 LED の発光スペクトルは、例えば 450 nm に発光ピークを有し、その発光波長域は、350 nm から 600 nm までの範囲にある。この場合には、かかる発光特性を有する LED に対応させて受光部として、GaAsP 系（ガリウム－砒素－リン系）のフォトトランジスタを用いればよい。このフォトトランジスタの受光波長領域は、例えば、主要感度領域が 300 nm から 600 nm までの範囲にあって、300 nm 以下にも感度領域がある。このような青色 LED とフォトトランジスタとを組み合わせると、その重なり領域である 300 nm から 600 nm までの波長領域において、

脈波が検出される。

ここで、外光に含まれる光のうち、波長領域が700 nm以下の光は、指の組織を透過しにくい傾向があるため、外光がセンサ固定用バンド321で覆われていない指の部分に照射されても、指の組織を介してフォトトランジスタまで到達せず、検出に影響を与えない波長領域の光のみがフォトトランジスタに達する。一方、300 nmより低波長領域の光は、皮膚表面でほとんど吸収されるので、受光波長領域を700 nm以下としても、実質的な受光波長領域は、300 nm～700 nmとなる。

したがって、指を大掛かりに覆わなくとも、外光の影響を抑圧することができる。また、血液中のヘモグロビンは、波長が300 nmから700 nmまでの光に対する吸光係数が大きく、波長が880 nmの光に対する吸光係数に比して数倍～約100倍以上大きい。このため、例のように、ヘモグロビンの吸光特性に合わせて、吸光特性が大きい波長領域（300 nmから700 nm）の光を検出光として用いると、その検出値は、血量変化に応じて感度よく変化するので、血量変化に基づく脈波波形のS/N比を高めることができる。

また、体動検出部101等を設けずに、脈波検出部111によって検出された脈波波形に基づいて体動の強度を取得するようにしてもよい。これについて説明すると、図41は、被験者が一定のストロークで腕を振った場合の脈波波形の周波数スペクトラムの一例を示す図である。この図において、S1は体動（ストローク）の基本波、S2は体動の第2高調波であり、M1は血液脈動の基本波である。この図から明らかなように、脈波波形にFFT処理等の周波数解析処理を施すと、その解析結果から、体動に伴う周波数成分（体動成分）と拍動に伴う周波数成分（脈波成分）とが得られる。したがって、周波数解析結果について、脈波成分以外の周波数成分を体動成分とし、この体動成分のレベルを調べることにより、体動の強度を取得することができる。すなわち、体動検出部101等を使用せずとも、被験者の体動しているか否かを判別する手段を実現することができる。もちろん、体動成分のレベルが検出可能であれば、FFT以外の周波数解析手法を採用することも可能である。

さらに、本実施形態では、加速度のレベルがしきい値T以下の深睡眠期間において拍数、呼吸数、体温、近傍環境温度を測定するようにしたが、深睡眠期間や鎮静期間に拘わらず、拍数、呼吸数、体温、近傍環境温度、および、加速度を測定し、測定期間終了後に、深睡眠期間および鎮静期間を順に求めるようにしてもよい。

くわえて、上述した実施形態において測定部位に関しては、橈骨動脈部の近傍としたが、これらの部位に限られるものではなく、本発明では、後述する頸動脈のほか、表皮において動脈が近い位置での拍動を検出することが可能な部位であればどのような部位であっても良い。このような部位としては、上述した橈骨部や頸部の他に、図31に示すような上腕動脈部や股関節部などが考えられる。より具体的には、側頭動脈、内頸動脈、腕動脈、大腿動脈、後頸骨動脈、足背動脈などが考えられる。そして、圧力センサP<sub>s</sub>および温度センサT<sub>s</sub>をこれらの部位へ粘着テープで貼り付けたり、バンド、サポータなどで巻き付けて固定させる。

### <3-2: ウェーブレット変換による拍数の算出>

また、上述した実施形態にあつては、脈波信号をFFT変換して拍数を求める構成であったが、本発明は、これに限られない。例えば、脈波信号をウェーブレット変換した解析結果、すなわち、各周波数領域毎の脈波データを用いることも可能である。

そこで以下、圧力センサやフォトランジスタなどにより得られた脈波信号をウェーブレット変換し、その解析結果から拍数を求める構成について説明する。この構成は、図1におけるFFT処理部113を、図28に示す構成に置換することで実現される。

図28において、ウェーブレット変換部700は、脈波検出部111から出力される脈波信号MHに対して周知のウェーブレット変換を施して、脈波解析データMKDを生成するものである。

一般に、信号を時間と周波数との両面から同時に捉える時間周波数解析において、ウェーブレットは信号の部分を取り出す単位となる。ウェーブレット変換は、

この単位で切り出した信号各部の大きさを表している。そこで、ウェーブレット変換を定義するために基底関数として、時間的にも周波数的にも局在化した関数  $\psi(x)$  をマザー・ウェーブレットとして導入する。ここで、関数  $f(x)$  のマザー・ウェーブレット  $\psi(x)$  によるウェーブレット変換は次式のように定義される。

$$(W_{\psi} f)(b, a) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) f(x) dx \quad \dots\dots (1)$$

式(1)において  $b$  は、マザー・ウェーブレット  $\psi(x)$  をトランスレート(平行移動)する際に用いるパラメータであり、一方、 $a$  はスケール(伸縮)する際のパラメータである。したがって、式(1)においてウェーブレット  $\psi((x-b)/a)$  は、マザー・ウェーブレット  $\psi(x)$  を  $b$  だけ平行移動し、 $a$  だけ伸縮したものである。この場合、スケールパラメータ  $a$  に対応してマザー・ウェーブレット  $\psi(x)$  の幅は伸長されるので、 $1/a$  は周波数に対応するものとなる。

次に、周波数補正部 800 は、脈波解析データ MKD に対して周波数補正を行なうものである。上記式(1)には、周波数に対応する「 $1/a^{1/2}$ 」の項があるが、異なる周波数領域間でデータを比較する場合には、この項の影響を補正する必要がある。周波数補正部 800 は、このために設けられたものであり、ウェーブレットデータ WD に係数  $a^{1/2}$  を乗算して、脈波補正データ MKD' を生成する。これにより、周波数当たりのパワー密度が、対応する各周波数に基づいて一定になるように補正されることとなる。

次に、ウェーブレット変換部 700 の詳細な構成について説明する。図 29 は、ウェーブレット変換部 700 のブロック図である。

この図において、ウェーブレット変換部 700 は、上記式(1)の演算処理を行なうものであり、次の要素から構成される。すなわち、ウェーブレット変換部 700 は、マザー・ウェーブレット  $\psi(x)$  を記憶する基底関数記憶部 W1、スケールパラメータ  $a$  を変換するスケール変換部 W2、バッファメモリ W3、トランスレートを行なう平行移動部 W4 および乗算部 W5 からなる。なお、基底関数記憶部 W1 に記憶するマザー・ウェーブレット  $\psi(x)$  としては、ガボールウェーブレットの他、メキシカンハット、Haar ウェーブレット、Meyer ウェーブレット、Shannon ウェーブレット等が適用できる。

まず、基底関数記憶部W1から読み出されたマザー・ウエーブレット $\psi(x)$ に対して、スケール変換部W2は、スケールパラメータ $a$ の変換を行なう。ここで、スケールパラメータ $a$ は周期に対応するものであるから、 $a$ が大きくなると、マザー・ウエーブレット $\psi(x)$ は時間軸上で伸長される。この場合、基底関数記憶部W1に記憶されるマザー・ウエーブレット $\psi(x)$ のデータ量は一定であるので、 $a$ が大きくなると単位時間当たりのデータ量が減少してしまう。スケール変換部W2は、これを補うように補間処理を行なうとともに、 $a$ が小さくなると間引き処理を行なって、関数 $\psi(x/a)$ を生成する。スケール変換部W2により処理されたデータは、バッファメモリW3に一旦格納される。

次に、平行移動部W4は、バッファメモリW3からトランスレートパラメータ $b$ に応じたタイミングで関数 $\psi(x/a)$ を読み出すことにより、関数 $\psi(x/a)$ の平行移動を行なって、関数 $\psi(x-b/a)$ を生成する。

乗算部W5は、変数 $1/a^{1/2}$ 、関数 $\psi(x-b/a)$ 、および、A/D変換された脈波信号を乗算することによって、脈波解析データMKDを生成する。これによって、脈波信号がウェーブレット変換されることとなる。この例において、脈波解析データMKDは、0 Hz ~ 0.5 Hz、0.5 Hz ~ 1.0 Hz、1.0 Hz ~ 1.5 Hz、1.5 Hz ~ 2.0 Hz、2.0 Hz ~ 2.5 Hz、2.5 Hz ~ 3.0 Hz、3.0 Hz ~ 3.5 Hz、3.5 Hz ~ 4.0 Hzといった8つの周波数領域に分割されて出力される。

この脈波解析データMKDには、周波数補正部800による補正が施されて、脈波補正データMKD'として図1における拍数演算部114に供給される。

なお、処理サイクルは、通常想定される拍数よりも十分高いもの、例えば、拍数の8倍の間隔で処理するものとする。この場合、1回の心拍で生成される脈波補正データMKD'は、図30(b)に示すようにデータM11~M88となる。

次に、これらの脈波補正データMKD'からいかにして拍数演算部114が拍数を求めるかについて説明する。ここで、一般的な脈波波形の一拍分についてみると、図30(a)に示すように、1拍毎に急峻に立ち上がる点に注目する。このため、立ち上がり部分においては、高域周波数成分を示すデータが大きくなる。したがって、拍数演算部114は、第1に、高域周波数成分の変動部分を特定し、

第3に、この部分の間隔、すなわち、拍の間隔を求め、第3に、この間隔の逆数を拍数として算出することが可能となる。

例えば、脈波補正データMKD'が、図30(c)に示すような値であれば、立ち上がり部分に相当するデータM18の値が「10」というように、他のデータの値よりも大きくなる。そして、このような値が次に検出されるまでの時間から拍の間隔が判り、この逆数を算出することにより拍数が求められるのである。

### <3-3：形態についての他の例>

上述した実施形態にあっては、消費カロリー測定装置の形態が腕時計構造であったが、本発明はこれに限られない。そこで、本発明にかかる消費カロリー測定装置の形態についていくつか例を挙げて説明する。

#### <3-3-1：ネックレス型>

例えば、本発明にかかる消費カロリー測定装置を、図32に示すようなネックレスとすることが考えられる。

この図において、圧力センサPsおよび温度センサTsはケーブル31の先端に設けられており、例えば、図33に示すように、粘着テープ39などを用いて頸動脈部に取り付けられる。また、図32において、中空部を有するブローチのような形状をしたケース32には、この装置の主要部分が組み込まれているとともに、その前面には上述した表示部205、スイッチSw1、スイッチSw2が設けられている。なお、ケーブル31はその一部が鎖33に埋め込まれており、圧力センサPsおよび温度センサTsを、ケース32に内蔵された圧力センサインターフェイス210および温度センサインターフェイス211へ電氣的に接続している。

#### <3-3-2：眼鏡型>

他方、腕時計以外の形態例として、図34に示すような眼鏡と組み合わせることが考えられる。

この形態における装置本体は、同図に示すように、ケース41aとケース41

bとに分かれ、それぞれ別々に眼鏡の蔓42に取り付けられ、蔓42内部に埋め込まれたリード線を介して互いに電氣的に接続される。ケース41aのレンズ43側の側面にはその全面に液晶パネル44が取り付けられるとともに、該側面の一端には鏡45が所定の角度で固定される。また、ケース41aには光源（図示略）を含む液晶パネル44の駆動回路と、表示データを作成するための回路が組み込まれており、これらは、図2あるいは図3における表示部205を構成する。この光源から発射された光は、液晶パネル44を介して鏡45で反射されて、レンズ43に投射される。また、ケース41bには装置の主要部が組み込まれており、その上面には上述したスイッチSw1、Sw2が設けられている。一方、圧力センサPsおよび温度センサTsは、ケーブル31を介して、ケース41bに内蔵された圧力センサインターフェイス210および温度センサインターフェイス211と電氣的に接続されており、ネックレスの場合と同様に頸動脈部に貼り付けられる。なお、ケース41aとケース41bを接続するリード線は蔓42に沿って這わせるようにしても良い。また、この例では装置本体をケース41aとケース41bの2つに分ける構成としたが、これらを一体化したケースで構成しても良い。さらに、鏡45については、液晶パネル44と鏡45との角度を調整できるように可動式としても良い。

#### <3-3-3：カード型>

また、他の形態例として、図35に示すようなカード型が考えられる。このカード型装置は、例えば、被験者の左胸ポケットに収容されるものである。圧力センサPsおよび温度センサTsは、ケーブル31を介して、ケースに内蔵された圧力センサインターフェイス210および温度センサインターフェイス211と電氣的に接続されており、ネックレスや眼鏡の場合と同様に、被験者の頸動脈部に貼り付けられる。

#### <3-3-4：万歩計型>

さらに、他の形態例として、図36(a)に示すような万歩計型が考えられる。この万歩計の装置本体は、同図(b)に示すように、被験者の腰ベルト51に取

り付けられるものである。圧力センサP s および温度センサT s は、ケーブル3 1を介して、ケースに内蔵された圧力センサインターフェイス2 1 0および温度センサインターフェイス2 1 1と電氣的に接続されており、粘着テープによって、被験者の股関節部において大腿動脈部に固定され、さらに、サポータ5 2によって保護されている。この際、ケーブル3 1については、被験者の日常生活に支障をきたさないように、衣服に縫い込むなどの対策を施すのが望ましい。

#### < 3 - 4 : 表示や告知などの態様 >

なお、上述した実施形態にあつては、算出結果をいずれも表示部2 0 5により表示する構成としたが、本発明はこれに限られない。すなわち、視覚に頼った表示に限られず、種々の態様により告知可能である。その意味で本発明における告知とは、五感に訴えるものを意味する。例えば、算出された消費カロリーや達成率G、変化率を音声合成による聴覚に訴えて告知する構成としても良いし、また、振動などによる触覚に訴えて告知する構成としても良い。

