

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4558719号
(P4558719)

(45) 発行日 平成22年10月6日 (2010. 10. 6)

(24) 登録日 平成22年7月30日 (2010. 7. 30)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/01 (2006. 01)	A 6 1 B 5/00 1 O 1 K
F 2 4 F 11/02 (2006. 01)	A 6 1 B 5/00 1 O 1 E
A 6 1 B 10/00 (2006. 01)	F 2 4 F 11/02 1 O 3 A
	F 2 4 F 11/02 S
	A 6 1 B 10/00 G

請求項の数 50 (全 109 頁)

(21) 出願番号	特願2006-508817 (P2006-508817)	(73) 特許権者	505322991
(86) (22) 出願日	平成16年2月26日 (2004. 2. 26)		アブリュー・マルシオ・マルク・オウレリ
(65) 公表番号	特表2006-523127 (P2006-523127A)		オ・マーチン
(43) 公表日	平成18年10月12日 (2006. 10. 12)		アメリカ合衆国 コネチカット州 064
(86) 国際出願番号	PCT/US2004/005496		73 ノースヘブン ハイランドパークロ
(87) 国際公開番号	W02005/015163		ード 72
(87) 国際公開日	平成17年2月17日 (2005. 2. 17)	(74) 代理人	100081776
審査請求日	平成18年11月8日 (2006. 11. 8)		弁理士 大川 宏
(31) 優先権主張番号	60/449, 800	(72) 発明者	アブリュー・マルシオ・マルク・オウレリ
(32) 優先日	平成15年2月26日 (2003. 2. 26)		オ・マーチン
(33) 優先権主張国	米国 (US)		アメリカ合衆国 コネチカット州 064
(31) 優先権主張番号	60/475, 470		73 ノースヘブン ハイランドパークロ
(32) 優先日	平成15年6月4日 (2003. 6. 4)		ード 72
(33) 優先権主張国	米国 (US)	審査官	荒巻 慎哉

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 検出器、気候調節装置及び放射検出器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

目頭領域と目の内角上方面とから成る領域、上方まぶた領域から成る領域、及び目の内角と上及び下まぶたの両方に隣接する領域のうち少なくとも一つの領域にある皮膚であって、脳の管 (tunnel) に位置する脳管位置皮膚から放射エネルギーを受け取る放射エネルギー受信プローブを含む検出器であって、前記プローブは、前記脳管位置皮膚に接触するための突出部を有し、また放射エネルギーを電気信号に変換するセンサーを有し、さらに該脳の管と該プローブとの間に固定した関係を確立するための位置決め装置を有することを特徴とする検出器。

【請求項 2】

前記プローブは赤外線放射に焦点を合わせるシステムを有する請求項 1 記載の検出器。

【請求項 3】

前記赤外線放射に焦点を合わせるシステムはレンズを有する請求項 2 記載の検出器。

【請求項 4】

前記システムは赤外線をろ波するフィルターを有する請求項 2 記載の検出器。

【請求項 5】

前記プローブはプロセッサを有する請求項 1 記載の検出器。

【請求項 6】

前記プロセッサは体温及び血液中の物質濃度のうち少なくとも一つを計算する請求項 5 記載の検出器。

【請求項 7】

前記プローブは表示装置を有する請求項 1 記載の検出器。

【請求項 8】

前記プローブは送信器を有する請求項 1 記載の検出器。

【請求項 9】

前記送信器は、少なくとも一つの無線又は有線の送信器によって信号を送信する請求項 8 記載の検出器。

【請求項 10】

前記プローブは信号の処理、送信、表示のうちの少なくとも一つのための遠隔モジュールへの結合を有する請求項 1 記載の検出器。

10

【請求項 11】

前記プローブは環境温度センサーを有する請求項 1 記載の検出器。

【請求項 12】

前記センサーは非接触センサー及び接触センサーのうちの少なくとも一つを有する請求項 1 記載の検出器。

【請求項 13】

前記センサーは赤外線センサーを有する請求項 1 2 記載の検出器。

【請求項 14】

前記赤外線センサーはサーモパイルを有する請求項 1 3 記載の検出器。

【請求項 15】

前記センサーは、サーミスター、サーモパイル、RTD、半導体、表面固定センサー、白金線、導電ポリマー、光学繊維、蛍光センサー、熱電気センサー及び熱流量センサーのうちの少なくとも一つを有する請求項 1 記載の検出器。

20

【請求項 16】

前記センサーはセンサーアレイを有する請求項 1 2 記載の検出器。

【請求項 17】

前記センサーアレイは、センサーアレイ内の最も高い温度出力を持つセンサーに一致するように適合させたマイクロプロセッサを有する請求項 1 6 記載の検出器。

【請求項 18】

前記プローブは、前記脳管位置皮膚に接触する延長部分を有する請求項 1 記載の検出器

30

【請求項 19】

前記プローブは、局所報告装置を有する請求項 1 記載の検出器。

【請求項 20】

前記局所報告装置は、視覚の、聴覚の、及び触覚の伝達のうちの少なくとも一つによって信号を伝える請求項 1 9 記載の検出器。

【請求項 21】

前記プローブは、手持ちの装置であり、前記位置決め装置は前記脳の管に位置する皮膚に適合させた形状を有する前記プローブに固定された延長部分である請求項 1 記載の検出器。

40

【請求項 22】

前記送信器は、製造物品を制御する請求項 8 記載の検出器。

【請求項 23】

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、カラー、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 2 記載の検出器。

【請求項 24】

前記送信器は、配線されたコンピュータネットワークを越えて送信する請求項 8 記載の検出器。

【請求項 25】

50

皮膚上に配置するための検出器であって、
 前記検出器は、皮膚上に配置するためのハウジングと、
 皮膚上にハウジングを移動可能なように保持するための留め具とを含み、
 該ハウジングは目頭領域と目の内角上方面とから成る領域、上方まぶた領域から成る領域、及び目の内角と上及び下まぶたの両方に隣接する領域のうち少なくとも一つの領域にある皮膚であって、脳の管 (tunnel) に位置する脳管位置皮膚から放射エネルギーを受け取るハードウェアを包含し、前記ハウジングは前記脳管位置皮膚に接触する突出部を有し、前記ハードウェアは該脳の管と該ハードウェアとの間に固定した関係を確認するための位置決め装置を有する検出器。

【請求項 2 6】

前記留め具は、恒久的である請求項 2 5 記載の検出器。

【請求項 2 7】

前記留め具は、使い捨てである請求項 2 5 記載の検出器。

【請求項 2 8】

前記ハードウェアは、電気サーキットリーを含む請求項 2 5 記載の検出器。

【請求項 2 9】

前記ハードウェアは、センサー、送信器、プロセッサ、LED、ブザー、スピーカー、圧電部品及び動力源のうち少なくとも一つを含む請求項 2 5 記載の検出器。

【請求項 3 0】

前記センサーは、体温、グルコース、脈拍、血圧、酸素、代謝機能及び血中の物質濃度のうち少なくとも一つを測定する請求項 2 9 記載の検出器。

【請求項 3 1】

目頭領域と目の内角上方面とから成る領域、上方まぶた領域から成る領域、及び目の内角と上及び下まぶたの両方に隣接する領域のうち少なくとも一つの領域にある皮膚であって、脳の管 (tunnel) に位置する脳管位置皮膚から遠隔で放射エネルギーを受け取る放射エネルギープローブを有する検出器であって、前記プローブは放射エネルギーを受け取るための円柱状物を有し、前記円柱状物は幅方向の寸法が最大 3 . 0 mm より小さく、さらに前記プローブは、該脳の管と該プローブとの間に固定した関係を確認するための位置決め装置を有する検出器。

【請求項 3 2】

目頭領域と目の内角上方面とから成る領域、上方まぶた領域から成る領域、及び目の内角と上及び下まぶたの両方に隣接する領域のうち少なくとも一つの領域にある皮膚であって、脳の管 (tunnel) に位置する脳管位置皮膚から遠隔で放射エネルギーを受け取る放射エネルギープローブを有する検出器であって、前記プローブは前記脳の管から受け取った放射エネルギーをコリメートするためのレンズを有し、さらに該脳の管と該プローブとの間に固定した関係を確認するための位置決め装置を有する検出器。

【請求項 3 3】

目頭領域と目の内角上方面とから成る領域、上方まぶた領域から成る領域、及び目の内角と上及び下まぶたの両方に隣接する領域のうち少なくとも一つの領域にある皮膚であって、哺乳動物の脳の管 (tunnel) の皮膚の温度を検出する脳の管の温度検出装置と、
 前記脳の管で計測された皮膚温度に基づいて気候を調節する調節装置と、
を有し、該温度検出装置は該脳の管と該温度検出装置との間に固定した関係を確認するための位置決め装置を有する気候調節装置。

【請求項 3 4】

前記脳の管の温度検出装置は、接触センサー及び非接触センサーのうち少なくとも一つを有する請求項 3 3 記載の気候調節装置。

【請求項 3 5】

前記センサーは、赤外線センサー及び熱画像システムのうち少なくとも一つを有する請求項 3 4 記載の気候調節装置。

【請求項 3 6】

10

20

30

40

50

前記センサーは、サーミスター、サーモパイル、RTD、半導体、表面固定センサー、白金線、導電ポリマー、光学繊維、蛍光センサー、熱電気センサー及び熱流量センサーのうちの少なくとも一つを有する請求項3 4記載の気候調節装置。

【請求項 3 7】

前記調節装置は、輸送用乗り物の客室や限られた領域及び居住場所のうちの少なくとも一つを調節する請求項3 3記載の気候調節装置。

【請求項 3 8】

前記調節装置は、哺乳動物にとって熱的な快適さを提供するために物品を適合させるための処理装置を有する請求項3 3記載の気候調節装置。

【請求項 3 9】

前記調節装置は、ヒーター、エアコン、乗り物のシート、カーペット、ハンドル、窓、床、家具、衣服、履き物、毛布、点滴線及び医療装置のうちの少なくとも一つを調節する請求項3 3記載の気候調節装置。

【請求項 4 0】

目頭領域と目の内角上方面とから成る領域、上方まぶた領域から成る領域、及び目の内角と上及び下まぶたの両方に隣接する領域のうち少なくとも一つの領域にある皮膚であって、脳の管(tunnel)に位置する脳管位置皮膚から放射エネルギーを受け取るための熱画像システムと、

放射エネルギーを電気信号に変換するセンサーと、

を有し、該センサーは該脳の管と該センサーとの間に固定した関係確立するための位置決め装置を有する放射検出器。

【請求項 4 1】

前記センサーは、赤外線放射に焦点を合わせるためのシステムを有する請求項4 0記載の放射検出器。

【請求項 4 2】

前記システムは、レンズを有する請求項4 0記載の放射検出器。

【請求項 4 3】

前記システムは、赤外線放射をろ波するためのフィルターを有する請求項4 0記載の放射検出器。

【請求項 4 4】

前記センサーは、プロセッサを有する請求項4 0記載の放射検出器。

【請求項 4 5】

前記留め具は、フック及びループ留め具である請求項2 5記載の検出器。

【請求項 4 6】

前記位置決め装置は、パッチ、クリップ、目頭部品、鼻当て及び頭に取り付ける装置の何れか一つである請求項 1 に記載の検出器。

【請求項 4 7】

前記位置決め装置は、パッチ、クリップ、目頭部品、鼻当て及び頭に取り付ける装置の何れか一つである請求項 2 5 に記載の検出器。

【請求項 4 8】

前記位置決め装置は、パッチ、クリップ、目頭部品、鼻当て及び頭に取り付ける装置の何れか一つである請求項 3 1 に記載の検出器。

【請求項 4 9】

前記位置決め装置は、パッチ、クリップ、目頭部品、鼻当て及び頭に取り付ける装置の何れか一つである請求項 3 2 に記載の検出器。

【請求項 5 0】

前記位置決め装置は、パッチ、クリップ、目頭部品、鼻当て及び頭に取り付ける装置の何れか一つである請求項 3 3 に記載の気候調節装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

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。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

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。

10

【 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 】

20

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によって特徴づけられた皮膚上に置かれたセンサーを用いた前述の技法のため、皮膚を用いた温度測定は、精密さや正確さには達しなかった。

【 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。

30

【 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。しかしコンタクトレンズは、医者の方を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。

【 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 】

40

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。

【 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ず、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ず、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

50

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。

【0010】

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射の配達を妨げ、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。

10

【0011】

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明らかにする要望がある。

【0012】

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。

【0013】

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。

20

【発明の開示】

【0014】

[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。

【0015】

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。

30

【0016】

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報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。

40

【0017】

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

50

管(Brain Temperature Tunnel) (B T T) 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。

10

【 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、身体の熱的状态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BTT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。

20

【 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。BTT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。BTT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。

30

【 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BTT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。

40

【 0 0 2 2 】

BTT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。BTT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。BTT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の目頭領域の上向きに終わっている。図1、

50

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事ができるように、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。

【0023】

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、BTT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)に見られることができるように、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。

【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の生体内研究、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。

【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 °F)に、内部目からは、 37 (98.6 °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 °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 °F)相当、平均的に高めの体温が示された。

【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との釣り合っていた

10

20

30

40

50

。しかしながら温度の変化率は、B T T領域の方が、口腔内よりも約1.2分速く、B T T領域の温度は、0.5 (0.9 °F) 高い場合があった。異なった集団を通してB T T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、B T T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。

【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關係する、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。

10

【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、張力圧縮付着のバ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。

20

【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。

30

【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、B T T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作動する警報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装置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装置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装置は、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装置を含むE y E 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。

40

50

【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置を提供する。

10

【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Stefan-Boltzmann法則とピーク波長の生成物と温度は一定であるというWien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BTT領域の大きさと幾何学的形にあうように適合させる。

20

【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BTT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MCU(マイクロコントローラー)によってデジタル化される。

【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、BTT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BTT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。BTTにおける皮膚に接触した延長部分は、解剖上の目標とBTT位置の幾何学的形とサイズとにそって形成されている。BTT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。

30

【0039】

本発明は、管の末端の皮膚領域上の感知装置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。

40

【0040】

それは又、BTT位置を含む視野においてBTT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。

【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ということが理解されており、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

50

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る。

【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、身体の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。

10

【0043】

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時的な有用性を獲得する。

【0044】

20

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、BTT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BTT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。

【0045】

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きの、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。

30

【0046】

例えば脂肪、骨、筋肉、靭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、BTT領域の皮膚上には存在しないため、前記BTT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。

40

【0047】

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装置は、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、

50

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。

【 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装置が、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装置も又管にアクセスするように配置された前記装置と共に目頭部品、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。

10

【 0 0 4 9 】

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法や他の装置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装置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装置を配置させることが出来る。

【 0 0 5 0 】

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装置によって、BTT位置に物質を経皮的に運ぶことが出来る。

20

【 0 0 5 1 】

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装置も明らかにする。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につれて、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。

30

【 0 0 5 2 】

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。

【 0 0 5 3 】

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器を用いた能動的無線伝送もまた使用することが出来る。受動送信器は、外部源から供給されたエネルギーによって動く。トランスセンサー(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。

40

【 0 0 5 4 】

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器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

50

って感知部分をパッチの縁に配置さえすれば、送信器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。

【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器とを含む。部分部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BTT領域に配置される。送信器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。

10

【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。

20

【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。

30

【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システムは、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み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。

40

【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

50

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事が出来る。

【0061】

信号源は、測定 of 臨床的有用性にとって重要である。脳は、身体 of 健康状態 of 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 of 測定が記載される。汗中のナトリウムや他の成分の量は、健康 of 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。

10

【0062】

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 of 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 of 皮膚に供給される血管は、中枢神経システム of 血管系 of 分枝である。これらの血管から来る汗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 of 血管から of 汗 of 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 of 装置と方法は、着用者各自にとって、汗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 of 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 of 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、汗中 or 或いは皮膚表面にあるいくつか of 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。

20

【0063】

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る。又ピロカルピンイオン泳動法は、汗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 of 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 of 支持構造物の他に、時計、衣類、履物等の他の品目が、汗中に存在する電解質のような物質 of 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る。

30

【0064】

身体 of 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 of 変化と同様に脳や首 of 血管から出ている汗 of 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 of つるの端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 of 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 of 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 of 塩濃度を検出するのに使用されることが出来る。

40

【0065】

生物戦用作用物質やHIVウイルスを含む多数 of 作用物質 (agents) が、汗中に存在しかつ、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 or 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 of 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 of 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 or 或いは頭又は顔の上 of 支持構造物

50

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。

【 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。

10

【 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が眼鏡内或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。

【 0 0 6 8 】

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に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。

20

【 0 0 6 9 】

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、好ましい末端点が到達させられる。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。

30

【 0 0 7 0 】

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、その磁氣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。

40

【 0 0 7 1 】

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器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器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

50

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、追跡装置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。

【 0 0 7 2 】

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。

【 0 0 7 3 】

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。

10

【 0 0 7 4 】

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。

20

【 0 0 7 5 】

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装置を提供する。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。

30

【 0 0 7 6 】

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仕組みを持つことは、必須である。

40

【 0 0 7 7 】

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

50

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、適当な水と
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。

【 0 0 7 8 】

芯温度に従った液体の時機を得た摂取は、心血管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できる。

【 0 0 7 9 】

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つ
て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
き起こすかもしれず、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
度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
、又トレーニングの効果を監視するのも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
する仕組みを提供する。

【 0 0 8 0 】

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装置或いは映像装置のような他
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。

【 0 0 8 1 】

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器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、圧力検知装置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装置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

10

20

30

40

50

をもたらす、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。

【 0 0 8 2 】

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。

【 0 0 8 3 】

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 10
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方法との組み合わせは、脳温度によって反映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 20
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。

【 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報システムを提供する。付け加えると皮膚の 30
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。

【 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 40
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。

【 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作動させ、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 50

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、B T T 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、皮膚透過装置、イオン泳動或いはポンプを用いた注入を含む、薬剤投与装置と連結されることが出来る。

【 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 B T T においても等しく使用することが出来る。

10

【 0 0 9 0 】

本発明は又、B T T における測定値による自動的な空調を含むことが出来る。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作動させ、身体が冷たい時は代わりに加熱を作動させる。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る。

【 0 0 9 1 】

ある一定時間内に最も初期の温度から標準温度へ乗り物の客室の空気の大部分を熱する又は冷やすように設計されているため、現行の乗り物の空調システムは、劇的に負かされる。人々は快適な温度の要望が異なるため、温度設定に一貫して手動の変更があり、前記手動は更にエネルギー消費を増加する。例えば、車の温度は 73 F を保つように設定される。15 分後ある人々は寒すぎると感じるかもしれないし、ある人々は暑すぎると感じるかもしれない。続いて乗客が設定を 77 に変更し、それでさらに 10 分後暑く感じ、設定ポイントを再度手動で変更する必要を感じ、そしてその過程が続く。付け加えると要望は、異なる年齢の人々、糖尿病や他の疾病を持つ人々、また男と女によって異なる。

20

【 0 0 9 2 】

乗り物の空調の手動のたびたびの調節は、燃料消費を 20 % 増加させ、例えば一酸化炭素や窒素酸化物のような汚染物質の放射を増加する。

【 0 0 9 3 】

本発明は、快適さを極大化し、燃料消費を極小化する、脳温度がエアコンや乗り物のシートを調節する自動空調を提供する。本発明によって供給された改良された燃料節約は、オゾン層に影響を与える汚染物質を減らすことによって環境を守り、毒物の蒸気の放射を減らすことによって公衆衛生を改善し、手動の車の空調による注意散漫をより少なくすることによって、運転者の快適と安全性を増加させる。

30

【 0 0 9 4 】

輸送乗り物内の熱的環境は、接触センサー測定又は例えば赤外線センサー或いは熱画像のような非接触センサー測定を含んで、B T T 位置の温度によって調節されることが出来る。B T T 位置の温度が、エアコン、ヒーター、乗り物のシート、ドア、窓、ハンドル、乗り物の床上のカーペット等を含む、客室内の温度を変化させる車内のあらゆる物品又は装置を調節する。典型的には、B T T 位置の温度が乗り物の窓を通過する熱的放射量を調節し、例えば B T T が暑い感覚を示す信号を送り、それで例えばそれ以上の熱が車の中に入るのを防ぐために、窓が暗くなったり、また反対に冷気に気づくと窓は乗り物の客室により多くの熱波が透過するようにその光透過性を変化させる。身体に接触している又は身体の付近にあるあらゆる物品は、乗り物の占有者にとって熱的な快適さを達成するようにその温度を変化するように適応させることが出来る。

40

【 0 0 9 5 】

本発明で記載された輸送用の乗り物の客室の温度を監視し、調節するための支持構造物や熱画像システムの他にも、まぶたによって形成されるポケット (eyelid pocket) 内の温度センサーを含むコンタクトレンズもまた、乗り物の客室内の温度を調節するように適合

50

させることが出来ることは理解される。典型的な輸送用乗り物は、車、トラック、電車、飛行機、船、ボート等を含む。

【 0 0 9 6 】

感知システムは、B T T位置の温度及び/又は熱的放射を測定する温度センサーと関連して働く、身体の他の部分にあるセンサーを含むことが出来ることも又理解される。物品から乗り物の占有者へと移動する熱エネルギーは、あらゆる放射、対流等によって発生することが出来、熱エネルギーの移動、配達、又は除去のためのあらゆる仕組みは、B T T位置で測定された温度信号に基づいて調節されることが出来る。

【 0 0 9 7 】

本発明は、B T T位置における単独の又は身体他の部分にあるセンサーと関連したあらゆるタイプのセンサーを有する、現存の又は改良されたあらゆるタイプの輸送用乗り物内の乗客の熱的快適さを獲得するためのよりエネルギー効率の良いシステムを提供する。

10

【 0 0 9 8 】

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空調は、本発明に従ってB T T位置で測定された温度に基づき、直接的にサーモスタットを作動させることによって、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。

【 0 0 9 9 】

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、自動空調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る。

20

【 0 1 0 0 】

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。

【 0 1 0 1 】

更に又、室温や本発明によって測定された脳温度に基づく身体温度の周囲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成し遂げられる。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

【 0 1 0 2 】

身体は夜の間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。それゆえに、電気毛布の温度又は室温は、B T T位置の温度に従って自動的に調節される。本発明の装置によってB T T位置の低い温度が検知された時、

40

50

無線の又は有線の信号がその温度を上げるように物品に伝達され、また電気毛布又は加熱システムの場合において、サーモスタットが自動的により多くの熱を配達するように調節される。

【0103】

本発明は又、バイオフィードバック(bio feedback)活動に使用される装置や方法を提供する。BTT位置のセンサーからの脳温度信号は、温度と、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)かどうか確認する音或いは色の系列と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する。表示装置は、BTT位置にセンサーを支持する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。

10

【0104】

頭を冷やすことは、脳温度を変えることはできない。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、食道及び他の内部機構で測定された)。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。

20

【0105】

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ー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。

【0106】

追加の実施例は、BTTの末端の熱画像を得る熱画像システムを含む身体放射検出器、ここではBTTサーモスキャンと呼ぶ、から成り、熱や体温障害(高体温や体温下降)のための温度測定と集団検診を含む。本発明のBTTサーモスキャンは、常時温度をモニターするための十分な温度及び等温線識別力を有し、人為的な影響によって操られる測定の可能性はない。

30

【0107】

BTTサーモスキャンは、脳温度を検知し、BTT領域に相当する画像又はBTT領域を含む画像を供給する。

【0108】

BTTサーモスキャンは、例えば図1A、1B、3A、4A、5A、5C、7A、7B、8A、8B、9A及び9B(動物用)、特に好ましくは図1Bに見られる画像のような、熱放射を画面上に表示されることが出来るビデオ画像に変換するカメラを含む。放射エネルギーは身体から放射され、BTT領域は検知され可視範囲内で画像化される。

40

【0109】

BTT位置の人間の皮膚は、黒い身体と殆ど一緒の赤外線範囲内に高い放射性(Stefan-Boltzman法則におけるe)を持つ。歩いたり、BTTサーモスキャンのレンズを見る人々のビデオ画像が捉えられ、例えば華氏99度のいかなる点も黄色として見られるような図1Bの画像を獲得するために使用されたソフトウェアのように、カスタム化されたソフトウェアは等温線のカラー図面を表示するために適合される。SARSを検知するためには、ソフトウェアはBTT領域内の華氏100度以上のあらゆる点も黄色と表示されるように適合される。画面に黄色が現れた時、ソフトウェアは自動的に警報システムを供給するように適合される。それゆえ脳の温度管領域が画面上に黄色と

50

して現れた時は、警報が作動される。あらゆる色彩の配合が使用されることが出来ることは理解される。例えば閾値の温度が赤色として表示されても良い。

【 0 1 1 0 】

図 7 A 及び図 7 B に見られるように、冷挑戦実験は実行され、B T T 領域の熱放射の安定性が実証された。冷挑戦は、被験者が冷気発生機（例えばエアコンや扇風機）に直面したり、冷たい飲料を飲んだり、冷たい水に身体をつけたり、皮膚にアルコールを噴霧したりすることを含む冷気にさらされる一方で熱赤外線画像を連続的に獲得することから成る。

身体温度を人為的に変化させるために用いられた人為的な手段にもかかわらず、B T T 領域からの放射は、そのまま残り、B T T 領域内の明るい白い点として見られることが出来る。その一方、顔は、冷気にさらされる間中顔が冷えていることを示すように次第に暗くなる。図 7 B は、図 7 A の顔に比べてより暗い顔を示すが、B T T 領域からの熱放射には変化がない。

【 0 1 1 1 】

冷挑戦に付け加えて、人為的に身体温度を増加させる目的で熱挑戦が行われ、また熱挑戦は、運動、日焼けがある人々、ヒーターに直面する、アルコール注入、たばこを吸う、身体を熱いお湯につけることを含む。これらの実験のすべてにおいて、B T T 領域は安定して残り、しかし顔は内部の脳温度ではなく皮膚温度を反映した温度変化を持ったままであった。図 2 A から図 2 C にみられるように、脳は B T T の末端を除いて、完全に環境から絶縁されている。現行の技術はたくさんの間違った肯定がありすぎて、空港又は税関で少しのアルコールを飲んだためだけで、又はたばこを吸っただけで、現行の効果のない装置によって止められる人がいるかもしれない。従って、本発明は、熱画像検知システムを用いる時、間違っただけの否定と間違っただけの肯定の両方を削除又は縮小するシステムと方法を提供する。

【 0 1 1 2 】

発熱の集団検診、スポーツイベント（例えばマラソン）終了時の運動選手における高体温の検診、戦闘に対して生理学的に最も合った人を選ぶために軍隊の隊員の体温下降又は高体温の検診、及び B T T サーモスキャンが設置されることが出来るあらゆる状況における他のあらゆる体温障害を含むたくさんの有用な応用が獲得されることが出来る。

【 0 1 1 3 】

ある特別な応用は、疾病（例えば S A R S - 重症急性呼吸器症候群）に感染していて、テロリストの攻撃目標となる国へ入国する際、発熱の発覚を防ぐために体温計を欺いているテロリストによるテロリストの攻撃の予防を含む。

【 0 1 1 4 】

S A R S は、撲滅されることが出来ないもので、潜在的にテロリストの高い脅威となりうる。自然に創造されることによって、S A R S は軍事力の使用或いは外交的手段の使用にもかかわらず除去されることが出来ない大量殺人兵器となりうる。テロリストは、目標の国内に感染を蔓延させる目的で感染することが出来る。現行技術を用いては、あらゆる装置が欺かれ、現行の装置は実は熱があっても、正常な温度を計測するかもしれない。現行の赤外線画像システムやサーモメーターを含む熱測定に使用される先行技術内のあらゆる装置をごまかすために、例えば冷たい水或いは氷で顔を洗ったり、又は冷たい水の中につけることによる簡単な手段がテロリストによって使用されることが出来る。先行技術によって測定及び解析された身体の熱的生理機能は、ごまかされることが出来、また実行された測定は熱に対して間違っただけの否定を与えうる。

【 0 1 1 5 】

S A R S にかかっているテロリストは、個人的に日常ベースで大規模に店員と握手をすること、例えば映画館、コンサート、食料品店、国家の建物等の限られた環境の中で時間を過ごすこと、水或いは飲料用の水源を汚染させることを含む多数の方法によって疾病を容易に蔓延出来る。感染されたこれらの人々のすべては疾病にかかったことに気づかず、流行状態に至らせるように、S A R S を続いて他の人に感染させるだろう家族のメンバー

10

20

30

40

50

、同僚、友人等に蔓延し始める。

【0116】

医学的観点から、SARSの故意の蔓延は、果てしない破壊的な影響を持つことが出来る。疾病にかかっていることを知らない人々は定期検診のために病院に行くかもしれないし、調子が悪く感じる人々は定期検診のために病院に行くかもしれない。患者と病院に来る他の人々はそこで疾病にかかり得る。衰弱している入場を許された患者は容易にSARSにかかり得る。SARSの病院環境内での蔓延は、破壊的に成り得、その病院は閉鎖する必要があるかもしれない。それゆえSARSにかかった一人の人物がすべての病院の閉鎖を導くことが出来る。疾病に感染した人々が異なる病院に行くかもしれないことを思えば、複数の病院が汚染され、部分的に又は完全に閉鎖しなければならないかもしれない。このことはすべての領域の健康管理システムを窒息させ、患者は他の病院へ移送されなければならない。伝染サイクルを永続させるのと同じように、これらの患者はSARSにかかるかもしれない。申し合わせたテロリストの努力によって複数の領域で、もしこのことが行われると国の健康管理システムのほとんどは窒息させられ得、その上無数の医者や看護師がSARSに感染し得、そのことは人員の不足による健康管理システムを更に無能とする。

10

【0117】

テロリストの攻撃の破滅的な影響を防ぐ鍵は備えである。本発明の装置及び方法は、SARSを発見することが出来、人為的な手段によってごまかされない。本発明のBTTサーモスキャンを国の国境、港及び空港に設置することによって熱測定の人為的なごまかし及び可能なテロリストの攻撃を防ぐことが出来る。本発明のシステムは、常に、あらゆる環境下において、SARS及び熱に関連する他の疾病を確認できる。

20

【0118】

付け加えると、ゴールラインに取り付けられたBTTサーモスキャンによって運動選手の集団検診が成し遂げられ得る。高体温の高いレベルでゴールラインを通過したあらゆる運動選手によって、警報が作動される。従って高体温を確認するあらゆる遅れが熱射病や引いては死すら引き起こすので、臨床的には最良の成果を与える即座の保護が手渡されることが出来る。BTTサーモスキャンは、BTT領域の少なくとも一部を見るように適応されている。BTTサーモスキャンは、脳温度を検知し、BTT領域に相当する又はBTT領域を含む画像を提供する。運動選手が頭に水を注ぐにも関わらず、BTTサーモスキャンは、BTTにおける温度を検知することによって、正確に身体の熱的状态を検知する。

30

【0119】

高体温や体温降下のような熱障害は、あらゆる労働者の精神的及び肉体的機能を害することが出来る。特に運転手やパイロットは、熱障害によって影響を受けたとき性能が下がり、事故の危険を持つことが出来る。BTTサーモスキャンは、運転手やパイロットのBTTの熱的画像を捉え、障害に気が付いたときには必ず警報が供給されるように、BTTサーモスキャンのカメラと共に身体温度をモニターするために、乗り物又は飛行機のパイザーの中にはめ込むことが出来る。あらゆる熱画像システムが、身体温度をモニターし運転手及びパイロットに警報を与えるために、乗り物又は飛行機内に設置されることが出来ることは理解される。

40

【0120】

BTTサーモスキャンは、又インフルエンザの流行期中、危険のある子供たちや人々の集団検診のモニタリングを含む。看護師の不足によって自動検診は必要な人々への健康管理の配給を大いに高める。赤外線カメラに沿って歩いている学生が熱障害(例えば発熱)をもっていると確認されると、慣習的なデジタルカメラが作動され、その学生の写真を撮る。その写真は、世話が必要な学生を確認することが出来る或いは自動的に蓄積されたデジタル写真を用いることによって確認することが出来る学校看護師に電子メールで送られることが出来る。

