

(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2012-505681
(P2012-505681A)

(43) 公表日 平成24年3月8日(2012.3.8)

| | | |
|-------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int. Cl. | F I | テーマコード (参考) |
| A 6 1 F 7/10 (2006.01) | A 6 1 F 7/10 3 0 0 L | 4 C 0 9 9 |
| A 6 1 F 7/00 (2006.01) | A 6 1 F 7/00 3 0 0 | |
| | A 6 1 F 7/10 3 2 1 | |

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2011-531559 (P2011-531559)
 (86) (22) 出願日 平成21年10月16日 (2009.10.16)
 (85) 翻訳文提出日 平成23年6月14日 (2011.6.14)
 (86) 国際出願番号 PCT/GB2009/002497
 (87) 国際公開番号 W02010/043879
 (87) 国際公開日 平成22年4月22日 (2010.4.22)
 (31) 優先権主張番号 0819098.5
 (32) 優先日 平成20年10月17日 (2008.10.17)
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)
 (31) 優先権主張番号 12/253,521
 (32) 優先日 平成20年10月17日 (2008.10.17)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 511094727
 メディコールド リミテッド
 イギリス国 ロンドン エムダブリュ9
 7エーゼット、ウェスト ヘンドン、ウー
 ルメッド アヴェニュー、ヴェルラム コ
 ート 1 9 2
 (74) 代理人 100105924
 弁理士 森下 賢樹
 (72) 発明者 ローズ、ニコラス ジェイムス
 イギリス国 ロンドン ダブリュ1エス
 2イージャー、コーチ アンド ホーセス
 ヤード 1 4、ニキッド ホールディン
 グス
 Fターム(参考) 4C099 AA02 CA19 GA02 LA01 LA21
 PA01 PA03

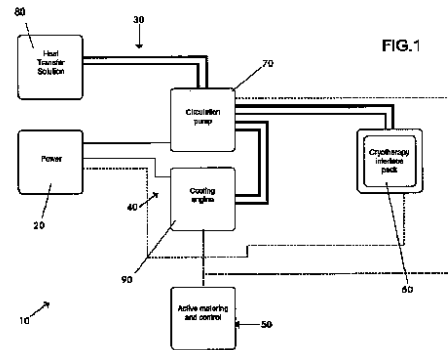
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 温熱療法を適用し制御するシステム

(57) 【要約】

【解決手段】 人間または動物の体の一部に温熱療法を施す装置はアプリケーション (610) を備える。アプリケーションは、熱エネルギー伝達流体が循環可能である柔軟な筐体と、アプリケーションを制御システムに接続するコネクタと、柔軟な筐体と治療部位との間に熱伝達接触面を提供する接触層と、接触層を支持するとともに制御システムからの電気信号によってエネルギーを与えられ接触層の熱伝導率を改善可能である導電支持層と、を有する。この装置は、アプリケーションと制御システムとを接続するバルブユニット (650) と、エネルギー伝達流体を冷却する熱交換器と、温熱療法の施術を制御する制御システム (605) を備える。この装置は、接触層の分子および熱エネルギー伝達流体を操作および制御して、アプリケーションと治療部位との間の熱エネルギー伝導効率を改善することができる。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

人間または動物の体の一部に温熱療法を施すためのアプリケーションであって、
熱エネルギー伝達流体が循環可能である柔軟な筐体と、
前記アプリケーションを制御システムに接続するコネクタと、
前記柔軟な筐体の外面に取り付けられ、前記柔軟な筐体と人間または動物の体の一部との間に熱伝達接触面を提供する接触層と、
前記接触層を支持するとともに、前記制御システムから電気信号を受け取る導電支持層と、
を備えるアプリケーション。

10

【請求項 2】

前記導電支持層が前記接触層の内部に位置することを特徴とする請求項 1 に記載のアプリケーション。

【請求項 3】

前記導電支持層を前記コネクタに接続し、前記導電支持層から前記制御システムにデータを送信可能にする第 1 の測定回路を有することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載のアプリケーション。

【請求項 4】

前記導電支持層を前記コネクタに接続し、前記導電支持層から前記制御システムに電流が流れるようにする第 2 の駆動回路を有することを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載のアプリケーション。

20

【請求項 5】

前記筐体を貫く中間層であって、該中間層の一方の面から他方の面に熱エネルギー伝達流体が流れるように複数の穴を有する中間層を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載のアプリケーション。

【請求項 6】

前記筐体を通して熱エネルギー伝達流体の流れを導いて前記筐体をできるだけ広い面積で覆うように前記筐体の内部に配置される流管のネットワークを備えることを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載のアプリケーション。

【請求項 7】

前記導電支持層が前記柔軟な筐体に接合され、前記筐体に対して前記接触層を保持することを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれかに記載のアプリケーション。

30

【請求項 8】

前記導電支持層が前記接触層の端に隣接して前記柔軟な筐体と接合されることを特徴とする請求項 7 に記載のアプリケーション。

【請求項 9】

前記柔軟な筐体と導電支持層が溶接接合されることを特徴とする請求項 7 または 8 に記載のアプリケーション。

【請求項 10】

前記コネクタがスナップ式または他の簡易着脱式のコネクタであることを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれかに記載のアプリケーション。

40

【請求項 11】

動作時に、制御システムによって前記導電支持層にエネルギーが与えられ、前記接触層の分子を励起し前記接触層の熱伝導率を増加させることを特徴とする請求項 1 ないし 10 のいずれかに記載のアプリケーション。

【請求項 12】

前記接触層は、窒化ホウ素粒子が詰め込まれたシリコンベースゲルでできたエラストマーであることを特徴とする請求項 1 ないし 11 のいずれかに記載のアプリケーション。

【請求項 13】

シリコンベースゲル対窒化ホウ素粒子の比率が、約 0.5 ~ 約 0.8 の範囲のシリコ

50

ーンに対して約 0.5 ~ 約 0.2 の範囲の窒化ホウ素粒子であることを特徴とする請求項 12 に記載のアプリケーション。

【請求項 14】

前記接触層が懸濁液内に導電性粒子を含むコロイドであり、前記導電支持層によって支持される膜状の筐体内部に保持されており、前記コロイドが電流に反応して活性化されより粘性が高くゲル状の状態になることを特徴とする請求項 1 ないし 11 のいずれかに記載のアプリケーション。

【請求項 15】

前記接触層が前記制御システムから受け取る超音波信号に反応して活性化し、より熱伝導率の高い状態になることを特徴とする請求項 1 ないし 14 のいずれかに記載のアプリケーション。

10

【請求項 16】

前記接触層が膜状の筐体内部に保持されたコロイドであり、前記制御システムから受け取る超音波信号に反応して活性化し、より粘性が高くゲル状の状態になることを特徴とする、請求項 1 ないし 11 のいずれかに従属する請求項 15 に記載のアプリケーション。

【請求項 17】

前記支持層が導電性材料で編まれたメッシュであることを特徴とする請求項 1 ないし 16 のいずれかに記載のアプリケーション。

【請求項 18】

前記支持層が、ニッケル含有量が約 10% ~ 約 25% であるマルエージング鋼の細線で作られることを特徴とする請求項 17 に記載のアプリケーション。

20

【請求項 19】

前記編みが実質的に目の粗い編みであることを特徴とする請求項 17 または 18 に記載のアプリケーション。

【請求項 20】

人間または動物の体の特定部分と適合するように全体的に成形された請求項 1 ないし 19 のいずれかに記載のアプリケーション。

【請求項 21】

前記アプリケーションを収縮させて人間または動物の体の特定部分とより密接に適合させる収縮器を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 20 のいずれかに記載のアプリケーション。

30

【請求項 22】

前記筐体を通した循環に適した熱エネルギー伝達流体が非水フッ素系流体であることを特徴とする請求項 1 ないし 21 のいずれかに記載のアプリケーション。

【請求項 23】

人間または動物の体の一部に温熱療法を施すためのアプリケーションと制御システムとを接続するバルブユニットであって、

前記アプリケーションのコネクタ内部に受け入れられるハウジングと、

前記ハウジングと移動可能に連結され、筐体内の熱エネルギー伝達流体に動きを与える攪拌体と、

を備えるバルブユニット。

40

【請求項 24】

前記攪拌体が回転スラストであることを特徴とする請求項 23 に記載のバルブユニット

。

【請求項 25】

前記攪拌体は、前記熱エネルギー伝達流体に動きを与えるための複数のペーンを有することを特徴とする請求項 24 に記載のバルブユニット。

【請求項 26】

前記ペーンは、前記回転スラストが前記柔軟な筐体を通して熱エネルギー伝達流体に動きを与えるとき、各ペーンの一方の面から他方の面に熱エネルギー伝達流体を通過させる開口を有することを特徴とする請求項 25 に記載のバルブユニット。

50

【請求項 27】

人間または動物の体の一部に温熱療法を施すためのアプリケーションを通して循環される熱エネルギー伝達流体の熱エネルギーを変化させる熱交換器であって、

熱エネルギー伝達流体の流路を画成するケーシングと、

熱エネルギー伝達流体の前記流路の中に延出する、不規則に配置されたおよび/または不規則に成形された複数の突起部を有するヒートシンクと、を備え、

使用時に、前記不規則に配置されたおよび/または不規則に成形された突起部が、前記流路を通る熱エネルギー伝達流体の流れを乱して、乱流で非層流の流体流れを形成することを特徴とする熱交換器。

【請求項 28】

10

前記ヒートシンクに連結され、前記ヒートシンクの前記突起部を越えて流体流路に沿って流れる熱エネルギー伝達流体の温度を変化させる熱エネルギー源をさらに備えることを特徴とする請求項 27 に記載の熱交換器。

