

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2006-507855

(P2006-507855A)

(43) 公表日 平成18年3月9日(2006.3.9)

| (51) Int.Cl.                | F I            | テーマコード (参考) |
|-----------------------------|----------------|-------------|
| <b>A61B 5/01 (2006.01)</b>  | A61B 5/00 101K | 2G059       |
| <b>A61B 5/00 (2006.01)</b>  | A61B 5/00 102C | 4C038       |
| <b>G01N 21/35 (2006.01)</b> | G01N 21/35 Z   | 4C117       |
| <b>A61B 5/145 (2006.01)</b> | A61B 5/14 310  |             |

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 78 頁)

(21) 出願番号 特願2004-515642 (P2004-515642)  
 (86) (22) 出願日 平成15年4月22日 (2003.4.22)  
 (85) 翻訳文提出日 平成16年12月21日 (2004.12.21)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2003/012382  
 (87) 国際公開番号 W02004/001373  
 (87) 国際公開日 平成15年12月31日 (2003.12.31)  
 (31) 優先権主張番号 60/374,133  
 (32) 優先日 平成14年4月22日 (2002.4.22)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 504394032  
 アブリュー マルシオ マルク  
 アメリカ合衆国 コネチカット州 O64  
 73 ニューヘブン ハイランドパークロ  
 ード 72  
 (74) 代理人 100081776  
 弁理士 大川 宏  
 (72) 発明者 アブリュー マルシオ マルク  
 アメリカ合衆国 コネチカット州 O64  
 73 ニューヘブン ハイランドパークロ  
 ード 72  
 Fターム(参考) 2G059 AA01 AA06 BB12 CC18 EE01  
 EE12 HH01 HH02 HH06  
 4C038 KK10 KL05 KL07 KY04

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生物学的パラメーターの測定装置及び方法

## (57) 【要約】

身体の物理的、化学的及び生物学的パラメーターを計測するため又該パラメーターの計測値に従って行動を起こすために生理学的管上にセンサーを位置決めする支持構造物。前記支持構造物は、身体の生理学上連続的な、邪魔の入らないデータを得るために特別な形状を用いた支持構造物上に取り付けられたセンサーを有する。例えば電磁波、電波、赤外線、音等のような無線送信によって遠隔ステーションへ、或いは音又は視覚による送信によって局所へ報告されることによって、信号は送られる。物理的及び化学的パラメーターは、脳機能、代謝機能、流体力学機能、水和状態、血液中の化学化合物のレベルなどを含む。前記支持構造物は、パッチ、クリップ、眼鏡、頭に取り付ける装置等を含み、それらは生理学的管上に位置し又そこにアクセスする検知システムを持つ、管の末端に位置する受動又は能動のセンサーを包含する。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

脳の管の末端の皮膚上に配置された支持構造物であって、  
脳の管の末端の皮膚上に配置されたハウジングと、  
前記ハウジングに含まれ脳の管の末端の前記皮膚上で生じる信号を測定するためのセンサーであって、前記ハウジングの縁に隣接して配置されたセンサーと、  
から成ることを特徴とする支持構造物。

**【請求項 2】**

前記センサーはハウジング内の偏心した位置に設置される請求項 1 記載の支持構造物。

**【請求項 3】**

前記ハウジングの外縁から前記センサーの外縁までの距離は 11 mm 以下である請求項 1 記載の支持構造物。

**【請求項 4】**

前記距離は 6 mm 以下である請求項 3 記載の支持構造物。

**【請求項 5】**

前記距離は 3 mm 以下である請求項 4 記載の支持構造物。

**【請求項 6】**

前記ハウジングは、パッチ、クリップ、眼鏡の目頭当て、眼鏡の修正された鼻当て及び頭に取り付ける装置のうちの少なくとも 1 つを含む請求項 1 記載の支持構造物。

**【請求項 7】**

前記パッチは、最大寸法 11 mm 以下である請求項 6 記載の支持構造物。

**【請求項 8】**

前記ハウジングは、動力源を有する請求項 1 記載の支持構造物。

**【請求項 9】**

前記ハウジングは、マイクロプロセッサを有する請求項 1 記載の支持構造物。

**【請求項 10】**

前記ハウジングは、無線送信機を有する請求項 1 記載の支持構造物。

**【請求項 11】**

前記無線送信機は、無線周波数、光、音及び電磁気エネルギーのうち少なくとも一つによって信号を伝送する請求項 10 記載の支持構造物。

**【請求項 12】**

前記ハウジングは、信号を局所的に報告するための局所報告装置を有する請求項 1 記載の支持構造物。

**【請求項 13】**

前記局所報告装置は、信号を視覚伝送、聴覚伝送及び触覚伝送のうちの少なくとも一つによって報告する請求項 10 記載の支持構造物。

**【請求項 14】**

前記センサーは、受動である請求項 1 記載の支持構造物。

**【請求項 15】**

前記受動センサーは、アンテナによって動力が供給されている請求項 13 記載の支持構造物。

**【請求項 16】**

前記センサーは能動である請求項 1 記載の支持構造物。

**【請求項 17】**

前記センサーは、脳の温度を測定する請求項 1 記載の支持構造物。

**【請求項 18】**

前記センサーは、グルコースレベルを測定する請求項 1 記載の支持構造物。

**【請求項 19】**

前記センサーは、酸素レベルを測定する請求項 1 記載の支持構造物。

**【請求項 20】**

10

20

30

40

50

前記センサーは、電解質レベルを測定する請求項 1 記載の支持構造物。

【請求項 2 1】

前記センサーは、脈拍を測定する請求項 1 記載の支持構造物。

【請求項 2 2】

前記センサーは、血圧を測定する請求項 1 記載の支持構造物。

【請求項 2 3】

前記ハウジングは、製造物品を制御するための送信機を有する請求項 1 記載の支持構造物。

【請求項 2 4】

前記製造物品は、医療装置、運動器具、自転車、衣類、はきもの、気候調節システム、電気毛布、乗り物の座席、家具、スポーツ器具及び軍事装置のうち少なくとも一つを含む請求項 2 3 記載の支持構造物。

10

【請求項 2 5】

前記支持構造物は、有線の送信機を有する請求項 1 記載の支持構造物。

【請求項 2 6】

前記有線の送信機は、表示装置と有線でつながれている請求項 2 5 記載の支持構造物。

【請求項 2 7】

前記無線送信機のための受信機は、時計、携帯電話、コンピューター、インターネット装置及びポケベルのうちの少なくとも一つを含む請求項 1 0 記載の支持構造物。

【請求項 2 8】

20

脳の管の末端の皮膚上に近接して配置された支持構造物であって、  
脳の管の末端の皮膚に近接して配置されたハウジングと、  
該ハウジングに含まれ、脳の管上の前記センサーの視野に投影する目的で前記ハウジングから間を開けて配置されたセンサーと、  
から成ることを特徴とする支持構造物。

【請求項 2 9】

前記センサーは、赤外線放射を検知する請求項 2 8 記載の支持構造物。

【請求項 3 0】

前記センサーは、脳温度及び血液中の物質濃度の少なくとも一つを測定する請求項 2 8 記載の支持構造物。

30

【請求項 3 1】

前記ハウジングは、パッチ、クリップ、目頭当て、修正された鼻当て、頭に付ける装置、持ち運びできる手でつかむことができる装置のうちの少なくとも一つを含む請求項 2 8 記載の支持構造物。

【請求項 3 2】

前記目頭当ては、取り外しができるように眼鏡に取り付けられている請求項 3 1 記載の支持構造物。

【請求項 3 3】

生物学的パラメーターを計測する眼鏡であって、  
右側レンズふち及び右側つる一式と、  
左側レンズふち及び左側つる一式と、  
及び支持ブリッジと鼻当て部を含む中央コネクター部品であって、前記支持ブリッジは前記右側レンズ及び右側つる一式と左側レンズふち及び左側つる一式とを取り外し可能なように結合している中央コネクター部品と、  
から成ることを特徴とする眼鏡。

40

【請求項 3 4】

前記中央コネクター部品は、鼻当て部分の少なくとも一つの縁と隣接して配置されたセンサーを含む請求項 3 3 記載の眼鏡。

【請求項 3 5】

脳の管の中の生物学的パラメーターを計測する頭に取り付ける支持構造物であって、

50

頭にかぶるためのハウジングと、  
頭からの汗流体を受けることができ、前記汗流体の中に存在する物質の濃度に対応して信号を作り出すことができる前記ハウジング内に含まれる汗センサーと、  
から成ることを特徴とする頭に取り付ける支持構造物。

【請求項 3 6】

前記ハウジングは、眼鏡、頭のバンド及び耳をくるむ装置のうち少なくとも一つを含む請求項 3 5 記載の頭に取り付ける支持構造物。

【請求項 3 7】

脳の管の中で生物学的パラメーターを測定する支持構造物であって、  
顔にかける眼鏡と、  
前記眼鏡に取り外し可能なように取り付けられた目頭部品であって、センサーを含む目頭部品と、  
から成ることを特徴とする支持構造物。

【請求項 3 8】

脳の管の中で、生物学的パラメーターを測定する目頭当てであって、  
ハウジングと、  
前記ハウジング内のセンサーと、  
動力源と、  
及び報告する装置と、  
から成ることを特徴とする目頭当てであって、信号を作り、報告するために前記センサーと前記動力源及び前記報告装置は電氣的に結合している目頭当て。

【請求項 3 8】

前記ハウジングは、一对の眼鏡に取り付けられている請求項 3 7 記載の目頭当て。

【請求項 3 9】

前記報告装置は、音声報告、視覚報告及び遠隔ユニットへの無線報告のうちの少なくとも一つを含む請求項 3 7 記載の目頭当て。

【請求項 3 8】

前記ハウジングは、接着部位を有する請求項 3 7 記載の目頭当て。

【請求項 4 0】

脳の管内の生物学的パラメーターを計測する支持構造物であって、  
顔に掛ける眼鏡と、  
センサーを有する目頭当てを眼鏡に取り付けるための孔を含む眼鏡の鼻当てと、  
及び前記鼻当てと報告装置を結びつけるための電氣的コネクタと、  
から成ることを特徴とする支持構造物。

【請求項 4 1】

脳の管内の生物学的パラメーターを計測する支持構造物であって、  
眼鏡の鼻当て部分に取り付けられている目頭キャップと、  
前記目頭キャップ内に含まれるセンサーであって、生物学的パラメーターを計測するセンサーと、  
から成ることを特徴とする支持構造物。

【請求項 4 2】

前記目頭キャップは、動力源と報告装置を有する請求項 4 1 記載の支持構造物。

【請求項 4 3】

脳の管内の生物学的パラメーターを計測する支持構造物の鼻当てであって、  
ハウジングと、  
ハウジング内に含まれるセンサーと、  
及び前記ハウジングを回転することによって異なる位置へセンサーを位置決めするセンサーに結ばれた回転可能な装置と、  
から成ることを特徴とする支持構造物の鼻当て。

【請求項 4 4】

10

20

30

40

50

生物学的パラメーターを計測する支持構造物であって、  
顔の皮膚に接触して掛けられた眼鏡と、  
前記皮膚をてらすための眼鏡内に含まれる電磁気放射源と、  
及び前記皮膚によって放射される電磁気放射の強度を検出するための眼鏡内に含まれる  
光検出器であって、測定された生物学的パラメーターの濃度を表示するスペクトルの変化  
を検出する光検出器と、  
から成ることを特徴とする支持構造物。

【請求項 4 5】

光源と光検出器は、眼鏡内で並行して配置される請求項 4 4 記載の支持構造物。

【請求項 4 6】

光源と光検出器は、眼鏡内のお互いに反対側に配置される請求項 4 4 記載の支持構造物  
。

10

【請求項 4 7】

脳の管の末端の皮膚上に配置する支持構造物であって、  
脳の管の末端の皮膚上に配置するハウジングと、  
ハウジング内に含まれ、脳の管の末端の前記皮膚上に生じた信号を計測するためのセン  
サーであって、前記ハウジングの縁に隣接して配置されたセンサーと、  
及び前記センサーを処理装置及び報告装置につなげる電気装置と、  
から成ることを特徴とする支持構造物。

【請求項 4 8】

脳の管内の生物学的パラメーターを計測する支持構造物であって、  
脳の管から赤外線エネルギーを受け取り、脳の管の中で生じる赤外線エネルギーに基づ  
いて、前記脳の管の中に存在する少なくとも一つの物質の赤外線吸収を計測する検知装置  
と、  
及び計測された赤外線吸収に基づく少なくとも一つの物質の濃度を決定する処理装置と  
、  
から成ることを特徴とする支持構造物。

20

【請求項 4 9】

脳の管の末端の皮膚上に位置する支持構造物であって、  
脳の管からの熱エネルギーを電気力に変換する相違する金属線を有する熱電気装置と、  
脳の管上に位置し、熱電気装置の熱接点を持つ目頭当てと、  
鼻の上に位置し、熱電気装置の冷接点を持つ鼻当てと、  
熱電気装置によって動力を供給されるセンサーと、  
及び熱電気装置によって生じるエネルギーを貯蔵する蓄電器と、  
から成ることを特徴とする支持構造物。

30

【請求項 5 0】

生物学的パラメーターの測定方法であって、  
脳の管の末端の皮膚上のセンサーを位置決めする工程と、  
センサーによって測定された生物学的パラメーターに相当する信号を作り出す工程と、  
及び前記信号の値を表示装置に報告する工程と、  
から成ることを特徴とする測定方法。

40

【請求項 5 1】

脳の管内の生物学的パラメーターの測定方法であって、  
脳の管からの赤外線エネルギーを受け取る工程と、  
前記脳の管から受け取った赤外線エネルギーの量を表す信号を作る工程と、  
生物学的パラメーターの値を決定するために前記信号を処理する工程と、  
及び前記値を報告する工程と、  
から成ることを特徴とする測定方法。

【請求項 5 2】

物質の濃度を決定するために前記管内の少なくとも一つの物質の赤外線吸収を測定する

50

工程をさらに有する請求項 5 1 記載の方法。

【請求項 5 3】

測定された生物学的パラメーターは、脳温度、代謝機能及び物質の血中濃度のうち少なくとも一つを含む請求項 5 1 記載の方法。

【請求項 5 4】

脳の管内の生物学的パラメーターの測定方法であって、  
脳の管へ赤外線エネルギーを向ける工程と、  
前記脳の管から受け取った赤外線エネルギーの量を表示する信号を作り出す工程と、  
生物学的パラメーターの値を決定するために前記信号を処理する工程と、  
及び前記値を報告する工程と、  
から成ることを特徴とする測定方法。

10

【請求項 5 5】

眼鏡を合わせる方法であって、  
顔からの赤外線放射を測定する工程と、  
前記顔からの赤外線画像を作り出す工程と、  
及び作り出された赤外線画像に応じて眼鏡を調節する工程と、  
から成ることを特徴とする方法。

【請求項 5 6】

熱放射にさらされる個人への熱放射による熱ダメージの警告方法であって、  
前記個人の体温を測定する工程と、  
測定された体温は、熱によるダメージを発現させる条件のあらかじめ定められた基準に  
あっているかどうか決定するために測定された体温を解析する工程と、  
及び前記条件を前記個人に通知する工程と、  
から成ることを特徴とする警告方法。

20

【請求項 5 7】

運動中における個人の安全性と効果とを高める方法であって、  
体温を測定する工程と、  
運動中の安全性と効果とを高めるために前記測定した体温に基づいたあらかじめ定めら  
れた基準による摂取液体のタイプ、量及び時間を決定する工程と、  
から成ることを特徴とする方法。

30

【請求項 5 8】

使用者の脳の温度を測定する温度センサーと、  
前記使用者の脳の温度から前記使用者の身体の熱的状态を決定する処理装置と、  
及び前記熱的状态が予定された値より外れた時、前記使用者に報告する報告装置と、  
から成ることを特徴とする運動管理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、身体機能の測定のため、及び測定によって示された異常状態を管理するための生理学的管内に位置する支持及び感知構造物に関する。

40

【背景技術】

【0002】

干渉成分や変動が、測定された生物学的パラメーターに臨床的価値があることを妨げる誤りの重要な原因と紹介され得る。前記干渉成分を回避し、邪魔の入らない信号を成し遂げるために、侵入、半侵入の手法が使用されている。そのような手法は、長期間の連続モニタリングを供給することに困難さを含む多数の欠点を持つ。非侵入の手法もまた必要とされる臨床的有用性を配達することに失敗した。前記干渉成分や測定される生理学的パラメーターに関する信号を大幅に超える背景の雑音の存在により、干渉成分の存在によって特徴づけられる皮膚上へのセンサーの配置は、臨床的に有益なまた正確な信号を得ることを許さない。

50

## 【 0 0 0 3 】

人間及び動物の体の熱の状態を測定する最も精密、正確、及び臨床的に有用な方法は、脳の温度を測定することによる。脳の温度測定は、病気及び健康に等しく両方の重要な普遍的な指針であり、また感情状態によって人為的に変化することができない唯一の生命信号である。他の生命信号（心拍数、血圧、及び呼吸数）は、すべて感情状態又は自発的努力によって影響を受けたり人為的に変えることができる。

## 【 0 0 0 4 】

身体の温度は、遠赤外線放射として熱を放射する血液の温度によって決定される。脂肪組織は遠赤外線を吸収し、身体は事実上皮膚に付着した脂肪組織層に完全に保護されている。それゆえ脂肪組織の存在を含む皮膚上に置かれたセンサーを用いる前述の技法のため、皮膚を用いた温度測定は、精密さや正確さには達しない。

10

## 【 0 0 0 5 】

非侵入型で脳温度を測定することは現在の技術では不可能なため、身体の内部温度、芯温度とも呼ぶ、を測定する試みが行われた。内部（芯）温度を測定するために、泌尿器管や直腸又は食道の中に温度センサーと共にカテーテルを挿入することから成る、侵入型の、人為的で、不便な、そして高価な方法が現在使われている。しかしそのような方式は、日常の測定には適していず、又その方法は痛みがあり、致命的な合併症の可能性を持つ。

## 【 0 0 0 6 】

又半侵入型手法も検討されている。Abreuは、U . S . 特許NO. 6,120,460においてまぶたで形成されるポケットの中のコンタクトレンズを用いて連続的に芯温度を測定する装置及び方法を発表した（特許文献1参照）。しかしコンタクトレンズは、医者の処方が必要とする半侵入型装置であり、時には幼児、また大人でさえ目の中にコンタクトレンズを設置することは簡単ではなくそして殆どの人は目に触られるのが怖いのである。

20

## 【 0 0 0 7 】

先行技術において温度の連続及び／又は芯の測定に関していくつかの欠点及び制限がある。

## 【 0 0 0 8 】

今日の温度測定は、非連続で、芯ではなく、又看護人に頼るものである。看護人は、体温計を患者の口、直腸或いは耳に差し込まなければならない。芯温度を得るためには、看護人は体の内部にチューブを侵入的に置き、それは感染や犠牲の大きい合併症を引き起こす可能性がある。

30

## 【 0 0 0 9 】

病院内での日常作業を基準とした及び／又は連続的な芯温度測定は、とても難しく、危険である。なぜならそれは、身体の中にチューブを挿入する又は錠剤型の体温計を摂取することによる侵入型処置を必要とするからである。錠剤型の体温計は、下痢を引き起こすかもしれない、身体の温度ではなく、摂取した液体又は食物の温度を測定しているかもしれない、又その錠剤が、すい臓や肝臓の導管を閉塞する場合、致命的な合併症をおこすかもしれない。皮膚の上にセンサーを置くことは、脂肪組織を含むたくさんの干渉成分の存在のため、臨床的に有用な測定を供給しない。

## 【 0 0 1 0 】

皮膚上にセンサーを簡単に置くことによって、正確で臨床的に有用な測定を取得することは、脳温度だけでなく、代謝パラメーター、物理的パラメーター、化学的パラメーター等においても不可能である。一つの重要な成分は、脂肪組織の存在である。脂肪は人によって様々であり、年齢によって様々であり。脂肪容量は同一人物においても時間によって様々であり、脂肪は血管からくる信号を弱め、熱を吸収し、邪魔の入らない遠赤外線放熱の配達を妨げ、測定される成分によって身体の内部と皮膚表面上に置かれた外部センサーとを伝わる距離を増加させる。

40

## 【 0 0 1 1 】

非侵入型で、便利にそして連続的に、皮膚上に置かれたセンサーによって、痛みが無く、簡単で、外部のしかも安全な方法で脳温度をモニターすることができる方法及び装置を

50

明らかにする要望がある。

【 0 0 1 2 】

さらにまた、便利に非侵入型で安全にしかも正確に、代謝パラメーター、物理的パラメーター、化学的パラメーター等を含む生物学的パラメーターをモニターすることができる方法及び装置を明らかにする要望がある。

【 0 0 1 3 】

邪魔の入らない、連続的な生物学的信号の獲得のために、生理学的管 (physiologic tunnel) 上にセンサーを配置することによって生物学的パラメーターの測定が可能な装置及び方法を明らかにする要望がある。

【 特 許 文 献 1 】 米 国 特 許 第 6 , 1 2 0 , 4 6 0

10

【 発 明 の 開 示 】

【 0 0 1 4 】

[ 発 明 の 要 約 ]

本発明は、先行技術の要望を効果的に処理する、方法、装置及びシステムを提供する。

【 0 0 1 5 】

概して、本発明は、生物学的、物理的、及び化学的パラメーターを測定するために、生理学的管にアクセス (access) するように設計された、個別で又は組み合わせて使用されることが可能な、感知システム及び報告手段一式を提供する。解剖学的に及び生理学的に言えば、本発明で発見された管 (tunnel) は、邪魔されない生理学的信号を外部に伝達する解剖学上の小道 (anatomic path) である。前記管は、身体内の機能 (信号) 源と皮膚上に位置する管の末端の外部点との間の直接的な邪魔の入らない接続から成る。生理学的管は、身体の生理学上の連続的な完全なデータを伝達する。身体の中からの邪魔されない信号は、管の末端の外部点へ伝達される。管の末端の皮膚上に設置されたセンサーは、干渉成分や誤差源なしに最適の信号を獲得できる。

20

【 0 0 1 6 】

本発明は、管の末端の皮膚上のセンサーを位置決めする支持構造物を含む。本発明は、脳温度、脳機能、代謝機能、流体力学機能、水和状態 (hydration status)、血流力学機能、身体化学等を直接的に測定する装置を明らかにする。構成要素は、使用者の生理学的状態についての正確で、臨床的に有用な情報を供給するために、生理学的管にアクセスするように適合させた感知システムと共に、パッチ (patches)、クリップ (clips)、眼鏡、頭に取り付ける装置 (head mounted gear) 等を使用し、生物学的パラメーターを測定するための装置及び方法、またモニターされた生物学的パラメーターによって適切な報告手段及び警告手段を備えることによって、前記使用者の生命を保護し、強化するのを助け、前記使用者の安全と性能を高めるための、装置及び方法を含む。他の構成要素は、測定された生物学的パラメーターに基づいて直接的又は間接的に行動を引き起こしたり、他の装置に作用したり、又は他の装置或いは製造品を調整することを供給する。

30

【 0 0 1 7 】

生物学的パラメーターを測定するよりよい方法への探索は、人間と動物における脳温度管 (Brain Temperature Tunnel) (BTT) と他の生理学的管の発見を含む、長期間の注意深い研究となった。本発明は、身体の生理学的管を認める最初のものであった。また本発明は、そこにおいて干渉成分の存在や測定される信号を超過するような背景のノイズなしに測定が行うことができ、最適な信号が得られる皮膚表面上の管の末端を認める最初のものであった。また本発明は、主な入口点 (main entry point) を含む管の位置と特別な幾何学的形を認め、又正確に地図を書いた最初のものであった。本発明は又、最適な信号の獲得のための主な入口点に、感知システムを正確に位置決めすることを認めた最初のものであった。管の異なる面を正確に測定するための、赤外線放射を特徴づけるソフトウェアの開発を含む注意深い研究が企てられている。この研究は、生理学的管の末端における皮膚の限られた領域に位置決めされたセンサーによって、人間及び動物において脳 (芯) 温度や他の身体的パラメーターの測定が非侵入型の連続的手法で成し遂げることができることを確定する。

40

50

## 【 0 0 1 8 】

脳の温度は、生命保護と人間の動作に関する基本的な機能及び重大な因子である。脳組織は、高温及び低温のどちらによっても、身体の中で熱的損傷を最も受けやすい組織である。脳温度は、身体の状態を決定する臨床的に最も重要なパラメーターであり、脳は身体全体の重さのたった2%に相当することを考慮すると異常な事実であるが、人間の脳は、身体で作られる熱の18から20%の原因である。脳内で発生する熱エネルギーの殆どの量は、限られた空間の中に閉じこめられており、頭皮、頭蓋骨、脂肪、及びCSF（脳脊髄液）が絶縁層を形成する。本発明によるBT Tの認識は、絶縁の障壁を迂回して、脳の生理学及び物理学に、内部への直接的なつながり(connection)を提供する。

## 【 0 0 1 9 】

解剖学的及び生理学的に話すと、脳温度管は、脳内部の熱源と管の末端の外部点との間の連続的、直接的及び邪魔されないつながりから成る。脳内部の管の一つの末端での物理学的及び生理学的出来事は、皮膚上の反対側の末端で再現される。BT Tは、管を通じて熱吸収成分による干渉なしに、完全な直接的な熱の移動が可能であり、換言すれば遠赤外線放射を吸収することができる成分は、脳内の血液によって熱として伝達される。BT Tを定義するには6つの特性が必要とされる。これらの特性は、以下のようである。

## 【 0 0 2 0 】

- 1) 熱吸収成分がない領域、すなわちその領域は脂肪組織を含んではならない。これは、温度管(temperature tunnel)を限定する重要で必要な特性である、
- 2) その領域は、熱の完全な量を運ぶために血管に末端分枝を必ず持ち、
- 3) 末端分枝は、脳からの血管の直接的な分枝でなければならず、
- 4) 末端分枝は、例えば筋肉のような厚みのある構造物による熱の吸収を妨げるために皮相に位置しなければならず、
- 5) 領域は、高い熱の移動を成し遂げるために、センサーと熱的エネルギー源の間には薄い、無視して良い界面を持たなければならず、そして
- 6) 領域は、体温調節の動静脈短絡を持たない。

## 【 0 0 2 1 】

6つすべての特性は、目頭腱上部の目の内角と上まぶたの内側1/3内とに隣接した目頭領域(medial canthal area)の皮膚上に存在する。さらに詳しくは、皮膚上のBT T領域の末端は、目頭腱の目の内角から測定して直径約1.1mmであり、約6mm上方に伸び、その後上まぶたにむかって、つものように別に2.2mmの突起が伸びている。

## 【 0 0 2 2 】

BT T領域は、身体の中で唯一脂肪組織がない領域であり、さらに末端分枝によって供給され、脳血管系から来る皮相の血管を持ち、薄い界面を持ち、体温調節の短絡を持っていない。BT T領域は、海綿静脈洞に直接つながる上眼静脈の末端分枝によって供給され、前記海綿静脈洞は、熱エネルギーを集め、貯蔵する脳内の静脈経路の内皮系のシステムである。BT T領域から供給される血管は体温調節の動静脈短絡がなく、目の内角に隣接する皮膚上で、また上まぶたのちょうど最初目の領域の上向きに終わっている。図1、2に示す赤外線画像の黑白写真と同様にカラーでも見るように、血管は邪魔の入らない熱を目頭領域と上まぶたの皮膚へと運ぶ。脳からの邪魔の入らない熱の放射は、管の末端の皮膚表面へ運ばれる。熱は、管の末端に位置する脂肪のない皮膚領域に運ばれる。熱を運ぶ血管は、皮膚のちょうど下に位置し、そのため厚みのある構造物による赤外線放射の吸収がない。

## 【 0 0 2 3 】

血管がもし深部に存在したならば、他の組織や化学成分が熱を吸収し、そのため測定の臨床的有用性が無効になったであろう。そこには、直接的熱移動があり、BT T領域の皮膚は、身体の中で最も薄い皮膚であり、体温調節の動静脈短絡がない。最適な体温測定のためのとても重要な面は、脂肪組織による邪魔が入らず、直接的熱移動であることである。管の末端上の身体内でこの特別な個性的な領域に脂肪組織がないことによって、邪魔のない信号を獲得できる。赤外線画像写真(図1から8)に見られることが出来るように

10

20

30

40

50

、これら6つの要素が組み合わさることで、BTT領域における直接的熱移動の形で、脳からの赤外線放射の邪魔のない完全な放射が行われる。BTTと生理学的管もまた、その「目標領域」としてこの記載を参照する。

#### 【0024】

物理的観点から、BTTは、高い総放射力と高い熱流出量とにより、脳の熱エネルギー管(Brain Thermal Energy tunnel)に相当する。脳の温度は、代謝率によって製造される熱的エネルギーと脳へと動脈供給によって運ばれる熱的エネルギーを足したもののから、大脳の血液流出によって運び出される熱を引いたものの間のバランスによって決定される。組織と毛細血管の間の熱の対流は活発で、大脳静脈の血の温度は大脳組織と平衡状態となる。それゆえ、脳の実質の温度と熱エネルギーは、大脳静脈血液の温度と熱エネルギーを測定することで評価されることができる。上眼静脈は、直接的な邪魔のない海綿静脈洞へのつながりを持ち、ヘモクリット値45%において $3.6 \text{ J} \cdot \text{ml}^{-1} \cdot (\text{ } )^{-1}$ の容量の熱エネルギーを持つ大脳静脈血液を運ぶ。大脳の熱力学的応答と、熱的エネルギー及び脳温度は、大脳静脈血液によって伝えられる熱エネルギーを捕らえるためのセンサーをBTTの末端に設置することによって評価されることができる。

10

#### 【0025】

BTTと生理学的管に関する研究は、以下の様々な活動や調査を含む。1) 粘膜と表層身体領域の生体外での組織学的解析、2) 人間と動物の外部領域の体温測定、3) 生体内の熱源の機能的血管造影法測定、4) BTT領域の組織形態学計量における特色の形態学上の研究、5) BTT領域における熱電対、サーミスター及び遠赤外線を用いた生体内温度測定、6) 内部の目の構造によるBTT領域測定と今日の一般的な最も使用されている(経口の)温度測定法の比較、7) BTTの温度安定性を調査するための低温と熱の挑戦(challenge)、8) 赤外線画像と等温線の測定。管の幾何学的形を測定するソフトウェアもまた開発され、使用された。参考温度とBTT領域の温度との同時測定が、前もって同等に校正したサーミスターを用いて行われた。実験とデータ収集のために多数のチャンネルを持つ特別回路が設計された。

20

#### 【0026】

BTT領域の温度測定は、BTT領域と中枢神経システムの延長である目の内部結膜の解剖学的構造との間の温度信号は殆ど同一であることを示した。実験の中で用いられた、目の内部結膜の解剖学的構造での温度測定法は、A b r e u の U . S . 特許 NO. 6,120,460と6,312,393に記載されていた。平熱においてBTTでは $37.1 (98.8^{\circ}\text{F})$ に、内部目からは、 $37 (98.6^{\circ}\text{F})$ に相当するように、BTTと内部目との体温の平均値は、 $0.1 (0.18^{\circ}\text{F})$ 以内であった。一般的な最も使用されている経口の温度との比較もまた行われた。BTT領域の温度電圧信号は、経口と比較してBTT領域において $0.3 (0.5^{\circ}\text{F})$ 相当、平均的に高めの体温が示された。

30

#### 【0027】

冷挑戦(cold challenge)と熱挑戦(heat challenge)を運動と熱部屋を通じて被験者は試験された。BTT領域の温度の上がり下がり、口腔内の上がり下がり、釣り合っていた。しかしながら温度の変化率は、BTT領域の方が、口腔内よりも約1.2分速く、BTT領域の温度は、 $0.5 (0.9^{\circ}\text{F})$ 高い場合があった。異なった集団を通してBTT領域の正確な位置を決定し、様々な解剖学上の変動を確認するために、異なる人種、性別、年齢による被験者が測定された。異なる被験者の赤外線画像の例に見られるように、BTTの位置は、大きな解剖学上の変動なしに、すべての被験者において同じ位置に存在した。

40

#### 【0028】

管は、解剖学的に混み合った領域に位置し、そのためセンサーの位置決めは、管の末端と最適に提携する特別な形を要求される。管の臨床的有用性は、解剖学的目標と支持構造物とに関係する、センサーの特別な位置決めによってのみ得られる。外部的形と管の末端の位置を限定するのに役立つ特有の解剖学的目標を持つ特別な位置に、管は位置する。センサーを位置決めするのにより好ましい場所である管の主な入口点は、なるべくなら支持

50

構造物の外側縁にセンサーを位置することを要求する。生理学的管にアクセスすることによって、生物学的パラメーターを測定するより好ましい実施例は、支持構造物の特別な形の位置に配置されたセンサーを含む。

#### 【0029】

支持構造物は、センサーを含むパッチを包含する。描写するために、前記構造物を管の末端の皮膚に固定する手段として接着剤を含むどんな構造物も、接着包帯である「バンドエイド」のような接着表面を持つ細長いきれを含むパッチと呼ぶ。他の様々な取り付け手段が、接着剤や、張力圧縮付着のパネと合体させる設計、及び弾性の、ゴムの、ゼリー状のパッド等のような他の取り付け手段に基づく設計とを含んで使用されることが出来る。