【0121】

50

病院、工場、家庭又は熱障害の自動集団検診又は自動個別検診の恩恵を得られることが出来るあらゆる場所は本発明による熱画像装置を使うことが出来る。

【0122】

BTT位置において556nm周辺の周波数を放射する放射源を含む装置がヘモグロビンの濃度を確定するために用いられることが出来ることが理解される。BTT末端において赤血球の中に存在するヘモグロビンは強く556nmの周波数を吸収し、光検知器によって獲得された反射放射線がヘモグロビンの量を確定する。血液の流れは熱放射の量を知ることによって測定されることが出来る、数学的モデルに従って熱放射のより高い量は高い血液の流れを示す。

【0123】

接触センサー、非接触センサー及び熱画像カメラを位置決めすることは、存在するかもしれない外面の目で見える解剖学上の外観によって容易になる。大脳静脈血は目の角に隣接する目頭領域の皮膚の下に見られることが出来る。それゆえ、温度測定方法は、BTT領域における皮膚の青又は青みがかかった色を視覚的に検知し、青又は青みがかかった領域に又は隣接してセンサーを位置決めするステップを含む。より暗い皮膚の被験者には、目の内角に隣接したBTT領域内の異なる皮膚組織の顕著な特徴が測定の参考として使用されることが出来る。

【0124】

本発明は、BTT位置からの熱放射を集める装置と、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装置と、及び前記熱放射を脳温度へ変換する装置とを含む。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装置及び方法を含む。

【0125】

本発明の目的は、生物学的パラメーターを測定するために、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。

【0126】

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。

【0127】

本発明の目的は、BTT位置からの赤外線放射を感知する赤外線センサーを含む熱画像システムを有する脳温度を測定するための装置及び方法を提供することである。

【0128】

本発明の目的は、生物学的パラメーター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。

【0129】

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。

【0130】

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。

【0131】

本発明の目的はまた、報告装置への有線接続、報告装置への無線伝送、及び支持構造物に組み込まれた音声、映像或いは例えば振動のような触覚装置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。

【0132】

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。

【0133】

10

20

30

40

50

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。

【0134】

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。

【0135】

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空調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。

【0136】

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。

【0137】

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。

【0138】

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。

【0139】

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。

【0140】

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。

【0141】

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装置を提供することでもある。

【0142】

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。

【0143】

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。

【0144】

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。

【0145】

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。

【0146】

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。

【0147】

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。

【0148】

10

20

30

40

50

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。

【0149】

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】

【0150】

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る。

10

【0151】

図1A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(BTT)の末端の画像を示す。皮膚上のBTT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4mm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5mm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。

20

【0152】

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。

【0153】

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。まぶたの下の皮膚は、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。

30

【0154】

BTT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BTT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。

【0155】

図1B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BTT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

【0156】

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BTT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、BTTを定義するのに必要な前

50

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を測定するのには適していない。

【0157】

図2A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、BTT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。

10

【0158】

管の末端の総放射力(P)は、 $P = \epsilon \cdot A \cdot T^4$ によって定義され、 ϵ は、Stefan-Boltzmann定数であり、その値は $\epsilon = 5.67 \times 10^{-8} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$ であり、又 ϵ 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、BTT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。

【0159】

20

皮膚上のBTT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の両者を測定するのに最適な信号獲得領域を提供する。

【0160】

図2A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。BTT20は脳10、脳10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。

30

【0161】

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。

【0162】

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BTT20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。

40

【0163】

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ゆえに、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34aから36gへ及び44aから46g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

50

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36e及び46eに比べてより深い層にあるより太い矢印36d及び46d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。

【0164】

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と共に皮膚19の薄い層があるだけなので、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過している。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

【0165】

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における様々な層及び他の要素は、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

【0166】

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。

30

【0167】

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。

40

【0168】

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、BTT20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。

【0169】

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

50

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 44 a から広範囲にわたって枝を出す。血管 46 a、46 b、46 c における熱エネルギーと温度は、36 a、36 b、36 c 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。

10

【0170】

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。

【0171】

図 2 B は、脳 10、脊髄 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、脊髄 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

30

【0172】

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。

40

【0173】

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 がそれ以下であるほどきわめて薄い。

【0174】

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、身体の残りから脳へ動脈供給

50

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2Bの頭頂断面図である図2Cに詳細に示される。

【0175】

図2C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1aを持つ空洞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8a、8b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、8a、8b、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8a、8b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8a、8b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8a、8bの入口点である。

10

【0176】

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8a、8b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。

20

【0177】

図3A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3B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。

【0178】

管50の内部領域は、主な入口点の概略領域と図4Aから図5Dに示された主な入口点とを含む。図4A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4B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。

30

【0179】

図5A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。

【0180】

図5B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。

40

【0181】

図5C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5A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。

【0182】

図5D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6

50

0、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装置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。

【0183】

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。測定に必要な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。

【0184】

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。

【0185】

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。

【0186】

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、BTT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。

【0187】

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

10

20

30

40

50

とを示す熱赤外線画像である。

【 0 1 8 8 】

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体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

10

【 0 1 8 9 】

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。

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。

20

【 0 1 9 0 】

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。一度充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作動され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

30

【 0 1 9 1 】

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つ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、とても少ない作動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

40

【 0 1 9 2 】

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

50

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、及び通信機能はすべて、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。

【0193】

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作動し、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釈が特定された領域を外れたときに作動される警報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。

【0194】

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。

【0195】

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る。

【0196】

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。

【0197】

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、

10

20

30

40

50

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、警報が作動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中を含む家庭での連続熱モニタリング手段を提供する。

【0198】

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、伝達装置104、処理装置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へ結合された感知装置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の右側内の伝達装置、処理装置及び感知装置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。

【0199】

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処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。

【0200】

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。

【0201】

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等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(微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。

【0202】

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

10

20

30

40

50

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。

【0203】

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。

【0204】

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。

【0205】

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報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。

【0206】

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。送信器は、温度がある一定レベルに達したときに作動される赤外線光から成る。光の信号は、警報を発する遠隔ユニットを作動する遠隔制御ユニットとしても働くだらう。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、夜の間中両親に警告することが出来る。

【0207】

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109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109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。

【0208】

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つの電気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。電気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。電気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。

10

【0209】

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、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気的システム、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。1つの好ましい温度センサーは、日本のShibauraから入手可能なサーミスター型104JTである。

20

【0210】

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。

30

【0211】

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。

【0212】

様々な装置が、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。一つの単純な送信装置は、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を有する装置を含む。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、ゆっくり動く温度データを回復出来る。

40

【0213】

50

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、作動された時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、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。

10

【0214】

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いる方法で情報を暗号に書き直しながら、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。

【0215】

20

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る。

【0216】

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、車内の空調ユニット、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。

30

【0217】

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。

40

【0218】

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。

【0219】

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

50

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。

【0220】

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。

【0221】

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BTT位置に位置決めされる一方、BTT位置の外側に配置される。BTT領域内の正しく配置することをもたすために、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る。

10

【0222】

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。粘着性のある包帯のような支持構造物として働く細長いき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きれは、容易に引きちぎられることができる。

20

【0223】

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。

30

【0224】

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BTT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相のリチウムバッテリーを含む。

【0225】

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作動される。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作動される。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。

40

【0226】

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

50

る。LED 184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作動される。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、送信装置183b及び動力源187を収容する。

10

【0227】

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、送信装置及び動力源を含む。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バネを基にした構造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。LCD19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LCD19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。

20

【0228】

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と一列に並び目で見る事が出来る指示物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。

【0229】

図19A1から19Dは、好ましい形状と寸法の支持構造物180と感知装置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。

30

【0230】

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に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。

40

【0231】

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

50

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。この場合、一定量ののり或いは接着剤を含む支持構造物はセンサー自身に関して同一平面上に構成されていても良い。よって支持構造物は B T T 領域の反対の位置にセンサー 1 8 2 を支持するために一定量の接着剤を有することが出来る。 センサー 1 8 2 は、マイラー、サーミスター、熱電対等を含むことが出来る、センサー 1 8 2 は好ましくは一定量の接着剤のような支持構造物又はあらゆる支持構造物の端に位置することが出来る、前記センサー 1 8 2 は好ましくは、ポリエチレンのような一定量の絶縁材料を有することで外表面から更に一層絶縁されていることが出来る。

【 0 2 3 2 】

図 1 9 A 2 で示されたように、センサー 1 8 2 は皮膚 1 1 にしっかり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 B T T 位置に適用されることが出来る。2, 5 mm に等しいかそれより小さい好ましい距離「x」は、管の主な入口位置におけるセンサー 1 8 2 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。

【 0 2 3 3 】

図 1 9 B は、平面センサー 1 8 2 を持つ丸いパッチ 1 8 0 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 1 9 A 1 と同じように適用する。図 1 9 C は、ビーズタイプセンサー 1 8 2 を持つパッチ 1 8 0 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 1 9 A 1 と同じように適用する。図 1 9 D は、センサーチップ 1 5 を持つ支持構造物 1 8 0 の典型的な実施例の一つである。センサーチップ 1 5 は、例えば応用特化集積回路 (A S I C) 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 1 5 はセンサー 1 5 a、処理器 1 5 b 及び送信器 1 5 c を含む。好ましい寸法「x」は図 1 9 A 1 と同じように適用する。例えば動力源 2 7 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 1 8 0 内に収容されてもよい。

【 0 2 3 4 】

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 B T T 位置の皮膚には接触しない。

【 0 2 3 5 】

図 2 0 A から図 2 0 C 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 1 8 0 a からセンサーの外側縁 1 8 2 a までの距離は、図 2 0 A に示されるように 1 1 mm である。好ましくは、支持構造物外側縁 1 8 0 a からセンサーの外側縁 1 8 2 a までの距離は、図 2 0 B に示されるように 6 mm である。最も好ましくは、支持構造物外側縁 1 8 0 a からセンサーの外側縁 1 8 2 a までの距離は、図 2 0 C に示されるように 2 . 5 mm である。

【 0 2 3 6 】

目の内角 1 8 4 に関してセンサー 1 8 2 の好ましい位置が図 2 1 A 及び図 2 1 B に示される。支持構造物 1 8 0 は、センサー 1 8 2 を内角 1 8 4 と一列に並んで配置する (図 2 1 B) 。好ましくは、図 2 1 A に示されるように支持構造物 1 8 0 は、センサー 1 8 2 を内角 1 8 4 の上部に配置する。

【 0 2 3 7 】

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

10

20

30

40

50

、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。

【0238】

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。

【0239】

図22Bは、LED228、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、LED228、230が視覚軸と一列に並ぶ一方、目頭当て204がBT T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BT T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BT T位置から取り去るように調整できる。LED228は、緑で、LED230は赤であり、そして前記LED228、230は信号がある閾値に達するとき作動される。

【0240】

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。

【0241】

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。

【0242】

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がそれ以上あり、その外側縁にセンサー240を含む。

【0243】

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、送信装置261、動力源263、例えばLEDのような局所報告装置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。

【0244】

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装置は、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

10

20

30

40

50

、入力装置 284 及び処理装置 286 を含む。装置 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、色々な装置、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装置が、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。

【0245】

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、表示装置 298 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。

10

【0246】

図 26B は、眼鏡 292 のつる 295 及びレンズ縁 293 の中に配置され、表示装置に結合された汗センサー 294、送信器 288 及び金属線 296 を含む眼鏡 292 の正面透視図である。この実施例の中では、汗センサー 294 は、左側ディスプレイ 296 上に表示される汗の中の物質濃度（例えば 9 mmol/L のナトリウム）を示す信号を作り出し、目頭当て 290 によって支持されるセンサー 300 は、右側ディスプレイ 298 上に表示される例えば 98 °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。

20

【0247】

正しく焦点を合わせるために、様々な表示装置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、プラズマ装置等を含んで使用されることが出来る。表示装置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。表示装置は、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 293、297 内に保持されるディスプレイ 296、298 は、レンズの縁 293、297 を使用してもしなくても、眼鏡 292 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。

【0248】

図 27 は、3 部品の支持構造物 304 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 303 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 301 は左レンズ縁 301a 及び左のつる 301b から成る。部品 302 は右レンズ縁 302a 及び右のつる 302b から成る。目頭部品コネクターと呼ばれる部品 303 は、眼鏡の結合ブリッジ 303a と眼鏡のパッド構造物 303b とから成る。BTT 位置にセンサー 308 を配置するために、パッド部品 303 は目頭当て 306 を提供するよう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 303 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 304 は、非感知コネクター 303 を感知能力を持ったコネクター 303 によって置き換える融通性を提供する。図 27 に示されるように目頭当て 306 とセンサー 308 とを持つコネクター 303 は、無線周波数送信器 310 及び電池 312 も又含む。それゆえコネクター 303 は、信号の感知、送信及び報告のための装置を含むすべての必要なハードウェアを提供する。圧力装置、滑り装置、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装置が使用されることが出来る。

30

40

【0249】

図 28A で示される他の好ましい実施例は、センサー 316 を支持する取り外し可能な目頭部品 314 を提供する。示されるように眼鏡 318 の結合ブリッジ 320 は、はずすことが出来る方法で目頭部品 314 を取り付けられる。眼鏡 318 はさらに、正面部分 311 によって支持される汗センサー 322、324 とつる 313 によって支持される送信装置 326 とを含む。眼鏡 318 の正面部分 311 は、正面眉部分を規定し、着用者の額

50

を横切つてのび、汗センサー 322、324 を含む。汗の液体はセンサー 322、324 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。

【0250】

図 28B は、例えば左アーム 328 内の緑 LED 及び赤 LED のような視覚の報告装置 323、325 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 316 及び目頭部品 314 の右アーム 329 と左アーム 328 とを電氣的に結合する金属線 326 とを示す取り外し可能な目頭部品 314 の背面斜視図である。図 28C は、右アーム 329 内の動力源 330、送信器 332 及びセンサー 316、及び目頭部品 314 の右アーム 329 と左アーム 328 とを電氣的に結合するための金属線 326 とを示す取り外し可能な目頭部品 314 の正面透視図である。目頭部品 314 は、図 28A の眼鏡 318 の結合ブリッジ 320 と適切に適合するために目頭部品 314 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、LED の他にも、数字の値を表示するためのはめ込みの LCD ディスプレイ及び / 又は RF 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装置を持つことが出来る。

10

【0251】

図 29 は、眼鏡のクリップ - オン 340 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装置 338、送信装置 342、処理装置 344、動力源 346、BT 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 349 に搭載された目頭当て 348 及びセンサー 350 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。クリップ - オン 340 は、通常的眼鏡に搭載されるように及び眼鏡の通常の鼻当ての上部の目頭当て 348 に合うように適応させられる。

20

【0252】

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装置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 30 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 352 をしっかりと固定するために接着剤の裏打ち 354 を含む目頭当て 352 の正面斜視図を示す。接着剤表面 354 は、例えば眼鏡の従来鼻当てに相当する領域のような、眼鏡を目頭当て 352 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 352 は、完全に独立したユニットとして働き、センサー 356、動力源 358 及び電氣的に金属線 361、362 によって結合された報告装置 360 を含む。報告装置 360 は、視覚装置 (例えば LED)、音声装置 (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。

30

【0253】

図 31A 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 366、376 に孔 364、365 を持つ眼鏡 380 として組み込まれた支持構造物の他の一つの代替の実施例の平面透視図である。眼鏡 380 は、金属線 368 が右つる 369 内部に収容された送信器 370 を鼻当て 366 に結合させる状態で、眼鏡 380 の枠の右レンズ縁 371 内に配置された金属線 368 を含む。眼鏡 380 はさらに、金属線 363 が左のつる 374 の上面に据え付けた送信器 372 を鼻当て 376 に結合させる状態で、左レンズ縁 365 の上面に据え付けられた金属線 363 を含む。図 31B は、通常の鼻当て 376 内に孔 365 を持つ支持構造物 380 の一部の拡大透視図である。図 31C は、孔 364 を持つ通常の鼻当て 366 の側面透視図である。図 31D は、通常の鼻当て 366 の孔 364 に固定された目頭部品 382 の側面透視図である。

40

【0254】

図 32A は、眼鏡 394 の通常の鼻当て 392 の上面に固定された目頭キャップ (media l canthal caps) 390 から成る支持構造物を付けた人物 100 の斜視図である。図 32

50

Bは、センサー396、送信器チップ398及び鼻当てにキャップ390を固定するための開口部397を示す目頭キャップ390の背面斜視図である。

【0255】

図33Aは、鼻当て392に固定されている目頭キャップ390の斜視図である。目頭キャップ390は、センサー396、送信器チップ398及び開口部397を含む。図33Bは、鼻当て392に固定されている目頭キャップ390の最終結果を示す斜視図である。

【0256】

BTT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34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401を配置するために、センサー401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が自動的に作動されることを可能にし、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作動モードになり感知機能を始めよう作動される。

【0257】

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6mm以内に配置されることが理解される。

【0258】

感知装置をBTT位置にぴったりと並置することが可能な超粘着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位置への感知装置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に居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。

【0259】

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装置を用いて、生体内の化学成分を含む生物学的パラメーターの正確な精密な測定のために必要な装置を提供する。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

10

20

30

40

50

、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、超音響分光法、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。B T E (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、電磁氣的装置用いる生物学的パラメーターを測定する最適な手段を提供する。B T E 管は、物理的には生理学的 B T T 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 B T T と B T E 管とは同じである。

【 0 2 6 0 】

以下の B T E 管の特徴は、最適な信号獲得を可能にする。B T E 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。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。

【 0 2 6 1 】

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 6 2 】

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。

【 0 2 6 3 】

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, 000 から 14, 000 nm の波長範囲を含むことが出来る。例えばグルコースは、9, 400 nm 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。

【 0 2 6 4 】

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。

10

20

30

40

50

【0265】

本発明は、BTE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。

【0266】

本発明は、好ましくは近赤外線エネルギーをBTE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構造物と、BTE管位置の皮膚表面に近接する検出装置とを含む。

10

【0267】

本発明は又、BTE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、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、位置決めする方法及び装置を含む。

【0268】

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装置と、放射源と検出器をお互いに全く反対に位置決めする装置と、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装置とを含む。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氣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。

20

【0269】

本発明は又、BTE管から自然の遠赤外熱放射を集める装置、前記放射を受け取る放射収集器を位置決めする装置、BTE管から集めた放射を測定された物質濃度に変換する装置とを含む。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。

30

【0270】

注入ポンプを含む薬剤供給システムは、例えば人工臓腑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作動されることが出来る。

40

【0271】

電磁氣的装置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。

【0272】

50

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。

10

【0273】

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

20

【0274】

図36は、スペクトル送信装置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。

30

【0275】

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。

40

【0276】

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装置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。

【0277】

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

50

における 9, 400 nm 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。

【0278】

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。

【0279】

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装置 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。

【0280】

感知装置は、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。

【0281】

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 B₂ のゼーベック係数 (熱電気力) 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、MCU 476 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。

10

20

30

40

50

【 0 2 8 2 】

B T E 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、B T E 管の末端の皮膚を用いるよりもずっと好ましくない。冷末端が空気と同様に眼鏡のフレームを含むあらゆる関連する冷たい物品を含むこともまた理解される。

【 0 2 8 3 】

そのことに反して、目頭当てを用いて熱接点を B T E 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
10
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。

【 0 2 8 4 】

追加の実施例は動物の B T T 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。
20

【 0 2 8 5 】

追加すると図 4 0 はセンサー 4 8 0 を伝送装置、処理装置、及び動力源を動物 1 0 1 のまぶたによって形成されるポケット 4 8 6 内に含むマイクロエレクトロニクスパッケージ 4 8 4 を持つセンサー 4 8 0 と結合する金属線 4 8 2 を持つ B T T 位置に配置されたセンサー 4 8 0 を持つ動物 1 0 1 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 4 8 4 からの信号は、好ましくは無線波 4 8 9 として送信される。パッケージ 4 8 4 内の送信器からの信号は、G P S 首輪へ運ばれることが出来、G P S 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。感知装置 4 8 0 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 G P S 首輪を作動する。代わりに、異常信号を受け取ったとき、波 4 8 9 を受け取る遠隔無線場所が G P S システムを作動する。このケースでは、パッケージ 4 8 4 内の送信器は、G P S 首輪へではなく、遠隔場所のみへ信号を送る。
30

【 0 2 8 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
40
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と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。

【 0 2 8 7 】

ところで図 4 2 A 及び図 4 2 B に関しては、図 4 2 A は、支持構造物 4 9 6 と、ここではハウジングとも呼ぶが、ハウジング 4 9 6 内に含まれる窓 5 0 2 と輻射センサー 5 0 4
50

と、及びBTT領域における温度測定に適合させたハウジングにしっかりと固定された延長部分510とを示す略図である。好ましい実施例の中では、延長部分510は壁500を持ち、形状に置いて略円錐体であり、図41Bに見られるように手105によって持てるように適合されているハウジング496にしっかりと固定されている。温度を測定するためには使用者105は、延長部分510の壁500がBTT領域の皮膚上に位置し、輻射センサー504がBTT領域を視野に持つように、延長部分510をBTT位置に隣接して位置決めする。図42Bは、延長部分510の壁500が空洞499を作り、そこでBTT領域518において皮膚508から放射される熱放射506が輻射センサー504によって受け取られるのを示す略図である。BTT領域506は、BTTでない領域512の厚い皮膚と脂肪によって囲まれている。BTTの温度測定は、ハウジング496内に含まれる輻射センサー504の出力から得られる。ハウジング496内のエレクトロニクス514は、受け取った輻射を図41Bに図示されるようなハウジングのディスプレイ516上に表示される温度レベルに変換する。

10

【0288】

輻射センサー504は、赤外線輻射透明窓502を通じて少なくともBTT表面の皮膚領域508の一部を視野に持ち、BTT皮膚表面508から赤外線輻射506を検知する。輻射センサー504は好ましくはサーモパイルであるが、例えば熱電気検知器又は評価される表面からの熱流量を検知出来るあらゆる他の輻射センサーのような他の輻射センサーもまた使用されてもよい。典型的な窓502の材料は、シリコン及びゲルマニウムを含む。センサー504は好ましくは、BTT領域508の形と寸法に合っている形状をした延長部分510に取り付けられている。皮膚領域508は脳温度とほぼ同じ温度である所の、BTT518の末端の皮膚領域508だけが輻射センサー504によって視野とされても良いので、延長部分510は容易に位置づけられることが出来る。いったんセンサー504がBTT皮膚領域508が視野に入るように位置づけられると、ボタン522が測定を開始するように押され、ハウジング496内のプロセッシング514が脳温度を決定し、音声信号を発するために音響装置524が連結している液晶ディスプレイ516に値を表示する。使い捨てのカバーが皮膚に接触する装置のあらゆる部位をカバーするために使用されても良い。

20

【0289】

BTTの末端の温度は、海綿静脈洞及び大脳血液の温度に基づく脳温度とほぼ同等であるが、動脈の熱平衡、静脈の熱平衡及び室温を含むBTT領域における温度の決定に様々な数学的計算や手段が使われることが出来る。BTT検知器は室温を測定するセンサーを含むことが出来、その測定された室温は被験者の温度の計算に用いられることは理解される。

30

【0290】

BTT領域における温度は、BTT領域の外部の身体他の部分において取得された測定を調節するための参考として使用されることが出来る。BTT管の電気的相当物は高電圧であるが低電流の領域であり、そこでは温度を表す電圧は管の2つの末端においてほぼ等しい。BTTの末端の高い灌流は、前記BTTの末端の末端における皮膚において高い温度を保つ。

40

【0291】

本発明はまた温度検知中BTTに近接して位置決めされた温度検知器を提供するステップを含む身体温度を検知するための方法と、BTT領域で感知された輻射に基づいて温度を決定する方法を提供する。検知器は、一カ所に留まってもいいし、又は最も高い温度の表面を確認するためにBTT領域のまわりを動くことが出来ることは理解される。

【0292】

身体温度を検知する更なる方法は、BTT領域及び頭の他の領域或いはBTT領域の反対側面内の他の領域を横切って温度検知器を走査するステップ、最も高い温度を選ぶステップ、好ましくは最も高い温度を決定し選ぶBTT検知器内のプロセッサーを持ち、左右のBTT領域を走査することによって最も高い温度を選ぶステップを含む。

50

【 0 2 9 3 】

B T T領域内の最も高い温度ポイントを確認するための他の方法は、B T T領域中を輻射検知器を走査させ、最も高い記録を選び音声信号でそれを指示するように適合させたプロセッサを有することによって得られることが出来る。温度検知器 2 0 は各ピーク記録に音声的なピーという音を提供する。

【 0 2 9 4 】

図 4 3 A から図 4 3 C は、B T T 位置 5 1 8 における皮膚 5 0 8 に接触するハウジング 4 9 6 の末端にある円錐形の延長部分 5 1 0 の直径の好ましい実施例を示す図である。あらゆる形状が延長部分として使用されることが出来るが、延長部分は B T T 領域を視野に入るように位置決めされた輻射センサーを有する円錐形状を好ましくは取ることは理解される。カップ 5 2 0 は、末端において、B T T 領域と同等か或いはそれより小さい外径を持つ。図 4 3 A において B T T 位置 5 0 8 の全体領域を視野にする輻射センサー 5 0 4 にとって、カップ 5 2 0 の末端 5 2 4 の好ましい外径は 1 3 m m 以下である。図 4 3 B において、B T T 位置 5 0 8 の主な入口点の全体を視野にする輻射センサー 5 0 4 にとって、カップの末端 5 2 4 の好ましい外径は 8 m m 以下である。図 4 3 C において、主な入口点を視野にする輻射センサー 5 0 4 にとって、カップ 5 2 0 の末端 5 2 4 の好ましい外径は 5 m m 以下である。輻射センサー及び延長部分の好ましい幾何学的形は円形であり、ほぼ円錐形状を有するが、楕円、正方形、長方形等を含むあらゆる他の形状の輻射センサー及び/又は延長部分が使用されることが出来ることは理解される。直径及び幾何学的形は好ましくは B T T 領域の幾何学的形に合うように好ましくは選ばれることは理解される。センサー 5 0 4 の寸法が皮膚 5 0 8 の視野となる領域に対してカップ 5 2 0 の寸法が合うように適合されていることもまた理解される。

【 0 2 9 5 】

本発明のさらなる観点に従って、延長部分はまぶたの上に取り付けるように適合されている。皮膚 5 0 8 に接触しているハウジング 4 9 6 の延長部分 5 1 0 の一部は、まぶたの輪郭に合った内側にくぼんだ表面を持つことも出来る。反対に皮膚 5 0 8 に接している円錐形の延長部分 5 1 0 の一部は、目頭領域及び目の内角の上部のまぶたの上側に合うように凸状の表面を持つことが出来る。

【 0 2 9 6 】

小児用に用いられる寸法は、大人のサイズの約 2 / 3 の寸法或いは特に小さな子供においては大人のサイズの半分以下であることも理解される。よって、子供用の延長部分の好ましい外径サイズは：全体領域を視野にする輻射センサーにとって延長部分の好ましい外径サイズは、B T T の全体領域を視野にするには 9 m m 以下であり、B T T の主な入口点の全体を視野にするには 6 m m 以下であり、主な入口点を視野にするには 4 m m 以下である。

【 0 2 9 7 】

延長部分 5 1 0 の末端 5 2 4 の好ましい円形形状のほかにも、図 4 4 A 及び図 4 4 B は、目 5 2 6 の角 5 2 8 に隣接する B T T 領域の少なくとも一部を視野にしている非接触センサーと共に、非接触センサーのための延長部分 5 1 0 の末端 5 2 4 の他の寸法と形状を示す。図 4 4 A では、延長部分 5 1 0 の末端 5 2 4 の外形形状は楕円形状として示される。図 4 4 B は、目頭領域又はまぶたの上部領域を視野にしている延長部分 5 1 0 の末端 5 2 4 の、長円形状、バナナ形状又は半月形状を示す。

【 0 2 9 8 】

図 4 5 A 及び図 4 5 B は、B T T 領域の皮膚上に位置決めされた接触センサーを含む支持構造物の典型的な寸法と形状を示す。図 4 5 A はパッチ 5 3 2 内に含まれ、センサー 5 3 0 の末端から伸びているコード 5 3 6 を持つ、目の角 5 3 8 及び鼻 5 3 7 に隣接する B T T 領域 5 3 4 上に垂直に位置する棒形状の温度センサー 5 3 0 を示す略正面図である。図 4 5 B は、目 5 3 9 に隣接して、パッチ 5 3 2 内に含まれるコード 5 3 6 を有するセンサー 5 3 0 を示す図 4 5 A の側面図である。センサーは、その直径が 1 1 m m より小さいパッチ内の中央に置かれている。

【 0 2 9 9 】

図 4 6 A から図 4 6 D は、目頭当て或いは修正された鼻当ての典型的な寸法と形状及びそれらの目の内角との関係を示す。図 4 6 A は、目の角 5 4 4 と鼻 5 4 6 に隣接する B T T 領域における皮膚上に位置決めされ、前記鼻当て 5 4 0 内の中央に位置するセンサー 5 4 2 を含む修正された鼻当て 5 4 0 の正面図を示す。図 4 6 B は、目 5 4 5 と鼻 5 4 6 と B T T 位置に配置されたセンサー 5 4 2 を含む修正された鼻当て 5 4 0 とを示す側面図である。図 4 6 C は、その外側端に位置し、目の角 5 5 4 と鼻 5 5 6 に隣接する B T T 位置の皮膚領域に位置決めされているセンサー 5 5 2 を有する修正された鼻当て 5 5 0 の正面図を示す。図 4 6 D は、目 5 5 5 と鼻 5 5 6 と B T T 位置に位置決めされたセンサー 5 5 2 を含む修正された鼻当て 5 5 0 とを示す側面図である。その延長部分は皮膚に接触していないセンサーを持つ好ましい実施例であるが、B T T 領域の皮膚に接触するように適合された赤外線センサーのプロープもまた使用されることが出来ることは理解される。

10

【 0 3 0 0 】

次に本発明の熱画像システムに関して、図 4 7 は本発明の赤外線画像システムの好ましい実施例を示す略ブロック図である。図 4 7 は、カメラ 5 6 2、マイクロプロセッサ 5 6 4、ディスプレイ 5 6 6、及び動力源 5 6 8 を含む B T T サーモスキャン 5 6 0 を示す。システムは更に専有のソフトウェア及び B T T 領域の正確な測定と図を作るためにカスタム化されたソフトウェアを含む。B T T サーモスキャン 5 6 0 は、レンズ 5 7 4 を持つカメラ 5 6 2 と画像の獲得を最適化するために鏡、フィルター及びレンズを含むことが出来る光学システム 5 7 2 と、遠赤外線領域におけるエネルギーの流れを定量化し、記録するための、ここでは輻射センサー又は輻射検知器とも呼ぶ、光検知器 5 7 0 とを含む。ディスプレイユニット 5 6 6 は、カメラ内のレンズ 5 7 4 によって視野とされた B T T の熱画像を表示する。アンチモン化インジウム合金、テルル化 - 水銀 - カドミウム、ゲルマニウムをドーブされた銅、ケイ化プラチナ、チタン酸バリウムストロンチウム等を含む技術的に知られている輻射検知材料が光検知器 5 7 0 内で使用されることが出来る。

20

【 0 3 0 1 】

赤外線輻射検知器は、B T T 領域を含む入射輻射線を増幅された電気的エネルギーに変換する。検知器 5 7 0 は、出力信号と B T T 領域からまた B T T 領域のまわりの領域から受け取った熱エネルギー強度に関係した個別ポイントとを提供するために赤外線輻射に応じる。

30

【 0 3 0 2 】

個別のポイントは画像化され、各ポイント源は電子を放出するように輻射検知材料を励起するために十分なエネルギーを持っていなければならない。あらゆるポイントサイズが使用されることが出来るが、直径 1 及び 2 mm の間のサイズが好ましい。1 . 3 m r a d の角度を使用するとき、B T T サーモスキャンは、検知器から 1 m の距離において、直径ほぼ 1 mm のポイントサイズから即座に画像を捉えることが出来る。B T T 画像の最適捕捉のためにあらゆる空間分解が使用されることが出来るが、1 . 0 ~ 1 . 6 m r a d の間が好ましいことは理解される。B T T サーモスキャン 5 6 0 のカメラ 5 6 2 は B T T 領域を視野とするように適合させた視野を持つ。個別のポイントはさらに目の内角とまぶたの上部にある B T T 領域を含む顔の画像に変換される。B T T サーモスキャンの選別機能は実際の温度か又は基準に関係する B T T 領域の異なる温度かである B T T 領域の温度に基づいている。