【請求項 29】

人間または動物の体の一部に温熱療法を施すためのアプリケーションを制御する制御システムであって、

前記アプリケーションのコネクタに前記制御システムを接続するコネクタと、

電気応答支持層にエネルギーを与える電流源と、

前記電流源から流れる電流の特性を制御するコントローラと、

を備える制御システム。

20

【請求項 30】

前記コントローラが、変調された電流源を前記電気応答支持層に提供する発信器を備えることを特徴とする請求項 29 に記載の制御システム。

【請求項 31】

前記コントローラによって制御される超音波発生器をさらに備え、該超音波発生器は、前記アプリケーションの接触層に超音波信号を提供して接触面材料の状態を変化させてより粘性が高くゲル状の状態にすることを特徴とする請求項 29 または 30 に記載の制御システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、人間または動物の体の一部に温熱療法を効率的に施して治療部位の体温を増減させまたは維持するための、改善された温熱療法の適用/制御システムに関する。

【背景技術】

【0002】

負傷後および/または手術後に凍結療法を施して人間または動物の体の一部の温度を低下させると、腫れおよび痛みが軽減し治癒が促進されることが知られている。同様に、手術中に低温を維持することが、内部出血、打撲および腫れの軽減に極めて重要である。スポーツ競技および激しい肉体活動の前後に凍結療法を施すと、スポーツトレーニングプログラムの一部として有益であることも知られている。

40

【0003】

けがをした後または手術の開始後できるだけ早く患部の温度を低下させることで、体温を冷やし維持することによる最適な効果が得られることが研究により明らかになっている。また、対象領域に単に過度の低温を与えるのでは、最適な冷却効果が達成されず、凍傷を発現させうため患者にとって有害なものになりうることも明らかになっている。

【0004】

人体の様々な部分の温度を局所的に低下させる既知の方法は、扱いにくい冷却パッド、アイスパック、凍結ゲル等を使用する必要がある。素早く体温を低下させるこのような方法の問題は、体温を低下させる速度が遅いことである。別の問題は、体温低下速度が遅いため、体温低下の速度をさらに高め治療をより効果的なものにしようとして、損傷部位

50

に過度の低温を与えてしまいがちなことである。別の問題は、アイスパック等を損傷部位に置くと、氷が溶け始めて温度が常に変化し制御できない状態になることである。

【0005】

熱伝達の遅延および非効率さの原因となる原理は、塗布器（アプリケータ）と治療部位との間の顕微鏡レベルでの「実際の」接触面積が極めて小さいためであることが知られている。研究によると、「実際の」接触面積は、最適な熱伝達が発生しうる全面積の約5%未満であり、残りの面積は空隙で占められていることが分かっている。接触点に熱の流れが集中することで、局所的に温度が上昇し周囲のアイスパックまたはゲルパックを溶解させる「ホットスポット」が形成される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

出願人は、迅速に冷却を与える既知の装置では、凍結療法の潜在的な効果が完全に活用されていないことを理解した。

【0007】

出願人は、アプリケータと治療部位との間の熱伝達効率を改善するためには、治療を受けている患者の体の外形と密接に適合してアプリケータと治療部位との間の実際の接触面積を最大化する、アプリケータと治療部位の間の改善された接触面が必要であることを理解した。本願発明者は、熱伝達効率を最適化するためには、接触面の熱伝達率が高く熱伝達に対する障壁が最小化されなければならない、これによって最短の時間で最大の冷却効果を与えられることも以前から理解している。

【0008】

英国特許出願GB0416879.5は、これらの問題に対処する装置について説明する。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の第1態様は、以下で参照される独立請求項1および32に定義されるように、人間または動物の体の一部に温熱療法を施すためのアプリケータを提供する。

【0010】

本発明の第2態様は、以下で参照される独立請求項23および33に定義されるように、人間または動物の体の一部に温熱療法を施すためのアプリケータを制御システムに接続するパルスユニットを提供する。

【0011】

本発明の第3態様は、以下で参照される独立請求項27および34に定義されるように、人間または動物の体の一部に温熱療法を施すためのアプリケータを通して循環される熱エネルギー伝達流体の熱エネルギーを変化させる熱交換器を提供する。

【0012】

本発明の第4態様は、以下で参照される独立請求項29および35に定義されるように、人間または動物の体の一部に温熱療法を施すためのアプリケータを制御する制御システムを提供する。

【0013】

本発明の様々な態様の好適な特徴は、以下で参照される従属請求項にて説明される。

【0014】

本発明の第1態様は、接触層を支持するとともに制御システムから電気信号を受け取る導電支持層を有する、温熱療法を施すための改善されたアプリケータを提供する。これにより、制御システムからの電流によって支持層にエネルギーを与えることができる。この構成は、接触面材料の分子が励起されて接触層と患者の皮膚との間の分子接触を強化し接触層の熱伝導率を増大させるので、有利である。

【0015】

制御システムによって支持層にエネルギーが与えられると、支持層の両側にある接触層

10

20

30

40

50

の分子が容易かつ効率的に励起されるように、導電支持層が接触層の内部に配置されることが好ましい。

【0016】

導電支持層とアプリケーションを制御システムに接続するコネクタとを第1の測定回路が接続し、接触面に配置されたセンサからのデータ(例えば温度データ)の制御システムへの伝達を容易にすると好ましい。第2の駆動回路が支持層をコネクタに接続し、制御システムから直接導電支持層に電流が容易に流れるようにすると好ましい。

【0017】

複数の穴および/または流管のネットワークを有する中間層を筐体内に設けて熱エネルギー伝達流体の複雑な流路を形成し、乱流の流体流れを作り出して、伝達流体の熱伝達特性を強化するとともに流体を攪乱することが好ましい。

10

【0018】

本発明の第2態様は、アプリケーションの筐体内の熱エネルギー伝達流体に動きを与える、温熱療法を施すためのアプリケーション用のバルブユニットを提供する。流体を攪拌して乱流を誘発し、流体の熱エネルギー伝導特性を強化するので、攪拌器が有利である。

【0019】

本発明の第3態様は、温熱療法を施すためのアプリケーションとともに用いられる熱交換器を提供する。熱交換器は、熱エネルギー伝達流体の流路の中に延出して流体の流れを乱し乱流で非層流の流体流れを形成する、不規則に配置されたおよび/または不規則に成形された複数の突起部を持つ改善されたヒートシンクを有する。乱流の流体流れが流体の熱エネルギー伝達特性を強化し、これによってヒートシンクに連結された熱エネルギー源との間での熱エネルギーの交換をより効率的にする点で、この構成は有利である。

20

【0020】

本発明の第4態様は、温熱療法を施すためのアプリケーションを制御するコントローラを提供する。コントローラは、アプリケーションの電気応答支持層にエネルギーを与える電流源と、電流源から流れる電流の特性を制御するコントローラとを備える。アプリケーションと治療領域との間の接触面材料の挙動を正確に制御し、これがアプリケーションと治療領域の間での熱エネルギー伝達効率を強化するため、この構成は特に有利である。

【0021】

以下、添付の図面を参照して、本発明の好適な実施形態を例示として説明する。

30

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】本発明を実現する温熱療法を施すシステムの模式図である。

【図2】熱エネルギー伝達流体を冷却するための、図1の冷却源の上面斜視図である。

【図3】図2の冷却源の分解図である。

【図4】図2および3の冷却源のヒートシンクの底面図である。

【図5】患者の膝の上に置かれた図1のアプリケーションの例を示す図である。

【図6】図5のアプリケーションの上面斜視図である。

【図7】図6のアプリケーションの個別熱伝達部の拡大断面図である。

【図8】接触層の内部に支持層が配置された、図6および7のアプリケーションの複合接触層の拡大図である。

40

【図9】既知の熱エネルギーアプリケーションと患者の皮膚との接触面に存在する空隙の拡大図である。

【図10】本発明を実現する、複合接触層が取り付けられたアプリケーションと患者の皮膚との間の接触面の拡大図である。

【図11】図5のアプリケーションの個別熱エネルギー伝達部の分解図である。

【図12】図5および11のアプリケーションの個別熱エネルギー伝達部の別の拡大図である。

。

【図13】本発明を実現する膝アプリケーションの分解図である。

【図14】左側は、図13の膝アプリケーションの層を別々に示す図であり、右側は、図13

50

および 14 のアプリケーションの様々な層を結合するために用いられる結合パターンを示す図である。

【図 15 a】熱エネルギー伝達流体の入口と出口を備える、図 13 の膝アプリケーションの一部の拡大図である。

【図 15 b】図 15 a の A - A' 線を通る拡大断面図である。

【図 15 c】図 15 a の B - B' 線を通る拡大断面図である。

【図 16】複合接触層と導電支持層の分解図である。

【図 17】図 16 の複合接触層と導電支持層の拡大図である。

【図 18】図 16 および 17 の複合接触層と導電支持層をさらに拡大した図であり、導電支持層に取り付けられた第 1 回路と第 2 回路を示す図である。

【図 19】アプリケーションに接続される制御システムの模式図である。

【図 20】図 19 の制御システムとアプリケーションの分解図である。

【図 21】図 19 および 20 の制御システムをアプリケーションに接続するためのバルブユニットを示す図である。

【図 22】図 21 のバルブユニットの分解図である。

【図 23】図 21 および 22 のバルブユニットの回転スラストの斜視図である。

【図 24】図 23 の回転スラストの側面図である。

【図 25】図 24 の回転スラストの B - B' 線に沿った断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

疑いを避けるために、本発明の好適な実施形態についての以下の説明は、凍結療法すなわち冷却を与えて人体の一部の温度を低下させ、および / または低下した体温を維持することについて言及するが、このシステムは、熱エネルギーを与えて人体の一部の温度を上昇させ、および / または上昇した体温を維持することにも使用することができる。このシステムは、熱エネルギーを選択的に与えて体の一部の温度を変化させ所望の温度に維持するためにも使用することができる。