## 請求の範囲

1. 当該被験者の基礎代謝状態を特定する基礎代謝状態特定手段と、  
拍数と消費カロリーとの相関関係を記憶する相関関係記憶手段と、  
前記相関関係記憶手段に記憶された相関関係を、前記基礎代謝状態特定手段により特定された基礎代謝状態を用いて校正する相関関係校正手段と、  
被験者の拍数を、前記相関関係記憶手段に記憶された相関関係に適用して、当該拍数に対応する消費カロリーを算出するカロリー算出手段と  
を具備することを特徴とする消費カロリー測定装置。
2. 請求項1記載の消費カロリー装置において、  
被験者において拍動が存在する部位近傍の脈圧を、所定領域にわたって検出する脈波検出手段と、  
温度を検出する温度検出手段であって、前記脈波検出手段に隣接して設けられる温度検出手段と、  
前記所定領域にわたって検出された脈圧のうち最も大きな脈圧が検出される部位にて検出された温度を体温として特定する体温特定手段とを備え、  
前記基礎代謝状態特定手段は、前記体温特定手段により特定された体温から、当該被験者の基礎代謝状態を特定することを特徴とする記載の消費カロリー装置。
3. 請求項1または2記載の消費カロリー測定装置において、  
前記相関関係記憶手段は、少なくとも安静時および活動時についての回帰式をそれぞれ記憶するものであり、  
被験者の体動により、当該被験者が安静状態にあるか否かを判別する体動判別手段と、  
前記体動判別手段による判別結果にしたがって、適用すべき回帰式を選択する回帰式選択手段とを備え、  
前記カロリー算出手段は、前記回帰式選択手段により選択された回帰式を用いて、消費カロリーを算出することを特徴とする消費カロリー測定装置。
4. 請求項3記載の消費カロリー測定装置において、

当該被験者の体温が所定値以上であるか否かを判別する体温判別手段を備え、前記回帰式選択手段は、前記体動判別手段により安静状態にあると判別された場合であって、かつ、前記体温判別手段により当該被験者の体温が所定値以上であると判別された場合には、安静時の回帰式ではなく、活動時の回帰式を選択することを特徴とする消費カロリー測定装置。

5. 請求項3記載の消費カロリー測定装置において、

被験者の拍数を測定する拍数測定手段と、

前記被験者の体動を検出する体動検出手段とを備え、

前記体動判別手段は、前記体動検出手段によって検出された体動によって、当該被験者が安静状態にあるか否かを判別し、

前記カロリー算出手段は、前記拍数測定手段によって測定された拍数を、選択された回帰式に適用することを特徴とする消費カロリー測定装置。

6. 請求項5記載の消費カロリー測定装置において、

前記拍数測定手段によって測定された拍数、および、前記体動検出手段によって検出された体動をそれぞれ時系列に記憶する測定結果記憶手段を備え、

前記回帰式選択手段は、前記測定結果記憶手段に記憶された体動を用いて適用すべき回帰式を選択し、

前記カロリー算出手段は、前記測定結果記憶手段に記憶された拍数を、前記回帰式選択手段により選択された回帰式に適用して、消費カロリーを算出することを特徴とする消費カロリー測定装置。

7. 請求項5記載の消費カロリー測定装置において、

前記カロリー算出手段により算出された消費カロリーを告知する第1の告知手段とを備えることを特徴とする消費カロリー測定装置。

8. 拍数と消費カロリーとの相関関係を記憶する相関関係記憶手段と、

被験者の拍数を、前記相関関係記憶手段に記憶された相関関係に適用して、当該拍数に対応する消費カロリーを算出するカロリー算出手段と、

所定期間分における消費カロリーの目標値を予め記憶する第1の目標値記憶手段と、

前記第1の目標値記憶手段に記憶された目標値から、前記カロリー算出手段

- により算出された消費カロリーを一定時間毎に順次減算する減算手段と、  
前記減算手段による減算結果を告知する第2の告知手段と  
を備えることを特徴とする消費カロリー測定装置。
9. 請求項8記載の消費カロリー測定装置において、  
前記第1の目標値記憶手段による目標値と前記減算手段による所定期間分の減算結果とを比較する第1の比較手段と、  
前記第1の比較手段による比較結果を告知する第3の告知手段と  
を備えることを特徴とする消費カロリー測定装置。
10. 拍数と消費カロリーとの相関関係を記憶する相関関係記憶手段と、  
被験者の拍数を、前記相関関係記憶手段に記憶された相関関係に適用して、  
当該拍数に対応する消費カロリーを算出するカロリー算出手段と、  
前記カロリー算出手段により算出された消費カロリーを一定時間毎に順次記憶する第1の記憶手段と  
を備えることを特徴とする消費カロリー測定装置。
11. 請求項10記載の消費カロリー測定装置において、  
前記第1の記憶手段により記憶された消費カロリーを、所定期間分だけ積算する積算手段と、  
前記積算手段による積算結果を告知する第4の告知手段と  
を備えることを特徴とする消費カロリー測定装置。
12. 請求項11記載の消費カロリー測定装置において、  
前記積算手段により積算された消費カロリーを、所定期間毎に記憶する第2の記憶手段と、  
前記第2の記憶手段による記憶結果に基づいて、積算された消費カロリーの時間的推移を告知する第5の告知手段と  
を備えることを特徴とする消費カロリー測定装置。
13. 請求項11記載の消費カロリー測定装置において、  
所定期間分における消費カロリーの目標値を予め記憶する第1の目標値記憶手段と、  
前記第1の目標値記憶手段による目標値と前記積算手段による積算結果とを

比較する第2の比較手段と、

前記第2の比較手段による比較結果を告知する第6の告知手段と  
を備えることを特徴とする消費カロリー測定装置。

14. 請求項8または13記載の消費カロリー測定装置において、

外部機器において設定された情報を受信する受信手段と、

前記受信手段により受信された情報を、消費カロリーの目標値として設定する目標値設定手段と

を備えることを特徴とする消費カロリー測定装置。

15. 請求項10記載の消費カロリー測定装置において、

前記第1の記憶手段から、今回よりも所定期間前に算出された消費カロリーを読み出すとともに、今回算出された消費カロリーが、読み出された消費カロリーよりも、どの程度変化しているかを示す変化率を求める変化率算出手段と、

前記変化率算出手段により求められた変化率に基づいた告知を行なう第7の告知手段と

を備えることを特徴とする消費カロリー測定装置。

16. 請求項15記載の消費カロリー測定装置において、

前記変化率算出手段により求められた変化率を、所定期間毎に記憶する第3の記憶手段を備え、

前記第3の記憶手段による記憶結果に基づいて、変化率の時間的推移を告知する第8の告知手段と

を備えることを特徴とする消費カロリー測定装置。

17. 請求項15記載の消費カロリー測定装置において、

消費カロリーの変化率を目標値として予め記憶する第2の目標値記憶手段と、前記第2の目標値記憶手段による変化率と前記変化率算出手段による変化率とを比較する第3の比較手段と、

前記第3の比較手段による比較結果を告知する第9の告知手段と

を備えることを特徴とする消費カロリー測定装置。

18. 請求項17記載の消費カロリー測定装置において、

外部機器において設定された情報を受信する受信手段と、

前記受信手段により受信された情報を、前記第2の目標値記憶手段において目標とすべき消費カロリーの変化率として設定する第2の目標値設定手段とを備えることを特徴とする消費カロリー測定装置。

19. 請求項10～18いずれか記載の消費カロリー測定装置において、

外部機器との間で情報を送信する送信手段であって、前記第1の記憶手段に記憶された一定時間毎の消費カロリー、前記積算手段により積算された消費カロリー、あるいは、前記第3の記憶手段に記憶された消費カロリーの変化率のうち、少なくとも1つ以上を前記外部機器へ送信する送信手段とを備えることを特徴とする消費カロリー測定装置。

20. 請求項19記載の消費カロリー測定装置において、

前記体温検出手段により検出された体温、前記拍数測定手段により測定された拍数、あるいは、体動検出手段により検出された体動のうち、少なくとも1つ以上について、時系列的に記憶する第4の記憶手段と、

前記第4の記憶手段による記憶結果を外部機器に送信する送信手段とを備えることを特徴とする消費カロリー測定装置。

21. 被験者において拍動が存在する部位近傍の脈圧を、所定領域にわたって検出する脈波検出手段と、

温度を検出する温度検出手段であって、前記脈波検出手段に隣接して設けられる温度検出手段と、

前記所定領域にわたって検出された脈圧のうち最も大きな脈圧が検出される部位にて検出された温度を体温として特定する体温特定手段とを具備することを特徴とする体温測定装置。

22. 請求項21記載の体温測定装置において、

前記脈波検出手段および前記温度検出手段の組を複数備え、

前記体温特定手段は、最も大きな脈圧を検出した脈波検出手段に対応する温度検出手段によって検出された温度を体温として特定する体温測定装置。

23. 前記脈波検出手段および前記温度検出手段の組の複数は、

それぞれ、前記脈圧の検出される動脈血管の延伸方向に対して略直角に配列されることを特徴とする請求項2記載の体温測定装置。

24. 請求項21または22記載の体温測定装置において、  
前記体温特定手段により特定された体温を、一定時間毎に記憶する第5の記憶手段を備えることを特徴とする体温測定装置。
25. 請求項24記載の体温測定装置において、  
前記第5の記憶手段に記憶された体温に基づき、その時間的推移を告知する第10の告知手段を備えることを特徴とする体温測定装置。
26. 請求項24記載の体温測定装置において、  
前記第5の記憶手段に記憶された体温を外部機器に送信する送信手段を備えることを特徴とする体温測定装置。
27. 請求項21または22記載の体温測定装置において、  
前記脈波検出手段が脈圧を検出しているか否かを判別する拍動弁別手段と、  
前記拍動弁別手段による判別結果を告知する第11の告知手段と  
を備えることを特徴とする体温測定装置。
28. 請求項21または22記載の体温測定装置において、  
被験者の体動を検出する体動検出手段を備え、  
前記体温特定手段は、前記体動検出手段による検出結果に基づき当該生体の体動が所定範囲にあると判別した場合に、体温を特定することを特徴とする体温測定装置。
29. 請求項21記載の体温測定装置において、  
前記体温特定手段によって特定された体温から、当該被験者の基礎代謝状態を特定する基礎代謝状態特定手段と、  
当該被験者の生体情報を測定する生体情報測定手段と、  
前記基礎代謝状態特定手段により基礎代謝状態が特定された場合に、前記生体情報測定手段によって測定された生体情報を、被験者の基礎代謝状態における生体情報として特定する生体情報特定手段と  
を具備することを特徴とする体温測定装置。
30. 請求項29記載の体温測定装置において、  
前記基礎代謝状態特定部は、被験者の体温における極小点を基礎代謝状態として特定することを特徴とする体温測定装置。

- 3 1. 請求項 2 9 記載の体温測定装置において、  
被験者の体動を検出する体動検出手段を備え、  
前記基礎代謝状態特定手段は、前記体動検出手段による検出結果に基づいて  
当該生体の体動が所定範囲内にあると判断される場合に、基礎代謝状態を特定  
することを特徴とする体温測定装置。
- 3 2. 請求項 2 9 記載の体温測定装置において、  
現在時刻を計時する計時手段と、  
前記基礎代謝状態特定手段は、前記計時手段により計時される時刻が予め設  
定された時間内であると判断される場合に、基礎代謝状態を特定することを特  
徴とする体温測定装置。
- 3 3. 請求項 2 9 記載の体温測定装置において、  
被験者の体動を検出する体動検出手段と、  
現在時刻を計時する計時手段とを備え、  
前記基礎代謝状態特定手段は、前記体動検出手段による検出結果に基づいて  
当該生体の体動が所定範囲内にあると判断される場合であって、かつ、前記計  
時手段により計時される時刻が予め設定された時間内であると判断される場合  
に、基礎代謝状態を特定することを特徴とする体温測定装置。
- 3 4. 請求項 2 9 記載の体温測定装置において、  
被験者近傍の環境温度を検出する環境温度検出手段と、  
前記生体情報測定手段により測定された生体情報を、前記環境温度検出手段  
により検出された環境温度で補正する補正手段と  
を備えることを特徴とする体温測定装置。
- 3 5. 請求項 2 9 または 3 4 記載の体温測定装置において、  
前記生体情報特定手段により特定された生体情報を、その都度記憶する第 6  
の記憶手段を備えることを特徴とする体温測定装置。
- 3 6. 請求項 3 5 記載の体温測定装置において、  
前記第 6 の記憶手段により記憶結果に基づいて、当該生体情報の変動を告知  
する第 1 2 の告知手段を備えることを特徴とする体温測定装置。
- 3 7. 前記第 1 2 の告知手段は、前記生体情報測定手段によって測定された生体