#### 【0030】

信号の最適な獲得のために、パッチは管の末端のセンサーの位置に適応している。管とセンサーとを安定的に並置させるために、接着剤と他の手段の組み合わせ、例えば留め具や圧力のようなものも使うことも出来るが、パッチは、皮膚に対峙しておいてある接着剤の裏張りを持つことによって、その領域にむしろしっかりと固定される。

#### 【0031】

支持構造物もまた、クリップを持つか又は接着剤があっても無くても良いが管の末端に位置し、圧力手段によってその領域にしっかりと固定されている構造物を持つ。管の末端の皮膚に前記構造物をしっかりと固定するために圧力手段を用いるあらゆる構造物を、クリップと称する。

#### 【0032】

頭に取り付ける構造物は、管の末端にセンサーを設置するための頭又は首に取り付ける構造物で、かつ管に隣接する付属物を持つヘッドバンド、バイザー、ヘルメット、ヘッドフォン、耳をくるむ構造物等を持つものである。この記載の目的のために、TempAlertは、この中では、BTT領域の温度を測定し、測定値を報告する手段を持ち、値がある一定のレベルに到達したときに活性化される警告装置を組み入れることも出来るシステムと呼ばれる。さらに支持構造物は、管の末端に位置する感知手段を持つあらゆる品物を含むことが出来る。

#### 【0033】

さらにまた支持構造物は、眼鏡の目頭部品 (medial canthal pieces) を含む。目頭部品もまたここでは、目頭当て (medial canthal pad) と呼ばれ、管の頂上の目頭領域の皮膚上に感知手段を位置するパッド又は部品を含む、その前記目頭部品は眼鏡に永久的に付ける又は取り付けものである。管にアクセスする眼鏡に組み入れたあらゆる感知手段は、固定されていても取り外し出来るものでもすべてここでは、物理的及び化学的パラメーターを感知する手段を含む EYE X T と呼ぶ。管と接触する部分を持つ視覚機能又は目の保護、又は顔の保護を持つあらゆる製造品をここでは眼鏡と呼び、伝統的な眼鏡、処方眼鏡、読書用眼鏡、サングラス、あらゆるタイプのゴーグル、マスク (ガスマスク、外科用マスク、布マスク、ダイビングマスク、眠るためのアイマスク等を含む)、安全眼鏡などを含む。

#### 【0034】

脳温度測定のために、管領域は、目頭領域と目の内角上方面とから成る。脳の機能測定のためには、管領域は、主として上方まぶた領域から成る。代謝機能測定には、管領域は目の内角と上及び下まぶたの両方に隣接する領域から成る。

#### 【0035】

代謝機能、脳機能、免疫原性機能、物理パラメーター、物理化学的パラメーター等の測定は、生理学的管にアクセスするセンサーを持つ様々な種類の支持構造物を含む。センサーは、目の内角に隣接してすぐの皮膚に、好ましくは目頭領域の上方領域内に並んで配置される。センサーは、又上まぶたの内側 1 / 3 に配置することも出来る。センサーは、最も好ましくは管の主な入口点、目の角から 2 , 5 mm 内側で目の内角から約 3 mm 上方の皮膚の上に配置される。主な入口点の直径は約 6 mm から 7 mm である。管の主な入口点へセンサーを配置することは、身体の物理的及び化学的パラメーターを測定する最適な位

10

20

30

40

50

置を提供する。

【0036】

目標領域の皮膚に接触するセンサーの他にも、皮膚と接触しないセンサーも同様に使用できることが知られている、例えば赤外線を基礎とした温度測定システムも使われることが出来る。測定は、総放射は吸収温度の  $1/4$  の力に比例するという物理の S t e f a n - B o l t z m a n 法則とピーク波長の生成物と温度は一定であるという W i e n 置換法則に基づいている。本発明の非接触の赤外線装置の視野は、皮膚上の B T T 領域の大きさと幾何学的形にあうように適合させる。

【0037】

その適用に必要とされる視野を獲得するために、その技術で知られている様々なレンズが使われることが出来る。例えば、ただしこれに限定するものではないが、サーモパイル (thermopile) が適用されることができ、皮膚上の B T T 領域の主な入口点をねらった視野を持つように位置を定められることが出来る。その後、信号は増幅され、電圧出力に変換され、及び M C U (マイクロコントローラー) によってデジタル化される。

10

【0038】

この赤外線ベースのシステムは、本発明のあらゆる支持構造物のような身体と接触している支持構造物と統合されることも出来る。付け加えると、本発明の赤外線ベースのシステムは、身体から完全に離れた、持ち運びできる、又は手でつかめるユニット (unit) として統合されることが出来ることが理解される。本発明の装置は、測定を実行するために、B T T 領域に装置を向けるオペレーターによって保持されることも出来る。さらに該装置は、患者を不快にすることなしに、生物学的パラメーターを測定する B T T 位置に快適に位置するために形成された延長部分を持つ。B T T における皮膚に接触した延長部分は、解剖上の目標と B T T 位置の幾何学的形とサイズとにそって形成されている。B T T 位置から放射される放射物を受け取るために、赤外線放射センサーは皮膚に接触した延長部分に位置決めされる。

20

【0039】

本発明は、管の末端の皮膚領域上の感知手段を位置決めする工程と、測定された生物学的パラメーターに相当する信号を作り出す工程と、及び測定されたパラメーターの値を伝達する工程とを含む生物学的パラメーターを測定する方法を提供する。

【0040】

それは又、B T T 位置を含む視野において B T T 位置に赤外線検出器を位置決めする工程と、及び測定された赤外線放射に相当する信号を作り出す工程とを含む、非接触の赤外線温度測定による生物学的パラメーターを測定する方法も含む。生物学的パラメーターは、温度、血液化学、代謝機能等を含む。

30

【0041】

温度と血液成分の化学解析を行う能力は血液灌流と比例する。本発明では、管領域は、ここでは目標領域とも呼ぶが、頭の中の最も高い皮相の血液灌流を持ち、脳と直接につながる事が理解されており、又その血管は、海綿静脈洞の直接支流であり、体温調節の動静脈短絡がないことが理解される。又身体と目からの赤外線放射を測定した実験写真に見られるように、目標領域が身体の表面で最も高い温度を持つことも理解されている。

40

【0042】

目標領域は、すべての身体において最も薄く均質な皮膚を持つだけでなく、脂肪層がない唯一の皮膚領域であることが発見された。脂肪は、放射物を有意な量吸収するので、信号の有意差のある減衰が起こる。さらに他の皮膚領域は、人毎の脂肪組織の大きな変動又年齢による脂肪組織の大きな変動のため、不明確で不正確な信号のみ提供する。この脂肪組織による干渉は、目標領域においては起こらない。さらに目標領域の結合された特徴は、身体に残りの皮膚とは反対に、正確な信号及び、背景ノイズを遙かに超えるノイズ割合の良い信号を得ることが出来る。付け加えると、身体の他の部分の皮膚表面で得られたそのような身体温度は、環境により変化しやすい。

【0043】

50

本発明の他の重要な発見は、目標領域は環境の変化に影響されないことを実証したことである（冷及び温挑戦を含む実験）。目標領域は、安定した温度を持ち、環境条件に抵抗する、温度測定に最適な場所を提供する。脳と直接的つながりを持つことが発見された目標領域は、環境によって影響を受けず、自然の完全な熱的封印と安定的な芯温度を提供する。本発明の装置及び方法は、熱吸収成分の干渉なしに、脳からの熱源に直接接触する皮膚上の温度センサーを非侵入型の場所に用いることによって、必要とされる正確さと臨床的な有用性を獲得する。

#### 【 0 0 4 4 】

目標領域はきわめて血管が発達しており、また大脳血管系の直接的分枝が皮相的に配置されていて脂肪層なしに薄い皮膚によって覆われている唯一の皮膚領域である。目の静脈の末端分枝の主要な大血管が、B T T領域の右側に位置し、内まぶた動脈と内眼窩静脈とによって目頭腱のちょうど上部に供給される。脂肪や体温調節の動静脈短絡なしに、特別な領域で終わる末端の皮相的血管によって供給される皮膚上のB T T領域は、脳温度、代謝機能、物理的信号、例えばグルコース濃度のような、身体化学的性質等を含む邪魔のない生物学的信号の皮相的な源を提供する。

10

#### 【 0 0 4 5 】

赤外線分光法は、その特異な分子振動パターンによる物質の同定をするところの、物質による赤外線放射の吸収が、電磁気スペクトルの赤外領域において、特異な共鳴吸収ピークを描くことに基づく技術である。各々の化学物質は、特異な方法で赤外線放射を吸収し、各原子及び分子配列によるそれぞれ独自の吸収スペクトルと振動的及び回転的振動パターンとを持つ。この独自の吸収スペクトルは、それぞれの化学物質に基本的に独自の赤外線スペクトルを持つことを認め、又それぞれのそのような物質の同定に使用できる指紋又はサインと呼ばれる。様々な赤外線波長を含む放射は、測定された物質において放射され、放射の吸収量は、Beer - Lambertの法則によって測定された前記化学物質の濃度に依存する。

20

#### 【 0 0 4 6 】

例えば脂肪、骨、筋肉、靱帯及び軟骨の干渉成分や変数は、背景のノイズが興味のある物質の信号を遙かに超える場合特に重大であるところの、明らかな誤差の源を引き起こす。このような干渉成分領域は、B T T領域の皮膚上には存在しないため、前記B T T領域に設置された感知システムは、分光器に基づく測定に含まれる最小のノイズを持つ最適な信号を獲得出来る。

30

#### 【 0 0 4 7 】

例えば脂肪組織のような主たる変数や誤差の源が目標領域には存在しないため、本発明で明らかにされた、支持構造物にまとめられた分光器手段は、正確に非侵入型に血液成分を測定出来る。付け加えると、例えば筋肉、軟骨及び骨のような電磁氣的エネルギー放射を干渉する他の重要な成分も又目標領域には存在しない。赤外線放射を伝達する血管は皮相的に位置し、他の構造物の邪魔なしに赤外線放射は管の末端に伝達される。赤外線放射を遮る唯一の構造物は、赤外線波長を吸収しない非常に薄い皮膚だけである。本発明は、管の末端において血液成分濃度の正確で明確な決定が出来る臨床的に有用な測定を提供する赤外線分光器手段を含む。

40

#### 【 0 0 4 8 】

電磁気エネルギーが目標領域に伝達されるので分光法に付け加えて、本発明は目標領域からの遠赤外線熱放射を通じて興味のある物質を測定する装置及び方法も明らかにする。さらに近赤外線分光や熱放射の他に、電気エネルギーの適用による皮膚を通じた液体の通過増加と共に、イオン泳動又は逆イオン泳動による流量増加としての電気浸透を含む他の手段が、目標領域における興味のある物質の測定法として明らかにされる。さらに皮膚を通じた光学手段も又管にアクセスするように配置された前記手段と共に目頭部品、修正された鼻当て(modified nose pads)及び眼鏡のフレームを含む支持構造物にまとめることが出来る。

#### 【 0 0 4 9 】

50

例えば、グルコースの流出量を増加させるのにアルカリ塩を使用するように、流出量の化学的促進因子、electroporation法や他の手段と同様に現行の超音波の適用も管の位置の透過を増加させるのに使用することが出来ることが理解される。付け加えると、レーザーや皮膚を通る他の手段を用いて目標領域に小孔を増加させ、その後にBTT位置上に化学成分を計測できる感知手段を配置させることが出来る。

【0050】

さらにまた、例えば眼鏡のフレームやパッドのような支持構造物の中に搭載、又は配置された貯蔵器(reservoirs)は、イオン泳動、音響泳動、電気圧縮、電気泳動、化学又は物理的浸透促進因子、静水圧等を含む様々な手段によって、BTT位置に物質を経皮的に運ぶことが出来る。

10

【0051】

実際の血中酸素量を測定するのに加えて、本発明は酸素飽和と酸化ヘモグロビン量を測定する手段も明らかにする。この実施例の中には、支持構造物の目頭部品又は眼鏡の修正された鼻当てが940と660ナノメートルの2波長において光るLEDを含む。血液の酸化が変化するとつれて、前記2つの周波数によって伝導する光の比率が酸素飽和を示しながら変化する。血液レベルが生理学的脳の管の末端において計測されるため、運動目的や健康モニタリングに最も価値のある主要なパラメーターである脳の動脈血中の酸化ヘモグロビンの量が測定される。

【0052】

本発明は、皮膚上のBTT領域に電磁気放射を向ける工程と、結果となる放射に対応する信号を作り出す工程と、及び信号を計測された生物学的パラメーター値へ変換する工程とを含む生物学的パラメーターの測定方法も明らかにする。

20

【0053】

受動的無線伝送又はケーブルによる伝達の他に、支持構造物内に搭載された超小型化したバッテリーを含む能動的送信機を用いた能動的無線伝送もまた使用されることが出来る。受動送信機は、外部源から供給されたエネルギーによって動く。トランセンサ(transensor)は、生物学的パラメーターの値を示す異なる波長を用いて信号を遠隔地に伝送する。超音波小回路も又支持構造物に搭載することが出来、目標領域において化学的及び物理的变化をとらえることが出来るようにセンサーによって調整されることが出来る。音は無線波よりも水によって減衰しにくいため、信号は、特に水中下では、変調された音信号を用いて伝送されてもよい。

30

【0054】

一つの好ましい実施例は、着けられるように適合させた、又は管に接着剤によって接着させた、構造上の支えを持つパッチと生物学的パラメーターを測定するセンサーと動力源とマイクロコントローラ及び送信機とを含む支持構造物から成る。部分品は合体して一つのシステムにすることが出来るし、又個々のユニットとして働くことが出来る。センサーは好ましくはパッチの外縁から7mm以内に配置される。本発明の装置は、温度を感知するために、パッチの外縁に配置する温度センサーを含むことが出来る。本発明の本質に従って感知部分をパッチの縁に配置さえすれば、送信機と動力源及び他の構成部品はどのような大きさでも良く、かつパッチのどの部分に配置されていても又はパッチに結合されていても良い。パッチ内のセンサーは、目頭領域(目の内角)に隣接する皮膚の上に、かつ目頭腱から約2mmの位置に配置される。センサーは、好ましくは電氣的センサーを含むことが出来るが、例えばマイラーを含む温度変化に感応する化学物質のような非電氣的システムも使用されることが出来る。

40

【0055】

パッチの他に、生理学的管における生物学的パラメーターの測定のための他の好ましい実施例は、目頭当てを含む。目頭部品は、管にアクセスし、かつ着けられるように適応された又は管に並置されて眼鏡に取り付けられたセンサーを持つ特別な構造物であり、また目頭部品は、構造上のささえと生物学的パラメーターを測定するセンサーと動力源とマイクロコントローラ及び送信機とを含む。部分品は合体して一つのシステムにすることが出

50

来るし、又個々のユニットとして働くことが出来る。センサーはBTT領域に配置される。送信機と動力源及び他の構成部品は、目頭当て内に、又は眼鏡のどの部分にでも配置されることが出来る。目頭部品又は眼鏡の鼻当ての延長部分は、BTT領域に並置して置かれた感知装置を用いて生理学的管にアクセスすることが許される。

#### 【0056】

本発明の装置は、目頭当てに配置された温度センサーを含む。温度測定のために感知システムは目の目頭角と上まぶたとを含む皮膚領域に配置される。目頭当て内のセンサーは、好ましくは目頭領域（目の内角）に隣接した皮膚上に配置される。脳温度測定の好ましい実施例の一つは、目頭当てから成るが、本発明の範囲内で脳温度や他の機能を測定するために、管にとどき、かつ温度センサーを好ましくは鼻当ての外縁に装備する、幾何学的形とサイズを持つ鼻当てもまた含むことが出来ることが理解される。センサーを含み、BTT領域に位置づけするのに適するような特別の幾何学的形を用いた特大の修正された鼻当ても又本発明に含まれる。

10

#### 【0057】

本発明の開示と本発明に従った解剖学的目標を用いることによって、センサーは正確に管の末端の皮膚上に位置決め出来る。しかしながら皮膚上に管のサイズ又は幾何学的形に関する外部の目で見える印がないので、皮膚上の管の末端を目で見えるようにしたり、地図を作ったり又は測定するのに使用する付属手段が使用できる。これらの付属手段は、目頭当て又は眼鏡の修正された鼻当てに合うものが、特に使用されやすいであろう。

#### 【0058】

付け加えると、熱電対又はサーモパイルを用いた赤外線検出器が最大熱放射点を確認し、その領域の地図をかくための付属品として使用されることが出来る。赤外線画像システム又はサーモグラフィ手段は、好ましく使用されるだろう。この例において、眼鏡を販売している光学店は、熱画像システムを持つことが出来る。光学器械商(optician)や技術家(technician)等は、その領域の赤外線画像写真又はフィルムを撮りそして同時に各自の使用者の管に配置する。その後、目頭当て又は修正された鼻当ては、その熱赤外線画像に基づいて各自の使用者に合うように調節されることが出来る。眼鏡は作製された熱画像に基づいて合わせられる。このことによって使用者の個々の要望に合わせてあつらえて作ることが許される。3次元カラー熱波画像として、大きな視覚効果と分解能を持ついくつかのものを含むいかなるサーモグラフィに基づくシステムも使用されることが出来る。

20

30

#### 【0059】

管の位置をつきとめるために例えば光学店で使用されるところの、熱赤外線放射を測定する工程と、赤外線放射に基づく画像を作製する工程と、及び赤外線放射の一番高い量の領域を検知する工程とを含む方法を提供することも又本発明の特徴である。含まれることが出来る他の工程は、一番高い赤外線放射の領域に合うように支持構造物内のセンサーを調節することである。

#### 【0060】

前記支持構造物の一つは、目頭部品又は眼鏡の鼻当てを含む。熱画像方法が、パッチを合わせるのに用いることが出来るが、目の内角のような不変の解剖学的目標と指標が一系列に並んでいる、外部指標を持つことによって、前記パッチは管に配置されることが出来る。眼鏡の目頭部品は正確な位置決めのための外部指標を持つことが出来るが、光学器械商は使用者の解剖学的構造に合わせて眼鏡を合わせるのに慣れているので、目頭部品或いは眼鏡の修正された鼻当ての外部指標よりも熱画像方法の方が、眼鏡をよりよく合わせることが出来る。

40

#### 【0061】

信号源は、測定の臨床的有用性にとって重要である。脳は、身体の状態の重要な又普遍的な指標である。脳から又は脳領域から来る信号は、最も臨床的に有用なデータを提供する。他の実施例に従って生物学的パラメーターの測定が記載される。汗の中のナトリウムや他の成分の量は、健康のモニタリングと同様に運動選手や軍人の安全や動作にとって重要な因子である。

50

## 【 0 0 6 2 】

例えば、低ナトリウム症（ナトリウムの量が減る）は、動作を弱め、死すら引き起こすことが出来る。よく激しい肉体運動や軍事トレーニングによって起こるが、低ナトリウム症は過度の水分摂取によって起こる。汗は、血液を限外濾過したものとして考えられている。頭の上の皮膚に供給される血管は、中枢神経システムの血管系の分枝である。これらの血管から来る汗の中にある化学物質の量は、大脳血管系に存在する化学物質の量を暗示する。例えば、頭の血管からの汗のナトリウム濃度は、汗をかく割合によって変化する。本発明の装置と方法は、着用者各自にとって、汗の中のナトリウムレベルがある閾値に達したときの警戒信号を備えることによって、水酔いによる死や障害を防止することが出来る。汗や皮膚表面の様々な化学成分、ガス、電解質及びpHの存在は、眼鏡や頭に取り付けられた又は頭や顔にはめた他の支持構造物に統合された適した電極や適したセンサーの使用によって測定されることが出来る。これらの電極、好ましくは微細電極は、汗の中或いは皮膚表面にあるいくつかの反応化学物質によって感度を強くされることが出来る。異なる化学薬品や物質は、適応センサーを鋭敏にする適応透過膜を通じて拡散できる。

10

## 【 0 0 6 3 】

例えば、しかし限定されるものではないが、電気化学センサーは、例えばグルコースオキダーゼセンサーを用いてグルコースのような様々なアナライトを測定するのに使用されることが出来、又ピロカルピンイオン泳動法は、汗の中の電解質を単独で又は微小流体素子工学システムと共に測定するのに用いられることが出来る。中枢神経システム外の個々の代謝状態を測定するには、臨床的適切さは減ずるが、本発明の支持構造物の他に、時計、衣類、履物等の他の品目が、汗の中に存在する電解質のような物質の濃度を測定するのに適用されることが出来ることもまた理解されている。

20

## 【 0 0 6 4 】

身体の異常は、例えば、乳酸、グルコース、脂質、ホルモン、ガス、マーカー、病原菌、抗原、抗体、酵素、ナトリウムやカリウムや塩化物のような電解質等の物質濃度の変化と同様に脳や首の血管から出ている汗のpHやモル浸透圧濃度や温度において変化を引き起こすかもしれない。眼鏡やあらゆる頭に取り付ける装置は、汗の中の物質濃度を測定するために適用されることが出来る。耳の後ろ側に位置する眼鏡のつるの部分に取り付けられた、又はその代わりに額に面したレンズの枠に取り付けられた、超微小ガラス電極は、ナトリウムやカリウムイオン及びpHと同様にカルシウムのような二価の陽イオンを検知するのに使用されることが出来る。塩化物イオン検知器は、汗や皮膚表面の塩濃度を検出するのに使用されることが出来る。

30

## 【 0 0 6 5 】

生物戦用作用物質やHIVウイルスを含む多数の作用物質(agents)が、汗の中に存在しかつ、検知されることができかつモニタリングステーションに伝達され或いは音声又は画像手段によって近くに報告されることが出来る、比色反応の出現による光化学反応、かつ/又は引き続いて起こる電圧又は温度の変化による電位シフトを引き起こすことが出来る、作用物質に対する抗体を塗ったセンサーを用いて眼鏡或いは頭又は顔の上の支持構造物によって検知されることが出来る。電気触媒抗体も又抗原抗体反応がある時電氣的信号を発生することが出来る。時計、衣類、履物等のような他の品目又はあらゆる汗を捕捉できる品目は、本発明に従って抗原、抗体、病原菌、マーカー（癌、心臓、遺伝、代謝、薬物等）を同定するのに適用できることも又理解される。しかしながら中枢神経システムから遠ざかっているこれらの成分の同定は、臨床的な適切さを減ずる。

40

## 【 0 0 6 6 】

汗の中に見いだされた流動体の量の違いは、容易に測られることが出来又、物質濃度は汗の中の流動体の量によって調整される。血液中の化学物質や分子の濃度と汗の中の前記化学物質の量との関係は、数学的に記載されることができ、コンピューター内でプログラミングされることが出来る。

## 【 0 0 6 7 】

本発明は又、神経繊維の負の抵抗が測定できるラジオ周波数トランセンサーが眼鏡内或

50

いは支持構造物内に取り付けられている眼鏡或いは支持構造物も含む。電気抵抗を測定することによって、微生物、薬物及び毒の影響が検知できる。そのシステムは又、超微小放射感知トランセンサが、前記眼鏡又は支持構造物に取り付けられている眼鏡から成る。

#### 【0068】

脳は豊かな血管系を持ち、安静時の心臓の排出量の約15%を受け取り、脂肪がないため、管は血行力学を測定するために最適な信号を獲得する領域を提供する。付け加えると、血液の粘度の変化が、眼鏡或いは支持構造物に取り付けられた石英微結晶の振動の減衰の変化から測定されることが出来、そして本発明は、血圧を測定すること、又脳からの血管のそのままの壁を通じて血圧の瞬間的かつ連続的なモニタリングを提供すること、及び血行力学や流体力学を測定することに適応させることが出来る。又接触マイクを提供することによって、動脈の圧力が音波手段を使用して測定されることが出来る。

10

#### 【0069】

目頭当てに取り付けられたマイクロカフス(micro cuff)を通じて、又は代わりに眼鏡のつるによって血管に圧力が適用させられることが出来る。圧力は固定した構造物によって適用させられることも出来、そして血液の乱れに関連する音が起こったとき、好ましい末端点に到達させられる。心臓収縮(心臓の収縮)及び心臓拡張(心臓の弛緩)の特徴的な音がマイクロフォンによって獲得させられることが出来る。目頭当てに統合されたマイクロフォンが、心臓の音の確認に適用できる。例えば容量性の圧力変換器のような信号を処理するために複合化された電子工学である圧力変換器及びマイクロフォンが同じシリコン構造物に組み入れることが出来、又目頭当てに取り付けられることが出来る。運動センサー及び/又は圧力センサーは、脈拍を測定するのに目頭当てに取り付けられることが出来る。

20

#### 【0070】

機械的に逆転出来る拡張方法、光度測定或いは電気化学的手法及び電極は、本発明の眼鏡或いは支持構造物に取り付けられることが出来、酸性度やガス及びアナライト濃度等を検出するのに使われることが出来る。酸素ガスも又、その磁気的特徴によって評価されたり、或いは眼鏡や他の支持構造物に取り付けられたマイクロポーラログラフのセンサーによって分析されることが出来る。眼鏡や他の支持構造物に取り付けられた超微小のマイクロフォンも又、心臓、呼吸、流れ、声及び環境からの音を獲得するのに適用されることが出来、又その音は感知されることが出来、かつ遠隔の受信機へ伝達されるか又は近くの音声及び画像手段によって報告されることが出来るものである。センサーは、管の末端において生物学的パラメーターをモニターするために、適用され配置される。

30

#### 【0071】

眼鏡や他の支持構造物は又、認識できる信号を作り出し、放射する構成要素を持つことも出来、又この方法は特に軍事行動において、個人の位置を突き止め追跡するのに使用されることが出来る。永久磁石も又眼鏡に取り付けることが出来、上述したように追跡するのに使用されることが出来る。固定された周波数送信機が眼鏡に取り付けられることが出来、固定された周波数送信機から受け取った周波数を通過衛星或いは地球に位置を定めたシステム経由で指示することによる衛星追跡システムを利用する追跡装置として使用されることが出来る。動きや減速度は、眼鏡に加速度計を取り付けることによって検知されることが出来る。眼鏡は普通の怪しまない品物であるので、追跡手段としての眼鏡の使用は、誘拐された人物の位置を突き止めたり、又は軍事的な救助作業に有用でありうる。

40

#### 【0072】

集積回路の使用や変換器、動力源、及び信号作製技術に起こる進歩は、構成要素の極度の小型化を許し、それにより複数のセンサーを一つのユニットに取り付けることを許す。

#### 【0073】

本発明は、看護師の必要がない連続的なオートメーション化した脳温度モニタリングを提供する。本発明は、温度の中の乱高下(spike)を確認することが出来る。その上適切な診断が行われ、治療が時機を得て始まる。温度の乱高下や感染を引き起こす有機体の確認にとって時間は重大である。乱高下の確認や感染に対する治療開始の遅れは、患者の死去

50

を引き起こす。本発明は、時機を得て自動的に温度の乱高下を確認し、合併症の発生を阻止する。

【0074】

本発明は、又過熱或いは体温下降について使用者に警報を出し、以下のことを許す

- 1、適当な水和 (hydration)、
- 2、性能の向上、
- 3、安全性の向上、及び
- 4、適当な水和と性能を維持するために、踏み車や他の運動機械にフィードバック制御する。

【0075】

毎年たくさんの運動選手、建設労働者、大学生及び一般社会人の不必要な死が熱射病によって引き起こされる。いったん、脳が例えば40 のようなある温度レベルに達すると、殆ど撤回できないプロセスが続いて起こる。特別な徴候がなく、ある点の後に脳温度が急激に増加するので、熱射病は最も致死率が高いものの一つである。そのエピソードが更に苛酷で、更に延長されると、特に冷却が遅れたとき、予想される結果は更に悪くなる。芯温度測定や温度が安全レベルから外れた時に警告するシステムを持たないで、高体温や熱射病を防止することは不可能である。本発明は、到達される危険なレベルを防止することが出来る警報システムを持つ、及び必要ならば適応された冷却手段を持つ連続的な温度モニタリングのための手段を提供する。装置は、運動選手、軍人、労働者及び一般住民によって、控えめな方法で使用されるのに適用されることが出来る。

10

20

【0076】

身体のすべての化学反応は、温度に依存する。高温は酵素の変化やタンパク質の変性を引き起こし、低温は生体の化学反応を遅くする。水和は、脳温度に依存し、液体の減少は脳温度の上昇を引き起こす。身体の温度の最小限の変動は、逆に性能に影響を及ぼすことが出来、病気や生命を脅かす出来事の危険性を増加させることが出来る。それゆえ運動選手、スポーツ参加者、軍隊の隊員、警察官、消防士、森林警備隊員、工場労働者、農民、建設労働者及び他の職業人が正確に彼らの脳温度が何かを知る正確な手段を持つことは、必須である。

【0077】

芯温度が上がると、別な方法で筋肉に利用できる血液が、呼吸や発汗経由で冷却するのに使用される。身体は、温度が好ましい狭い範囲を外れて動くたびに自動的にこれを行う。この血液の移動が、最終的に肉体の性能を損ない、そして熱によって引き起こされた脳組織の損害は、通常の認識機能を妨げる。激しい運動は筋肉において20倍、熱の産出を増加させることが出来る。高体温や熱射病による死を防止するために、運動選手は水を飲む。水の摂取が手当たり次第の方法で行われるので、マラソンランナーや軍事隊員を含む多くの健康な人々に、しばしば死を引き起こすことが出来る水酔いが起こる。水の過剰(過水和)及び水の欠乏(脱水)の両方とも致命的な事件を引き起こし、その上又性能を弱める。それゆえ、個人がいつでもどれだけ飲めばいいかを正確に知る正確な手段を持つことは必須なことである。本発明を用いて脳温度をモニタリングすることによって、適当な水和が得られることが出来、運動選手や軍人はいつでもどれだけの量の水を摂取すればいいか正確に知ることであろう。

30

40

【0078】

芯温度に従った液体の時機を得た摂取は、心血管性機能の最適化と熱による緊張の忌避をもたらす。液体の摂取時間と前記液体の身体による吸収には遅れがあるので、本発明の手法はその遅れを説明するために、摂取の必要性をより低い芯温度例えば38, 5 で合図することを含み、それによって枯渇の始まりを避ける。温度の閾値は、各個人や肉体活動及び室温によって調節されることが出来る。

【0079】

追加すると、BTT場所で獲得されたデータに基づいて健康(fitness)、運動性能及び安全を最適化するソフトウェアが、製作されることが出来る。各個々の運動選手にとって

50

の最適な性能を維持するための温度の上限が確認されることが出来、そのデータは前記運動選手を競技中導くソフトウェアを作り出すのに用いられる。例えば、運動選手は、ある温度レベルに達するのを防ぐために、それは前記運動選手にとって動作が弱まることによって確認されるが、冷たい液体を飲む必要を通知されることが出来る。確認される最適な性能の脳温度レベルは、運動選手に競技中やトレーニング中の努力を導くことにも使用されることが出来る。高体温も又精神的動作に影響を及ぼし、BTTからのデータに基づくソフトウェアは、個々の方法で消防士の精神的及び肉体的動作を最適化するために作られることができる。人々は高体温の有害な効果に対して異なる閾値を持つことが出来、それゆえすべての使用者に一つのレベルを指定することはそれぞれの能力の不十分な利用を引き起こすかもしれない、又他人を動作が弱まることによる危険に至らせるかもしれない。同様に運動の持久力や精神的動作は、体温下降によって著しく減じられ、同じ境遇が、低温環境においても適用されることが出来る。脳温度レベルや酸素レベル及び乳酸レベルの決定は、運動選手の耐久トレーニングや健康トレーニングのために使用されることが出来る、又トレーニングの効果を監視するのに使用されることが出来る。本発明のシステム、方法及び装置は、安全性を強め、運動選手や娯楽としてのスポーツ参加者の健康を最適化する手段を提供する。

10

#### 【0080】

脳温度を測定する工程と、測定された信号を報告する工程と、及び測定された信号に基づいた液体の量を摂取する工程とが含まれる正確で時機を得た液体摂取方法を提供することが、本発明の特徴である。例えば芯温度を下げるために何の飲料を摂取すべきか、又どのくらいの量飲むべきかを報告する声の再生を用いた報告手段或いは映像手段のような他の工程が含まれることが出来る。本発明の原則に従って、本発明の方法は汗或いは血液中のナトリウムの測定に関連する温度測定と結合することが出来ることが理解される。

20

#### 【0081】

子供の身体は、大人に比べ子供の大きさに比例するよりも多くの熱を産出するので、子供たちは大人と同様に熱を我慢しない。子供も又、温度変化に適応するのが素早くない。付け加えると、子供は、彼らの身体の大きさに比べ多くの皮膚表面を持っており、それは皮膚からの蒸発を通じてより多くの水を失うことを意味する。子供のサイズも含む異なる大きさ、形及びデザインの目頭当てが本発明では使用されることが出来ることが理解される。センサーが装着された子供の眼鏡は、遠隔の受信機へ信号を送信し、両親に危険な温度レベルを警告する増幅無線送信機を持つことが出来る。眼鏡は、もし眼鏡が外されたり、或いは温度センサーが正しい方法で信号を獲得しない時に、信号を送る探知システムを組み入れられることが出来る。図示したように、しかし限定するものではないが、サングラスが掛けられたかどうかを見つけるために、圧力検知手段がつるの端に組み入れられることが出来、そして圧力信号の突然の降下は、眼鏡が外されたことを示し、或いはセンサーの置き間違いは、検出可能な信号を発生することも出来る。より安定的な位置を保証するために、接着剤、両面接着テープ或いはグリップを増す他の手段が目頭当ての中に使用されることが出来る。熱状態に影響するあらゆる様相について正確に使用者に警告することをもたらし、環境温度や湿度を感知するセンサーを眼鏡が装備されるようになることが出来ることが理解される。