【0024】

さらに、以下の説明では体の一部または患者の治療部位を冷却することについて言及するが、これは動物の体の一部または動物の治療部位をも包含するように意図されている。

【0025】

以下の説明では「熱エネルギー」と呼ばれるが、これは、治療領域における生体組織よりも温度が低い熱エネルギーまたは運動エネルギーのことを意味する。

【0026】

温熱療法アプリケーションと体の治療部位との間の接触面を提供するために用いられる材料の熱伝導率は、治療部位と熱エネルギー源の間での熱エネルギー伝達効率に重大な影響を及ぼすことが知られている。熱エネルギー伝達過程の効率に影響する既知の要因は、以下の通りである。i) アプリケーションから熱エネルギーをいかに効率的に伝達するか。ii) 熱エネルギー伝達媒体から熱交換器にいかに効率的に熱エネルギーが放出されるか。iii) 熱交換器からいかに容易に熱エネルギーが放出されるか。すなわち、いかに容易に熱エネルギーをヒートシンクに放散するか。iv) アプリケーションの熱インピーダンス。v) アプリケーションと治療部位との間の物理接触の「実際の」面積。これらの要因は、以下に述べる本発明の好適な実施形態によって対処される。

【0027】

図 1 に示すように、体の一部の温度を制御する温熱療法システム 10 は、システムに電力を供給する電源 20 と、熱エネルギー伝達流体を循環させる熱エネルギー伝達流体再循環システム 30 と、熱エネルギー伝達流体を冷却する冷却システム 40 と、温熱療法システム 10 の様々な構成要素を監視し制御する監視 / 制御システム 50 と、体の一部に熱エネルギーを与えるアプリケーション 60 と、を備える。

【0028】

電源 20 は、当業者に知られている多数のタイプの電源のうちの一つであってよく、し

10

20

30

40

50

たがって詳細な説明はしない。燃料電池は、温熱療法システム 10 の構成要素を駆動するのに特に適している。

【0029】

熱エネルギー伝達流体再循環システム 30 はポンプ 70 を備える。ポンプ 70 は、当業者に知られている多数のタイプのポンプのうちの一つであってよく、したがって詳細な説明はしない。再循環システム 30 は、熱エネルギー伝達流体の供給源を格納するリザーバ 80 を備える。ポンプ 70 は、リザーバ 80 から冷却システム 40 を経由してアプリケーション 60 に熱エネルギー伝達流体をポンプで送り、その後流体はリザーバ 80 に戻る。

【0030】

熱エネルギー伝達流体は、非水フロリナート (fluorinert) 流体であることが好ましい。フロリナート流体は、水よりも急速に冷却可能でありかつ水よりも長期間熱エネルギーを保持できるので、冷却システム 40 からアプリケーション 60 まで熱エネルギーをより効率的に伝達できる。熱エネルギー伝達流体は、少なくとも -20°C から $+30^{\circ}\text{C}$ までの温度範囲で流体状態を維持することが好ましい。

10

【0031】

冷却システム 40 は、図 2 および 3 に詳細が示される冷却源 90 を備える。冷却源 90 は、上部ケーシング区画 100 および下部ケーシング区画 110 を有するケーシングを備える。ケーシング区画 100 と 110 の間には、図 4 でさらに詳細が示されるヒートシンク 120 がある。ヒートシンク 120 は、プレート 140 から突出する複数の突起部 130 を有する。突起部 130 は、全体として規則正しくマトリックス状に形成されるが、少なくとも一部が不規則な形をしているか、および / または少なくとも一部が他の突起部に対して不規則に配置される。このため、突起部 130 の一部は、全体的に規則正しいマトリックス構成と一直線になっていない。

20

【0032】

上部ケーシング区画 100 および下部ケーシング区画 110 がヒートシンク 120 の周りに近接しているため、ヒートシンク 120 の突起部 130 は、下部ケーシング区画 110 の溝 180 の内部に受け入れられる。下部ケーシング区画 110 とヒートシンク 120 との間にはシール 190 が設けられ、上部ケーシング区画 100 と下部ケーシング区画 110 とが接合する場所から流体が漏れることを防止している。溝 180 は下部ケーシング区画 110 内に配置され、冷却源入口 200 と出口 210 との間に流体の連続流路を提供している。

30

【0033】

流路に沿って移動する熱エネルギー伝達流体は突起部 130 の周囲を流れるように強制され、突起部 130 の不規則な形状および / または不規則な配置が熱エネルギー伝達流体の乱流の非層流を誘発し、熱エネルギー伝達流体からヒートシンク 120 への熱エネルギー伝達速度を増加させる。

【0034】

冷却源 90 は熱電冷却の原理で動作し、したがってトランジスタに接続された一組のプレート 150、160 を備えることが好ましい。電源 20 によってトランジスタを横切る電位差が与えられると、上部プレート 150 の温度が増加し下部プレート 160 の温度が低下する。プレート 160 で発生した熱エネルギーは、ヒートシンク 120 を通じた伝熱によって突起部 130 に伝達され、流体を冷却する。上部ケーシング区画 100 にはフィン 165 が設けられており、周囲大気に露出する表面積を増大させて空気の流れが冷却源 90 から熱エネルギーを持ち去ることを可能にしている。好ましくは、上部ケーシング区画 100 の上面に、フィン 165 とともに冷却ファン 170 も設けられており、プレート 150、160 とヒートシンク 120 にさらなる空気の動きと冷却を与える。

40

【0035】

トランジスタを横切る極性を反転させることで、上部プレート 150 の温度を低下させ下部プレート 160 の温度を増加させて、プレート 160 で発生した熱エネルギーを伝熱によってヒートシンク 120 を通して突起部 130 に伝達し、流体を加熱することができ

50

る。

【0036】

図5に示すように、患者の体の一部にアプリケータ60を配置して、冷却源90から患者に熱エネルギーを与えることができる。患者の体の部分に適合するようにアプリケータ60を成形してもよい。図6に示す一実施形態では、多数の個別熱エネルギー伝達部215でアプリケータ60が作られている。個別熱エネルギー伝達部215の一つが図7に断面図で示されている。

【0037】

最も簡単な形態では、アプリケータ60は一組のポリエステル膜220で作られた袋(bladder)状のポーチで構成される。これらは約12ミクロンの厚さであり、ポリエチレンテレフタレートでできていることが好ましい。膜220がチャンバ230を画成し、チャンバの中で熱エネルギー伝達流体をポンプ70による圧力下で循環させることができる。アプリケータ60は、チャンバ230を通して熱エネルギー伝達流体を循環させるための熱エネルギー伝達流体入口チューブおよび出口チューブ(図示せず)を有する。チューブは、バルブを含むスナップ式のコネクタによってアプリケータ60に取り付けられるか、または他の簡易着脱(クイックリリース)式のバルブ接続具で取り付けられる。これにより、治療中の特定の体の部分の一般的な形状に適合する様々な形状および大きさのアプリケータ60を、迅速かつ容易に冷却システム40に接続することが可能になる。

【0038】

患者の皮膚に接触するための、柔軟なゲル状材料からなる接触層240がアプリケータ60の表面に設けられる。接触層240の幅は、1.5mmから5mmの間の厚さであることが好ましいが、これに限定されない。図8に示すように、ゲル状接触層240を支持する支持メッシュ層250が設けられる。支持層250は接触層240を貫通して配置されることが好ましい。メッシュ層は目が粗くても細かくてもよく、これについては詳細に後述する。支持層250の一部が接触層240から突出し、接触層240を取り囲む端部の周りの膜220のうちの一つに接着されるかまたは他の方法で接合され、アプリケータ60の表面に対して接触層240を保持する。

【0039】

図9に示すように、接触層240が存在しないと、アプリケータ60と患者の皮膚260との間に空隙が存在する。空隙は、効率的な熱エネルギー伝達に対する障壁となり、接触領域に熱エネルギー伝達の集中すなわち「ホットスポット」を作り出し、ホットスポットが熱エネルギー伝達流体の周囲を加熱する。図10に矢印のパターンで示すように、特別に調整された複合接触層240は顕微鏡レベルで空隙を埋めるように作用し、これによって熱エネルギー流に対する障壁が減少し、アプリケータ60と患者の皮膚260との間での熱エネルギー伝達が最適化される。発明者による試験では、接触層240は、既知のアイスパックまたはゲルパックよりも顕微鏡レベルでの表面接触を最大で20倍増加させることが分かった。

【0040】

出願人は、粒子間の固形接着剤が接触層240の熱伝導率を最適化する一方、粒子間の柔軟な接着剤が患者の皮膚への接触層の適合を最適化することを理解した。これらの原理に基づき、本願発明者は、粘弾性の固体であるとみなせるが、流体状の粘着性はあるものの乾いた表面を有するゲル状材料を開発した。これは、顕微鏡レベルで体表面に適合し接触する固有かつ並外れた性能を材料に与えるのと同時に、アプリケータ60と患者の皮膚との間に熱効率の高い接触面を提供する。

【0041】

接触層240は、通常、高導電性の粒子、好ましくは微粒子が詰め込まれた架橋されたシリコーン剤を有する複合材料からなる。粒子はセラミックであることが好ましく、酸化アルミニウム、窒化ホウ素、銀メッキされた銅およびアモルファスカーボンのうちの一つまたはこれらの組み合わせであってよい。しかしながら、他の材料の導電性粒子を単独で、または他の材料の粒子と組み合わせて使用して、熱エネルギー伝達特性を変化させても

10

20

30

40

50

よい。ゲル状材料、ゲル内に埋め込まれた高導電性粒子、織りの特性および支持層 250 の材料の選択を変えることで、接触面材料 240 の特定の特性を制御することができる。

【0042】

好ましい組成では、接触層は、窒化ホウ素粒子が詰め込まれたシリコンベースのゲルである。シリコンベースのゲル対窒化ホウ素粒子の比率は、シリコンが 0.5 ~ 0.8 の範囲に対し、窒化ホウ素が 0.5 ~ 0.2 の範囲であることが好ましい。シリコンベースのゲル対窒化ホウ素粒子の比率が、シリコンが 0.6 ~ 0.7 の範囲に対し、窒化ホウ素が 0.4 ~ 0.3 の範囲であるとさらに好ましい。