40

【 0 3 0 3 】

熱輻射に対する電気的応答は、図 1 A に見られるような源からの最も高い輻射エネルギーを表す明るい白い点を作製する強い信号と共に強度としてモニターに表示されることが出来る。図 1 A において源は人間の顔であり、輻射の最も高い強度は B T T 領域に見られる。ディスプレイスクリーンの目盛りは、黒 (0 等温線) から明るい白 (1 等温線) までのグレイの連続の色合いに結果としてなる。それぞれの点は、次の処理や解析のためにデジタル的に記録される。

【 0 3 0 4 】

50

技術的に知られている様々なレンズ、プリズム、フィルター、フレネルレンズ等が、視野角を変えたり、又は信号獲得を最適化するために、及び顔やB T T領域からの熱エネルギーの流れの捕捉のために使用されることが出来ることは理解される。B T Tサーモスキャン560のレンズは、人間の顔の面又は視野とされるB T T領域の面に対して垂直であることが好ましい。

【0305】

B T Tサーモスキャン560内の輻射検知材料は、8から12 μ mの範囲である波長に対する輻射に対して感度がいいことが好ましい。B T Tサーモスキャン560は温度間隔を2から5 の間に合わせており、きわめて感度が良く、1mの範囲において0.008から0.02 以内の温度を識別するように適合されている。温度測定は内蔵された電子工学を有する、または黒い身体のような参照の特異な使用による放射測定手段に基づくことが出来る。システムは冷やすことが出来ないが、検知器の効率を最大限にするため、またノイズの割合に対して最適信号を獲得するために、検知器は固相手段、液体窒素、圧縮アルゴンガスの蒸発、圧電気成分等を用いて冷やされることが出来る。

【0306】

シリコン系、固相システム及びマイクロボロメーターを含む赤外線波を検知できる多数の輻射検知器が開発されており、前記の新しい又は未来に開発されるシステムはすべてB T Tからの熱輻射を検知するために、モニター内にB T Tに対応する画像の表示と共に本発明の装置の中に使用されることが出来る。

【0307】

典型的な赤外線検知器システムは、シリコン基板上又は酸化バナジウムのような赤外線放射を吸収する温度高感度抵抗材料を含む集積回路上に組み立てられるマイクロボロメーターを含む。B T T領域からの入射の赤外線輻射は温度と抵抗において対応した変化を作り出すマイクロボロメーターによって吸収される。各々のマイクロボロメーターは一つのピクセルとして機能し、電気抵抗の変化は、コンピューター画面に表示することが出来るB T T領域からの熱輻射に対応する電気信号を発生する。

【0308】

B T T画像の表示は本発明の好ましい実施例であるが、本発明は画像の表示なしに実施されることが出来る。B T Tから来る輻射は前述の輻射センサーによって獲得されることが出来、B T T領域の温度は基準を用いて輻射センサーによって発生させられた電気信号に基づいて計算されることが出来る。B T T領域からの熱輻射及び/又は温度を検知するあらゆる手段が、発明の原理に従って使用されることが出来る。

【0309】

B T T領域の外側の皮膚面における簡単な温度操作に加えて、重要なことに画面上の画像に見られるようにまた図1A及び図1Bの写真に図示されたように、B T Tの外側の領域においてより低い温度が発見される。B T T領域の外側のより低いより不安定な温度は、前記B T Tの外側の領域を熱輻射の感知及び/又は熱の測定に使用すると、臨床的に意味のない温度レベル又は熱画像を発生させる結果となる。

【0310】

様々な調整や処理の信号がB T T領域の外側の領域の温度がB T T領域に相当する数値につりあうように使用されることが出来、これらの方法もまた本発明の範囲内である。B T T領域に比べてより霞のように見られるが、B T T領域の外側の画像及びB T T領域を含む画像のスーパーインポーズもまた温度測定におけるより高いレベルの正確さを得るために使用されることが出来る。必ずしもB T T領域の画像を作ることをしてしないで、B T T領域の外側の輻射パターンをB T T領域と比較することもまた、的確で正確な温度測定及び本発明の原理に従った身体の熱的状态の解析に使用されることが出来る。画像を作製することによって或いは画像を作製しないことによって、B T T領域に存在する温度レベル又は熱輻射に基づいた温度解析又は熱的状态の解析のために使用されるあらゆる方法または装置が本発明の範囲内である。

【0311】

図48は、空港580において支持構造物588に組み込まれた赤外線カメラ582、プロセッサ584及びディスプレイ586を含む空港580において使用されるように適合された本発明の熱画像システム560を示す略図である。カメラ582は人間の顔591内の目の内角590内に存在するBT T領域を走査し、出力信号を信号プロセッサ584に提供する。出力信号は、人物592、593がカメラ582を見ながら歩いている又はカメラ582の視野に入っている時の人間の顔591内のBT T590の熱赤外線エネルギーの特性に関する電気信号である。プロセッサ584は、BT T領域594の画像がコンピューター画面のようなディスプレイ586によって形成されることが出来るように出力信号を処理する。

【0312】

典型的に乗客592は、BT T領域590からの熱輻射を感知するためにカメラ582を見ており、彼/彼女の眼鏡をしている前記乗客582は、カメラ582がBT T領域を正確に視野に入れるために眼鏡は外されるべきである。もし誰かが獲得されるBT T590の熱画像なしにカメラ582のそばを通ったら、警報が作動されるだろう。同様に誰か温度障害を持っていたら、前記温度障害を示す警報が作動される。

【0313】

図49は例えば映画館、議会、競技場、コンサート、試写会、学校等のような人々が集まるあらゆる施設において使用されるように適合された本発明の熱画像システム560を示す略図である。図49においてBT Tサーモスキャン560の赤外線カメラ596は前述の施設の入り口に設置され、人々598が身分証明又はチケットを係員602に見せている一方で、BT Tサーモスキャン560は、遠隔のコンピュータディスプレイ604に表示される熱画像600及びBT T管の温度を獲得するために人々598の横顔を走査する。カメラ596は熱を追跡するための調整できる高さ及び追跡システムを持ち、それゆえ前記カメラ596は異なる距離の及び異なる高さの人々598からの熱輻射を感知するために自身を位置決めできる。BT Tサーモスキャン560は、眼鏡内にセンサーを位置決めするのを適合させる眼鏡店を含むあらゆる施設で使用されることが出来ることもまた理解される。

【0314】

例えば政府の建物、軍事基地、裁判所、ある工場等のような戦略的に重要な施設もまた温度障害の検診から恩恵を受けることが出来る。図50に見られるように警備員606は、BT T領域からの熱輻射を感知するために好ましくはそのハウジング612内にカード挿入口610を持つ赤外線検知カメラ608のそばに立っている。警備員606が見られるが、本発明のBT Tサーモスキャンは警備員のいない入口においても稼働することが出来る。この実施例においてBT T熱画像はドア614が自動的に開くための鍵として働く。追加すると従業員616は、挿入口610に彼女の会社身分証明カードを走査すると、そこでBT T領域の熱画像を得るために使用者を促してカメラ608を見るようにさせる。BT Tの温度が容認できる範囲内であれば、サーモスキャン608のプロセッサはドア614を開くように適合される。BT T温度が感染の可能性を示す熱を示すと従業員は看護師の所に差し向けられる。このことは、伝染性の病気を持つ一人の従業員が食物製品のすべてのロットを汚染することが出来るような食物製品を扱う工場内において安全処置を大いに助けるだろう。

【0315】

図51は運動選手624からの熱輻射622を感知する赤外線熱検知器620を示す、例えばスポーツイベント、軍事トレーニング等の運動活動中に温度障害を監視する本発明の他の実施例の略図である。赤外線熱検知器620は、赤外線センサー628を含む検知ヘッド626と、デジタルカメラ630と、及び、赤ライト632は運動選手の安全や成果を下げることを示し、点滅する赤ライト632は温度が安全レベルから外れたことを示し、黄ライト634は境界温度を示し、緑ライト636は安全温度レベルを示し、点滅する緑ライト636は成果を高めるのに最適な熱的状态を示す、運動選手の熱的状态を示すライト一式、赤632、黄色634、緑636とを含む。赤外線センサー628は熱輻射

10

20

30

40

50

622を検知し、赤ライト632が作動されるとデジタルカメラ626が熱射病や熱の病気の危険のある運動選手の番号を確認するためにその現場の写真を撮る。赤外線検知器620はさらに処理するためのプロセッサ638及び有線で又は無線で信号を送信するための送信器640を含む。赤外線検知器ヘッド626によって感知される2番目の運動選手642からのBTT輻射に見られるように同時に獲得される複数のBTT信号と共により広い視野が実施されることが出来ることは理解される。

【0316】

次に図52Aに関して、この実施例のBTTサーモスキャンは好ましくは、運転手656が精神的及び肉体的機能を妨げ事故に導きうる温度障害（高体温或いは体温降下）の危険があるかどうか決定するために乗り物のダッシュボード内に取り付けられているプロセッサ658によって監視される、運転手656のBTTからの熱輻射及び室温輻射を感知するために乗り物654のバイザー652に取り付けられた微小固相赤外線検知器650を含む。追加すると運転手656のBTT位置の温度は、自動空調及び乗り物654のシート温度調節に使用されることが出来る。BTT位置の画像が高い身体温度を示す時は、エアコンが自動的に作動される。

10

【0317】

図52Bはディスプレイ662上にBTT領域660を示す検知器650によって作られた画像の表示である。図48は本発明の熱画像システムによって作られた実例となる画像の表示である。図52Bは人間の顔の正面図を示し、BTT領域の外側の他の領域と同様に画面662上に表示されるBTT領域660は、額664、鼻666及びほほ668のように人間の顔の中に存在する。図1Bは画面上に表示されたBTTの入口点全体の幾何学的形状の実際の写真を示し、図4Aは画面上に表示された人間の顔とBTT領域との側面図を示すことに注意してください。

20

【0318】

図53はフローチャートで表された本発明の実例となる方法を示す。この方法は、様々な信号処理及び様々なハードウェア、ファームウェア、ソフトウェア構造による調節を用いて成し遂げられても良いことは理解されており、そのためここで記載されたステップは説明のためだけのものであり、本発明の範囲を限定するものではない。好ましい実施例はBTT領域の少なくとも一部分を含む源からの熱輻射を検知すること（ステップ670）を含む。ステップ672においてBTT領域の少なくとも一部分を含む輻射源からの画像が作成される。ステップ674においてステップ672において作成された画像が表示される。ステップ676はステップ674で表示された画像から温度レベルを確認する。ステップ678はステップ676で確認された温度が目的の温度と合致するかどうか決定する。目的温度は温度障害を示すことが出来、或いは乗り物の空調レベルを変化させる必要を示すことが出来る。温度障害を考えると、もし、はい、ならまたBTTにおいて検知された温度と記録された目的温度とが一致したら、その後温度障害（例えば発熱、高体温、及び体温降下）の被験者に知らせるためにステップ680において警報が作動され、ステップ670において処理が継続する。もし一致しなければ、ステップ678はステップ670において次の作業を続行する。

30

【0319】

BTTサーモスキャンによって作成された画像を強化するために、方法はさらにBTT領域を赤外線検知器の視野に合わせることに、又BTT領域の熱検知中、眼鏡を取り外すことを含む。

40

【0320】

図54Aは管の末端の皮膚上に位置決めされ、金属線684によって解読及び処理ハードウェア688、送信器702及びディスプレイユニット704を含むヘルメット686に結合されている、センサー682を含むパッチからなる支持構造物680をつけている人物100を示す他の好ましい実施例の斜視図である。典型的なヘルメットはスポーツの練習用、軍用、消防士用等の技術的に良く知られているものを含む。あるいは図54Bに見られるように支持構造物は、警報灯702と、金属線704によって例えばヘルメッ

50

ト 706 のような頭に取り付けるものに結合されている目に着用するもの 700 のセンサー 710 とを有する目に着用するもの 700 を含む。センサー 710 は、BTT 領域の皮膚に対してセンサー 710 を押さえ、位置決めするバネ機構 709 を有するアーム 708 を持つ。

【0321】

次に図 55 に関して、温度センサー 710 は例えば消防士のマスクのようなマスク 714 の鼻部品 712 に取り付けられることが出来る。マスク 714 からの金属線 716 は、例えばマスク 714 の構造物及びマスク 714 とエアパック 722 とを結ぶエアチューブ 718 内に位置決めされるように、絶縁的に取り付けられている。金属線 716 はセンサー 710 とエアパック 722 内に位置している無線送信器 720 とを結ぶ。あるいは金属線 716 はエアチューブ 718 の外側に取り付けられることも出来る。マスク 714 内の警報灯 724 は消防士に高い温度或いは低い温度を警告する。

10

【0322】

図 56A は、温度センサー 730、増幅器 732、プロセッサ 734 及びページャー 736 を含む身体表面の最も高い温度の領域と一致する BTT 入口点検知システムを示す図である。プロセッサ 734 は、高い温度には高い周波数の音を、低い温度には低い周波数の音を発するようにページャー 736 を動かすのに適応されている。センサー 730 による BTT 領域を走査することは、走査中に発生する最も高い周波数の音と一致する BTT の主な入口点の正確な存在部位をもたらす。BTT の主な入口点の検知のための他の好ましい実施例は、音や振動を発生するブザーやページャーを光警報システムに置き換えることを含む。典型的に図 56B はペン 740、ボード 746 に取り付けられた LED 738、前記ペン 740 に取り付けられた LED 739、センサー 750 及びプロセッサ 742 を示す。金属線 744 はペン 740 とボード 746 とを結合する。プロセッサ 742 は、BTT 領域を走査中最も高い温度を見つけると、光 738、739 を作動するように適合されている。例によると図 56B に示すようにこのペン 740 は、顧客に正確に BTT の主な入口点の場所を示させるように、テンプアラート温度計 752 が売られる棚 748 に隣接するボード 746 に取り付けられることが出来る。ペン 740 のセンサー 750 は例えば非接触センサー（例えばサーモパイル）又は接触センサー（例えばサーミスター）であることが出来る。

20

【0323】

BTT の主な入口点の検知は又自動的にされることが出来る。追加すると図 57 は BTT に置かれた 4 × 4 センサーアレイ 760 を示す。センサーアレイ 760 は、BTT 位置の温度を測定する 16 の温度センサーを有する。アレイ 760 内の各々の温度センサー T1 から T16 は温度出力を提供する。センサーアレイ 760 は、管の主な入口点と一致する最も高い温度出力を持つセンサーアレイ 760 内のセンサーを確認するように適合されているマイクロプロセッサ 754 に結合されている。例えば温度センサー T6 761 は最も高い温度出力を提供するとして確認され、それで温度センサー T6 が表示される。プロセッサ 754 は連続的にセンサーアレイ 760 内の最も高い温度出力を自動的に探し、最も高い温度が連続的に表示される。

30

【0324】

図 58A は、その構造内に金属線 769 とセンサー 770 とを含む支持構造物 758 であり、BTT 領域に合うように型取られたシリコン片からなる支持構造物 758 を示す他の実施例である。図 58B は額 773 に向かって型どられたシリコン片構造物 758 を出る金属線 769 を有する BTT 領域 775 に位置するセンサー 770 を持つ支持構造物 758 を示す。次に図 58C に関して、支持構造物 758 は代わりに、BTT 領域にセンサー 770 を正確に安定的に位置決めするようにする、マイラー表面 762、金属線 769 を有するセンサー 770 及びセンサー 770 に被膜をかぶせるカップ形状のシリコン片 774 からなる多層構造物を含むことが出来る。

40

【0325】

温度障害の治療及び / 又は予防する方法と装置を提供することもまた本発明の目的であ

50

る。図2Bで見られるように、脳はBTTの入口を除いて、完全にすべての側面に置いて絶縁されている。BTTは両方向兼用の方法で熱エネルギーが流れることが出来る熱エネルギー管であり、それゆえ熱を伝える又は熱を取り去るBTTの入口に外部から装置を設置することによって、熱は脳から取り去られ又は脳へ伝えられることが出来る。追加すると図59は、図2Bにおいて脳の中央に示される熱貯蔵領域である熱貯蔵領域786を経由して現れる、脳784へ又は脳784からの熱分布を有する、脳へ熱を運ぶ矢印780及び脳から熱を取り去る矢印782によって表される熱エネルギーの両方向兼用の流れを示す。高体温(熱射病)又は低体温を治療及び/又は予防するために、熱貯蔵領域786から熱い血又は冷たい血として表される熱エネルギーは、血管788によって脳組織784中に分配される。

10

【0326】

付け加えると本発明の他の目的は、脳を冷やしたり温めたりするためにBTT領域を冷やしたり温めたりするのに適用する新しく、珍しいBTT熱パッドを提供することである。

【0327】

さらなる本発明の目的は、顔の他の領域に拡張していてもよいが、BTT領域の入口を覆う新しく、珍しいBTT熱パッドを提供することである。しかしながら脳はBTT入口以外は他のすべての側面が絶縁されているので、冷却は外部のみであり、その冷却は外部の冷却感にかかわらず'フライを揚げる'温度であったことが出来る脳には届かない。これを考慮すると、好ましい実施例は、BTT領域のみが冷気にさらされている顔を覆う拡張されたBTT熱パッドを含み、顔を覆う拡張されたBTT熱パッドの残りは袋の中に設置されたゲル又は氷が温められるのを防ぐように絶縁されている。BTT熱パッドの容器は、あらゆる部分を覆う輻射、熱反射フィルム及び同様の又は違う部分を覆う絶縁体を含むことが出来、それらは一緒に指向性のある冷却を容易にする。それゆえBTTが冷やされると、BTTによって伝導された熱のみが吸収される。

20

【0328】

BTT領域に適用されるBTT熱装置は、高体温及び体温降下をそれぞれ治療するために、選択的な脳冷却又は選択的な脳加熱を促進する。熱により引き起こされた損傷に最も鋭敏な器官である脳は、体温降下中BTT経由の熱を加えることによって、又高体温中熱を取り去ることによって守られることが出来る。身体に残る温度は変化することが必要でないかもしれないので、熱射病の患者を治療するために又あらゆる脳損傷の患者を治療するために脳を冷却する時にこれは特に重要であるが、冷やすこと又は加熱することは選択的である。脳組織の大半は水であり、脳を冷やしたり加熱することが必要な、熱を取り去る又は加熱することは、BTU(British thermal unit英国熱単位)に基づいた良く知られた方程式を用いて正確に計算されることが出来る。1BTUは、1ポンドの水の温度を1°F上げるのに必要なエネルギー量であり、1ポンドの水を1°F冷やすとき、1BTU放出する。

30

【0329】

脳内の過度の熱又は過度の冷気の治療上の処理のためのBTT熱パッドは、BTT入口に横たわるBTT皮膚領域を冷却又は加熱するために、好ましくはほぼコンマ、バナナ又はブーメラン形状を持つ袋を持ち、前記袋は、BTTの入口全体の上に完全に横たわる関係であり、前記袋は氷、ゲル状材料、固体材料等によって満たされた封印されたくぼみを限定する外側壁と内側壁とを有する。

40

【0330】

典型的な脳冷却又は脳加熱装置は、BTTの入口の特別な幾何学的形に合うように及び一致するように適合された熱及び冷パッド又はパックを含み、しなやかな密閉されたパッド及び前記パッド内のゲルから成ることが好ましく、前記ゲルは、例えばポリアクリル酸ナトリウム、安息香酸ナトリウム、ヒドロキシベンゼン及びそれらの混合物のような他の化合物を伴うプロピレングリコール、グリセリン、またそれらの混合物からなるグループから選ばれる凝固点降下剤、水、及び濃化剤の混合物から成る。他のあらゆる冷却又は加

50

熱装置又は硝酸アンモニウムと水の組み合わせを含む化学化合物及びゲルは、例えば鉄粉、水、活性炭、パーミキュライト、塩及び浄化自然金属粉のような加熱剤と同様に冷却剤として使用されることが出来る。これらの化合物は商業的にたくさんの売り主から手に入られる。(例えば Becton - Dickson の商品名 ACE)

図 60A は目 798、802 に隣接し、コネクター 796 によって両者の右側と左側が結合されている 2 つのバッグシステム 792、794 を含む好ましい 2 つの BTT 熱パッド、ここでは BTT 冷/熱パック 790 とも呼ぶが、の概略図を示す。図 60B は左側に適用される装置によって表されるが、パッド 814 を前記パッド 814 が目と鼻の間の凹所内の BTT 領域の特別な地形を殆ど形作られるのを可能にするのに十分に満たす量のゲル状の物質 800 を封入するために末端 812 を伝統的な手法で封印した好ましくはほぼコンマ形状、ブーメラン形状又はバナナ形状パッドからなる更に詳細な一つのバッグ BTT 冷/熱パック装置 810 を示す。図 60C はゲル 800 を含むパッド 814 の BTT 領域の凹所を形成する延長部分 816 を示す反対側の斜視図である。前記装置は、ここでは BTT 冷/熱パッド又は BTT 冷/熱パックと呼ばれる。なお図 60C に関する、BTT 領域を BTT 冷/熱パックが型どるのを許す枕形状の外形を形成しているのが示される BTT 冷/熱パック装置の斜視図が示される。

10

【0331】

使用に当たっては、冷湿布として使用する場合は、BTT 熱パッドは冷凍庫又は他の冷却装置内に置かれ、また温湿布として使用される場合はお湯の中につけられるだろう。BTT 熱パッドは好ましくはプラスチック材料の頑丈なしなやかな包みからなる。BTT 熱パッド内の材料は、好ましくは、広い範囲の温度にわたってゲル状の濃度を維持するゲルである。氷らせることによって冷やされ、暖まる間中熱を吸収するたくさんのゲルが存在する。そのようなゲルにはたくさんの異なるタイプがある。それらのあるものは、固体を凍らせ、あるものは 0 °F であってすら、柔軟性がある。凍らせた水 - アルコール混合物としての冷パックもまた使用されることが出来る。あるいは BTT 熱パッドは、バッグの開口口を通して氷で満たされるくぼみを限定するプラスチックによって内面的に区画する内壁と外壁とを持つバッグを含む。この例に置いてバッグは好ましくはゴム材料で封印される。

20

【0332】

柔軟性のあるプラスチックはゲルを含むために好ましい材料として描かれるが、ビニル、綿、レーヨン、ゴム、熱可塑性プラスチック、合成高分子、混合材料等を含むあらゆる材料又は織物が使用されることが出来ることは理解される。BTT パッドの寸法及び形状は目と鼻の間の凹所の特別な解剖学的構造に合うように又 BTT の入口の特別な幾何学的構造に一致するように適合される。

30

【0333】

技術的に知られたあらゆる冷却又は加熱装置は、BTT 領域へ熱を運ぶ又は配達するように適合されたチューブを通じて流れる温水又は冷水を含む BTT パッド処理装置内で使用されることが出来る。チューブはあらゆる頭に取り付ける装置又は眼鏡のフレームに取り付けられることが出来、ポンプ機構はチューブを通じて連続的な水の流れを提供するために頭に取り付ける装置又は眼鏡に取り付けられることが出来る。BTT パッドは頭に取り付ける装置又は眼鏡内の水温度コントロール及び循環ユニットへ連結させるためにコネクターを持つチューブに結合されることが出来る。温液体又は冷液体は、お互いを通じて BTT から熱を運ぶ又は取り去るチューブを通じて循環する。

40

【0334】

ゴムバンド又はホックとループのファスナーは BTT パッドを位置にしっかり固定するために使用されることが出来る。あらゆるここで言及した支持構造物が、BTT パッドを糊を含む位置にしっかり固定するために使用されることが出来る。例えば、BTT パッドは装置のようなクリップを含むことが出来、又 BTT 熱パッドは眼鏡のフレームにしっかりと取り付けられることが出来る。眼鏡の鼻当て又は改良された眼鏡の鼻当ては、BTT から熱を運ぶ又は取り去るための冷却又は加熱装置を含むことが出来る。BTT 熱パッド

50

は、例えば脳内温度を下げるために試合の休憩の間選手によってもたれることができるような、或いは冬の競技中にスキーヤーの脳を温めるために、手によって持つことが出来、又 B T T 領域に手で置くことが出来るパッド内に取り付けた棒を有することが出来る。

【 0 3 3 5 】

他の実施例は、B T T 領域を蒸発させて冷やすための水を供給するために頭に取り付ける装置に付けられた B T T 熱パッドを含むことが出来る。この例では、冷たい水は、ヘッドバンドと額と着用者の頭の上方部内で蒸発による冷却によって発生させられる。

【 0 3 3 6 】

あらゆる冷却又は加熱装置が、B T T の入口の皮膚を冷却又は加熱するための指向性の温度調節機能を有する B T T の入口の解剖学的形状部分を形成する型どることが出来る装置を好ましくは用いることによって、選択的な脳冷却又は脳加熱のために B T T 領域の冷却又は加熱のために使用されることが出来る。米国特許 6,120,460 号、6,312,393 号、及び 6,544,193 号内及び A b r e u による他の未決定出願内で A b r e u によって記載されたのと同様な、ここでは参考によりそっくりそのまま合体されるが、技術的に知られた電氣的な、チップ、半導体、高分子等を含む加熱の又は過熱のための或いは冷却のためのあらゆる装置が、B T T 入口における位置決めのための支持構造物内に又脳の冷却又は加熱のために用いられる支持構造物内に適用されることが出来る。

【 0 3 3 7 】

本発明は有効な冷却 / 加熱時間を延長するように異なる熱伝導性と熱反射特性の表面を提供することが出来る一括された組み合わせ内の型取ることが出来る B T T 熱パッド又は B T T 熱パックを提供する。B T T 熱パッド又は B T T 熱パックの構成及び材料は、その形状の型取り及び目と鼻の間の皮膚上の B T T 位置へのその保持を可能にする。ここで明らかにされた材料は、- 1 0 から 1 4 0 までの範囲の温度において柔軟性のあるプラスチックを維持することが出来る。

【 0 3 3 8 】

図 6 1 に関して、B T T 熱パック 8 2 0 の他の実施例の正面図が、ゲル 8 0 0 を有する 2 つの部分を持つバッグ 8 2 2 を含んで示され、第 1 部分 8 2 4 は B T T 8 2 4 の主要部分に位置し、ゲル 8 0 0 を最も高い量含み、第 2 部分 8 2 6 は B T T の周辺部分に位置し、より小さい量のゲルを含む。

【 0 3 3 9 】

図 6 2 は端部 8 3 2、8 3 4 で封印された、ゲル 8 0 0 を含む B T T 熱パックのバッグ 8 2 8 の断面図を示す。

【 0 3 4 0 】

B T T 領域へ B T T 熱パックの部分が一致又は並置である限りは、目を囲む環形状、又顔 / 額の他の部分を含む形状もまた使用されることが出来ることが理解される。好ましい形状と寸法はここで開示された B T T 領域の特別な幾何学的形状に合う。

【 0 3 4 1 】

図 6 3 A はゲル 8 0 0 を含み、外部圧力によって変形できるような柔らかいプラスチックで出来ているバッグ 8 3 8 に付けられた硬いゴム又はプラスチックで出来ている硬い上部部分 8 3 6 を含むゆるんだ状態の B T T 熱パック 8 3 0 の好ましい実施例を示す。図 6 3 B で描写されるように、B T T 熱パック 8 3 0 は、人物 1 0 0 の目 8 5 2 と鼻 8 5 4 の間の B T T の解剖学的形状 8 4 0 を形成するために矢印 8 4 4 によって示される圧縮の上の硬い上部部分 8 3 6 の反対端において中央に形成された凸形状 8 4 2 を有して示される。

【 0 3 4 2 】

B T T 熱パックは、好ましくは型取ることが出来、B T T 領域の解剖学形状を形成するように使用温度範囲中で変形でき、柔軟である材料によって構成される容器又はバッグである。パック内の中央の凸状の領域は親密な相互作用を許し熱エネルギーは B T T の入口で移動するが、B T T 冷 / 熱パック自身の凸形状領域の特別な形状は、民族グループによって多少変化させることが出来ることは認められている。

【 0 3 4 3 】

10

20

30

40

50

図64AはBTT位置858に位置する枕のような形のBTT熱パック850をつけた人物100の頭856の側面の断面図を示す。BTT熱パックの構造は、BTT位置に密接な並置を維持出来るように形成される。図64Bは左目862に隣接するBTT位置858上の図64Aで示されたBTT熱/冷パック850の正面図である。

【0344】

図65はゲル800を含むバッグ864とBTT位置に前記BTTパック860を手動で支持するための棒866とを有するBTT熱パック860の斜視図を示す。図66は柔軟性のある金属線876、878によって棒882に結合するバッグ872、874を有する2バッグのBTT熱パック870の正面図を示す。

【0345】

図67Aは目のための開口部884、鼻のための886を有し、ゲル800を含んだ小袋からなり、BTT領域の解剖学的形状に一致するためのバッグ888、890を含むBTT熱マスク880を示す。マスク880の残りは平面領域892から成る。平面領域892は、指向性のある熱エネルギーの流れを許すために好ましくは絶縁されており、そのためゲル800はBTT領域の皮膚に接触のみする。図67Bはバッグ888、890と残りの平面領域892とを有する小袋894を示すマスク880の断面側面図である。

【0346】

図67Cは、使用者897によって着用されるBTT領域への密接な並置を許す小袋895、896を有するBTT熱マスク898の概略図である。

【0347】

図68Aは、使用者903によって着用された目に着用するもの902から成る支持構造物によってBTT領域に適合されたBTT熱パック900を示す斜視図である。図68Bは、左右のBTTのための2つのバッグ932、934を持ち、使用者938のBTT上の場所に熱/冷パックをしっかりと固定させるためのクリップとして働くアーム936によって結合されたBTT冷/熱パック930の正面斜視図である。

【0348】

本発明の原理に従った脳冷却又は脳加熱装置は、BTTの入口の特別な幾何学的形状に合う又は一致するように適合され、好ましくは柔軟な封印されたパッドと前記パッド内のゲルからなり、皮膚に接触する表面は大体凸形状を有する、熱及び冷パッド又はパックを含む。追加すると図69AはBTT熱パック910と皮膚にもたれてBTTの解剖学形状を形成するふくらませたほぼ凸形状の部分906との斜視側面図である。図69Bは、BTT熱/冷パック910と、皮膚にもたれてBTTの解剖学形状を形成するふくらませたほぼ凸形状の部分906との下方斜視図である。図69Cは、BTT熱/冷パック910と、外側に面し皮膚に接触しないほぼ平らな部分912との平面斜視図である。図69Dは、使用者911のBTT領域に適合されるゲル909を有するBTT熱/冷パック910の斜視図である。

【0349】

循環水を有するBTT位置の特別な幾何学的形状に又領域の解剖学的形状に一致するようにあわされたチューブもまた選択的な脳の冷却又は加熱のために使用されることが出来る。

【0350】

BTT熱パックは、皮膚へのあらゆる熱障害を防ぐために、例えば加熱剤のような使用された化学化合物による皮膚への直接接触をさけるようなバッグを含むことが出来る。

【0351】

温度センサーとBTT冷/熱パックとの組み合わせが実施されることが出来、ここで記載された例えば眼鏡やあらゆる頭に取り付ける装置のような支持構造物を用いて場所に位置決めされることが出来ることが理解される。眼鏡の鼻当ては、どのくらいの速さで熱を引くか決めるために熱流量センサーとの組み合わせを持つことが出来る。例えば薄いマイラーの一片を横切る勾配は熱の流れの方向を示す。眼鏡の右の鼻当ては温度センサーを有し、左側は、反対側で測定された温度によって熱を加えたり、取り去ったりする冷却/加