30

40

#### 【0082】

現在の産業背景、核背景及び軍事的背景において、人は保護衣服を着ることが要求されるかもしれない。保護服は危険作因による害を防ぐが、該衣服は熱の貯蔵の割合を増加する。本発明は、自動的に芯温度を安全限界内で維持するために、調整できる透過性をもつ衣服と一緒にさせることが出来ることが理解される。

#### 【0083】

付け加えると本発明は、海岸で、或いは野外活動中において個人に熱による損害（しわや癌の危険）を警告する。人が海岸にいる時、競技場で競技を観戦している時、キャンプをしている時或いは日光にさらされている時、太陽の輻射エネルギーは吸収され熱エネルギーに変換される。身体への熱移動の異なる手段との組み合わせは、脳温度によって反映

50

される身体の温度の増加をもたらす。対流や伝導も又、日光なしの熱の移動を通じて、身体の温度の増加をもたらすことが出来る。環境からの熱の吸収は、分子の平均運動エネルギーの上昇と、伴って起こる芯温度の増加をもたらす。

【 0 0 8 4 】

芯温度のレベルは、皮膚の熱による損害の危険と関係している。ある熱レベルの後で、皮膚の中のタンパク質の変質とコラーゲンの破壊の危険が高まる。このことは、卵を油で揚げる時に起こる変化と比較することが出来る。ある一定量の熱放射が加えられた後、卵の白身は、流動的な透明な状態から硬くて白い構造物に変化する。卵の白身がある温度レベルに達した後の構造変化は永久的となる。日光にさらされる間の芯温度の増加のあるレベルの後、例えば静止状態で（例日光浴）摂氏 37.7 から摂氏 37.9 のレベル、熱による損害が起こるかもしれない、タンパク質やコラーゲンの崩壊のためにしわ形成の危険が増加する。脳温度の増加は、身体によって吸収された熱放射の量に関係し、温度レベルの被爆持続時間と温度レベルとを掛け合わせたものが、温度による損害やしわの形成及び皮膚癌の危険の指標となる。

10

【 0 0 8 5 】

本発明は、例えば野外活動中や海岸において起こりうる、更なる熱放射の吸収を防止し、皮膚化学的变化の危険を減ずるために、日光にさらされることを避けるべきその時に警告するように組み立てられることが出来る警告システムを提供する。付け加えると皮膚の熱による損害は皮膚にそれ自身の適切な冷却を妨げ、結果として更に温度を上げる脱水の危険を増加させる。本発明は、日光にさらされたり、野外活動の間、一方で日光を充分楽しみ日光の恩恵を与えられながら、人々の美と健康を保つことを助ける。

20

【 0 0 8 6 】

本発明によって、日光にさらされることを良い時期に合わせる方法は、身体温度を測定する工程、測定値を報告する工程、及び測定されたレベルに基づいてある一定時間日光暴露を避ける工程から成る。

【 0 0 8 7 】

体温下降は、米国及び欧州において野外活動における一番の殺し屋 (killer) である。体温下降も又運動能力を減じ、損傷を引き起こす。徴候がまったく漠然としており、そのような方針の無さやぎごちなさは、普段の行動から区別がつかないため、体温下降を検知することは非常に困難である。芯温度を測定しないで、又該温度が安全レベルを外れたときに警告するシステムを持たないで体温降下を防ぐことは、その曖昧な徴候のため不可能である。本発明は、スキー中、スキューバダイビング中、山登り中及びハイキング中に、各個人に体温降下を警告することができる。本発明は、ある温度閾が高すぎる温度だけでなく低すぎる温度に遭遇したときも、正確に情報を与える手段を提供する。

30

【 0 0 8 8 】

本発明は連続的に脳温度をモニターし、温度が乱高下したり、熱がでたりするやいなや、病原菌の存在を見つけるための診断薬システムを活性化し、それは、BTTの位置で局部的にされることが出来、或いは病原菌は身体の他の部分例えば血液の流れ又はまぶたによって形成されるポケット (eyelid pocket) 内で確認されることが出来る。本発明は又、BTT位置で作られた信号に従って薬物を自動配達するための、皮膚透過手段、イオン泳動或いはポンプを用いた注入を含む、薬剤投与手段と連結されることが出来る。

40

【 0 0 8 9 】

本発明は又、家族計画の道具を含むことが出来る。該システムは、基礎体温の乱高下や変化を見つけることが出来、排卵の時機や月経周期の相を確認できる。これにより女性は妊娠を計画する、或いは避けることが出来る。これにより人間だけでなく動物においても人工授精のために時間をモニタリングするのに用いる侵入装置の必要性を除去する。本発明は又子宮収縮（分娩）の始まりを検知することが出来、動物にとってより安全な誕生をもたらす。支持構造物は動物のBTTにおいても等しく使用することが出来る。

【 0 0 9 0 】

本発明は又、BTTにおける測定値による自動的な気候コントロールを含むことが出来

50

る。使用者の体温は、車の中の温度をコントロールする。身体が暖まりだしたら、本発明の装置からの信号が自動的に使用者の環境に従ってエアコンを活性化し、身体が冷たい時は代わりに加熱を活性化する。この自動操作により運転者は道路に集中でき、ゆえに車の衝突の危険を減らすことが出来る。身体の温度に影響を与えることが出来る他の物品が、車のシートを含む本発明によってコントロールされることが出来ることは理解されている。同様に、家、仕事、或いはあらゆる限られた領域における自動気候コントロールは、直接的にサーモスタットを活性化することによって、又ブルートゥース技術によって成し遂げられることが出来る。便利さと快適さの他に、この自動制御はサーモスタットにおいて大きなエネルギー消費を引き起こす手動でなされる雑な変化からエネルギーを節約することをもたらす。

10

#### 【0091】

本発明の原理に従ってあらゆる身体温度測定システムは、自動気候コントロールを提供することが出来、或いは物品の温度を調整することが出来ることが理解されている。

#### 【0092】

本発明はさらに又、体重を減らす手段を含む。それは、前記体重を減らすために身体の熱を増加させることに基づいた体重削減プログラム中の温度モニタリングを含む。該システムは、体重減少プログラム中のスポーツマンに過熱による損傷或いは死を防ぐために警告する。該システムは、損傷を防ぎ結果を強化するために体重削減プログラムの一部としてサウナや蒸気室や温泉等にいる人々の温度をモニターすることが出来る。

20

#### 【0093】

更に又、室温や周囲の身体温度をコントロールする自動的機構を提供することによって、健康を保つほかに記憶や性能を高めた手法が、本発明によって測定された脳温度に基づく。人間は、彼らの人生の約1/3を睡眠に費やしている。身体温度の多くの変化は睡眠中に起こる。身体の代謝や酵素反応のすべては、適切な温度レベルによる。例えば睡眠中、身体温度の必要性に釣り合う室温の適切な調節は、代謝において重要な効果を持つ。身体温度に釣り合った適切な室温及び物の周辺温度は、人々によりよい睡眠をもたらすだけでなく酵素反応効率を改善することを成し遂げ、それにより精神能力の改善や免疫反応の改善を導く。様々な種類の装置、例えば毛布、衣服、帽子、マットレス、まくら、或いは身体に触れる又は身体の付近のあらゆる品物は、本発明からの温度信号に従って前記物品の温度を自動的に上げたり下げたりするのに適合させられることが出来る。

30

#### 【0094】

身体は夜の間に自然により冷たくなり、多くの人々は休むことなく眠りその温度効果により絶え間なく寝返りを打つ。のたうち回ったり寝返りしたりするのは不随意運動として起こり、人物は目が覚めていないので、前記人物は例えば室温を上げる或いは電気毛布の温度を上げるといような刺激となる物を変化させることが出来ない。本発明は自動的に室温或いは物品の温度をその人物の必要とする温度に釣り合うように変える。このことは特に幼児、年輩者、糖尿病患者、神経障害、心臓病、及び他の様々な状態において有用であり、なぜならこの個体群は、身体温度を変化させる神経性応答が弱まっており又夜中により苦しむことが多い前記個体群は、睡眠の喪失による生産性の減少のうえに合併症の危険が増加するためである。

40

#### 【0095】

本発明は又、バイオフィードバック(bio feedback)活動に使用される手段や方法を提供する。BTT位置のセンサーからの脳温度信号は、温度を示す音声の調子或いは画像表示としてフィードバック信号を作製し、音或いは色の系列は脳温度が上がっている(より速い周波数及び赤)か、或いは下がっている(より低い周波数及び青)かどうか認識する。表示手段は、BTT位置にセンサーを持つ支持構造物に金属線(wires)によって接続されることが出来る。

#### 【0096】

頭を冷やすことは、脳温度を変えることができない。運動選手、軍人、消防士、建設作業員等は、頭に冷たい水を流したり扇風機を使用したりするにもかかわらず熱射病の危険

50

がある。医学的に話すと、これは危険な状態であり、なぜなら実際には熱が引き起こす損傷や熱射病の危険が残っている時に、頭で感知された冷たい感覚は内部の冷たさとして解釈され物理活動は継続するからである。温度障害に関係する他の医学的挑戦は、応答時間に関する。脳は、芯温度よりも温度変化に対する回復反応が遅い（内部温度は、直腸、膀胱、食道及び他の内部手段で測定された）。従って体温降下又は高体温によって大脳組織の誘発された損傷の危険と共に、脳温度が安全レベルを外れたままである一方で、内部測定は安定した温度を示すかもしれない。温度障害による大脳組織の損傷を防止する医学的に受け入れられる唯一の方法は、本発明によって提供される脳温度の連続モニタリングによるものである。

【0097】

10

本発明は、支持構造物に組み込まれた、生物学的パラメータを測定するために生理学的管にアクセスする複数の能動或いは受動のセンサーを利用する。本発明は好ましくは、集積回路としての、組み込まれたセンサーとしての、処理及び伝達ユニットとしての及び制御回路としての、小型の半導体チップ内のすべての機能含む。

【0098】

本発明は、BTT位置からの熱放射を集める手段と、BTT位置からの熱放射を受け取る温度感知装置を位置決めする手段と、及び前記熱放射を脳温度へ変換する手段とを含む。本発明は又、BTT位置から熱放射を集める工程と、集められた熱放射に相当する信号を作り出す工程と、信号を処理する工程と、及び温度レベルを報告する工程とを含む前記方法を用いて脳温度を決定する方法を提供する。本発明は又、BTT位置の安定した位置に温度センサーを正しく位置決めする手段及び方法を含む。

20

【0099】

本発明の目的は、生物学的パラメータを測定するために、皮膚上の管の末端にセンサーを位置決めするように適合させた支持構造物を提供することでもある。

【0100】

本発明の目的は、生理学的管の上に位置するセンサーを含む、パッチ、接着用の細長いきれ、弾力のある手段、クリップなどを含む脳（芯）温度を測定する装置及び方法を提供することである。

【0101】

本発明の目的は、生物学的パラメータを測定するために生理学的管上に設置されたセンサーを含む目頭当てを備えた多目的眼鏡を提供することである。

30

【0102】

本発明の他の目的は、脳温度、化学機能、及び物理機能のうち少なくとも一つを測定するための新しい方法及び装置を提供することである。

【0103】

本発明の更なる目的は、成人及び子供の両者に適合する装置を提供することである。

【0104】

本発明の目的はまた、報告手段への有線接続、報告手段への無線伝送、及び支持構造物に組み込まれた、音声、映像或いは触覚、例えば振動、による局部的報告のうち少なくとも一つによって管で作製された信号を報告する装置を提供することでもある。

40

【0105】

本発明の更なる他の目的は、着用者に脱水症或いは過水和（水酔い）を避けることを可能にする装置を提供することである。

【0106】

本発明のなお一層の目的は、運動選手及びスポーツ参加者に彼らの成果及び安全を増すことを可能にする方法及び装置を提供することである。

【0107】

本発明の更なる目的は、練習及び競技中の運動選手、訓練及び戦闘中の軍人、労働中の労働者及び通常の活動中の一般公衆のうちの少なくとも一人によって着用されることが出来る、管の上にセンサーを配置した支持構造物を提供することである。

50

## 【0108】

本発明の他の目的は、車内にいる人の芯温度に基づいた自動気候コントロール及び車のシート制御を提供することによって車内の安全及び快適を増すことである。

## 【0109】

本発明の目的は、測定された生物学的パラメーターのレベルに基づいて2番目の装置に作用する方法及び装置を提供することである。

## 【0110】

本発明の他の目的は、熱放射による日光損傷を防ぎ、温度がある閾値に達した時着用者に警告することによって、皮膚の健康を保ち、しわの危険を減らし、及び皮膚癌の危険を減らす方法及び装置を提供することである。

10

## 【0111】

本発明の目的は、熱に基づく減量アプローチに基づく調節された減量を成し遂げる方法及び装置を提供することでもある。

## 【0112】

本発明の目的は、過熱による損傷或いは死を防ぐために、身体温度を増加することに基づく減量プログラムにおいて運動選手に警告する方法及び装置を提供することでもある。

## 【0113】

本発明の目的は、温度の熱や乱高下をモニタリングさせる方法及び装置を提供することでもある。

## 【0114】

本発明の目的は、排卵時を見つけることによる家族計画のための手段を提供することでもある。

20

## 【0115】

本発明のなお一層の目的は、管で作られた信号に従って薬物を配達する方法及び装置を提供することである。

## 【0116】

本発明の更なる目的は、連続的に生物学的パラメーターをモニタリングすることによって職業安全を高める方法及び装置を提供することでもある。

## 【0117】

本発明の目的は、眼鏡の枠、眼鏡の鼻当て、頭に取り付ける装置の構造物及び衣服のうちの少なくとも一つに合わせられることが出来る或いは据え付けられることが出来る、生物学的パラメーターをモニタリングするために管の上に配置された感知装置を持つ製造物品を提供することでもある。

30

## 【0118】

本発明は又、運動設備、自転車、スポーツ装置、保護服、履物及び医学装置のうちの少なくとも一つに作用する支持構造物からの信号を伝えることを特徴とする。

## 【0119】

本発明の目的は、適当な水和を保ちかつ使用者の温度を乱すことを防ぐために、管で作られた信号を踏み車及び他の運動機械へ伝える支持構造物を提供することでもある。

## 【0120】

本発明の更なる他の目的は、能動或いは受動装置を用いて生理学的管にアクセスすることによって、生物学的パラメーターをモニタリングする装置及び方法を提供することである。

40

## 【0121】

本発明はさらに、支持構造物から時計、ポケベル、携帯電話、コンピューター等へ信号を伝達することを特徴とする。

## 【0122】

本発明のこれらの又他の目的は、多くのそれについての予期された強みと同様に、添付図と共に含まれる以下の記述を参照すれば、さらにたやすく明白になるだろう。

【発明を実施するための最良の形態】

50

## 【 0 1 2 3 】

図面に図示されたように本発明の好ましい実施例を記述することにおいて、明快さのために特殊な用語が用いられるであろう。しかしながら本発明はそのように選択されたその特殊な単語によって限られるものではなく、各特殊用語は、同様の方法で同様の目的を成し遂げるために働くすべての技術同等物を含むことは理解されている。

## 【 0 1 2 4 】

図 1 A は、生理学的管を示す人間の顔の熱赤外線画像を示す。図は、目頭領域と上まぶたの中央半分において白く明るい点として描写される脳温度管 ( B T T ) の末端の画像を示す。皮膚上の B T T の末端は、特別な幾何学的形、境界、内部領域を持ち、主な入口点は、まさに上まぶたの下位部分で、また目の内角に向かって 4 m m 中央に位置する目頭領域の上中央方向に位置している。そこから境界は、まさに目の内角の位置でかつ目の内角から 5 m m 以内下がった位置である目頭領域に下がり、狭い領域として上まぶたの中央部分で始まる横の境界とともに上まぶたの方へ進み、上まぶたの中央半分で始まる上側境界とともに扇のような形で横へ伸びる。

10

## 【 0 1 2 5 】

目盛り ( scale ) は、人間の顔において見いだされた温度の範囲を示す。一番熱い点は、一番明るい白い点によって示され、一番冷たい領域は黒であり、一番熱い領域と一番冷たい領域の間の温度は、灰色の度合いの異なる色合いによってみられる。主として軟骨と骨によって構成され、結果として血の量が低いため、鼻は冷たい ( 黒として見られる ) 。この理由で、凍傷は鼻に起こるのが最も一般的である。

20

## 【 0 1 2 6 】

上まぶたと下まぶたの取り囲んだ眼周囲領域 ( 灰色として見られる ) は、高い血管発達と減じられた脂肪組織量のため、より暖かい。まぶたの下は皮膚は、とても薄くそしてまた脂肪組織を持たない。しかしながら脳温度管を定義するのに必要な他の条件は、この領域には存在しない。

## 【 0 1 2 7 】

B T T に必要なものは又、熱の全体量を運ぶための末端分枝、脳からの血管からの直接分枝である末端分枝、他の構造物による遠赤外線放射の吸収を避けるために皮相に位置している末端分枝があり、及び体温調節の動静脈短絡がないことを含む。従って B T T は、換言すれば眼の内角と上まぶたとの皮膚領域は、脳温度管にアクセスできる特別な場所にある。まぶたの周りの皮膚は、分光法を用いた化学測定のための邪魔されない信号を配達し、又脳の総放射力測定のためではなく、化学測定のための最適な信号獲得ができる代謝管として定義される。

30

## 【 0 1 2 8 】

図 1 B は、脳温度管とその周辺領域の幾何学的形と異なる領域の詳細を示す人間の顔のコンピューターによって作製した熱赤外線カラー画像である。ある甲虫やがらがらへびのようなほんの少しの生き物は、このようなタイプの放射を見ることが出来るが人間は出来ない。赤外線画像は、目に見えないものを目に見えるようにする。従って管の幾何学的形や大きさが、よりよく示されることが出来る。等温線のカラープロットは、管の周辺領域は赤に、目頭筋上部の目頭領域の内側上部方向に位置する B T T の末端の主な入口点である中心領域は黄色から白に示す。

40

## 【 0 1 2 9 】

主な入口点は、最も信号獲得に適した領域である。画像は又、2つの B T T 位置の間の熱エネルギーの対称を示している。額を含む他の領域は、B T T を定義するのに必要な前述の6つの特徴を持っていないので、前記領域は薄緑色又は暗緑色で見られるようにより低い総放射力を持つ。従って額は総放射力を測定するには適さない。鼻全体は、放射力がとても小さく、青又は紫の領域として見られ、茶色で見られる鼻の先は顔の中で一番温度が低い。ゆえに鼻の領域は、生物学的パラメーターを測定するのには適していない。

## 【 0 1 3 0 】

図 2 A は、生理学的管、より詳しくは脳温度管の略線図である。物理学的観点から、B

50

T Tは、高い総放射力と高い熱の流れによって特徴づけられる脳の熱エネルギー管であり、脳熱エネルギー管 (Brain Thermal Energy tunnel)として特徴づけられることが出来る。該管は、熱エネルギーを蓄積し、脳の内側の海綿静脈洞内の管の一方の末端から、遠赤外線形で管の末端の皮膚表面へ運ばれる熱エネルギーとともに皮膚上の反対側の末端へ、熱エネルギーを運ぶための邪魔のない通路を提供する。高い熱の流れが薄い界面によって特徴づけられる管の末端で起こり、熱の流れは界面の厚さに反比例する。

#### 【0131】

管の末端の総放射力 (P) は、 $P = \sigma^* e^* A^* T^4$  によって定義され、 $\sigma$  は、Stefan-Boltzmann 定数であり、その値は  $\sigma = 5.67 \times 10^{-8} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$  であり、又  $e$  はその領域の放射率である。管の末端は放射のための最適な領域を提供するので、放射されるすべての力は、該方程式の  $T^4$  の項のため脳温度が上がるにつれて急速に大きくなる。本発明内で言及された実験で証明されたように、B T T 内の放射力は舌や口腔内の放射力に比べより速い速さでおこる。

10

#### 【0132】

皮膚上の B T T 位置は、身体表面領域のほんの 0.5% より小さく測定されるとても小さな領域である。しかしながら身体のこのとても小さな皮膚範囲は、物理的及び化学的パラメーターの両者を測定するのに最適な信号獲得領域を提供する。

#### 【0133】

図 2 A は、その身体の中に蓄積された熱エネルギー 12 と共に脳 10 を示す。B T T 20 は脳 10、脳内に蓄積された熱エネルギー 12、管に蓄積された熱エネルギー 14、及び管の末端において外部へ移される熱エネルギー 16 を含む。熱エネルギー 12、14 及び 16 は、同じ大きさと形の暗い矢印によって描写されている。矢印は同じ大きさを持ち、管の片方の末端から他方へ熱エネルギーが邪魔されないこと及び管内の等しい温度によって特徴づけられることを示している。

20

#### 【0134】

脳 10 内の海綿静脈洞からの熱エネルギーは、管の末端 16 へ移動され、妨げられない大脳静脈血の通路を通じて急速な熱の移動がおこる。管は又、同等の温度で熱エネルギーを蓄積する血管系の壁として表され、皮膚 19 へ熱エネルギーの総量を移動する末端血管 17 で終端する、身体の内部 10 から前記外部 (皮膚表面) 19 への導管として役に立つ壁 18 を持つ。

30

#### 【0135】

皮膚 19 は、とても薄く、高い熱の流れを可能にする。皮膚 19 の厚さは、管領域ではない領域 30 及び 40 各々の皮膚 39 及び 49 に比べると無視してよい。皮膚 19 の特徴によって、センサーが B T T 20 の末端において皮膚 19 に置かれた時、高い熱の流れが起こり、熱平衡が急速に成し遂げられる。

#### 【0136】

一般に、顔の又身体の他の皮膚領域において又図 2 の典型的な管以外の領域 (non-tunnel areas) 30 及び 40 において、脳へ直接的につながる血管系が無いのに、様々な干渉現象が起こり、その干渉現象は、自己吸収や熱傾斜を含む。1、自己吸収：これは、組織の深層が表面での放射より先に赤外線エネルギーの波長を選択的に吸収する現象に関連がある。自己吸収される赤外線エネルギーの量とタイプは、知られていない。図 2 の 34 a から 36 g へ及び 44 a から 46 g へと様々な大きさ、形及び方向の矢印によって実例として表されているが、乱れた熱放射と解析された物質のささいなスペクトルの特質とを引き出す他の層による自己吸収によって、表面でのこれらの好ましい放射は弱い。管以外の領域での自己吸収はそれゆえ当然、測定するのに有用な熱放射が表面に運ばれるのを妨げる。2、熱傾斜：より皮層に位置するより細い矢印 36 e 及び 46 e に比べてより深い層にあるより太い矢印 36 d 及び 46 d で実例的に示されたように皮層よりもより暖かい、より深い層において熱傾斜がある。熱損失を引き起こす例えば脂肪及び筋肉のような他の組織である様々な層を通過する時、光子の過度の及び不定性の高い散布がある。

40

#### 【0137】

50

それと反対に、管の領域 20 は赤外線エネルギーの吸収が無く均質であり、血管は表面に位置している。このことは、皮膚 19 の表面に又前記皮膚 19 と同格に配置された赤外線検出器のような温度検知器へ赤外線エネルギーを邪魔されずに運ぶことを可能にする。直接的に薄い界面皮膚 19 の下にある末端血管 17 と共に組織の前記薄い層 19 があるだけなので、BTT 領域において熱傾斜はない。皮膚表面 19 に出ていく末端血管 17 によって産出される熱エネルギー 16 は、身体の邪魔されない脳（真の芯）温度に相当する。脳組織温度と熱的平衡を得るための好ましい通路は、脳から出て上方の眼の静脈として眼窩に入る大脳静脈システムを通っている。動脈血は大脳静脈血と比較すると摂氏 0.2 度から 0.3 度低く、前記動脈血は脳温度と事実上同等ではない。それゆえ動脈血はある場合において興味のあるものかもしれないが、静脈システムが、脳温度測定にとってより好ましい熱エネルギーの運搬人である。動脈血の温度は、ある環境において動脈血による可能な脳冷却を決定するとき、興味深いかもしれない。

10

#### 【0138】

管以外の領域 30 及び 40 は、熱吸収成分の存在によって特徴づけられる。管以外の領域 30 及び 40 は破線によって表され、前記管以外の領域 30 及び 40 における熱吸収成分及び混乱させる熱移動による干渉の弱みによって特徴づけられる。管以外の領域 30 及び 40 における様々の層及び他の要素は、赤外線エネルギーが皮膚表面に到達する前に、より深い層によって放射される赤外線エネルギーを選択的に吸収し、又異なる熱エネルギーと異なる領域は、異なる矢印及び矢じりの形や大きさによって表されている。

20

#### 【0139】

管以外の領域 30 は、解剖学上心臓 32 の上部に位置する皮膚上のセンサーと共に温度測定を表すことが出来る。白い矢印 34 は、心臓 32 における熱エネルギーを表す。管以外の領域 30 は、心臓 32 及び熱エネルギーを蓄積している様々な血管やその分枝 36a、36b、36c、36d を含む。

#### 【0140】

血管 36a、36b、36c の位置と解剖学的構造によって、異なる量の熱が移動され、異なる温度が測定される。血管は、主な幹 34a から広範囲にわたって枝を出す。管以外の領域 30 はまた、心臓 32 からの熱エネルギー 34 が皮膚 39 に到達するために通り抜ける必要がある、骨や筋肉のような熱吸収構造物 37 を含む。管以外の領域 30 はまた、熱エネルギーを更に吸収する脂肪組織 38 の様々な層を含む。脂肪 38 の存在のために、皮膚表面 39 に到達する熱エネルギーの減少量は、矢印 36d が矢印 36e よりも温度が高いことを示す矢印 36d 及び 36e によって表される。管以外の領域 30 は又、矢印 36f によって表されるように熱の流れが低い厚い皮膚 39 を含む。

30

#### 【0141】

厚い皮膚 39 は、胸部領域内の皮膚に相当し、脂肪層 38 は、胸部領域に存在する不定量の脂肪に相当する。矢印 36g は、厚い界面や熱吸収構造物を含む管以外の領域内の干渉要素を前記熱エネルギーが通り抜けた後に配達される混乱された又減じられた総放射力を表す。付け加えると、BTT 20 は、管以外の領域 30 及び 40 で見つけられたような脂肪を持たない。厚い皮膚や脂肪のような厚い界面を持たないこと、脂肪のような熱障壁を持たないこと及び筋肉のような熱吸収要素を持たないことが、BTT の末端において、放熱の邪魔されない放射を可能にする。厚い皮膚や脂肪のような厚い界面を持たないこと、脂肪のような熱障壁を持たないこと及び筋肉のような熱吸収要素を持たないことが、BTT の末端において、放熱の邪魔されない放射を可能にした。

40

#### 【0142】

さらに、図 2 を参照すると、管以外の領域 40 は、腕 42 内の皮膚上のセンサーと共に温度測定を表すことが出来る。末端での結果が内部の反対末端における温度を表示しない混乱された及び減じられた総放射力であるところにおいて、管以外の領域 40 内の熱移動は管以外の領域 30 と似ているところを持つ。血管は、主な幹 44a から広範囲にわたって枝を出す。血管 46a、46b、46c における熱エネルギーと温度は、36a、36b、36c 領域内に比べて異なる。熱エネルギー 44 が皮膚に到達するために通過する必

50

要がある構造物も又、管以外の 30 と比べて異なる。熱吸収構造物 47 の量は異なり、それゆえ管以外の 40 における末端温度も管以外の領域 30 と比べると又異なる。脂肪 48 の量も又異なりそれによって 46 d は 46 e の領域よりも深いため、46 d 及び 46 e の領域の領域内のエネルギーを変化させる。厚い皮膚 49 も又熱の流れを減じ、また領域 46 f の温度を減ずる。矢印 46 g によって表された放射力の削減は、放射力 36 g と比べると通常かなり異なり、そのため身体の領域に基づく異なる皮膚温度が測定される。これは、BTT の末端における皮膚を除いて身体のすべての皮膚表面にあてはまる。

#### 【0143】

直腸のような内部温度測定は、脳における測定と同じ臨床的関連は持たない。選択的脳冷却が、実験室の条件下で数多くの哺乳類において証明されており、同じプロセスが人間において起こりうる。例えば膀胱や直腸の温度は、脳と比べかなり異なるかもしれない。脳の高い或いは低い温度は、他の内部器官で測定された温度に反映されないかもしれない。

10

#### 【0144】

図 2 B は、脳 10、脊髓 10 a、上眼静脈によって表される管 20、脳の熱エネルギー貯蔵区画である海綿静脈洞 1 及び完全に熱的絶縁構造物として脳を維持する様々な絶縁障壁 2、2 a、3、4、4 a、4 b、5 を示す人間の頭 9 の断面略線図である。絶縁障壁は、頭皮に相当する皮膚 2、顔を覆う皮膚に相当する皮膚 2 a、頭蓋骨と顔のすべての表面を覆う脂肪 3、頭蓋骨の骨 4、脊髓 10 a を取り巻く背骨 4 a、顔を覆う顔の骨 4 b 及び脳脊髄液 (CSF) 5 を含む。脳を絶縁する障壁 2、3、4、5 を合わせた厚さは、1.5 cm から 2.0 cm に届くことが出来、それは注目に値する厚さであり又身体全体の中で環境に対する一番大きい単一障壁である。この完全に限られた環境のため、脳は効果的に熱を除くことが出来ず、熱損失は非常に低い確率で起こる。皮膚 2 は、皮膚であり、頭蓋骨を覆う結合構造物であり、低い熱導電率を持つ頭皮に相当し、絶縁体として働く。脂肪組織 3 は、遠赤外線波長の大部分を吸収し、熱の緩衝物として働く。頭蓋骨 4 は低い熱導電性を持ち、CSF は物理的緩衝液として働き、熱を全く産出しない。

20

#### 【0145】

脳内で代謝の割合によって産出される熱は、身体によって作られる熱の総計の 20 % に相当し、この莫大な量の熱は限られた又熱的に密閉された空間に保持される。脳組織は熱エネルギーの高低レベル両方とも、損失を引き起こす熱エネルギーに最も影響されやすい組織である。その熱的絶縁と脳は熱を得る或いは熱を失うことが物理的に出来ないため、病気の人々の高熱による発作や死以外にも毎年健康な何千の人々に起こることだが、低温 (冷たい) 状態及び高温 (暑い) 状態の両方ともが脳への損傷や急速に引き続いて起こる死を引き起こすことが出来る。連続的脳温度モニタリングによって提供される適切な時機を得た警告なしには、低温障害或いは高温障害によって冒されたあらゆる人々は熱によって引き起こされる脳損傷の危険がある。

30

#### 【0146】

図 2 B は又、皮膚 2 b 上の管 20 の末端に相当する、身体表面の 0.5 % 以下である著しく小さな入口点 20 a を示す。皮膚 2 b は、皮膚 2 b より 5 倍以上厚い皮膚 2 及び 2 a に比べて、厚みが 1 mm かそれ以下であるほどきわめて薄い。

40

#### 【0147】

管 20 は、脳にとっての静脈排水のための導管であり、又管 20 の末端における輻射エネルギーとしての熱移動のための導管である海綿静脈洞で始まる。管 20 は、脳の真ん中に位置する構造物である海綿静脈洞 1 への遮断された通路を提供し、又海綿静脈洞は、脳への以下の 2 つの熱源と直接的に接触している 1、脳による代謝の割合に応じて作り出され、静脈システムによって運ばれる熱エネルギー及び 2、身体に残りから脳へ動脈供給によって配達される熱エネルギー。この直接接触の配置が、A で示された線に対応する図 2 B の頭頂断面図である図 2 C に詳細に示される。

#### 【0148】

図 2 C は、静脈 9 及び上眼静脈 6 からの静脈血で満たされた多数の空間 1 a を持つ空洞

50

のような構造物である海綿静脈洞 1 を通った頭頂断面図である。海綿静脈洞 1 は、脳組織 7 から、右及び左内頸動脈 8 a、8 b の動脈血から及び静脈 9 からの静脈血から熱エネルギーを集める。すべての構造物 7、8 a、8 b、9 は、海綿静脈洞 1 に沿って又親密に接触して配置される。管の海綿静脈洞 1 をとても有用な温度障害の計測器とする特別な特色は、頸動脈 8 a、8 b と親密に関連している。頸動脈は身体からの血を運び、前記血管によって脳へ運ばれた熱エネルギーの量は、体温下降或いは高体温の状態を引き起こすことが出来る。例えば冷気にさらされている間、身体は冷え、身体からの冷たい血は脳に内頸動脈 8 a、8 b によって運ばれ、そして海綿静脈洞 1 は、脳へのこれら血管 8 a、8 b の入口点である。冷たい血が海綿静脈洞 1 につくやいなや、対応する熱エネルギー状態が管へ及び管の末端の皮膚表面へ移動され、冷たい血が脳中に分配される前にすなわちこれによって素早い警告を供給する。同様のことが例えば基準値と比べて 20 倍の熱生産を引き起こすことが出来る運動中に産出された熱い血にあてはまる。血管 8 a、8 b によって運ばれたこの熱は、海綿静脈洞 1 へ移動され、管の末端で測定されることが出来る。付け加えると、脳によって産出された熱エネルギーは大脳静脈血によって運ばれ、海綿静脈洞 1 は静脈血によって満たされた構造物である。