情報と、前記第 6 の記憶手段に記憶された当該生体情報との偏差に応じた告知も行なうことを特徴とする請求項 1 6 記載の体温測定手段。

3 8. 請求項 3 5 記載の体温測定装置において、

前記第 6 の記憶手段に記憶された生体情報を外部機器に送信する送信手段を備えることを特徴とする体温測定装置。

図1

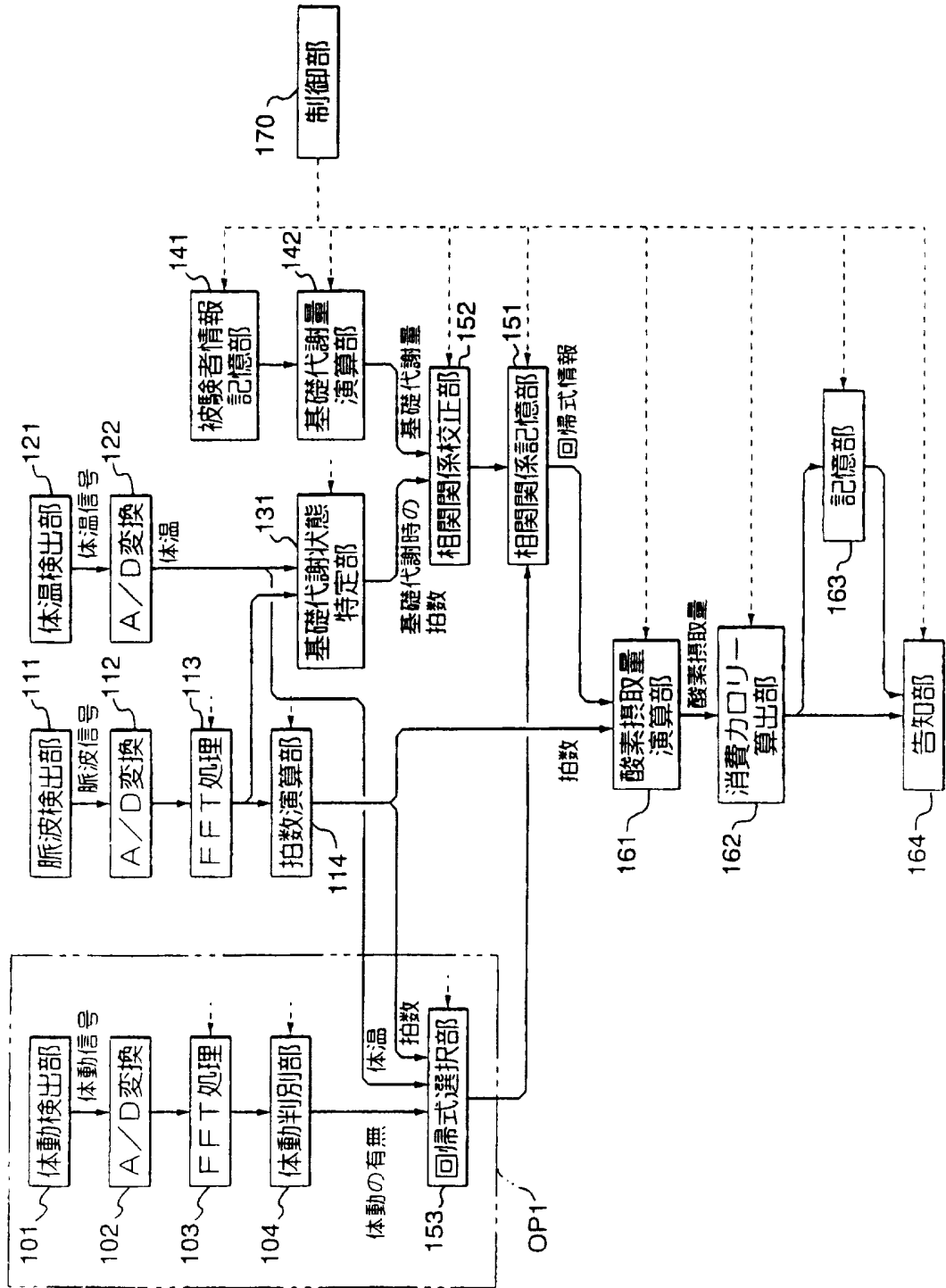


図 2

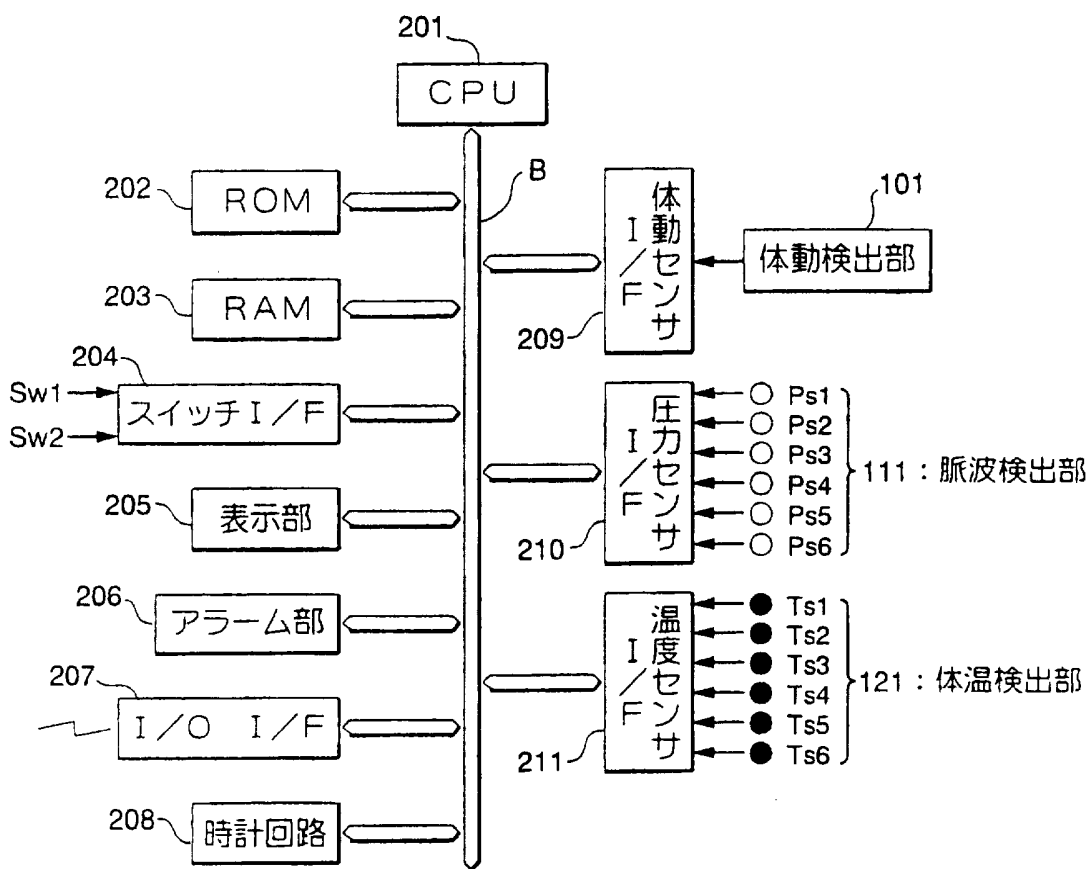


図 3

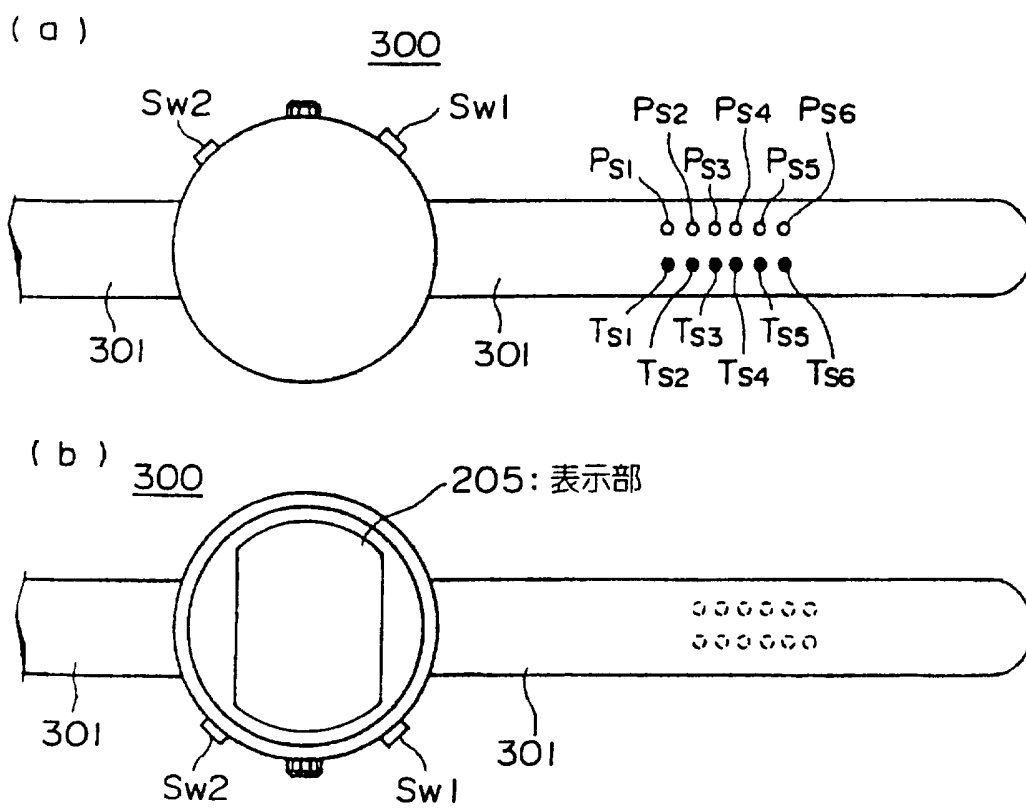


図 4

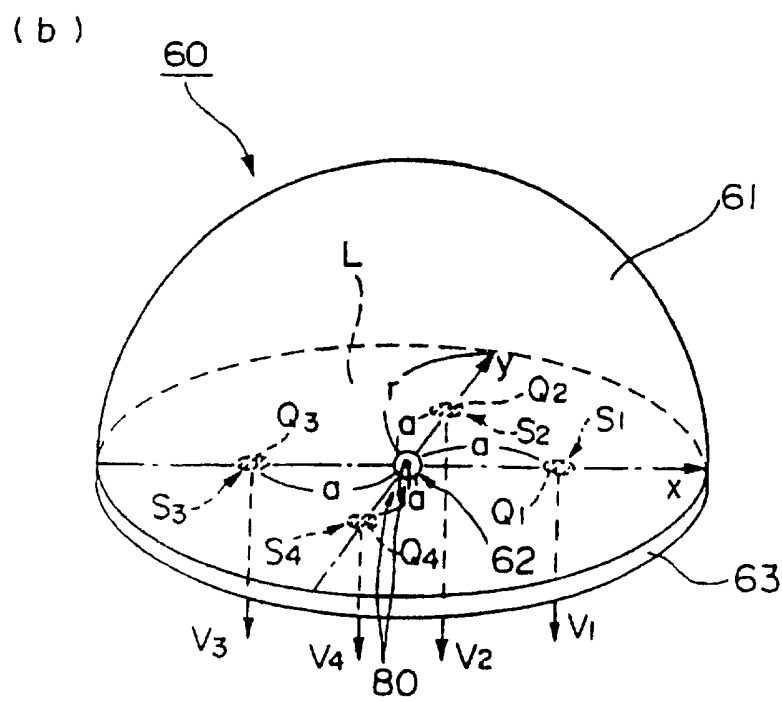
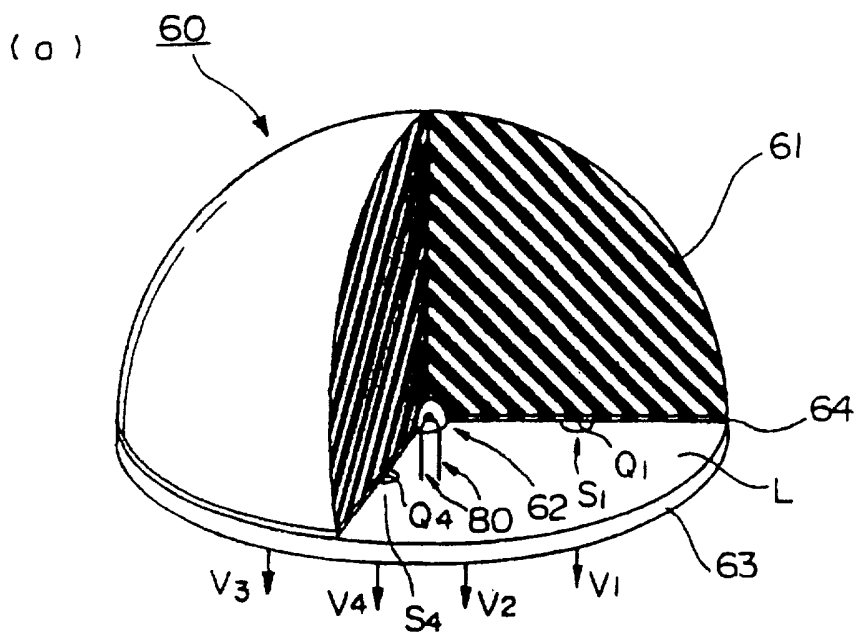