【0043】

図 11 および図 12 は、アプリケーション 60 の代替的实施形態による、多数の個別熱エネルギー伝達部 300 のうちの一つの分解図である。熱エネルギー伝達部 300 はそれぞれ、熱エネルギー伝達流体用のチャンバを画成する、一組のポリエステル膜 310 で構成された袋状のポーチによって画成される。チャンバ内には、熱エネルギー伝達流体を搬送するための複数の流管 320 が存在する。流管 320 は、図 7 から図 10 を参照して上述したのと同じ材料で作られた、一組のゲル状接触層 330 の間に挟まれている。

10

【0044】

熱エネルギー伝達流体分配回路は、熱エネルギー伝達部 300 の間を通り熱エネルギー伝達流体を各伝達部 300 の入口に運ぶ流管 335 を備える。冷たい熱エネルギー伝達流体回路 340 と温かい熱エネルギー伝達流体回路 350 は、膜 310 によって画成されたチャンバの内周を通り、流管 320 のネットワークを経由して互いに流体連通している。流管 320 により、比較的冷たい熱エネルギー伝達流体がリザーバ 80 からの圧力下で各個別伝達部 300 の入口で冷たい流体回路 340 に進入し、熱エネルギー伝達部の一端から他端までを横切って温かい熱エネルギー伝達流体回路 350 に流れることができる。続いて、熱エネルギー伝達流体は、各個別伝達部 300 の出口から流管 335 へと流出し、リザーバ 80 に戻る。

20

【0045】

複数の流管 320 は、チャンバ面積をできる限り広く横切るように熱エネルギー伝達流体を分配する。好ましくは、各熱エネルギー伝達部 300 のチャンバの実質的に全面積を横切るように熱エネルギー伝達流体を分配して、熱エネルギー伝達流体と治療部位との間の熱エネルギーの伝達が各熱エネルギー伝達部 300 で均一に生じるようにする。しかしながら、個別伝達部 300 のそれぞれを覆う流管 320 の数およびパターンを変えることで、および / または一つの個別伝達部 300 から次の個別伝達部までの流管の数およびパターンを変えることで、アプリケーション 60 と治療部位との間の接触面積にわたって異なる速度で冷却が起こるように、アプリケーション 60 の熱エネルギー伝達特性を制御することができる。

30

【0046】

アプリケーション 60 を収縮させる一つまたは複数の手段を設けて、アプリケーション 60 に特定の形状を取らせ、治療中の特定の体部分の形状にさらに緊密に適合するようにしてもよい。一実施形態では、アプリケーション 60 の異なる部分でメッシュ層 250 の編みのパターンを変化させて、体の部分にさらに緊密に適合する形状（例えば、患者の腕または脚の周りを覆うチューブのような形状）に形成してもよい。

40

【0047】

伸縮性のストラップ、バンドまたはチューブ、ナイレックス（登録商標）材料のラップまたはバンド、またはベルクロ（登録商標）などのマジックテープ（登録商標）（hook and loop fastener）の薄いストラップを代替的にまたは追加して設けて、温熱療法が施される体の部分の周囲にアプリケーションの形を合わせて締め付けるようにしてもよい。別の実施形態では、アプリケーション 60 の接触層 240 とは反対側に一つ以上の空気ポケット 255（図 7 参照）または流路を設け、ポケットを通して空気圧を与えてアプリケーション 60 および付属の接触層 240 を治療部位と接触させるようにしてもよい。

【0048】

50

さらに代替的には、アプリケーション 60 の接触層 240 と反対側の流体が詰め込まれたポケット 255 内に誘電エラストマーを懸濁させる。印加された電流によってエラストマーが活性化されると、流体の利用可能な包装の容積が減少し、したがって流体が外向きの圧力を及ぼして治療中の体表面にポーチをさらに効率的に適合させる。

【0049】

図 1 に戻り、監視 / 制御システム 50 は電源 20 によって駆動され、アプリケーション 60、ポンプ 70 および冷却源 90 に接続される。監視 / 制御システム 50 は、治療部位に配置されたサーミスタから温度データを受け取り治療部位の温度調節が可能である。これについてはさらに後述する。

【0050】

患者の膝上で使用されるアプリケーション 400 の好適な構成の一例が図 13 に示されている。膝アプリケーション 400 は複数の層で構成される。冷層 410 と温層 420 が中間層 430 の両面に配置される。中間層は、図 13 および図 14 に例示的に長方形スロットとして示されている複数の穴 440 を有する。穴 440 のパターンおよび形状はスロットに限定されるように意図されてはならず、例えば円形の穴や切り欠きなどの他の穴形状および穴の配置も使用可能である。

【0051】

冷層 410 と温層 420 は、例えば溶接線または他の適切な接合 450 によって、中間層 430 の両面にその周囲が接合されており、中心の膝穴の両側に封止されたポーチを形成する。アプリケーションが取り付けられると、膝穴が患者の膝の上に適合し、封止されたポーチが膝の側面に接触する。支持メッシュ層 250 を備えたゲル状接触層 240 が温層 420 の外側の面に溶接または他の方法で取り付けられ、アプリケーションと患者の膝との間の接触面を提供している。

【0052】

冷層 410 と温層 420 は、例えば溶接によって、中間層 430 の両面に接合され、流路のパターンを画成する。図 14 に示すように、溶接線 460 は冷層 410 を中間層 430 に接合し、溶接線 470 は温層 420 を中間層 430 に接合する。これにより、冷層および温層のそれぞれと中間層との間に、連続的で蛇行した平坦な流路が形成される。冷層 410 と温層 420 は、中間層の穴 440 を流路が覆うような位置で中間層 430 に溶接される。これにより、中間層を通過する熱エネルギー伝達流体用の三次元流路が形成される。

【0053】

図 15 a、図 15 b、図 15 c に全体的に示すように、熱エネルギー伝達流体は、圧力下で入口 480 から冷層 410 と中間層 430 の間に画成された流路内に流れ、中間層 430 の穴 440 を通って、温層 420 と中間層 430 の間に画成された流路内に流れる。流体は、中間層の下流の穴を通して逆にも流れ、冷層 410 と中間層 430 の間に画成された流路に戻る。熱エネルギー伝達流体は出口 490 を通ってアプリケーションを離れリザーバ 80 に戻る。

【0054】

動作時、循環ポンプ 70 は、熱エネルギー伝達流体を比較的温度の高いリザーバ 80 から下部ケーシング区画 110 の入口 200 に送り出す。熱エネルギー伝達流体は、下部ケーシング区画 110 内の溝 180 によって設けられた連続流路に沿って通過し、比較的低い温度に維持された下部プレート 160 によって低い温度に冷却された状態で出口 210 から吐出される。監視 / 制御システム 50 のコントローラを用いて、プレート 160、170 に与えられる直流の極性を必要に応じてオペレータが制御および変更して、下部プレート 160 の温度を変更することができ、したがって出口 210 から流出する熱エネルギー伝達流体の温度を変更することができる。

【0055】

不規則な形状および / または不規則に配置された突起部 130 は、溝 180 によって設けられた連続流路に沿って熱エネルギー伝達流体が流れるとき、熱エネルギー伝達流体の

10

20

30

40

50

流れを乱す。これは熱エネルギー伝達流体の乱流を誘発し、熱エネルギー伝達流体の分子を励起して分子を互いに衝突させる。この衝突はさらなる熱エネルギーを生み出して放射し、このエネルギーが熱エネルギー源 90 の比較的低温の低いケーシングによって吸収される。冷却ファン 170 はフィン 160 を通過する空気を循環し、周囲のより冷たい空気に熱を放射する。冷却源 90 によって、冷却源 90 の低温の低いプレート 160 から、入口 200 に進入する温度の高い熱エネルギー伝達流体への熱エネルギーの高速かつ制御可能な伝達が行われる。

【0056】

図 11 および図 12 に示され、多数の熱エネルギー伝達部 300 で構成されるアプリケーション 60 の実施形態を参照すると、比較的低温で冷却源 90 を離れる熱エネルギー伝達流体は、ポンプ 70 による圧力を受けて、アプリケーション 60 の入口への流線（図示せず）に沿って送り出される。続いて、熱エネルギー伝達流体は、流管 335 を通り各個別伝達部 300 の入口に流れ冷たい流体回路 340 に入る。流体は冷たい流体回路 340 を通過し、流管のネットワークに沿って温かい流体回路 350 に入る。比較的低温の低い熱エネルギー伝達流体が流管 320 を通って流れるので、個別伝達部 300 と接触する体表面が冷却され、流体によって治療領域から熱エネルギーが持ち去られる。続いて、温かい流体回路を離れる比較的低温の高い熱エネルギー伝達流体が流管 335 に沿って逆に流れ、戻り配管（図示せず）を通過してリザーバ 80 に戻る。

【0057】

図 13 ないし図 15c に示す膝アプリケーション 400 を参照すると、熱エネルギー伝達流体は、流線（図示せず）に沿ってポンプ 70 によって比較的低温でアプリケーション入口 480 に送り出され、冷層 410 と中間層 430 との間、および温層 420 と中間層 430 との間の溶接パターンによって画成された三次元流路を通過して循環する。冷層 410 と温層 420 の間に形成された一組の封止ボーチのそれぞれの実質的に全領域に渡り熱エネルギー伝達流体が分配され、アプリケーション 400 と治療領域との間の熱エネルギー伝達を最大化する。中間層 430 内の穴 440 を通る複雑な三次元流路が熱エネルギー伝達流体の流れを分配し、これによって追加の熱エネルギーが放出され熱エネルギー伝達流体と治療領域との間の熱エネルギー伝達効率が改善される。比較的高い温度でアプリケーション出口 490 を離れる熱エネルギー伝達流体は、戻り配管（図示せず）を經由してリザーバ 80 に戻る。