10

#### 【0149】

図 3 A は、人間の顔の熱赤外線画像であり、そこでは皮膚上の管の末端の幾何学的形が眼で見えるようにされている。白く明るい点が管の中心領域を限定する。図 3 B は、管の末端における皮膚表面上の典型的な幾何学的形の略線図である。管 50 の中央の外観 52 は、丸い形を持つ。横からの外観 54 は、まぶたの縁 58 の上部と眼 60 の涙丘 56 とに面する。管は目頭領域 52 から上まぶた 62 へ角のような突起となって伸びる。

20

#### 【0150】

管 50 の内部領域は、主な入口点の概略領域と図 4 A から図 5 D に示された主な入口点とを含む。図 4 A は、目頭角の中央及び上部に位置する白く明るい点として見られるように脳温度管の主な入口点の全体図を示す人間の顔の側面の熱赤外線画像である。図 4 B は、主な入口点の概略領域 70 及び眼 60、目頭角 61、まゆげ 64 及び鼻 66 との関係とを示す略線図である。領域 70 は管の周辺領域よりも干渉成分が少ないので、主な入口点の概略領域 70 は、脳温度のより正確な再生の領域を提供する。

#### 【0151】

図 5 A は、目頭角の上部及び中央に白く明るい点として示される脳温度管の主な入口点を示す右目を閉じた人間の顔の正面の熱赤外線画像である。閉じた目と共に、輻射力がもっぱら BTT の末端の皮膚から来ているのが容易に観察される。

30

#### 【0152】

図 5 B は、主な入口点 80 及び閉じた目 60 の目頭角 61 とまぶた 62 との関係を表す略線図である。領域 80 は最も干渉成分の量が少なく、解剖学上同等の位置に、すべての人類に普遍的に存在するので、管の主な入口点 80 は脳温度の最も正確な再生の領域を提供する。主な入口点 80 は最も高い総放射力を持ち、高い放射性を持つ表面を持つ。主な入口点 80 は、目頭領域 63 の上方面の、目頭角 61 の上中央方面の皮膚上に位置する。

#### 【0153】

図 5 C は、明るい白い点で見られるように、脳温度管の主な入口点の側面を示す左目を閉じた図 5 A の人間の顔の側面の熱赤外線画像である。閉じた目と共に、輻射力がもっぱら BTT の末端の皮膚から来ているのが観察され得る。

40

#### 【0154】

図 5 D は、目頭角 61 の上部の目頭領域の上方向にある主な入口点 80 を示し、又眼 60、まゆげ 64 及び鼻 66 との関係における主な入口点 80 の位置を示す。主な入口点は解剖上の目標によって完全に区別されるので、支持構造物は管の主な入口点の上に感知手段を正確に位置決めすることが出来る。一般にセンサーは、目頭角上部の目頭皮膚領域に眼に隣接して位置決めされる。センサーの位置決めをよりよく導くために支持構造物上に指示物 (indicators) が設置されることが出来るが、万人に共通の様々な不変の解剖上の目標の存在が、あらゆる専門でない人々による正確な位置決めを可能にする。

50

## 【0155】

主な入口点は、支持構造物によるセンサーの位置決めにとって好ましい場所であるが、概略入口点領域及び周辺領域を含む管の末端のどの部分にセンサーを配置しても、その適用に応じた臨床的に有用な測定を提供する。測定に必要とされる正確さの程度が、センサーの位置決めを決定するだろう。患者が体温下降或いは悪性の高体温の高い危険がある場合の神経外科手術、心血管性外科手術或いは他の外科的処置の場合においては、センサーの好ましい位置は、主な入口点である。娯楽或いはプロの運動のため、軍用のため、労働者のため、家庭における熱探知のため、日光下におけるしわ保護等のためには、管の末端領域のどの部分にセンサーをおいても臨床的有用性に必要とされる正確さを提供する。

## 【0156】

本発明に従って、図6は管の主な入口点の概略領域90と管の末端の全体領域と又目頭筋67との関係を示す顔の略図である。管の末端は主な入口点の概略領域90と上まぶた領域94とを含む。領域90は周辺部分92を持つ。目頭領域は両方とも目頭筋を持ち、図解するのを容易にするために左の眼が使用される。目頭筋67は眼60の目頭角61において始まる。左の目頭筋67は目の内角61で始まる破線61aによって示されるように右目頭筋とまさに相対している。主な入口点は目頭筋67の上部であるが、管の周辺領域92のいくらかは筋67の下に位置している。

## 【0157】

図6Aは、2つの生理学的管を示す略線図である。上の図はBTT10に相当する領域を示す。下の図は図1Bにおいて明るい青色領域で示される上まぶた領域13aと下まぶた領域13bとを含む代謝管13に相当する領域を示す。化学物質の濃度測定のためには総放射力は必須ではない。臨床的に有用な分光器による測定のための重要な状況は、大脳領域から来る信号と干渉成分の縮小或いは削除とであり、主な干渉成分は脂肪組織である。脂肪組織を取り去り、脳からの血管系によって運ばれるスペクトル情報を受け取ることによって、正確で臨床的な測定が獲得され得る。支持構造物によって支持されたセンサーは、管13から熱放射を獲得するために代謝管13の全部或いは一部に釣り合う視野を持つように適合される。

## 【0158】

環境の変化に関する管領域の熱的安定性を決定するために、冷及び熱挑戦テストが行われた。図7A及び図7Bは、冷挑戦前後の人間の顔を示す典型的な実験の熱赤外線画像である。低い温度を示すより暗い図7Bと比べて、図7Aにおいて顔はより明るい様子である。全体としてより暗い様子である図7Bにおける鼻と比べて、図7Aにおける鼻は全体として白っぽい様子である。管の外側の領域は体温調節の動静脈短絡及び脂肪を含む干渉成分を持つので、環境の温度変化は前記領域に反映される。それゆえ顔のこれら管以外の領域における測定は実際の体温の代わりに環境を反映する。顔や身体の皮膚の管以外の領域は、室温の変化によって変わり得る。管領域の放射力は安定したままであり、該領域の熱放射の安定性を証明するように熱エネルギーの量において変化はない。管領域の熱放射の変化は脳温度が変化したときのみ起こり、そのことは身体の熱的状態の最もたよりになる測定を提供する。

## 【0159】

図8A及び8Bは、目頭領域に明るい白い点として見られる管を示す異なる被験者の人間の顔の熱赤外線画像である。生理学的管は解剖学的変動及び民族的違いにもかかわらず、すべての個人に普遍的に存在する。ここでは猫(図9A)及び犬(図9B)によって図示されたが、図9A及び9Bは、明るい白い点で見られる管が動物にも等しく存在することを示す熱赤外線画像である。

## 【0160】

好ましい実施例は、脳温度管の位置を覆う皮膚に接触して直接的に受動センサーを位置決めするパッチのような支持構造物に収容された測定処理電子工学を持つ温度センサーを含む。付け加えると図10は管の末端の皮膚上に設置された受動センサー74を持つパッチ72から成る支持構造物を付けた人物100を示す好ましい実施例の斜視図である。人

10

20

30

40

50

物 100 は、アンテナ 78 を含むマットレス 76 上に横たわる。金属線 82 はアンテナ 78 から制御装置ユニット 84 へ伸びており、前記制御装置 84 は通信ライン 86 によって装置 88 と通信する。典型的な装置 88 はベッドサイド或いはナースステーションにおいて普通の言葉に直す装置及び表示装置を含む。制御装置 84 は、ケーブル 86 によって伝達するものを除いて、獲得した信号を無線で遠隔の場所へ伝えるための無線伝達手段を含むことも出来ることが理解される。この無線周波数感応の動力を与えられた遠隔測定工学システムは、エネルギーを移動するためにも又信号を獲得するためにも同じアンテナ 78 を使うことが出来る。

#### 【0161】

アンテナ 78 はマットレス、まくら、ベッドの枠等に取り外し可能な方法で或いは常置の方法で差し込むことが出来る。好ましい実施例は、マットレスに差し込まれ、かつ使用者に見えない、屈曲できる高分子によって被膜をかぶせられた薄く平らなアンテナを含む。

10

あるいはまた、例えばベッドのそばに置く小卓の上のように、アンテナは患者の周りのあらゆる場所に設置され得る。

#### 【0162】

アンテナ 78 と制御装置 84 は、受信器／呼掛器として働く。受信器／呼掛器アンテナ 78 は、無線周波数エネルギー (RF energy) がパッチ 72 内の小回路に放出するのを引き起こす。このエネルギーは、貯蔵され、温度測定工程において又はパッチ 72 からアンテナ 78 へデータ報告における使用時に変換される。一度十分なエネルギーが渡されると、小回路は測定し、そのデータを受信器／呼掛器アンテナ 78 へ伝達し、前記データは、制御装置 84 において処理され、さらにまた表示するため或いは更なる報告のため装置 88 へ伝達される。量子化された答えが得られ、ノイズが多い伝達信号が活性化する前に蓄積されるために、(エネルギーを測定する) センサーのデータの獲得において包含される切り換え要素が順々に行われる。それゆえそれらは同時に活性化しないので、該 2 つの本質的に両立しがたい工程は幸運にも共存する。

20

#### 【0163】

ノイズの存在下で伝達するための無線周波数のリンク能力は、受信器／呼掛器 78 に間違った情報の伝達及び表示を引き起こす、他の伝達或いはノイズとして、受信器／呼掛器 78 によってその伝達がいづも解釈されることが出来る確率を減らす一方で、本質的に伝達に余分を加える方法で伝達エネルギーのスペクトル容量を「拡散する」ことによって成し遂げられる。この無線伝達案は、とても少ない活性化された要素で実施されることが出来る。その調整は故意にスペクトルをはさんで伝達エネルギーを拡散し、それゆえノイズ免疫と、パッチ処理によってそれゆえとても低コストで結局作られることができるシステムとを与える。

30

#### 【0164】

パッチ 72 内のセンサー 74 を運転するためのエネルギーはアンテナ 78 から来るので、前記パッチ 72 内の小回路はとても小さく、極端に薄く出来る。パッチ 72 の大きさは、受信機として働く制御装置 84 内の無線周波数リンクの処理機能のすべてを配置する設計方法によって極端に小さな寸法へさらに極小化される。無線周波数通信プロトコル及びセンサー 74 の制御は、商業的に入手できるバッテリー或いは交流電流によって動力を供給される受信器／呼掛器制御装置 84 に属する。ゆえに無線周波数通信プロトコル及びセンサー 74 の制御は、制御装置 84 の M C U によって直接的にコントロールされる。パッチ 72 に内在する回路は、好ましくは完全に自己充足している。パッチ 72 内の感知システム 74 は、センサーを支持し、センサーからのデータを量子化し、無線周波数伝達のためにデータを暗号に書き直し、及びデータを伝達するために必要とされる回路、さらに動力制御回路及びデジタル状態の制御を含む好ましくはシリコン小回路である。センサー、支持する電気回路機構、無線周波数動力、及び通信機関はすべて、回路を大量に、とても低コストに作らせるマイクロチップ型に置かれている。この案は、好ましくは受動装置でも能動装置でも両者に使われる。

40

50

## 【 0 1 6 5 】

操作上の工程は、手動又は自動の2つの方式から成ることが出来る。手動方式においては、看護師のような操作者は該システムを活性化し、パッチ72内の小回路へ放射された無線周波数エネルギーは貯蔵され、温度測定工程時に、及びBTTの末端からアンテナ78へのデータを伝達する時に、使用するために変換される。一度十分なエネルギーが渡されると(1秒よりも少なく)、小回路は測定し、そのデータを例えば看護師詰所にある背後から照らされたLCDディスプレイに表示されるためにアンテナ78受信器と制御装置84へ伝達する。音声のピーという音がデータが受け取られ、見る準備が出来たことを合図するだろう。自動方式においては、工程は自動的に連続的に、あらかじめセットされた周波数における呼掛け信号と解読が特定された領域を外れたときに活性化される警告とによって行われる。3次元アンテナも又使用されることが出来、制御装置84はアンテナ78と感知手段74の間に連続的な正しい結合を保証するためにアンテナの3つの寸法を探すようにつくる。センサーは反射された無線周波数エネルギーを変調することが出来ることも理解されている。付け加えると、エネルギーは、その装置が温度測定を獲得するきっかけとなりそれからその装置は反射エネルギーを変調するだろう。この反射されたエネルギーと情報とは呼掛け器において受け取られ、上記のように表示されるだろう。

10

## 【 0 1 6 6 】

本発明は又、身体に受動センサーを差し込む工程と、マットレス、まくら、及びベッドの枠の少なくとも一つに差し込んだ装置から電磁気放射を起こさせる工程と、前記受動センサーから信号を発生する工程と、マットレス、まくら、及びベッドの枠の少なくとも一つに差し込んだ装置によって前記信号を受け取る工程と、及び前記信号に基づいた生物学的パラメーターの価値を決定する工程とから成る生物学的パラメーターのモニタリングのための方法を提供する。

20

## 【 0 1 6 7 】

電磁誘導結合を通じて外部から充電される超蓄電器及び外部発振器によって再充電されることが出来る電池を含む、例えば電磁結合のような様々な種類の外部動力源が使用されることが出来ることが理解される。感知システムは、超音波によって遠く離れて運転されることが出来ることも又理解されている。

## 【 0 1 6 8 】

図11は、管の末端の皮膚上に設置されたセンサー74、送信器71及びデジタル変換器及び制御装置73とを持つパッチ72から成る支持構造物とを付けた人物100をより精密詳細に示す他の好ましい実施例の斜視図である。人物100は、アンテナ78として働くネックレスとネックレス内の制御装置及び送信装置79として働くペンダントとを着けている。太陽電池及び/又は特殊化されたバッテリーが、装置79に動力を供給する。患者は、ホルター心電図と彼らの首の周りのひもに付けたカードとを運ぶことに慣れており、この実施例はこれらの現行に使用されるシステムと良く合うことが出来る。ネックレスの他に衣服及び電氣的装置を含む様々な品物が、受信器/呼掛け器として使用されることが出来ることが理解されており、この能力は容易に携帯電話、ノート型コンピューター、手で持てるコンピューター、インターネットに接続するためのインターネット装置等に組み入れられることが出来、そのため患者は彼/彼女の携帯電話或いはコンピューター手段を彼/彼女の脳温度をモニターするために使用できる。

30

40

## 【 0 1 6 9 】

図10及び図11に示された好ましい実施例は、好ましくはあらゆる外科手術のために、病院に収容されたあらゆる患者のために、患者を家で看護するために、救急車の中で、及び院内感染による死或いは傷害を防ぐために、熱或いは体温の乱高下の連続的モニタリングを提供出来る。院内感染は、病院に滞在している間にかかる感染である。院内感染は米国における4番目の死因であり、年10万人以上の患者を殺しており又主として熱或いは体温の乱高下の早期確認の欠如により起こる。本発明は、24時間自動の温度モニタリングにより時機を得た確認と感染の療法を提供する。もし体温に乱高下があれば、警報が活性化されることが出来る。これは時機を得た確認と感染の処置を可能にし、それゆえ死

50

或いは感染工程の処置においての遅れによって起こりうる敗血性のショックのような犠牲の大きな合併症を防ぐ。さらにまた前記好ましい実施例は、子供及び成人両者にとって眠っている間を含む家庭での連続熱モニタリング手段を提供する。

#### 【0170】

図12Aは、管の末端の皮膚上に設置された能動センサー102を含む指示線111を持つパッチ109から成る支持構造物を付けた人物100を示す好ましい実施例の正面透視図である。図12に示された好ましい実施例は、伝達手段104、処理手段106、A/D変換器107、及び曲げやすい回路110によって動力源108へ結合された感知手段102を提供する。例えば伝達モジュールは、無線周波数、音或いは光を含むことが出来る。図12Bは、パッチ109の右側内の伝達手段、処理手段及び感知手段を含む小電子パッケージ103と前記パッチ109の左側内の動力源108とにつながっている曲げやすい回路110と図12Aの支持構造物の曲げやすさを示す側面略図である。典型的な実施例が描かれるだろう。

10

#### 【0171】

温度測定のためのこの典型的な実施例に従ってBTTによって放射される熱エネルギーは、例えば感知した熱エネルギーに相当する信号を作り出す微小サーミスターのような温度センサー102によって感知される。信号はそれからデジタル情報に変換され、温度を決定するための平均的处理を用いて処理装置106によって処理される。脳温度測定のための典型的な音を基礎としたシステムは、温度センサー、入力連結回路、信号処理回路、出力連結回路及び出力表示回路を含む。目頭領域の皮膚表面上に配置されたパッチ109内の温度センサー102（例えばサーミスター）は、直流の電圧信号として明示される脳温度の変動に反応する。

20

#### 【0172】

入力連結回路を経て信号処理回路に連結されるこの信号は、例えば可聴周波数領域内で或いは少し上の領域内で作動する圧電システムである、マルチバイブレーター回路のような発振器の出力を変調するのに使われる。発振器は、信号処理回路の主要構成要素である。発振器の出力は、信号処理回路の2番目に主要な構成要素である増幅器に入力される。

#### 【0173】

信号処理回路の出力が、出力表示回路を運転するのに充分になるために増幅器は、発振器からの出力レベルをふやす。例えば音声スピーカー、目に見えるLEDディスプレイ或いは他の表示可能な実施例のような出力表示回路の性質によって、出力連結回路は信号処理回路からの信号を出力表示回路へそろえるために利用される。デジタル入力信号を要求する出力表示回路のために、出力連結回路はアナログをデジタルへ(A/D)変換する回路を含むかもしれない。直流動力供給回路は、信号処理モジュール内の残っている主要構成要素である。直流動力供給は、信号処理回路内の発振器及び増幅器の運転を援助するのに必要とされる。直流動力供給の実施例は、超微小直流バッテリー、軽くて鋭敏な直流動力源或いはその2つのいくつかの組み合わせを含むことが出来る。小変換器、信号処理電子工学、送信器及び動力源は、特別に適用した集積回路として、或いは単独の或いはMEMS（小電気機械システム）技術によって結合された混成回路として好ましくは組み立てられることが出来る。

30

40

#### 【0174】

サーミスターの電圧は、サーミスター電圧をBTT位置における摂氏或いは華氏の度で測定された患者の体温に相当するデジタル信号へと処理するようにあらかじめプログラムされたマイクロコントローラユニット換言すれば単一チップのマイクロプロセッサへ入力される。異なるプログラミングや設計が使われることが出来ることは理解されている。例えば、センサー電圧は、温度の値へと変換され、それから温度の値例えば98.6°Fのようにスクリーン上に表示されるためにマイクロコントローラに直接的に供給されることが出来る。反対にマイクロコントローラへ入力される前にアナログデジタル変換器(ADC)を通じて、電圧は処理されることが出来る。

#### 【0175】

50

マイクロコントローラの出力は、追加された信号の条件付けの後、圧電可聴周波数（超音波）送信器のために運転手として仕える。圧電送信器は無線で、ソフトウェアによって理解されることが出来るデジタルパルスで、マイクロフォン、低域音声フィルター、増幅器、マイクロコントローラユニット、局所的な温度ディスプレイ及びあらかじめ選択された温度レベルの警報機構から構成される、タイマー付きラジオの大きさの受信器モジュールへ送る。信号処理ソフトウェアは、受信器のマイクロコントローラユニット内へあらかじめプログラムされている。本発明はノイズの存在下で無線周波数伝達のための手段を提供するが、マイクロフォンを受信ユニットとして使用するこの特別な実施例は、病院内設置において普通存在する他のたくさんの無線周波数装置との無線周波数干渉がまったくないので、病院内設置において付加的な強みを提供するかもしれない。マイクロコントローラユニットは、モニターされる各患者のための温度ディスプレイを動かす。各々の送信器はそれぞれ独自のIDを付けられている。それゆえ一つの受信モジュールは、種々の患者のために使われることが出来る。マイクロフォンとして適用できる時計、携帯電話等も又受信モジュールとして働くことが出来る。

10

20

30

40

50

#### 【0176】

他の実施例において、マイクロコントローラの出力は圧電ブザーを動かすことに使われる。マイクロコントローラの出力は、健康を脅かす状況を使用者に警告するために圧電ブザーを動かす。この設計においてマイクロコントローラの出力は、マイクロコントローラからのデジタルデータ信号をブザーを動かすのに使われる同等のアナログ信号へ変換するデジタルアナログ変換器（DAC）へ供給されるかもしれない。

#### 【0177】

更に他の実施例において、（DAC）からの出力は、例えば熱射病の危険がある運動選手のような使用者にふさわしい音声警告を出力するようにプログラムされた言語統合チップを動かすのに使われる。摂氏39以上の温度が感知された場合、メッセージは「あなたの身体の温度は高いです。陰を探しなさい。冷たい飲み物を飲みなさい。休みなさい。」かもしれない。温度が摂氏36以下の場合、メッセージは「あなたの身体の温度は低いです。寒さからの避難所を探しなさい。暖かい飲み物を飲みなさい。ウォーミングアップしなさい。」かもしれない。

#### 【0178】

他の実施例において、出力は、ふさわしい光信号を出力するようにプログラムされた光送信器を動かすのに使われる。送信機は、温度がある一定レベルに達したときに活性化される赤外線光から成る。光の信号は、警告を発する遠隔ユニットを活性化する遠隔制御ユニットとしても働くだろう。この実施例は例えば、子供が就寝中で体温の乱高下がある時、夜の間に両親に警告することが出来る。

#### 【0179】

局所的報告のためのプラットフォームの典型的な実施例は、BTT位置の皮膚上に配置されたセンサー102を含む、例えばパッチ100のような布製の或いはプラスチックのホルダーに機械的に収容された3つの電気モジュールから成る。モジュールは、バッテリーを付け加えた、温度センサーモジュール、マイクロコントローラモジュール及び出力表示モジュールである。電氣的インタフェースは、装置全体にとって正しく機能を果たすためにそれぞれのモジュールの間に使われる。このシステムの形状は、自己接着パッドによってBTT領域にくっついている例えばパッチ100のような細長い布から成る。マイクロコントローラに結合しているサーミスターは、可聴周波数圧電送信器或いはLEDを動かす。システムは、受信機なしの温度の局所的報告を提供する。音声の調子或いは光は、ある閾値に達した時、使用者に警告するだろう。音の調子は、チャイムとして或いは人間の声の再生として働くことが出来る。

#### 【0180】

遠隔への報告のための他の典型的な実施例は、センサーモジュール、マイクロコントローラモジュール、出力送信器モジュール及び受信/モニターモジュールの4つの電氣的モジュールから成る。機械的観点から最初の3つのモジュールは実質的には最初の実施例と

同一である。電氣的には温度センサーとマイクロプロセッサモジュールは先の実施例と同一である。この実施例において出力送信器モジュールは、先の局所出力表示モジュールに取って代わる。出力送信器モジュールは、マイクロプロセッサモジュールによって決定された温度結果を無線で遠く離れて位置する受信/モニターモジュールへ送信するように設計されている。電氣的インタフェースは、正しい機能のために各モジュールの間に使用される。この装置は病院内の或いは家庭に設置した患者によって利用されることが出来る。受信/モニターモジュールによって提供されるアクセスデータによって連続的な基礎体温のレベルが得られることが出来る。

#### 【0181】

様々の温度感知構成要素は、温度センサーとして使用されることが出来る、それはサーミスター、熱電対、或いはRTD（温度抵抗検出器）、白金線、表面に取り付けられたセンサー、半導体、表面温度を測定する熱電氣的システム、蛍光を発する光学繊維、バイメタル装置、液体膨張装置、及び状態変化装置、熱流量センサー、結晶温度測定、及び液晶マイラーシートを含む可逆的温度表示器を含む。2つの好ましい温度センサーは、日本のSEMITECから入手可能なサーミスター型ET-503及び104JTである。

10

#### 【0182】

図13は、送信器120を受信機130につないでいる本発明の一つの好ましい実施例の略ブロック図を示す。送信器120は、好ましくはマイクロコントローラ(MCU)114、無線周波数送信器(RF)116及びA/D変換器118、さらに動力源122、増幅器(A)124、センサー126、及びアンテナ128を組み入れた、好ましくはチップの中にはめ込まれた、チップ112を含む。典型的なチップは、(1)rfPIC12F675F（米国アリゾナ州Microchip社から入手可能）これはMCU+ADC+433Mhz送信器である、(2)CC1010、ノルウェイのChipcon社から入手可能、を含む。

20

#### 【0183】

受信器130は、好ましくは、チップRFトランシーバー132（例えばChipcon社から入手可能なCC1000）、マイクロコントローラユニット(MCU)134、増幅器及び濾波器ユニット(A/F)136、ディスプレイ138、時計140、キーパッド142、LED144、スピーカー146さらに動力源150及び入出力ユニット(I/O)148及び結合したモデム152、光学トランシーバー154、及び通信口156を含む。

30

#### 【0184】

様々な手段が、好ましく記載した商業的に入手可能なRF送信器チップの他にも送信設計に用いられることが出来る。一つの単純な送信器手段は、ベッド脇の受信器へ温度記録を記録に相当する周波数として送信する916.48MHzバンド内の単一チャンネル送信器装置を含む。サーミスターの抵抗はRF送信器に入力されたデータを送る発振器の周波数に制御される。もしも使用率が1%よりも低い場合、318MHzバンドが用いられることが出来る。周波数よりもむしろ周期測定技術が用いられることが出来る。そのモデルは、情報輸送として単純な無線周波数キャリアと、そのキャリアをその電気特性を温度機能へ変えることができるエネルギー変換装置（例えばサーミスター）から得た脳温度情報に変調することを用いる。そのキャリアの周波数だけでなく振幅も温度情報によって変調され、そのためその周波数に波長を合わせた受信器は、キャリアの変化を復調することが出来る、ゆっくり動く温度データを回復出来る。

40

#### 【0185】

支持構造物内のセンサーからの信号を送信するのに適した他の送信技術が、チャープ装置である。これは、活性化された時ISMバンド（産業科学医療用バンド）内のより低い周波数で始まり、最高周波数に達するまでなめらかに周波数を増加するように送信器はキャリアを出力することを意味する。脳温度情報はチャープ周波数の変化率を限定するのに用いられる。受信器は、2つ又はそれ以上の特別な周波数を探することによってとても正確にチャープ入力を測定するように設計されている。最初の周波数が検知された時、時計は

50

、2番目の周波数が受信されるまでの経過時間を測定する。それゆえ、3番目、4番目等の周波数は、ノイズの排除を手伝うために加算されることが出来た。事実上すべての直接的逐次スペクトラム拡散送信器及び周波数ホッピング送信器は、ISMバンドのそれらの部分を通じて無秩序に拡散されるので、実際にちょうど正しい時間に「正しい」周波数順序を生み出すそれらの見込みは、とてもありそうにない。

#### 【0186】

いったん受信器が目標周波数の間のタイミングを測定したら、その時間が脳温度を表す値である。期待された2番目、3番目或いは4番目の周波数が、受信器によって「知られた」時間窓のうちに受信されなかったら、受信器は、最初の入力をノイズとして排除する。これは、一方でISMバンドの他の使用者からの期待されたノイズと違って、10 方法で情報を暗号に書き直しなが、情報を送信するのに広いスペクトルを用いることによりスペクトラム拡散システムを提供する。チャープ送信器は低コストで築くのが容易であり、脳温度変換器は周波数の変化率をコントロールする能動要素の一つである。

#### 【0187】

局所報告にとって他の好ましい実施例は、センサー、演算増幅器(National Semiconductor社から入手可能なLM358)及びLEDさらに動力源を含む。演算増幅器(Op Amp)は、MCU及び圧電要素によって代用されるLEDとによって代用されることが出来ることは理解されている。

#### 【0188】

図14は、センサー158及びユニット162を制御及び/又は調整するMCU164 20 とを持つ支持構造物160を示す略線図である。MCU164とユニット162の間の通信は、金属線168或いは無線166によって成し遂げられる。例として、しかしこれに限定されないが、典型的なユニット162は、車内の気候コントロールユニット、サーモスタット、車のシート、家具、運動機械、衣服、履き物、医療装置、薬のポンプ等を含む。例えば、MCU164は、運動機械内の受信ユニット162へ温度レベルを送信するようにプログラムされる。運動機械ユニット162内のMCUは、MCU164によって生み出された信号に従って、速度或いは他の設定を調節するようにプログラムされる。

#### 【0189】

好ましい実施例は、BTT位置上の支持構造物によって感知装置の正確な位置決めをもたらす。支持構造物は、いつでもセンサーの正しい配置を保証するBTT領域の解剖学的 30 目標物にあわせるように設計される。目の角は、普遍的解剖学的目標物、換言するとそれはすべての人類において同じ位置に存在する、と考えられる。本発明によって証明したようにBTT領域も又、普遍的解剖学的目標である。BTT位置への一貫した配置を容易にするために、図15Aから15E内に示されるように支持構造物内の指示物(indicator)が使われることが出来る。

#### 【0190】

図15Aは、支持構造物172の外側表面上に配置される指標線170を示す。指標線 170は、目の内角174と一列に並べられる。センサー176は、指標線170の上部 40 に及び支持構造物172の外側縁上に位置しており、そのため一度支持構造物172の指標線170が目の内角174と一列に並べられると、センサー176は管の主な入口点に配置される。それゆえ支持構造物172はセンサー176が常にBTT領域をカバーするような方法で正確に堅実に適用される。

#### 【0191】

図15Bは、目の内角174と一列に並べられた同じ指標線170を持ち、それゆえデザインが異なっているにもかかわらず、BTT位置にセンサー176を堅実に配置することが可能であるパッチ172の異なるデザインを示す。

#### 【0192】

図15Cは、目の内角174と一列に並べられたセンサー176を示す他の好ましい実施例である。それゆえこの実施例において指標線は要求されず、センサー176はそれ自身が位置決めを導く。

## 【0193】

図15Dにおいてパッチ172内のMCU175及び電池177は、センサー176が正確にBT位置に位置決めされる一方、BT位置の外側に配置される。BT領域内の正しく配置することをもたらし、外部の印、葉のような部分、支持構造物内の切れ目、目の内角と一列に並べられた異なる形などを含む支持構造物上のあらゆるタイプの指示物(indicator)が使われることが出来ることが理解されている。

## 【0194】

図15Eは、目の内角174と一列に並べられ、マイクロチップコントローラ175が目頭領域の上方方面に位置される一方で、目頭領域の下方方面に配置されたセンサー176の上部縁176aを示す他の好ましい実施例である。支持構造物172は、支持構造物172上の小さな凹所からなる幾何学的形状の指示物179を持つ。バンドエイドのように支持構造物として働く細長い切れはセンサー及びハードウェアと反対に位置し、バラバラに引きちぎられる側を持つことが出来ることが理解される。センサー側は、最初に皮膚に貼り付けられ、あらゆる余分な細長い切れは、容易に引きちぎられることができる。2つのサイズ、大人と子供、がすべての可能性のある使用者をカバーする。

10

## 【0195】

パッチとして働く支持構造物の材料は、柔らかであることが出来、例えばポリエチレンに見られるような絶縁特性を持つ。多層の適用により、パッチの構造は外部側から皮膚側へ以下の物を含むことが出来る、シンサレート層、2重の発泡体接着剤(ポリエチレン)、センサー(サーミスター)、及びマイラーシート。センサー表面は、順に発泡体の接着側によって取り巻かれたマイラーシートによって覆われることが出来る。例えばポリウレタン発泡体( $K = 0.02 \text{ W/m} \cdot \text{C}$ )のような高い熱抵抗と低い熱導電率を持つあらゆる柔らかい薄い材料が、センサーと外部との界面として好ましく使用されることが出来る。あらゆる支持構造物は、好ましい絶縁材料を組み込むことが出来る。

20

## 【0196】

パッチの好ましい動力源は、本発明によって明らかにされたように通常の熱電気を含む。付け加えると、電極としてフルオロフェニルチオフェンのようなプラスチックとの組み合わせを用いる標準的軽量の薄いプラスチックバッテリーが使用されることが出来る、又そのバッテリーはBT位置の解剖学的機構とよりよく適合するのを可能にするほど柔軟である。他の典型的な適した動力源は、約300ミクロンの薄さの半固体プラスチック電解質から成る軽量の超薄固体状態のリチウムバッテリーを含む。

30

## 【0197】

そのシステムは2つの様相を持つことが出来、室温においてシステムは不活発であり、身体の温度においてシステムは活性化される。システムは、皮膚抵抗を用いる回路を作ることによるオン/オフスイッチを持つことも出来、そのためセンサーが皮膚の上に置かれた場合のみシステムは活性化される。パッチは又、回路(パッド)を開く伝導性の裏張りを引きはがすとシステムがつくような埋め込まれたスイッチを持つことも出来る。付け加えると、身体から離されると、パッチは磁石を含んだ容器内に置かれることが出来る。前記パッチが容器内にある時、容器内の磁石はオフスイッチとして働き、送信は終結する。