図 5

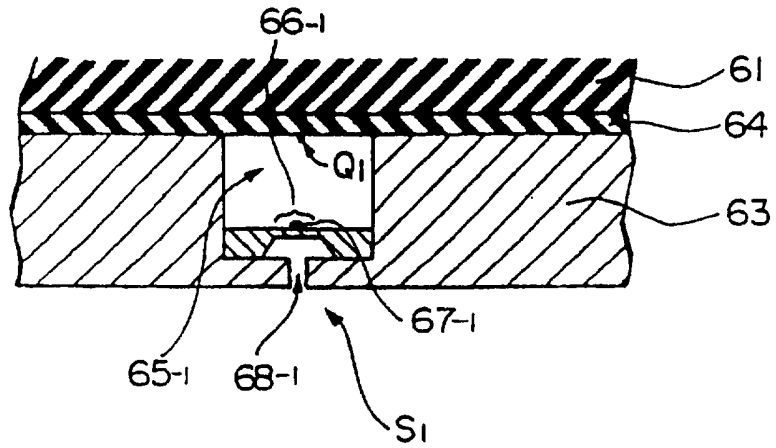


図 6

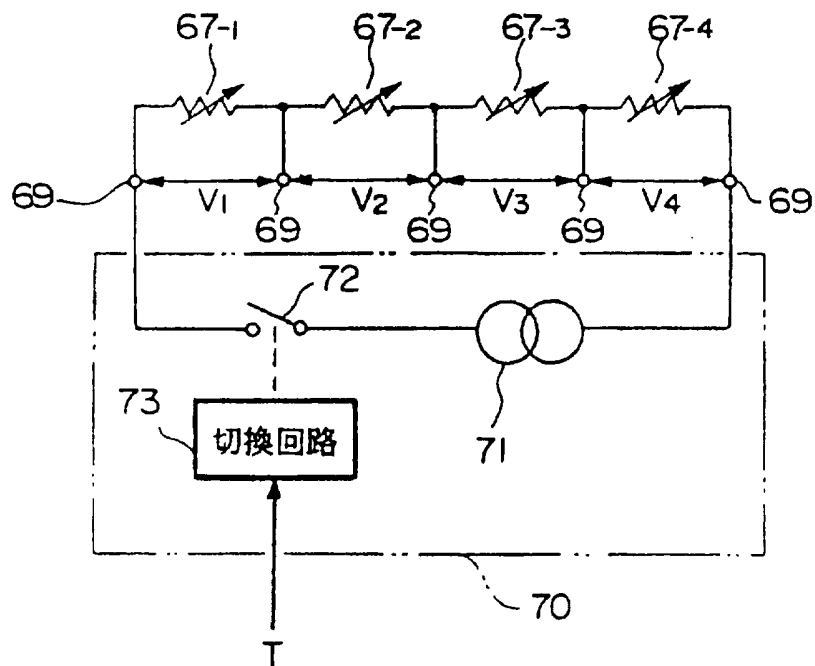


図 7

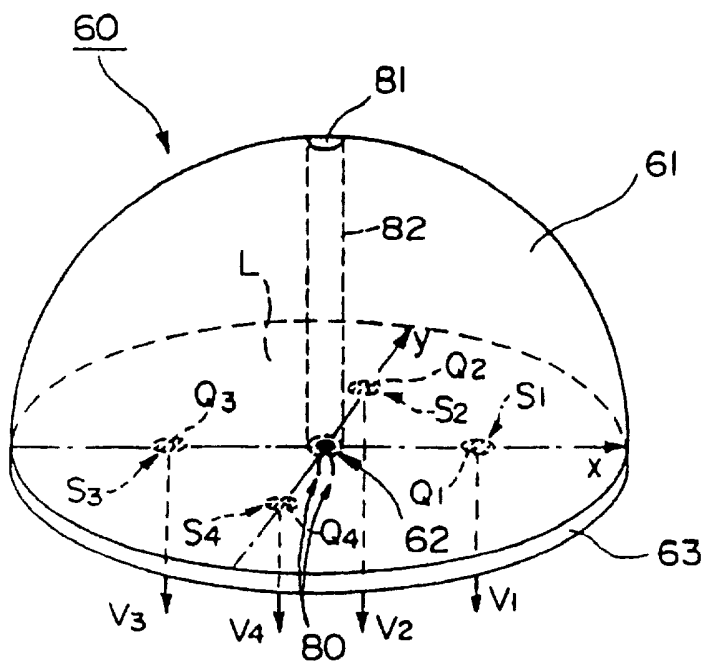


図 8

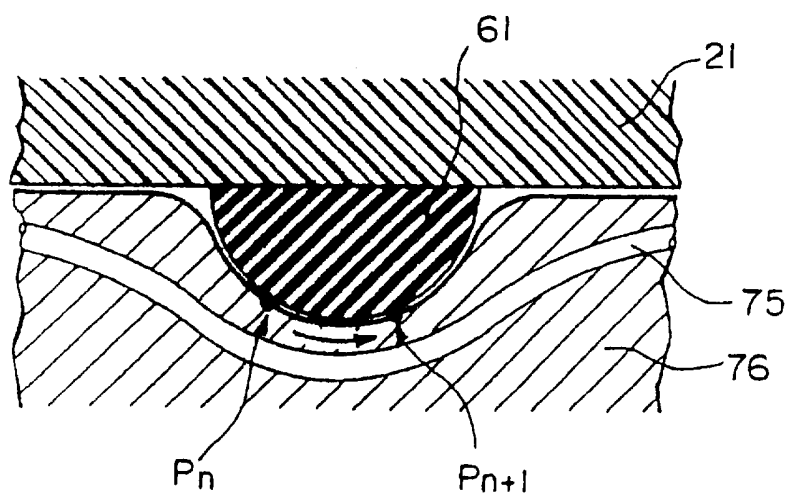


図 9

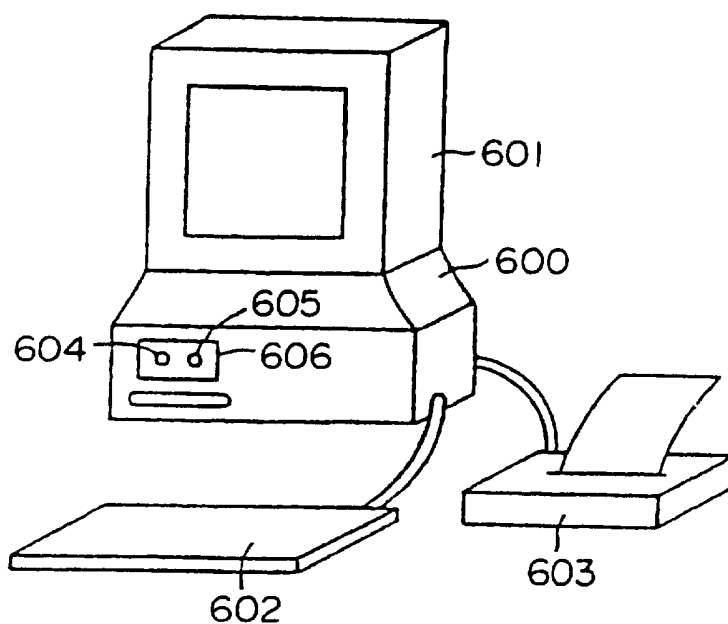
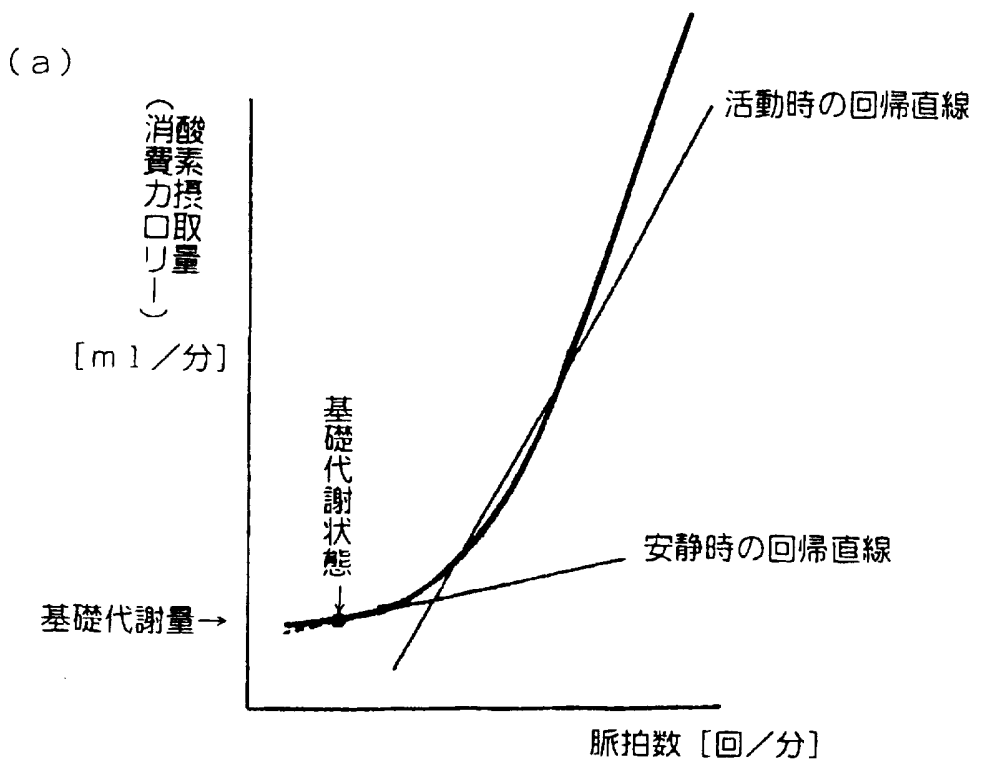


図 10



(b)

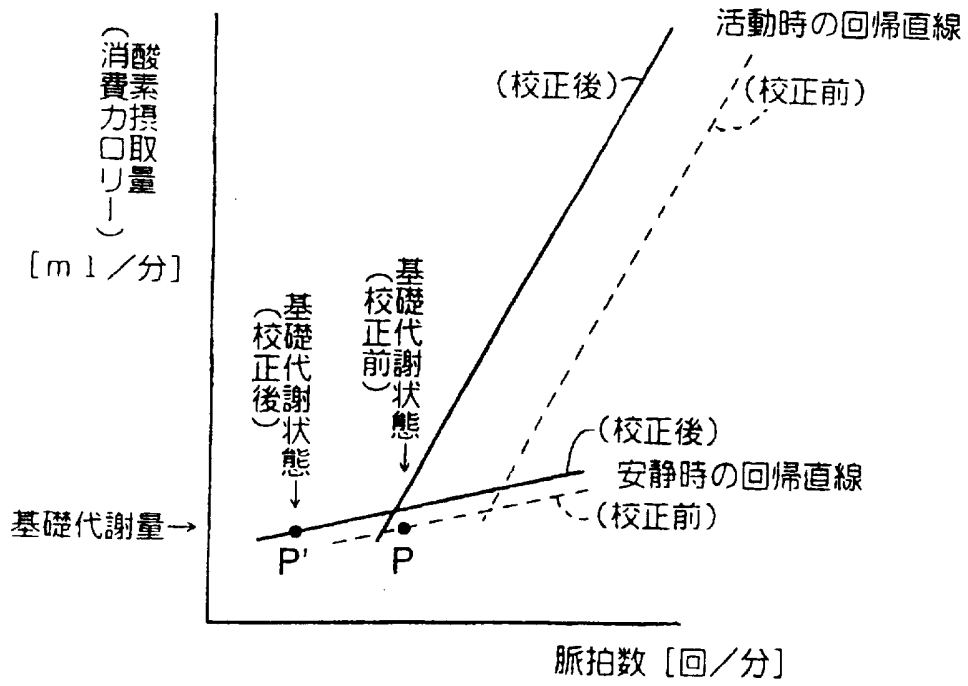


図 11

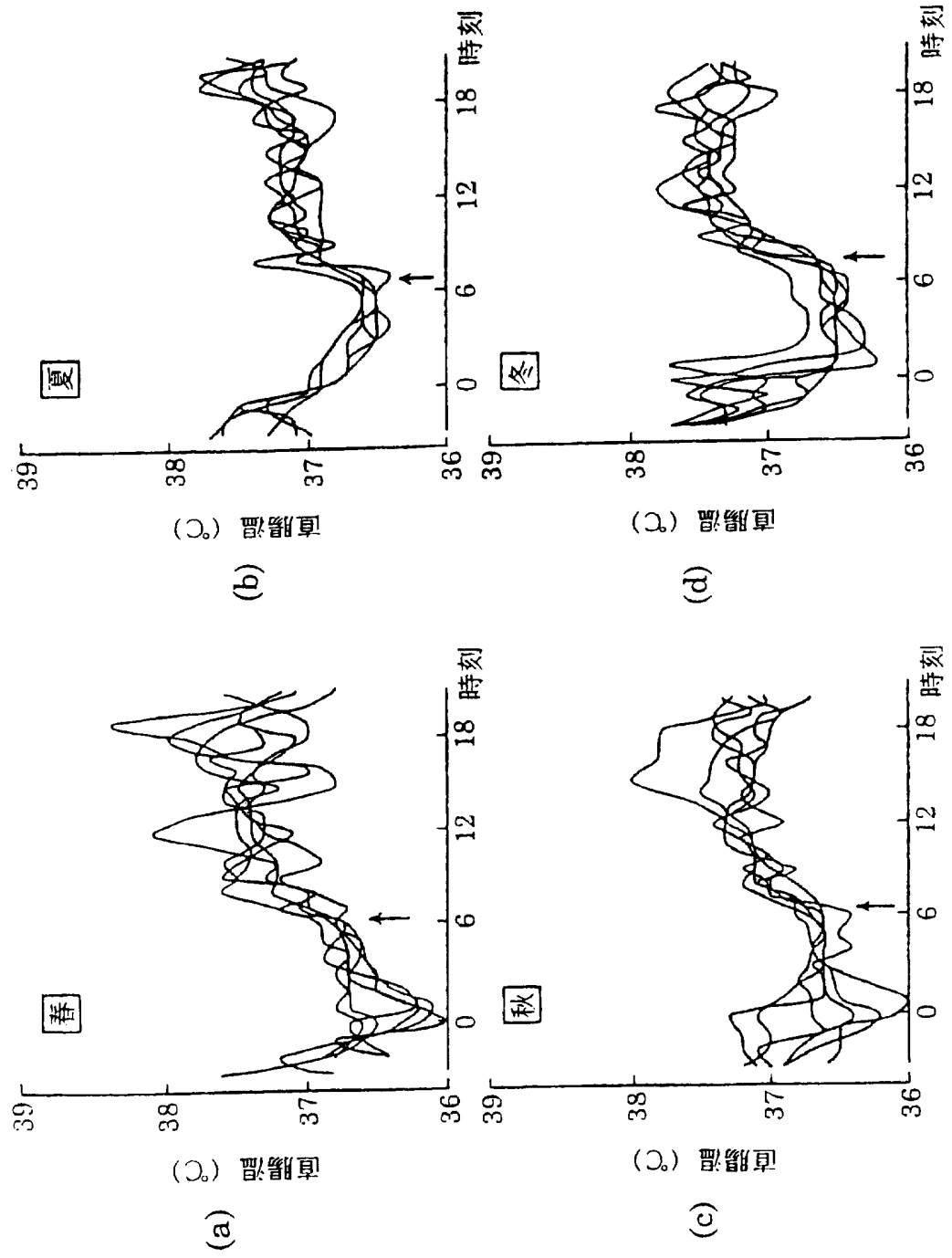


図 12

単位体表面積当たり基礎代謝基準値 (kcal/ m <sup>2</sup> / 時)		
年齢 (才)	男	女
0 ~	48.7	48.4
1 ~	53.6	52.6
2 ~	56.2	55.1
3 ~	57.2	55.6
4 ~	56.5	54.0
5 ~	55.1	51.6
6 ~	52.9	49.5
7 ~	51.1	47.6
8 ~	49.3	46.2
9 ~	47.5	44.8
10 ~	46.2	44.1
11 ~	45.3	43.1
12 ~	44.5	42.2
13 ~	43.5	41.2
14 ~	42.8	39.8
15 ~	41.7	38.1
16 ~	41.0	36.9
17 ~	40.3	36.0
18 ~	39.6	35.6
19 ~	38.8	35.1
20 ~ 29	37.5	34.3
30 ~ 39	36.5	33.2
40 ~ 49	35.6	32.5
50 ~ 59	34.8	32.0
60 ~ 64	34.0	31.6
65 ~ 69	33.3	31.4
70 ~ 74	32.6	31.1
75 ~ 79	31.9	30.9
80 ~	30.7	30.0

図 13

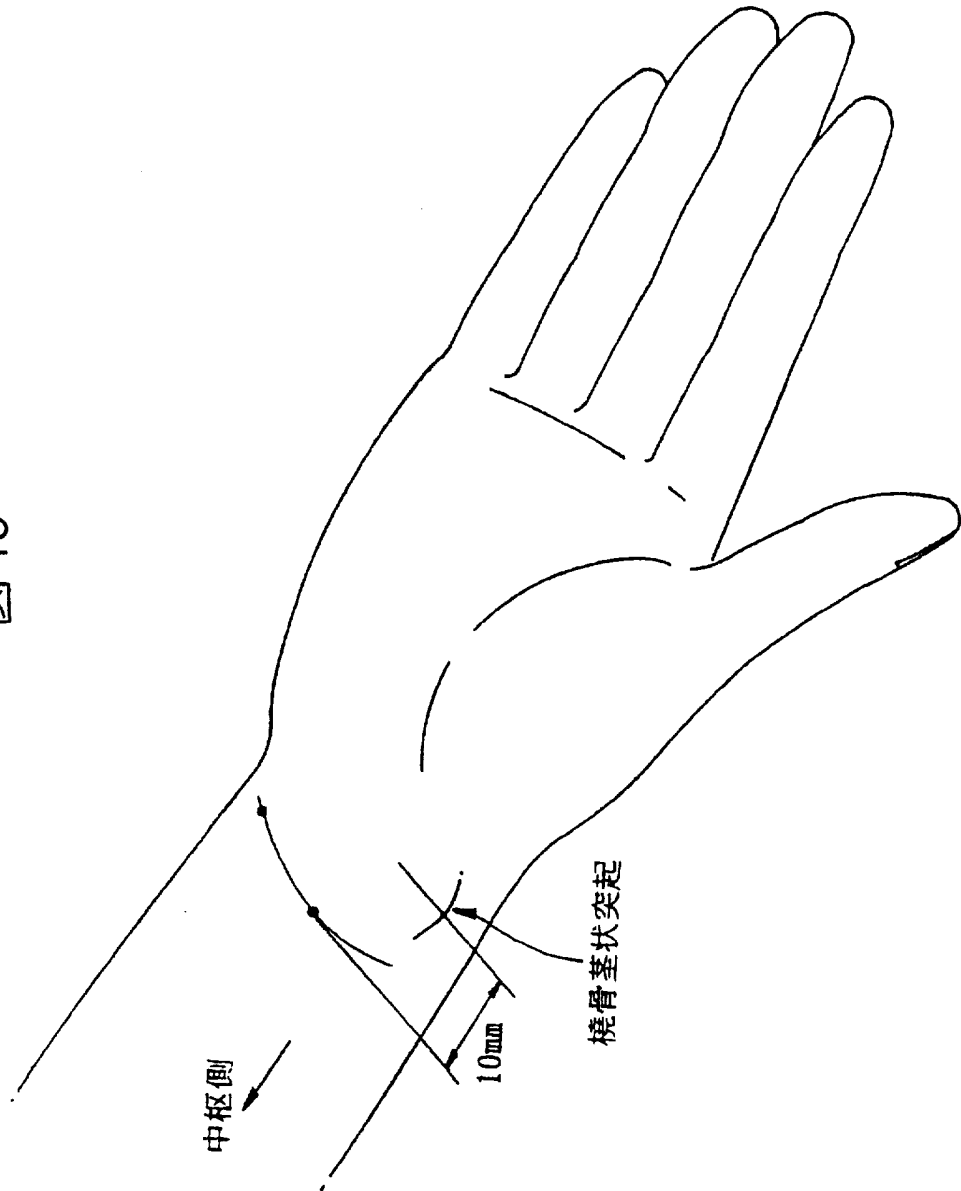
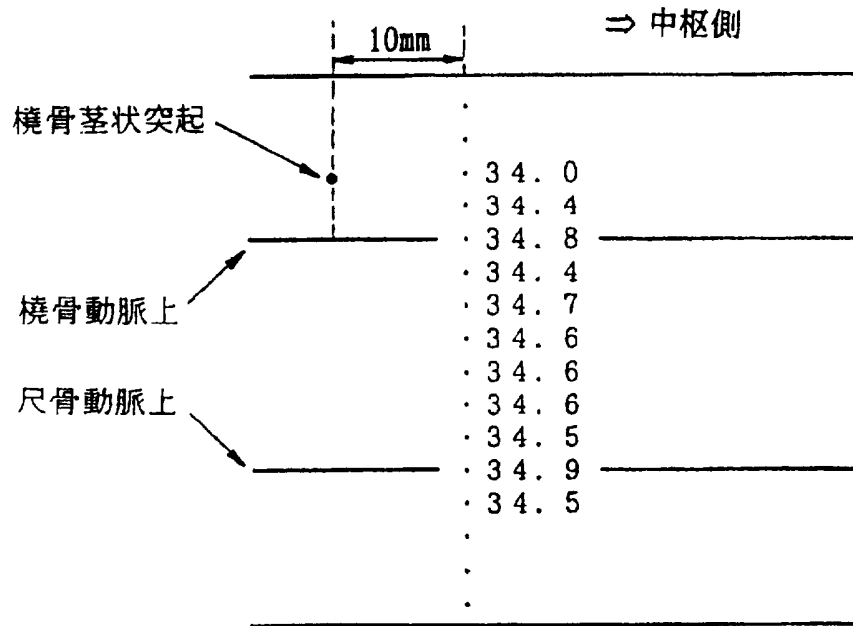


