

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2005-501658
(P2005-501658A)

(43) 公表日 平成17年1月20日(2005.1.20)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 N 5/06	A 6 1 N 5/06 A	4 C 0 8 2
A 6 1 F 7/00	A 6 1 F 7/00 3 0 0	4 C 0 9 9
A 6 1 F 7/08	A 6 1 F 7/08 3 6 1 F	

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 31 頁)

(21) 出願番号	特願2003-526321 (P2003-526321)	(71) 出願人	501408385 フィッシャー アンド ペイケル ヘルス ケア リミテッド ニュージーランド国, オークランド, イー スト タマキ, モーリス ペイケル プレ イス 1 5
(86) (22) 出願日	平成14年9月13日 (2002. 9. 13)	(74) 代理人	100082005 弁理士 熊倉 禎男
(85) 翻訳文提出日	平成16年3月10日 (2004. 3. 10)	(74) 代理人	100067013 弁理士 大塚 文昭
(86) 国際出願番号	PCT/NZ2002/000179	(74) 代理人	100065189 弁理士 穴戸 嘉一
(87) 国際公開番号	W02003/022189	(74) 代理人	100082821 弁理士 村社 厚夫
(87) 国際公開日	平成15年3月20日 (2003. 3. 20)		
(31) 優先権主張番号	514185		
(32) 優先日	平成13年9月13日 (2001. 9. 13)		
(33) 優先権主張国	ニュージーランド (NZ)		

最終頁に続く

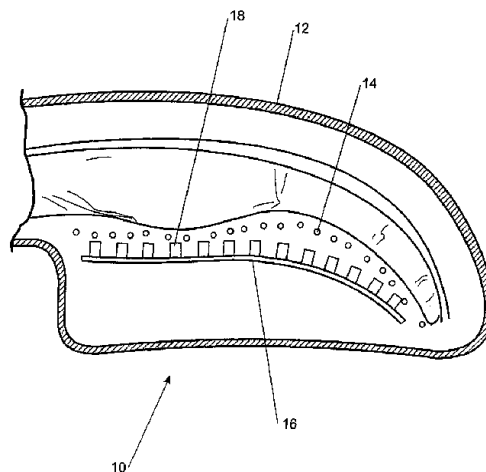
(54) 【発明の名称】 加温装置

(57) 【要約】

【課題】ヘルスケア産業界に有効な選択を提供できる、患者の手の加温装置または方法を提供することにある。

【解決手段】高度に密集する動静脈吻合領域を加熱するための放射ヒータ例えばLEDアレーを有し哺乳類の芯体温を上昇させまたは維持する装置。LEDが付勢されると、患者の手に放射熱エネルギーが供給され、所定範囲内の皮膚温度または所望芯体温を達成する。生物学的パラメータを検出するのに、脈酸素濃度計を使用することもできる。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

哺乳類の芯体温を上昇又は維持する装置であって、
前記哺乳類の手（または他の高 A V A 領域）の包囲体又は生物学的バリアと、
前記包囲体内またはこれに隣接して設けられた放射加熱手段であって、動静脈吻合が高度に密集する前記手の少なくとも一部分に放射熱エネルギーを供給して皮膚温度または芯体温を所定範囲または略所定温度にする放射加熱手段と、を備えている、
ことを特徴とする装置。

【請求項 2】

前記放射熱エネルギーは、赤外線帯域の波長で放射される、
請求項 1 記載の装置。

10

【請求項 3】

前記波長は 0.5 ~ 2 ミクロンである、
請求項 2 記載の装置。

【請求項 4】

前記放射加熱手段は、使用時に、少なくとも前記手の高度に密集した動静脈吻合領域の回りに配置される複数の赤外線放射熱源を有する、
請求項 3 記載の装置。

【請求項 5】

前記加熱要素は、少なくとも 1 つの電気または電子発光デバイスを備えている、
請求項 4 記載の装置。

20

【請求項 6】

前記発光デバイスは、付勢時に約 500 nm の波長の放射を出力するように構成された複数の付勢可能な LED からなる、
ことを特徴とする請求項 5 記載の装置。

【請求項 7】

前記手の皮膚温度を検出する温度検出手段を更に有し、
前記放射加熱手段は、測定した皮膚温度が前記所定範囲内またはほぼ所定値になるように 1 つまたは 2 以上の前記 LED を付勢できる制御手段を更に有する、
請求項 6 記載の装置。

30

【請求項 8】

前記検出手段は更に前腕（または皮膚の他の隣接非加熱領域）の皮膚温度を検出でき、
前記制御手段は、手の温度と前腕の温度との差を決定し、該差の値が所定範囲内またはほぼ所定値にあるように 1 つ以上の前記 LED を付勢できる、
請求項 7 記載の装置。

【請求項 9】

前記患者の芯体温を上昇させるときは、前記所定範囲の皮膚温度は約 39 ~ 41 である、
請求項 7 または 8 記載の装置。

【請求項 10】

前記患者の芯体温を維持するとき、前記所定範囲は約 37.5 の皮膚温度にある、
請求項 9 記載の装置。

40

【請求項 11】

前記放射加熱手段により発生された放射熱エネルギーの大部分が患者の手に向けられるように、放射加熱手段に対して並置される放射熱エネルギーリフレクタ手段を更に有する、
請求項 1 記載の装置。

【請求項 12】

前記装置の外部からの熱エネルギーの実質的ないかなる伝達も防止でき前記放射熱リフレクタ手段上またはこの回りに配置された断熱手段を更に有する、
請求項 11 記載の装置。

50

【請求項 13】

前記放射加熱手段は、前記手を置く手段から所定距離を隔てた位置に配置される2つの管状要素を有する、請求項12記載の装置。

【請求項 14】

前記管状要素の各々は、50ワットの最大放射熱エネルギー出力を有する、請求項13記載の装置。

【請求項 15】

前記距離は、前記管状要素からの放射熱エネルギーを前記手の上に拡散させるのに十分な距離である、

10

請求項14記載の装置。

【請求項 16】

前記距離は20mmである、

請求項15記載の装置。

【請求項 17】

前記手を支持できかつ手の下面の輪郭に全体として倣うことができる複数の金属ロッドを更に有する、

請求項16記載の装置。

【請求項 18】

前記断熱手段は、前記装置を完全に包囲する薄い断熱層からなる、

20

請求項12記載の装置。

【請求項 19】

前記放射熱リフレクタ手段は、前記管状要素からの放射熱エネルギーを、全体として、高度に密集する動静脈吻合をもつ前記患者の手の領域上に合焦させることができる、前記各管状要素に隣接するパラボラ状リフレクタからなる、

請求項11記載の装置。

【請求項 20】

射出成形された熱可塑性プラスチックケースにより包囲されている、

請求項1～17のいずれか1項記載の装置。

【請求項 21】

30

前記放射熱手段に隣接して並置されかつ哺乳類に関する少なくとも1つのパラメータを検出できる脈酸素濃度計を更に有する、

請求項1～17のいずれか1項記載の装置。

【請求項 22】

前記パラメータには脈拍数が含まれる、

請求項21記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、患者の加温装置および加温方法に関し、より詳しくは、手術中の適体温（intra-operative normothermia）を維持しまたは回復させる装置および方法に関する。