10

20

30

40

50

熱装置を持つこともまた理解される。

【 0 3 5 2 】

様々な変形物が技術内の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また理解される。例えば人はB T T位置の皮膚上にセンサーを位置決めすることが出来、その後B T T位置の場所にセンサーをしっかりと固定するために接着テープを前記センサーの上に置くことが出来る。それゆえこの実施例において、センサーは接着表面もまた前記センサーを恒久的に結ぶ支持構造物も持つ必要がない。

【 0 3 5 3 】

複数の非接触又は接触センサーを有する手で持つ装置は、一回の又連続的な測定のためにB T Tの脳温度を測定することが出来、ここではブレインサーモメーター (Brain Thermometers) 又はブレインTEMP装置 (BrainTemp devices) と呼ばれる。付け加えると図70は、例えばセンサーアレイ1000がB T Tの入口1004の皮膚のみを視野にする方法で、輻射1010をセンサーアレイ1000に焦点を合わせるためにレンズ1008を有するハウジング1006に取り付けられ、B T Tの入口1004を視野に入れる赤外線センサー1002のアレイ1000と、ディスプレイ1014上に表示された最も高い値を有するアレイ1000内の赤外線センサー1002によって読まれた最も高い温度の値を選ぶように適応されたマイクロプロセッサ1012とを示す。アレイ1000の典型的な赤外線センサーは、サーモパイル、熱電対、圧電センサー等を含む。プロセッサ1012は、信号を処理し、アレイ1000内のセンサー1002によって測定された最も高い温度の値をディスプレイ1014に表示する。図71Aは、単一の赤外線センサー1018 (例えばサーモパイル)、B T T領域1004の輻射1010をセンサー1018に焦点を合わせるレンズ1016、送信器1019及び室温に従って読まれる温度を調節するために用いられる室温温度センサー1020を含むハウジング1022と、信号を処理し温度の値を表示する処理1012及び表示手段1014と、さらに例えば分光器による測定、化学測定及び温度測定の処理のような更に信号を処理するように適合されたプロセッサ1013を含み、無線送信及びインターネットのような記載されたコンピュータネットワークを通じての送信を含む外部モジュールであって、プロセッサ1013によって計算された値を表示し送信するようにも適合された外部モジュール1017に結合された金属線1015と、を含む非接触測定システムからなる他の実施例を示す。本発明に従った又図71Aに従ったペンのようなシステムの他のものは、図71Bに示されるように、皮膚1026に接触し、B T Tの入口1028の皮膚1026のくぼんだ解剖学上の形状に一致する端1030においてほぼ凸形状であるふくらんでいる部分1024を含む。皮膚1026に接触しているふくらんでいる凸形状の端1024は、皮膚1026を伸ばすのを助け、ある皮膚状態においてよりよい輻射の放射率をもたらすのを助け、そのことは、システムにあらゆるタイプの皮膚において最適条件でB T T領域の皮膚における温度を測定させることをもたらす。

【 0 3 5 4 】

B T Tから来る熱放射を視野に入れるための典型的なレンズシステムは、典型的にB T Tの入口の皮膚までセンサーの先から1インチを読むための25のセンサーとB T Tの皮膚とセンサーの先の間が3インチの距離から来る輻射を読むための100のセンサーアレイを含むことが出来る。好ましくは視野5度、最も好ましくは視野2から3度及び視野1度ですらB T Tの主な入口点を見るために使用される。センサーが図1Aの明るい点又図1Bの赤 - 黄色領域と一致するB T T入口領域に照準を合わせる時、赤外線センサーがB T T入口領域から輻射を受け取るようにするためには、赤外線センサーのスポットの大きさ (見る領域) は、好ましくは直径1から20mmであり、最も好ましくは直径3から15mmである。センサーがB T T入口領域を視野にする方法で位置決めされ、レンズが輻射を温度センサーに焦点を合わせるように使用される限りは、赤外線装置 (サーモパイル) はあらゆる距離に設置されることが出来、B T T入口領域の温度を読むことが出来ることは理解される。

【 0 3 5 5 】

10

20

30

40

50

アレイはBTT領域の温度を受け取るように適合される。受け取られた温度信号は、顔全体より少なく、又顔の温度ではなく、額の温度でもない。温度信号はBTT、目の内角の周りの特別な幾何学的形状の一つの特別な領域及び眉の下の上まぶたの内側、から来る。BTTからのこの前記温度信号は、接触センサー（例えばサーミスター）、非接触センサー（例えばサーモパイル）及び赤外線熱画像によって獲得されることが出来る。この前記温度信号は、図73に見られるように熱を取り去り又は移動することが出来る製造物品に作用するようにプロセッサに供給されることが出来る。前記物品は、手で持てる単一測定装置、連続温度測定装置及び本発明のあらゆる装置によってBTTにおいて測定された温度レベルによって作動される。付け加えると温度レベル信号は他の装置を作動すること、前記装置の機能を作動することが出来る。手で持つ装置で測定された温度レベルは、自動的に無線の或いは有線の送信器手段によって受信器へ送信されることが出来る。

10

【0356】

図71Cは、単一の赤外線センサー1034（例えばサーモパイル）、BTT領域1004の輻射1010を円柱状の延長部分1036の窓1039から約3cmの所に位置するセンサー1034に焦点を合わせるための窓1039及び洞1038を内蔵する円柱状延長部分1036、さらに増幅器1040、及び信号を処理し温度の値を表示する処理装置1042及び表示装置1044を含むハウジング1032を有する非接触測定システムからなる他の実施例を示す。円柱状の延長部分は、円柱、長四角形又は正方形としても、3mmより小さく、好ましくは2.5mmより小さく、最も好ましくは2.0mmより小さい幅方向の寸法を持って良い。

20

【0357】

引っ込められる定規1046がハウジング1032に取り付けられており、前記定規の先は顔の上ののっていることが出来、BTT領域の最適視野のためにBTTに関してハウジングの妥当な距離と方向を保証するために使用される。センサーによるBTTの最適な視野のためのあらゆる測定及び位置決め手段はが使用されることが出来、本発明の範囲ないであることが理解される。センサーとBTTとの間の固定した関係を確立するためのあらゆる位置決め装置が本発明の範囲内であることは理解される。

【0358】

図72は好ましくは接触温度センサーを有する、BTTの皮膚に接触することによって単一測定として使用される他の実施例の概略図である。付け加えると図72は、BTT領域を形成するためのほぼ凸状の外形を持ち、絶縁された先端1054によってカプセルに包まれ、さらにセンサー1052と、LCDディスプレイ1058、LED1060、及び圧電装置1062に電気的に結合されているプロセッサ1056とを結ぶ金属線1055を含むセンサー1052（例えばサーミスター）を有するペンのようなハウジング1050を示す。使用するにあたって、センサー1052は温度に相当する電圧を発生しながらBTT入口領域1004の皮膚と接触し、その電圧はプロセッサ1056に供給され、測定時間中において最も高い温度が獲得されたときに順番にLED1060、及び装置1062を作動させ、続いてディスプレイに温度を表示する。センサー1052とカプセルに包まれた先端1054は凸状の先端1054を形成する凸状の外部表面を有する使い捨てできるキャップによって覆われることが出来る。

30

40

【0359】

センサー1052からの温度信号は圧電装置1062によって発せられる、測定された温度レベルに釣り合う音声周波数を有する音声信号に変換されることが出来る。付け加えると、ハウジング1050内のプロセッサ1056は、使用者がBTT領域を走査する間の一番高い周波数音声信号（最も高い温度を示す）において組み合わせで動かなくさせるように適合されている。さらにハウジング1050内のLED1060は、最も高い温度レベルに達すると作動されることが出来、その後値はディスプレイ1058に表示される。

【0360】

身体から直接的な方法で又は間接的な方法で、熱を移動または熱を取り去るあらゆる製

50

造物品が本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。よって、図73は、前に示した無線の又は有線の送信手段によって、それ自身の温度又は物品1078や1080の付近の温度を変えることができるマットレス1078又はカラー1080のような製造物品に連結されている、BTT領域の温度を測定する、手で持てる装置に収容されたサーモパイルのような非接触感知装置1070又はパッチ内に収容されたサーミスターのような接触感知装置1072によって表される感知装置を含む他の典型的な実施例を示す。典型的な実施例は、BTT領域の温度を測定する温度センサー1070及び1072から受け取った信号に従って電気的手段によってその温度を変えるように適合されているマットレス1078及びカラー1080のような首の周りの物品を含む。物品1078及び1080は、マットレス1084によって身体の又カラー1080によって首及び頭の、熱を取り去る又は加熱する冷たい水又はお湯が流れるそれぞれ曲がりくねったチューブ1074及び1076を有し、それぞれプロセッサー1084及び1085によって調節される、バルブ1082を持つマットレス1078の前記ウォーターシステム及び、バルブ1083を持つカラー1080の前記ウォーターシステムを持って提供される。マットレス1078のプロセッサー1084及びカラー1080のプロセッサー1085は、センサー1070及び1072によって測定されるBTTの温度レベルに基づいてバルブ1082又は1083を開閉するように適合されている。温度センサー1070及び1072の信号は、センサー1070又は1072からの信号が高い身体温度(例えば華氏100.5°以上の温度)を示したとき、マットレスに冷たい水を満たすのをもたらすように開くようにバルブ1082及び1083を調節する。同様にセンサー1070又は1072からの信号が低い身体温度(例えば華氏96.8°より低い温度)を示したとき、前記センサー1070及び1072からの信号は、マットレス1078及びカラー1080に温かい液体を満たすようにバルブ1082及び1083を開ける。あらゆる衣服(garment)、装置(gear)、衣類(clothing)、ヘルメット、頭に取り付ける装置、目に着用する物、帽子などは、BTT領域の温度に基づいて着用者の温度の快適さを成し遂げるために熱を取り去る或いは移動させる製造物品として機能することが出来ることが理解される。接触に(例えばサーミスター)又は非接触に(例えばサーモパイル又は熱画像感知システム)BTTの温度を測定するあらゆるセンサーが、身体や物理的な物質へ熱を取り去る又は移動する製造物品を調節するのに使用されることが出来ることもまた理解される。製造物品は、BTTの入口に相当する目とまぶたの内角の周りの皮膚の温度に従って患者の静脈へ温かい又は冷たい液体を運ぶことが出来る点滴線を含むこともさらに理解される。他の典型的な製造物品は、靴、加熱又は冷却システムを有する床、電気カーテン、並列の液体加熱器等を含む。

【0361】

皮膚に接触している接触センサーが使用されている実施例においてプローブの頭は、好ましくは良い温度伝導性を有し、本発明の原理又は開示に従った様々なプローブの形に合うような使い捨てキャップの形を有する、例えば一片のポリマーのような使い捨てのキャップで覆われることが出来る。

【0362】

生物学的パラメーターの測定、貯蔵、送信に加え、例えばパッチ、目に着用するもの、指輪、コンタクトレンズ等のような本発明の様々な装置は、その中でデータは変えられ、付け加えられ、モジュールから削除されることが出来る、好ましくはプログラム可能で書き換え可能な電気モジュールを用いて、使用者の身分証明や歴史的データを保存するための身分証明や歴史的記録の獲得及び保存の装置を含む。身分証明や歴史的データ単独又は生物学的データ(例えば脳温度及びグルコースレベルや抗体の存在のような化学的測定)と共に好ましくは無線送信器によって監視ステーションへ送られる。追加すると図74は動物によって使用される、生物学的モニタリング、身分証明、及び歴史的データのための装置及びシステムの概略図を示す。開示されたシステムは動物同様人間に適用できることは理解される。

【0363】

図74は、環は目の上に、好ましくはまぶたで形成されるポケット1516内の目の縁に位置決めされている、好ましくはアンテナ1500、センサー1502、マイクロプロセッシング、送信、及び記録用モジュール1504及び動力源1503を持つ目のループ又は目の環1501を持つ目の環送信装置1501と、好ましくは動力源1506、無線波1522によって環1501に動力を与え環1501からデータを集め、環1501のモジュール1504へ双方向通信をしており、無線波1511によって外部の無線受信ステーション1509及び受信アンテナ1513へつながっているマイクロプロセッシング、送信及び記録用モジュール1508、無線波1512によって軌道衛星1514に結合されているGPS送信システム1510を含む首輪1520と、環1501のモジュール1504からの信号を受信する外部に設置された受信器1518及びアンテナ1519と、コンピューター1526に結合された例えば飼料の場所に設置された環1501のモジュール1504と双方向通信する外部アンテナ1524と、を含む典型的な包括的なシステムを示す4つ足の生き物のための好ましい実施例の概要である。

10

【0364】

各目の環1501は、動物を遠くから確認するために恒久的に又は一時的にはめ込まれた独自の通し番号を持つ。24時間の温度記録が最も好ましくは一日に6-12回、各送信器に送られる。独自の一方の統計的な放送ネットワーク構成は群れのすべての一員を一つの周波数及び1セットのデータ受信器を共有することを許す。受信器はテレメトリー温度データを家畜の目の環テレメトリーユニットのネットワークから受信し、それを貯蔵し、表示し、監視するための収集コンピューターに送信するように設計されている。

20

【0365】

図74に様々な通信及び動力システムが示されているが、システムは一つだけの装置と共に、例えばさらなる処理と表示のために受信器1518とアンテナ1519に信号を送る環1501と、或いは好ましくは、データの処理、監視、表示のために信号をアンテナ1513と遠隔ステーション1509に送信する無線送信器の増幅器として働く首輪1520のモジュール1508にデータを送信する環1501と共に働くことが出来ることは理解される。

【0366】

動力源として働くバッテリーを有する能動システムの他にも、環1501は首輪1520又はアンテナ1524によって提供される電磁誘導のような外部源によって動力を与えられる受動システムが使用されることが出来ることは理解される。バッテリー1503から成る動力源及び首輪1520のモジュール1508からの電磁気エネルギーを受信するアンテナを有するモジュール1504内の受動システムの両方を含む混成のシステムが使用されることが出来ることは更に理解される。この実施例において、バッテリー1503によって動力を与えられたモジュール1504内のメモリーを使用するシステムの能動部分はセンサー1502(例えばサーミスター)からデータを収集し、モジュール1504内のメモリーチップにデータを蓄積する。モジュール1504内のアンテナを含む受動システムもまた、4つ足の生き物が例えば飼料場所に設置されているアンテナのような連結しているアンテナ1524のそばを通る時、作動されることが出来る。環1501内の受動システム1504と飼料場所の外部アンテナ1524の間に結合が出来た後、環1501のモジュール1504のメモリーチップ内に蓄積されたデータは外部アンテナ1524によって受信され、外部アンテナ1524のモジュールの一部である第2のメモリーチップ1523へ送信される。環1501内のモジュール1504のプロセッサーは貯蔵データを外部アンテナ1524との結合がある時はいつでも送信するように適合されている。様々な前に言及した誘導結合案が、動力を与えたり、アンテナ1523及び1509によって目の環1501からデータを集めるために使用されることが出来る。

30

40

【0367】

複数の哺乳動物(例えば牛)からのデータは、受信システムに送信される。好ましくは生物学的パラメーターの成功した無線送信を妨げる干渉の形のデータの衝突を避けるために一匹の動物のみがある特定時間(システム内に一匹の動物のみを持つのと等しい)に送

50

信する。投票と放送の2つの典型的な案が使用されることが出来る。投票アプローチは、各動物が中央場所からデータを要求する各自の通し番号を受け取り、データ記録を送るように動物の送信器に発信する受信器を持たされることを要求する。他のアプローチは、各動物が独自にデータ記録を放送する放送システムである。問題は、成功したデータ送信を妨げることが出来る衝突、それは同時に一匹以上の動物の送信である、を避けることである。各動物の送信器は、好ましくはある時間に送信するだろうし、受信器は同時に各動物からの信号を受信するように適合される。

【0368】

環1501は、太陽光を獲得するように準備された太陽電池、動物を鑑定し、生涯にわたって動物を追跡するためのデジタル送信16ビットID#を含むことも出来る。家畜に使用するための環1501の外径の好ましい寸法は、40から45mmであり、好ましくは35から40mmであり、最も好ましくは30から35mm又は30mmより小さい。例えば人工授精のための排卵の時期や檻にいれられた中の出産を検知するために、象のような大きな動物には、好ましい外径は90から100mmの間であり、好ましくは75から90mmの間であり、最も好ましくは50から75mmの間又は50mmより小さい。家畜のための回路板やバッテリーを含む好ましい最も大きな環の寸法は、15から20mmの間であり、より好ましくは10から15mmの間であり、最も好ましくは10mmより小さく、大型動物に対しては10から15mmの要素が最適寸法を達成するのに追加される。家畜のための環1501の好ましい高さは9から12mmの間であり、好ましくは6から9mmの間であり、最も好ましくは5mmより小さく、大型動物のためには5mmの要素が最適な寸法を達成するのに付け加えられる。好ましい実施例は、センサーを含み、まぶたで形成されたポケットの下位に位置する環の4分円の一つに配置されるハードウェアを含む。

【0369】

ある予め設定した温度限界が到達された時に警報は作動される。本発明のシステムは又動物の熱の瞬間を検知するために、動物の身体温度が上がり始めたときにスタートするリアルタイムに送信される温度を用いて使用されることが出来る。方法は、熱の感知を含み、それから熱の初期検知後6から12時間の間に、最も好ましくは熱検知後4から8時間後に動物に媒精することを含む。

【0370】

好ましくはモジュール1504又は1508によって時間中(例えば24時間)蓄積された温度データはそれから熱の印を鑑定するように適合されたコンピューター1526のようなコンピューターシステムにダウンロードされる。熱の印は時間中に起こる熱変化の表示であり、特別な生物学的状態を反映する。典型的な熱の印は図75Aから図75Eに図示された。図75Aは、この例においては、口蹄疫のような水疱瘡ウイルスの感染に相当する高い温度がある、比較的急激な熱の上昇があるウイルス感染の表示である。反対に6から8時間中の温度のゆっくりとした上昇は、図75Bに見られるような暑い天候による高体温の熱の印を指し示すことが出来る。図75Cは、持続する高い温度に続く乱高下を持つ、細菌感染を反映する急激な温度増加を示す。図75Dは乳腺炎を反映する、初期の温度増加に続いて初期の出来事の後でより高い温度増加が続く2こぶを持つ温度の印を示す。図75Eは基礎温度の緩やかなしかし進行形の増加がある、動物の熱(矢印1544)を指し示す熱の印を示す。熱の始まりの8から12時間に関して、排卵後の期間において温度のさらなる増加の維持を伴う排卵の瞬間(矢印1546)を示す温度の更なる増加がある。人間又は動物両方のために、温度の印のデジタルライブラリーが蓄積されることが出来、環から又はBTTの温度を測定する他のあらゆるセンサーから受け取る信号に基づいて、存在する生物学的状態のタイプの確認に使用されることが出来ることは理解される。温度測定システムによって獲得された熱の印は、処理システムによってコンピューターのメモリーに蓄積され、前記熱の印と合致させるため及び認識するためのソフトウェアを関連づけた熱の印と合致させられる。本発明の熱の印システムは、低い又は高い温度の熱障害が存在する、人間の或いは動物両方のためのあらゆる熱測定システムを含むことが

出来ることが理解される。

【0371】

複数のアンテナの受信案が使用されることが出来る。図76Aは1000~2000の動物の群れをカバーすることが出来る、囲いの中の1から8の番号を付けられた8アンテナを含む多数のアンテナ案配列1538を示す。特定の時間T1において動物1530は例えばアンテナ1532のような一番近くのアンテナによって捕捉されたデータを送信する。動物に使用するためにまた力を保つために、データは24時間蓄積されることが出来る。動物が時間T1においてアンテナのうちの一つのそばを通るときそのデータはダウンロードされる。熱や生物学的パラメーターに変化がある時は、送信環はデータを連続的に送信する。別の方法では環は一日に一回だけデータを送信する。アンテナ案もまた動物の位置を示すものとして使用されることが出来る。囲いとアンテナ案はコンピューター画面にプロットされ画面に図示され、信号を受信するアンテナを確認することによって、動物はコンピューター画面上で強調された位置と共に位置を確認されることが出来る。図76Aにおいてアンテナ1534及び1532は信号を受信しており、一方アンテナ1536は動物から離れているため、アンテナ1536は信号を受信していない。そのため動物1530はアンテナ1532及び1534によってカバーされる領域に位置している。図76Bは健康な動物1542a、1542b、1542cと同様に熱のある動物1530を含み、無線受信器1540は農夫によって運ばれる、又はアンテナ1532及び1534によってカバーされる領域の付近に位置する、無線受信方向探知器を用いる正確な位置の選定を示す。動物1530は信号を連続的に発する唯一のものなので、無線受信器1540は正確に健康な動物の中から病気の動物1530を認識することが出来る。動物1530の更なる確認のために、動物1530のIDは生物学的データと共に送信される。反対に農夫は動物の近くで、更なる処理のために手で受信器へデータ送信を起こすために目の環1501内の回路を作動させるための電磁氣的な手で持てる外部動力スイッチを使用する。あらゆる行方不明の動物も又本発明と共に位置を突き止められることが出来たり、囲いから走りさった動物は、囲い内で信号を発することなしに認識されることが出来た。

【0372】

多数のアンテナ案が図76Aに示されるが、好ましい実施例はアンテナ1513又は他のアンテナ1519と、受信器1509或いは他の受信器1518のような無線受信モジュール、コンピューターインターフェース、動力源を有する受信ユニットを包む風雨に耐える金属とを含む。

【0373】

書き換え可能な、又はプログラムに記入可能な身分証明通し番号を用いると、目の環1501は再使用されることが出来る、前記目のループ或いは目の環1501のために新しい通し身分証明番号がプログラムされ書かれることが出来る。

【0374】

まぶたで形成されるポケット内の環が示されるが、温度画像と同様に接触又は非接触温度センサーによって獲得された信号を有する、他の方法及び装置が目の前方の角内に（動物の目の角は目の最も中央部分内に位置する）位置する目の外部の牛のBTTから来る温度信号を含むことは理解される。

【0375】

目の環1501からの信号は好ましくは自動的に他の装置を作動させることが出来る。実例としてスプリンクラシステムは目の環1501からの無線信号によって作動されるように適合されることが出来る、前記スプリンクラシステムは目の環1501によって高い身体温度の信号が送信されたとき、冷たい水をまき動物を冷やす。

【0376】

様々な病気が本発明の装置によって、監視され検知されることが出来る。実例として脳温度の特徴的な増加は、口蹄疫、バベシア病、ボツリヌス中毒、狂犬病、ブルセラ症及びプリオンに対する抗体を用い、蛍光のような検出可能な標識を作り、或いは抗原抗体相互作用時に機械的或いは電氣的信号を発生することによる感染した動物のまぶた内又は目の

10

20

30

40

50

表面のプリオンの検知のような化学及び物理検査による病気の検知と同様に温度変化によって特徴づけられるあらゆる他の病気を検知することが出来る。プリオンは狂牛病としても知られる牛海綿状脳症を起こすことが出来、前述のプリオンは目の中に存在することが出来、前述のプリオンや前述のプリオンの産出物に対する目の輪内の含まれる運動抑制抗体を用いて検知されることが出来る。乳搾りを予定されている乳腺症（又は熱のある動物）を検知することによって、本発明は熱のある動物は最後に乳を搾る乳搾りの順番を作成することによって乳を搾られる他の動物の汚染を防ぐ方法を提供する。これは病気の動物による器具の汚染を防ぎ、前記器具は他の健康な動物に連続的に使用される。

【0377】

本発明は人間の健康或いは動物の健康に対して脅威を起こすことが出来る自動的なあらゆる病気の検知と解析を伴い、更には病気の動物の認識と位置を突き止めることを伴う、生まれてから蓄殺されるまで一日24時間の動物の連続的監視を提供する。それゆえ本発明を有すれば、病気を持つ動物は消費者の食卓には届かないだろう。本発明はそれゆえ食物の安全を増し、消費される肉の価値を増す方法を含む。連続的病気監視システムはDM24/7 (disease monitoring 24/7) と呼ばれ、コンピューターシステムに情報を提供しその情報を記録する、生物学的に価値のある生まれてから畜殺されるまで1週間のうち24時間7日の監視を含む。DM24/7によって監視された動物から来るあらゆる肉は”監視された肉”(”Monitored Meat”)と呼ばれるシールを受ける。このシールは動物は伝染病の存在のために一生涯を通じて監視されたと意味する。”Monitored Meat”を買うあらゆる使用者は、購入された肉のパッケージ内に見つけることが出来る肉の(ID)番号を入力した後でインターネット上に記憶されることが出来る。肉がそこから得られた動物の熱又は病気の存在のために、前記使用者は動物の熱的人生へ及び生物学的監視へアクセスすることが出来る。方法と装置は、農園を示す及び動物が来た農園或いは動物が処置された肉詰め工場の情報を示すビデオや写真を有し、それゆえ動物についての及び動物が育てられた状況についての情報と完全にセットにして提供される、動物のIDに関するビデオの流れを含む。さらに例えば家庭のようなプライベートな場所でインターネットを眺めると、システムは売るまぎわに情報を提供しても良い。追加すると使用者が製造物を購入すれば又は製造物のバーコードが例えば読み取られればいつでも、農園の或いは肉を詰めた会社のビデオ或いは写真が売るまぎわに画面上に現れる。この方法は他のあらゆる製造品を購入する時使用されることが出来、又は好ましくは消費者が購入した生産物を熟知するためにレジでの無駄な時間を用いることを許す。

【0378】

好ましくは環は片端が絶縁材料(例えばポリウレタン)によって覆われ、他の端がさらされた温度センサーを有する。好ましい測定方法は目のポケットの解剖学的形状の外側に面する測定表面とまぶたのポケットの内部側に面した絶縁部分を使用する。

【0379】

目の環は監視された動物を認識する特殊な識別番号に基づき永続的に或いは一時的に蓄積するための記憶手段を含む。環のプロセッサー内のIDコードは受信器へ確認のためだけ及び追跡の目的或いは温度の値或いは他の生物学的に価値のある値に関連する固体番号として送信される。環内の記憶チップもまた動物の生命の歴史や重さ、ワクチン、誕生データ、誕生した場所、性別、病気、遺伝的構成などを含む歴史的データを含む。

【0380】

BTT領域の入口の範囲は約30cm平方であり、大体の主な入口点は25cm平方であり、目の内角とまぶたの縁に近接するまぶた領域を取り囲む。BTT領域の温度と脳の熱的状态を反映する芯温度との相関係数は0.9である。顔全体を用いる代わりに、接触センサーと同様に赤外線又は熱画像感知のための方法はBTT領域から特別に来る温度信号を含み、BTT領域の一番熱い点がそれで位置を突き止められ、他の装置を作動する又は運転を展開する信号源として用いられる。

【0381】

赤外線熱画像カメラは又使用されることが出来、BTTの入口からの最も高い放射量が

10

20

30

40

50

発生する源点がカメラ内のプロセッサによって選択され、最も高い熱エネルギーを持つ源点に関連する温度レベルがディスプレイ内に表示されることが理解される。典型的に赤外線カメラは本発明のBTTサーモスキャンを含む。

【0382】

本発明のBTTサーモスキャンは、レンズ方式によって図1A及び図1B及び図3Aから図9に表示されるBTT領域の入口に合うセンサーの視野を有する、目の内角の周りのBTTの入口が視野にはいるように適合される。典型的な熱画像システムを用いたBTTにおける温度測定のプロセスは、カメラ内の放射線検知器によって及び第1ステップ後熱放射の最も高い放射を有するBTTの熱画像において源点を探すための適合されたプロセッサを用いてBTTの入口に視野を合わせる第1ステップを含む。続くステップにおいて、最も高い放射量を有するBTTの熱画像における源点の温度が計算され、前記計算された温度の値は好ましくは表示される。次のステップにおいて計算された温度の値は有線又は無線手段によって直接的に或いは間接的に身体の熱を取り去る又は身体の熱を移動させることが出来る製造物品へ送信される。続くステップにおいて、製造物品の温度は受け取った信号に従って適合される。間接的に身体から熱を取り去る又は移動させる典型的な製造物品は乗り物のエアコンやヒーターシステムを含む。直接的に身体から熱を取り去る又は移動させる典型的な製造物品は乗り物のシートを含む。本発明に従った測定システムは、目の角とまぶたのまわりの最も熱い領域を探すように適合されている。いったん目の内角とまぶたのまわりの最も熱い点が見つめられると、2番目のステップは図1A及び図1Bに示されるBTT入口点における最も熱い点を探すことを意味する、第1ステップで認識された領域内の最も熱い点を見つけることが含まれる。

【0383】

次に図77Aから図77Cに示される本発明の他の好ましい実施例に従うと、本発明に従って生物学的モニタリングに使用するためのパッチから成る装置は、センサー、電子部品及び電源を含む恒久的な部分とあらゆるハードウェアを含まない廃棄できる部分の2つの部分から成り、前記恒久的な及び廃棄出来る2つの部分は好ましくはホックとループのファスナー材料(商標VELCROのもとに商業的に利用可能な)によって取り外せるようにお互いつながれている。それゆえに図77Aは、ここではVELCROパッチと呼ぶホック及びループ装置によってお互いに結合された2つの部分から成るパッチを示す略図であり、前記VELCROパッチ1591は廃棄可能な部品1730とセンサー1590、動力源1594、送信器及び処理モジュール1592を収容し電氣的に結合する恒久的な部品1596を有し、恒久的な部品1596のVELCRO表面と取り去ると皮膚につけられる接着表面が現れるライナー1732によって覆われた前記廃棄可能な部品1730の外部表面とが取り外し可能に結合される。使用する時、2つの部分1730及び1596は結合され、ホックとループの材料によって場所に置かれ、ライナー1732は廃棄可能な部品1730の外部表面を覆う接着剤をさらすために取り去られ、皮膚にVELCROパッチ1591をしっかりと固定するために皮膚につけられる前記接着表面を有し、図によって脳温度を示す信号を作成するためにBTTの入口に近接して置かれるセンサー1590を有する。VELCROのホックとループのファスナーは廃棄可能な及び恒久的な部分の間の好ましい取り付けとして表したが、接着剤、ピンなどによって恒久的な部品に取り付けられた廃棄可能な部品のような他のあらゆる取り付け装置或いは他のあらゆる因習的なしっかり結びつける装置が使用されることが出来ることは理解される。

【0384】

図77BはVELCRO材料のみを含む廃棄可能な部分1600とVELCRO材料に含まれる金属線によって電氣的に結合された、センサー1590と、動力源1594と、送信器、プロセッサ、圧電部品、ブザー、及びスピーカーを含むモジュール1592と、送信及び処理モジュール1592と、LED1602を含む恒久的な部分1596とからなるVELCROパッチの2つの部分を示し、廃棄可能な部品1600のVELCRO表面1601と取り外し可能に結合している恒久的な部品1596のVELCRO表面1598を有し、取り去ると皮膚につける接着表面がさらされる、廃棄可能な部品1600

のループ表面 1601 の反対側に位置する、ライナー 1604 によって覆われた前記廃棄可能な部品 1600 の外部表面を有する。恒久的な部品 1596 に收容されたハードウェアは比較的高価であるので、ハードウェアを含む前記恒久的な部分 1596 は再使用可能であり一方 V E L C R O ループのみからなるので廃棄可能な部分 1600 が比較的安価に作られることが出来、前記部分は皮膚に接触する部分なので前記部分 1600 は皮膚に接触後或いは身体の液体によって汚染される時に廃棄されても良い。恒久的な部分は、ハードウェア及び 2 重被覆の接着テープからなる廃棄可能な部分を含む柔軟なプラスチックハウジングを含むことが出来ることが理解される。廃棄部分は皮膚に接触し、ハードウェアや電気回路を收容する恒久的部分は皮膚に接触しない、2 つの部分からなるパッチのような支持構造物を含むことは本発明の範囲内である。廃棄部分は皮膚に接触し、V E L C R O 材料に加えて部品を含む恒久的部分は恒久的であり皮膚に接触しないような、廃棄可能な及び恒久的な部分の 2 つの部分から成る V E L C R O のようなホックとループの材料からなる支持構造物を含むことも又本発明の範囲内である。図によってしかし限定されるものではないが、V E L C R O の恒久的部分は、気道拡張器（人間に対しては商標名 B r e a t h e r i g h t 及び動物に対しては F l a i r ）内に見られるようなバネ荷重の棒状プレートを含むことが出来、廃棄可能な部分は人間や動物の皮膚に接触するようになる遊離するライナーや接着表面を含む。他の図は皮膚に適用させるために液体や化学物質の容器を收容する恒久的な部分と接着表面或いはゴムバンドのような機械的な留め具の手段によって皮膚に接触するようになる廃棄可能な部分とを含む。又他の図は例えばグルコースを測定する感知手段を含む恒久的な部分として働く V E L C R O 材料に取り付けられた時計と廃棄部分とを含む。好ましくはホックを含む V E L C R O 部分は恒久的部分として働き、V E L C R O 材料の他の部品を收容し、一方ループを含む V E L C R O 部分は好ましくは皮膚のような身体の部分に接触する廃棄可能な部分として働く。