【0058】

温熱療法システム 10 がアプリケーション 60 または膝アプリケーション 400 のいずれに接続されようと、アプリケーションに進入する熱エネルギー伝達流体の温度は、監視/制御回路 50 のコントローラ内のマイクロプロセッサによって監視され制御される。マイクロプロセッサは、接触層 240 の両側に配置されたセンサおよびアプリケーションの冷却流体出入口から温度データを受け取る。温度データにより、マイクロプロセッサは、冷却システム 40 の操作パラメータを調節して熱エネルギー伝達流体の温度を変化させ、ひいては治療部位の温度を変化させることができる。マイクロプロセッサは、冷却源を離れる熱エネルギー伝達流体の温度、循環ポンプ圧力、ヒートシンク 120 の突起部 130 を通過する熱エネルギー伝達流体の流速、および冷却ファン 170 によって達成される冷却源における空気循環の速度のうちの一つまたは複数を調節して、治療部位の温度に影響を及ぼすことができる。

【0059】

上記の説明は、アプリケーション 60 または膝アプリケーション 400 とともに用いて温熱療法を管理可能な基本の温熱療法システム 10 の構成および動作に関する。本願発明者は、アプリケーションと治療部位との間の熱エネルギー伝達効率を改善する大きな要因が、アプリケーションと治療部位との間の接触面を構成する分子の挙動に加えて、熱エネルギー伝達流体の分子の挙動を正確に制御および操作する能力であることを理解した。本願発明者は、温熱療法を施すための既知の装置は、このような分子挙動のアクティブ制御および操作を提供しておらず、それ自体温熱療法の適用を最適化する能力がないことを理解した。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 0 】

したがって、代替的な温熱療法システム 6 0 0 (図 1 7 参照) が開発された。温熱療法システム 6 0 0 は、変調された高周波電流を使用して熱エネルギー伝達流体および接触面材料の分子の挙動を操作する。以下、このシステムを詳細に説明する。

【 0 0 6 1 】

図 1 6 ないし図 1 8 に概略を示すように、金属ストランドで編まれた導電支持メッシュ層 5 1 0 が接触層 5 0 0 を支持する。支持層 5 1 0 は、中間位置で接触層 5 0 0 の内部に配置されることが好ましい。金属メッシュ層 5 1 0 は、柔軟なゲル状接触層 5 0 0 を支持するとともに接触層 5 0 0 を貫通する導電媒体を提供する。代替的に、穴で満たされた薄い導電性シートを支持層 5 1 0 として使用してもよいが、柔軟性および接触層 5 0 0 との適合性が高まるので、編み構造が有利である。

10

【 0 0 6 2 】

編み目は粗いと好ましい。編みは約 5 % ~ 2 5 % の範囲が材料の面積であり、9 5 % ~ 7 5 % が格子間すなわち空き面積であるとより好ましい。しかしながら、編み目を改良して支持層の導電特性を変更してもよいし、以下でさらに説明するように、一部の面積が他の面積よりも密に編まれてもよい。

【 0 0 6 3 】

支持層 5 1 0 は、マルエージング鋼の細線、ニッケル含有量が約 1 0 % ~ 2 5 % のワイヤで作られると好ましい。ワイヤのニッケル含有量が約 1 5 % ~ 2 0 % であるとさらに好ましい。

20

【 0 0 6 4 】

金属支持層 5 1 0 には、治療部位の実質的に全域にわたる接触層 5 0 0 の温度を測定するサーミスタが取り付けられる。支持層に第 1 回路 5 2 0 が接続され、サーミスタからの温度データをコントローラに中継するが、これについてはさらに後述する。第 2 の駆動回路 5 3 0 が別個に支持層 5 1 0 に接続され、メッシュ層 5 1 0 を通して変調された高周波電流を印加して、接触層 5 0 0 の分子挙動に影響を及ぼすことができる。これについてはさらに後述する。

【 0 0 6 5 】

図 1 9 および図 2 0 に示すような適切なアプリケーション 6 1 0 との接続のために、監視 / 制御システム 6 0 5 が設けられる。アプリケーション 6 1 0 は、体の膝以外の部分に治療を施すために使用できるが、膝アプリケーション 4 0 0 と同様の層状構造を有する。制御システム 6 0 5 は導電支持層 5 1 0 を駆動する電流を供給するための電源 6 2 0 を備える。電源 6 2 0 は、燃料電池などの既知の多数の電源のうちの一つであってよい。制御システム 6 0 5 は、システムの様々な構成要素を制御するコントローラ 6 3 0 と、変調された高周波電流を生成する発信器 6 4 0 と、制御システム 6 0 5 をアプリケーション 6 1 0 に接続し、アプリケーション 6 1 0 を通した熱エネルギー伝達流体の流れを制御するバルブユニット 6 5 0 をも備える。コントローラ 6 3 0 は、電源 6 2 0、発信器 6 4 0 およびバルブユニット 6 5 0 に接続される。バルブユニット 6 5 0 は発信器 6 4 0 および電源 6 2 0 にも接続される。

30

【 0 0 6 6 】

バルブユニット 6 5 0 と発信器 6 4 0 は相変化ポンプを形成する。相変化ポンプは以下に述べるように二つの主要な機能を有する。第 1 の機能は、アプリケーション 6 1 0 を通して循環する熱エネルギー伝達流体の循環を攪拌して、対流冷却によって流体を冷却することである。第 2 の機能は、以下に述べる代替実施形態において、接触面材料の相を変化させてアプリケーション 6 1 0 と治療部位との間に導電性接触面を形成することである。

40

【 0 0 6 7 】

図 2 1 および図 2 2 に詳細を示すバルブユニット 6 5 0 は、図 2 3 ないし図 2 5 に詳細が示される攪拌機 6 7 0 を収容するハウジング 6 6 0 を備える。攪拌機は、熱エネルギー伝達流体を冷却するために、バルブユニット 6 5 0 を通過する熱エネルギー伝達流体を攪拌して乱流を引き起こすためのものである。攪拌機は回転スラストであることが好ましい

50

。回転スラストは、タービン、インペラまたはプロペラのような、取り付け可能なブレードまたはペーンを有するか、あるいはブレードまたはペーンと一体的に形成された、三次元断面の可変回転ディスクを備えることが好ましい。

【0068】

回転スラストは磁気駆動カップリング680によって駆動される。磁気駆動カップリング680は回転スラスト670を回転させ、発信器640によって生成された変調高周波信号に 응답して回転スラストの軸方向振動を可能にする。回転スラストの回転および一時的な運動（例えば、軸方向振動など）の組み合わせが、回転スラストを通過して流れる熱エネルギー伝達流体を攪拌して流体を冷却する。

【0069】

バルブユニット650は、スナップ式または他の簡易着脱式の接続によって、アプリケーション610内の対応する形状のコネクタ690（図20参照）に接続される。バルブユニット650がアプリケーション610に接続されると、接続部700が第1の測定回路520の対応する接続部705にバルブユニット650を接続する。これにより、導電支持層510に取り付けられたサーミスタからコントローラ630に温度測定データを中継することが可能になる。接続部715は、金属メッシュ編み510に別個に接続される第2の駆動回路530にバルブユニットハウジング660を接続する。これにより、発信器640によって発生した高周波変調信号を導電支持層510を通して流すことが可能になる。

【0070】

バルブユニット660がアプリケーション610のコネクタ690に接続されると、温層420と中間層430との間に画成された流路から、バルブユニット660を通して、冷層410と中間層430との間に画成された流路へと、回転スラスト670によって熱エネルギー伝達流体が循環される。コントローラ630は、アプリケーション610内の熱エネルギー伝達流体の温度を変えるために、回転スラスト670を連続的にまたは不連続に作動させるようにプログラミングされていてもよい。

【0071】

図23に示すように、回転スラスト670は複数のペーン720を有しており、各ペーンは図23に例示的にスロットとして示す一つ以上の開口730を備えている。円形穴などの他の形状の開口またはペーンからの突起を使用しても同一の結果を得ることができる。これについてはさらに後述する。回転スラスト670が回転し軸方向に振動すると、熱エネルギー伝達流体が回転スラスト670を通過して循環するので、熱エネルギー伝達流体の一部が開口730を通ることになる。開口730は流体をさらに攪拌し、相変化ポンプの対流冷却効果を向上させる。

【0072】

動作時、相変化ポンプの回転スラスト670は、アプリケーション610を通して熱エネルギー伝達流体を循環させる。発信器によって変調高周波信号が磁気駆動カップリング680に印加され、回転スラスト670をバルブユニットハウジング660に対して軸方向に振動させる。ペーン720によって熱エネルギー伝達流体がバルブユニット660を通過させられると、流体の一部が開口730を通過することになる。これが熱エネルギー伝達流体を攪拌し乱して乱流を生成し、熱エネルギー伝達流体内に微小な泡を形成する。微小な泡は膨張し最終的に崩壊する。この微小な泡の構築と崩壊が熱エネルギー伝達流体から熱エネルギーを放出させ、対流冷却によって熱エネルギー伝達流体の温度を低下させることが分かっている。

【0073】

コントローラ630に接続される発信器640は、振幅が変化してもよい変調された高周波電気信号を、第2の駆動回路530を通して導電支持層510に送る。変調された高周波信号は、接触層500の分子を励起し、治療領域における患者の皮膚と分子レベルで接触する接触層の能力を強化する。これは、熱エネルギー伝達流体と治療領域との間の熱エネルギー伝達速度を増加させる。導電支持層510に印加される電流が支持層を振動させ、これが接触層500の分子をさらに励起して接触層と治療部位との間の熱エネルギー