図 14

(a) 乾燥時



(b) 水漏れ後

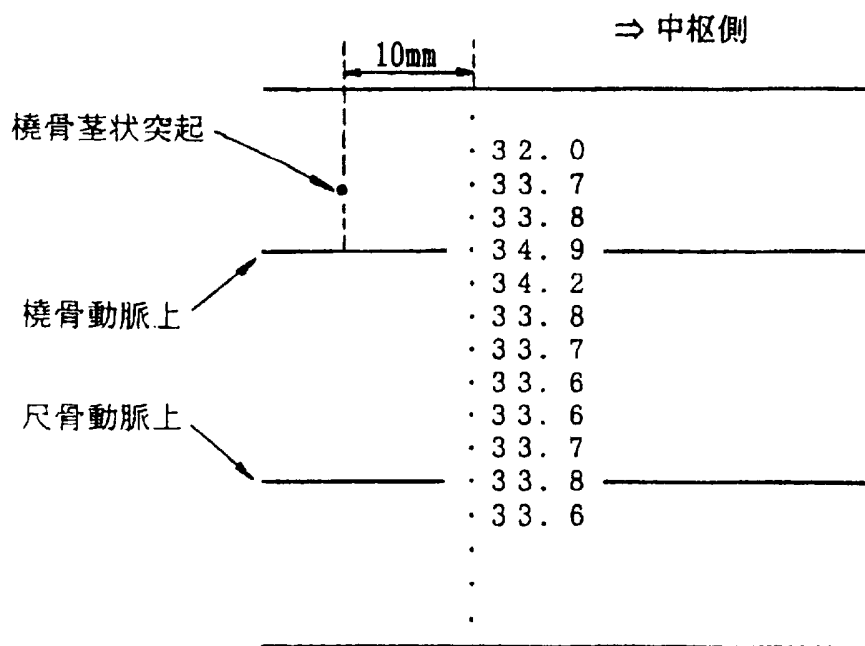


図 15

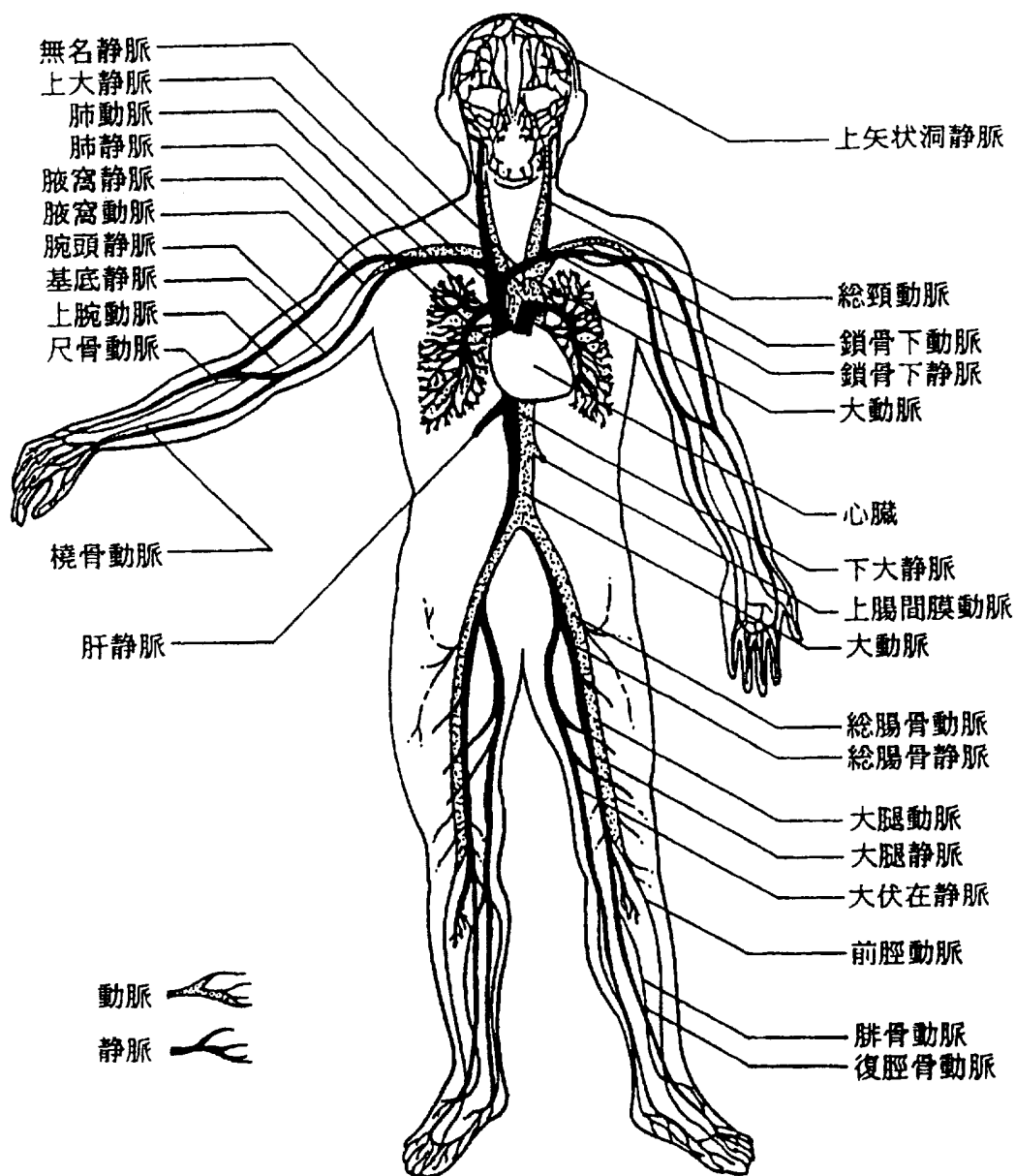


図 16

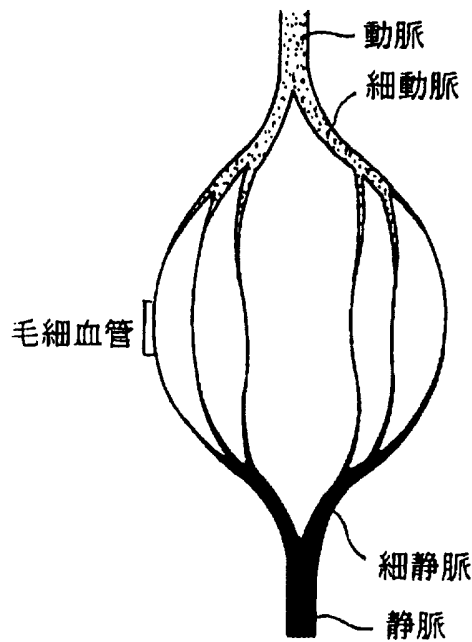


図 17

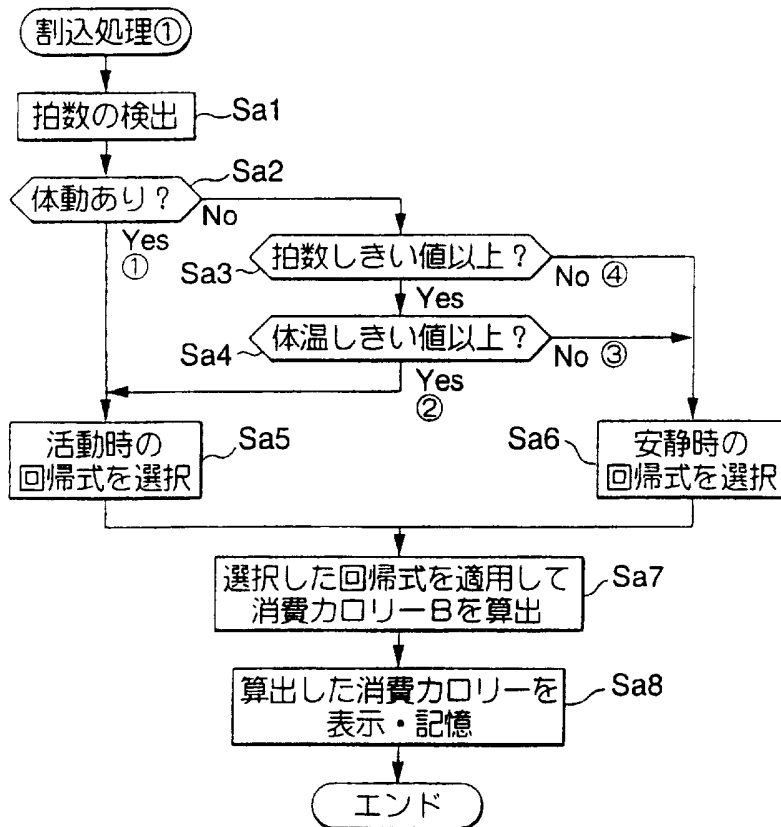


図 18

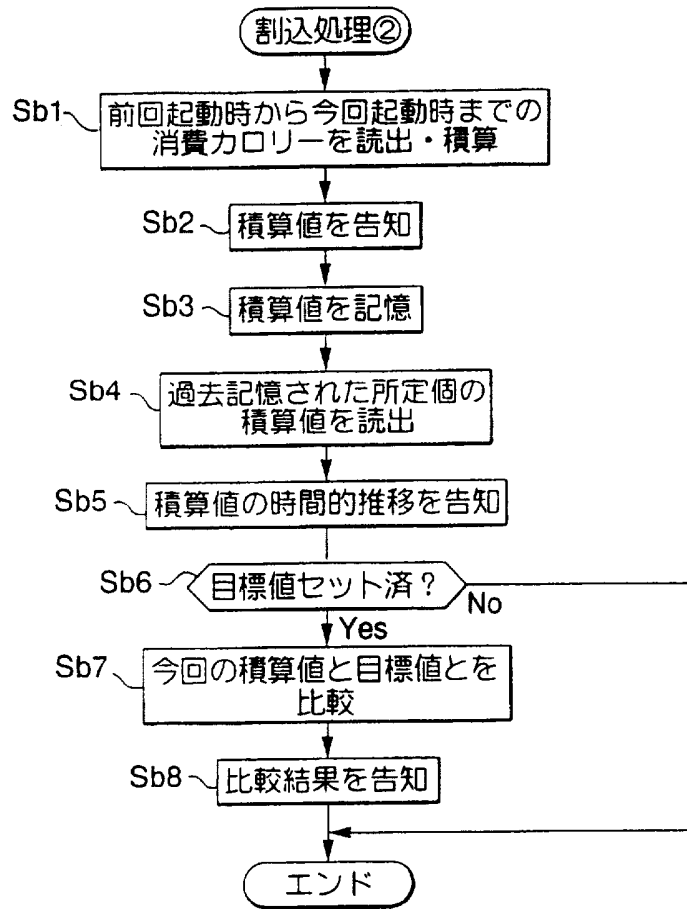
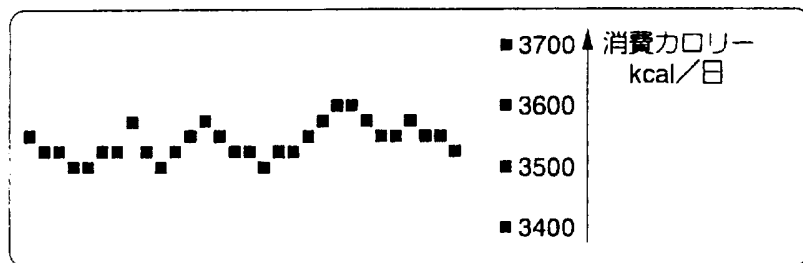


図 19



205 : 表示部

図 20

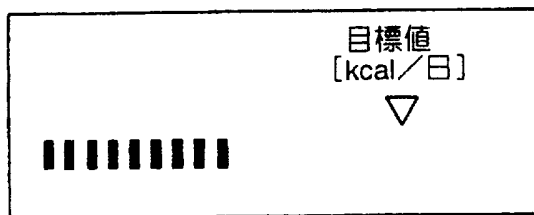


図 21

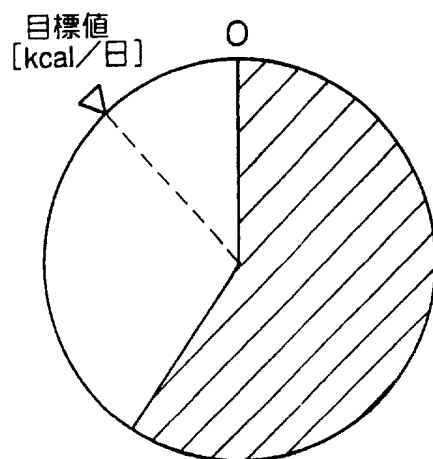


図 22







達成率G	フェイスチャート
$G < 70$	
$70 \leq G < 80$	
$80 \leq G < 90$	
$90 \leq G < 100$	
$100 \leq G < 110$	
$110 \leq G$	