【 0 3 8 5 】

皮膚に適用するとき V E L C R O パッチはホックとループの材料によって結合された恒久的及び廃棄可能な部分を有する共に一つの部品として働き、ハードウェアは生物学的パラメーターが範囲を外れた時、使用者に警告するための L E D のような報告装置を除いて恒久的部分の表面上には一つも見ることが出来ない。追加すると図 77C は、目 1726 の周りの皮膚につけた V E L C R O パッチ 1724 を有し、V E L C R O パッチ 1724 の恒久的部分 1722 内に收容されたプロセッサ及び運転モジュール（示していない）によって作動される L E D 1720 を含む恒久的部分 1722 の外部表面を有する図 77B の V E L C R O パッチを示す略図である。

【 0 3 8 6 】

本発明の V E L C R O パッチは更に V E L C R O パッチにレンズを取り付けるための取り付け構造物を含むことが出来、ここでは V E L C R O E y e w e a r と呼ぶ。追加すると図 78 はセンサー 1700、動力源 1706 及び送信、処理モジュール 1704 を收容する、スライドして入ることが出来、溝 1708 にしっかりと固定されるレンズ 1702 を受け取るために適合された溝 1708 をつけ加えた恒久的な部分 1712 からなる V E L C R O E y e w e a r 1710 の略図である。発明の溝構造は、あらゆるタイプのレンズにおいて使用されることが許され、必要に応じて戻しておかれる。しかしながら V E L C R O の恒久的部分 1712 に対するレンズ 1702 の恒久的な取り付けが使用されることが出来ることが理解される。V E L C R O 材料は顔の解剖学的形状に適合させるような方法で作られることができることやレンズを取り付けるための前に記述された様々な取り付け装置も使用されることが出来ることもまた理解される。V E L C R O E y e w e a r はまた使用者の顔にさらにしっかりと取り付けのためにその側面へ取り付けつつることが出来る。血管の脈拍を検知するための温度、圧力、圧電センサーや、グルコースセンサーなどあらゆるセンサーが使用されることが出来ることも又理解される。

【 0 3 8 7 】

図 79A は B T T の入口の解剖学的形状に一致する概して外側に凸状の表面 1742 を

有し、センサー 1744 と電気的接続を收容する、お椀のような構造物からなる支持構造物 1740 の他の典型的な実施例を示す斜視図である。図 79B は BTT の解剖学的形状に一致する大体凸状の外部表面 1750 を有し、BTT の入口の幾何学的形状に一致するように概して延長されており、さらにセンサー 1752 と電気的接続 1754 を收容する、支持構造物 1748 の他の実施例を示す。

【0388】

図 80 は、外部の凸状表面 1757 と、BTT の皮膚 1759 と血管の末端 1755 とに近接して並置されるお椀の支持器 1756 の表面を通して突き出しているセンサー 1758 とを有するお椀の形の支持器 1756 を含む図 79A で示されたお椀の断面図である。

10

【0389】

図 81A は、センサー 1764 を收容する支持構造物 1762 を收容する薄い絶縁ポリウレタン層 1766 からなるブーメラン或いはバナナ形状のパッチ 1760 からなる支持構造物の他の好ましい実施例の略平面図であり、支持構造物 1762 は層 1766 に比べ異なる高さを有し、そのためセンサー 1764 は突き出され、層 1766 に関してより高い位置にある。層 1766 の表面は、前記パッチを皮膚にしっかりと取り付けるために圧力感知アクリル接着剤を含む。図 81B はセンサー 1764 と金属線 1765 を收容する構造物 1762 と接着ポリウレタン層 1766 との間の異なる高さを示す図 81A のブーメラン形状のパッチ 1760 の略側面図である。構造物 1766 と 1762 との間の好ましい高さの違いは 5mm であり、好ましくは 3 から 4mm の間であり、最も好ましくは 1 から 3mm の間である。図 81C はセンサー領域 1768 上の遊離するライナーを有するパッチ 1760 の斜視図であり、遊離するライナー 1773 は上方部品 1769 と下方部品 1771 の 2 つの部品からなる。図 81C は、接着表面 1770 をさらすためにはがされた上方部品 1769 を示す。遊離するライナー 1773 は一つの区画からなることが出来、或いは多数区画の遊離するライナーを作るために一つの又は多数の裂け目を持つことが出来る。接着層を有する使用するのに好ましい遊離するライナーは、技術的に知られている。この実施例に従って、BTT 領域にパッチ 1760 を適用する時、センサーライナー部品 1768 は最初に取り去ることが出来、パッチ 1760 はそれで BTT の入口と一直線になっているセンサー領域とともに位置決めされる。いったんパッチ 1760 の正しい最終位置が決定されると、下位部分ライナー 1771 が取り去られ、パッチ 1760 は鼻領域につけられ、その後上方部分ライナー 1769 が取り去られ、まぶたの縁の上方の皮膚につけられる。図 81D は、センサー位置 1768 と目の角と一直線にするための線 1772 とを指すパッチ 1760 上の外部の印を有する使用者 1770 の皮膚に付けられたパッチ 1760 を示す斜視図である。本発明は、パッチからなる基本的なより大きな支持構造物よりも異なる高さに配置される支持構造物内のセンサー配列を含むことは理解される。

20

30

【0390】

図 82 は、改良された鼻当てと、電気的接触があるときにシステムを電気的につけるための、左のレンズのわく 1776 内に電磁氣的スイッチ 1774 を、左のつる 1882 内に磁石の棒 1778 を含む目に着用するもののフレームと、レンズのわく 1776 内の金属線 1888 によってスイッチ 1774 に電気的に結合される鼻ブリッジ 1886 内の送信器及び動力源モジュール 1884 と、モジュール 1884 に結合される右のレンズわく 1892 内のアンテナ 1890 とからなる支持構造物のための典型的な電気配列を示す目に着用するものの略平面図である。目に着用するものを使用するためにつるが開かれると、電気的結合がスイッチ 1774 と磁石の棒 1778 間に確立され、それによって自動的にシステムを作動する。BTT 領域にセンサーをよりよく並置させるために、様々なバネ構造がセンサーを支持する軸内へ統合されることが出来ることが理解される。

40

【0391】

本発明は良水を得し、脱水や過水和を避けるための液体の最適摂取のための方法を提供する。本発明は連続的な非侵入の芯温度モニタリングを提供し、温度が例えば身体に

50

蓄積された熱の増加を反映する温度増加のような前もって設定したあるレベルに達すると、それで液体を摂取することによって温度は下げられることが出来る。脳温度は水和状態を反映し、脱水は芯（脳）温度の増加を導く。本発明に従った方法は、（熱波の間の死亡率の超過によって説明されるような）熱にさらされる脱水の身体を動かさない人々や、肉体活動中の人々の状況において使用されるための演算法を含む。発明は、身体温度が100.4°Fに達した後で毎時4オンスの水の摂取は身体温度を98.6°Fへ下げ、身体温度を99.5°Fより低く保ち、従って熱打撃の危機を妨げることを示した。例えばサイクリングのような運動活動中の運動選手の場合において、発明は、炭水化物や無機物を含む液体（例えばCoca-Cola Companyの商標PowerAde）の摂取はBTTの温度が99.3°Fに達した時に6～8オンスの摂取によって最高の性能を保つことが出来、毎1、2時間毎の摂取によって性能は維持することを示した。過熱の危険にある運動選手の状態においての使用のための様々な演算法は発明の原理に基づいて作られることができる。液体或いは水のための特別な大きさの容器が競技中必要とされる液体の摂取を知っている運動選手によって使用されることが出来る。

10

【0392】

栄養失調を示し、さらには適した温度を保つためにはどのような食物を摂取するかを示す温度レベルを用いて、初老の人において、また神経性食欲不振において、温度（体温下降）と栄養状態（栄養失調）とをつなぐ方法及び演算法が作られることが出来る。最適な栄養学的値を得るために身体温度に基づいて食物 - 新鮮な及び冷凍の或いは加工された食物 - は開発されることが出来ることは更に理解される。排卵を示す温度変化はどんな食物成分が排卵を増加させるか認識することによって生殖力を増加させる食物を作るための方法として使用されることが出来ることは更に理解される。

20

【0393】

本発明は、炭水化物の摂取や代謝を監視することを含む例えばカロリー制限のような特別食を計算するための方法及び装置も又提供し、そこにおいて、体温は代謝を示し、そのためより低い基礎体温は代謝や代謝による廃棄生成物の減少を示す。本発明は糖尿病における低血糖の監視の方法を又提供し、そこではより低い体温は低血糖の事件の予報である。発明は体温の特別な増加と関連する肺梗塞や心臓の事件を検知するための方法を又提供する。体温下降に連結される妊娠の不調から頭の外傷による高体温まで、体温の変化に関連するあらゆる状態が本発明によって予測されることが出来、検知されることが出来る。

30

【0394】

本発明は他のあらゆる利益を提供する。他の典型的な利益は1. 脳温度の増加は状態を更に悪化させることを導くので、多数の硬化症の監視は行われることが出来、また本発明が例えば特定時間に冷たい液体を飲むことや、先に明らかにされたように脳を冷やすことによるそのような体温増加を認識する時、調整された測定が行われることが出来、2、左と右のBTTの間の重要な違いは、病的な中枢神経システムの状態を示すことが出来、3、髄膜炎或いは脳炎の診断を強化するため又それによって感染していない人々への腰椎穿刺の過度の使用を避けるための脳温度の増加の検知、及び4、若い赤ん坊は、大人がするのと同じ方法で彼らの身体温度を調節することが出来ず、容易に熱くなりすぎる。幼児突然死症候群（SIDS）は加熱されたようになる赤ん坊にとってよりありふれている。赤ん坊の体温を監視することによって本発明は、赤ん坊の体温が増加した場合に両親に警告することが出来る。

40

【0395】

本発明のセンサーシステムからの信号を受け取る受信器は外側或いは差し込み可能であることが出来る。身体の内側に差し込み可能な時、受信器は外部からの磁気誘導によって或いは外部から再充電されたバッテリーによって動力を与えられることが出来る。受信器は、温度センサー、グルコースセンサー等からの信号を受け取り、遠くのディスプレイへ信号を再送信する。

【0396】

本発明のあらゆる送信器はブルートゥース、GPSデータ伝送等と統合されることが

50

出来る。送信器からの信号は、それから例えば携帯電話、電子形成体、コンピューター等のようなあらゆるブルーツール可能な装置によって獲得されることが出来る。携帯電話のソフトウェアは送信器からのコード化された信号を受け取るように改良されることが出来る。受信器内の演算法は信号を解読し、値を表示するだろう。携帯電話は例えば熱が知られたとき医者を呼ぶ自動ダイヤルを持つことが出来る。携帯電話からの信号或いは直接的な支持構造物の送信器からの信号は、分布されたコンピューターネットワークを越えてより遠くに送信するためにインターネットにつながっているコンピューターへ送信されることが出来ることは理解される。

【0397】

先行技術は、身体の温度を監視するために、顔の皮膚温度を検知手段として用いた。図1A及び図1Bに見られるように、顔の皮膚の温度は、領域から領域へ意味ありげに異なり、芯温度を代表しない。付け加えると顔の皮膚温度は安定した方法で熱エネルギーを配達しない。顔の皮膚温度を他の装置を作動するために又は身体の温度を監視するために使用するあらゆる装置又は方法は正確な又精密な返答を提供しないだろう。付け加えると顔の皮膚温度は身体の熱の状態を代表せず芯及び脳温度と乏しい相関しか持たない。直接的な邪魔されない身体内部と連絡している身体の皮膚領域のみが、BTTの入口に配置された特別な幾何学的形状の特別な領域である。BTTの入口に配置された或いは近接しているあらゆる温度検知装置が、正確な精密な方法で芯温度を測定することが出来る。例えば液晶比色温度計を有する比色のステッカーを含むあらゆるセンサーが使用されることが出来る、BTT領域の入口における皮膚上に配置されることが出来る、本発明の範囲内であることが理解される。

【0398】

さて先に記載した自動空調システムに関して、典型的な実施例が更に詳細に描かれる。この典型的な好ましい実施例は輸送用の乗り物（例えば車）の客室内の空調のために描かれるだろうが、方法、装置及びシステムは例えば限られた環境の内部にいる被験者の熱的快適さを獲得するために、限られた環境の内部の温度がBTTの温度に基づいて調節される、家、仕事場、ホテルの部屋、等のあらゆる限られた環境に適用されることが出来ることは理解される。

【0399】

BTTにおける温度測定は、身体の熱的快適さを表す。本発明による研究は、身体の熱的快適さは、BTTにおける脳温度の変化によって反映される身体の温度が増加或いは低下するにつれて減じられることを表した。人間の熱的快適さはBTTにおける皮膚温度に反映され、BTTにおけるより高い皮膚温度は熱い身体感覚を起し、一方BTTにおけるより低い皮膚温度は冷たい身体感覚を起す。客室の占有者にとっての熱的快適さを獲得するために、発明のシステムはBTTにおいて発生する温度信号から、客室の熱的快適さを管理する。本発明は、客室の温度や客室の熱的快適さを管理するために、好ましくは顔全体ではなく顔内の特に特化された領域を用いる。本発明のシステムは好ましくは、客室の占有者の熱的快適さを獲得するために、客室の加熱及び冷却の最適調節を引き起こす顔全体より小さい所の温度を監視する。

【0400】

熱的快適さは脳温度内に反映されるので、BTTの温度に基づいて客室の気候を調節することは、客室の占有者にとって熱的に快適な環境を提供するだろう。BTTの温度はHVAC (heater-air conditioner) 及び快適状態の占有者の熱的感覚を維持するために調節される例えばシート、カーペット等のような前に名を挙げられた乗り物の他の部分とを調節するために設定される。特に身体に接触或いは近接する物品は、BTT信号に基づいて自動的に占有者の身体から熱を取り去る或いは加熱するために使用される。更に熱的快適さを改善するために、該システムは客室の温度を検知するために客室内の温度センサーを含む。付け加えると、図83は、BTTの温度を監視するための、接触測定のためのBTT温度感知装置1894（例えば目に着用するもの）と、非接触測定のための1895（例えば赤外線検知器）と、BTT感知装置1894によって発生させられた信号に基づ

10

20

30

40

50

いて熱を取り去る又は加熱するために自動的に客室1900内の物品1898を調節するように適合された調節装置1896と、客室1900内の温度を検知するための客室温度センサー1902と、及びBTTセンサー1894からの信号が高い温度を示す時に熱を取り去るように或いはBTTセンサー1894が低い温度を示すときに熱を加えるように適合された客室内部の物品1898とを含む典型的な自動空調システムを示す。図の目的では、乗り物のシートが熱の取り去り又は加熱の物品として使用されるだろうが、他の物品例えばHVAC、カーペット、ハンドル、及び前に名を挙げた他の物品が使用されることが出来ることは理解される。乗り物が出発するやいなや、客室センサー1902は客室の温度を検知し、物品1898を客室センサー1902からの温度信号に基づいて熱を取り去る又は加熱するように適合させる。次に或いはセンサー1902による客室の温度測定と同時に、BTTセンサー1894の出力は、BTTセンサー1894からの信号に基づいて熱を取り去る或いは加熱するために物品1898を作動する調節装置1896に供給される。客室の熱的快適さを獲得するために、BTTセンサー1894がHIGH(>98.8°F)を示すと物品1898は熱を取り去り、LOW(<97.5°F)がBTTセンサー1894によって検知されると、物品1898は熱を加える。冷却のための典型的な実施例は、BTTセンサー1894によって出力された温度レベルに従って、釣り合った方法で発生させられ、吹かれる冷たい空気の量を管理するために、エアコン調節システムに結合された調節手段1896を含む。典型的に加熱するために、調節装置1896はBTTセンサー1894による出力レベルに従って電気に基づいた乗り物のシート1898による熱の配達を徐々に調節する調節システム1906に結合されることが出来る。BTT温度が97.5°F及び98.8°F以内である時、調節装置1896は中立を保ち、物品1898を調節しないように適合されている。熱的快適さは人によって異なることが出来るので、システムは、必ずしも97.5°F及び98.8°Fにおけるセットの不履行に一致せず、占有者の個人的な要望に従った特別な温度閾値によって熱を取り去ったり熱を配達するように適合されることが出来る。身体の他の部分に配置された皮膚センサーの組み合わせがBTTセンサー1894と共に使用されることが出来ることは理解される。発生させられた又はエアコンシステムの遮断すらすることによる冷たい空気の量の一致した減少を招く例えば0.6°より大きい身体の突然の冷却を伴う、皮膚温度における変化率が説明されることが出来、BTT位置の皮膚温度の大きな変動に基づき、物品を調節するように適合されているマイクロコントローラーへ供給されることが出来ることは又理解される。BTT感知装置は、接触装置(例えば本発明のパッチ及び目に着用するもの)と、非接触装置(例えば本発明の赤外線装置)と、熱画像(例えば本発明のBTTサーモスキャン)等を含むこともまた理解される。

【0401】

また本発明に従った他の実施例は生物学的パラメーターを測定するためのセンサーを含み、例えばBreathe Right(商標名Breathe Rightとして商業的に入手可能な)のような人間の気道の拡張のために及び動物の気道の通路の拡張のために(商標名Flairとして商業的に入手可能な)鼻の細長いきれに結合する支持構造物を含む。典型的な気道拡張の鼻の細長いきれは、米国特許Nos.5,533,503及び5,913,873に記載された。本発明は、生物学的監視のために気道拡張器をパッチ内へ組み入れる。本発明は気道拡張器の必須の部分であることが出来る。気道拡張器は本発明の延長部分であることが出来る。生物学的パラメーターを測定するパッチと気道拡張器との結合は、両方とも同様の活動中に有効であるので、便利であり有益である。鼻の気道拡張器は、睡眠中、運動活動中、或いは風邪や呼吸の伝染病に苦しむ時に有効であり、本発明のパッチは、睡眠中や、運動活動中の温度変化の監視中、及び呼吸の伝染病の熱の監視中に用いられる。鼻の気道拡張器と本発明のパッチは両方とも皮膚にしっかりと固定されるためにその裏側に接着剤を用い、両方とも鼻の骨の上の皮膚に、BTTのパッチは鼻の骨の上方部分に配置され、気道拡張器は好ましくは鼻の骨の下位部分に配置され、しっかりと固定される。鼻の気道拡張器はここではバイオモニター拡張器(BMD)(BioMonitor Dilator)と呼ばれる。追加すると図84は、結合アーム1907によって気道拡

10

20

30

40

50

張の鼻の細長いきれ1909に結合されるパッチ109からなる支持構造物を含むBMD1908を着用する人物100を示す好ましい実施例の正面斜視図であり、前記BMDは鼻1911に配置され、パッチ109は指示線111を有し又、鼻1911の上方部分の管の末端の皮膚上に位置決めされた能動センサー102を有し、及び使用者100の鼻1911の下位部分の皮膚上に配置された気道拡張の鼻の細長いきれ1909を有する。図84に示されたBMD1908の実施例は、パッチ109内に収容された動力源108に曲げやすい回路110によって結合された、送信装置104、処理装置106、AD変換器107及び感知装置102を提供する。結合アームは示されるが、上位部分はセンサー及びサーキットリーを収容し、鼻の下位方向の部分は鼻の気道拡張器として動くために細長い切れを載せたバネを含む、一つの部品としてBMDは作られることができることは理解される。本発明は鼻の気道を拡張する間に、同時に生物学的パラメーターを監視する方法を開示する。

10

【0402】

他の実施例は、図85Aから図85Dに示される複数のキットを含む。追加すると図85Aは接着テープ1912と金属線1916付きの固定していないセンサー1914とを含むキット1910の斜視図である。固定していないセンサー1914は、支持構造物につけられておらず、使用時に前記センサーは、センサー1914が接着剤1912の接着表面によって皮膚にしっかりと固定されるために好ましくは接着剤1912と接触して配置される。図85Bに示される他の実施例は、パッチ、クリップ、目に着用するもの（例えば眼鏡、サングラス、ゴーグル、及び安全眼鏡）等を含む支持構造物1920と、携帯電話や電子形成体等も受信器として使用されることが出来、キットの部品となることが出来るが、時計として例示される受信器1922とを含むキット1918を含む。キット1918は又その構造内に前に記載されたようにスイッチとして働く磁石1923を収容することが出来る。キット1918はパッチ1920に近接した磁石1923を有するパッチのみを含むことが出来ることは理解される。時計1922は、運動活動中例えばサイクリング中によりよく見るために好ましくは傾斜した表面を持ち、時計1922の視野がサイクリングをする人の顔の方の角度に向いており、そのため頭の方角を変えずに下を向くことだけで使用者は時計1922上に表示される温度レベルを見ることが出来る。図85Cに示される更なる実施例は、特殊化されたBMDパッチ1928と時計として例示される受信器1930とを含むキット1932を含む。

20

30

【0403】

他の実施例は、冷たさを検知するための温度センサーと、信号を受信器（例えば時計）へ送信する無線送信器とを有する靴を含む。BTTのテンプアラートからの信号に関連する靴からの信号は、凍傷と体温下降の両方の予防装置の組み合わせを提供する。

【0404】

パッチのような支持構造物は蒸気を収容しても良く、パッチによる熱の監視時に都合がよくなる、鼻の充血を和らげ楽にすることを助けるために、パッチの外部表面がかき傷をつけられた時、メントールを含んだ蒸気が放出されることが出来ることは理解される。

【0405】

センサーへの熱移動を増加する他のあらゆる便利な手段と同様に熱伝導性を増加するために鋼鉄或いは銅がセンサーの頂上に配置されることが出来ることもまた理解される。

40

【0406】

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及び蛍光性の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。温度に応じて反応を引き起こす新しい材料及

50

び熱的伝導性の液晶ポリマーが本発明内で使用されることが出来、BTT位置に位置づけられることが出来ることもまた理解される。

【0407】

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】

【0408】

10

【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。

【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。

20

【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。

【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。

30

【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。

【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。

40

【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。

【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

50

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19A1】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19A2】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19B】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。

10

【図19C】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19D】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20A】感知装置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20B】感知装置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20C】感知装置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21A】感知装置の好ましい位置の略線図である。

【図21B】感知装置の好ましい位置の略線図である。

【図22A】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22B】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。

20

【図22C】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23A】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23B】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構造物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。

30

【図26A】表示装置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26B】表示装置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28A】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28B】図28Aの取り外し可能な目頭部品の背面斜視図である。

【図28C】図28B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。

40

【図31A】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31B】図31Aの支持構造物の一部の拡大透視図である。

【図31C】図31Bの支持構造物の一部の側面透視図である。

【図31D】支持構造物に固定された目頭部品の側面透視図である。

【図32A】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32B】図32Aの目頭キャップの斜視図である。

【図33A】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。

50

- 【図33B】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。
- 【図37】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38】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39】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。 10
- 【図40】動物使用用の好ましい実施例の斜視図である。
- 【図41A】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41B】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42A】本発明に従った非接触センサーを示す略線図である。
- 【図42B】本発明に従った非接触センサーを示す略線図である。
- 【図43A】円錐形の延長部分の直径のための好ましい実施例を示す図である。
- 【図43B】円錐形の延長部分の直径のための好ましい実施例を示す図である。 20
- 【図43C】円錐形の延長部分の直径のための好ましい実施例を示す図である。
- 【図44A】延長部分の末端の他の幾何学と形状を示す。
- 【図44B】延長部分の末端の他の幾何学と形状を示す。
- 【図45A】接触センサーを含む支持構造物の典型的な幾何学と形状を示す。
- 【図45B】接触センサーを含む支持構造物の典型的な幾何学と形状を示す。
- 【図46A】目頭当て又は修正された鼻当ての典型的な幾何学と形状を示す。
- 【図46B】目頭当て又は修正された鼻当ての典型的な幾何学と形状を示す。
- 【図46C】目頭当て又は修正された鼻当ての典型的な幾何学と形状を示す。
- 【図46D】目頭当て又は修正された鼻当ての典型的な幾何学と形状を示す。
- 【図47】本発明の赤外線画像システムの好ましい実施例を示す略ブロック図である。 30
- 【図48】体温が変化している人々を検診するために異なる状況で支持構造物に取り付けられた本発明の赤外線画像システムを示す略図である。
- 【図49】体温が変化している人々を検診するために異なる状況で支持構造物に取り付けられた本発明の赤外線画像システムを示す略図である。
- 【図50】体温が変化している人々を検診するために異なる状況で支持構造物に取り付けられた本発明の赤外線画像システムを示す略図である。
- 【図51】体温が変化している人々を検診するために異なる状況で支持構造物に取り付けられた本発明の赤外線画像システムを示す略図である。
- 【図52A】乗り物に取り付けられた本発明の赤外線画像システムを示す略図である。
- 【図52B】図52Aの赤外線画像システムによって生み出された実例画像の表示である 40
- 【図53】本発明で使用された方法を例示するフローチャートを示す。
- 【図54A】頭に取り付ける装置に連結された好ましい実施例の斜視図である。
- 【図54B】頭に取り付ける装置に連結された好ましい実施例の斜視図である。
- 【図55】マスクとエアバックを含む好ましい実施例の斜視図である。
- 【図56A】本発明に従ったBTT入口点検知システムを示す略図である。
- 【図56B】本発明に従ったBTT入口点検知システムを示す略図である。
- 【図57】自動BTT入口点検知システムを示す略図である。
- 【図58A】本発明に従った他の支持構造物を示す略図である。
- 【図58B】本発明に従った他の支持構造物を示す略図である。 50

- 【図58C】本発明に従った他の支持構造物を示す略図である。
- 【図59】BTT内の熱エネルギーの両方向兼用の流れを示す略図である。
- 【図60A】好ましいBTT熱パックの概略図を示す。
- 【図60B】好ましいBTT熱パックの概略図を示す。
- 【図60C】好ましいBTT熱パックの概略図を示す。
- 【図61】本発明に従った好ましいBTT熱パックを示す略正面図である。
- 【図62】BTT熱パックの略断面図である。
- 【図63A】ゆるんだ状態であるBTT熱パックの略断面図である。
- 【図63B】BTT領域に適合する圧縮状態である図63AのBTT熱パックの略断面図である。 10
- 【図64A】BTT熱パックをした人物の頭の側断面略図である。
- 【図64B】図64AのBTT熱パックをした目の領域の正面略図である。
- 【図65】棒866を含むBTT熱パックの斜視図を示す。
- 【図66】2つの袋のBTT熱パックの他の実施例の略図を示す。
- 【図67A】BTT熱マスクの正面略図を示す。
- 【図67B】図67AのBTT熱マスクの側断面略図を示す。
- 【図67C】顔上に及びBTT上にある図67AのBTT熱マスクの斜視正面図を示す。
- 【図68A】目に着用する物を含む支持構造物によって支持されたBTT熱パックの斜視正面図を示す。
- 【図68B】クリップを含む支持構造物によって支持されたBTT熱パックの斜視正面図を示す。 20
- 【図69A】好ましいBTT熱パックの斜視図を示す。
- 【図69B】好ましいBTT熱パックの斜視図を示す。
- 【図69C】好ましいBTT熱パックの斜視図を示す。
- 【図69D】BTTに位置づけられた図69AのBTT熱パックの斜視図である。
- 【図70】手持ちの非接触BTT測定装置を示す略図である。
- 【図71A】手持ちの赤外線BTT測定装置を示す略図である。
- 【図71B】手持ちの赤外線BTT測定装置を示す略図である。
- 【図71C】手持ちの赤外線BTT測定装置を示す略図である。
- 【図72】手持ちの接触センサー測定装置を示す略図である。 30
- 【図73】BTT測定装置と連結された熱移動装置を示す略図である。
- 【図74】動物用の好ましいBTT測定装置を示す斜視図である。
- 【図75A】熱的特徴を示すグラフである。
- 【図75B】熱的特徴を示すグラフである。
- 【図75C】熱的特徴を示すグラフである。
- 【図75D】熱的特徴を示すグラフである。
- 【図75E】熱的特徴を示すグラフである。
- 【図76A】アンテナの配置を示す略図である。
- 【図76B】アンテナの配置を示す略図である。
- 【図77A】フックとループのファスナーから成る支持構造物を示す略図である。 40
- 【図77B】フックとループのファスナーから成る支持構造物を示す略図である。
- 【図77C】フックとループのファスナーから成る支持構造物を示す略図である。
- 【図78】取り付けられるレンズを持つフックとループのファスナーから成る支持構造物を示す略図である。
- 【図79A】他の支持構造物の斜視図である。
- 【図79B】他の支持構造物の斜視図である。
- 【図80】図79Aの支持構造物を示す略図である。
- 【図81A】好ましい支持構造物の略図である。
- 【図81B】好ましい支持構造物の略図である。
- 【図81C】好ましい支持構造物の略図である。図81Aの支持構造物を示す斜視図であ 50

る。

【図 8 1 D】好ましい支持構造物の略図である。図 8 1 A の支持構造物を示す斜視図である。

【図 8 2】目に着用するものを含む支持構造物の電気配置を示す略図である。

【図 8 3】自動空調システムを示す斜視図である。

【図 8 4】本発明のパッチの延長部分として鼻の気道拡張器を示す斜視正面図である。

【図 8 5 A】本発明に従ったキットを示す略図である。

【図 8 5 B】本発明に従ったキットを示す略図である。

【図 8 5 C】本発明に従ったキットを示す略図である。

【図 1 A】

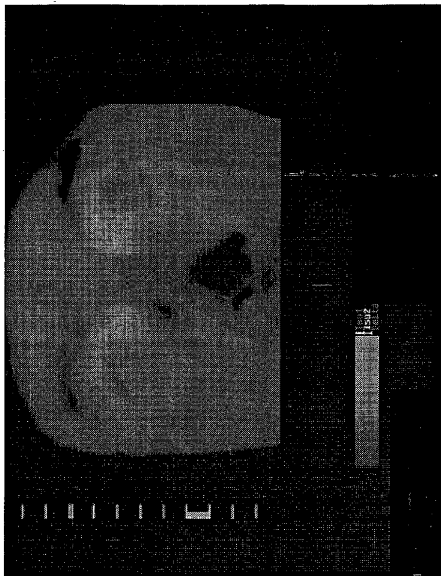


FIG. 1A

【図 1 B】

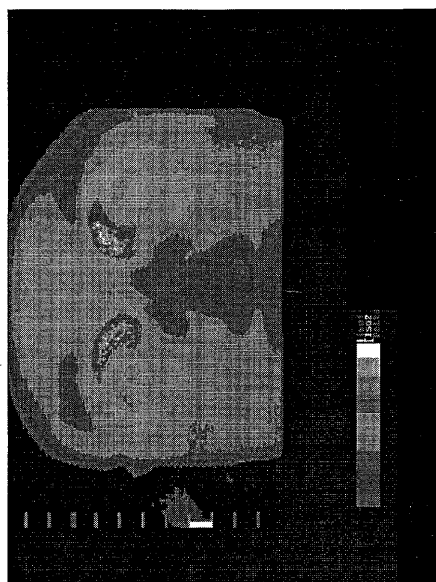
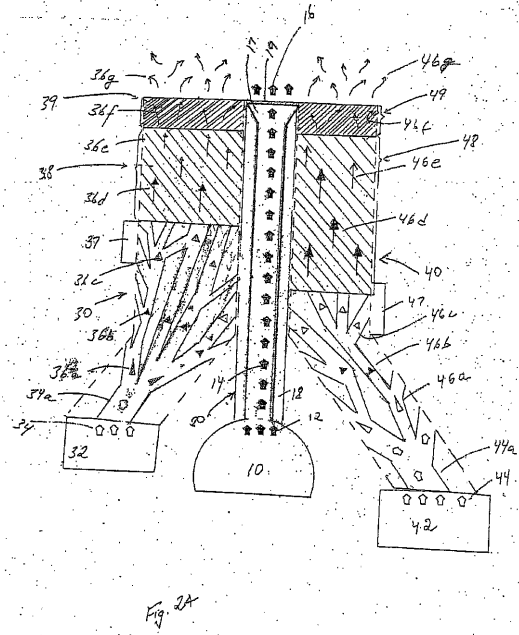
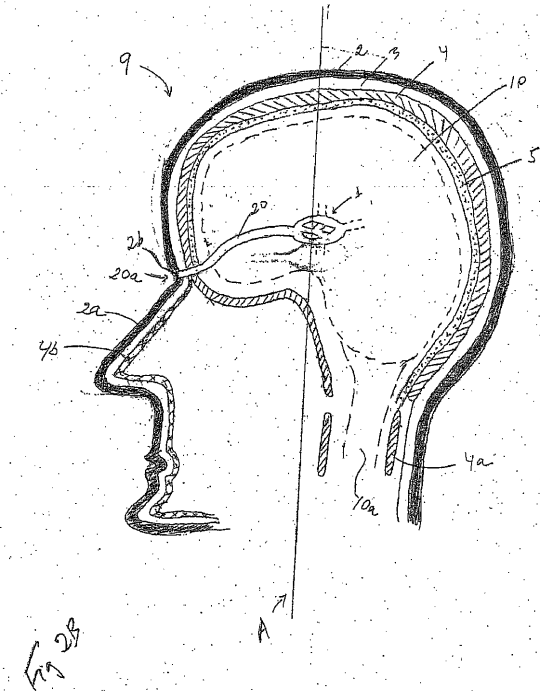