## 【0198】

図16Aから図16Cは、パッチとして組み入れた支持構造物180を付けた人物100を示す一つの好ましい実施例の斜視図である。図16Aにおいて示した好ましい実施例において、支持構造物180は、LED184、電池186及びセンサー182を含む。センサー182は、目の内角25に接する目頭領域の上方向にある主な入口点に配置される。LED184は本発明の原理に従って又は信号がある閾値に達すると活性化される。図16Bは、目の角25と一列に並び、支持構造物180の上方縁181を持つ、管の主な入口点の概略領域に配置されたセンサー182を持つ支持構造物180を付けた人物100を示す他の好ましい実施例である。支持構造物180は、ほぼ領域189の上によりかかる延長部分を含み、無線送信のための送信手段183、処理手段185及び動力源187を収容する。図16Cは、金属線192、好ましくは柔軟な回路、によってつながれ

40

50

た支持構造物 180b と収容構造物 180c とから成る 2 部品の構造物 180a を付けた人物 100 を示す一つの典型的な好ましい実施例である。支持構造物 180b は、BTT 位置に配置されたセンサー 182 を含む。額 21 上の接着の細長いきれから成ることができる収容構造物 180c は、例えば携帯電話のようなユニット 194 へ信号を送信するために、処理装置 183a、送信手段 183b 及び動力源 187 を収容する。

#### 【0199】

図 17 は、クリップ 196 によって鼻 191 に保持されたセンサー 182 を持つ支持構造物 180 を示す他の好ましい実施例の斜視図である。支持構造物 180 は、額 193 に向かって上方へ延長する。支持構造物 180 のハウジング 195 は、クリップ 196 のような圧力付着手段を含む。額上のハウジング 197 は、送信手段及び動力源を含む。クリップ 196 は、支持構造物 180 とセンサー 182 とを安定した位置にしっかり留めるためにおだやかな圧力を適用するパネを基にした構造 196a を用いる。ハウジング 197 は又、LCD ディスプレイ 19 を持つことが出来る。LCD 19 は、使用者によって鏡の中で見られる逆にされた画像を持つことが出来、さらに LCD 19 は使用者が表示された数字の値を簡単に見られるような正しい配置を可能にするちょうつがいを持つ或いは折りたたみ可能であることが出来る。

10

#### 【0200】

図 18 は、管の末端の皮膚上に設置されたセンサー 182 を持つパッチから成り、金属線 199 で解読及び表示するユニット 200 に結合された支持構造物 180 を付けた人物 100 を示す他の好ましい実施例の斜視図である。指示構造物 180 は、目の内角 174 と一列に並ぶ目で見ることが出来る指示物 170 を持つ。金属線 199 は、最初の 20cm 以内に接着テープ 201 を含み、金属線 199 に結合した最も好ましい接着テープは、センサー 182 から金属線の最初の 10cm の中である。

20

#### 【0201】

図 19A1 から 19D は、好ましい形状と寸法の支持構造物 180 と感知手段 182 の略線図である。センサーと支持構造物の特別な形状及び寸法が本発明の光学的機能のために必要である。支持構造物 180 の寸法及びデザインが、機能を最適化するために及び管の異なる部分の形及び寸法に従って作られる。

#### 【0202】

図 19A1 は、パッチとして働く支持構造物 180 を示す。パッチ 180 は、センサー 182 を含む。パッチ 180 は、他のハードウェアを含んでもよく、或いは単独にセンサー 182 を含んでもよい。典型的なセンサー 182 は、平面サーミスター或いは表面埋め込みサーミスターである。「Z」で示された、パッチの好ましい最長の寸法は、12mm に等しいかより小さく、好ましくは 8mm に等しいかより小さく、最も好ましくは 5mm に等しいかより小さい。センサー 182 の外側縁からパッチ 180 の外側縁までの最も短い距離は、「x」で示される。「x」は、11mm と等しいかより小さく、好ましくは 6mm に等しいかより小さく、最も好ましくは 2.5mm に等しいかより小さい。図解する目的のため、センサー 182 は等しくない辺を持ち、距離「y」はセンサーの外側縁からパッチ 180 の外側縁までの最も長い距離に相当する。等しくない辺を持つにもかかわらず、最も短い距離「x」が好ましい実施例のための決定因子である。センサー 182 のすべての表面は接着剤によって覆われることが出来、それゆえセンサーと支持構造物の外側縁との間の距離がないことは理解される。

30

40

#### 【0203】

このための典型的な実施例は、BTT 位置において皮膚接触している表面がマイラーで作られているセンサーを含む。マイラー表面、それはセンサーそれ自身から成るが、皮膚に接する表面に接着剤を持つことが出来る。

#### 【0204】

図 19A2 で示されたように、センサー 182 は皮膚 11 にしっかりとくっつけられるためにその表面に接着剤を持つ。センサーは、それで発明の原理に従って BTT 位置に適用されることが出来る。2.5mm に等しいかそれより小さい好ましい距離「x」は、管の

50

主な入口位置におけるセンサー 182 の正確なピンポイントの位置決めを可能にし、それゆえ最も最適な信号獲得を可能にし、またそれは例えば外科的処置をモニタリングする間のような最も大きな測定精度を要求される応用に用いられるべきである。パッチは好ましい寸法を描写するために支持構造物として用いられたが、同じ寸法が、発明の原理に従ってクリップ、目頭当て、頭に取り付ける装置等を含むあらゆる支持構造物に適用されることが出来ることが理解される。

#### 【0205】

図 19B は、平面センサー 182 を持つ丸いパッチ 180 の典型的な実施例の一つである。好ましい寸法「x」及び「z」は図 19A1 と同じように適用する。図 19C は、ビーズタイプセンサー 182 を持つパッチ 180 の典型的な実施例の一つである。好ましい寸法「x」及び「z」は図 19A1 と同じように適用する。図 19D は、センサーチップ 15 を持つ支持構造物 180 の典型的な実施例の一つである。センサーチップ 15 は、例えば応用特化集積回路 (ASIC) のようにチップの一部として集積されたセンサーから成る。例えばセンサーチップ 15 はセンサー 15a、処理器 15b 及び送信器 15c を含む。好ましい寸法「x」は図 19A1 と同じように適用する。例えば動力源 27 のような他のハードウェアが、寸法「x」が保たれていさえすれば、性能に影響しない「d」として示した長い寸法を持つことが出来る支持構造物 180 内に収容されてもよい。

10

#### 【0206】

支持構造物及びセンサーは、管の形と寸法に合うように応用され、接触測定においても非接触測定においても、その中においてセンサーは BTT 位置の皮膚には接触しない。

20

#### 【0207】

図 20A から図 20C は、本発明に従ったあらゆる支持構造物の好ましい寸法「x」を示す。支持構造物外側縁 180a からセンサーの外側縁 182a までの距離は、図 20A に示されるように 11mm である。好ましくは、支持構造物外側縁 180a からセンサーの外側縁 182a までの距離は、図 20B に示されるように 6mm である。最も好ましくは、支持構造物外側縁 180a からセンサーの外側縁 182a までの距離は、図 20C に示されるように 2.5mm である。

#### 【0208】

目の内角 184 に関してセンサー 182 の好ましい位置が図 21A 及び図 21B に示される。支持構造物 180 は、センサー 182 を内角 184 と一列に並んで配置する (図 21B)。好ましくは、図 21A に示されるように支持構造物 180 は、センサー 182 を内角 184 の上部に配置する。

30

#### 【0209】

パッチ及びクリップとして組み込まれた支持構造物の好ましい実施例は、好ましくは病院内の設置において及び健康管理分野において、熱或いは体温の乱高下を連続的にモニタリングすることを含み、使用される。目頭当て或いは頭に取り付ける装置として組み込まれる支持構造物は、娯楽のスポーツマン、プロの運動選手、軍人、消防士、建設作業員、呼び他の肉体的に厳しい職業の高体温、体温下降、及び水和状態のモニタリングのために、作業安全のために、及び日光による熱的損傷によるしわ形成を防ぐために好ましい。

#### 【0210】

40

図 22A から図 22C は、眼鏡 206 の目頭当て 204 として組み込まれた支持構造物を付けた人物 100 を示す好ましい実施例の斜視図である。図 22A に示された好ましい実施例において、目頭当て 204 は、センサー 202 を含む。結合アーム 208 は、目頭当て 204 を、通常の鼻当て 212 に隣接して眼鏡枠 206 に結合する。センサー 202 は、目の内角 210 に隣接した目頭領域の上方向に配置される。

#### 【0211】

図 22B は、LED 228, 230 を含む特別に組み立てられた眼鏡枠 216 のなかへ統合されたセンサー 202 を持つ目頭当て 204 として組み込まれた支持構造物を付けた人物 100 を示す典型的な好ましい実施例の一つである。左レンズ縁 222 と右レンズ縁 224 とを結合する結合部品 220 が、組み立てられ、レンズ縁 222、224 に関して

50

通例の眼鏡構造よりも高い位置に配置される。結合部品 220 のより高い位置及び枠 216 の特別な構造のために。左レンズ縁 222 の上方縁 222a は、眉 226 の少し上方に配置される。この構造は、LED 228、230 が視覚軸と一列に並ぶ一方、目頭当て 204 が BTT 位置に配置されることを可能にする。目頭当て 204 のアーム 232 は、曲げやすく出来、また BTT 位置の皮膚上のセンサー 202 を正しい位置に調整でき、及び測定が要求されないとき BTT 位置から取り去るように調整できる。LED 228 は、緑で、LED 230 は赤であり、そして前記 LED 228、230 は信号がある閾値に達するとき活性化される。

#### 【0212】

図 22C はセンサー 202 を持つ目頭当て 204 として組み込まれた支持構造物を付けた人物 100 を示す典型的な好ましい実施例の一つである。センサー 202 からの信号は眼鏡のつる 236 に収容された送信器 234 から無線で送信される。受信ユニット 238 は処理及び表示するために、送信器 234 からの信号を受信する。典型的な受信ユニット 238 は時計、携帯電話、ポケベル、手持ちコンピュータ等を含む。

10

#### 【0213】

図 23A から図 23B は、眼鏡 244 の修正された鼻当て 242 として組み込まれた支持構造物を示す二者択一の実施例の斜視図である。図 23A は、それらすべてが電氣的に結合されている、センサー 240 及びプロセッサ 241 を持つ修正された鼻当て 242、つる 250 によって支持される汗センサー 246 及び動力源 248、及びつる 254 によって支持される送信器 252 を含む眼鏡 244 を示す斜視図である。修正された鼻当て 242 は、管の末端の一番上にセンサー 240 を配置する上方に角のような延長部分 243 を持つ特大の鼻当てから成る。

20

#### 【0214】

図 23B は、センサー 240 を持つ特大の修正された鼻当て 258、つる 262 によって支持された汗センサー 260 及びつる 266 によって支持される送信器 264 を含む眼鏡 256 を示す斜視図である。修飾された特大の鼻当て 258 は、本発明の寸法及び原理に従って、長さが好ましくは上方方面 258a において 12mm かそれ以上あり、その外側縁にセンサー 240 を含む。

#### 【0215】

図 24 に示される本発明の他の好ましい実施例は、皮膚上の管の位置にセンサー 262、264 を配置するように適合された目頭当て 260 を支持するゴーグル 268 を提供する。示されたように、ゴーグル 268 は又、送信手段 261、動力源 263、例えば LED のような局所報告手段 265 及び遠隔報告のためのアンテナ 267 を支持する。アンテナ 267 は、好ましくはゴーグル 268 のレンズ縁 269 の一部として統合される。

30

#### 【0216】

図 25 において示されるように、目頭当て 272 内のセンサー 270 によって作り出される信号に関する付加手段は、動力スイッチ 274、モード選択器を表示するセットスイッチ 276、信号の無線送信のための送信器 278、スピーカー 282、圧電装置 283、入力手段 284 及び処理手段 286 を含む。手段 274、276、278、282、284 及び 286 は、好ましくは眼鏡 280 の枠のあらゆる部分によって支持される。信号の有線送信のための金属線に加えて、色々な手段、スイッチ、及びデータ、時間、及び他の多数の機能スイッチの保管を許す制御手段が、装置の中に組み込まれることが出来ることが理解される。

40

#### 【0217】

図 26A は、眼鏡 292 の目頭当て 290、289 によって支持されるセンサー 299、300 を示しかつ、レンズ縁 297 及びディスプレイ 298 さらに前記眼鏡 292 のつる 295 及びレンズ縁 293 の中に配置され、ディスプレイ手段 296 に結合された送信器 288、汗センサー 294 及び金属線 296 を含む一つの好ましい実施例の背面斜視図である。

#### 【0218】

50

図 2 6 B は、眼鏡 2 9 2 のつる 2 9 5 及びレンズ縁 2 9 3 の中に配置され、ディスプレイ手段に結合された汗センサー 2 9 4、送信器 2 8 8 及び金属線 2 9 6 を含む眼鏡 2 9 2 の正面透視図である。この実施例の中では、汗センサー 2 9 4 は、左側ディスプレイ 2 9 6 上に表示される汗の中の物質濃度（例えば 9 m m o l / L のナトリウム）を示す信号を作り出し、目頭当て 2 9 0 によって支持されるセンサー 3 0 0 は、右側ディスプレイ 2 9 8 上に表示される例えば 9 8 ° F の脳温度を示す信号を作り出す。化学成分を測定する時にセンサーへの液体通過を最適化するために、汗センサーは多孔性或いは微多孔性であることが出来る。

#### 【 0 2 1 9 】

正しく焦点を合わせるために、様々なディスプレイ手段及び結合したレンズは液晶ディスプレイ、LED、光学繊維、マイクロプロジェクション、プラズマ手段等を含んで使用されることが出来る。ディスプレイ手段はレンズ或いはレンズの不可欠な部分に直接取り付けられることが出来ることが理解される。ディスプレイ手段は、レンズ縁内の或いはレンズ縁の外側に含まれる分離した部分を含むことが出来ることも又理解される。さらに又 2 つのレンズ及びレンズ縁 2 9 3、2 9 7 内に保持されるディスプレイ 2 9 6、2 9 8 は、レンズの縁 2 9 3、2 9 7 を使用してもしなくても、眼鏡 2 9 2 の枠に直接的に取り付けられることが出来る単一のユニットに置き換えられることが出来る。

#### 【 0 2 2 0 】

図 2 7 は、3 部品の支持構造物 3 0 4 を示し、また好ましくは交換できる結合部品として適応させる目頭当ての結合部品 3 0 3 を提供する他の好ましい実施例の斜視図である。この実施例は 3 部品から成る。部品 3 0 1 は左レンズ縁 3 0 1 a 及び左のつる 3 0 1 b から成る。部品 3 0 2 は右レンズ縁 3 0 2 a 及び右のつる 3 0 2 b から成る。目頭部品コネクターと呼ばれる部品 3 0 3 は、眼鏡の結合ブリッジ 3 0 3 a と眼鏡のパッド構造物 3 0 3 b とから成る。B T T 位置にセンサー 3 0 8 を配置するために、パッド部品 3 0 3 は目頭当て 3 0 6 を提供するように特別に適応させられる。この実施例に関して、使用者は、コネクター 3 0 3 は感知能力を持たずそれゆえより低コストである本発明に従った 3 部品眼鏡を買うことが出来る。しかしながら 3 部品眼鏡 3 0 4 は、非感知コネクター 3 0 3 を感知能力を持ったコネクター 3 0 3 によって置き換える融通性を提供する。図 2 7 に示されるように目頭当て 3 0 6 とセンサー 3 0 8 とを持つコネクター 3 0 3 は、無線周波数送信器 3 1 0 及び電池 3 1 2 も又含む。それゆえコネクター 3 0 3 は、信号の感知、送信及び報告のための手段を含むすべての必要なハードウェアを提供する。圧力手段、滑り手段、ピンなどを含むその技術において知られているあらゆる取り付け手段が使用されることが出来る。

#### 【 0 2 2 1 】

図 2 8 A で示される他の好ましい実施例は、センサー 3 1 6 を支持する取り外し可能な目頭部品 3 1 4 を提供する。示されるように眼鏡 3 1 8 の結合ブリッジ 3 2 0 は、はずすことが出来る方法で目頭部品 3 1 4 を取り付けられる。眼鏡 3 1 8 はさらに、正面部分 3 1 1 によって支持される汗センサー 3 2 2、3 2 4 とつる 3 1 3 によって支持される送信手段 3 2 6 とを含む。眼鏡 3 1 8 の正面部分 3 1 1 は、正面眉部分を規定し、着用者の額を横切ってのび、汗センサー 3 2 2、3 2 4 を含む。汗の液体はセンサー 3 2 2、3 2 4 内の膜を通り抜け、汗の液体の中に見いだされるアナライトの量に比例する電流の発生を伴って、電極に到達する。

#### 【 0 2 2 2 】

図 2 8 B は、例えば左アーム 3 2 8 内の緑 LED 及び赤 LED のような視覚の報告手段 3 2 3、3 2 5 と管の末端に配置されるように適応させられたセンサー 3 1 6 及び目頭部品 3 1 4 の右アーム 3 2 9 と左アーム 3 2 8 とを電氣的に結合する金属線 3 2 6 とを示す取り外し可能な目頭部品 3 1 4 の背面斜視図である。図 2 8 C は、右アーム 3 2 9 内の動力源 3 3 0、送信器 3 3 2 及びセンサー 3 1 6、及び目頭部品 3 1 4 の右アーム 3 2 9 と左アーム 3 2 8 とを電氣的に結合するための金属線 3 2 6 とを示す取り外し可能な目頭部品 3 1 4 の正面透視図である。目頭部品 3 1 4 は、図 2 8 A の眼鏡 3 1 8 の結合ブリッジ

3 2 0 と適切に適合するために目頭部品 3 1 4 と同じ大きさと寸法を持つ、非感知の通常の鼻当てによって置き換えられることが出来る。取り外し可能な目頭部品は、L E D の他にも、数字の値を表示するためのはめ込みの L C D ディスプレイ及び / 又は R F 送信器を持つことが出来る。それゆえ取り外し可能な目頭部品は、単一の感知及び報告ユニットとして統合された一つの或いは複数の報告手段を持つことが出来る。

#### 【 0 2 2 3 】

図 2 9 は、眼鏡のクリップ - オン 3 4 0 として組み込まれ、また例えばホック或いは磁石のような取り付け手段 3 3 8、送信手段 3 4 2、処理手段 3 4 4、動力源 3 4 6、B T T 位置への正確な位置決めのための 3 軸の回転可能な構造物 3 4 9 に搭載された目頭当て 3 4 8 及びセンサー 3 5 0 を含む支持構造物の一つの好ましい実施例の背面斜視図である

10

#### 【 0 2 2 4 】

感知目頭当ては好ましくは、眼鏡内に搭載された例えばみぞやピンなどのような特別な結合或いは取り付け手段の存在から独立して、例えば眼鏡のような取り付け構造物へ結合されることが出来る。この実施例は、取り付け構造物のあらゆるタイプ或いは銘柄において感知目頭当ての普遍的な使用のための手段を提供する。図 3 0 は例えば眼鏡或いは他の支持構造物のような取り付け構造物へパッド 3 5 2 をしっかりと固定するために接着剤の裏打ち 3 5 4 を含む目頭当て 3 5 2 の正面斜視図を示す。接着剤表面 3 5 4 は、例えば眼鏡の従来の鼻当てに相当する領域のような、眼鏡を目頭当て 3 5 2 にくっつけることを可能にする眼鏡領域に合うように適応させられる。目頭当て 3 5 2 は、完全に独立したユニットとして働き、センサー 3 5 6、動力源 3 5 8 及び電氣的に金属線 3 6 1、3 6 2 によって結合された報告手段 3 6 0 を含む。報告手段 3 6 0 は、視覚手段 (例えば L E D)、音声手段 (例えば、圧電気、声のチップ或いはスピーカー) を持つ局所報告と無線送信による遠隔報告とを含む。

20

#### 【 0 2 2 5 】

図 3 1 A は、特殊化された目頭当てを固定するために通常の鼻当て 3 6 6、3 7 6 に孔 3 6 4、3 6 5 を持つ眼鏡 3 8 0 として組み込まれた支持構造物の他の一つの代わりの実施例の平面透視図である。眼鏡 3 8 0 は、金属線 3 6 8 が右つる 3 6 9 内部に収容された送信器 3 7 0 を鼻当て 3 6 6 に結合させる状態で、眼鏡 3 8 0 の枠の右レンズ縁 3 7 1 内に配置された金属線 3 6 8 を含む。眼鏡 3 8 0 はさらに、金属線 3 6 3 が左のつる 3 7 4 の上面に据え付けた送信器 3 7 2 を鼻当て 3 7 6 に結合させる状態で、左レンズ縁 3 6 5 の上面に据え付けられた金属線 3 6 3 を含む。図 3 1 B は、通常の鼻当て 3 7 6 内に孔 3 6 5 を持つ支持構造物 3 8 0 の一部の拡大透視図である。図 3 1 C は、孔 3 6 4 を持つ通常の鼻当て 3 6 6 の側面透視図である。図 3 1 D は、通常の鼻当て 3 6 6 の孔 3 6 4 に固定された目頭部品 3 8 2 の側面透視図である。

30

#### 【 0 2 2 6 】

図 3 2 A は、眼鏡 3 9 4 の通常の鼻当て 3 9 2 の上面に固定された目頭キャップ (media l canthal caps) 3 9 0 から成る支持構造物を付けた人物 1 0 0 の斜視図である。図 3 2 B は、センサー 3 9 6、送信器チップ 3 9 8 及び鼻当てにキャップ 3 9 0 を固定するための開口部 3 9 7 を示す目頭キャップ 3 9 0 の背面斜視図である。

40

#### 【 0 2 2 7 】

図 3 3 A は、鼻当て 3 9 2 に固定されている目頭キャップ 3 9 0 の斜視図である。目頭キャップ 3 9 0 は、センサー 3 9 6、送信器チップ 3 9 8 及び開口部 3 9 7 を含む。図 3 3 B は、鼻当て 3 9 2 に固定されている目頭キャップ 3 9 0 の最終結果を示す斜視図である。

#### 【 0 2 2 8 】

B T T 位置への正確なセンサーの位置決めのために、特別な鼻当てが本発明によって提供される。図 3 4 は、管の末端の皮膚上にセンサーを設置するために適応された、1 及び 2 として確認される管の異なる領域上にセンサー 4 0 1 を配置するために、センサー 4 0

50

1 を持つ鼻当て 402、アーム 404、及びダイヤルとして鼻当てを回転するのを可能にする装置を収容するハウス 406 を含む一つの修正された左側の回転できる鼻当て 400 の斜視図である。位置 1 はセンサーを目頭角に一系列に並んで配置し、管の主な入口点の概略領域に届き、位置 2 はセンサーをちょうど管の主な入口点にある目頭角上部に配置する。この実施例は感知システムの自動的活性化を可能にし、図 1（鼻は暗い）及び図 2（鼻は紫と青である）において見られるように鼻柱は冷たいという事実を利用する。パッドが休憩位置（「ゼロ」）内にいる時、センサー 401 は、鼻上の鼻当ての通常的位置に相当する温度 35.7 である冷たい位置内で休憩する。位置「ゼロ」内においてセンサーはスリープモード内である（35.8 或いはそれより低い温度）。センサーを例えば概略領域（位置 1）或いは主な入口点（位置 2）のような熱い領域に変えることによって、自動的にセンサーは活性化モードになり感知機能を始めるように活性化される。

10

#### 【0229】

パッドが全体的に或いは部分的に折りたたみ出来ることを可能にするピボットちょうつがいと、異なる人種に見られる解剖学的変動に適応できる自己調節機構と同様にばねを用いたり、旋回したり、溝の中を滑ったりなどして自己調節するパッドとを含む多数の特別な鼻当て及び目頭当てが該発明の原理に従って使用されることが出来ることが理解される。修正された鼻当ては、好ましくは枠の高いところに、最も好ましくはレンズ縁の上方部分に結合することによって或いはレンズ縁の上方端から 6 mm 以内に配置されることが理解される。

20

#### 【0230】

感知手段を BTT 位置にぴったりと並置することが可能な超粘着性の特性を持つ材料を含む様々な材料が使用されることが出来る。BTT 位置への感知手段の正しい位置決めを可能にするために超弾性特性を表す様々な金属線がちょうつがい組み立て機構として使用されることが出来る。目頭当ては、例えばシリコンゴムのような柔らかい合成樹脂材料、伝導性プラスチック、伝導性のエラストマー材料、金属、柔軟な材料などで作られることが出来、そのため目頭領域の BTT 位置に適切な並置と正しい機能とが獲得される。目頭当ては弾性の塑造出来る特性を表すことが出来、及び応力を受けたときに応力の除去後も応力を加えられた形のままでいることが出来る材料を含むことも又理解される。形を記憶するゴム、シリコンなどのあらゆるタイプも又目頭当て及び修正された鼻当てに使用されることが出来る。

30

#### 【0231】

干渉成分を大幅に減少或いは除去することによって又 BTT からの熱放射を獲得するように適応されたセンサーによるノイズ割合に対して高い信号を提供することによって、本発明は、例えば赤外線分光法のような光学手段を用いて、生体内の化学成分を含む生物学的パラメータの正確な精密な測定のために必要な手段を提供する。さらに信号を増幅することによって、本発明の装置及び方法は、臨床的に有用な記録が様々な技法を用いたり電磁氣的放射の異なるタイプを用いることによって得られることを可能にする。近赤外線分光法の他にも、例えば蛍光の（マイラード反応、蛍光を生じた光、及び紫外線によるグルコースの蛍光誘導を含む）、測色法の、屈折率、光反射、温度勾配、減衰内部全反射法、分子インプリンティング等のような他の技術と同様に本発明は例えば中赤外線放射、電波インピーダンス、光音響分光法、ラマン分光法、可視分光法、紫外分光法、蛍光分光法、散乱分光法及び偏光の光学回転のような電磁氣的放射の他の形を用いるとき優れた結果とノイズ割合に対してより高い信号を提供する。BTE（脳温度エネルギー Brain Thermal Energy）管の位置の熱エネルギーを獲得するように適応させたセンサーは、電磁氣的手段を用いる生物学的パラメータを測定する最適な手段を提供する。BTE 管は、物理的には生理学的 BTT と同等であり、ここでは管の物理を特徴づけるために用いられる。皮膚表面上の形と寸法は BTT と BTE 管とは同じである。

40

#### 【0232】

以下の BTE 管の特徴は、最適な信号獲得を可能にする。BTE 管の末端の皮膚は薄い。厚い皮膚では、放射は浸透し、測定される物質に到達するのに失敗するかもしれない。

50

B T E 管の皮膚は、その表面全体にそって一定の厚みを持つほど均質である。他の皮膚領域に起こるような皮膚の厚みむらは必要とされる精密さの獲得を妨げる。B T E 管は脂肪を持たない。反射された或いは送信された信号の強度は、例えば脂肪量のような個人的な物理的特徴によって患者から患者へ徹底的に異なることが出来る。B T E の末端の血管は、皮相であり、末端であり、及び温度調節の短絡が無い。皮膚の他の部分において深い血管は深く位置し、人から人へ、その位置と深さが大きく異なる。B T E 管は、その末端を覆う例えば骨、軟骨等のような光散乱成分を持たない。熱放射は、測定される物質に到達するために軟骨或いは骨を通り抜けなくてもよい。皮膚上の B T E 管の末端は、特別なしかし固定した形を持ち、恒久的解剖学的目標によってよく区別される。身体の他の皮膚表面において源及び検出器の位置の不一致が間違いや変動性の重要な原因の一つとなりうる。

10

#### 【 0 2 3 3 】

遠赤外放射分光法は、放射が相互作用し、測定される物質によって吸収された後の自然熱放射を測定する。本発明は、熱的に安定な媒介物とわずかな干渉成分と検出器に届く前に B T E 管からの熱放射によって通過される唯一の構造物である一枚の薄い皮膚とを提供する。それゆえ B T E 管によって放射される熱エネルギーを、測定される物質濃度に転換する時、非常に正確で精密である。

#### 【 0 2 3 4 】

B T E 管による自然のスペクトル放射は、化学物質の存在及び濃度によって変化する。放射される遠赤外熱放射は、プランクの法則に従い、予測された熱放射量が計算されることが出来る。参考強度は興味のある周波帯の物質の外側の熱エネルギー吸収を測定することによって計算される。興味のある物質の周波帯における熱エネルギー吸収は、B T E 管位置における測定値と予測値とを比べることによる分光法的手段によって決定されることが出来る。その後その信号は吸収された熱エネルギーの量に従って、測定された物質濃度に変換される。B T E 管を調べるように適合されたセンサーは、B T E 管位置において放射される自然な脳の遠赤外放射を用いる興味のある物質を測定し、生体内でベール - ランバートの法則を適用する手段を提供する。B T E 管位置表面からの赤外線エネルギーのスペクトル放射は化学物質のスペクトル情報に相当する。摂氏 38 において照射されるこれらの熱放射は 4 , 0 0 0 から 1 4 , 0 0 0 n m の波長範囲を含むことが出来る。例えばグルコースは、9 , 4 0 0 n m 周波帯あたりの光を強く吸収する。B T E 管位置において遠赤外熱放射が放射される時、グルコースはその吸収周波帯に相当する放射の一部を吸収するだろう。グルコース周波帯による熱エネルギーの吸収は、B T E 管に存在する熱的に封印された及び熱的に安定な環境の中で、血液のグルコース濃度と直線的な関係がある。

20

30

#### 【 0 2 3 5 】

支持構造物は、B T E 管において測定される物質と相互作用する赤外線から可視光までの少なくとも一つの放射源と結果として生ずる放射を集めるための一つの検出器とを含む。

#### 【 0 2 3 6 】

本発明は、B T E 管位置における赤外熱放射を測定する工程と、放射強度を表示する出力電気信号を産出する工程と、結果として生ずる入力を変換する工程と、変換された入力をプロセッサに送信する工程とから成る生物学的パラメーターを測定するための方法を提供する。プロセッサは、測定された物質濃度を決定するために又結果を表示するために必要な信号の解析を提供するように適合される。

40

#### 【 0 2 3 7 】

本発明は、好ましくは近赤外線エネルギーを B T E 管の末端の皮膚表面に差し向ける手段と、解析し、反射率或いは背面散乱スペクトルを測定された物質濃度へ変換する手段と、光源を位置決めするための支持手段と、B T E 管位置の皮膚表面に近接する検出手段とを含む。

#### 【 0 2 3 8 】

本発明は又、B T E 管位置の皮膚に近赤外線のような電磁氣的放射を差し向ける工程と

50

、BTE管位置の前記皮膚から放射される近赤外線エネルギーを検出する工程と、結果として生ずるスペクトルを得、検出上に電気信号を提供する工程と、信号を処理する工程と、前記信号によって興味のある物質濃度を報告する工程とを含む前記手法によって物質濃度を決定する方法を提供する。本発明は又、光源と検出器を安定した位置に、及びそこに放射を注入しそこから放射を受ける表面に関連する安定した圧力と温度を持つ、位置決める方法及び手段を含む。

【0239】

本発明はさらに又、目頭当てを用いて鼻を通じて赤外線エネルギーを差し向ける手段と、放射源と検出器をお互いに全く反対に位置決めする手段と、解析し、送信された結果として生ずるスペクトルを測定された物質の濃度へ変換する手段とを含む。本発明は又、目頭当てを用いて鼻を通じて近赤外線のような電磁気放射を差し向ける工程と、前記鼻から近赤外線エネルギー放射を集める工程と、結果として生ずるスペクトルを得、検出上に電気信号を提供する工程と、信号を処理する工程と、前記信号によって測定された物質濃度を報告する工程とを含む前記方法を用いて生物学的パラメータを測定する方法を提供する。本発明は又、放射源と検出器を安定した位置に、放射がそこを通じて差し向けられる表面に関連する安定した圧力と温度を持って位置決めする手段と方法を含む。

10

【0240】

本発明は又、BTE管から自然の遠赤外熱放射を集める手段、前記放射を受け取る放射収集器を位置決めする手段、BTE管から集めた放射を測定された物質濃度に変換する手段とを含む。本発明は又、BTE管からの自然の遠赤外熱放射を、興味のある物質測定のための結果として生ずる放射として用いる工程と、結果として生ずる放射スペクトルを集める工程と、検出上に電気信号を提供する工程と、信号を処理する工程と、前記信号によって測定された物質濃度を報告する工程とを含む前記方法を用いて生物学的パラメータを測定する方法を提供する。

20

【0241】

注入ポンプを含む薬剤供給システムは、例えば人工臓器としてグルコースレベルを正常化するために、インシュリンが必要に応じて自動的に注入されることが出来るように、BTE管において測定される物質のレベルによって活性化されることが出来る。

【0242】

電磁気的手段によって解析されることが出来る血液中に存在するあらゆる物質は、BTE管において測定されることが出来る。例えばしかしこれに限定するものではないが、そのような物質は、例えばグルコース、酸素、乳酸、コレステロール、重炭酸塩、ホルモン、グルタミン酸、尿素、脂肪酸、トリグリセリド、タンパク質、クレアチニン、アミノ酸等のような内在性の化学物質と同様に例えば薬剤やアルコールのような外来性の化学物質を含むことが出来る。例えばpHのような値も又、反射分光法を用いる光吸収と関係されることが出来るpHとして計算されることが出来る。

30

【0243】

図35によって本発明の一つの好ましい反射率測定装置の略図が表される。図35は、例えば目頭当て或いは眼鏡の修正された鼻当てのような支持構造物426の中に配置される例えば赤外LEDのような光源420と、並んで置かれる光検出器422とで、BTE管430において皮膚428と並置して置かれる前記光源420によってBTE管430に発光424を注ぎ込む所を示す。光源420は、BTE管において皮膚428へ発光424を配達し、発光424は測定される物質432による干渉によって部分的に吸収され、結果として減衰された発光425となる。発光424の一部はそれで物質432によって吸収され、BTE管430から放射される結果として生ずる発光425は、光検出器422によって集められ、プロセッサによって物質432の血中濃度に変換される。薄い皮膚428は、発光424、425と測定される物質432との間に置かれる唯一の組織である。物質432の濃度は、測定される物質の吸収識別特性によって引き起こされる集められた光減衰の大きさを検知することによって成し遂げられる。