図 23

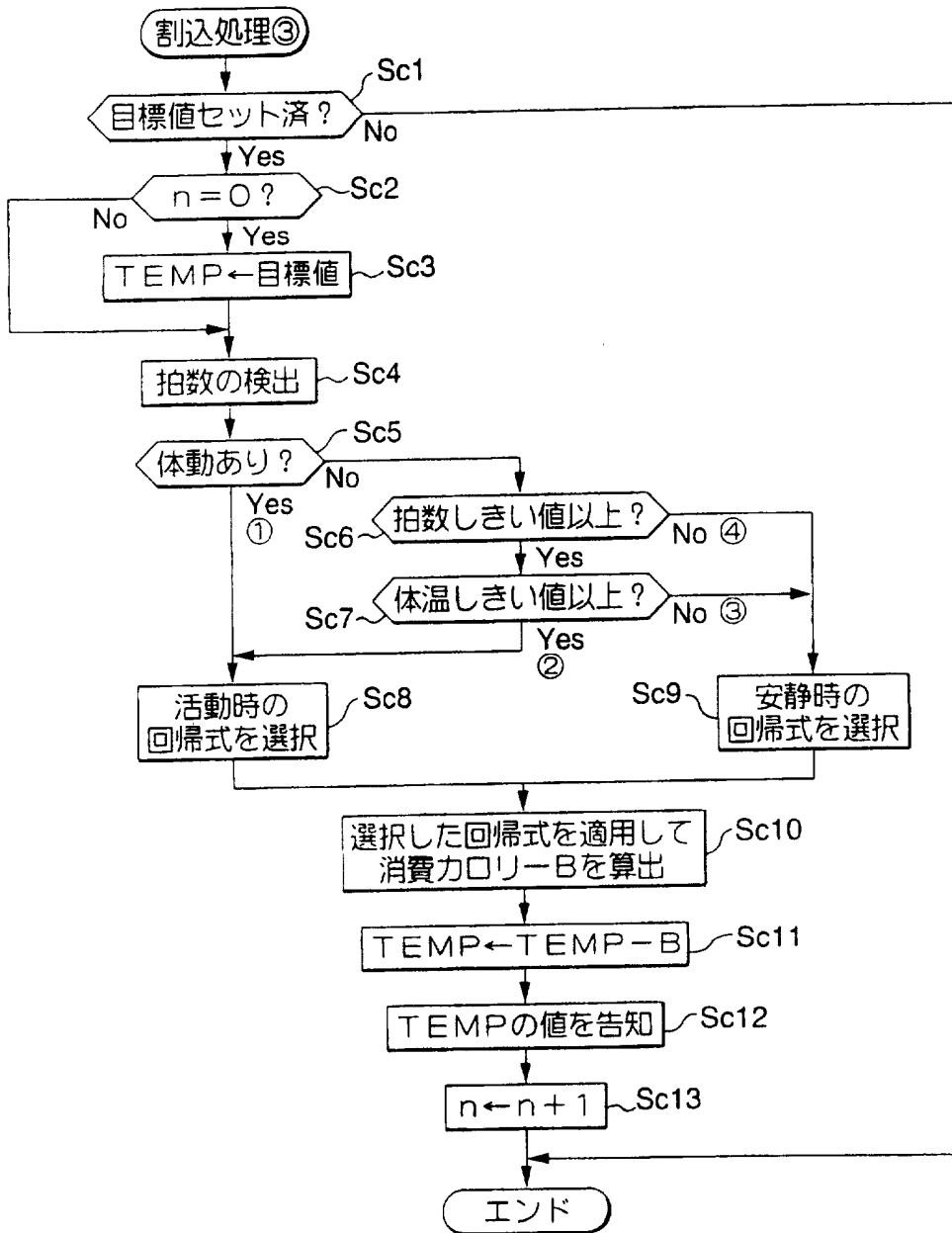


図 24

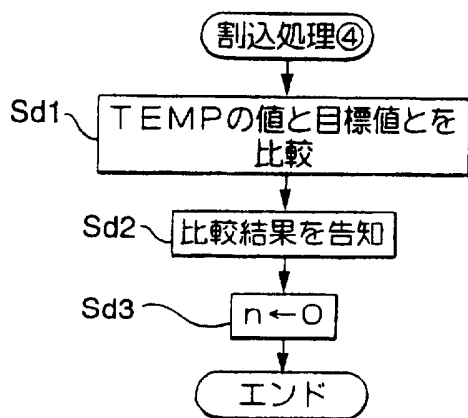


図 25

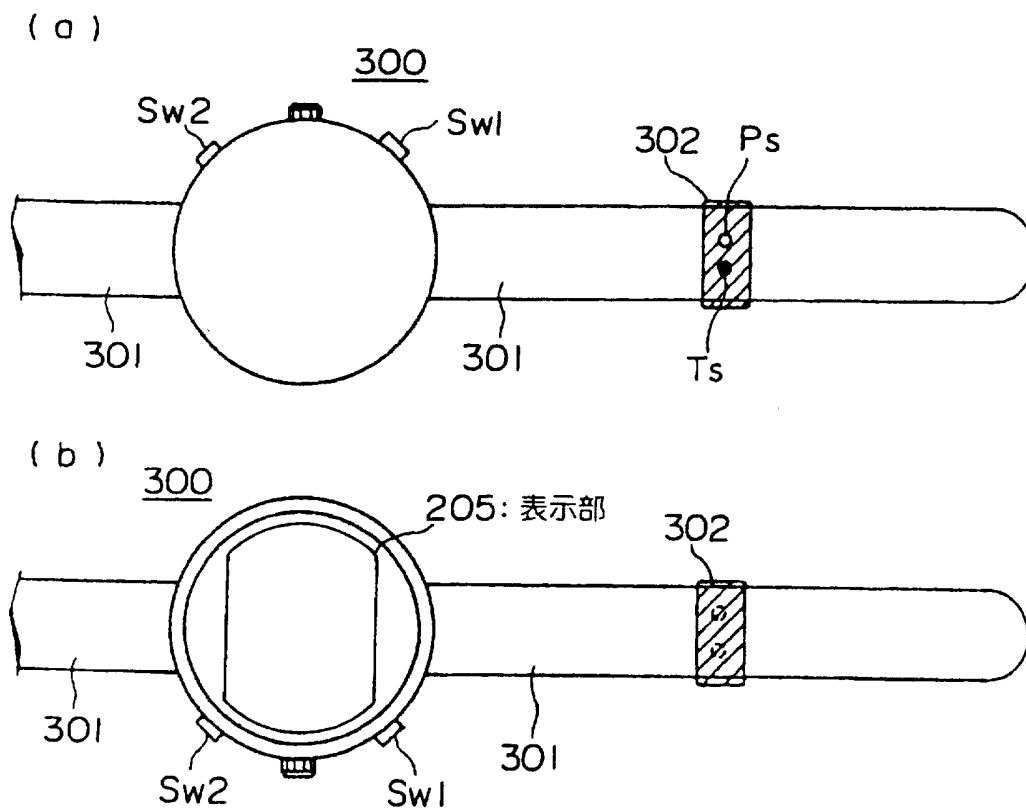


図 26

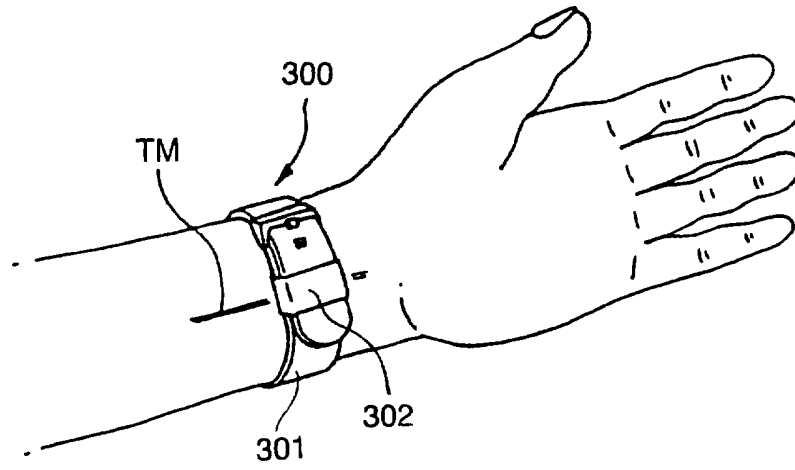
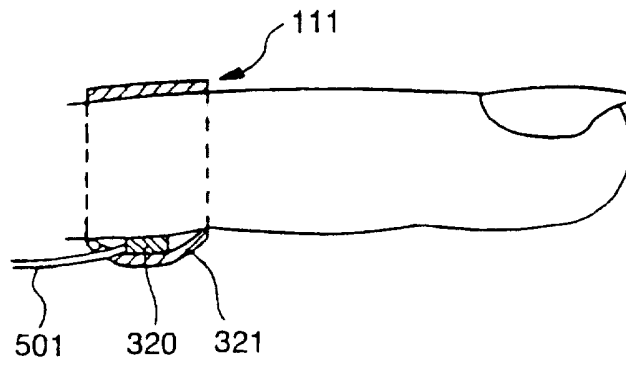


図 27

(a)



(b)

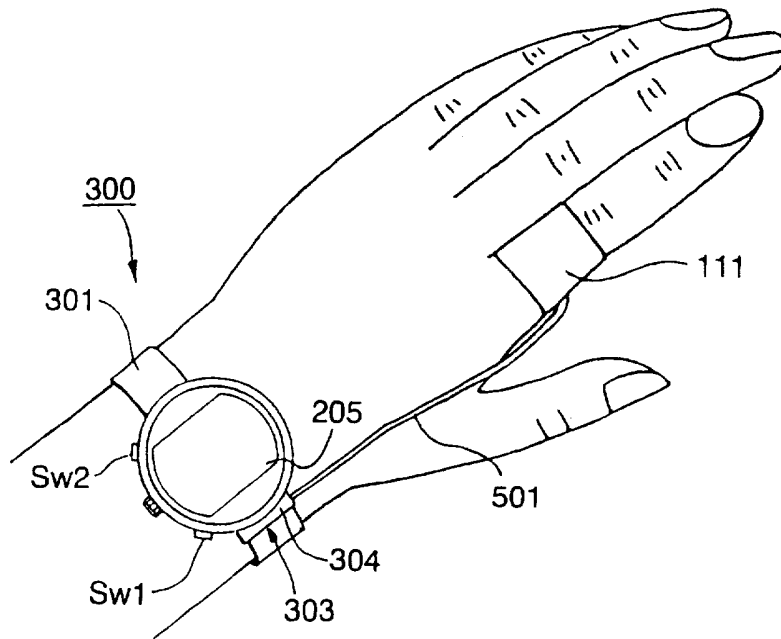


図 28

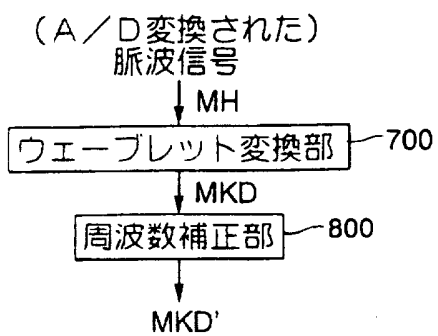


図 29

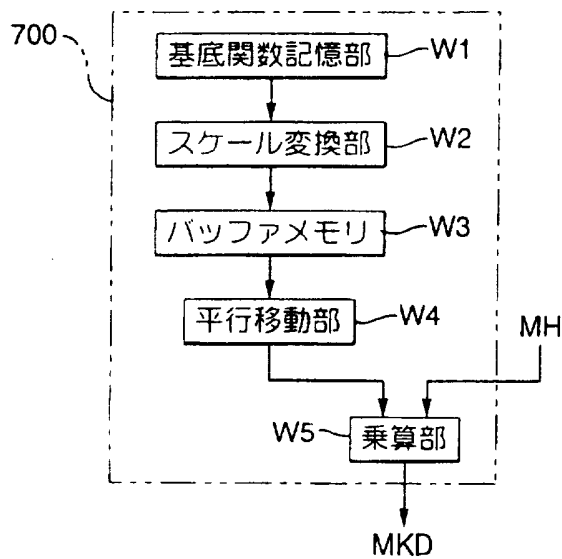
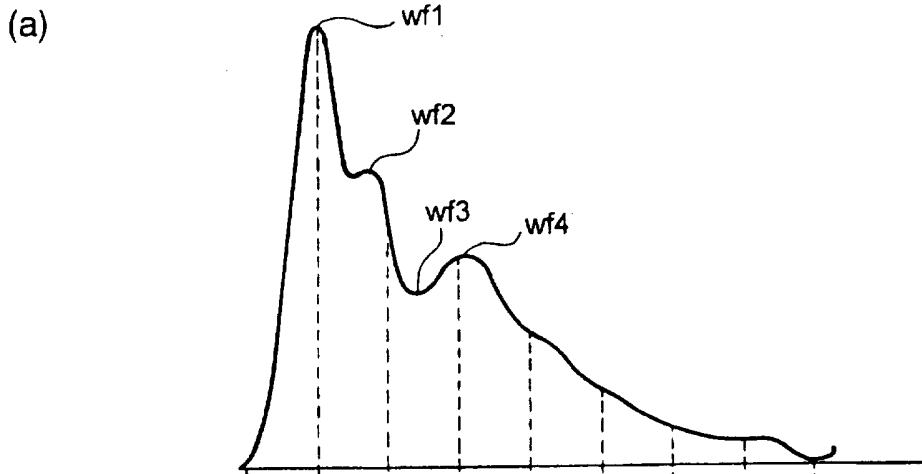


図 30



(b)

4.0~3.5Hz	M18	M28	...	...	...	...	...	M88
3.5~3.0Hz	M17						...	...
3.0~2.5Hz	M16				...			...
2.5~2.0Hz	M15			...				...
2.0~1.5Hz	M14		...					...
1.5~1.0Hz	M13		...					...
1.0~0.5Hz	M12	M22						...
0.5~0.0Hz	M11	M21	M31	M41	M51	M61	M71	M81

(c)

4.0~3.5Hz	10	8	5	0	0	0	0	0
3.5~3.0Hz	5	4	2	0	0	0	0	0
3.0~2.5Hz	2	1	1	0	0	0	0	0
2.5~2.0Hz	2	1	3	0	0	0	0	0
2.0~1.5Hz	2	2	2	1	0	0	0	0
1.5~1.0Hz	6	5	5	4	4	4	4	4
1.0~0.5Hz	0	1	1	1	1	1	1	1
0.5~0.0Hz	0	1	1	3	3	3	3	3