10

20

30

40

50

伝達を強化する。

【0074】

発信器640により生成される信号の周波数および振幅を、コントローラ630のユーザインタフェースでオペレータによって必要に応じて調節してもよいし、または予めプログラミングされた治療プロファイルにしたがって周波数および振幅が変更されてもよい。

【0075】

回転スラスト670に印加され接触層500に直接印加される変調された高周波信号の効果は、治療部位の組織内のより深部に熱エネルギーが浸透して凍結療法の効果が改善されるというものである。したがって、温熱療法システムを正確に制御して特定の負傷または疾患の治療に最適の環境を維持することができる。

10

【0076】

図17ないし図25に関連して上述した温熱療法システム600の複数の変形形態が開発されており、本文書で説明した。

【0077】

複数のパルブユニット650を制御システム605に接続して、同一のまたは異なる形状のアプリケーション610をそれぞれのパルブユニット650に接続できるようにしてもよい。これにより、本システムを使用して患者の体の二つ以上の部分への温熱療法を同時に管理することができる。

【0078】

発信器640および回転スラスト670は、選択的にパルブユニット650から離れて配置されてもよい。この場合、熱エネルギー伝達流体用のパイプ(図示せず)が相変化ポンプをアプリケーション610に接続する。

20

【0079】

温熱療法システムは、温熱療法システム10の熱エネルギー伝達流体循環システム30および冷却システム40に加えて相変化ポンプを備えてもよい。このようなシステムでは、相変化ポンプを用いて、リザーバ80からパルブユニット660を通してアプリケーション610に進入する熱エネルギー伝達流体の連続流が攪拌され、これによって熱エネルギー伝達流体がさらに冷却される。

【0080】

導電支持層510を形状記憶合金で構成してもよい。この場合、第2回路530によって電流源からの駆動連流を送り導電支持層510にエネルギーを与えると、導電支持層510の形状が変化して治療部位の周囲のアプリケーション610が収縮し、患者の体の部分の外形にさらに緊密に適合させることができる。

30

【0081】

代替実施形態では、アプリケーション60、400または610とともに使用される接触層が膜状の筐体内部に含有されたコロイドである。膜状の筐体を貫通して筐体を支持するための支持層が配置される。支持層により、膜状筐体をアプリケーション610の外面に接合することができる。不活性形態では、コロイドは懸濁液内に懸濁された導電性粒子を含む液体状態である。第2の駆動回路530または別の適切な供給手段によって、導電支持層を通して膜状筐体に電流が伝えられると、コロイドが活性化され、上述した接触層240または500と同様の熱エネルギー伝達特性を持つ、より粘性がありゲル状の高導電層になる。

40

【0082】

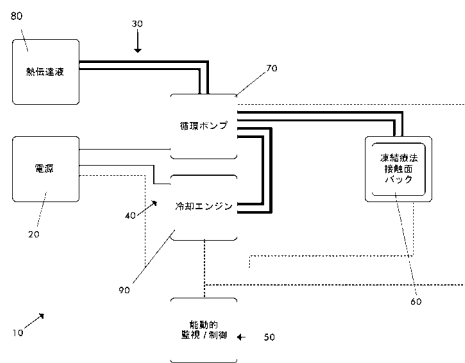
別の代替実施形態では、または上述の実施形態のうち任意のものとの組み合わせでは、制御システム50または605(例えば、図19を参照)に超音波発生器740が備えられる。動作時、超音波発生器から、支持層250または510を通して、または接触層への代替的な接続部を経由して、接触材料層240または500に超音波信号が送られる。続いて、接触層に超音波信号が連続的にまたは離散的に与えられ、接触面材料の分子を励起して接触層の熱伝導率を高める。

【0083】

50

この実施形態または別の代替実施形態では、不活性形態にある接触層500は、懸濁液内に化合物を含むコロイドであり、溶接または他の方法でアプリータ610の外面上に取り付けられた支持層によって支持される膜状筐体の内部に保持される。動作時、超音波発生器740によって生成される短期間の大量の超音波によって接触面材料が活性化され、より粘性が高くゲル状の状態になる。超音波信号は、接触面材料の状態を透明な液体から不透明なゲルに変化させる。透明な液体内では、化合物が形成される二量体分子が曲げられ芳香族化合物のスタッキング相互作用によって自己拘束される。不透明なゲル内では、相互に連結された凝集体とともに構造が平坦であり、接触層240または500と同様の特性を有する導電率の高い層が提供される。

【図1】



【図2】

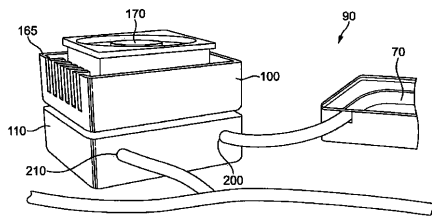


FIG.2

【図3】

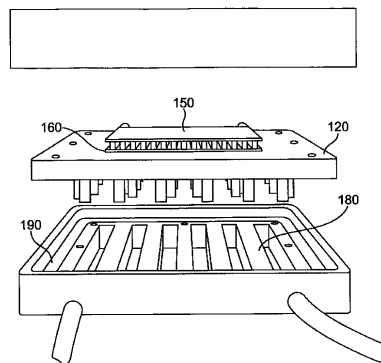


FIG.3

【図4】

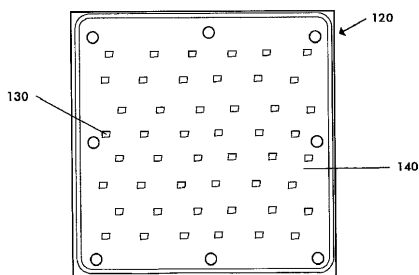


FIG.4

【 図 5 】

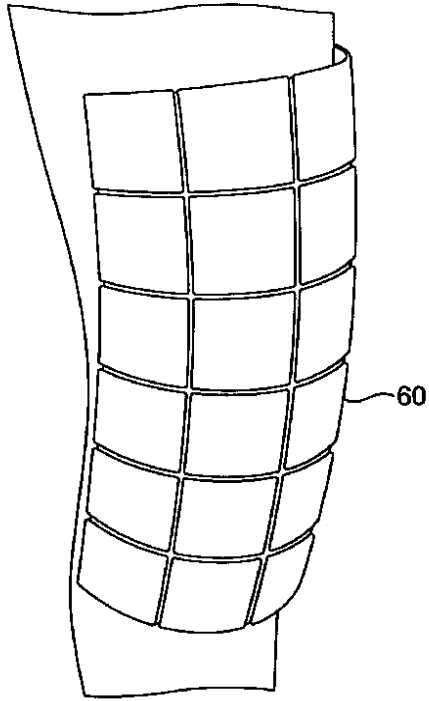


FIG.5

【 図 7 】

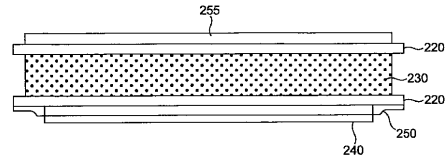


FIG.7

【 図 8 】

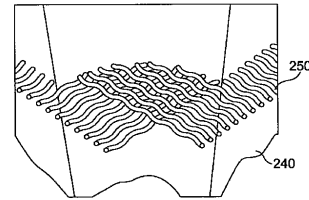
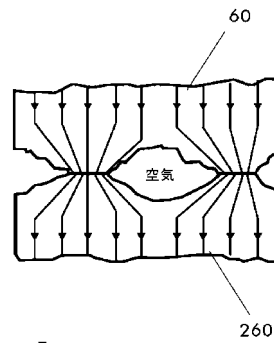