FIG. 1B

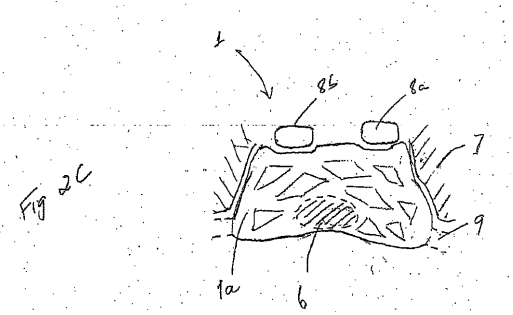
【図 2 A】



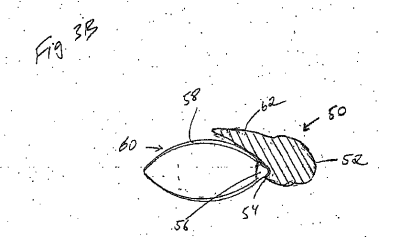
【図 2 B】



【図 2 C】



【図 3 B】



【図 3 A】

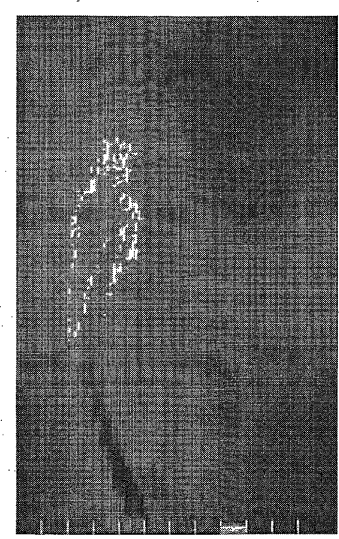


FIG. 3A

【 4 A 】

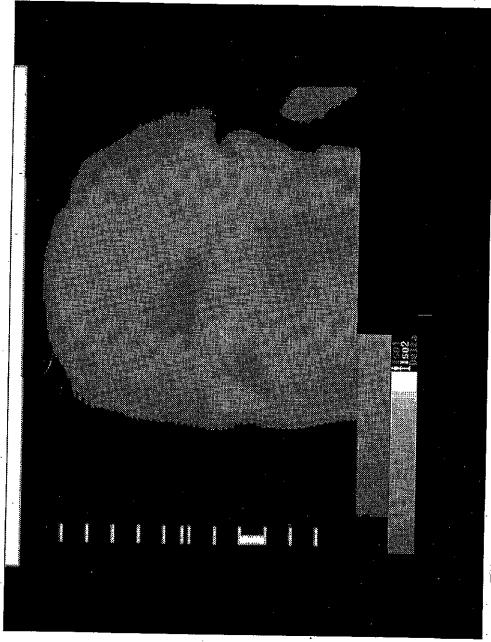
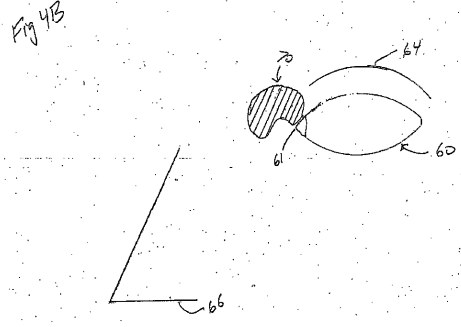


FIG. 4A

【 4 B 】



【 5 A 】

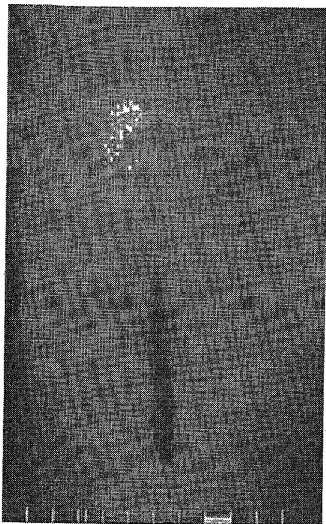


FIG. 5A

【 5 B 】

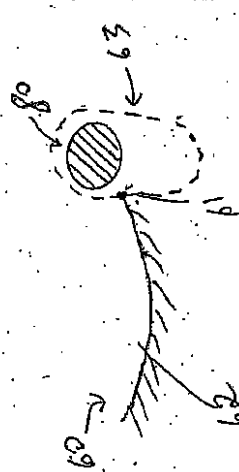


Fig 5B

【 5 C 】

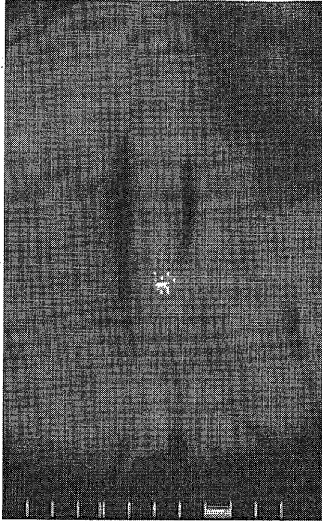
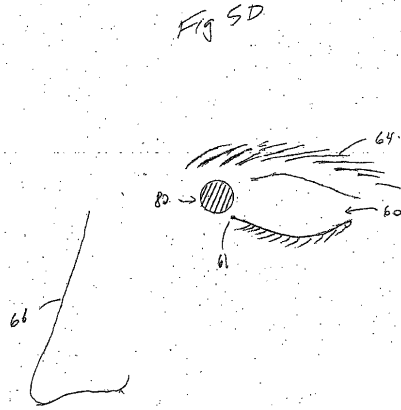
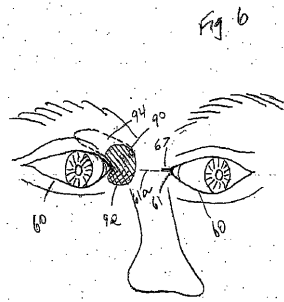


FIG. 5C

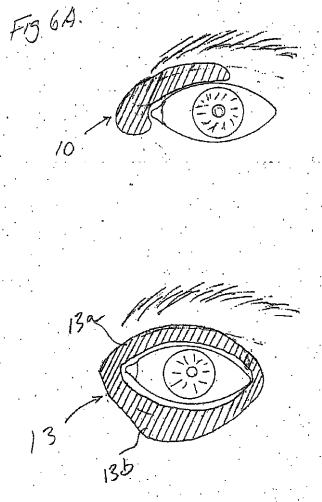
【 5 D 】



【 6 】



【 6 A 】



【 7 A 】

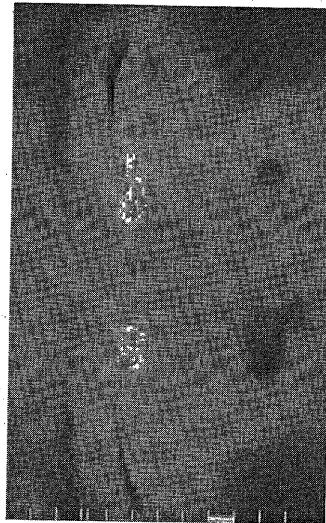


FIG. 7A

【図 7 B】

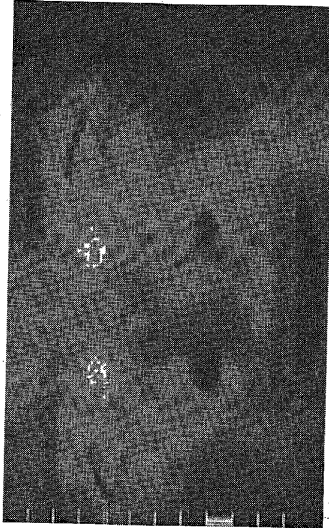


FIG. 7B

【図 8 A】

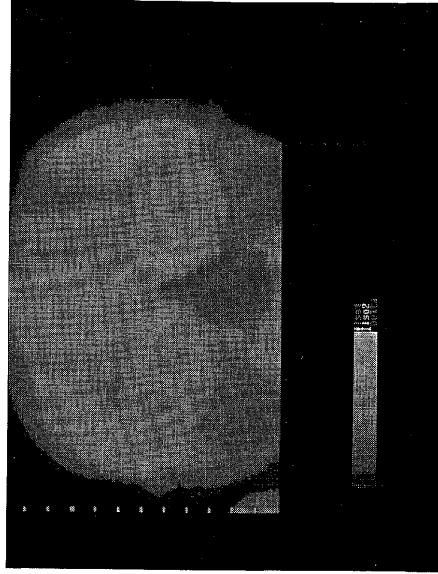


FIG. 8A

【図 8 B】

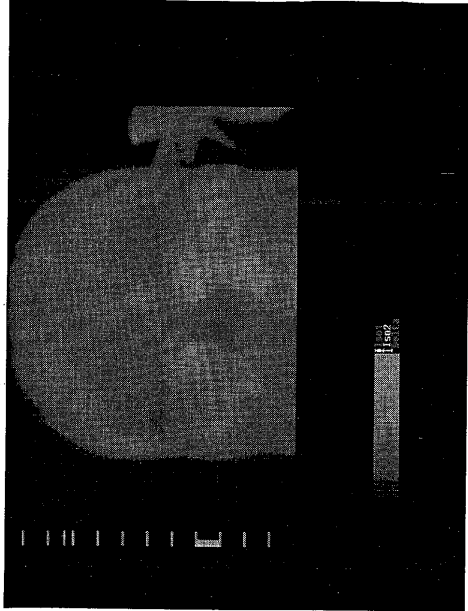


FIG. 8B

【図 9 A】



FIG. 9A

【 9 B 】

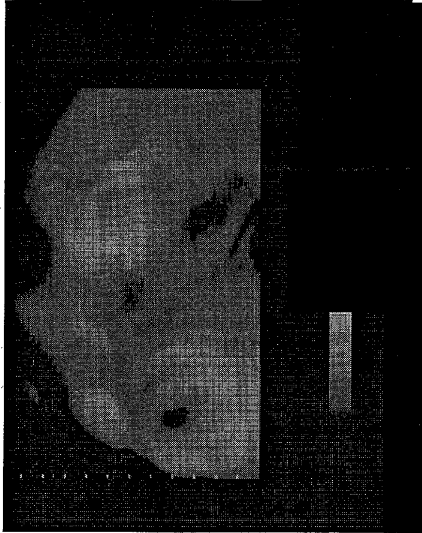


FIG. 9B

【 1 0 】

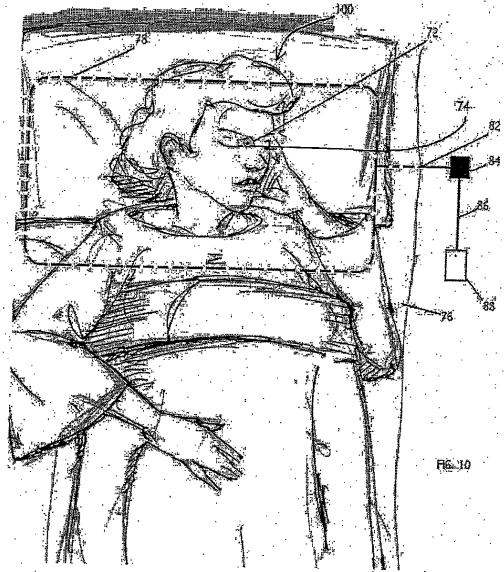


FIG. 10

【 1 1 】



FIG. 11

【 1 2 A 】

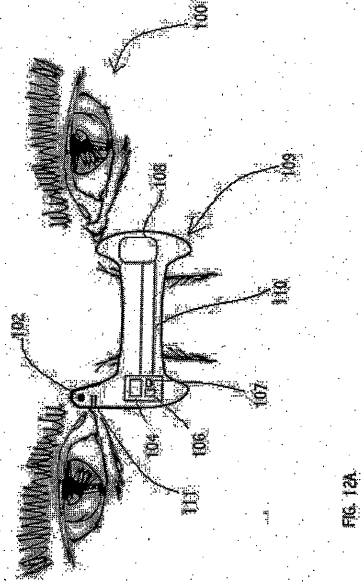


FIG. 12A

【図12B】

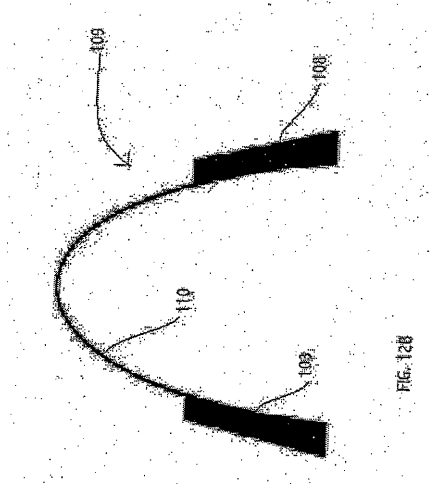
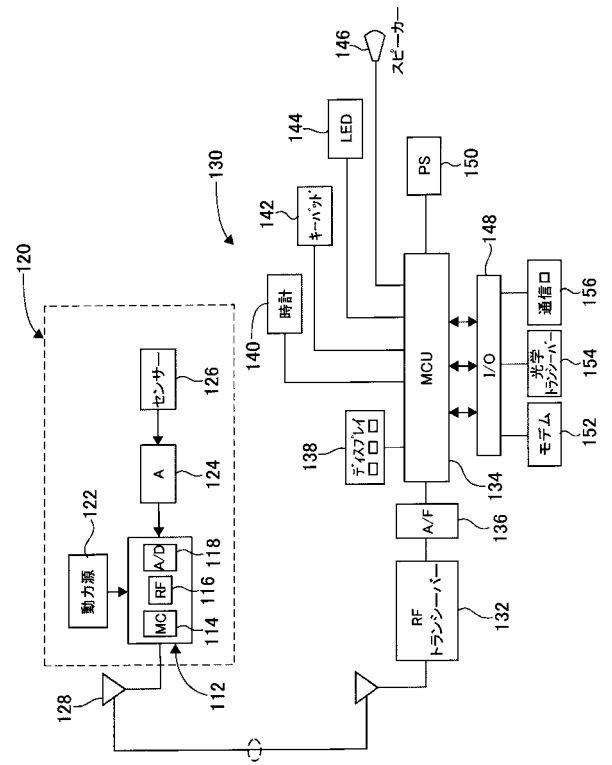


FIG. 12B

【図13】



【図14】

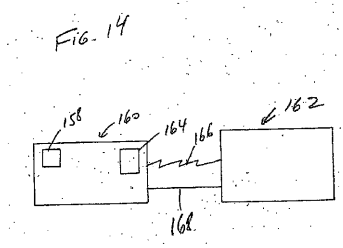
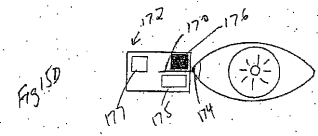
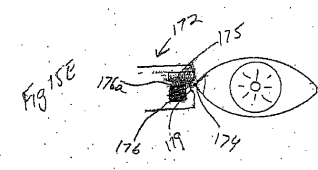