40

【0244】

50

赤外LEDは(波長特定LED)は、この実施例にとって好ましい光源である、なぜなら赤外LEDは、既知の強度と波長の光を放射でき、大きさが非常に小さく、低価格であり、光がその位置に正確に配達されることが出来るからである。光源420は、好ましくは少なくとも一つの近赤外線波長を放射する、しかし代わりに複数の異なる波長が使用されることが出来る。光源は、発光424を好ましくは測定される物質432にとって吸収スペクトルの特有な波長を含む750nmから3000nmの間で放射する。好ましい光検出器は、集積回路として増幅器につながれた直径400ミクロンの光感受エリアを持つ半導体フォトダイオードを含む。

#### 【0245】

図36は、特別な送信手段を用いる生物学的パラメーターを測定するために適合された支持構造物434と光源436と検知器438とを付けた人物100の略図である。光源436と光検知器438は、放射源436の出力が、検知器438によって受け取られる前に測定される物質440を含む鼻の界面442を通り抜けるように全くそれぞれ正反対に配置されている。光検出器438は鼻の界面442を通じて注がれた、結果として生ずる送信された放射を集める。例えば、目頭当て、鼻当て及び眼鏡の枠のような支持構造物434内に配置された様々なLEDや光学繊維は、好ましくは光源436と光検知器438とのための光配達として用いられる。

#### 【0246】

例えば目頭当てのような支持構造物434のアームは、動くことが出来、固定された或いは変えられる光学通路を作り出すために異なる位置へ調節されることが出来る。好ましい測定される物質は、酸素とグルコースを含む。脳は一定の血液流量を維持し、一方手足内の流量は心臓の出力及び取り巻く条件によって変化する。生理学的管内に見られる酸素レベルは、中枢の酸化を反映する。生理学的管の酸素モニタリングは、身体的一般血力学状態を表す。例えば敗血症(播種性伝染病)或いは身体のおほとんどにおいて灌流を変える心臓問題のようなたくさんの危機的状態がモニターされることが出来る。BTE管内の酸素は、連続的に灌流をモニターすることが出来、血力学的変化を早期に検知出来る。

#### 【0247】

図37は、BTE管からの熱放射を用いた本発明の他の好ましい実施例の略断面図である。図37は、フィルター446及び感知要素448を持つ熱赤外検知器444を収容する支持構造物450を示し、前記感知要素448は好ましくはサーモパイルであり、BTE管454によって自然に放射される熱赤外放射452に応答する所を示す。支持構造物450は、BTE管454の末端における皮膚462の形と寸法に相当する視野を持つ感知手段448を持つように適合される。支持構造物450は、皮膚462に接触する壁456、458を提供し、前記壁は薄い皮膚462をすでに通り抜けた熱放射453を含む空洞460を作る。例えば、BTE管454内の熱的に封印された、熱的に安定な環境において、摂氏38における9,400nm周波帯として放射されるスペクトル放射453は、グルコース分子内に存在するピラン環内の炭素-酸素-炭素結合により、グルコース濃度の量によって直線的にグルコースによって吸収される。結果として生ずる放射453は、熱放射452から物質464によって吸収された放射を引いたものである。結果として生ずる放射453は、前記結果として生ずる放射453のスペクトルの特徴及び強さに相当する電気信号を発生させる赤外検知器444に入る。結果として生ずる放射453はその後、物質の周波帯の外での参考の吸収強度に関連して吸収される熱エネルギーの量によって物質464の濃度に変換される。

#### 【0248】

本発明で明らかにされる同じ原理が、連続波組織酸素計、ヘマクリット値評価、血球、及びその他の血液成分のためと同様に近赤外送信測定に使用されることが出来る。測定される物質はグルコースのような内因性或いはアルコールや光増感する薬剤を含む薬剤のような外因性であることが出来る。

#### 【0249】

生物学的パラメーターを測定するために、多数の支持構造物がBTT位置にセンサーを

10

20

30

40

50

置くことが出来る。追加すると図38はBTT位置の皮膚上に金属線478及びセンサー476と共に配置される支持構造物として頭に取り付ける装置470を用いた人物100を示す他の実施例の側面斜視図である。送信手段、処理手段、及び動力源を含むマイクロエレクトロニクスパッケージ472は、ヘッドバンド470の中に配置される或いは上に搭載され、前記ヘッドバンド470は、BTT位置の皮膚上の感知手段476と結合するためにマイクロエレクトロニクスパッケージ472からの金属線478を提供する。

#### 【0250】

感知手段は、支持構造物の必須の部分であることも出来るし、或いは例えばねじ、ピン、クリップ、さねはぎ関係、かみ合い部品、直接的取り付け、接着剤、機械的連結等を含む伝統的な留める物を用いるあらゆる支持構造物に結合されていることも出来ることが理解されており、前記支持構造物はパッチ、クリップ、眼鏡、頭に取り付ける装置等を含む。感知手段に電気エネルギーを提供する様々な手段が明らかにされた。BTE管は電気エネルギーの自然発生のための新しい通路も又提供する。追加すると図39は、感知システムに動力を供給するためにBTE管から熱電氣的エネルギーを起こす好ましい実施例の略線図である。本発明の発電機は、管からの熱をシステムに動力を供給するのに必要とされる電気へ変換する。熱電氣的モジュールが、感知システムに動力を供給するために支持構造物内に集積される。熱電氣的モジュールは好ましくは、接合点を形成するために似ていない金属線から成るサーモパイル或いは熱電対を含む。管から熱電氣的モジュールを通して熱が移動するにつれ電流が発生させられる。BTE管は冷たい領域によって囲まれているので、ゼーベック効果が、BTE管の温度によって発生させられる熱電気回路の表面及び界面における電気充電の分配による温度勾配の存在下で起電力(emf)を誘導することによって動力を発生する手段を提供することができる。

#### 【0251】

追加すると、図39は、接合点T1を管の主な入口点に置き、接合点T2を例えば鼻柱のような冷たい領域(図1Bにおいて青色或いは紫色に示され、この中では青紫色の鼻として呼ばれた)に配置することによって異なる温度を維持する金属線A470及び金属線B472の接合点T1及びT2を示す。金属線A470及びB472は異なる金属で作られており、電流は熱電氣的電位の比率によって与えられる大きさを持つ熱傾斜による熱い領域から冷たい領域へ流れる。電位Uは、 $U = (Q_a - Q_b) * (T_1 - T_2)$ によって与えられ、ここでは $Q_a$ 及び $Q_b$ は金属A及びB<sub>2</sub>のゼーベック係数(熱電氣力)を示し、 $T_1$ はBTE管の入口点の温度を示し、 $T_2$ は青紫色の鼻における温度を示す。発生させられた熱電氣的電位は、感知システムに動力を与えることが出来、システム内に挿入されたコンデンサー474はエネルギーを集め、貯蔵するために使われることが出来、MCU476は信号の測定、処理及び送信のために必要とされるエネルギーの配達をコントロールするように適合される。

#### 【0252】

BTE管からの熱エネルギーを電気に変換する他の手段が使用されることが出来ることが理解される。目の表面及び目の中の涙丘が熱勾配やゼーベック効果を提供できることも又理解されるが、目の表面に接触するかつ/又は目から出てくるハードウェアや金属線は、かなり不快であり、感染を引き起こすことが出来るので、BTE管の末端の皮膚を用いるよりもずっと好ましくない。

#### 【0253】

そのことに反して、目頭当てを用いて熱接点をBTE位置に配置し、眼鏡の通常の鼻当てを用いて鼻の上に冷接点を配置するために、例えば眼鏡のような支持構造物を用いることによって本発明に開示された眼鏡を含む多数の支持構造物が、地味な方法で本発明の動力発生システムを提供するように容易に適合されることが出来る。脳温度エネルギーを用いる動力発生システムが本発明の感知システムに動力を供給するために設計されたとはいえ、あらゆる他の電氣的装置が脳温度エネルギー管から引き出されたエネルギーを供給されるように適合されることが出来たことも又理解される。

#### 【0254】

追加の実施例は動物のＢＴＴ位置にセンサーを配置するための支持構造物を含む。排卵の瞬間の検知による哺乳類種のための人工授精の向上、脳温度の連続的モニタリングによる獣群の健康の監視、出産の探知等を含むたくさんの有用な応用が成し遂げられることが出来る。

#### 【０２５５】

追加すると図４０はセンサー４８０を伝送手段、処理手段、及び動力源を動物１０１のまぶたによって形成されるポケット４８６内に含むマイクロエレクトロニクスパッケージ４８４を持つセンサー４８０と結合する金属線４８２を持つＢＴＴ位置に配置されたセンサー４８０を持つ動物１０１を示す好ましい実施例の斜視図である。マイクロエレクトロニクスパッケージ４８４からの信号は、好ましくは無線波４８９として送信される。パッケージ４８４内の送信器からの信号は、ＧＰＳ首輪へ運ばれることが出来、ＧＰＳ手段による動物の局在と提携する高い温度を持つ動物の同定を可能にする。感知手段４８０によって確認された脳温度に増加があるときはいつでも、罹患した動物の局在化を提供するために高い温度の信号がＧＰＳ首輪を活性化する。代わりに、異常信号を受け取ったとき、波４８９を受け取る遠隔無線場所がＧＰＳシステムを活性化する。このケースでは、パッケージ４８４内の送信器は、ＧＰＳ首輪へではなく、遠隔場所のみへ信号を送る。

10

#### 【０２５６】

図４１Ａは、生物学的パラメーターを測定するためにＢＴＴ位置の皮膚４９４に接触してセンサー４９２を配置する持ち運び出来る支持構造物４９０の斜視図である。接触センサー４９２を持つ温度計として組み込まれた支持構造物４９０は、皮膚４９４上にセンサー４９２を配置し、測定を行うために第２の人物１７によって保持される。図４１Ｂは、ＢＴＴの末端の皮膚領域の形と寸法の全体或いは一部と合う視野を持つサーモパイルのような非接触センサー４９８を配置する壁５００を持つ持ち運び出来る支持構造物４９６の斜視図である。赤外線温度計として組み込まれた支持構造物４９６は、センサー４９８を配置し生物学的パラメーターを測定するために２番目の人物１０５によって保持される。赤外検知器をＢＴＴ位置へ向けることが本発明に従って使用されることが出来ることが理解されるが、測定された温度は室温のため臨床的に有用ではない。それゆえ支持構造物４９６は管の上の皮膚からセンサー４９８に届くために熱放射にとって限られた環境を作る壁５００を含む。支持構造物の壁５００は管の形に合うように、又図３７に示された同様の方法でセンサー表面４９２と前記センサー４９８によって見られる皮膚領域４９３とから成る境界を持つ空洞４９９を提供するように適合される。

20

30

#### 【０２５７】

たくさんの変形物が、その技術において通常の技術の一つとして明らかであり、本発明の範囲内であることも又理解される。例えば人はＢＴＴ位置の皮膚上にセンサーを配置することが出来、その後センサーをＢＴＴ位置の配置にしっかり固定するために前記センサーの上に接着テープを置くことが出来る。それゆえこの実施例においてセンサーは接着表面も、前記センサーと永久に結合された支持構造物も又持つ必要はない。

#### 【０２５８】

あらゆる電気化学的センサー、熱電氣的センサー、音響センサー、圧電センサー、光学センサー等が本発明の原理に従って生物学的パラメーターを測定するために支持構造物によって支持されることが出来ることが理解される。電流測定システム、電位差計システム、電気伝導度によるシステム、重量測定システム、インピーダンス測定システム等を用いるセンサーが生物学的パラメーターの測定のために本発明の装置内に使用されることが出来ることが理解される。免疫生物相互反応等と同様のイオン、伝導度、エンタルピー、及び質量における変化のようなバイオセンシングのための他の形が使用されることが出来ることも又理解される。

40

#### 【０２５９】

前述の記載は、発明の原理のみを例証したものとして考えられるべきである。多数の修飾や変更が、その技術において特殊技術を要するこれらにたやすく起こるだろうので、示された及び描写された厳密な構造及び操作に発明を限定することを望まなく、及び追加す

50

ると本発明の範囲内に含まれるすべての適する修飾物や同等物は、手段として用いられてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0260】

【図1A】脳温度管を示す人間の顔の熱赤外線画像である。

【図1B】脳温度管を示す人間の顔のコンピューターによって作製した熱赤外線カラー画像である。

【図2A】生理学的管を示す略線図である。

【図2B】管を示す人間の頭の断面略線図である。

【図2C】図2Bの海綿静脈洞を示す頭頂断面略線図である。

10

【図3A】管を示す人間の顔の熱赤外線画像である。

【図3B】管の末端の幾何学的形を示す図3Aにおける画像の略線図である。

【図4A】脳温度管の主な入口点の全体図を示す人間の顔の側面の熱赤外線画像である。

【図4B】図4Aの画像の略線図である。

【図5A】脳温度管の主な入口点を示す人間の顔の正面の熱赤外線画像である。

【図5B】図5Aの画像の略線図である。

【図5C】脳温度管の主な入口点を示す図5Aの人間の顔の側面の熱赤外線画像である。

【図5D】図5Cの画像の略図である。

【図6】管の主な入口点の全体領域と周囲部分とを示す顔の略図である。

【図6A】脳温度管と代謝管を示す略線図である。

20

【図7A】冷挑戦前後の人間の顔の熱赤外線画像である。

【図7B】冷挑戦前後の人間の顔の熱赤外線画像である。

【図8A】管を示す異なる被験者の人間の顔の熱赤外線画像である。

【図8B】管を示す異なる被験者の人間の顔の熱赤外線画像である。

【図9A】管を示す動物の熱赤外線画像である。

【図9B】管を示す動物の熱赤外線画像である。

【図10】本発明に従って管の末端の皮膚上に設置された受動センサーを持つパッチから成る支持構造物を付けた人物を示す好ましい実施例の斜視図である。

【図11】本発明に従って管の末端の皮膚上に設置された受動センサーを持つパッチから成る支持構造物を付けた人物を示す他の好ましい実施例の斜視図である。

30

【図12A】本発明に従って管の末端の皮膚上に設置された能動センサーを持つパッチから成る支持構造物を付けた人物の正面透視図である。

【図12B】図12Aで示された支持構造物の曲げやすさを示す側面略図である。

【図13】一つの好ましい実施例の略ブロック図である。

【図14】装置と製造品が相互に作用する本発明の一つの好ましい実施例の略線図である。

【図15A】指示物を使用した本発明の好ましい実施例を示す略図である。

【図15B】指示物を使用した本発明の好ましい実施例を示す略図である。

【図15C】指示物を使用した本発明の好ましい実施例を示す略図である。

【図15D】指示物を使用した本発明の好ましい実施例を示す略図である。

40

【図15E】指示物を使用した本発明の好ましい実施例を示す略図である。

【図16A】パッチとして組み入れた支持構造物を付けた人物を示す一つの好ましい実施例の斜視図である。

【図16B】パッチとして組み入れた支持構造物を付けた人物を示す一つの好ましい実施例の斜視図である。

【図16C】パッチとして組み入れた支持構造物を付けた人物を示す一つの好ましい実施例の斜視図である。

【図17】本発明に従って管の末端の皮膚上に設置されたセンサーを持つクリップとして組み入れた支持構造物を付けた人物を示す他の好ましい実施例の斜視図である。

【図18】管の末端の皮膚上に設置されたセンサーを持ち、金属線によって結合された支

50

持構造物を付けた人物を示す他の好ましい実施例の斜視図である。

【図 19 A 1】好ましい形と寸法の支持構造物と感知手段の略線図である。

【図 19 A 2】好ましい形と寸法の支持構造物と感知手段の略線図である。

【図 19 B】好ましい形と寸法の支持構造物と感知手段の略線図である。

【図 19 C】好ましい形と寸法の支持構造物と感知手段の略線図である。

【図 19 D】好ましい形と寸法の支持構造物と感知手段の略線図である。

【図 20 A】感知手段の外縁に関する支持構造物の外縁の好ましい寸法の略線図である。

【図 20 B】感知手段の外縁に関する支持構造物の外縁の好ましい寸法の略線図である。

【図 20 C】感知手段の外縁に関する支持構造物の外縁の好ましい寸法の略線図である。

【図 21 A】感知手段の好ましい位置の略線図である。

10

【図 21 B】感知手段の好ましい位置の略線図である。

【図 22 A】本発明に従って管の末端の皮膚上に設置されたセンサーを持つ目頭当てとして組み入れた支持構造物を付けた人物を示す好ましい実施例の斜視図である。

【図 22 B】本発明に従って管の末端の皮膚上に設置されたセンサーを持つ目頭当てとして組み入れた支持構造物を付けた人物を示す好ましい実施例の斜視図である。

【図 22 C】本発明に従って管の末端の皮膚上に設置されたセンサーを持つ目頭当てとして組み入れた支持構造物を付けた人物を示す好ましい実施例の斜視図である。

【図 23 A】本発明に従って管の末端の皮膚上に設置されたセンサーを持つ修正された鼻当てから成る支持構造物を示す他の実施例の斜視図である。

【図 23 B】本発明に従って管の末端の皮膚上に設置されたセンサーを持つ修正された鼻当てから成る支持構造物を示す他の実施例の斜視図である。

20

【図 24】本発明に従う支持構造物の他の好ましい実施例の斜視図である。

【図 25】センサーを含む追加手段を示す支持構造物の一つの好ましい実施例の斜視図である。

【図 26 A】表示手段を持つ支持構造物の一つの好ましい実施例の背面斜視図である。

【図 26 B】表示手段を持つ支持構造物の一つの好ましい実施例の正面透視図である。

【図 27】3 部品の支持構造物を示す他の好ましい実施例の分解斜視図である。

【図 28 A】取り外し可能な目頭部品を示す支持構造物の一つの好ましい実施例の分解斜視図である。

【図 28 B】図 28 A の取り外し可能な目頭部品の背面斜視図である。

30

【図 28 C】図 28 B の取り外し可能な目頭部品の正面透視図である。

【図 29】眼鏡のクリップとして組み込まれる支持構造物の一つの好ましい実施例の背面斜視図である。

【図 30】他の構造物にしっかりと固定するために接着剤の裏打ちを使用する目頭当てを持つ支持構造物の他の実施例の斜視図である。

【図 31 A】目頭当てを固定するための孔を持つ支持構造物の他の一つの実施例の平面透視図である。

【図 31 B】図 31 A の支持構造物の一部の拡大透視図である。

【図 31 C】図 31 B の支持構造物の一部の側面透視図である。

【図 31 D】支持構造物に固定された目頭部品の側面透視図である。

40

【図 32 A】眼鏡の一般的鼻当ての上に固定された目頭キャップ (medial canthal caps) から成る支持構造物を付けた人物の斜視図である。

【図 32 B】図 32 A の目頭キャップの斜視図である。

【図 33 A】鼻当てに固定されている目頭キャップの拡大斜視図である。

【図 33 B】鼻当てに固定されている目頭キャップの最終結果の斜視図である。

【図 34】本発明に従って管の末端の皮膚上にセンサーを設置するための修飾された回転できる鼻当ての斜視図である。

【図 35】スペクトルの反射率を用いる本発明の他の好ましい実施例の略図である。

【図 36】スペクトル伝達を用いる本発明に従った他の好ましい実施例を示す人物の略図である。

50

【図 3 7】熱放射を用いる本発明の他の好ましい実施例の略断面図である。

【図 3 8】支持構造物として頭に取り付ける装置を用いる他の実施例の側面斜視図である。

【図 3 9】感知システムに動力を供給するために熱電氣的エネルギーを起こす好ましい実施例の略線図である。

【図 4 0】動物使用用の好ましい実施例の斜視図である。

【図 4 1 A】管に配置するセンサーを持つ持ち運び出来る支持構造物の他の実施例の斜視図である。

【図 4 1 B】管に配置するセンサーを持つ持ち運び出来る支持構造物の他の実施例の斜視図である。



FIG. 1A

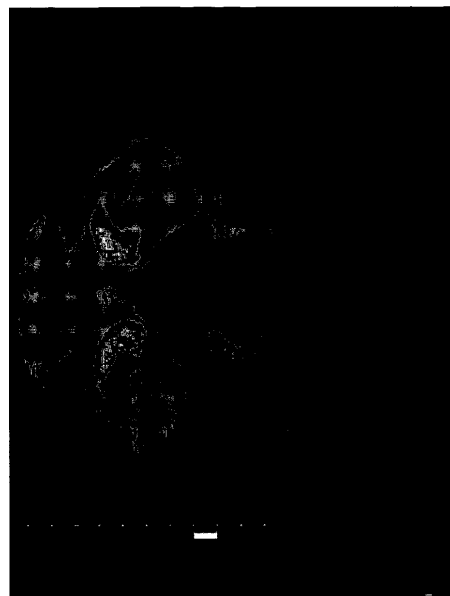


FIG. 1B

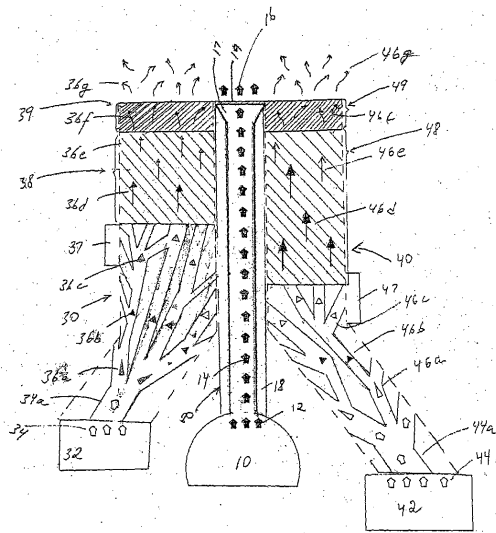


Fig. 2A

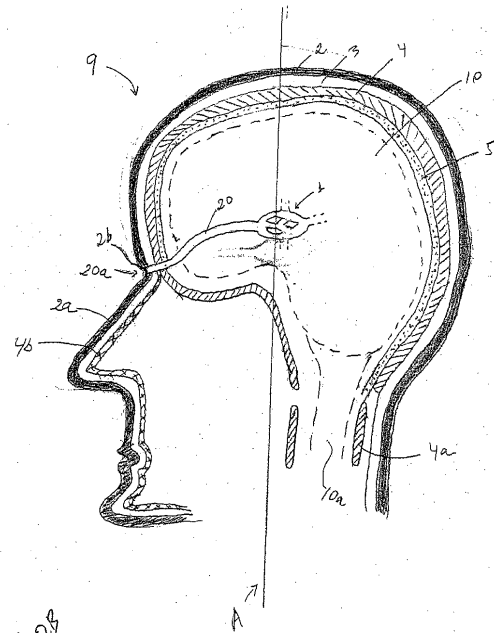


Fig. 2B

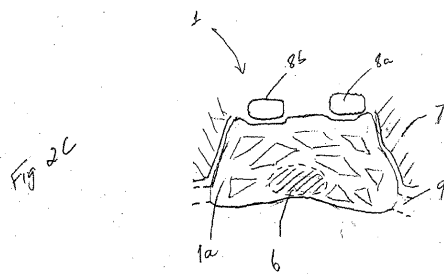


Fig. 2C

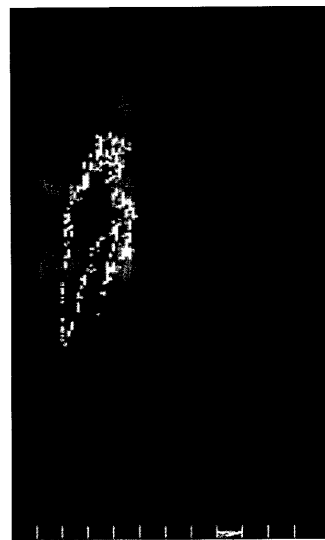
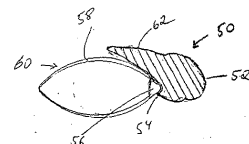


FIG. 3A

Fig. 3B



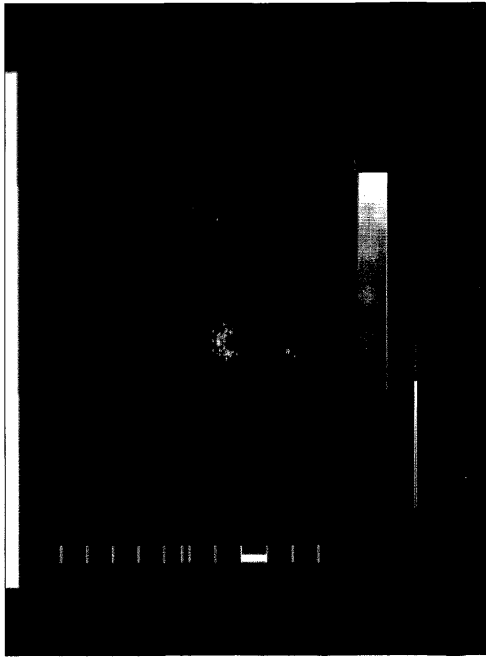


FIG. 4A

Fig 4B

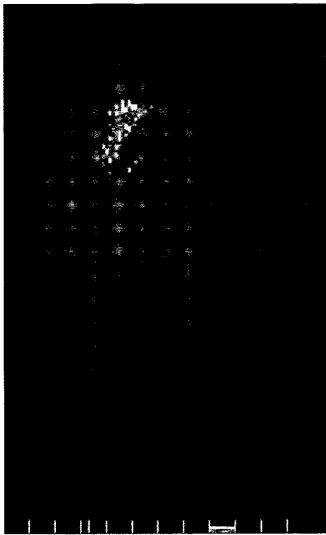
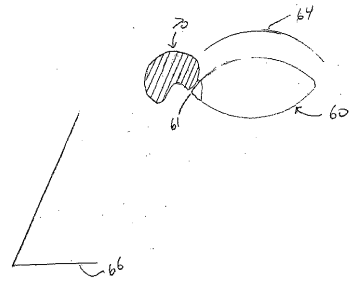
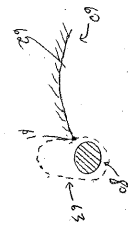


FIG. 5A

Fig. 5B



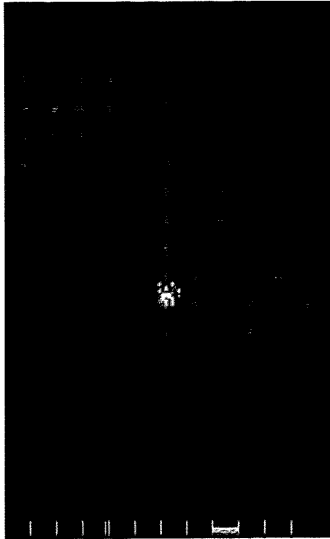
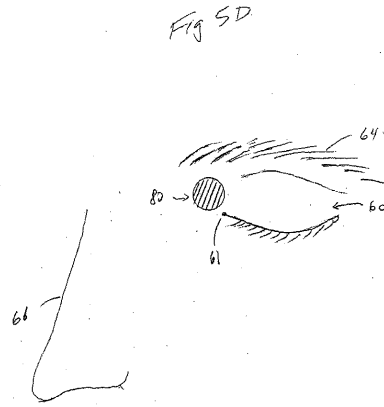


FIG. 5C



【 図 6 】

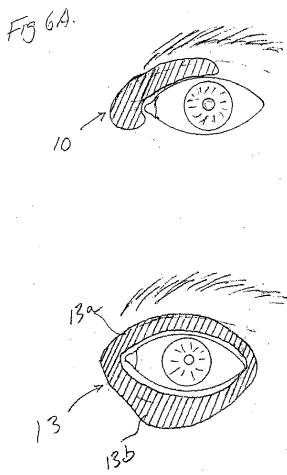
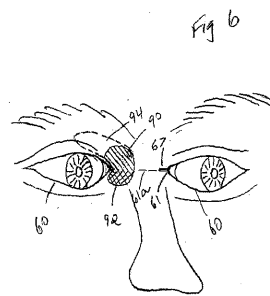


FIG. 7A

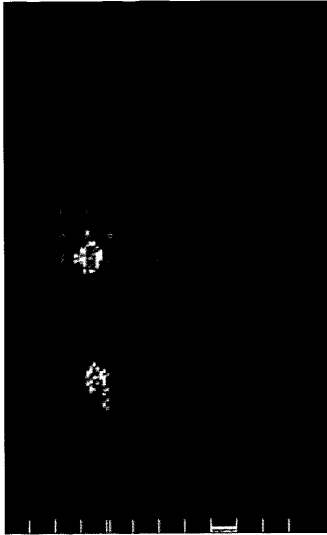


FIG. 7B



FIG. 8A



FIG. 8B

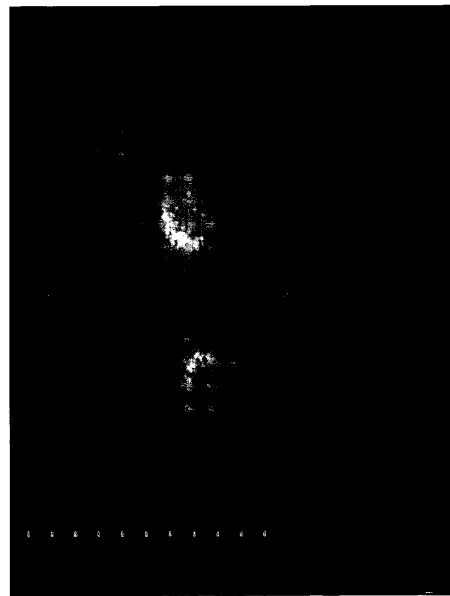


FIG. 9A

【 図 1 0 】

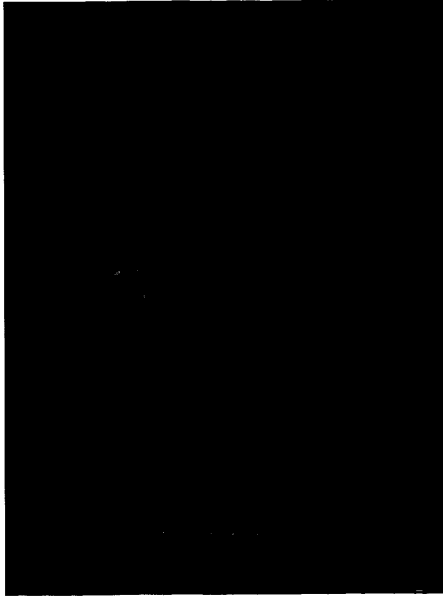


FIG. 9B

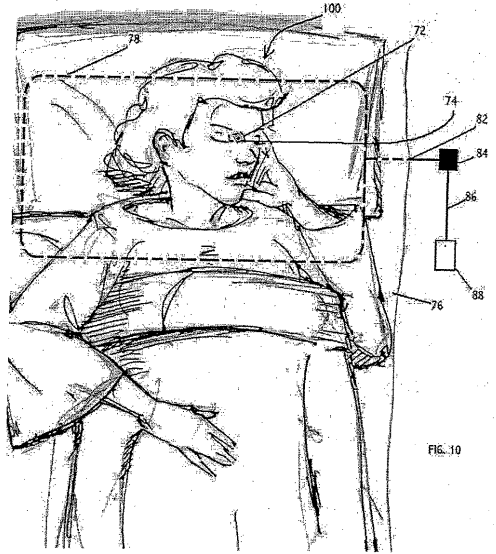


FIG. 10

【 図 1 1 】



FIG. 11

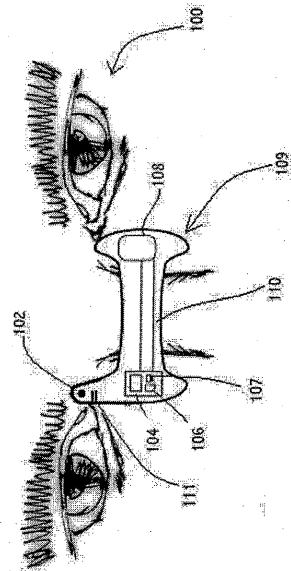


FIG. 12A

【図 13】

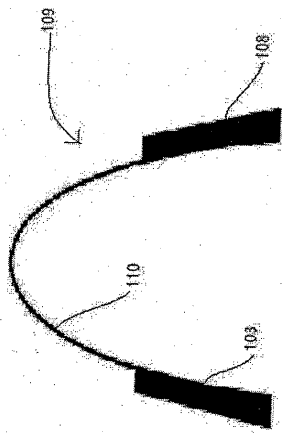
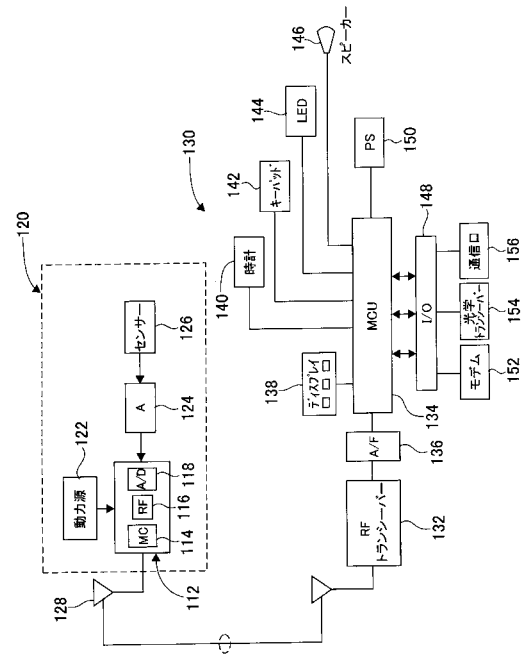