図31

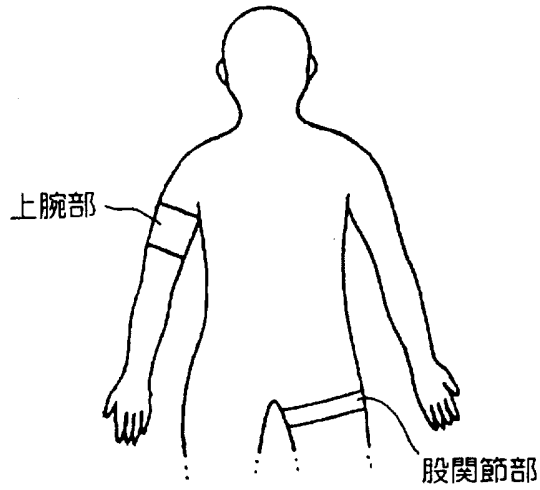


図32

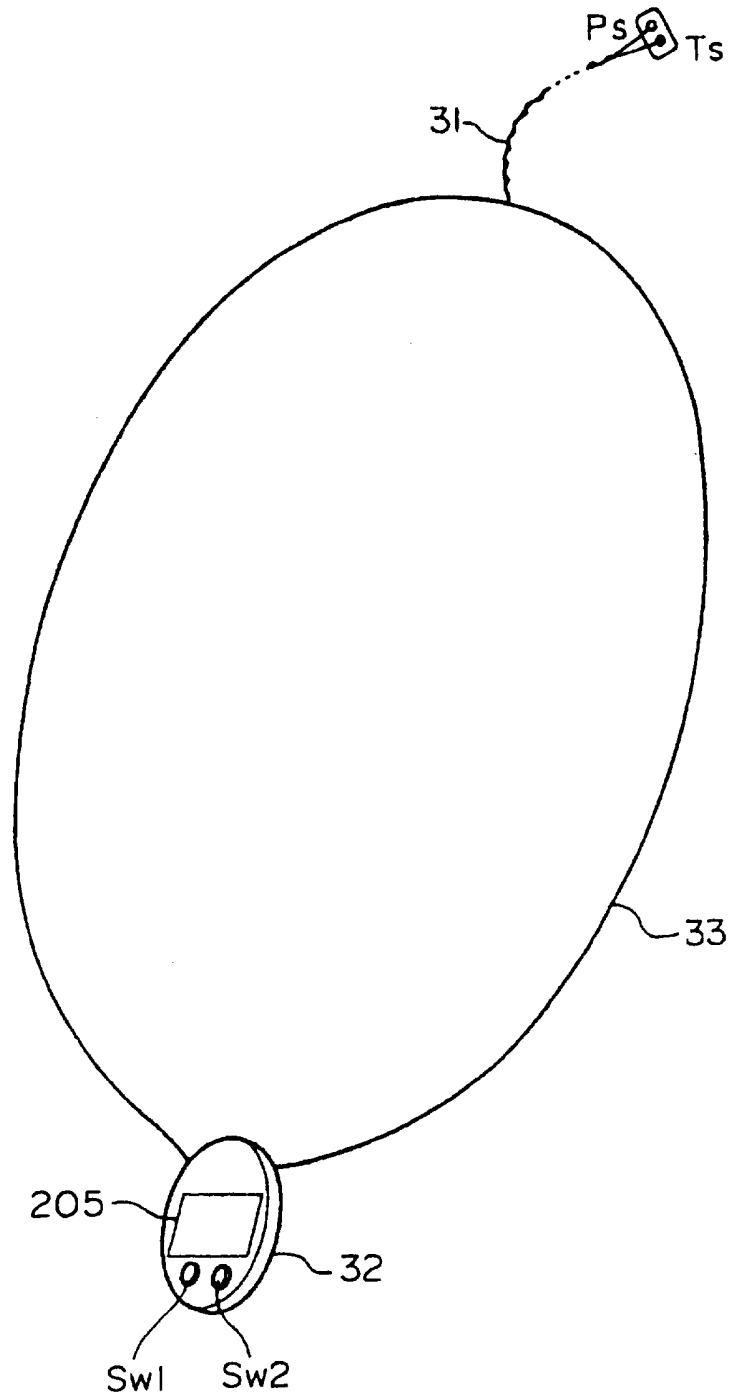


図33

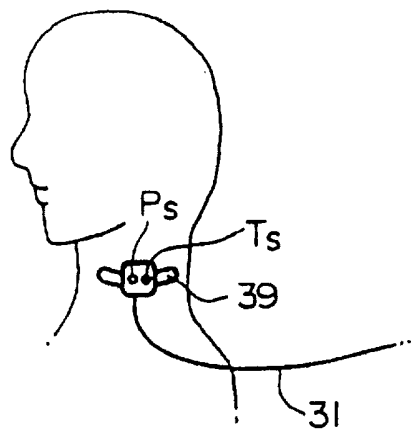


図34

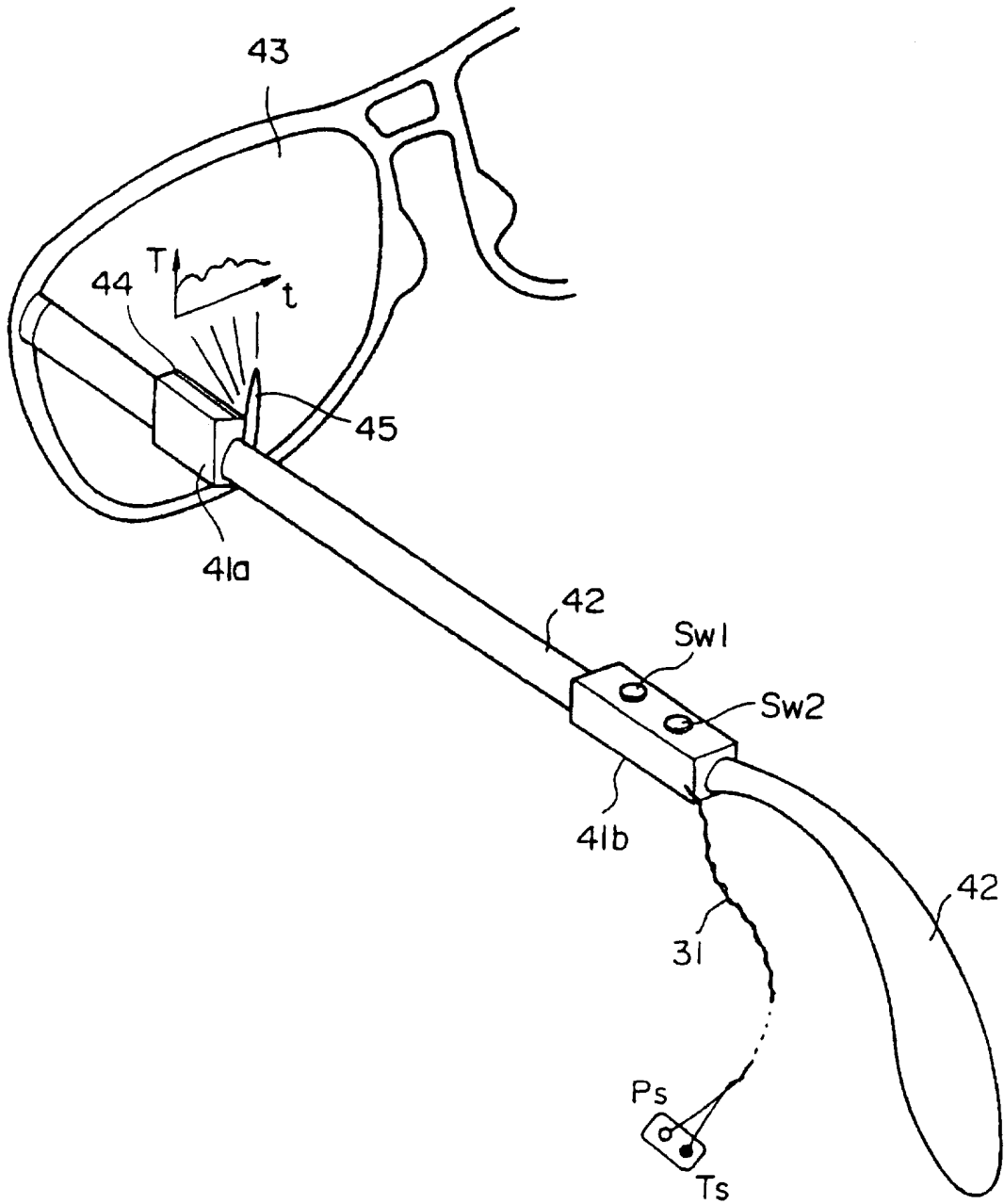
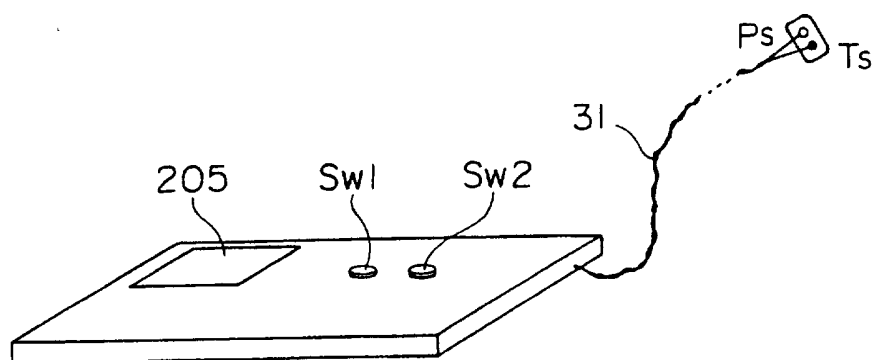


図35



36

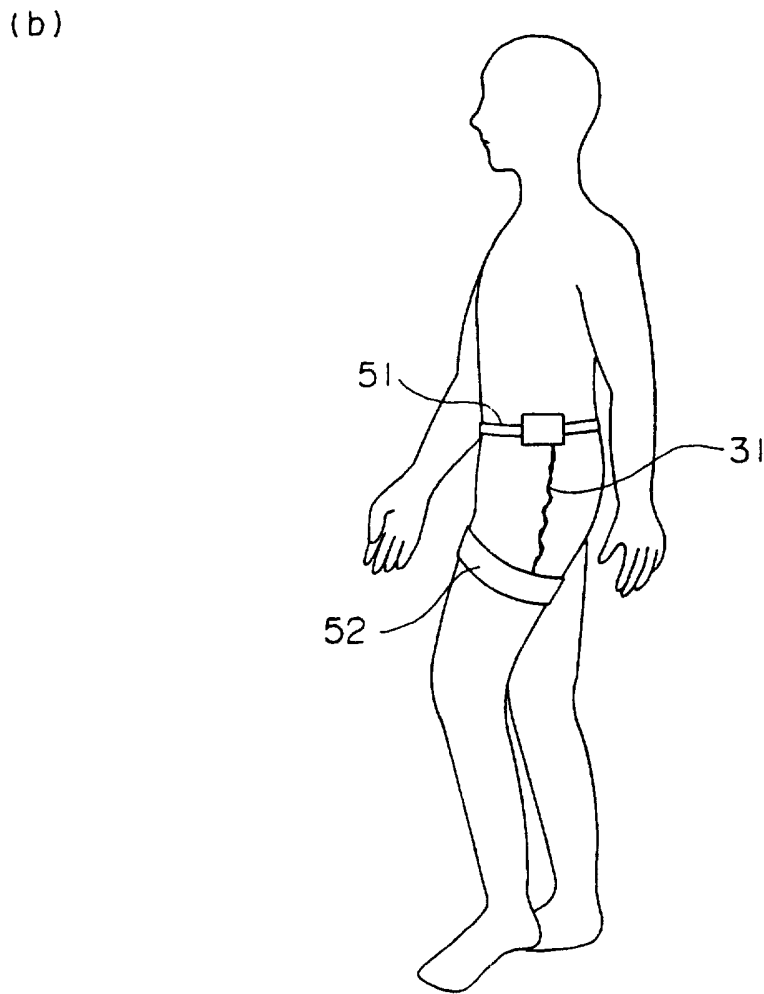
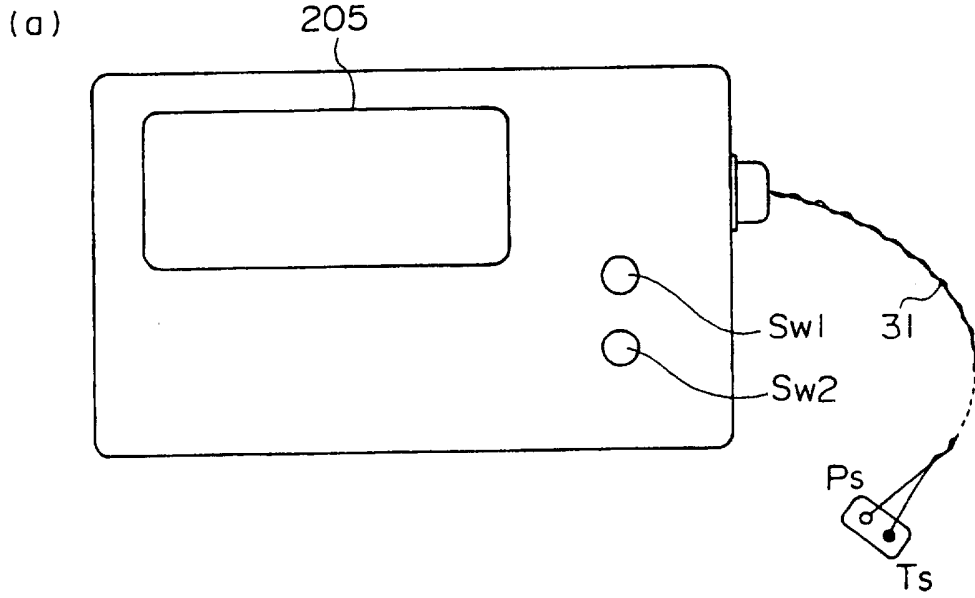
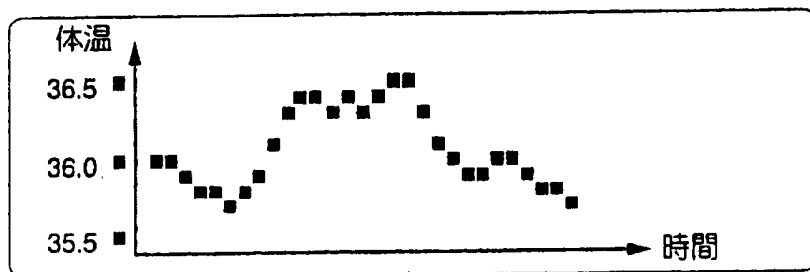