Fig. 14

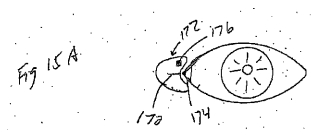
【図15D】



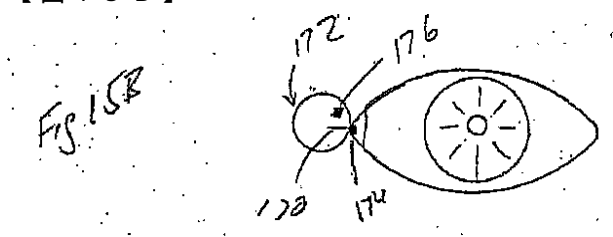
【図15E】



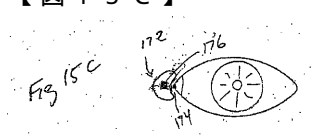
【図15A】



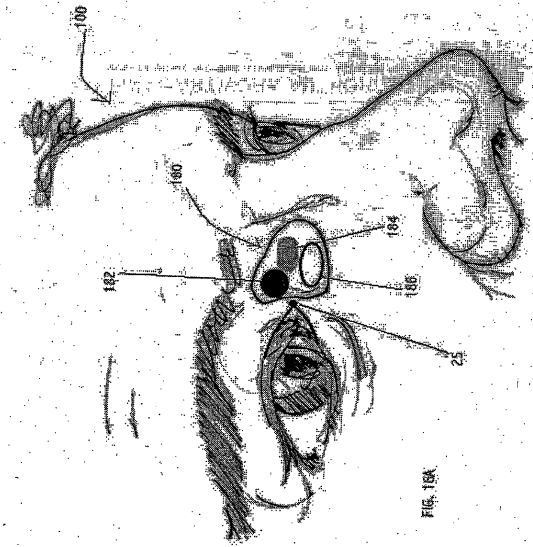
【図15B】



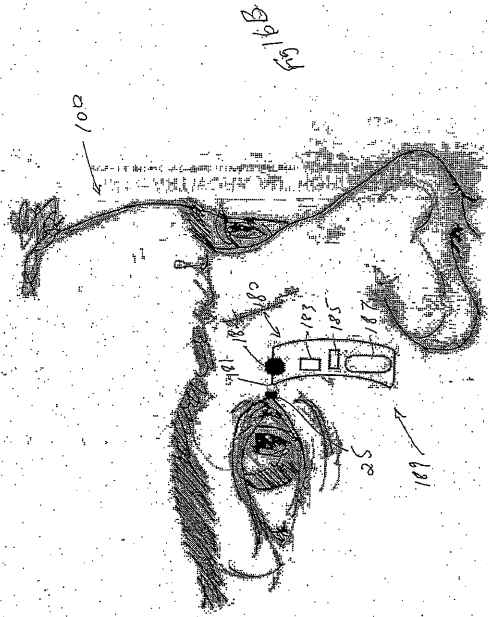
【図15C】



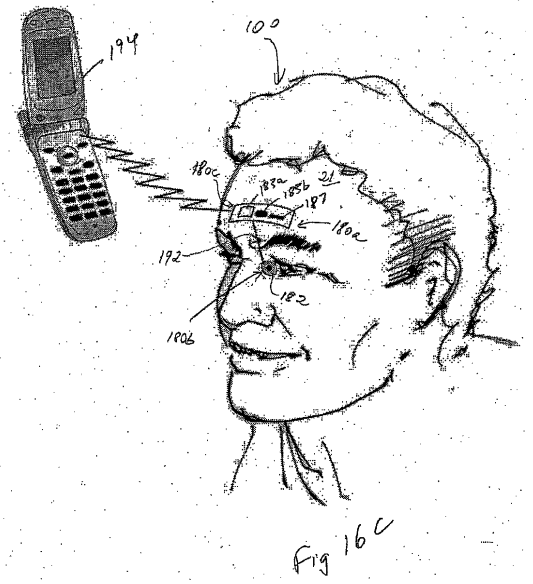
【図16A】



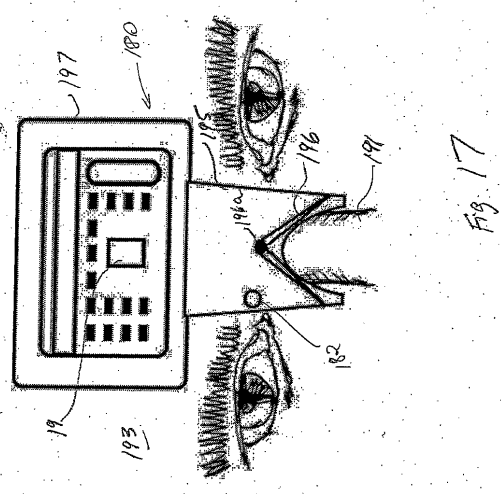
【図16B】



【図16C】



【図17】



【 18 】

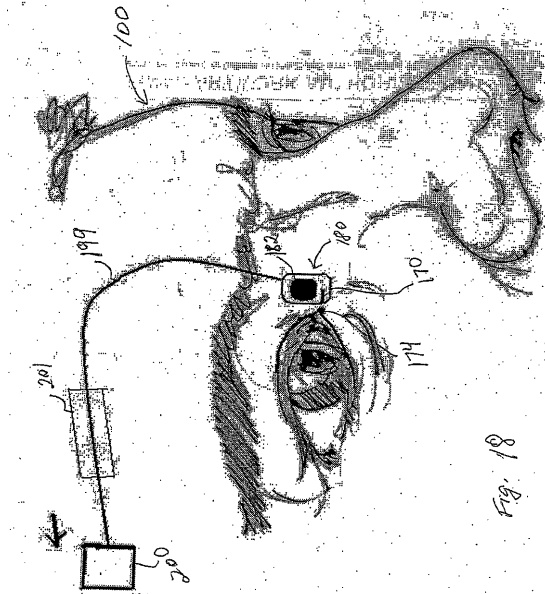


Fig. 18

【 19 A 1 】

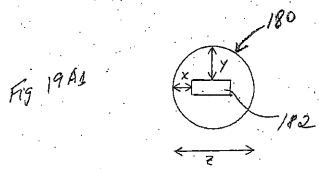


Fig. 19A1

【 19 D 】

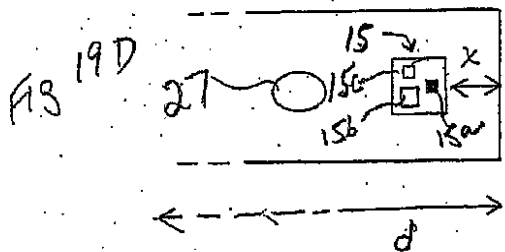


Fig. 19D

【 20 A 】

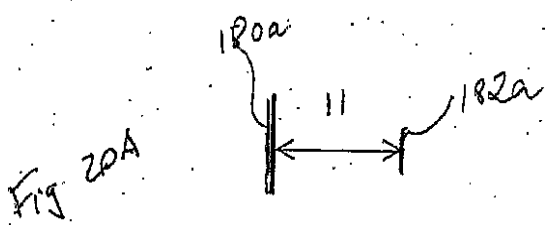


Fig. 20A

【 20 B 】

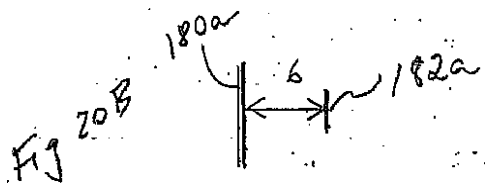


Fig. 20B

【 19 A 2 】

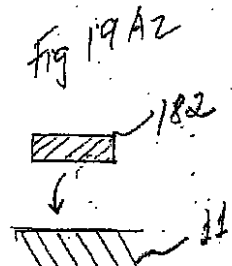


Fig. 19A2

【 19 B 】

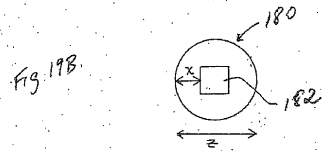


Fig. 19B

【 19 C 】

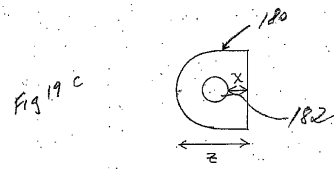


Fig. 19C

【 20 C 】

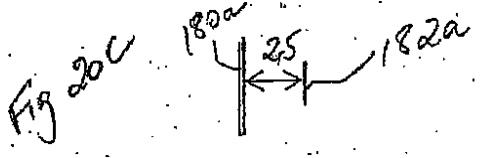


Fig. 20C

【 21 A 】

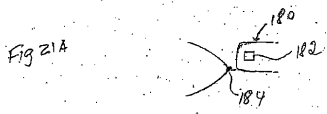



Fig. 21A


【 21 B 】

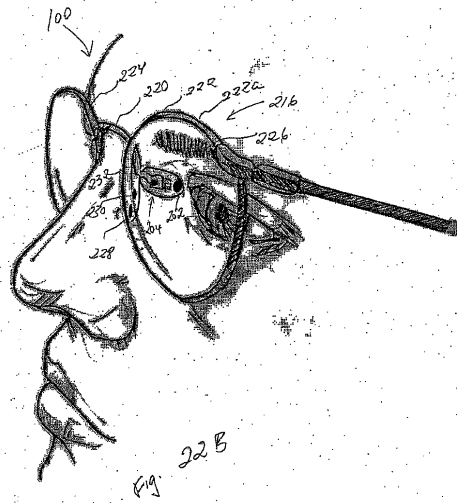



Fig. 21B

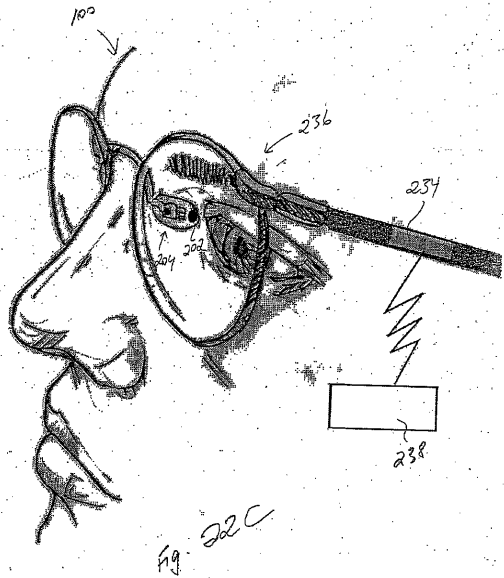
【 2 2 A】




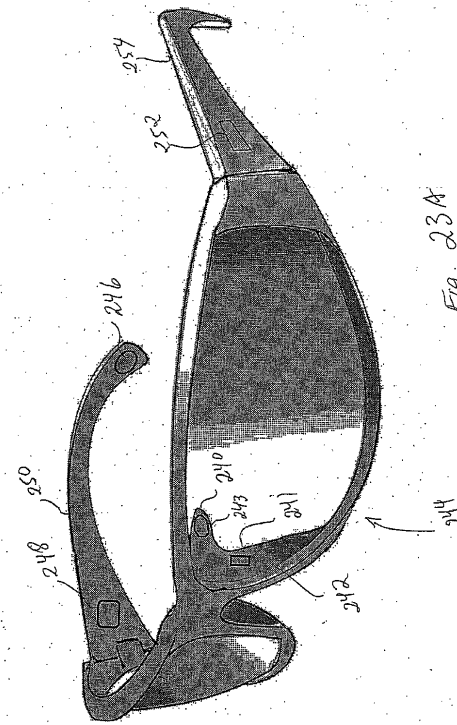
【 2 2 B】



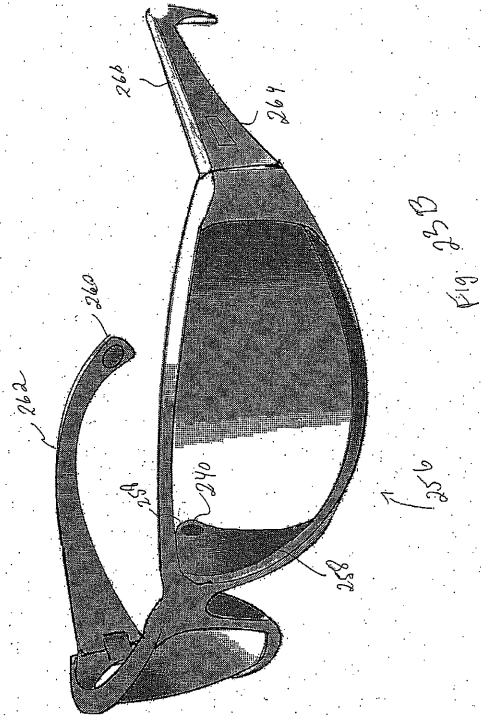
【 2 2 C】



【 2 3 A】



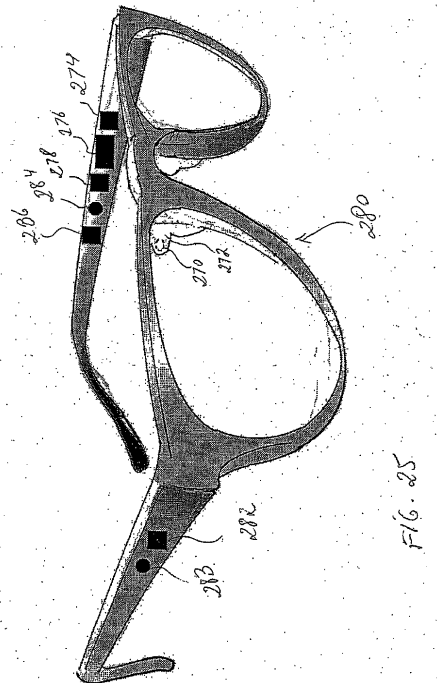
【図 23 B】



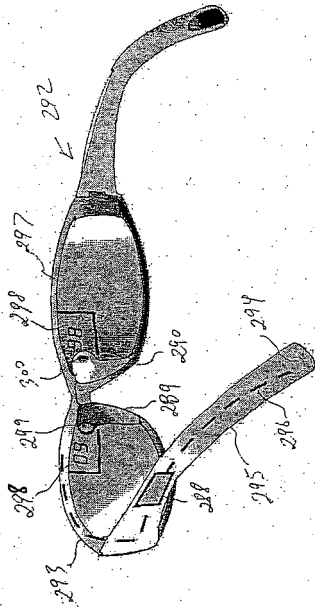
【図 24】



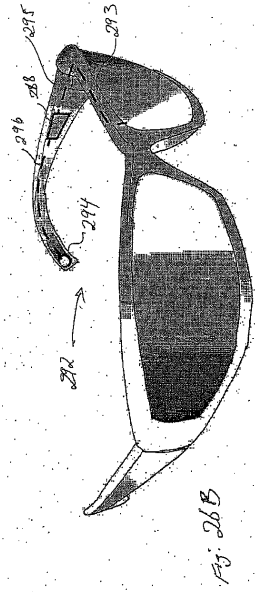
【図 25】



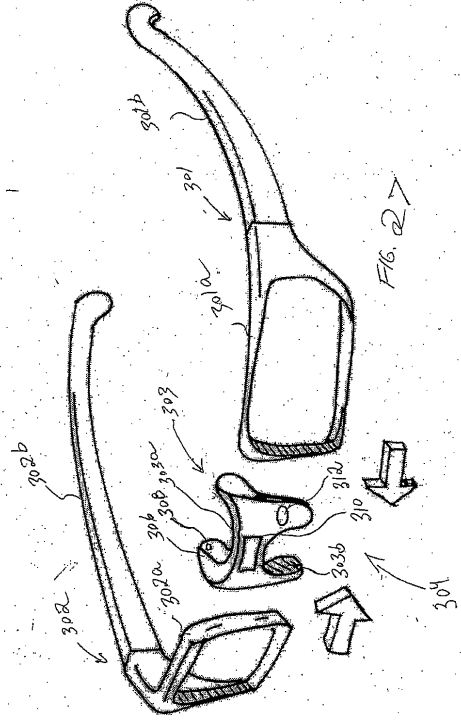
【図 26 A】



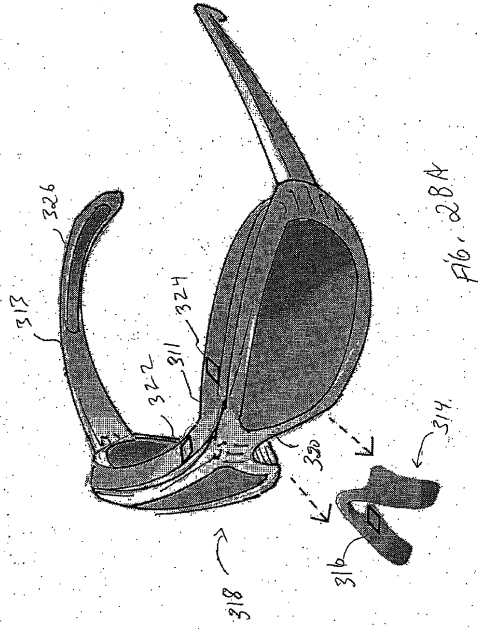
【図 26 B】



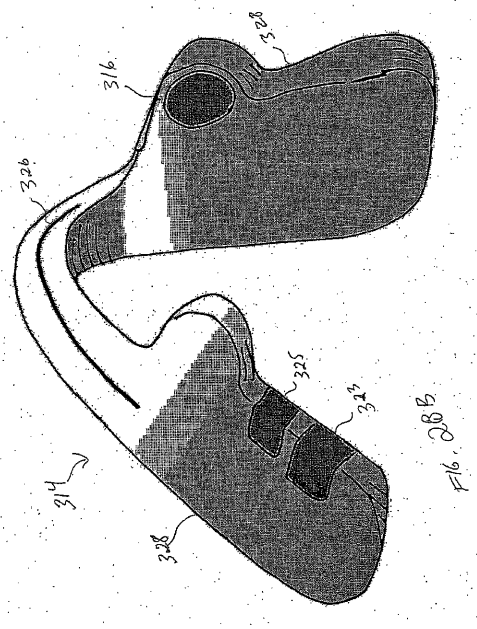
【図 27】



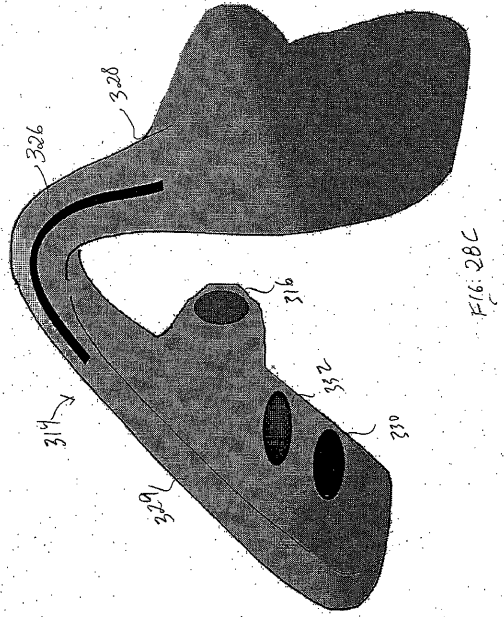
【図 28 A】



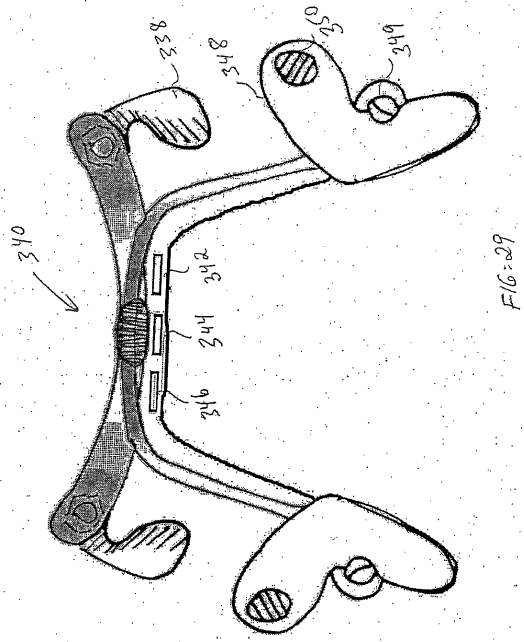
【図 28 B】



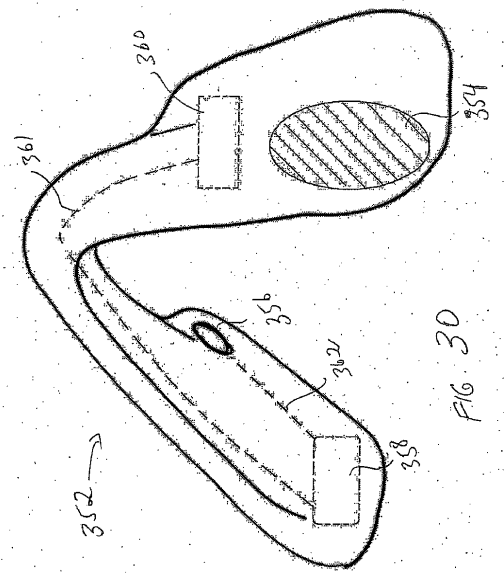
【 28 C 】



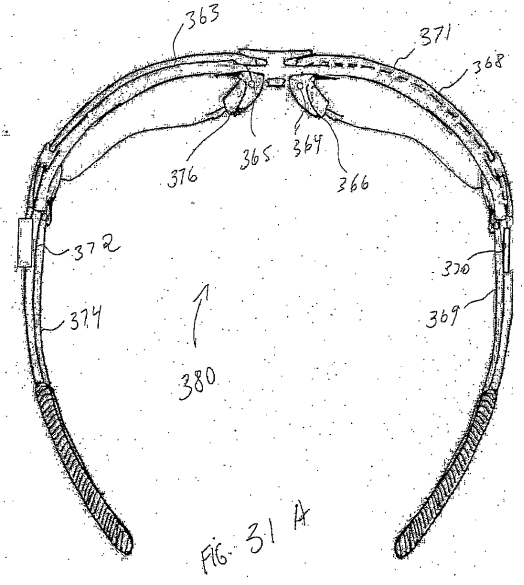
【 29 】




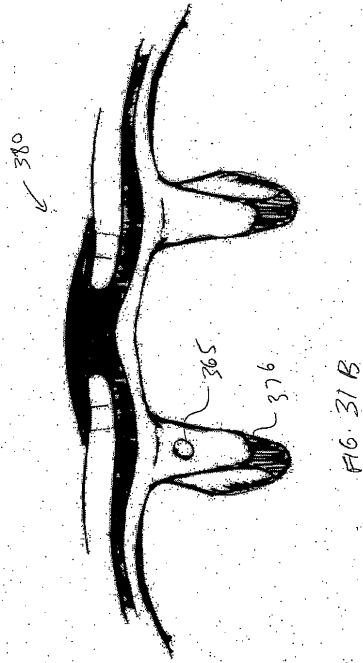
【 30 】




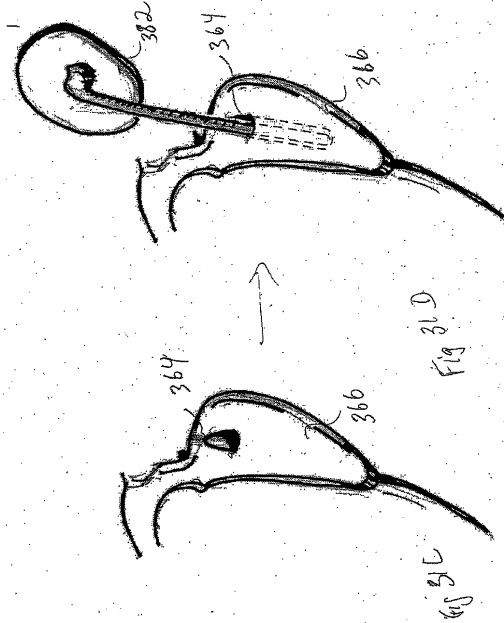
【 31 A 】




【 3 1 B】




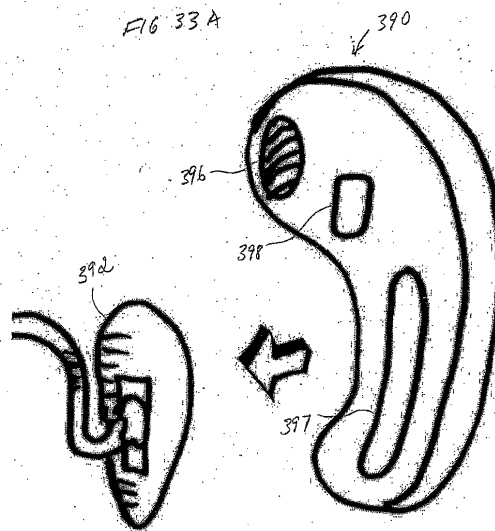
【 3 1 C - D】




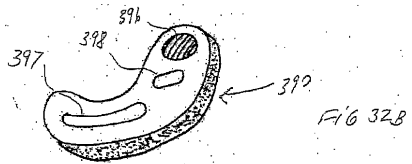
【 3 2 A】



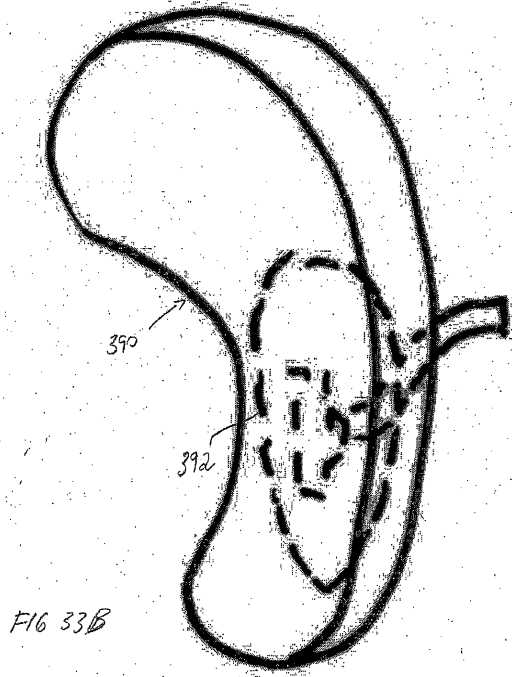
【 3 3 A】



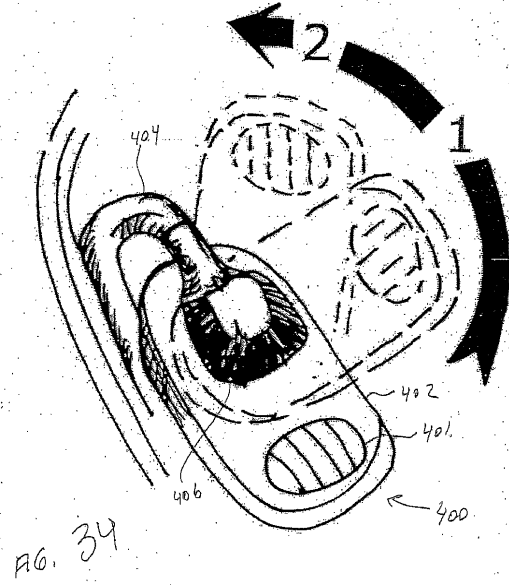
【 3 2 B】



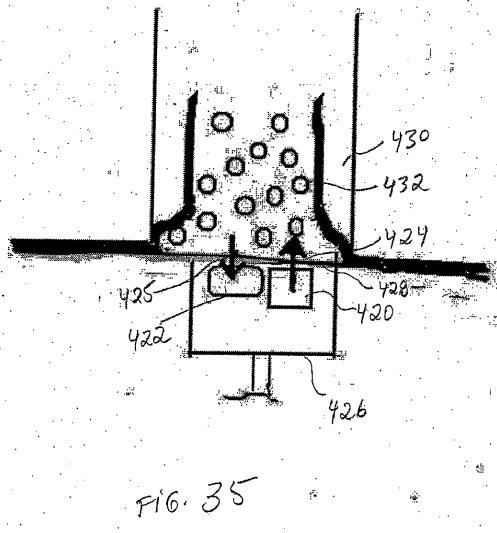
【 3 3 B 】



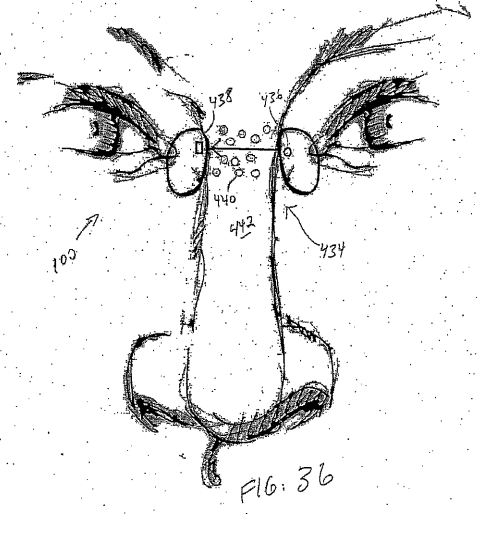
【 3 4 】



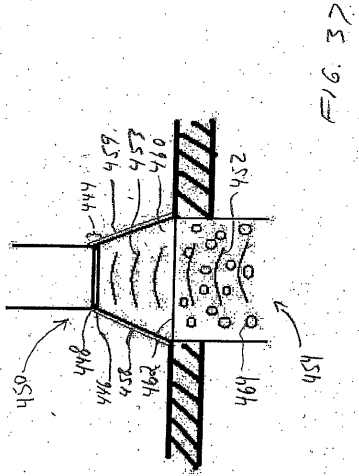
【 3 5 】



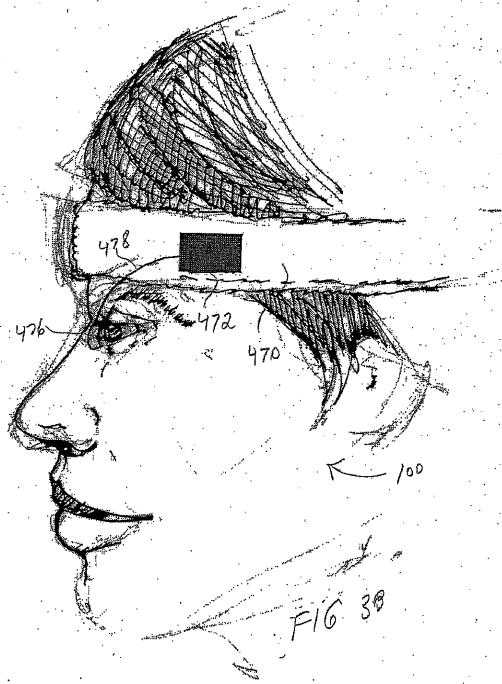
【 3 6 】



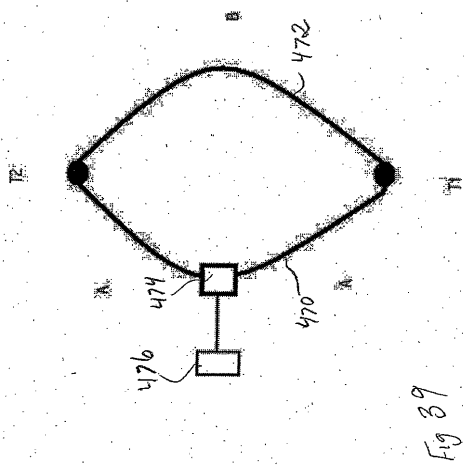
【 37 】



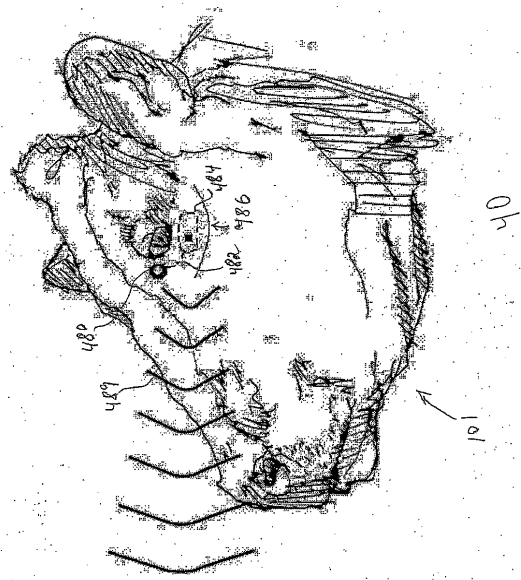
【 38 】



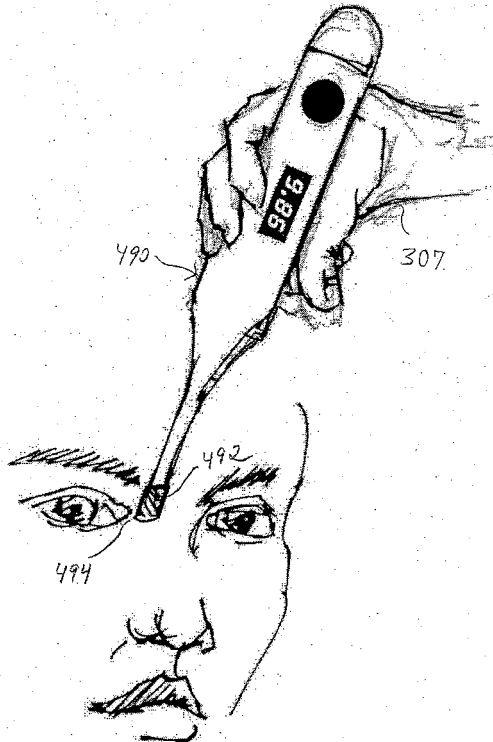
【 39 】



【 40 】



【 4 1 A 】



【 4 1 B 】

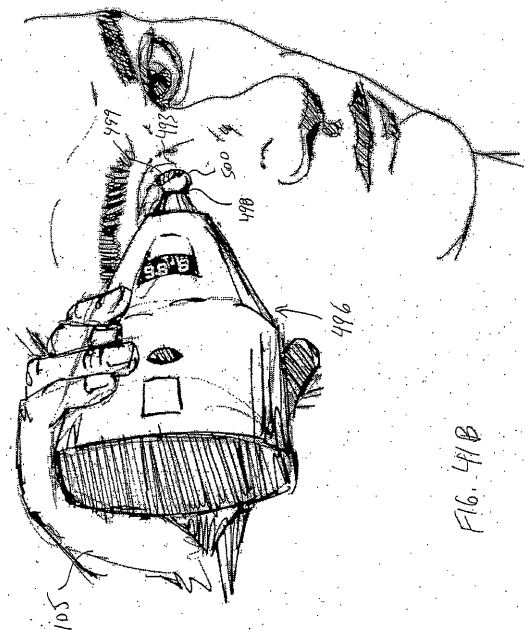


FIG. 41B

【 4 2 A 】

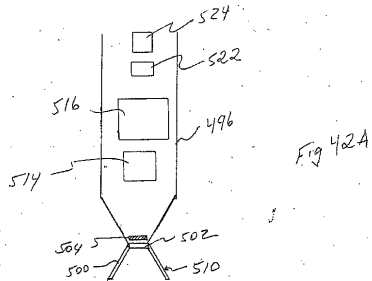


Fig 42A

【 4 2 B 】

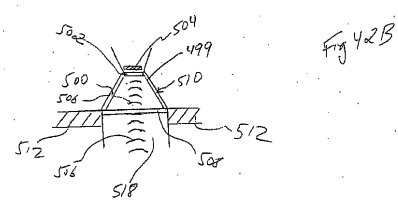


Fig 42B

【 4 3 A 】

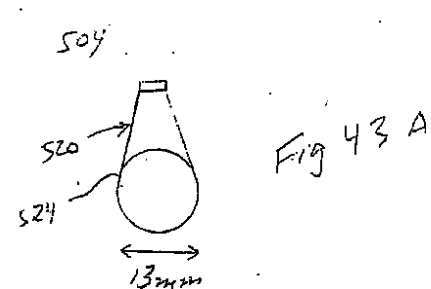


Fig 43 A

【 4 3 B 】

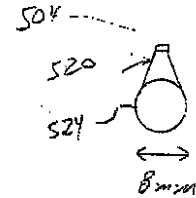


Fig 43 B

【 4 3 C 】

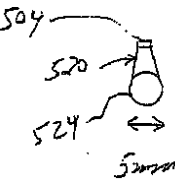


Fig 43 C

【 4 4 A 】

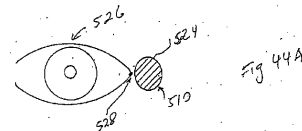


Fig 44A

【 4 4 B 】

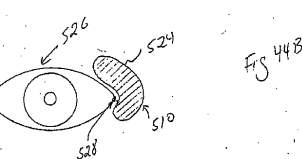
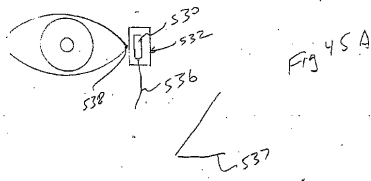
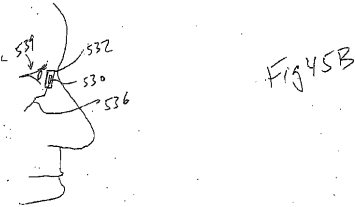


Fig 44B

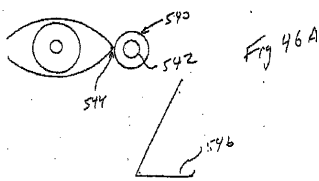
【 4 5 A】



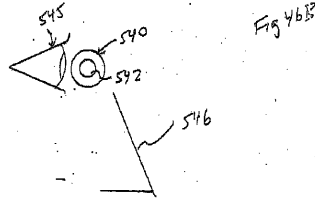
【 4 5 B】



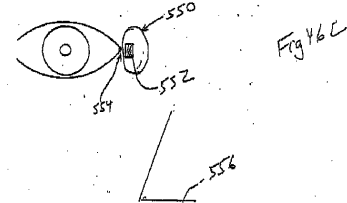
【 4 6 A】



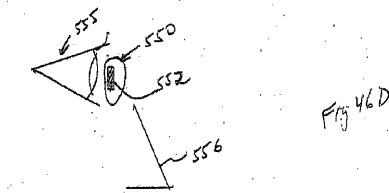
【 4 6 B】



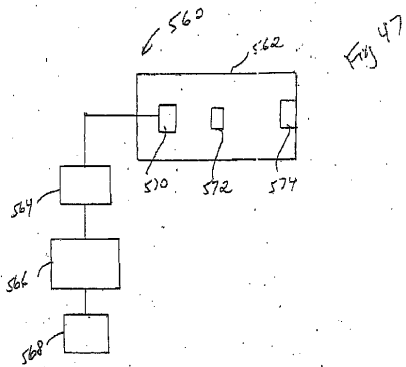
【 4 6 C】



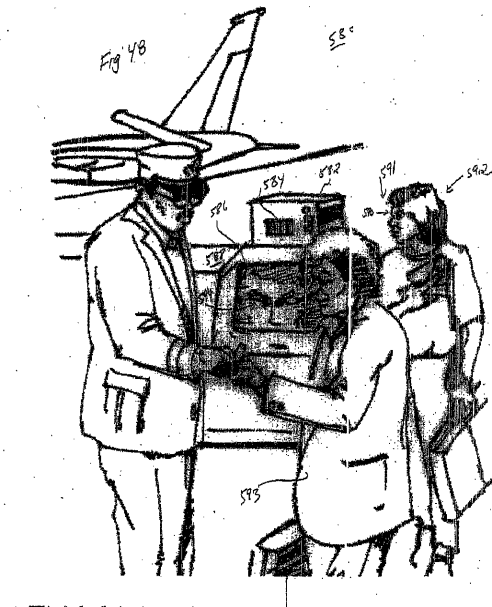
【 4 6 D】



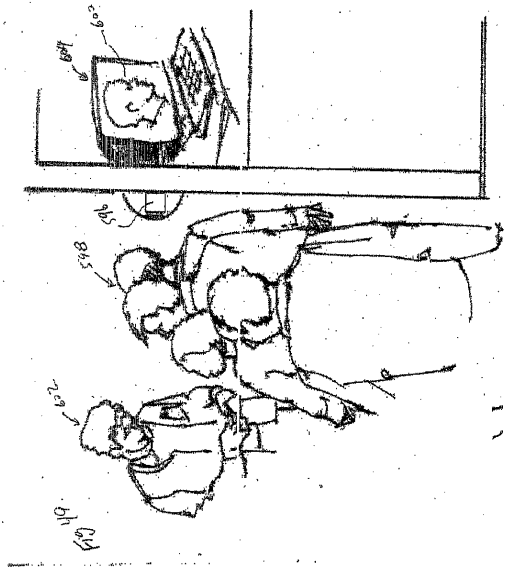
【 4 7】



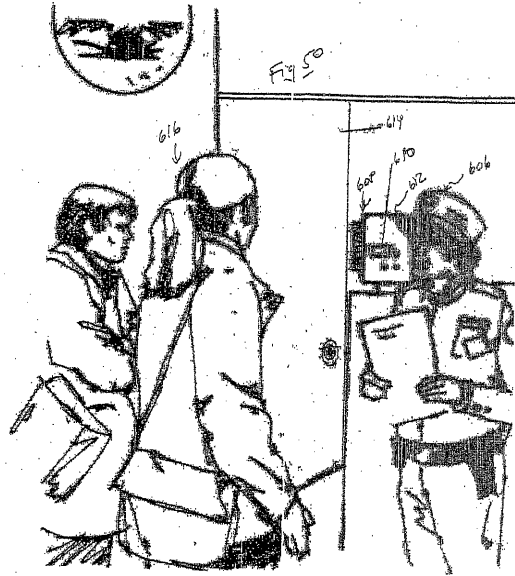
【 4 8】



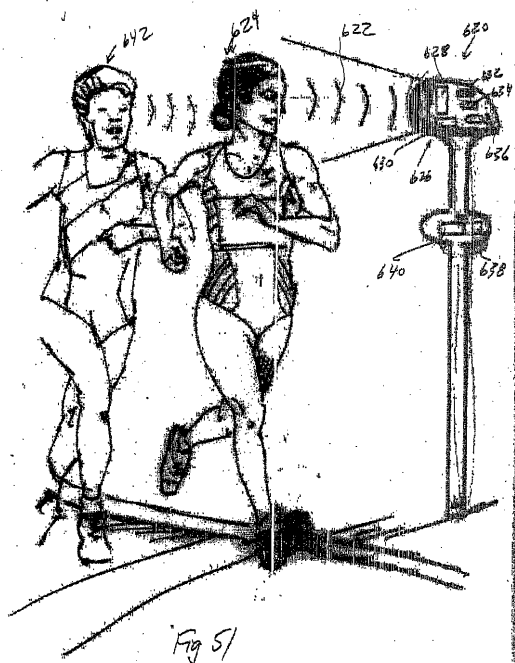
【 49 】



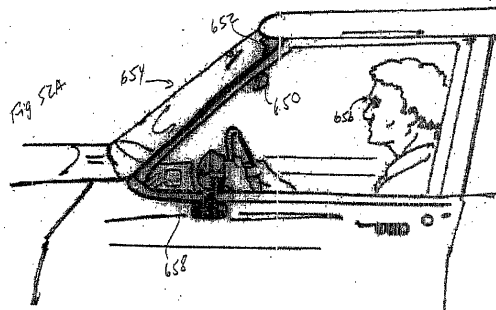
【 50 】



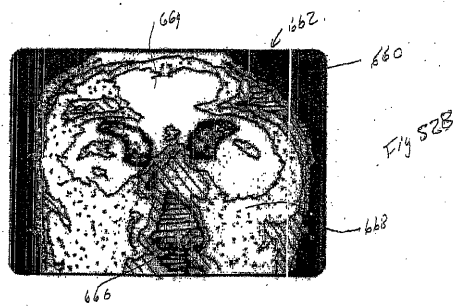
【 51 】



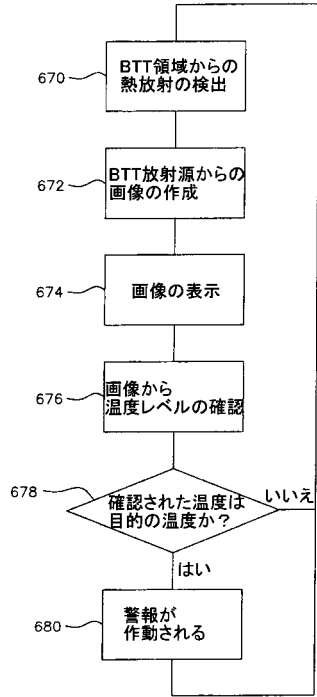
【 52 A 】



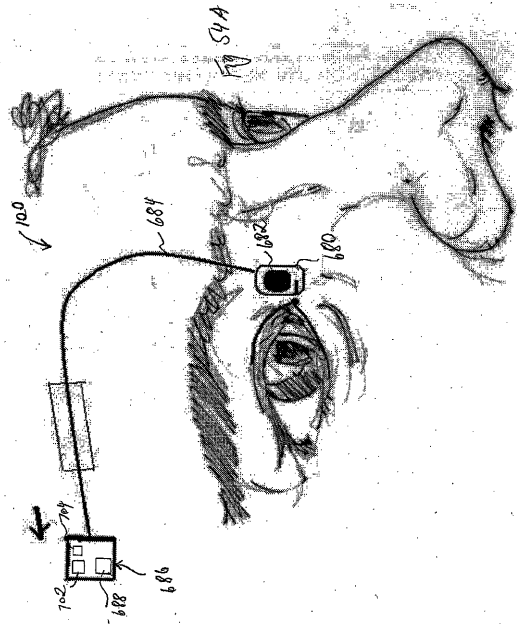
【 52 B 】



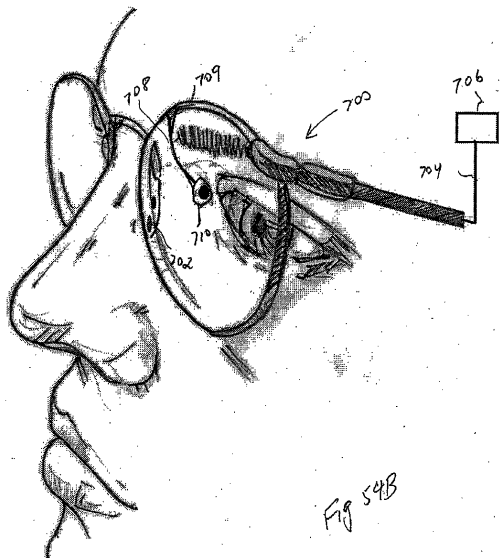
【図53】



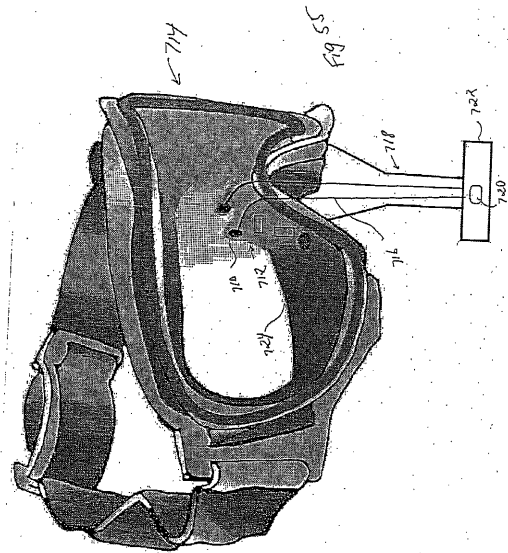
【図54A】



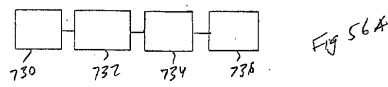
【図54B】



【図55】



【図56A】



【 56 B 】

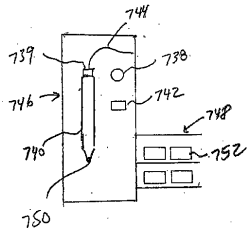


Fig 56B

【 57 】

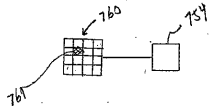


Fig 57

【 58 A 】

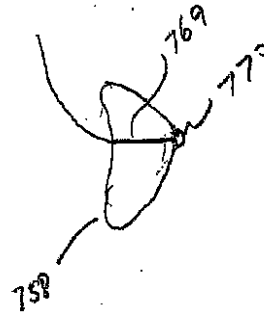


Fig 58A

【 58 B 】

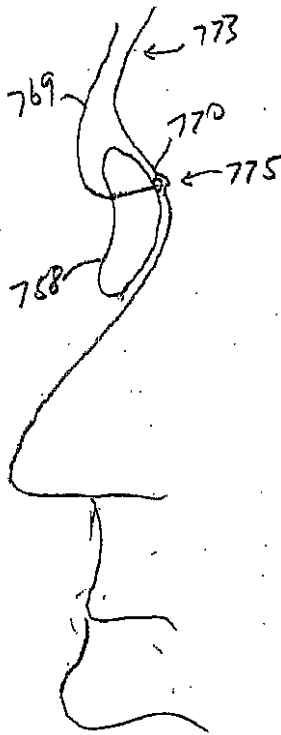
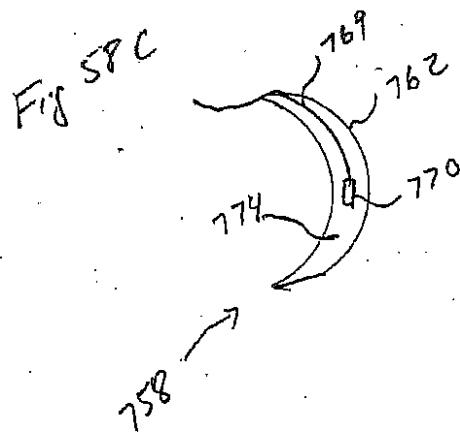