FIG. 12B



【図 14】

FIG. 14

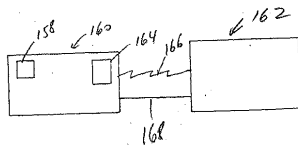


FIG 15A

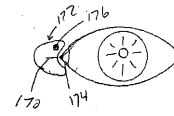


FIG 15B

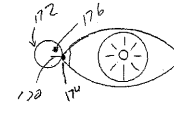


FIG 15C

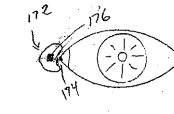


FIG 15D

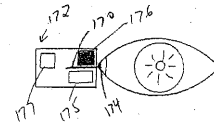
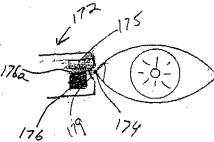
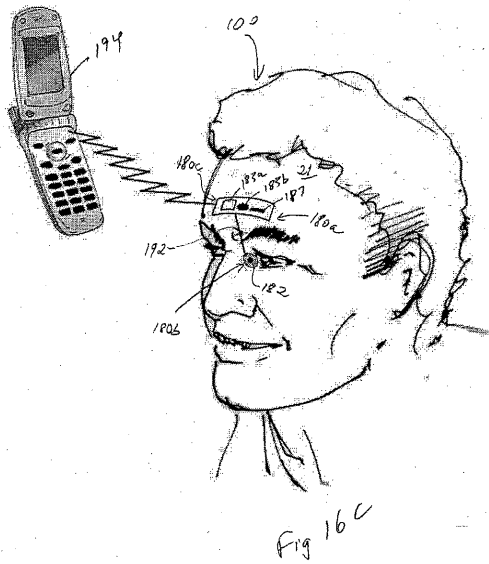
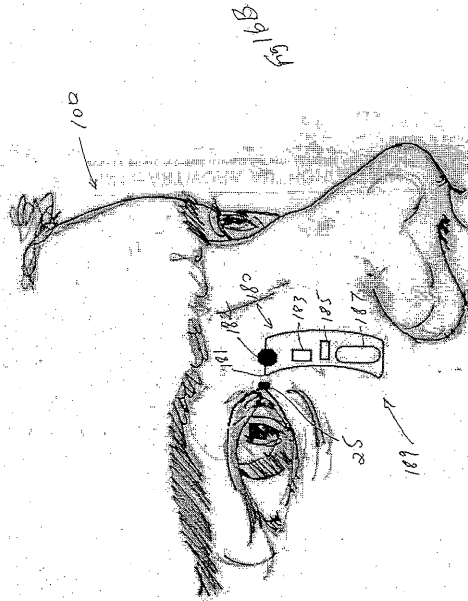
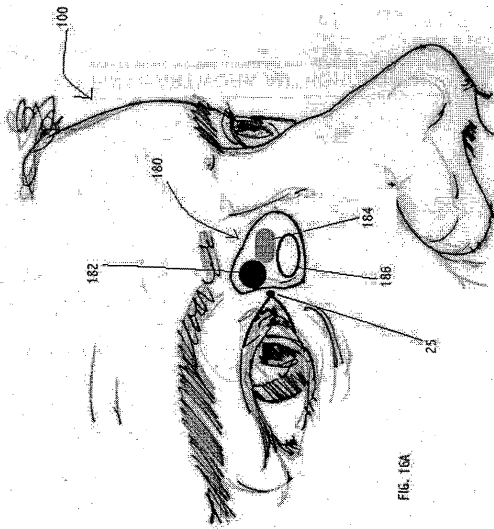
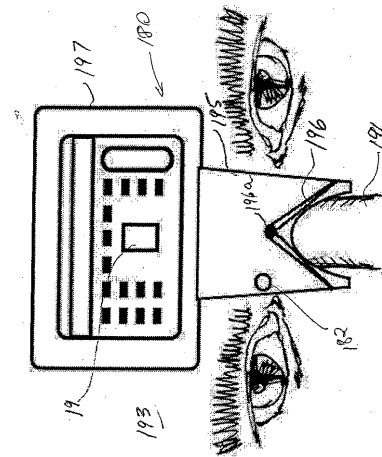


FIG 15E





【 図 17 】



【 図 18 】

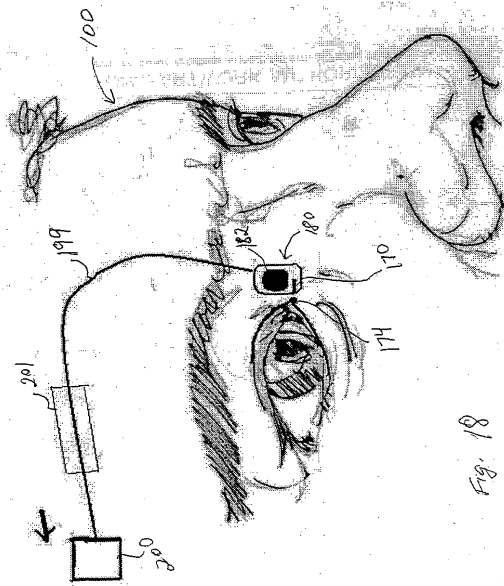


Fig. 18

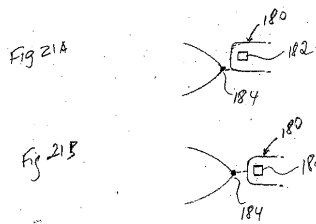
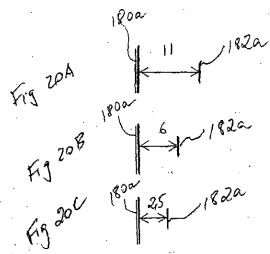
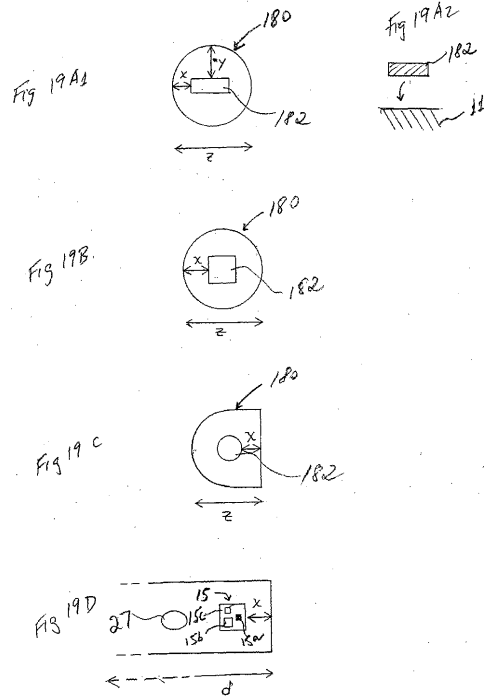
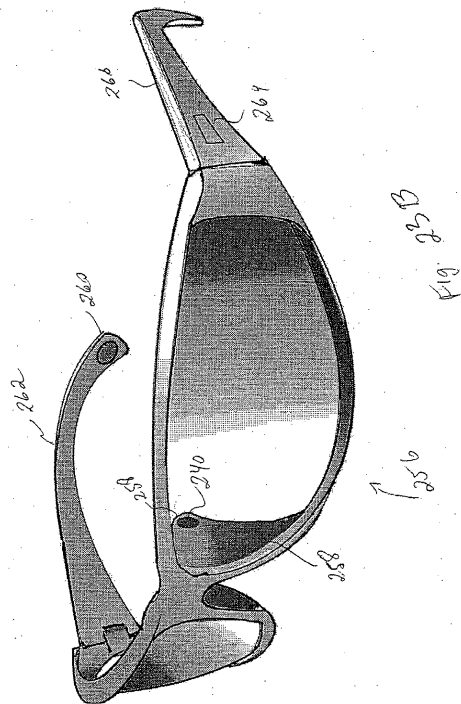
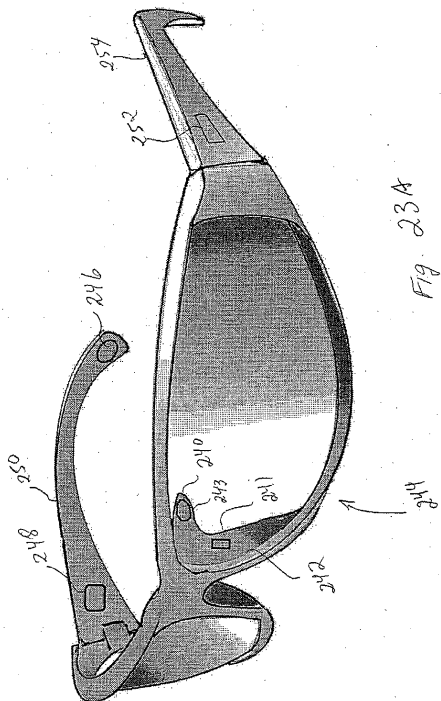
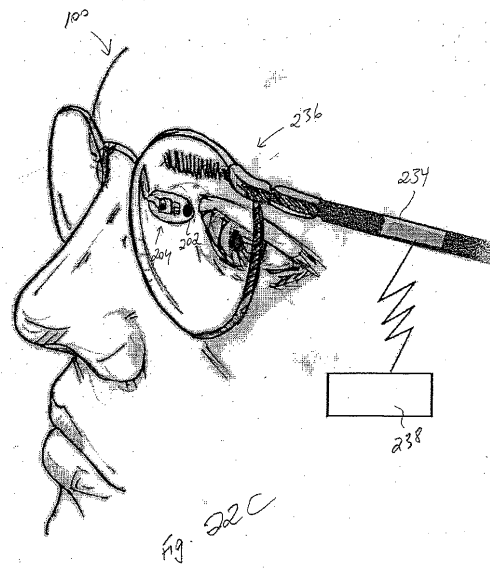
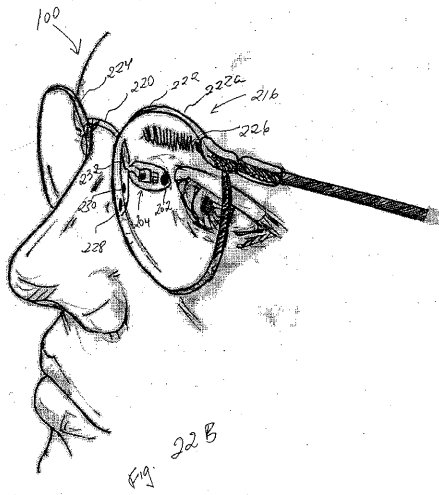
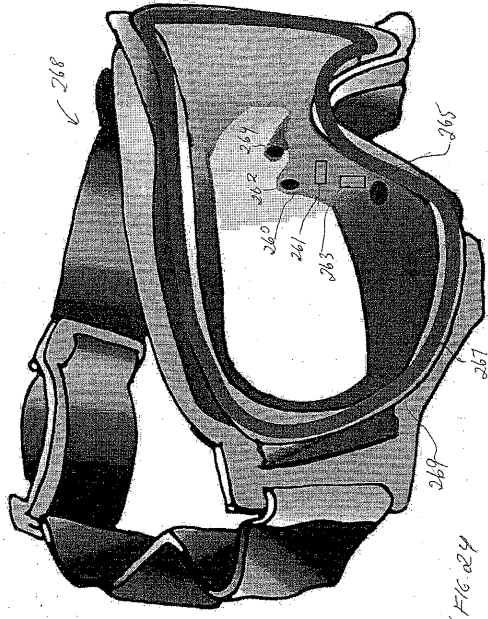


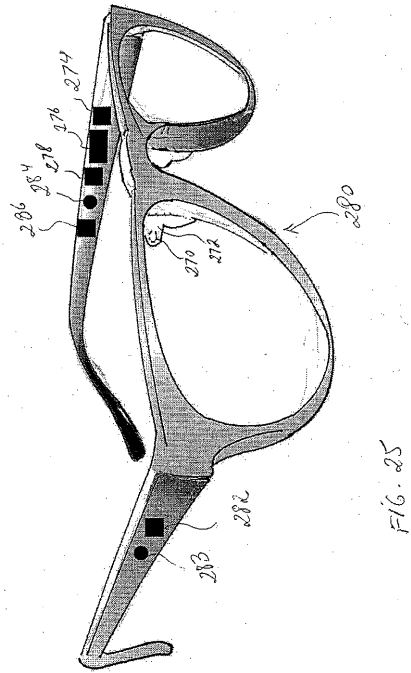
Fig. 22A



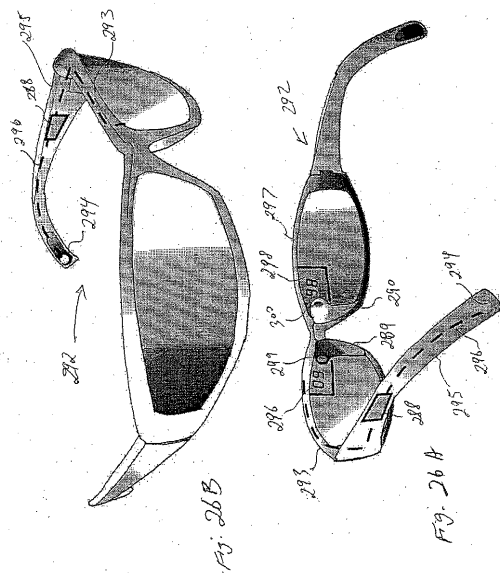
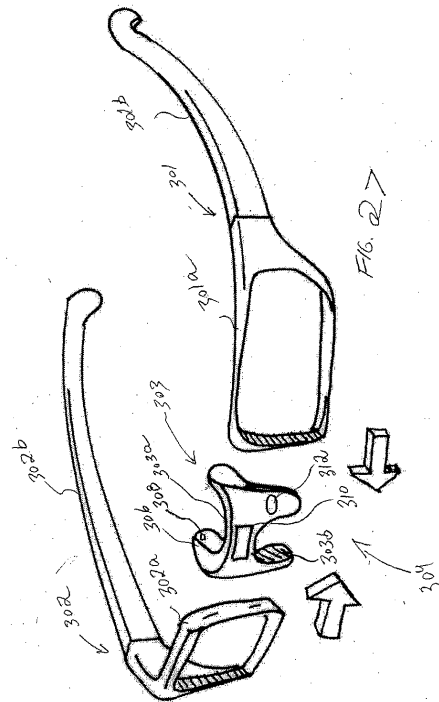
【図 24】

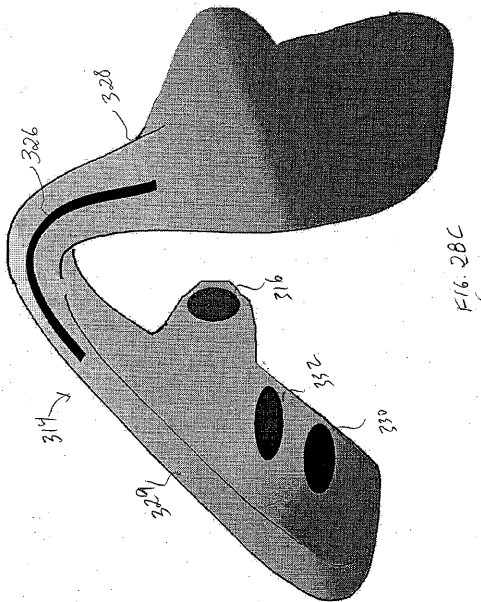
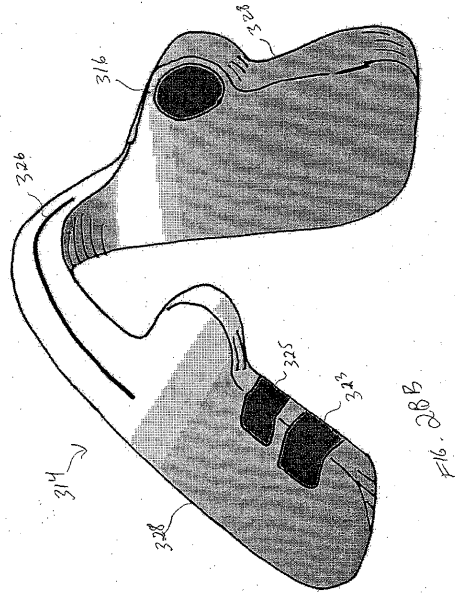
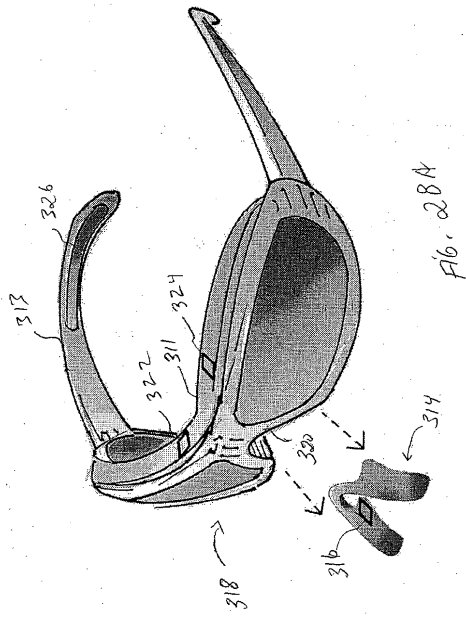


【図 25】

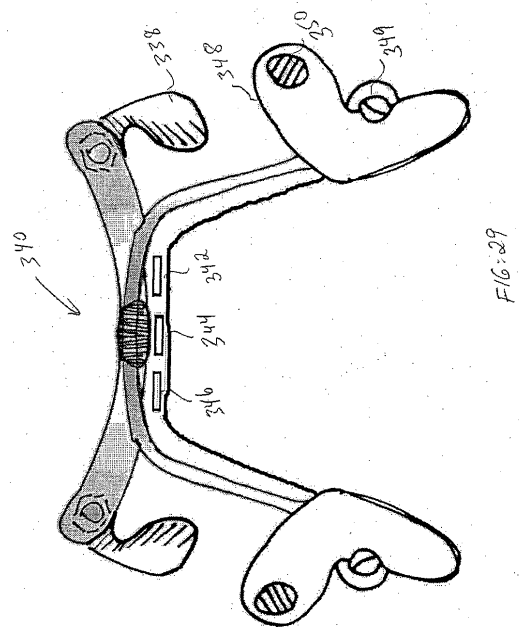


【図 27】





【 図 29 】



【図 30】

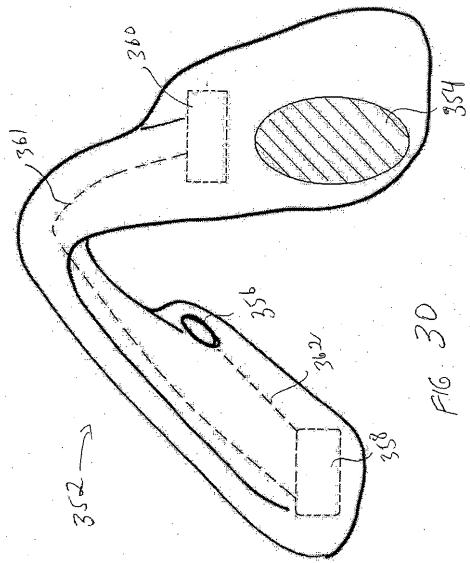


FIG. 30

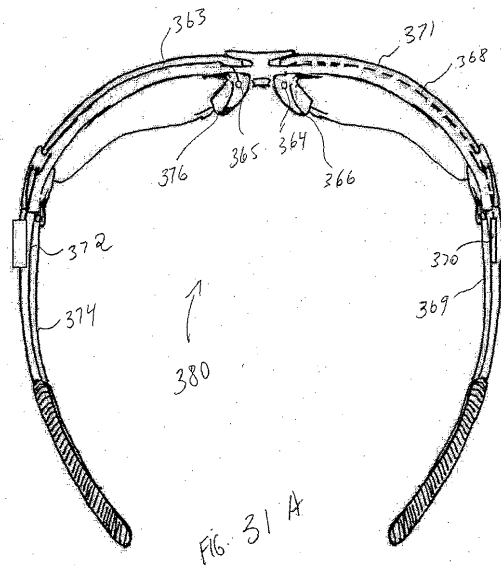


FIG. 31 A

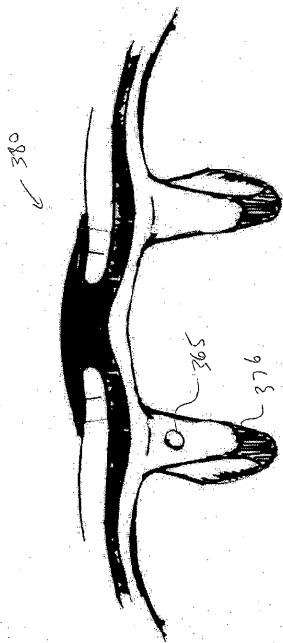


FIG. 31 B

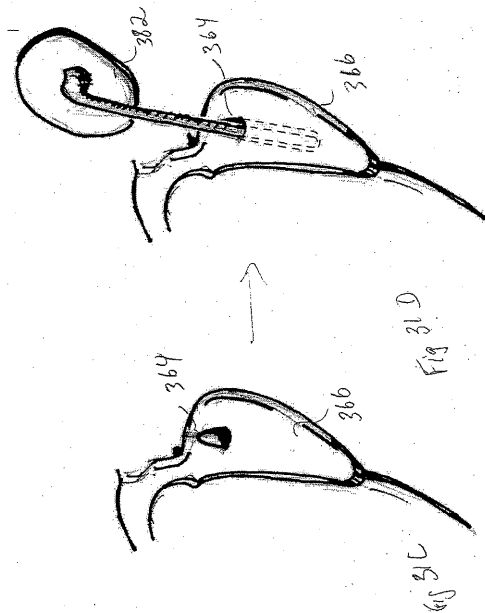
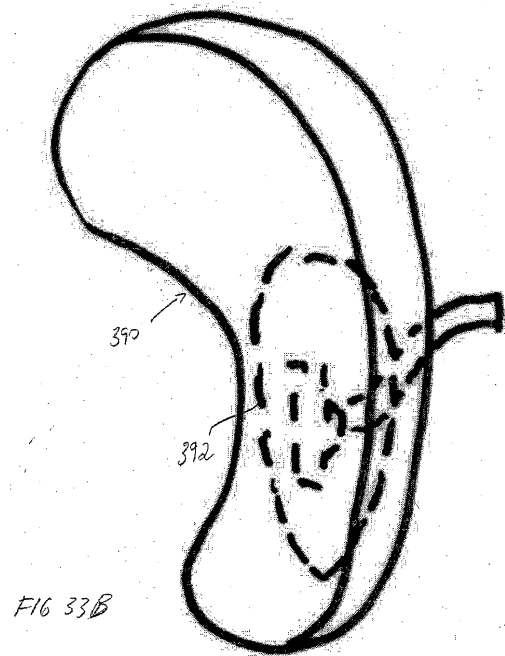
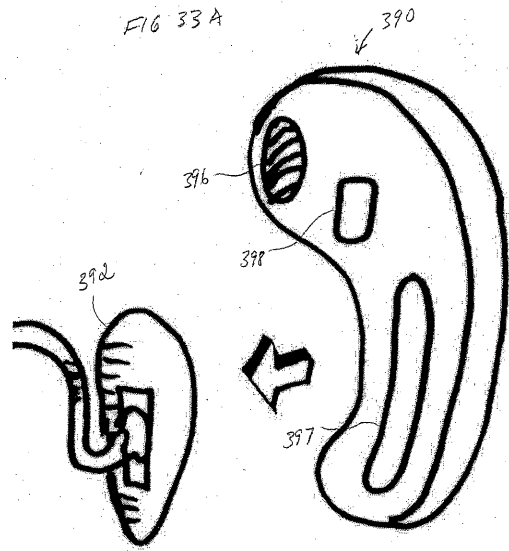
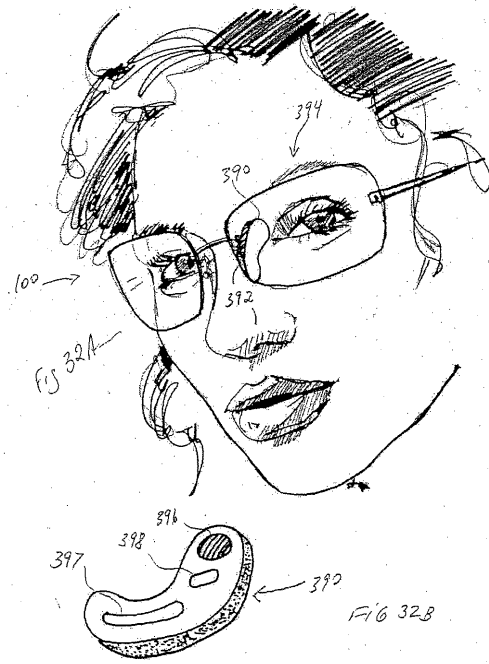
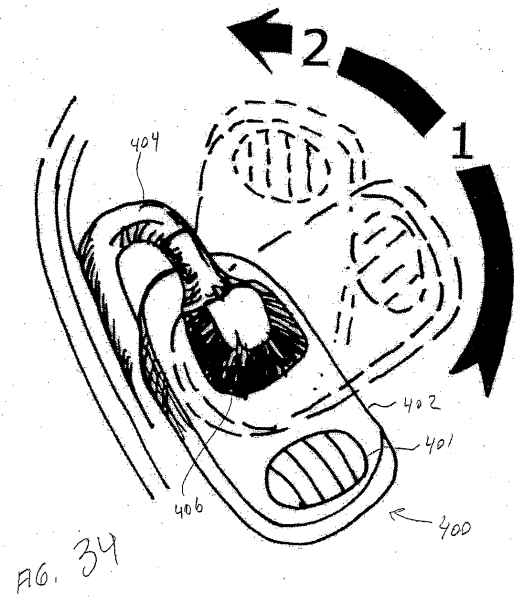


FIG. 31 D

FIG. 31 C



【 図 3 4 】



【図 35】

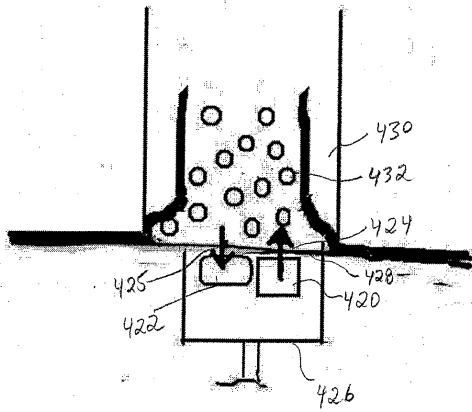


FIG. 35

【図 36】

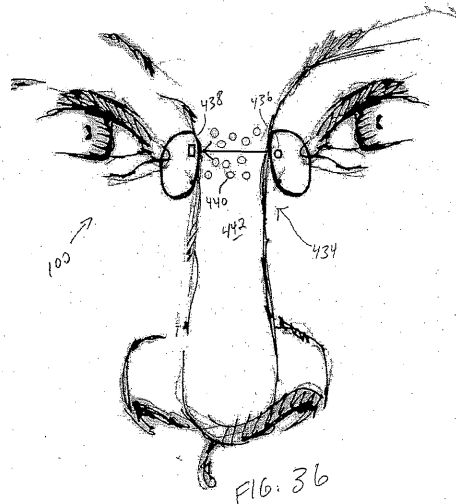


FIG. 36

【図 37】

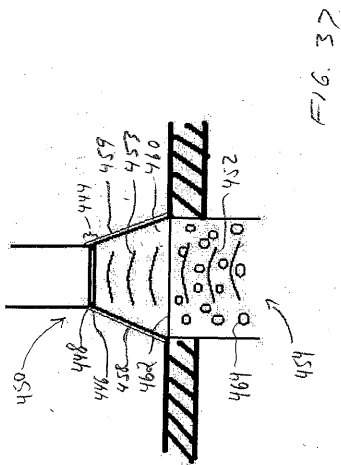


FIG. 37

【図 38】

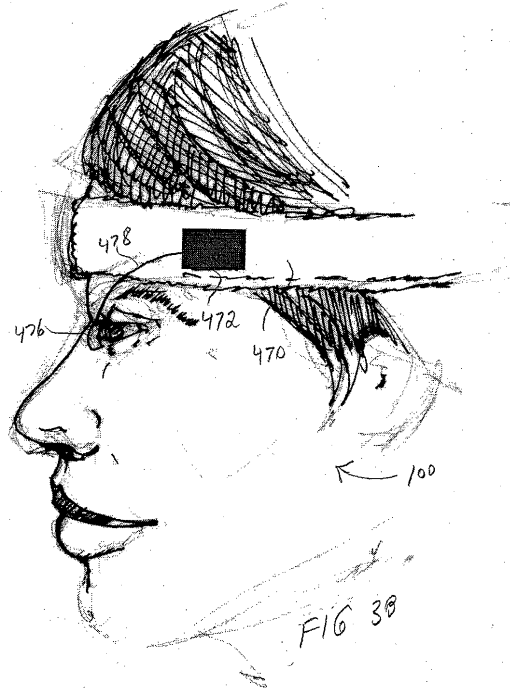


FIG. 38

【図 39】

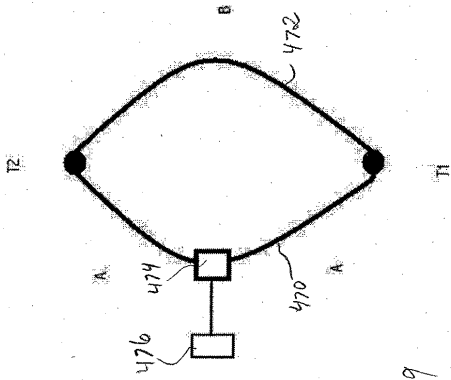


Fig 39

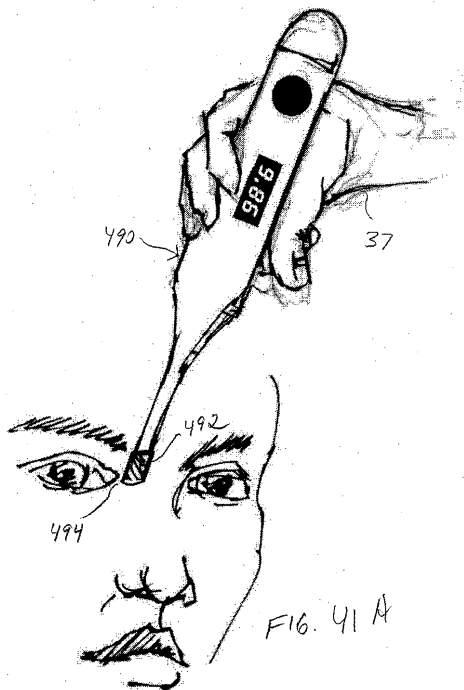
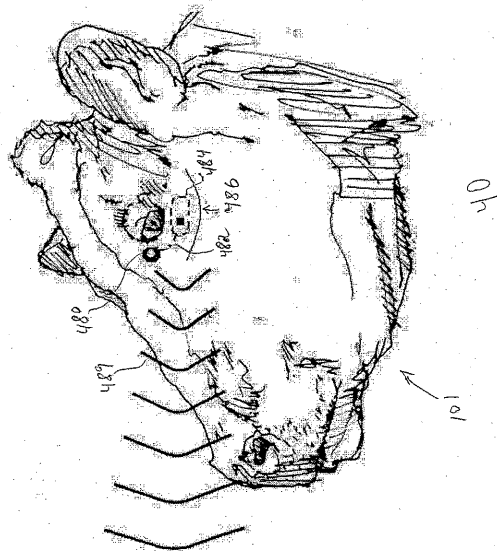


FIG. 41A

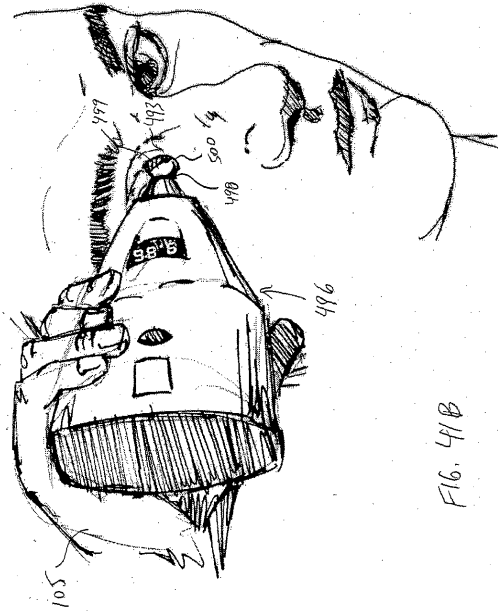


FIG. 41B

## 【手続補正書】

【提出日】平成17年4月11日(2005.4.11)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

脳の管の末端の皮膚上に配置された支持構造物であって、  
脳の管の末端の皮膚上に配置されたハウジングと、  
前記ハウジングに含まれ脳の管の末端の前記皮膚上で生じる信号を測定するためのセンサーであって、前記ハウジングの縁に隣接して配置されたセンサーと、  
から成ることを特徴とする支持構造物。