40

【背景技術】

【0002】

当業界では、患者の放射加温を行なうことは知られている。例えば、欧州特許出願EP1086673号明細書には、手術中に哺乳類の芯体温（core temperature）を高めまたは維持する方法が開示されている。この装置は、細い放射ビームを供給する二重リフレクタ設計の赤外線放射要素を有している。この態様では、装置は、動静脈が高度に密集する領域の哺乳類の皮膚に放射エネルギーを指向できる。また装置は、哺乳類に供給される熱エネルギーの閉ループ制御を可能にする皮膚温度センサを有している。

【0003】

50

特願 11-012819 号明細書には、スポーツをしたときまたはその後にはクラブ内でセラミックからの遠赤外線から放射される電磁波から発生されるイオンによる肩こりまたは手の痛みを緩和させかつ筋肉疲労からの回復または関節機能の回復を補助する効果を有し、または寒冷シーズンでの加温効果によりまたは磁力または遠赤外線による血流の加速により病変部を緩和させるための加温が開示されている。しかしながら、このシステムは、手術中の芯体温調節を行なうのに適した態様で患者の手を加温するための有効で目立たない方法を提供するものではない。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

10

本発明の目的は、患者の手を加温する装置または方法であって、上記欠点を解消し、またはヘルスケア産業界に有効な選択を提供できる加温装置または加温方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

従って、本発明の第1態様によれば、哺乳類の芯体温を上昇させまたは維持する装置において、哺乳類の手（または他の高AVA領域）の包囲体または生物学的バリアと、所定範囲内またはほぼ所定値の皮膚温度または芯体温を達成すべく、動静脈吻合が高度に密集した前記手の少なくとも一部に放射熱エネルギーを供給することができる、前記包囲体内またはこれに隣接する放射加熱手段とを有することを特徴とする装置が提供される。

20

【0006】

放射熱エネルギーは、赤外線帯域の波長で放射されることが好ましい。

前記波長は0.5~2ミクロンであることが好ましい。

放射加熱手段は、使用時に、少なくとも前記手の高度に密集した動静脈吻合領域の回りに配置される複数の赤外線放射熱源を有することが好ましい。

加熱要素は、少なくとも1つの電気または電子発光デバイスからなることが好ましい。

【0007】

前記発光デバイスは、付勢時に約500nmの波長の放射を出力するように構成された複数の付勢可能なLEDからなることが好ましい。

装置は、手の皮膚温度を検出できる温度検出手段を更に有し、前記放射加熱手段は、測定した皮膚温度が前記所定範囲内またはほぼ所定値にあるように1または2以上のLEDを付勢できる制御手段を更に有することが好ましい。

30

【0008】

前記検出手段は更に、前腕（または皮膚の他の隣接非加熱領域）の皮膚温度を検出でき、前記制御手段は、手の温度と前腕の温度との差を決定し、該差の値が所定範囲内またはほぼ所定値にあるように1つ以上のLEDを付勢できることが好ましい。

患者の芯体温を上昇させるときは、前記所定範囲の皮膚温度は約39~41であることが好ましい。

患者の芯体温を維持するとき、前記所定範囲は約37.5の皮膚温度にあることが好ましい。

40

【0009】

前記放射加熱手段により発生される大部分の放射熱エネルギーが患者の手に向けられるように、放射加熱手段に対して並置される放射熱エネルギーリフレクタ手段を更に有することが好ましい。

装置は、この外部からの熱エネルギーの実質的ないかなる伝達も防止できる前記放射熱リフレクタ手段上またはこの回りに配置される断熱手段を更に有することが好ましい。

放射加熱手段は、手を置く手段から所定距離を隔てた位置に配置される2つの管状要素を有することが好ましい。

【0010】

管状要素の各々は、50ワットの最大放射熱エネルギー出力を有することが好ましい。

50

前記距離は、前記管状要素からの放射熱エネルギーを前記手の上に拡散させるのに十分な距離であることが好ましい。

前記距離は20mmであることが好ましい。

装置は、手を支持できかつ手の下面の輪郭に全体として倣うことができる複数の金属ロッドを更に有することが好ましい。

前記断熱手段は、装置を完全に包囲する薄い断熱層からなることが好ましい。

【0011】

前記放射熱リフレクタ手段は、前記管状要素からの放射熱エネルギーを、全体として、高度に密集する動静脈吻合をもつ前記患者の手の領域上に合焦させることができる、前記各管状要素に隣接するパラボラ状リフレクタからなることが好ましい。

10

射出成形された熱可塑性プラスチックケースにより包囲されていることが好ましい。

放射熱手段に隣接して並置されかつ哺乳類に関する少なくとも1つのパラメータを検出できる脈酸素濃度計を更に有することが好ましい。

前記パラメータには脈拍数が含まれることが好ましい。

【0012】

本発明が関連する当業者には、特許請求の範囲に記載の本発明の範囲から逸脱することなく、本発明の構造、広範囲の種々の実施形態および用途の多くの変更を示唆できるであろう。本願における開示および説明は純粋な例示であり、いかなる意味においても本発明を限定するものではない。

【0013】

本発明は、手術中の適体温の維持および手術を受ける患者の低体温(hypothermia)の治療に特に有効である。手術領域の空間的制限のため、或る状況下では、胸郭領域の伝統的な加温領域はアクセス不可能である。

20

本発明は、赤外線加温技術を用いて、患者の手の領域を加温することによりこの問題を解決する。

【0014】

この小さい領域にもかかわらず、本発明を使用すると、患者に再び正味熱(net heat)が達成されることにより、適体温の維持だけでなく、低体温になった患者の適体温の回復にも有効である。或る患者では、手術の種類すなわち心拍またはヒップピン装置または組織的制約(logistical constrains)のため、従来手段すなわち対流空気加温器の使用では患者を有効に治療することは非常に困難であるか、不可能である。

30

【0015】

本発明は、身体が体温調節のために利用する幾つかの特定領域のうちの1つの領域の特性を利用するものである。これらの領域の皮膚表面から数mm下には、動静脈叢(arteriovenous plexus)が存在する。動静脈叢は動静脈吻合(Arteriovenous Anastomoses: AVA)を含む血管の層であり、AVAは、拡張したときに、血液を、毛細血管床をバイパスさせて動脈系から静脈系へと直接切換える。これにより、身体は、芯体温が上昇した場合に、大量の血液を切換えて熱を失わせることができる。しかしながら、外部熱が加えられる場合には、芯循環系(core circulation)への直接的な熱の自由アクセスが可能になるとも考えられる。

40

【0016】

本発明は、手の皮下血管系の温度を急速に上昇させてAVAを拡張させ、熱エネルギーが直接芯循環系内に伝達されるようにすることにより、この門脈(portal)を利用する。コントローラは、ユニットが患者の皮膚を安全レベルに制御すると同時に、高エネルギー強度を維持できるようにする。

【0017】

人間では、AVAは、手、足、耳および鼻の皮膚に存在する。手では、AVAは、指先の爪床、指節骨の手掌およびナール(nar)および小指球にある。AVAの同期的閉鎖は、遠心性交感神経インパルスバーストにより最も顕著に起こされる。バースト周波数は、身体の全体的熱バランスに関係している。保熱または除熱を要する状況では、AVAは

50

主として、それぞれ閉鎖または開放されたままであり、求心性動脈に殆ど変動しない低い（または高い）血流速度を生じさせる。熱的中性状況では、A V Aは、1分間当り2～3倍収縮して、求心性動脈に、大きくかつ急速な血流速度変動を引起こす。手および足のような別々の皮膚領域に供給する動脈の血流は互いに密な相関関係を有するので、血管運搬は、全ての皮膚のA V Aにおいて同期していると考えられる。また、A V Aを通る血流の変動は心拍数との密な相関関係を示しかつ動脈血流は平均動脈圧（mean arterial pressure: M A P）の変動と負の相関関係を有するが、M A Pの変動は血流の変動より2～3秒先行する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

10

図1は、本発明の第1実施形態の患者の手を暖める装置が示している。ユニット10は、手および制御装置の両方を包囲するプラスチックまたはアルミニウムのケース12を有する。支持構造体14は、患者の手のための快適な輪郭をもつ載置部を形成すると同時に、患者の手の下面または上面に大きい放射熱伝達を行なうことができる。好ましい実施形態では、支持構造体14は、加熱要素間に配置されるシリコンまたはクラトン（kraton）のようなプラスチック材料で形成される。これにより、手と器具との間に周囲環境とのシールが形成される。

【0019】

支持構造体14の直ぐ下には、複数のLED18が取付けられたPCB16が配置されている。当業界で知られているように、LEDは、例えば表面実装または他の構造で取付けることができる。PCB16は支持構造体14と同様な輪郭にするのが好ましいが、平らにしてもよい。同様に、LED18は特定領域に集中して設けることができ、さらに、位置および望まれる効果に基いて強度を変化させるように制御してもよい。実験によれば、波長約510nmの緑色が血液中のヘモグロビンにより最も良く吸収されることが証明されているため、緑色のLEDを使用することが好ましい。

20

【0020】

LEDの組は、100ワットの最大熱エネルギーを有することが好ましい。図2に示す制御システムは、LED列を閉ループ制御する。閉ループ制御では、例えば手の下面に設けられるか支持構造体14と一体とされた温度センサ114により得られる皮膚温度、または、芯体温の推定値が使用され、芯体温の推定値は、指温度を前腕温度との差を検出することによって決定される。芯体温は36.5～37の温度を達成することが好ましい。

30

【0021】

他の形態では、温度センサは、手全体を加熱する範囲を検出できるように、支持構造体14を横切るネットワークとして設けられる。エネルギー入力の上限は手の最も熱い領域により定められ、これにより、放射エネルギーが全体的に低下されるか、この領域に隣接するLEDの付勢の局部的に低下させる。更に別の形態では、PCB16上の赤外線センサのアレー（配列）を、手の下面の皮膚温度を検出するように設ける。この形態では、オフ後は、LEDからの残留放射熱出力が全くないので、LEDは瞬間的にオフとされかつ皮膚温度が検出される。

【0022】

40

殺菌コストを最小にするため、放射エネルギー透過バッグまたは手を包む他の生物学的バリアを使用できる。この場合には、手はLED18の層上に直接置くことができる。適当な材料の一例として、適当な厚さのポリエチレンがある。

【0023】

脈酸素測定法（pulse oximetry）を用いて患者のバイタルサインを検出する他の用途も可能である。脈酸素測定法は、酸素で飽和されたヘモグロビンの百分率、並びに心拍、計算された心拍数、および任意であるが当該領域を通る血流等をモニタリングする簡単な非侵襲的方法である。図4の実施形態では、1本の指の先端部に配置されたセンサエミッタパッド28には、2つの異なる波長のLED（例えば、800nmの範囲のもう一つのLED）並びに各波長での吸収を検出するセンサが取付けられている。光は、ヘモグロビンが

50

酸素で飽和されているか、不飽和であるかに基いて、ヘモグロビンにより部分的に吸収される。また図4には、手32を静止した状態に維持するリストパッドも示されている。放射加熱アレー22(例えばLED)が、手を包みかつケース12により包囲されている。使い捨てカバー26が手32と器具(ユニット)10との間の生物学的バリエーションを形成し、かつケース12の外面を覆っている。外面に設けられたディスプレイ制御モジュール24によって、使用者または医者が、温度、形態、領域および/または加熱時間を設定できる。

【0024】

各波長のセンサ検出器パッド23(指の反対側)での吸収を計算することにより、酸素と結合したヘモグロビンの割合が計算される。この値は、脈拍数とともに変化し、この心拍から血流量が決定される。このオキシメータは、データケーブル30により、例えば心拍数モニタのような分析モジュールに接続される。

10

【0025】

更に別の形態では、加熱をより正確にかつより小さい領域に制御するプラズマまたはTF型要素が設けられる。また、放射エネルギーの強度および/または波長は、極く特定のゾーン内で制御してもよい。

【0026】

この態様では、皮膚温度は所望範囲より低くなると、ヒータ要素106には、コントローラ118により、理想的な放射エネルギーの波長を与えることが分かっている電圧が供給される。皮膚温度が所望温度に到達すると、ヒータ要素106は、コントローラ118によりオフとされる。

20

【0027】

本発明の装置は、2つのモードのうちの1つのモードで使用することもできる。第1に、本発明は、最初に患者の芯体温を上昇させるのに使用できる。この場合、皮膚温度は、コントローラ118とのインターフェースを用いて、39~41の範囲内に設定できる。このモードでは、環境と患者との間に正の正味エネルギー伝達があり、患者の芯体温を上昇させる。患者の芯体温が許容レベルに達すると、本発明は第2モードを使用して、患者の芯体温を維持するのに使用できる。この場合、皮膚温度は、コントローラ118とのインターフェースを用いて例えば37.5に設定でき、これにより、患者と環境との間の正味エネルギー伝達はほぼゼロになる。このとき、放射加熱器は、患者の熱損失を補償するに過ぎない。

30

【0028】

通常の手術では、初期皮膚温度は非常に高く設定され、患者の芯体温がこの設定温度に接近すると、設定皮膚温度はメンテナンスレベルまでゆっくりと徐冷される。更に別の形態では、芯体温を直接、補償できるように、芯体温プローブを使用してコントローラの実芯体温にフィードバックさせる。

【0029】

図3には、本発明の第2実施形態の患者の手を加熱する装置が示されている。図示のユニット100は、射出成形された熱可塑性プラスチックまたはアルミニウムのケース102を有している。ケース102は頑丈でかつ殆ど人の手に適応できるように設計されている。ケース102内には多数のステンレス鋼支持ロッド104があり、該支持ロッドは、患者がこの上に手を快適に置くことができる輪郭を有している。支持ロッド104は、手を置くための冷たい表面を提供すると同時に、患者の手の下面に大きい放射熱伝達ができるようにする。

40

【0030】

支持ロッド104より約20mm下には、ユニットの幅を横切って配置された2つの管状要素106、108が設けられている。各管状要素は、最大50ワットの定格出力であり、波長約2ミクロンの赤外線放射を行う。各管状要素の下方には、磨かれたアルミニウムの赤外線放射リフレクタ110、112が設けられている。各リフレクタ110、112は、この波長の赤外線の反射率は高いが放射率は低い、研磨アルミニウムから構成されて

50

いる。リフレクタの形状は放物面に類似するが、動静脈吻合が高度に集中した手の領域に均一に放射を拡散させるように特別に設計されている。正確な形状（厳密にはパラボラ状ではない）は、コンピュータで実行される多数の市販の数学的シミュレーションパッケージのいずれかまたは当業界で知られている他の任意の方法を用いて容易に計算できる。手の直ぐ上方には、指または手の後面の回りを通過したあらゆる迷放射線を反射するための別のリフレクタ 114 が設けられている。

【0031】

リフレクタは、手に伝達されない放射熱エネルギーのあらゆる損失を最小にするように設計されているが、いくらかの損失は常に存在する。従って、好ましい実施形態では、ケース 102 内の装置を略包囲するリフレクタの回りに断熱層 116 が設けられている。断熱材は、ケース 102 の内面に配置される商標名 NOMEX の断熱材である。

10

【0032】

図 2 に示すシステム制御を第 2 実施形態のヒータ要素 106 を制御するために使用することもできる。ヒータ要素 106 は、典型的には 1200 の最高温度に加熱される固体円筒状部材であり、この部材は、2 ミクロンの波長の IR 放射を行なうが、波長は 0.5 ~ 2 ミクロンの範囲内であることが好ましい。ヒータ要素 106 は加温器コントローラ 118 に電氣的に接続されており、該コントローラ 118 は、温度センサ 114 を使用して、測定された皮膚温度と比較した所望の入力皮膚温度の閉ループ制御を使用する。

【0033】

このような方法は特に人に限定されるものではなく、特に温血哺乳類ではあるが、動物一般に適用できる。

20

【0034】

本発明者は、この加熱方法は放射加温器に特有なものであって、対流空気加温である現在の加温技術では達成できないものであると考えている。これは、下記の幾つかの理由による。すなわち、

1. 必要な血管拡張、従って AVA の拡張を達成するには、皮下温度を大きく上昇させるために高エネルギー源が必要である。

2. 損傷を引起こす過熱の危険なく、血管拡張に必要なこの皮下温度を維持するには、正確かつ有効な応答とともに、或る形式の患者フィードバック機構が必要である。本発明はコントローラおよび皮膚温度センサを使用して皮膚温度をモニタし、ユニットの熱出力を調節する。加温器からの熱の放射特性により、患者への熱出力がほぼ瞬間的に制御される。これにより、放射システムは所望の皮膚温度を安全に達成しかつ維持することができる。対流空気加温器は患者フィードバックシステムを備えておらず、従って皮膚温度を制御する手段はない。従って、対流空気加温器が達成するのは低い皮膚温度であり、制御を行なわないと患者に熱的損傷を引起こす危険がある。

30

【0035】

3. 本発明の好ましい実施形態では、患者は 0.5 ~ 2 ミクロンのピーク波長で IR が照射される。この波長は、皮膚を通過して約 1 ~ 10 mm の進入し、エネルギーを直接組織内に伝達できる。これにより、組織の温度が迅速に上昇されて、AVA の所望の血管拡張が達成され、熱エネルギーを直接循環系に伝達できる。しかしながら、対流加温器は、そのエネルギーを、伝導により皮膚表面に通して深い組織にエネルギーを供給し、循環系内へのエネルギーの伝達が遅延され、安全伝達速度を制限する。

40

【0036】

上記説明は、手術中に患者を加熱する有効な方法および装置である。好ましい実施形態では、手の領域が加熱されるが、高度に密集した AVA をもつ他の領域にも使用できる。本発明の装置は、手術中に患者の芯体温を適切に調節が可能であり、かつ外科医チームの良好なアクセスを可能にするような目立たなさを有している。

【図面の簡単な説明】

【0037】

【図 1】手の領域の加温に使用する本発明の第 1 実施形態を示す断面図である。

50

【図 2】本発明による制御システムを示すブロック図である。

【図 3】手の加温に使用する本発明の第 2 実施形態を示す断面図である。

【図 4】手の加温に使用する本発明の第 3 実施形態を示す断面図である。

【符号の説明】

【 0 0 3 8 】

1 0、1 0 0 ユニット

1 4 支持構造体

1 6 P C B

1 8 L E D

2 2 放射加熱アレー

2 4 ディスプレイ制御モジュール

1 0 4 支持ロッド

1 0 6、1 0 8 管状要素（ヒータ要素）

1 1 0 リフレクタ

1 1 8 制御システム

10

【 図 2 】

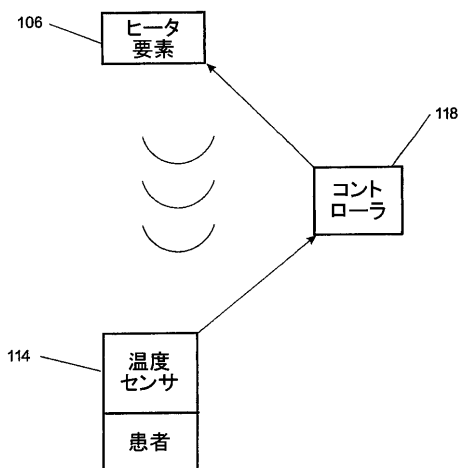


FIGURE 2

【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau



(43) International Publication Date
20 March 2003 (20.03.2003)

PCT

(10) International Publication Number
WO 03/022189 A1

(51) International Patent Classification: A61F 7/00, A61H 39/06 (74) Agents: ADAMS, Matthew, D. et al.; A J Park, 6th Floor Huddart Parker Building, P.O. Box 949, Wellington 6015 (NZ).

(21) International Application Number: PCT/NZ02/00179

(22) International Filing Date: 13 September 2002 (13.09.2002)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data: 514185 13 September 2001 (13.09.2001) NZ

(71) Applicant (for all designated States except US): FISHER & PAYKEL HEALTHCARE LIMITED [NZ/NZ]; 15 Maurice Paykel Place, East Tamaki, 1701 Auckland (NZ).

(72) Inventor; and (75) Inventor/Applicant (for US only): SALMON, Andrew, Paul, Maxwell [NZ/NZ]; Fisher & Paykel Healthcare Limited, 53 Pencarrow Avenue, Ipswich, Auckland 1003 (NZ).

(81) Designated States (national): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PI, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GI, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR), OAPI patent (BE, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

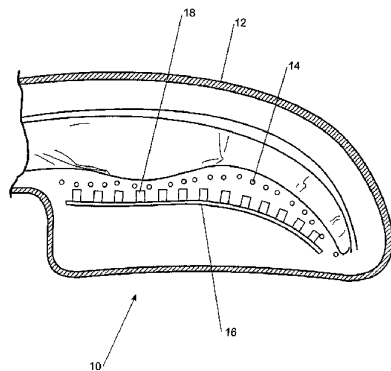
Published with international search report

[Continued on next page]



WO 03/022189 A1

(54) Title: WARMING APPARATUS



(57) Abstract: An apparatus for raising or maintaining the core temperature of a mammal comprising a radiant heater, for example an LED array for heating the areas of high concentration in Arteriovenous Anastomoses. The LEDs are energised to provide radiant heat energy to the patient hand to achieve a skin temperature within a predetermined range or a desired core temperature. A pulse oximeter may also be included to sense biological parameters.

WO 03/022189 A1 

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

WO 03/022189

PCT/NZ02/00179

- 1 -

“WARMING APPARATUS”**BACKGROUND OF THE INVENTION****Field of Invention**

This invention relates to apparatus and methods of patient warming and in particular to apparatus and methods for maintaining or restoring intra-operative normothermia.

Summary of the Prior Art

It is known in the art to provide radiant heating for patients. For example in European Patent Application No. EP 1086673 a method is disclosed for raising or maintaining the core temperature of a mammal during surgery is disclosed. The apparatus comprises an infrared radiant element with a double reflector design to provide a narrow beam of radiation. In this fashion the apparatus is able to direct radiant energy at the mammal's skin in regions with a high concentration of Arteriovenous Anastomoses. The apparatus also includes a skin temperature sensor to allow closed loop control of the heat energy supplied to the mammal.

In Japanese Patent application No. JP 11012819 a warming above is disclosed to relieve the stiffness of the shoulders or pain of hands and give an effect to assist recovery from muscular fatigue or recovery of a joint function in playing sports or thereafter by ions generated from electromagnetic waves radiated from far infrared rays from the ceramic, in the glove or to relieve a lesion part by a warming effect, by accelerating bloodstream by the magnetic force or the far infrared rays, in the cold season. However the above systems do not provide an effective, unobtrusive method of heating a patients hand in a suitable fashion to provide core temperature regulation during surgery.

SUMMARY OF THE INVENTION

It is an object of the present invention to provide an apparatus or method of warming the hand a patient which goes some way to overcoming the abovementioned disadvantages or which will at least provide the healthcare industry with a useful choice.

Accordingly in a first aspect the present invention consists in apparatus for raising or maintaining the core temperature of a mammal comprising:

a enclosure or biological barrier for a hand (or other high AVA area) of said mammal,

WO 03/022189

PCT/NZ02/00179

- 2 -

radiant heating means within or adjacent said enclosure adapted to provide radiant heat energy to at least a portion of said hand with high concentration of Arteriovenous Anastomoses to achieve a skin or core temperature within a predetermined range or about a predetermined value.

Preferably said radiant heat energy is radiated with a wavelength in the infrared band.

Preferably said wavelength is between 0.5-2 microns.

Preferably said radiant heating means comprising a plurality of infrared radiant heat sources in use disposed at least about the areas of said hand high in Arteriovenous and Anastomoses.

Preferably said heating elements comprise at least one electrical or electronic light emitting device(s).

Preferably said light emitting device comprises a plurality of energisable LEDs configured to output radiation on energisation of approximately 500nm wavelength.

Preferably said apparatus further comprising temperature sensing means adapted to sense skin temperature of said hand and said radiant heating means further comprising control means adapted to energise one or more of said LEDs such that said measured skin temperature lies within said predetermined range or about a predetermined value.

Preferably said sensing means further adapted to sense forearm (or other adjacent unheated area of skin) skin temperature and said control means determining a difference value between hand and forearm temperatures, and energising one or more of said LEDs such that said difference value lies within a predetermined range or about a predetermined value.

Preferably when raising the core temperature of said patient said predetermined range of skin temperature is approximately 39° C to 41° C.

Preferably when maintaining the core temperature of said patient said predetermined range lies about a skin temperature of 37.5° C.

Preferably said apparatus further comprising radiant heat energy reflector means juxtaposed in relation to said radiant heating means such that a substantial portion of the radiant heat energy generated by said radiant heating means is directed at said patient's hand.

Preferably said apparatus further comprises insulation means disposed on or about said radiant heat reflecting means adapted to prevent any substantial transmission of heat energy externally from said apparatus.

WO 03/022189

PCT/NZ02/00179

- 3 -

Preferably said radiant heating means comprises two tubular elements disposed at a predetermined distance from said hand rest means.

Preferably said tubular elements have a maximum radiant heat energy output of 50 watts each.

Preferably said distance is sufficient to allow the radiant heat energy from said tubular elements to be distributed over said hand.

Preferably said distance is 20mm.

Preferably said apparatus further comprising a plurality of metal rods adapted to support and generally follow the contour of the underside of said hand.

Preferably said insulation means comprises a thin layer of insulation completely encasing said apparatus.

Preferably said radiant heat reflection means comprises parabolic like reflectors adjacent each said tubular element and adapted to focus the radiant heat energy from said tubular element generally over the area of said patient's hand with a high concentration of Arteriovenous Anastomoses.

Preferably said apparatus is enclosed by an injection moulded thermoplastic case.

Preferably said apparatus further comprising a pulse oximeter juxtaposed adjacent said radiant heating means and adapted to sense at least one parameter(s) relating to said mammal.

Preferably said parameter(s) including pulse rate.

To those skilled in the art to which the invention relates, many changes in construction and widely differing embodiments and applications of the invention will suggest themselves without departing from the scope of the invention as defined in the appended claims. The disclosures and the descriptions herein are purely illustrative and are not intended to be in any sense limiting.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

Figure 1 is a section view of a first embodiment of the present invention in use heating the hand region,

Figure 2 is a block diagram of the control system according to the present invention,

Figure 3 is a section view of a second embodiment of the present invention in use heating a hand, and

Figure 4 is a section view of a third embodiment of the present invention in use heating a hand.

DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

The present invention is particularly useful for the maintenance of intra-operative normothermia and treatment of hypothermia in surgical patients. Due to space limitations in the surgical area, the traditional heating area of the thoracic region is inaccessible in some circumstances.

The present invention overcomes this by heating the patient in the hand area using infra red heating techniques.

It has been found that, despite this small area, the use of the present invention is effective in not only maintaining normothermia, but also in restoring normothermia in those patients who had become hypothermic, by achieving a net heat gain in the patient. In some patients, due to the type of surgical procedure ie. beating heart or hip pin apparatus or logistical constraints, it might be very difficult or impossible to effectively treat them via conventional means, i.e. the use of a convective air warmer.

The present invention exploits the properties of one of several specialized areas which the body utilizes for thermoregulation. These are the face/neck, ears, hands and feet. A few millimetres below the surface of the skin in these areas lies the Arteriovenous plexus. The Arteriovenous plexus is a layer of blood vessels which contain Arteriovenous Anastomoses, (AVA), which, when dilated, shunt blood directly from the arterial to the venous system bypassing the capillary beds. This allows the body to shunt a great deal of blood in order to lose heat if the core temperature rises. However, it appears to also allow free access of heat directly into the core circulation if external heat is being applied.

The present invention exploits this portal by raising the temperature of the sub cutaneous vasculature in the hand quickly thereby causing a dilation of the AVA allowing heat energy to be transferred directly into the core circulation. The controller allows the unit to maintain a high energy intensity whilst controlling the patient's skin at a safe level.

In humans, AVAs are present in the skin of the hands, feet, ears and nose. In the hands, AVAs are located in the bed of the nails, at the fingertips, on the palm of the phalanxes, and in the nar and hypothenar. The synchronous closing of the AVAs is most likely caused by bursts of efferent sympathetic impulses. The burst frequency is linked to the general heat balance of the body. In situations where there is a need for heat conservation or heat elimination, the AVAs remain mainly closed or mainly open, respectively, resulting in almost nonfluctuation low or high blood velocity values in the afferent arteries. In a thermoneutral situation the AVAs constrict two or three times per minute, causing large, rapid blood velocity fluctuations in the afferent arteries. Vasomotion is believed to be synchronous in all skin AVAs, because blood flow

WO 03/022189

PCT/NZ02/00179

- 5 -

variations in arteries supplying separate areas of skin, such as a hand and a foot, are found to be closely correlated. Fluctuations in blood flow through AVAs also show a close connection with heart rate and arterial blood flow are negatively correlated with fluctuation in mean arterial pressure (MAP) but the fluctuations in MAP precede the blood flow fluctuations by 2-3s.

In a first embodiment of the present invention seen in Figure 1 the apparatus is illustrated heating the patient hand. The unit 10 is shown including a plastic or aluminium case 12 which encloses both the hand and the control apparatus. Support structure 14 provides a comfortable contoured rest for the patient's hand while allowing substantial radiant heat transmission to either the underside or the topside of the patient's hand. In the preferred embodiment the support structure 14 is provided a plastic material such as silicone or kraton which lies between the heating elements. This provides an environmental seal between the hand and device.

Disposed immediately below support structure 14 is a PCB 16 with a plurality of LEDs 18 mounted thereon. LEDs may for example be surface mount or other configurations as is known in the art. PCB 16 is preferably contoured similarly to the support structure 14 but may also be provided flat. Similarly LEDs 18 may be provided with a concentration in particular areas and/or may be controlled for different intensities depending on their location and desired effect. Preferably green LEDs are used with a wavelength of approximately 510nm as experiments have indicated that this is best absorbed by haemoglobin in the blood.

Preferably the set of LEDs has a maximum heat energy output of 100 watts. The control system shown in Figure 2 provides close loop control over the bank of LEDs. Close loop control either uses skin temperature eg. as provided by a temperature sensor 114 attached to the underside of the hand or integrated with the support structure 14 or an estimate of core temperature, which may be determined by detecting the difference between finger temperature and forearm temperature. Preferably the latter is to achieve a core temperature of between 36.5 and 37°C.

In a further alternative temperature sensors are provided in a network across the support structure 14 such that the spectrum heating over the entire hand could be detected. The upper limit of energy input would be defined by the hottest region of the hand which could either result in the overall lowering of radiant heating or alternatively could entail a localised reduction in the energisation of LEDs adjacent to that area. In a further alternative an array of infra red sensors on the PCB 16 could be provided to sense the skin temperature of the underside of the hand. In this fashion the LEDs could

be instantaneously switched off and the skin temperature sensed since there will be no residual radiant heat output from the LEDs after switch off.

In order to minimise sterilisation costs a radiant energy transparent bag or other biological barrier which would enclose the hand. The hand may then be able to rest directly on the bank of LEDs 18. Polythene of a suitable thickness is one example of an appropriate material.

A further application of detecting vital signs of the patient is possible using pulse oximetry. Pulse oximetry is a simple non-invasive method of monitoring the percentage of haemoglobin which is saturated with oxygen as well as pulse beat, calculated heart rate and optionally blood flow through that area, among other things. In Figure 4 the sensor emitter pad 28 located at the end of one finger, is mounted with LEDs of two different wavelengths for example a further LED in the range of 800nm as well as sensors to detect the absorption at each wavelength. The light will be partially absorbed by the haemoglobin depending on whether it is saturated or desaturated with oxygen. Also seen in Figure 4 are wrist pads 20 to keep the hand stationary. The radiant heating array 22 (eg LEDs) surrounds the hand and is enclosed by case 12. The disposable cover 26 provides a biological barrier between the hand 32 and the device 10 and covering the exterior of case 12. Display control module 24 on the exterior allows the user or clinician to set temperature, configuration, area and/or period of heating.

By calculating the absorption at the sensor detector pad 23 (opposite side of finger) of each wavelength the proportion of haemoglobin which is oxygenated can be calculated this reading in turn will vary with a pulse rate flow and from this pulse beat and flow can be determined. Data cable 30 connects the oximeter to an analysis module for example a heart rate monitor.

In a further alternative a plasma or TFT type element could be provided to control heating and be more exact or smaller areas. Also the intensity and/or wavelength of the radiant energy could be controlled in very specific zones.

In this fashion when the skin temperature is below the desired range, the heater element 106 is supplied with a voltage known to give the ideal wavelength of radiant energy at the controller 118. Once the skin temperature reaches the desired range the heater element 106 is switched off by the controller 118.

The present invention may be employed in one of two modes. Firstly, it may be used to initially raise the core temperature of a patient. In this case the skin temperature might be set using the interface with the controller 118 to range between 39°C and 41°C. In this mode there will be a positive net energy transfer between the environment and the patient resulting in patient's core temperature rising. Once the

WO 03/022189

PCT/NZ02/00179

- 7 -

patient's core temperature has reached an acceptable level the present invention may be employed in a second mode whereby it is used to maintain the core temperature of the patient. In this case the skin temperature might be set using the interface with the controller 118, for example at 37.5°C which would result in a roughly zero net energy transfer between the patient and the environment. In this case the radiant warmer is only compensating for the heat losses of the patient.

It will be appreciated that in the normal course of surgery the initial skin temperature might be set quite high and then as the core temperature of the patient rises to that approaching the set skin temperature would be slowly titrated down to a maintenance level. In a further embodiment a core temperature probe may be used to feed back to the controller actual core temperature so that direct compensation for core temperature can be made.

In a second embodiment of the present invention seen in Figure 3 the apparatus is illustrated heating the patient's hand. The unit 100 is shown including an injection moulded thermoplastic or aluminum case 102. The case 102 is robust and of a size designed to accommodate most size hands of humans. Inside the case 102 are a number of stainless steel support rods 104 with a contoured profile to allow the patient to comfortably rest their hand on top of them. The support rods 104 provide a cool surface for the hand to rest on while still allowing substantial radiant heat transmission to the underside of the patient's hand.

Approximately 20mm underneath said support rods are two tubular elements 106, 108 running laterally across the width of the unit. Each of the tubular elements is rated to a maximum output of 50 watts providing infrared radiation at a wavelength of approximately 2 microns. Underneath each tubular element is a polished aluminium infrared radiation reflector 110, 112. Each reflector 110, 112 is constructed from polished aluminium which has a high reflectivity but low emissivity for infrared radiation of this wavelength. The shape of the reflector resembles a parabolic shape but is specifically calculated to spread the radiation evenly over the areas of the hand having a high concentration of Arteriovenous Anastomoses. The exact shape (not strictly parabolic) can be easily calculated using any one of a number of commercially available mathematical simulation packages, run on a computer or any other method as is known in the art. A further reflector 114 is provided directly above the hand to reflect any stray radiation which passes through the fingers or around the hand back at the hand.

While the reflectors are designed to minimise any loss of radiation heat energy not transferred to the hand, there will always be some losses. Accordingly in the preferred embodiment a layer of insulation 116 is provided around the reflectors

- 8 -

generally enclosing the apparatus inside the case 102. Preferably the insulation is NOMEX™ brand insulation disposed on the inner surface of the case 102.

Referring to Figure 2 the system control can also be used for controlling the heater element 106 of the second embodiment. The heater element 106 is a solid cylindrical member which is typically heated to a maximum temperature of 1200°C which results in the IR radiation of 2 micron wavelength however anything in the range of 0.5-2 micros is desirable. The heater element 106 is electrically connected to the warmer controller 118 which utilises closed loop control of the input desired skin temperature as compared against the measured skin temperature, using the temperature sensor 114.

It will also be appreciated that such a method is not limited specifically to humans and is generally applicable for use with animals generally, although particularly with warm blooded mammals.

We believe that this method of heating is unique to the radiant warmer and cannot be achieved by the current warming technique of choice which is convective air warming. This is due to several reasons:

1. To achieve the necessary vasodilation and consequent dilation of the AVA, a high energy source is needed to raise the sub-dermal temperature significantly.
2. To maintain this sub-dermal temperature necessary for vasodilation, without risk of overheating causing injury, some form of patient feedback mechanism is required together with accurate and effective response. The present invention uses a controller and skin temperature sensor to monitor skin temperature and adjust the unit's heat output. The radiant nature of the heat from the warmer gives near instantaneous control of heat output to the patient. This allows the Radiant system to achieve and maintain the desired skin temperature safely. Convective air warmers do not have a patient feedback system and so have no way of controlling skin temperature. By default, therefore, they achieve a lower skin temperature as, without control, they run a risk of causing thermal injury to the patient.
3. In the preferred embodiment of the present invention the patient is radiated with IR at a peak wavelength of 0.5-2 microns. This wavelength achieves a penetration through the skin of approximately 1-10mm, allowing energy to be transferred directly into the tissue. This raises the temperature of the tissue quickly, rapidly establishing the desired vasodilation of the AVA, and allows transfer of heat energy directly into the circulation. Convective air warmers however, pass their energy through the skin's surface via conduction slowing the

WO 03/022189

PCT/NZ02/00179

- 9 -

transfer of the energy into the deeper tissues and the circulatory system, and limiting the safe transfer rate.

Thus it will be appreciated that what is described is an effective method and apparatus of heating a patient during surgery. In the preferred embodiment the hand area is heated, however other areas which have high AVA concentration, may also be used. The apparatus allows excellent regulation of the patient's core temperature throughout surgery and is unobtrusive allowing good access for the surgical team.

WO 03/022189

PCT/NZ02/00179

- 10 -

CLAIMS:

1. An apparatus for raising or maintaining the core temperature of a mammal comprising:
a enclosure or biological barrier for a hand (or other high AVA area) of said mammal,
radiant heating means within or adjacent said enclosure adapted to provide radiant heat energy to at least a portion of said hand with high concentration of Arteriovenous Anastomoses to achieve a skin or core temperature within a predetermined range or about a predetermined value.
2. An apparatus as claimed in Claim 1 wherein said radiant heat energy is radiated with a wavelength in the infrared band.
3. An apparatus as claimed in Claim 2 wherein said wavelength is between 0.5-2 microns.
4. An apparatus as claimed in claim 3 wherein said radiant heating means comprising a plurality of infrared radiant heat sources in use disposed at least about the areas of said hand high in Arteriovenous and Anastomoses.
5. An apparatus as claimed in claim 4 wherein said heating elements comprise at least one electrical or electronic light emitting device(s).
6. An apparatus as claimed in claim 5 wherein said light emitting device comprises a plurality of energisable LEDs configured to output radiation on energisation of approximately 500nm wavelength.
7. An apparatus as claimed in claim 6 further comprising temperature sensing means adapted to sense skin temperature of said hand and said radiant heating means further comprising control means adapted to energise one or more of said LEDs such that said measured skin temperature lies within said predetermined range or about a predetermined value.
8. An apparatus as claimed in claim 7 wherein said sensing means further adapted to sense forearm (or other adjacent unheated area of skin) skin temperature and said control means determining a difference value between hand and forearm temperatures,

WO 03/022189

PCT/NZ02/00179

- 11 -

and energising one or more of said LEDs such that said difference value lies within a predetermined range or about a predetermined value.

9. An apparatus as claimed in claims 7 or 8 wherein when raising the core temperature of said patient said predetermined range of skin temperature is approximately 39° C to 41° C.

10. An apparatus as claimed in claim 9 wherein when maintaining the core temperature of said patient said predetermined range lies about a skin temperature of 37.5° C.

11. An apparatus as claimed in claim 1 further comprising radiant heat energy reflector means juxtaposed in relation to said radiant heating means such that a substantial portion of the radiant heat energy generated by said radiant heating means is directed at said patient's hand.

12. An apparatus as claimed in claim 11 further comprises insulation means disposed on or about said radiant heat reflecting means adapted to prevent any substantial transmission of heat energy externally from said apparatus.

13. An apparatus as claimed in claim 12 wherein said radiant heating means comprises two tubular elements disposed at a predetermined distance from said hand rest means.

14. An apparatus as claimed in claim 13 wherein said tubular elements have a maximum radiant heat energy output of 50 watts each.

15. An apparatus as claimed in claim 14 wherein said distance is sufficient to allow the radiant heat energy from said tubular elements to be distributed over said hand.

16. An apparatus as claimed in claim 15 wherein said distance is 20mm.

17. An apparatus as claimed in claim 16 further comprising a plurality of metal rods adapted to support and generally follow the contour of the underside of said hand.

18. An apparatus as claimed in claim 12 wherein said insulation means comprises a thin layer of insulation completely encasing said apparatus.

WO 03/022189

PCT/NZ02/00179

- 12 -

19. An apparatus as claimed in claim 11 wherein said radiant heat reflection means comprises parabolic like reflectors adjacent each said tubular element and adapted to focus the radiant heat energy from said tubular element generally over the area of said patient's hand with a high concentration of Arteriovenous Anastomoses.
20. An apparatus as claimed in any one of claims 1 to 17 wherein said apparatus is enclosed by an injection moulded thermoplastic case.
21. An apparatus as claimed in any one of claims 1 to 17 further comprising a pulse oximeter juxtaposed adjacent said radiant heating means and adapted to sense at least one parameter(s) relating to said mammal.
22. An apparatus as claimed in claim 21 wherein said parameter(s) including pulse rate.

1 / 4

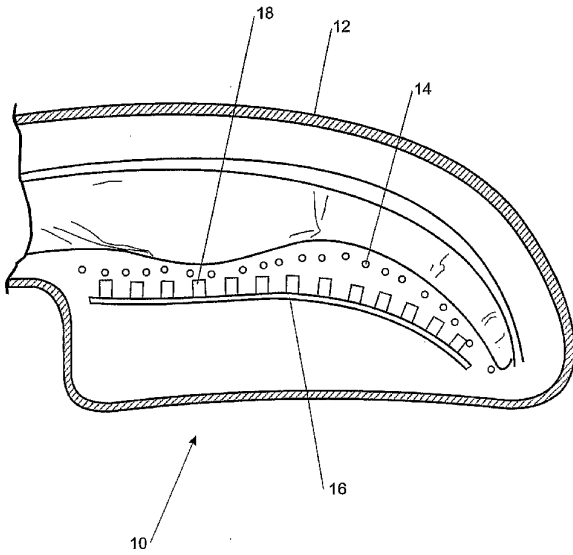


FIGURE 1

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

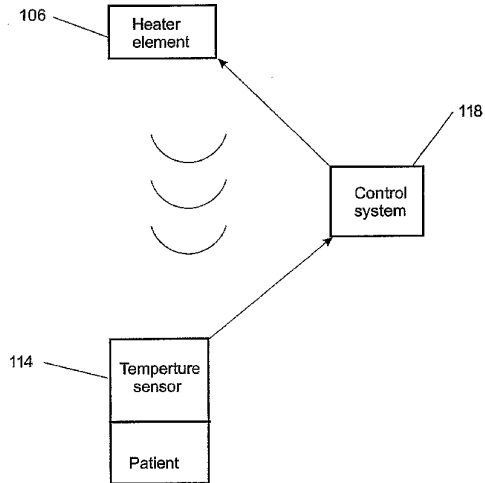


FIGURE 2

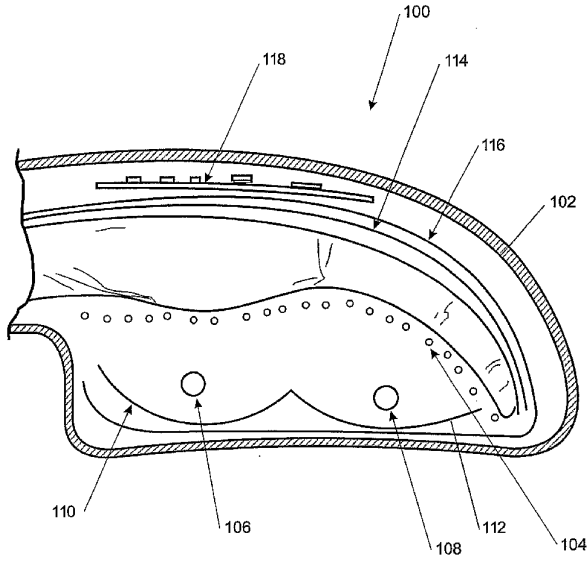


FIGURE 3

4 / 4

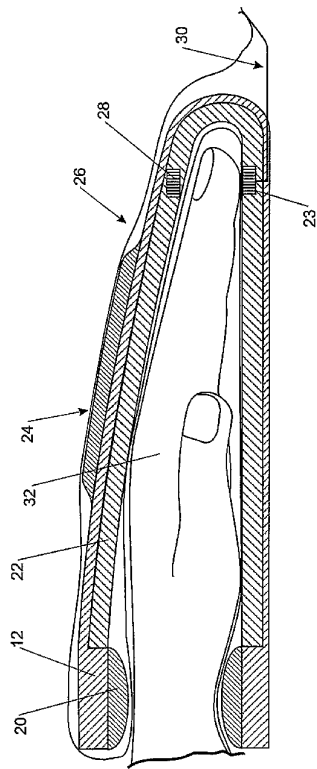


FIGURE 4

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/NZ02/00179
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
Int. Cl. ⁷ : A61F 7/00, A61H 39/06		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) REFER ELECTRONIC DATABASE CONSULTED BELOW.		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched AU IPC: A61F 7/00, 7/08, A61H 39/06		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) DWPI & Keywords: warm, heat, temperature, thermal, thermo, rais, maintain, increas, radiant, radiat, ir, infrared, ava, arterioven, hand, foot, ear, nose, extremity, core, body, glove, enclos, envelop, pocket, and similar terms.		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 98/40039 A1 (AQUARIUS MEDICAL CORPORATION) 17 September 1998 whole document	1, 20-22
X	US 5683438 A (GRAHN) 4 November 1997 figures 1, 2 & column 5, lines 40-48	1-3, 11, 21-22
P, X	WO 02/00146 A1 (PERSONAL CLIMATE CONTROL, INC) 3 January 2002 whole document	1, 20-22
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex		
* Special categories of cited documents:		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention	
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone	
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art	
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 13 November 2002	Date of mailing of the international search report 25 NOV 2002	
Name and mailing address of the ISA/AU AUSTRALIAN PATENT OFFICE PO BOX 200, WODEN ACT 2606, AUSTRALIA E-mail address: pct@ipaaustralia.gov.au Facsimile No. (02) 6285 3929	Authorized officer Geoff Sadlier Telephone No : (02) 6283 2114	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/NZ02/00179
C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 94/28834 A1 (JMK INTERNATIONAL, INC) 22 December 1994 whole document	1
A	WO 99/23980 A1 (HILL-ROM, INC) 20 May 1999 whole document	
A	WO 01/58396 A1 (BECKER et al.) 16 August 2001 whole document	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/NZ02/00179

This Annex lists the known "A" publication level patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report. The Australian Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information.

Patent Document Cited in Search Report		Patent Family Member					
WO	9840039	AU	65475/98	EP	979060	NO	994367
		NZ	337784				
US	5683438	EP	767640	WO	9628120		
WO	200200146	AU	200170132				
WO	9428834	AU	46371/93	EP	708626		
WO	9923980	AU	13852/99	AU	13853/99	AU	13854/99
		AU	14521/99	AU	14522/99	AU	14523/99
		CA	2305142	CA	2306108	CA	2306927
		CA	2308032	CA	2308324	CA	2309049
		EP	1028679	EP	1028683	EP	1028684
		EP	1028685	EP	1028686	EP	1029418
		US	6073284	US	6096025	US	6149674
		US	6202230	US	2001000363	US	2002000008
		US	6351678	US	2002057203	US	2002111701
		WO	9923989	WO	9923990	WO	9923991
		WO	9923992	WO	9924899	AU	48345/99
		BR	9911568	CA	2335570	EP	1091709
		WO	200000117				
WO	200158396	AU	200136792				

END OF ANNEX

フロントページの続き

(81) 指定国 AP(GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, N O, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74) 代理人 100088694

弁理士 弟子丸 健

(74) 代理人 100103609

弁理士 井野 砂里

(72) 発明者 サルモン アンドリュウ ポール マックスウェル

ニュージーランド オークランド 1003 エプソン ペンキャロウ アベニュー 53 フィ
ッシャー アンド パイケル ヘルスケア リミテッド

Fターム(参考) 4C082 PA01 PC10 PE10 PG02 PG11 PG16 PJ30

4C099 AA01 CA08 GA30 JA01 LA07 LA22 LA23 NA06 PA01 TA02

专利名称(译)	加温装置		
公开(公告)号	JP2005501658A	公开(公告)日	2005-01-20
申请号	JP2003526321	申请日	2002-09-13
[标]申请(专利权)人(译)	费雪派克医疗保健有限公司		
申请(专利权)人(译)	费舍尔和Peikeru医药保健有限公司		
[标]发明人	サルモンアンドリユーポールマックスウェル		
发明人	サルモン アンドリユー ポール マックスウェル		
IPC分类号	A61N5/06 A61B5/00 A61B17/00 A61F7/00 A61F7/02 A61F7/08 A61H39/06		
CPC分类号	A61F7/02 A61B5/14552 A61B2017/00084 A61F2007/0036 A61F2007/0088 A61F2007/0288 A61N5/0625 A61N2005/0645 A61N2005/0652 A61N2005/0659		
FI分类号	A61N5/06.A A61F7/00.300 A61F7/08.361.F		
F-TERM分类号	4C082/PA01 4C082/PC10 4C082/PE10 4C082/PG02 4C082/PG11 4C082/PG16 4C082/PJ30 4C099/AA01 4C099/CA08 4C099/GA30 4C099/JA01 4C099/LA07 4C099/LA22 4C099/LA23 4C099/NA06 4C099/PA01 4C099/TA02		
优先权	514185 2001-09-13 NZ		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于加热患者手的装置或方法，其可为医疗保健行业提供有效选择。种类代码：A1一种用于提高或维持哺乳动物核心温度的装置，该装置具有辐射加热器，例如LED阵列，用于加热高密度的动静脉吻合区域。当LED通电时，辐射热能被传递到患者的手以实现预定范围的皮肤温度或期望的核心温度。脉搏血氧计也可用于检测生物参数。[选图]图1