Fig 58B

【 58 C 】



【 59 】

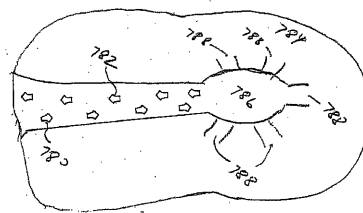
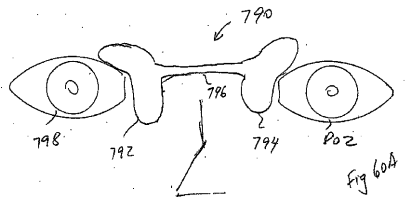
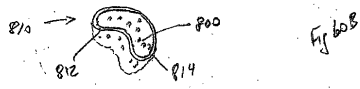


Fig 59

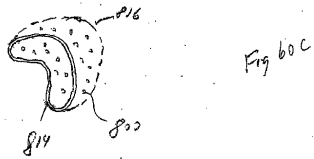
【 60 A 】



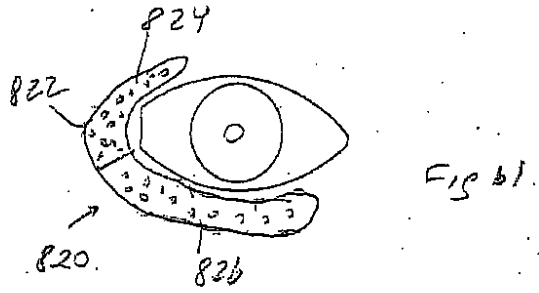
【 60 B 】



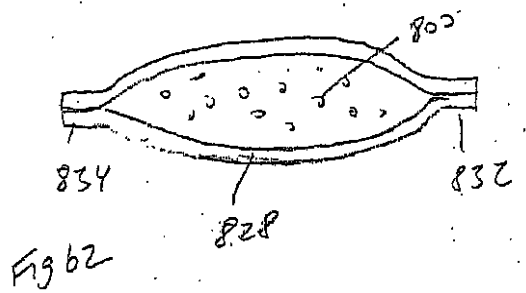
【 60 C 】



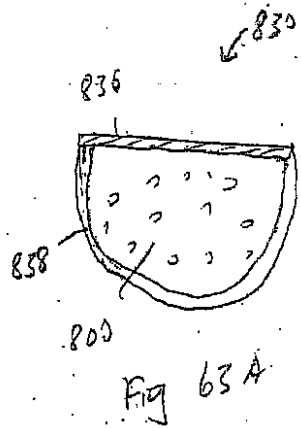
【 61 】



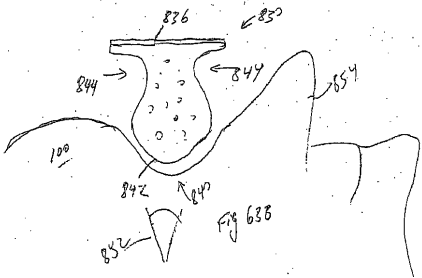
【 62 】



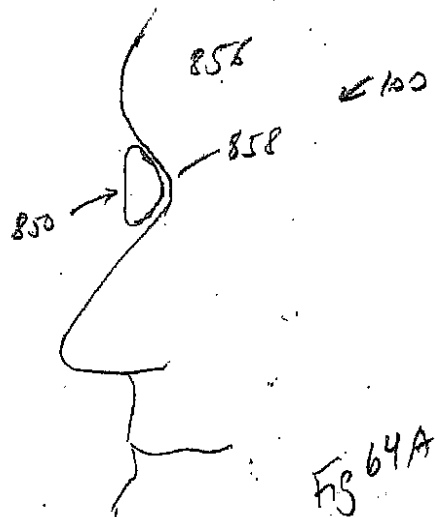
【 63 A 】



【 63 B 】



【 64 A 】



【 64 B 】

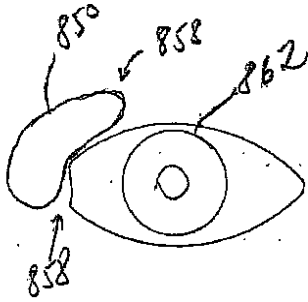


FIG 64B

【 65 】

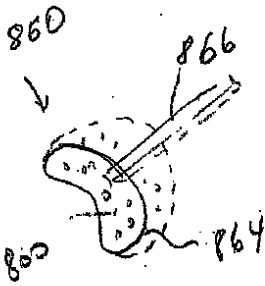


FIG 65

【 66 】

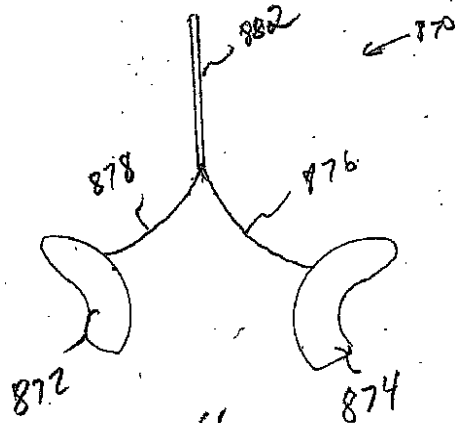


FIG 66

【 67 A 】

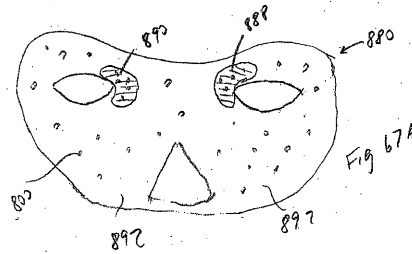


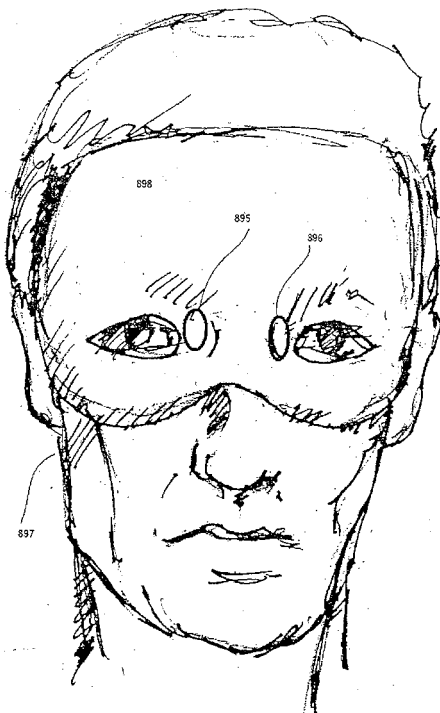
FIG 67A

【 67 B 】



FIG 67B

【 67 C 】



【 68 A 】

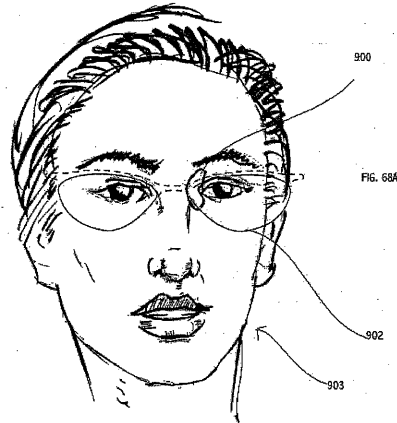


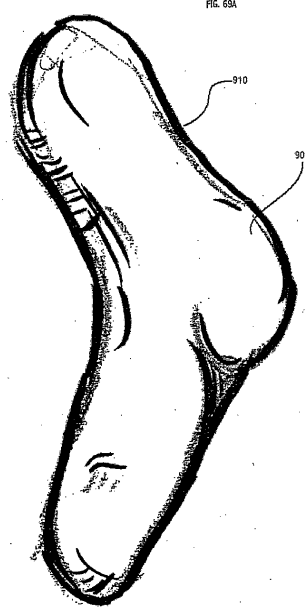



FIG. 68A

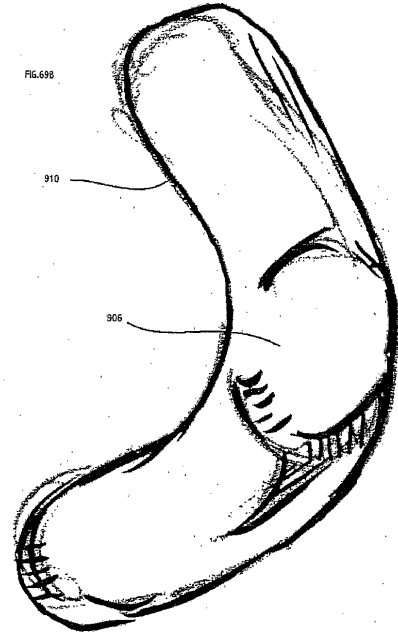
【 6 8 B】




【 6 9 A】



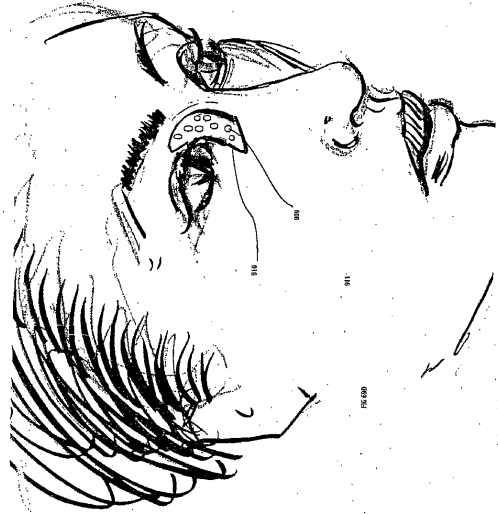
【 6 9 B】



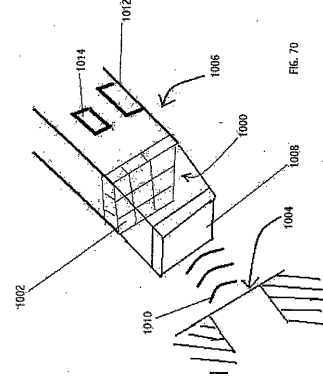
【 6 9 C】



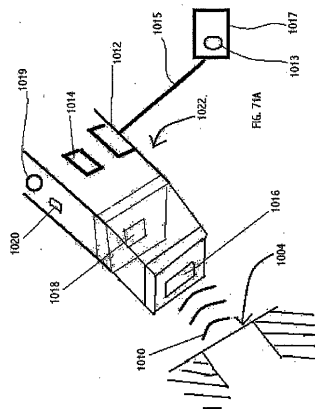
【図 69D】



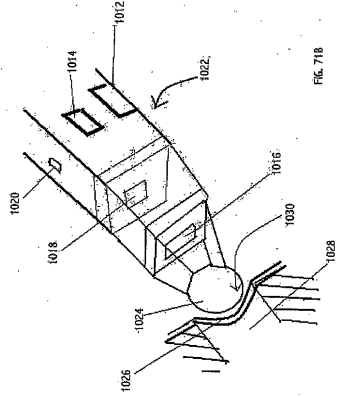
【図 70】



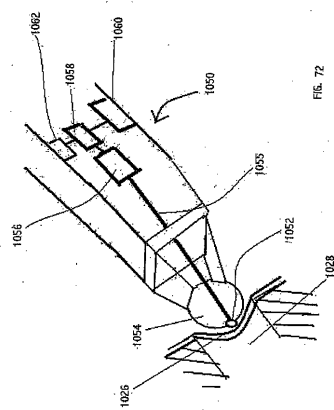
【図 71A】



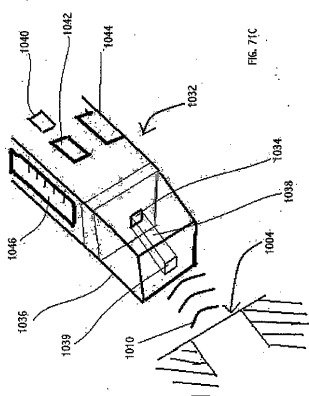
【図 71B】



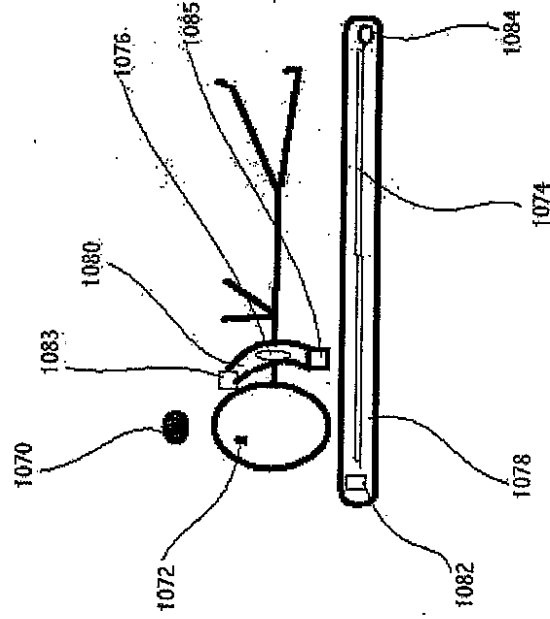
【図 72】



【図 71C】



【図73】



【図74】

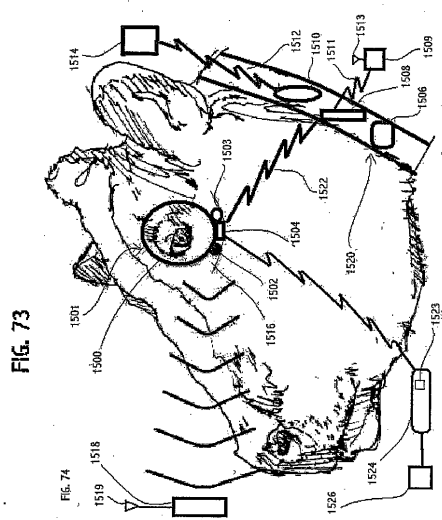
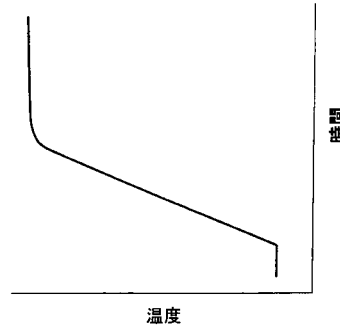
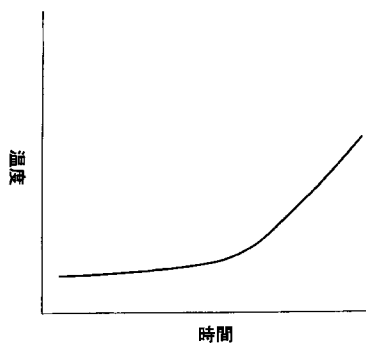


Fig. 73

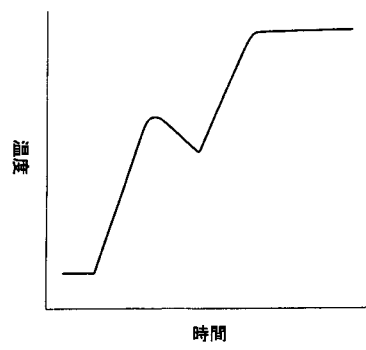
【図75A】



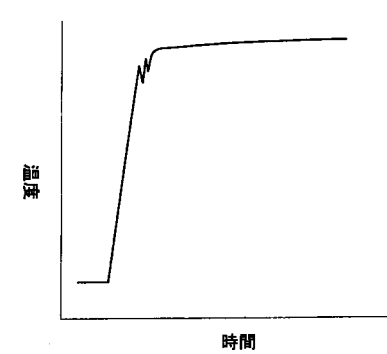
【図75B】



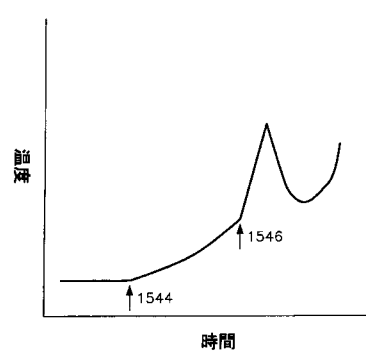
【図75D】



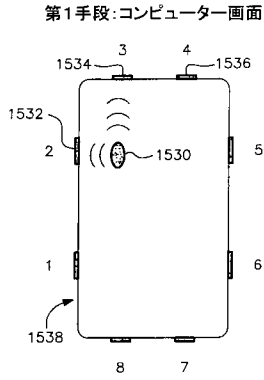
【図75C】



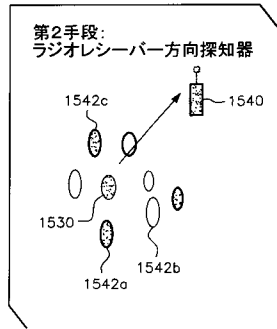
【図75E】



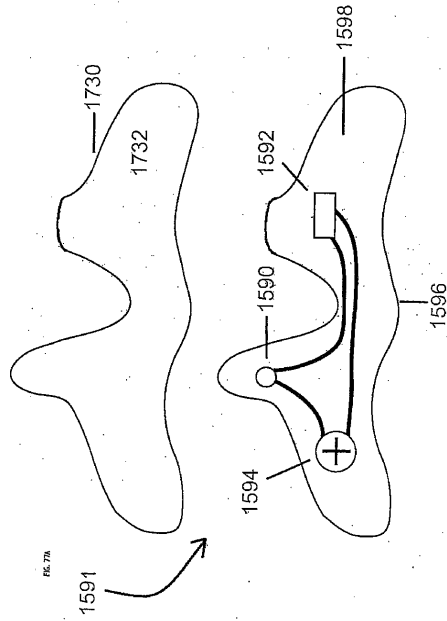
【図76A】



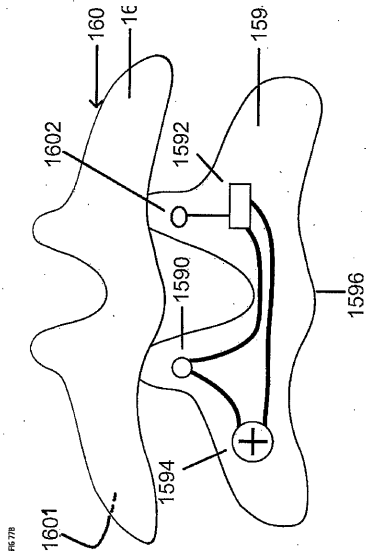
【図76B】



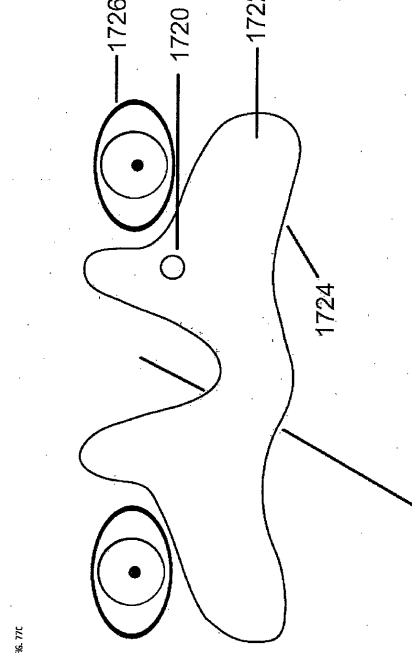
【図77A】



【図77B】



【図77C】



【 78】

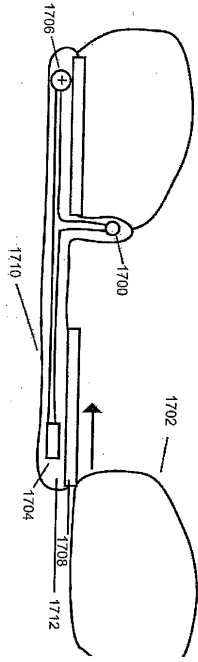
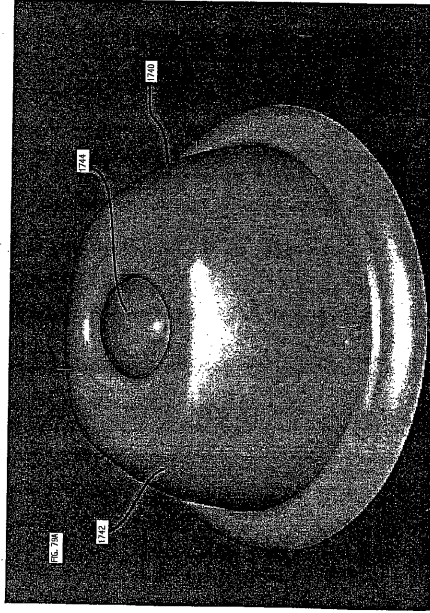
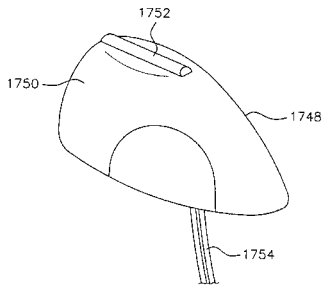


FIG. 78

【 79 A】



【 79 B】



【 80】

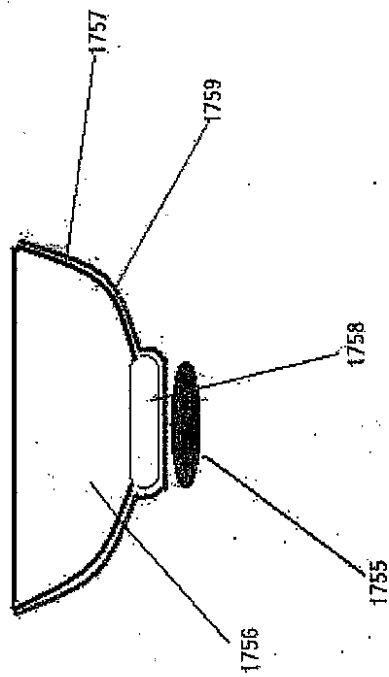
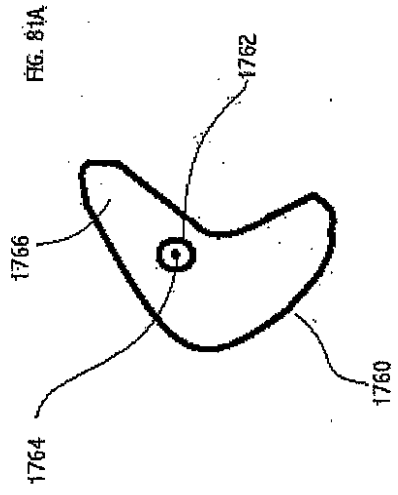
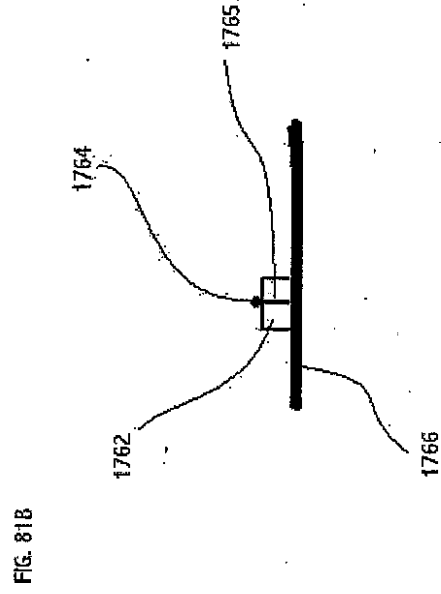


FIG. 80

【 8 1 A 】



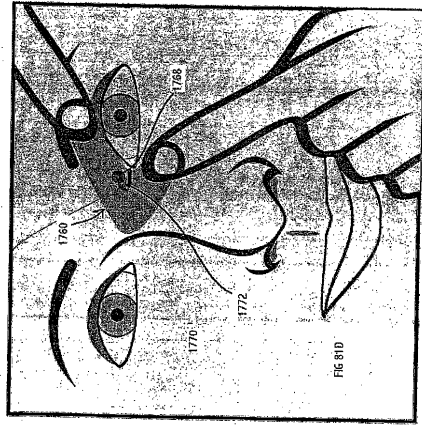
【 8 1 B 】



【 8 1 C 】



【 8 1 D 】



【 8 2 】

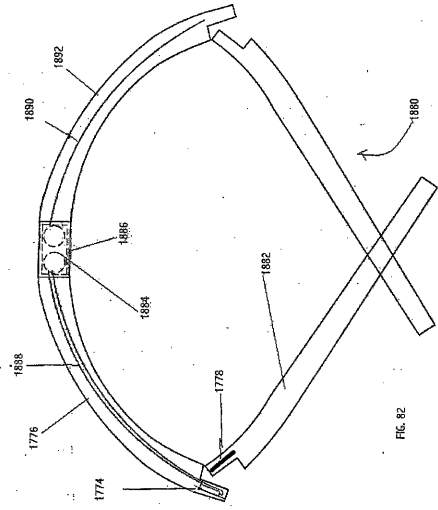


FIG. 82

【 8 3 】

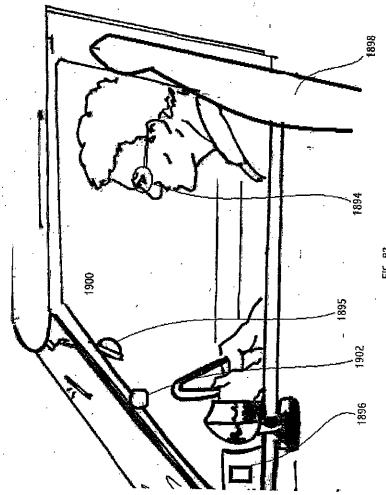


FIG. 83

【 8 4 】

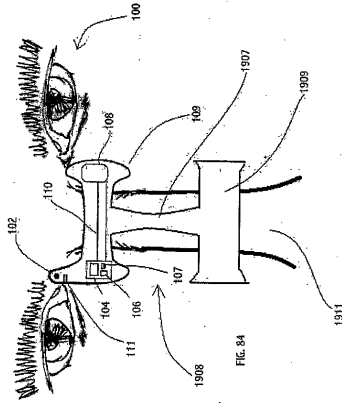


FIG. 84

【 8 5 B 】

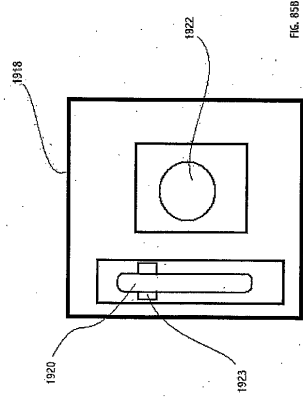


FIG. 85B

【 8 5 A 】

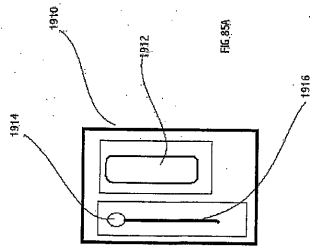


FIG. 85A

【 8 5 C 】

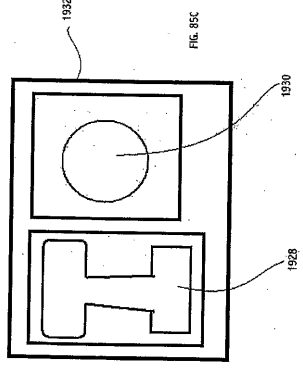


FIG. 85C

フロントページの続き

- (31)優先権主張番号 60/497,306
(32)優先日 平成15年8月25日(2003.8.25)
(33)優先権主張国 米国(US)

前置審査

- (56)参考文献 特表2002-525132(JP,A)
米国特許第04784149(US,A)
特開平11-164826(JP,A)
特表2001-500394(JP,A)
米国特許第06385474(US,B1)
米国特許第05984880(US,A)
特許第3885024(JP,B2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00 - 10/00

F24F 11/02

专利名称(译)	探测器，气候控制装置和辐射探测器		
公开(公告)号	JP4558719B2	公开(公告)日	2010-10-06
申请号	JP2006508817	申请日	2004-02-26
[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·马丁Ourerio		
当前申请(专利权)人(译)	Aburyu-马尔西奥马克·马丁Ourerio		
[标]发明人	アブリューマルシオマルクオウレリオマーチン		
发明人	アブリュー・マルシオ・マルク・オウレリオ・マーチン		
IPC分类号	A61B5/01 F24F11/02 A61B10/00 A61B5/00 G01N		
CPC分类号	A61B5/412 A61B5/0008 A61B5/0059 A61B5/01 A61B5/015 A61B5/4064 A61B5/6821 A61B2562/02		
FI分类号	A61B5/00.101.K A61B5/00.101.E F24F11/02.103.A F24F11/02.S A61B10/00.G		
代理人(译)	大川 宏		
优先权	60/449800 2003-02-26 US 60/475470 2003-06-04 US 60/497306 2003-08-25 US		
其他公开文献	JP2006523127A		
外部链接	Espacenet		

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。

【 图 1 B 】

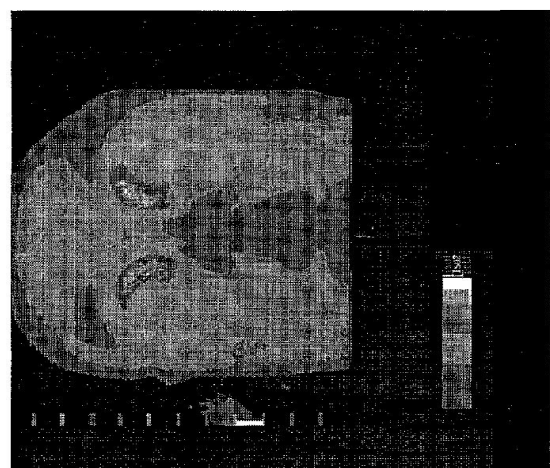


FIG. 1B