【請求項2】

前記センサーはハウジング内の偏心した位置に設置される請求項1記載の支持構造物。

【請求項3】

前記ハウジングの外縁から前記センサーの外縁までの距離は11mm以下である請求項1記載の支持構造物。

【請求項4】

前記距離は6mm以下である請求項3記載の支持構造物。

【請求項5】

前記距離は3mm以下である請求項4記載の支持構造物。

【請求項6】

前記ハウジングは、パッチ、クリップ、眼鏡の目頭当て、眼鏡の修正された鼻当て及び頭に取り付ける装置のうちの少なくとも1つを含む請求項1記載の支持構造物。

【請求項7】

前記パッチは、最大寸法11mm以下である請求項6記載の支持構造物。

【請求項8】

前記ハウジングは、動力源を有する請求項1記載の支持構造物。

【請求項9】

前記ハウジングは、マイクロプロセッサを有する請求項1記載の支持構造物。

【請求項10】

前記ハウジングは、無線送信機を有する請求項1記載の支持構造物。

【請求項11】

前記無線送信機は、無線周波数、光、音及び電磁気エネルギーのうち少なくとも一つによって信号を伝送する請求項10記載の支持構造物。

【請求項12】

前記ハウジングは、信号を局所的に報告するための局所報告装置を有する請求項1記載の支持構造物。

【請求項13】

前記局所報告装置は、信号を視覚伝送、聴覚伝送及び触覚伝送のうちの少なくとも一つによって報告する請求項10記載の支持構造物。

【請求項14】

前記センサーは、受動である請求項1記載の支持構造物。

【請求項15】

前記受動センサーは、アンテナによって動力が供給されている請求項13記載の支持構造物。

【請求項16】

前記センサーは能動である請求項1記載の支持構造物。

## 【請求項 17】

前記センサーは、脳の温度を測定する請求項 1 記載の支持構造物。

## 【請求項 18】

前記センサーは、グルコースレベルを測定する請求項 1 記載の支持構造物。

## 【請求項 19】

前記センサーは、酸素レベルを測定する請求項 1 記載の支持構造物。

## 【請求項 20】

前記センサーは、電解質レベルを測定する請求項 1 記載の支持構造物。

## 【請求項 21】

前記センサーは、脈拍を測定する請求項 1 記載の支持構造物。

## 【請求項 22】

前記センサーは、血圧を測定する請求項 1 記載の支持構造物。

## 【請求項 23】

前記ハウジングは、製造物品を制御するための送信機を有する請求項 1 記載の支持構造物。

## 【請求項 24】

前記製造物品は、医療装置、運動器具、自転車、衣類、はきもの、気候調節システム、電気毛布、乗り物の座席、家具、スポーツ器具及び軍事装置のうち少なくとも一つを含む請求項 23 記載の支持構造物。

## 【請求項 25】

前記支持構造物は、有線の送信機を有する請求項 1 記載の支持構造物。

## 【請求項 26】

前記有線の送信機は、表示装置と有線でつながれている請求項 25 記載の支持構造物。

## 【請求項 27】

前記無線送信機のための受信機は、時計、携帯電話、コンピューター、インターネット装置及びポケベルのうちの少なくとも一つを含む請求項 10 記載の支持構造物。

## 【請求項 28】

脳の管の末端の皮膚上に近接して配置された支持構造物であって、  
脳の管の末端の皮膚に近接して配置されたハウジングと、  
該ハウジングに含まれ、脳の管上の前記センサーの視野に投影する目的で前記ハウジングから間を開けて配置されたセンサーと、  
から成ることを特徴とする支持構造物。

## 【請求項 29】

前記センサーは、赤外線放射を検知する請求項 28 記載の支持構造物。

## 【請求項 30】

前記センサーは、脳温度及び血液中の物質濃度の少なくとも一つを測定する請求項 28 記載の支持構造物。

## 【請求項 31】

前記ハウジングは、パッチ、クリップ、目頭当て、修正された鼻当て、頭に付ける装置、持ち運びできる手でつかむことができる装置のうちの少なくとも一つを含む請求項 28 記載の支持構造物。

## 【請求項 32】

前記目頭当ては、取り外しができるように眼鏡に取り付けられている請求項 31 記載の支持構造物。

## 【請求項 33】

生物学的パラメーターを計測する眼鏡であって、  
右側レンズふち及び右側つる一式と、  
左側レンズふち及び左側つる一式と、  
及び支持ブリッジと鼻当て部を含む中央コネクター部品であって、前記支持ブリッジは前記右側レンズ及び右側つる一式と左側レンズふち及び左側つる一式とを取り外し可能な

ように結合している中央コネクタ部品と、  
から成ることを特徴とする眼鏡。

【請求項 3 4】

前記中央コネクタ部品は、鼻当て部分の少なくとも一つの縁と隣接して配置されたセンサーを含む請求項 3 3 記載の眼鏡。

【請求項 3 5】

脳の管の中の生物学的パラメーターを計測する頭に取り付ける支持構造物であって、  
頭にかぶるためのハウジングと、  
頭からの汗流体を受けることができ、前記汗流体の中に存在する物質の濃度に対応して信号を作り出すことができる前記ハウジング内に含まれる汗センサーと、  
から成ることを特徴とする頭に取り付ける支持構造物。

【請求項 3 6】

前記ハウジングは、眼鏡、頭のバンド及び耳をくるむ装置のうち少なくとも一つを含む請求項 3 5 記載の頭に取り付ける支持構造物。

【請求項 3 7】

脳の管の中で生物学的パラメーターを測定する支持構造物であって、  
顔に付ける眼鏡と、  
前記眼鏡に取り外し可能なように取り付けられた目頭部品であって、センサーを含む目頭部品と、  
から成ることを特徴とする支持構造物。

【請求項 3 8】

脳の管の中で、生物学的パラメーターを測定する目頭当てであって、  
ハウジングと、  
前記ハウジング内のセンサーと、  
動力源と、  
及び報告する装置と、  
から成ることを特徴とする目頭当てであって、信号を作り、報告するために前記センサーと前記動力源及び前記報告装置は電氣的に結合している目頭当て。

【請求項 3 9】

前記ハウジングは、一对の眼鏡に取り付けられている請求項 3 7 記載の目頭当て。

【請求項 4 0】

前記報告装置は、音声報告、視覚報告及び遠隔ユニットへの無線報告のうちの少なくとも一つを含む請求項 3 7 記載の目頭当て。

【請求項 4 1】

前記ハウジングは、接着部位を有する請求項 3 7 記載の目頭当て。

【請求項 4 2】

脳の管内の生物学的パラメーターを計測する支持構造物であって、  
顔に掛ける眼鏡と、  
センサーを有する目頭当てを眼鏡に取り付けるための孔を含む眼鏡の鼻当てと、  
及び前記鼻当てと報告装置を結びつけるための電氣的コネクタと、  
から成ることを特徴とする支持構造物。

【請求項 4 3】

脳の管内の生物学的パラメーターを計測する支持構造物であって、  
眼鏡の鼻当て部分に取り付けられている目頭キャップと、  
前記目頭キャップ内に含まれるセンサーであって、生物学的パラメーターを計測するセンサーと、  
から成ることを特徴とする支持構造物。

【請求項 4 4】

前記目頭キャップは、動力源と報告装置を有する請求項 4 3 記載の支持構造物。

【請求項 4 5】

脳の管内の生物学的パラメーターを計測する支持構造物の鼻当てであって、ハウジングと、ハウジング内に含まれるセンサーと、及び前記ハウジングを回転することによって異なる位置へセンサーを位置決めするセンサーに結ばれた回転可能な装置と、から成ることを特徴とする支持構造物の鼻当て。

【請求項 46】

生物学的パラメーターを計測する支持構造物であって、顔の皮膚に接触して掛けられた眼鏡と、前記皮膚をてらすための眼鏡内に含まれる電磁気放射源と、及び前記皮膚によって放射される電磁気放射の強度を検出するための眼鏡内に含まれる光検出器であって、測定された生物学的パラメーターの濃度を表示するスペクトルの変化を検出する光検出器と、から成ることを特徴とする支持構造物。

【請求項 47】

光源と光検出器は、眼鏡内で並行して配置される請求項 46 記載の支持構造物。

【請求項 48】

光源と光検出器は、眼鏡内のお互いに反対側に配置される請求項 46 記載の支持構造物。

【請求項 49】

脳の管の末端の皮膚上に配置する支持構造物であって、脳の管の末端の皮膚上に配置するハウジングと、ハウジング内に含まれ、脳の管の末端の前記皮膚上に生じた信号を計測するためのセンサーであって、前記ハウジングの縁に隣接して配置されたセンサーと、及び前記センサーを処理装置及び報告装置につなげる電気装置と、から成ることを特徴とする支持構造物。

【請求項 50】

脳の管内の生物学的パラメーターを計測する支持構造物であって、脳の管から赤外線エネルギーを受け取り、脳の管の中で生じる赤外線エネルギーに基づいて、前記脳の管の中に存在する少なくとも一つの物質の赤外線吸収を計測する検知装置と、及び計測された赤外線吸収に基づく少なくとも一つの物質の濃度を決定する処理装置と、から成ることを特徴とする支持構造物。

【請求項 51】

脳の管の末端の皮膚上に位置する支持構造物であって、脳の管からの熱エネルギーを電気力に変換する相違する金属線を有する熱電気装置と、脳の管上に位置し、熱電気装置の熱接点を持つ目頭当てと、鼻の上に位置し、熱電気装置の冷接点を持つ鼻当てと、熱電気装置によって動力を供給されるセンサーと、及び熱電気装置によって生じるエネルギーを貯蔵する蓄電器と、から成ることを特徴とする支持構造物。

【請求項 52】

生物学的パラメーターの測定方法であって、脳の管の末端の皮膚上のセンサーを位置決めする工程と、センサーによって測定された生物学的パラメーターに相当する信号を作り出す工程と、及び前記信号の値を表示装置に報告する工程と、から成ることを特徴とする測定方法。

【請求項 53】

脳の管内の生物学的パラメーターの測定方法であって、

脳の管からの赤外線エネルギーを受け取る工程と、  
前記脳の管から受け取った赤外線エネルギーの量を表す信号を作る工程と、  
生物学的パラメーターの値を決定するために前記信号を処理する工程と、  
及び前記値を報告する工程と、  
から成ることを特徴とする測定方法。

【請求項 5 4】

物質の濃度を決定するために前記管内の少なくとも一つの物質の赤外線吸収を測定する工程をさらに有する請求項 5 3 記載の方法。

【請求項 5 5】

測定された生物学的パラメーターは、脳温度、代謝機能及び物質の血中濃度のうち少なくとも一つを含む請求項 5 3 記載の方法。

【請求項 5 6】

脳の管内の生物学的パラメーターの測定方法であって、  
脳の管へ赤外線エネルギーを向ける工程と、  
前記脳の管から受け取った赤外線エネルギーの量を表示する信号を作り出す工程と、  
生物学的パラメーターの値を決定するために前記信号を処理する工程と、  
及び前記値を報告する工程と、  
から成ることを特徴とする測定方法。

【請求項 5 7】

眼鏡を合わせる方法であって、  
顔からの赤外線放射を測定する工程と、  
前記顔からの赤外線画像を作り出す工程と、  
及び作り出された赤外線画像に応じて眼鏡を調節する工程と、  
から成ることを特徴とする方法。

【請求項 5 8】

熱放射にさらされる個人への熱放射による熱ダメージの警告方法であって、  
前記個人の体温を測定する工程と、  
測定された体温は、熱によるダメージを発現させる条件のあらかじめ定められた基準に  
あっているかどうか決定するために測定された体温を解析する工程と、  
及び前記条件を前記個人に通知する工程と、  
から成ることを特徴とする警告方法。

【請求項 5 9】

運動中における個人の安全性と効果とを高める方法であって、  
体温を測定する工程と、  
運動中の安全性と効果とを高めるために前記測定した体温に基づいたあらかじめ定めら  
れた基準による摂取液体のタイプ、量及び時間を決定する工程と、  
から成ることを特徴とする方法。

【請求項 6 0】

使用者の脳の温度を測定する温度センサーと、  
前記使用者の脳の温度から前記使用者の身体の熱的状态を決定する処理装置と、  
及び前記熱的状态が予定された値より外れた時、前記使用者に報告する報告装置と、  
から成ることを特徴とする運動管理装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 1 4 1

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 1 4 1】

厚い皮膚 3 9 は、胸部領域内の皮膚に相当し、脂肪層 3 8 は、胸部領域に存在する不定  
量の脂肪に相当する。矢印 3 6 g は、厚い界面や熱吸収構造物を含む管以外の領域内の干

渉要素を前記熱エネルギーが通り抜けた後に配達される混乱された又減じられた総放射力を表す。付け加えると、B T T 2 0 は、管以外の領域 3 0 及び 4 0 で見つけられたような脂肪を持たない。厚い皮膚や脂肪のような厚い界面を持たないこと、脂肪のような熱障壁を持たないこと及び筋肉のような熱吸収要素を持たないことが、B T T の末端において、放熱の邪魔されない放射を可能にする。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 2 1 7

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 2 1 7】

図 2 6 A は、眼鏡 2 9 2 の目頭当て 2 9 0、2 8 9 によって支持されるセンサー 2 9 9、3 0 0 を示しかつ、レンズ縁 2 9 7 及びディスプレイ 2 9 8 さらに前記眼鏡 2 9 2 のつる 2 9 5 及びレンズ縁 2 9 3 の中に配置され、ディスプレイ手段 2 9 8 に結合された送信器 2 8 8、汗センサー 2 9 4 及び金属線 2 9 6 を含む一つの好ましい実施例の背面斜視図である。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 2 5 6

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 2 5 6】

図 4 1 A は、生物学的パラメーターを測定するために B T T 位置の皮膚 4 9 4 に接触してセンサー 4 9 2 を配置する持ち運び出来る支持構造物 4 9 0 の斜視図である。接触センサー 4 9 2 を持つ温度計として組み込まれた支持構造物 4 9 0 は、皮膚 4 9 4 上にセンサー 4 9 2 を配置し、測定を行うために第 2 の人物 3 0 7 によって保持される。図 4 1 B は、B T T の末端の皮膚領域の形と寸法の全体或いは一部と合う視野を持つサーモパイルのような非接触センサー 4 9 8 を配置する壁 5 0 0 を持つ持ち運び出来る支持構造物 4 9 6 の斜視図である。赤外線温度計として組み込まれた支持構造物 4 9 6 は、センサー 4 9 8 を配置し生物学的パラメーターを測定するために 2 番目の人物 1 0 5 によって保持される。赤外検知器を B T T 位置へ向けることが本発明に従って使用されることが出来ることが理解されるが、測定された温度は室温のため臨床的に有用ではない。それゆえ支持構造物 4 9 6 は管の上の皮膚からセンサー 4 9 8 に届くために熱放射によって限られた環境を作る壁 5 0 0 を含む。支持構造物の壁 5 0 0 は管の形に合うように、又図 3 7 に示された同様の方法でセンサー表面 4 9 2 と前記センサー 4 9 8 によって見られる皮膚領域 4 9 3 とから成る境界を持つ空洞 4 9 9 を提供するように適合される。

【手続補正 5】

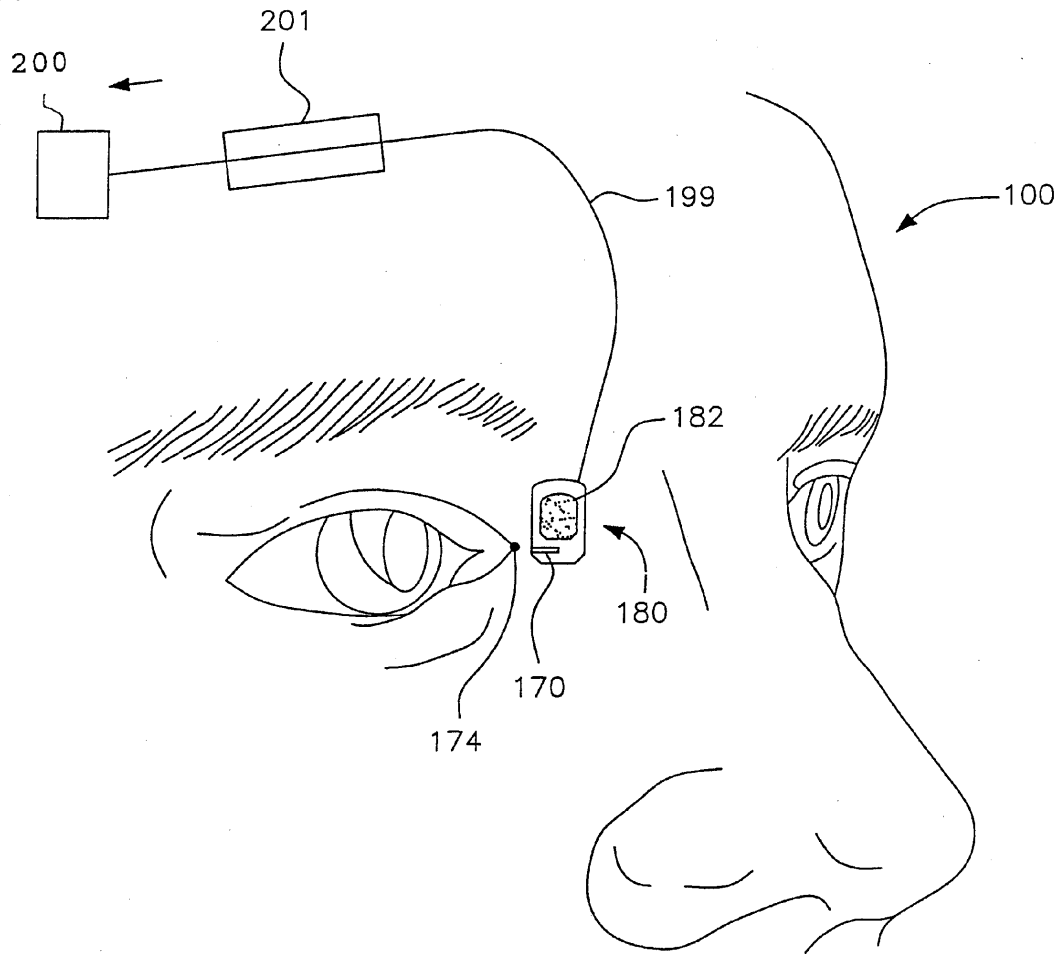
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 1 8

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 18】



【手続補正 6】

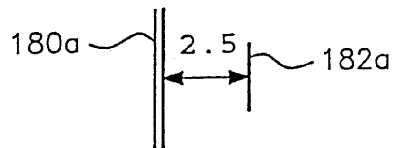
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 20 C

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 20 C】



【手続補正 7】

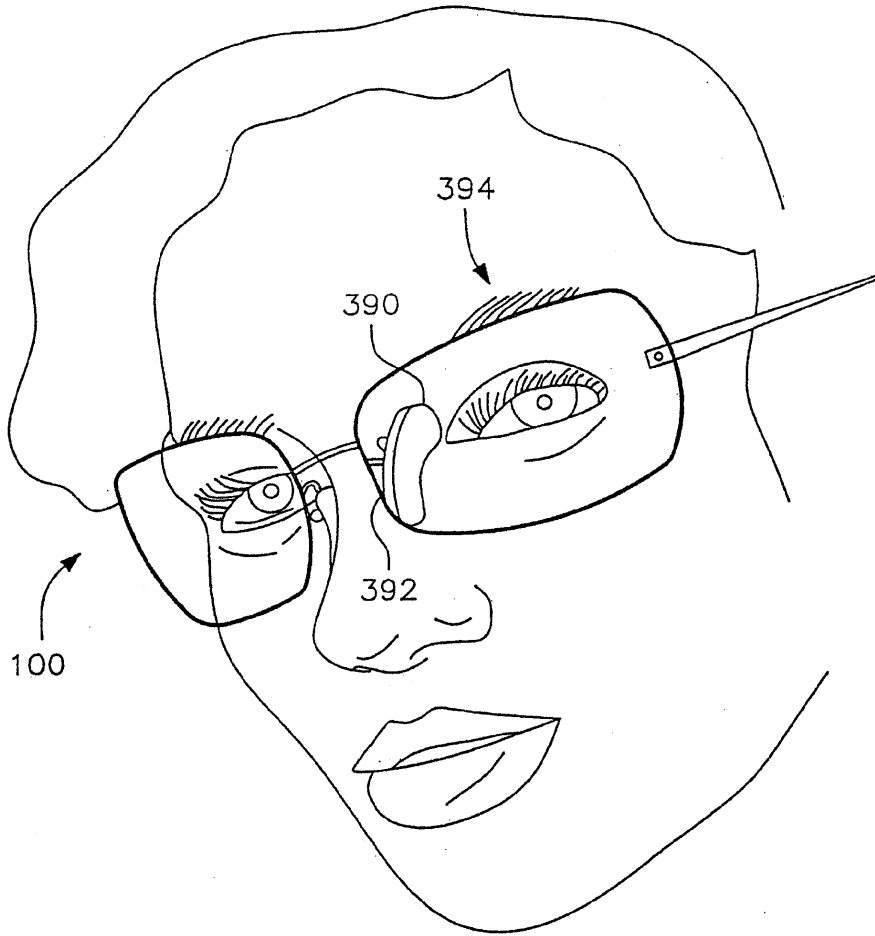
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 32 A

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 3 2 A】



【手続補正 8】

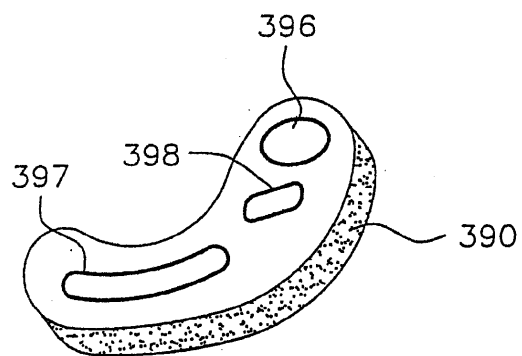
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 3 2 B

【補正方法】追加

【補正の内容】

【図 3 2 B】



【手続補正 9】

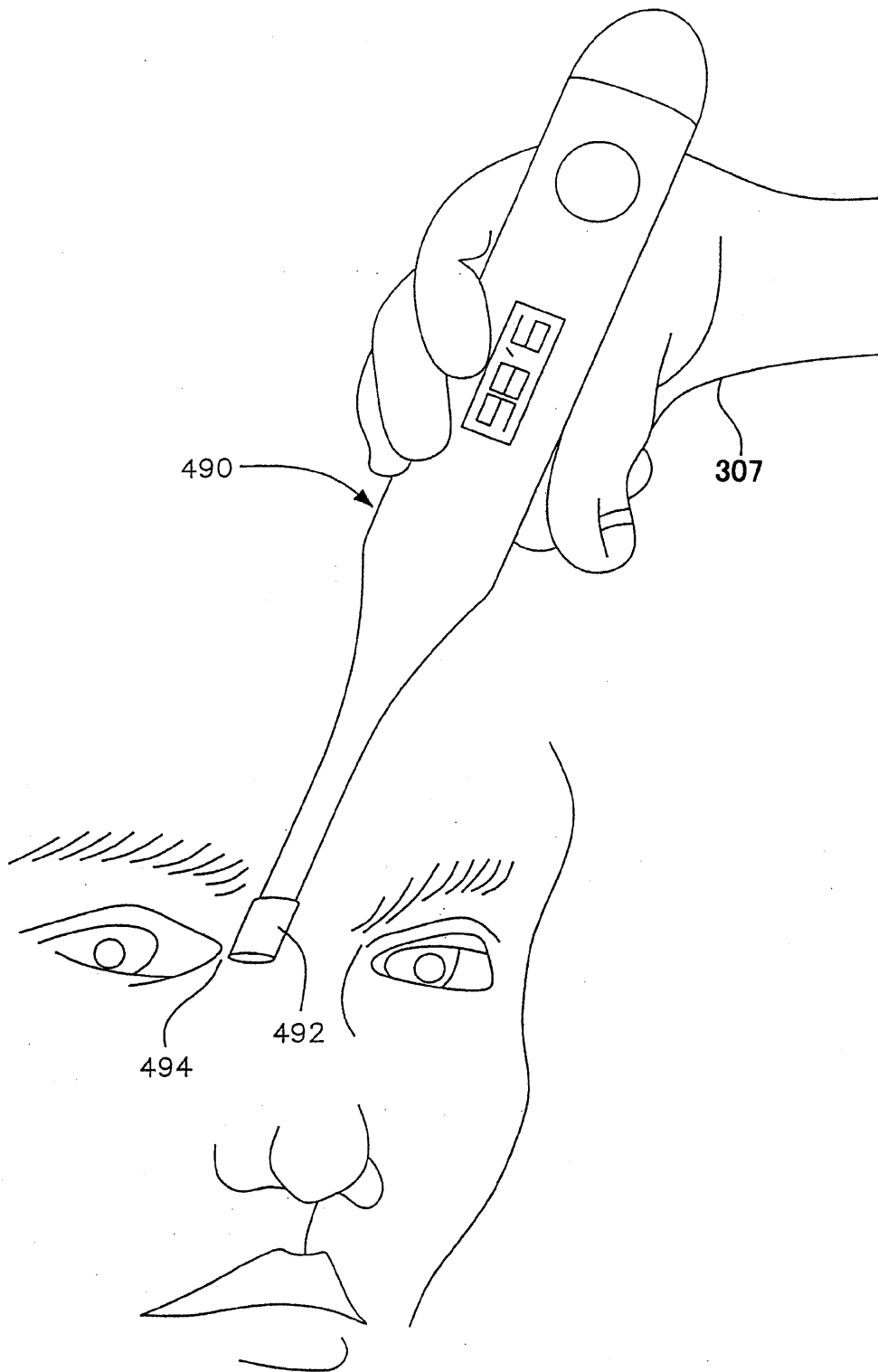
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 4 1 A

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 4 1 A】



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US03/12382

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC(7) : A61B 5/00

US CL : 600/310, 474, 549

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)

U.S. : 600/310, 474, 549, 322; 128/903, 904

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

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

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category * | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                 | Relevant to claim No.                       |
|------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------|
| X          | US 6,292,685 B1 (POMPEI) 18 September 2001 (18.09.2001), column 3, line 63 - column 8, line 17.    | 1, 3-5, 8-13, 16, 17, 23-30, 47, 50, 51, 53 |
| X          | US 5,817,008 A (RAFERT et al) 06 October 1998 (06.10.1998), column 3, line 43 - column 6, line 37. | 1, 3-7, 18-22, 28, 29, 31, 47, 48, 50-54    |



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                                                                | "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                                              |
| "E" earlier application or patent published on or after the international filing date                                                                                   | "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                                                                     |
| "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) | "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 |
| "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means                                                                                            | "&" document member of the same patent family                                                                                                                                                                                                    |
| "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed                                                                  |                                                                                                                                                                                                                                                  |

Date of the actual completion of the international search

18 April 2005 (18.04.2005)

Date of mailing of the international search report

13 MAY 2005

Name and mailing address of the ISA/US

Mail Stop PCT, Attn: ISA/US  
Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, Virginia 22313-1450

Facsimile No. (703) 305-3230

Authorized officer

Eric F. Winakur

Telephone No. 571/272-2975

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US03/12382

**Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 1 of first sheet)**

This international report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claim Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☐ Claim Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claim Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 2 of first sheet)**This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:  
Please See Continuation Sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1-32 and 47-54

**Remark on Protest**
☐  
☐

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/US03/12382

**BOX II. OBSERVATIONS WHERE UNITY OF INVENTION IS LACKING**

This application contains the following inventions or groups of inventions which are not so linked as to form a single general inventive concept under PCT Rule 13.1. In order for all inventions to be examined, the appropriate additional examination fees must be paid.

Group I, claim(s) 1 - 34, 37 - 43, and 47 - 54, drawn to a sensor for measuring from a brain tunnel.

Group II, claim(s) 35 and 36, drawn to a head worn sweat sensor.

Group III, claim(s) 44 - 46, drawn to eyeglasses with an electromagnetic source and sensor.

Group IV, claim(s) 55, drawn to a method for fitting eyeglasses.

Group V, claim(s) 56, drawn to a method for warning of thermal damage.

Group VI, claim(s) 57, drawn to a method for enhancing safety while performing physical activity.

Group VII, claim(s) 58, drawn to a method of physical activity management.

This application contains claims directed to more than one species of the generic invention. These species are deemed to lack unity of invention because they are not so linked as to form a single general inventive concept under PCT Rule 13.1.

In order for more than one species to be examined, the appropriate additional examination fees must be paid. The species are as follows:

With regard to Group I, two distinct species are claimed. In particular, the species are directed to A) a sensing arrangement that includes placement on the skin at the end of a brain tunnel, and B) a sensing arrangement in the form of eyeglasses which may include an integrated sensor.

The claims are deemed to correspond to the species listed above in the following manner:

- A) Claims 1 - 32 and 47 - 54.
- B) Claims 33, 34, and 37 - 43.

The following claim(s) are generic: none.

The inventions listed as Groups I - VII do not relate to a single general inventive concept under PCT Rule 13.1 because, under PCT Rule 13.2, they lack the same or corresponding special technical features for the following reasons: The inventions of Group I perform measurements from a brain tunnel. Group II analyzes components of sweat. Group III uses an electromagnetic source and detector to perform measurements; the measurements do not need to be performed on a brain tunnel. Group IV is a method for fitting eyeglasses, and does not relate to a measurement of a physiological parameter. Group V is for monitoring for warning for thermal damage; the measurements do not need to be performed at a brain tunnel; the measurement configuration of Group III, also is not utilized. Group VI is for enhancing safety during physical activity and relates to monitoring fluid intake. Group VII is a physical activity management device; thermal state of the body is determined from brain temperature measurements; it does not require the features of the other groups. As such, each of the groups includes a unique special technical feature, as detailed above.

The species listed above do not relate to a single general inventive concept under PCT Rule 13.1 because, under PCT Rule 13.2, the species lack the same or corresponding special technical features for the following reasons: Species A requires the device to be placed at the end of the brain tunnel while Species B is configured in an eyeglass arrangement and performs its measurement from a location separate from the brain tunnel. Thus, different technical features are required by each species.

---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA, GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ, EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,M W,MX,MZ,NI,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

Fターム(参考) 4C117 XA05 XB01 XB02 XB11 XC15 XC19 XD03 XD06 XD07 XE05  
XE06 XE13 XE15 XE23 XE37 XE42 XE56 XE62 XG01 XG18  
XH02 XH05 XH07 XQ07 XQ11 XR01 XR02

|                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |         |            |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 用于测量生物参数的装置和方法                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2006507855A</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           | 公开(公告)日 | 2006-03-09 |
| 申请号            | JP2004515642                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            | 申请日     | 2003-04-22 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 马尔西奥·马克·阿布雷乌                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | Aburyu马尔西奥马克                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |         |            |
| [标]发明人         | アブリューマルシオマルク                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |         |            |
| 发明人            | アブリュー マルシオ マルク                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/01 A61B5/00 G01N21/35 A61B5/145 A61B5/0205 A61B5/04 G01K13/00                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/015 A61B5/0008 A61B5/0017 A61B5/0026 A61B5/0042 A61B5/0059 A61B5/01 A61B5/0205 A61B5/02055 A61B5/0476 A61B5/0537 A61B5/14517 A61B5/14551 A61B5/14553 A61B5/1486 A61B5/4064 A61B5/412 A61B5/6803 A61B5/6814 A61B5/6821 A61B5/72 A61B5/7271 A61B5/742 A61B5/746 A61B2560/0214 G01K13/002 G02C11/10 G08B5/36                                                                                                                                         |         |            |
| FI分类号          | A61B5/00.101.K A61B5/00.102.C G01N21/35.Z A61B5/14.310                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |         |            |
| F-TERM分类号      | 2G059/AA01 2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/CC18 2G059/EE01 2G059/EE12 2G059/HH01 2G059/HH02 2G059/HH06 4C038/KK10 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/KY04 4C117/XA05 4C117/XB01 4C117/XB02 4C117/XB11 4C117/XC15 4C117/XC19 4C117/XD03 4C117/XD06 4C117/XD07 4C117/XE05 4C117/XE06 4C117/XE13 4C117/XE15 4C117/XE23 4C117/XE37 4C117/XE42 4C117/XE56 4C117/XE62 4C117/XG01 4C117/XG18 4C117/XH02 4C117/XH05 4C117/XH07 4C117/XQ07 4C117/XQ11 4C117/XR01 4C117/XR02 |         |            |
| 代理人(译)         | 大川 宏                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |         |            |
| 优先权            | 60/374133 2002-04-22 US                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |         |            |
| 其他公开文献         | JP4347216B2                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |         |            |

#### 摘要(译)

用于在生理隧道上定位传感器的支撑结构，用于测量身体的物理，化学和生物参数，并根据参数的测量值产生动作。支撑结构包括使用特殊几何形状安装在支撑结构上的传感器，用于获取关于身体生理学的连续和未受干扰的数据。信号通过无线传输（例如通过电磁波，无线电波，红外线，声音等）或通过音频或视频传输进行本地报告而被发送到远程站。物理和化学参数包括脑功能，代谢功能，流体动力学功能，水合状态，血液中化学化合物的水平等。支撑结构包括贴片，夹子，眼镜，头戴式齿轮等，包含位于隧道末端的无源或有源传感器，其中传感系统定位在生理隧道上并进入生理隧道。