FIG 8

【 図 9 】



【 図 1 2 】

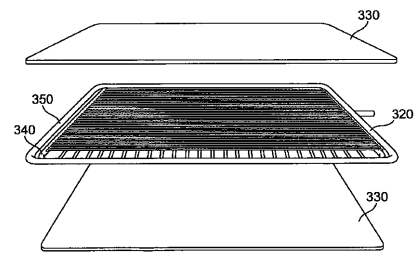


FIG.12

【 図 1 0 】

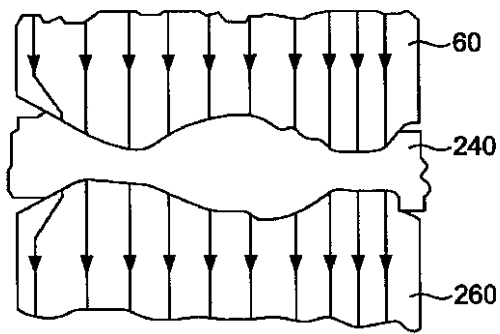


FIG.10

【 図 1 1 】

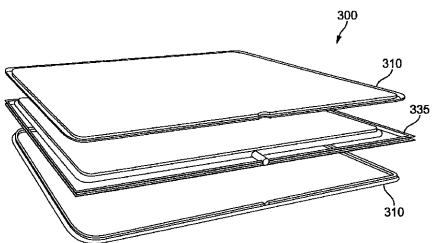


FIG.11

【 図 1 3 】

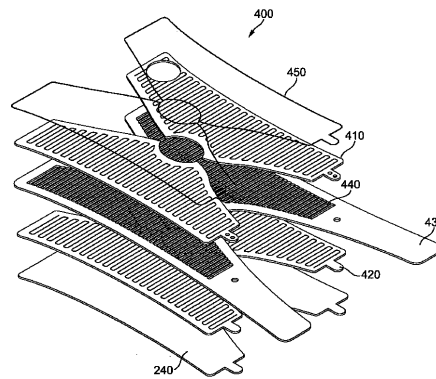


FIG.13

【 図 1 4 】

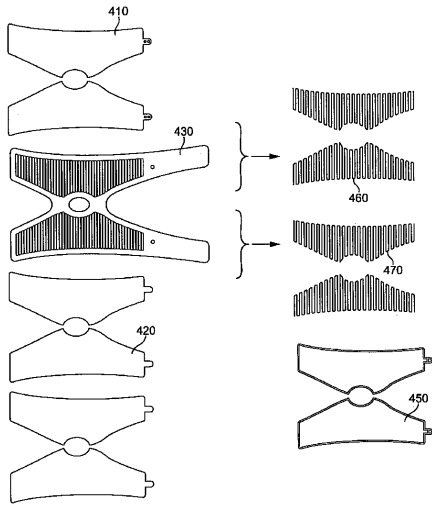


FIG.14

【 図 1 6 】

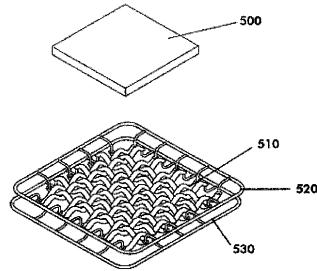


FIG.16

【 図 1 7 】

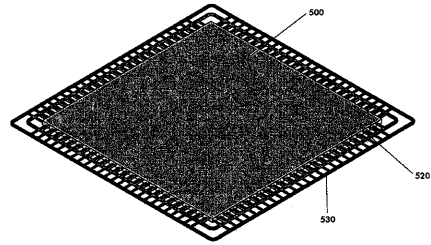


FIG.17

【 図 1 8 】

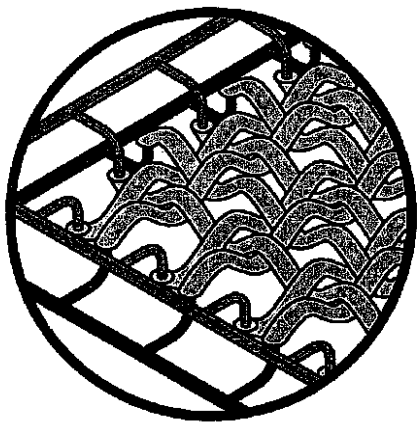


FIG.18

【 図 1 9 】

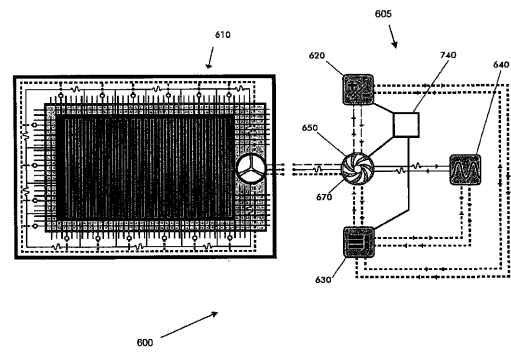


FIG.19

【 図 2 0 】

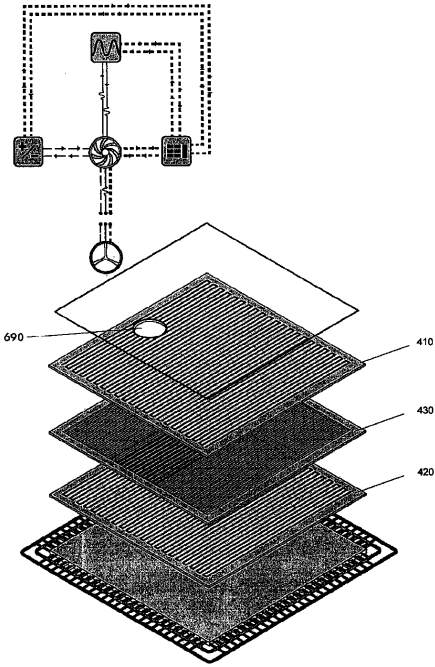


FIG.20

【 図 2 3 】

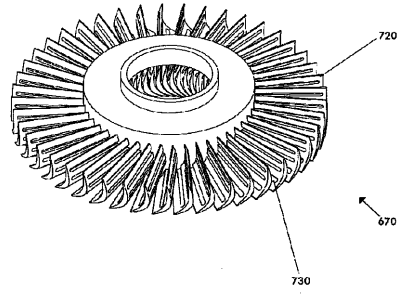


FIG.23

【 図 2 4 】

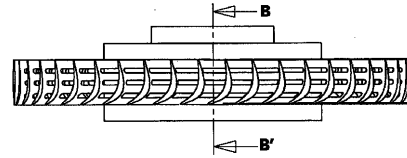
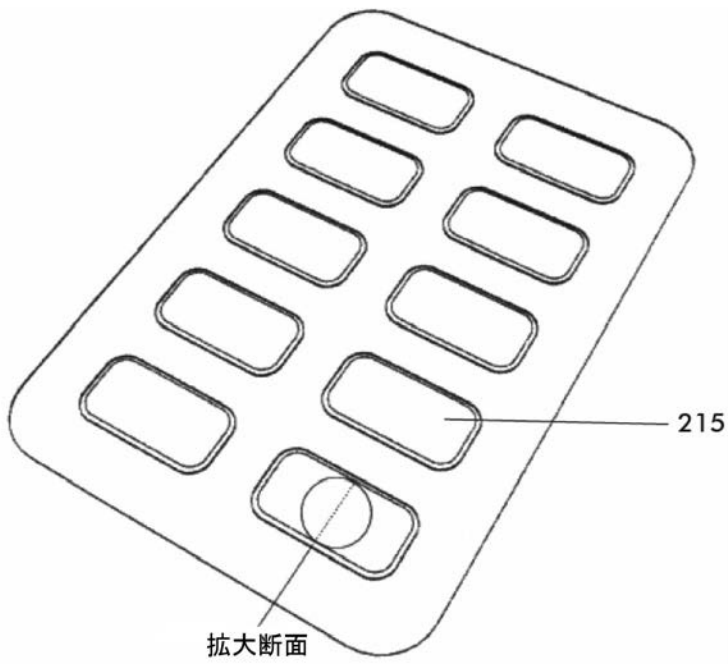
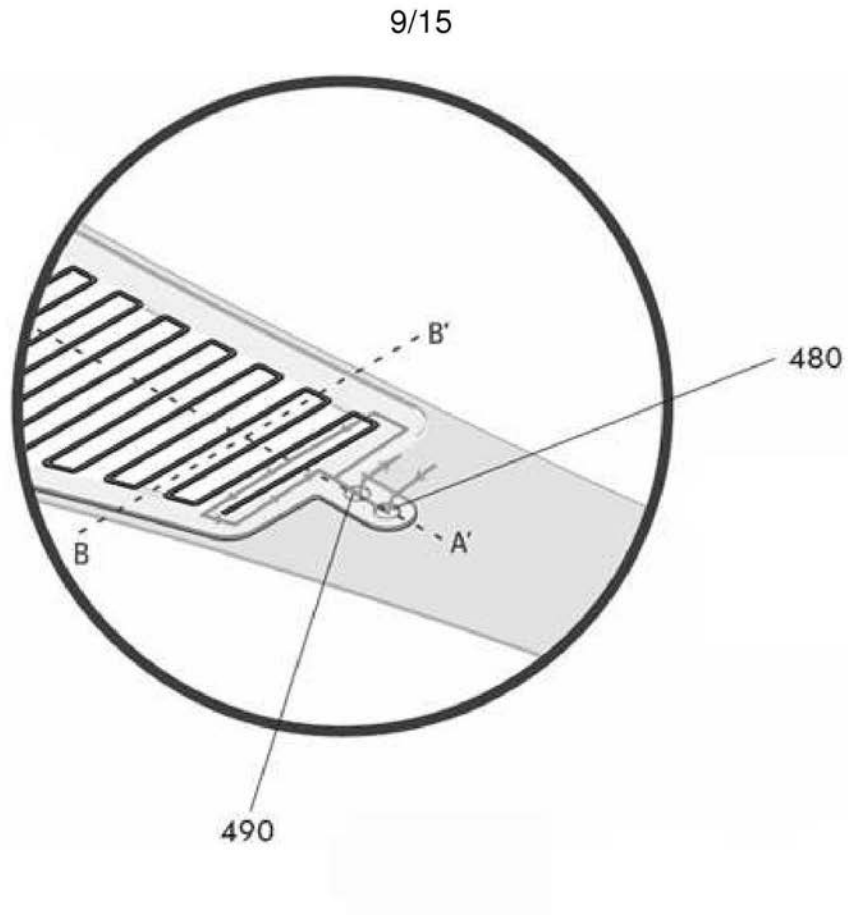