図37



205 : 表示部

図38

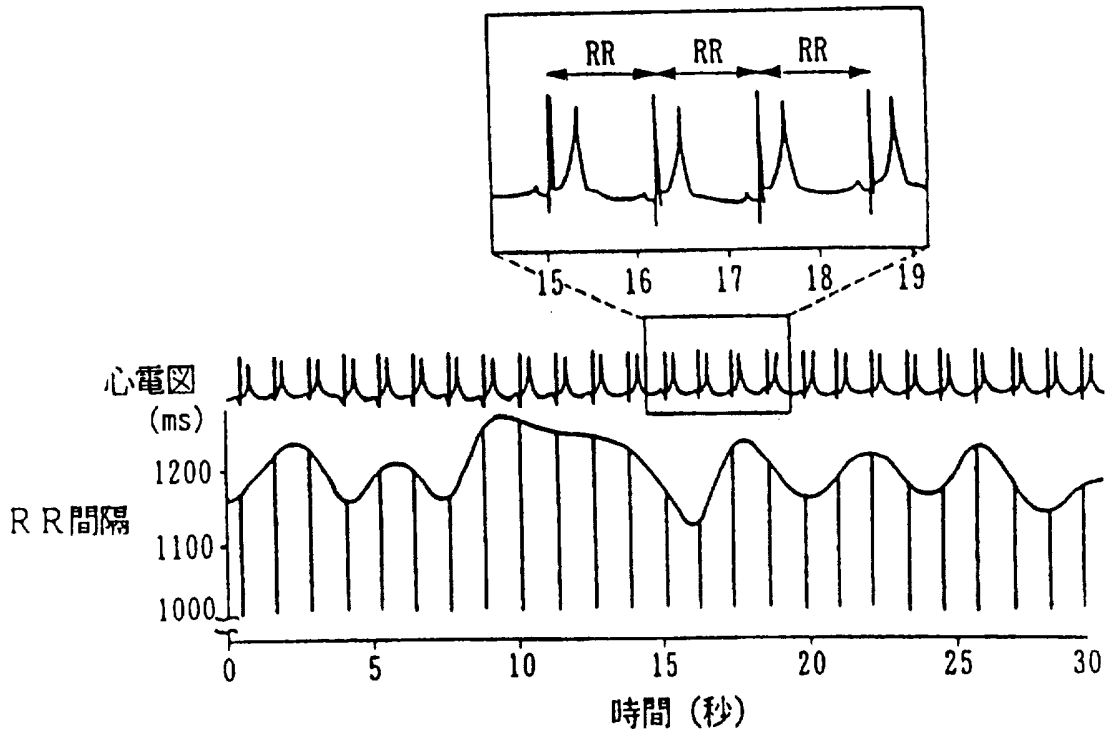


図39

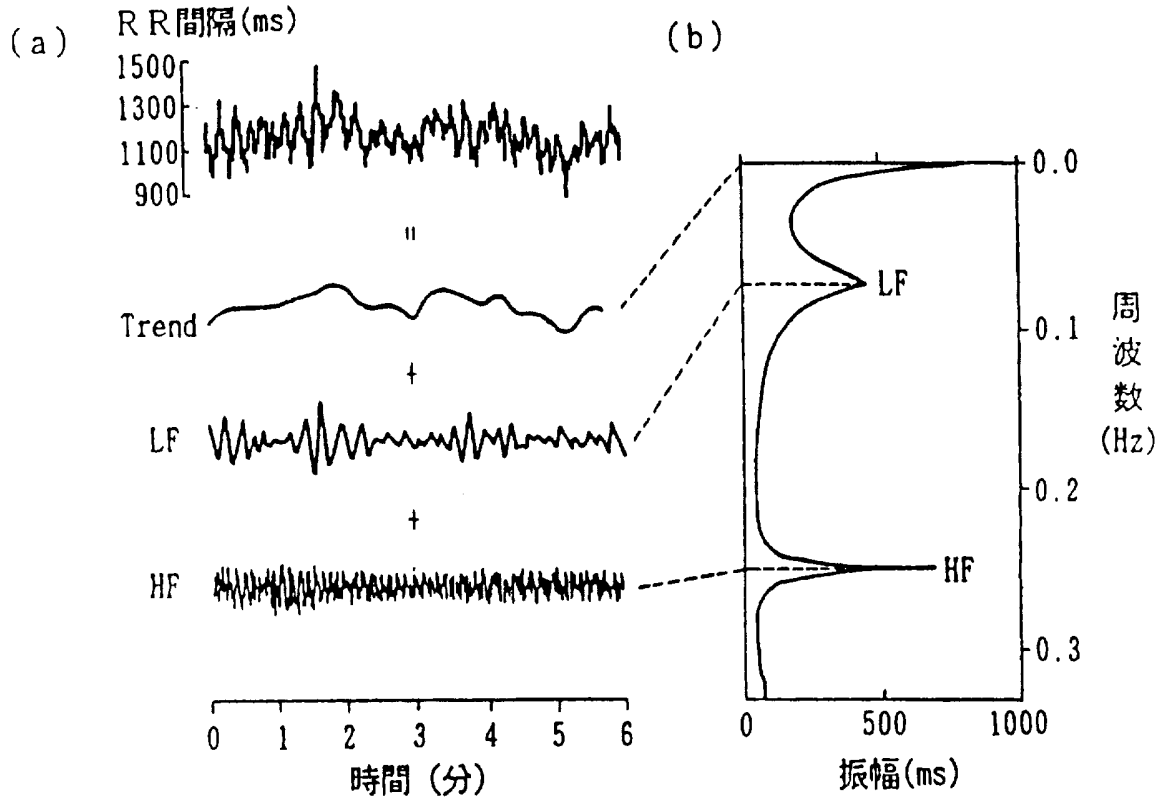


図40

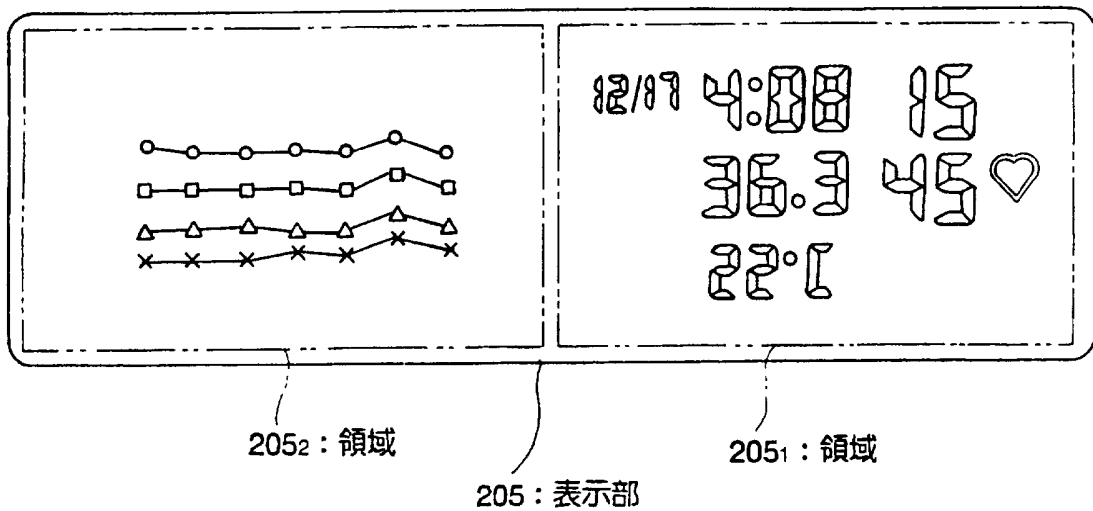


図41

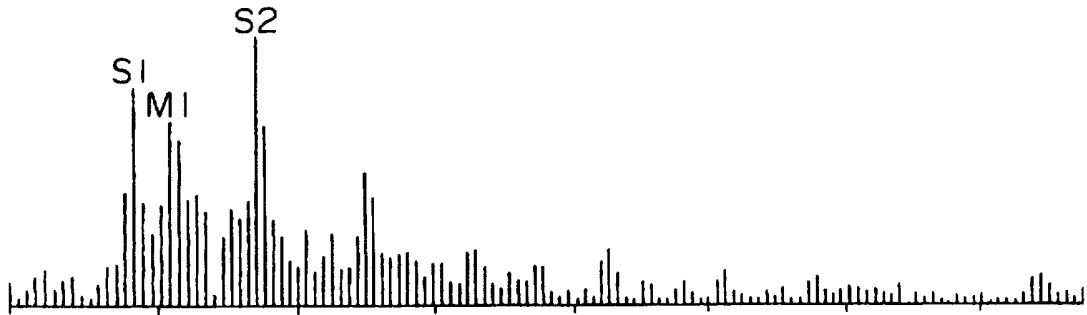
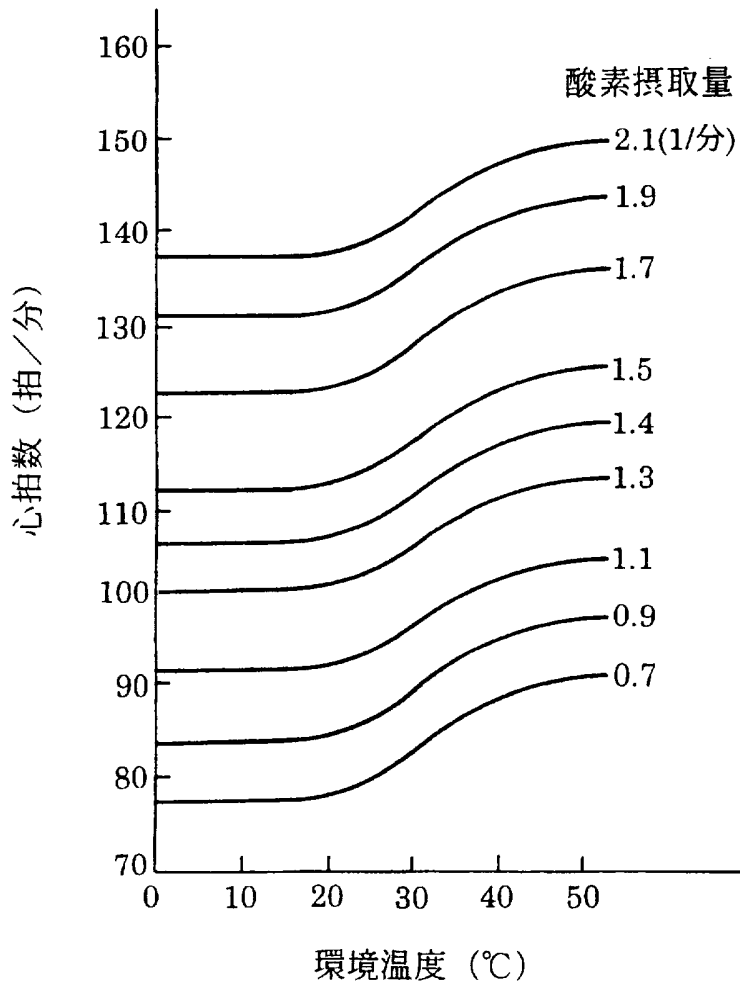


図42



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP97/02029

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl<sup>6</sup> A61B5/22, A61B5/02, A61B5/00

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<sup>6</sup> A61B5/22, A61B5/02, A61B5/00

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

Jitsuyo Shinan Koho	1945 - 1996
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971 - 1996
Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994 - 1996

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

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP, 8-131425, A (Omron Corp.), May 28, 1996 (28. 05. 96) (Family: none)	1-7, 28-38
Y	JP, 8-126632, A (Omron Corp.), May 21, 1996 (21. 05. 96) (Family: none)	1-7, 28-38
Y	Par. Nos. (0017), (0018); Figs. 8, 9	8, 9, 13, 14, 19, 20
Y	Par. Nos. (0015), (0016); Fig. 5	10 - 20
Y	JP, 8-52119, A (K.K. Tanita), February 27, 1996 (27. 02. 96) (Family: none)	1-7, 28-38
Y	JP, 2-80029, A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), March 20, 1990 (20. 03. 90), Claim 2; page 3, column of "Effects of the Invention" (Family: none)	1 - 7
Y	JP, 8-80287, A (Seiko Epson Corp.), March 26, 1996 (26. 03. 96) (Family: none)	2-7, 28-38



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

## \* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

June 27, 1997 (27. 07. 97)

Date of mailing of the international search report

July 8, 1997 (08. 07. 97)

Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office

Facsimile No.

Authorized officer

Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP97/02029

## C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP, 54-62878, A (K.K. Denken), May 21, 1979 (21. 05. 79) (Family: none)	2-7, 21, 24-38 22, 23
Y A	JP, 4-253839, A (Mitsubishi Electric Corp.), September 9, 1992 (09. 09. 92) (Family: none)	2-7, 24-38 22, 23
Y	JP, 6-142087, A (Omron Corp.), May 24, 1994 (24. 05. 94) (Family: none)	18 - 20

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>6</sup> A61B5/22, A61B5/02, A61B5/00

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<sup>6</sup> A61B5/22, A61B5/02, A61B5/00

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 1945-1996年  
 日本国公開実用新案公報 1971-1996年  
 日本国登録実用新案公報 1994-1996年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	J P, 8-131425, A (オムロン株式会社) 28. 5月. 1996 (28. 05. 96) (ファミリーなし)	1-7, 28-38
Y	J P, 8-126632, A (オムロン株式会社) 21. 5月. 1996 (21. 05. 96) (ファミリーなし)	1-7, 28-38
Y	段落番号【0017】【0018】、第8、9図	8, 9, 13, 14, 19, 20
Y	段落番号【0015】【0016】、第5図	10-20
Y	J P, 8-52119, A (株式会社タニタ) 27. 2月. 1996 (27. 02. 96) (ファミリーなし)	1-7, 28-38

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」先行文献ではあるが、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

の日の後に公表された文献  
 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの  
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの  
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの  
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日  
27. 06. 97

国際調査報告の発送日  
08.07.97

国際調査機関の名称及びあて先  
 日本国特許庁 (ISA/JP)  
 郵便番号100  
 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)  
 山本 春樹 印  
 2J 7638  
 電話番号 03-3581-1101 内線 3251

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	JP, 2-80029, A (松下電器産業株式会社) 20. 3月. 1990 (20. 03. 90) クレーム2、第3頁「発明の効果」の欄 (ファミリーなし)	1-7
Y	JP, 8-80287, A (セイコーエプソン株式会社) 26. 3月. 1996 (26. 03. 96) (ファミリーなし)	2-7 28-38
Y	JP, 54-62878, A (株式会社デンケン) 21. 5月. 1979 (21. 05. 79) (ファミリーなし)	2-7, 21, 24-38
A		22, 23
Y	JP, 4-253839, A (三菱電機株式会社) 9. 9月. 1992 (09. 09. 92) (ファミリーなし)	2-7 24-38
A		22, 23
Y	JP, 6-142087, A (オムロン株式会社) 24. 5月. 1994 (24. 05. 94) (ファミリーなし)	18-20