FIG.24

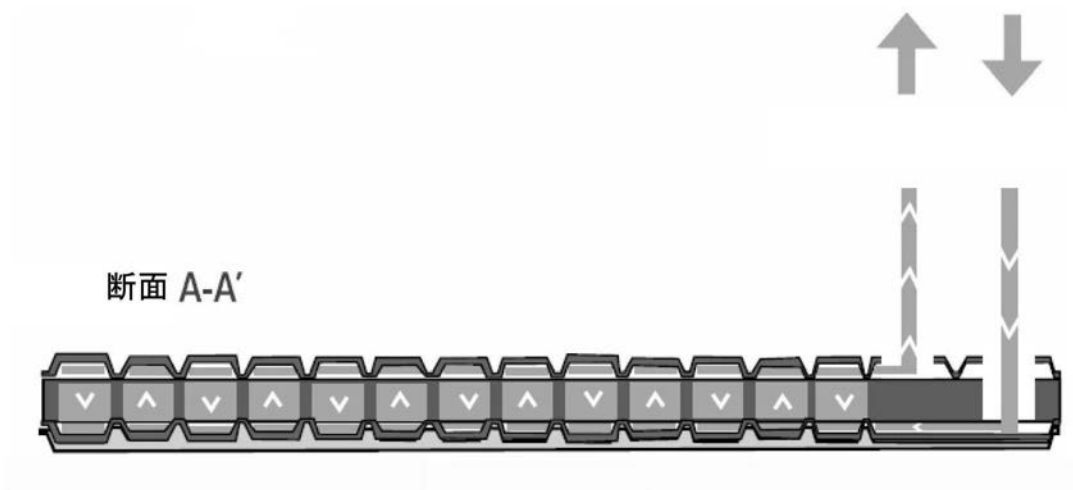
【 図 6 】



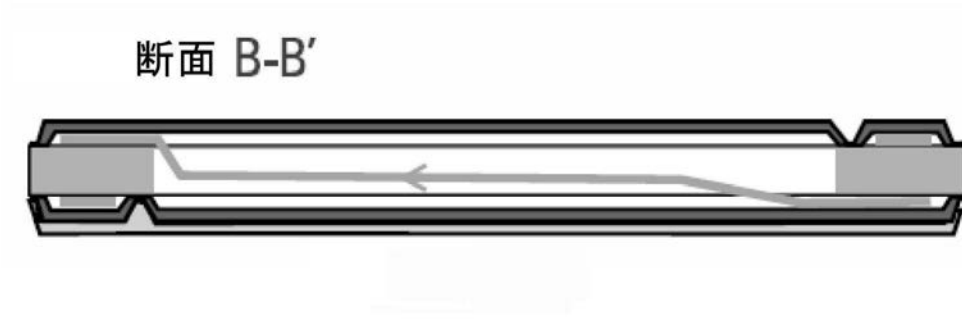
【図 15 a】



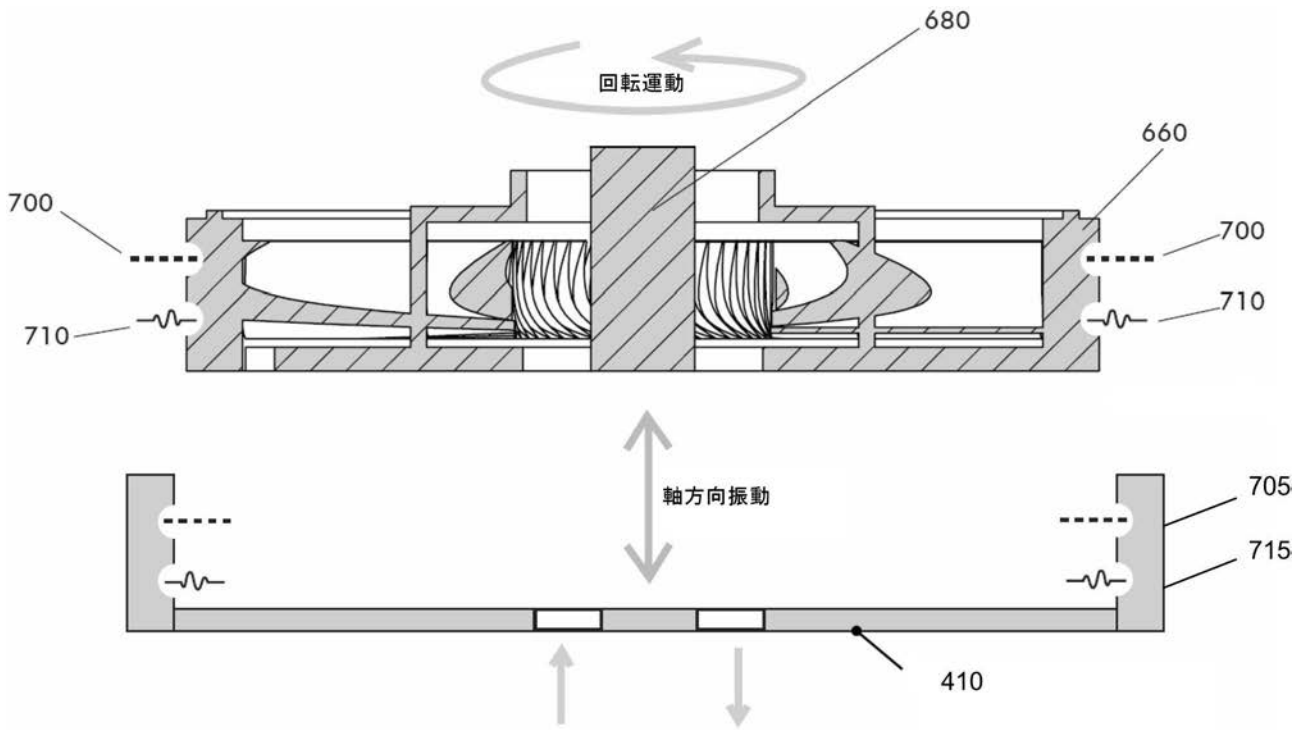
【図 15 b】



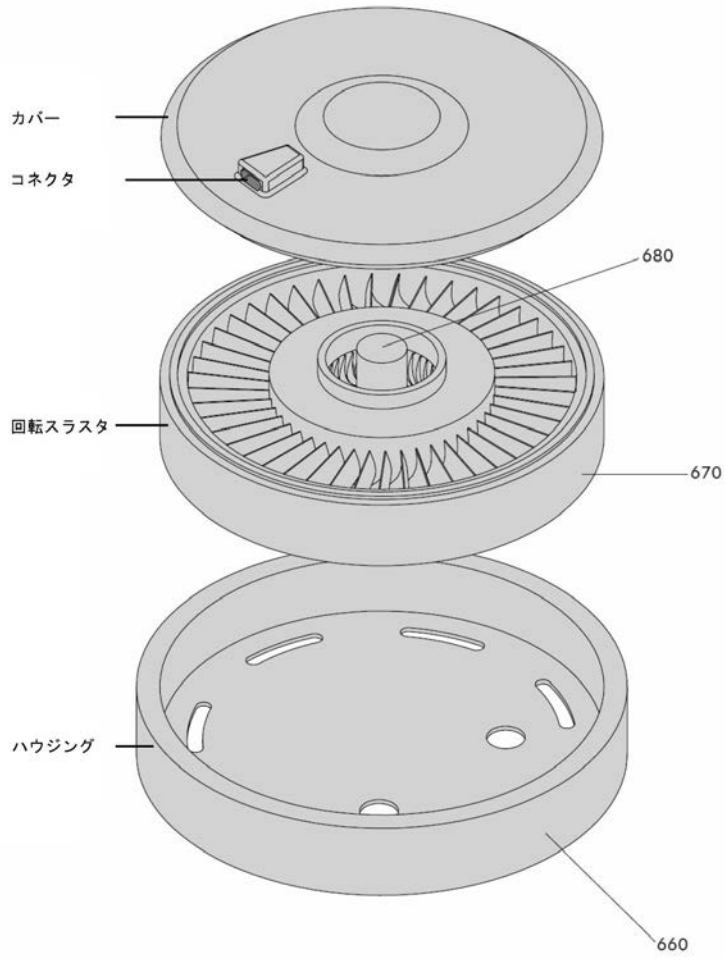
【 図 1 5 c 】



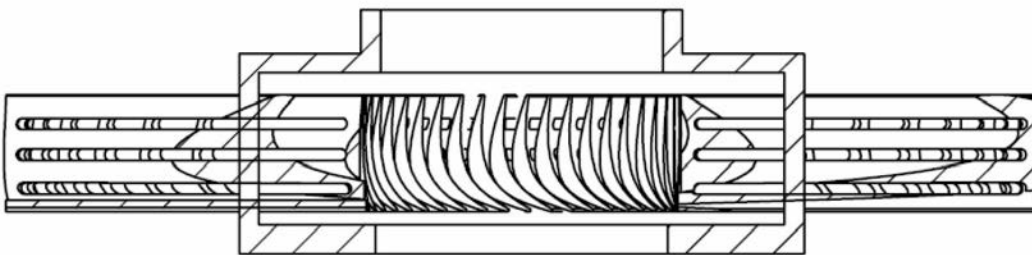
【 図 2 1 】



【 図 2 2 】



【 図 2 5 】



断面 B-B'

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/GB2009/002497

| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61F7/10 A61F7/02 | | |
|---|---|--|
| 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) A61F | | |
| Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched | | |
| Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal | | |
| C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| X | US 2007/016270 A1 (STEELEA STELICA [US] ET AL) 18 January 2007 (2007-01-18) figure 2 | 1 |
| X | GB 2 418 614 A (ROSE NICHOLAS JAMES [GB]) 5 April 2006 (2006-04-05) figures 1-3 paragraph [0012] - paragraph [0028] | 1,2, 7-10, 12-14, 17,19-21 |
| X | US 2007/282282 A1 (WONG EDWARD K JR [US] ET AL) 6 December 2007 (2007-12-06) figure 25 paragraph [0102] - paragraph [0105] -/- | 1,4,11, 14 |
| <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 *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *Z* document member of the same patent family | | |
| Date of the actual completion of the international search 1 April 2010 | | Date of mailing of the international search report 30/06/2010 |
| Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016 | | Authorized officer Cornelissen, P |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/GB2009/002497

| C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
|--|---|-----------------------|
| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| X | EP 1 977 709 A1 (TYCO HEALTHCARE [US]) 8 October 2008 (2008-10-08) figures 7,8, 10b, 10c paragraph [0083] paragraph [0089] - paragraph [0094] | 1 |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/GB2009/002497**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

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

1. Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.

3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

1-22

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/GB2009/002497

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-22

An applicator for applying thermotherapy

2. claims: 23-26

a valve unit for connecting a applicator

3. claims: 27, 28

a heat exchanger

4. claims: 29-31

a control system for controlling an applicator

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/GB2009/002497

| Patent document cited in search report | Publication date | Patent family member(s) | Publication date |
|--|------------------|--|--|
| US 2007016270 A1 | 18-01-2007 | NONE | |
| GB 2418614 A | 05-04-2006 | NONE | |
| US 2007282282 A1 | 06-12-2007 | NONE | |
| EP 1977709 A1 | 08-10-2008 | AU 2008201502 A1 CA 2627972 A1 JP 2008253777 A US 2008249524 A1 | 23-10-2008 03-10-2008 23-10-2008 09-10-2008 |

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, 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, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW