(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2011-510698
(P2011-510698A)
(43)公表日　平成23年4月7日(2011.4.7)

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード（参考）
A61N 1/40 (2006.01)	A61N 1/40	4C053

審査請求 未請求　予備審査請求 未請求　（全 25 頁）

(21)出願番号	特願2010-543447 (P2010-543447)
(86)(22)出願日	平成21年1月27日 (2009.1.27)
(85)翻訳文提出日	平成22年9月27日 (2010.9.27)
(86)国際出願番号	PCT/EP2009/000597
(87)国際公開番号	WO2009/092619
(87)国際公開日	平成21年7月30日 (2009.7.30)
(31)優先権主張番号	08001487.1
(32)優先日	平成20年1月27日 (2008.1.27)
(33)優先権主張国	欧州特許庁 (EP)

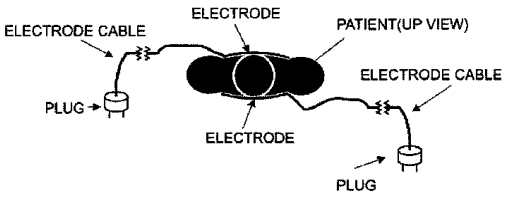
(71)出願人　510205009
オンコターム　カーエフテー.
ハンガリー国　パーチェー　ハー－２０７１　イボルヤ　ウー．２
(74)代理人　110000578
名古屋国際特許業務法人
(72)発明者　サーズ　アンドレアス
ハンガリー国　パーチェー　ハー－２０７１　イボルヤ　ウー．２
(72)発明者　サーズ　オリバー
ハンガリー国　パーチェー　ハー－２０７１　イボルヤ　ウー．２

最終頁に続く

(54)【発明の名称】可撓性があり、かつ多孔性の大面積加熱電極

(57)【要約】
本発明は、導電性金属をコーティングした可撓性材料または可撓性金属ネットから形成される、可撓性がある独創的な電界容量結合式エネルギー伝達手段に関する。改良されたエネルギー伝達手段は、可撓性があり、多孔性で、軽量であり、治療電極を操作するのが容易であり、非侵襲的電界温熱療法で使用される。

Figure 1



【特許請求の範囲】
【請求項１】
エネルギーを目標に向ける電磁エネルギー伝達手段であって、
該電磁エネルギー伝達手段は、コーティングまたは金属ネットの形態の、少なくとも１つの導電性金属電極材料を含み、
少なくとも１つの導電性金属電極材料層は、可撓性キャリアの表面上にコーティングされ、
前記コーティングされた可撓性キャリアは、多孔性で、かつ、前記コーティングされた可撓性キャリアを通して水の移動および呼吸を可能にするか、あるいは、前記少なくとも１つの導電性金属電極材料は、金属ネットの形態で可撓性キャリアを構成し、
前記可撓性キャリアは、多孔性で、かつ、前記可撓性キャリアを通して水の移動および呼吸を可能にし、
前記可撓性キャリア上のコーティングまたは金属ネットの形態の前記少なくとも１つの導電性金属電極材料は、絶縁されておらず、マイクロ波放射を使用しない
ことを特徴とする電磁エネルギー伝達手段。
【請求項２】
請求項１に記載の電磁エネルギー伝達手段であって、
前記電磁エネルギー伝達手段は、容量結合式、放射結合式、および／または伝導結合式のエネルギー伝達手段である
ことを特徴とする電磁エネルギー伝達手段。
【請求項３】
請求項１に記載の電磁エネルギー伝達手段であって、
前記目標は、非一様な、および／またはフラクタルな、および／または浸透性の、表面、哺乳類の皮膚または組織、流体または液体である
ことを特徴とする電磁エネルギー伝達手段。
【請求項４】
請求項１に記載の電磁エネルギー伝達手段であって、
前記導電性金属電極材料は、銀、ニッケル、銅、金、ならびに、銀、ニッケル、銅、および／または金を含む合金から選択される
ことを特徴とする電磁エネルギー伝達手段。
【請求項５】
請求項１に記載の電磁エネルギー伝達手段であって、
前記可撓性キャリアは、織物、プラスチック、ポリアミド、ポリ－ε－カプロラクトン、ポリ－パラ－ジオキサノン、ポリ酸無水物、ポリヒドロキシメタクリレート、フィブリン、ポリエーテルエステル、ＰＥＧ、ポリ（ブチレンテレフタレート）、ポリカーボネート、ポリ（Ｎ－ビニル）－ピロリドン、ポリビニルアルコール、ポリエステルアミド、ポリエチレンオキシド、ポリプロピレンオキシド、ポリウレタン、フィブリノゲン、デンプン、コラーゲン、ゼイン、カゼイン、β－シクロデキストリン、ポリアクリレート、ポリアクリルアミド、ポリイミド、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリテトラフルオロエチレン、フルオロシリコーン、レーヨン、ポリスルフォン、シリコーン、ポリシロキサン、ポリビニルハロゲン、および、これらの物質の共重合体または混合物から選択される
ことを特徴とする電磁エネルギー伝達手段。
【請求項６】
請求項１に記載の電磁エネルギー伝達手段であって、
前記コーティングされた可撓性キャリアまたは前記金属ネットは、前記キャリアを通した空気の移動を可能にする
ことを特徴とする電磁エネルギー伝達手段。
【請求項７】
請求項１に記載の電磁エネルギー伝達手段であって、
前記コーティングされた可撓性キャリアまたは前記金属ネットは、前記キャリアを通し

た流体の移動を可能にする
ことを特徴とする電磁エネルギー伝達手段。
【請求項８】
請求項１に記載の電磁エネルギー伝達手段であって、
前記コーティングされた可撓性キャリアまたは前記金属ネットは、円柱、あるいは、人または動物の身体の任意の形状に適応された任意の他の形を形成することができる
ことを特徴とする電磁エネルギー伝達手段。
【請求項９】
請求項１に記載の電磁エネルギー伝達手段であって、
前記コーティングされた可撓性キャリアまたは前記金属ネットは、折り畳み可能である
ことを特徴とする電磁エネルギー伝達手段。
【請求項１０】
請求項１に記載の電磁エネルギー伝達手段であって、
前記電磁エネルギー伝達手段は、冷却システムまたは冷却装置または冷却ボーラスを備えていない
ことを特徴とする電磁エネルギー伝達手段。
【請求項１１】
請求項１に記載の電磁エネルギー伝達手段であって、
前記電磁エネルギー伝達手段は、該電磁エネルギー伝達手段の全表面において等電位である
ことを特徴とする電磁エネルギー伝達手段。
【請求項１２】
請求項１に記載の電磁エネルギー伝達手段であって、
前記電磁エネルギー伝達手段は、単一のケーブルを通して無線周波数源に接続される
ことを特徴とする電磁エネルギー伝達手段。
【請求項１３】
請求項１に記載の電磁エネルギー伝達手段であって、
コーティングまたは金属ネットの形態の前記少なくとも１つの導電性金属電極材料は、少なくとも、１つの対電極または１つの逆帯電した容量性電極に対向して配置される
ことを特徴とする電磁エネルギー伝達手段。
【請求項１４】
請求項１に記載の電磁エネルギー伝達手段であって、
前記電磁エネルギー伝達手段は、コンデンサの一部である
ことを特徴とする電磁エネルギー伝達手段。
【請求項１５】
請求項１～１４のうちのいずれか１つに記載の電磁エネルギー伝達手段であって、
前記コーティングされた可撓性キャリアまたは前記金属ネットは、交互に入れ替わる正および負セクション配置または正および負電極配置で配列される、複数の正および負セクションまたは複数の正および負電極で構成されている
ことを特徴とする電磁エネルギー伝達手段。
【請求項１６】
請求項１～１５のうちのいずれか１つに記載の電磁エネルギー伝達手段を備える温熱療法装置。
【請求項１７】
がん、関節リウマチ、リウマチ、痛風、強直性脊椎炎、狼瘡、喘息、アレルギー性鼻炎、感冒、治療領域の解毒による疲労、筋痙攣、筋肉損傷の防止および治療のための、および、例えば、セルライト治療、脂肪低減、および組織リフティングといった美容目的での使用のための、温熱療法装置を製造するための、請求項１～１５のうちのいずれか１つに記載の電磁エネルギー伝達手段の使用。
【請求項１８】

美容目的のための、脂肪低減のための、組織リフティングのための、および、セルライトの予防および治療のための、請求項１～１５のうちのいずれか１つに定義されたような電磁エネルギー伝達手段の使用。

【発明の詳細な説明】

【発明の詳細な説明】

【０００１】

本発明は、電界容量結合式エネルギー伝達のための、または、導電性金属をコーティングした可撓性材料から形成された手段を通過する電流による単純な加熱のための、独創的な、可撓性のあるアプリケータに関する。改良型エネルギー伝達手段は、可撓性があり、多孔性であり、軽量であり、治療電極を操作するのが容易である。

［発明の背景］

加熱は、医療の多くの分野で幅広く適用されており、美容のための治療にも使用されている。不要な構造に損傷を引き起こすように、組織に強制的にエネルギーを吸収させるために、かつ／または、目標領域の温度を通常の体温よりも高く上昇させるために、例えば、無線周波数／マイクロ波温熱療法装置が使用され得る。温熱療法装置の１つの使用法は、がんの治療である。がん治療の場合、腫瘍細胞は、周囲の正常な組織細胞に比べて、例えば、熱および／または電磁界ならびに化学治療といったストレスに対してより敏感である。したがって、目的は、腫瘍細胞に非可逆的に損傷を与えるのに十分なエネルギーではあるものの、正常な組織細胞が耐えられ得るエネルギーを腫瘍組織に供給することである。温熱療法装置の別の使用法は、美容的治療（脂肪燃焼、脂質歪、形状修正など）、皮膚科的治療、および疼痛軽減治療のために、温度および血液循環を高めることである。

【０００２】

従来の非侵襲的電界温熱療法装置は、一般に、エネルギー伝達手段として、加熱される目標組織の対向する両側に配置される２つのボーラス電極を使用する。他の非侵襲的電界温熱療法策は、要求される領域内に所望のエネルギーを供給するために、放射アンテナまたはアンテナの位相配列一式を使用しつつ、水ボーラス適用によって中間表面を冷却することである。他の解決策は、皮膚表面の真上で所望の温度に達するためにアプリケータを直接加熱することであり得る。これらの構成は、小さな目標領域にエネルギーを供給するために最適化され、大きな目標領域の治療には適さない。

【０００３】

例えば、ＷＯ２００４／１０７８１６Ａは、独立して加熱され、熱拡散によって下の皮膚を加熱する、可撓性があり、「通気性のある」電気ヒータの装置を開示している。この装置はまた、皮膚上での熱放出薬物の薬物送達にも有用である。

【０００４】

ＵＳ４，１６４，２２６は、一方向（ＤＣ）電流によるイオン導入効果を主対象とする。連続ＡＣ／ＲＦによる容量結合は、ＵＳ４，１６４，２２６に一切開示されておらず、ＵＳ４，１６４，２２６では、負荷は、治療される身体部分の複素インピーダンスである。

【０００５】

ＷＯ９９／５２４２４Ａは、外面を治療するのに適さない典型的な腔内アプリケータを開示している。アプリケータは、イオン導入効果または電気穿孔効果を有するＤＣまたはパルス状ＤＣ電流に基づいている。

【０００６】

ＷＯ００／４７２７４Ａは、イオン導入または電気穿孔用途のための装置を対象としている。アプリケータは、可撓性があり、その発明は、トポロジカルな解決策の中にある。ＷＯ００／４７２７４Ａのアプリケータを用いて行われるこの種の治療が、高電圧および低電流（マイクロアンペア）と直接的に接触している一方で、本発明のアプリケータは、１００Ｖ未満で高電流（アンペア）を有するＲＦ伝導のためのものである。

【０００７】

ＵＳ５，４８６，１８２は、腔内および／またはキャビティ内電気焼灼（切除的電気熱

傷）のための装置を開示している。この装置およびこうした装置を用いて行われる方法は、（ＷＯ９９／５２４２４Ａと同様に）まさに内部適用であり、ポリープを除去するために内部機械的ケージによって行われる焼灼である。

【０００８】

身体内部で熱を発生させるためのＲＦ伝導が１００Ｖ未満で高電流（指定されたい）を有する一方で、身体を通って流れ、原位置深部を加熱させるＲＦ電流によってエネルギー吸収が引き起こされるアプリケータを説明している従来技術の文献は存在しない。本発明の装置は、組織の深部加熱のために、上述した従来技術の文献には開示されていない連続ＡＣまたはＲＦの高電流低電界を印加する。

［発明の簡単な説明］

本発明に係る電極幾何形状および構成は、所定の用途について、最適な温度、比吸収率（ＳＡＲ）、および電界分布を達成するために最適化される。電極の最も重要な実用的なパラメータの１つは、電極の可撓性および適用領域の形状に一致する電極の能力である。水ボーラスおよび比較的複雑な機械的構造のために、入手可能な電極のセットは、実際の用途における全ての形状要求に適合せず、個々の要件に匹敵する、ある程度限られた数の入手可能な電極形状が存在する。同様に、重要なのは、適用領域の熱傷を防止し、治療中の患者の快適さを維持するために、電極／アプリケータを冷却することである。種々の技術的解決策が、温熱療法の分野において適用されるが、優れた可撓性を有する多孔性の電極／アプリケータが欠如している。

【０００９】

本明細書では、適用の一例として、可撓性がある電磁エネルギー伝達手段、好ましくは、電界容量結合式エネルギー伝達手段および電磁エネルギー伝達手段の使用方法の開発を本発明者等が報告する。開発は、大きな表面積に印加されるように構築され得る、容量性加熱のための、可撓性があり、多孔性で、軽量であり、操作するのが容易な電極システムを提供することによって達成される。導電性電極材料は、導電性金属をコーティングした可撓材料であり、この可撓性材料は、あらゆる適用領域の輪郭に容易に一致することができ、かつ、材料を通して熱および流体の交換を可能にする。独創的な可撓性がある電磁エネルギー伝達手段または可撓性がある電界容量結合式エネルギー伝達手段および方法は、医学的治療および美容的治療のため、ならびに、溶接、はんだ付け、および接着目的のため、また、例えば誘電性材料などのあらゆる液体または流体を温め続けるために使用され得る。独創的な電磁エネルギー伝達手段を使用することで、最高５０℃の温度に達し得る。

【００１０】

従来技術の実施形態の多くは、深部加熱および無線周波数電流によるエネルギー配給を扱っている。従来技術文献のほとんどは、ＲＦアプリケータ、すなわち、本出願の電磁エネルギー伝達手段と比べて明確に異なる効果および治療能力を有するＤＣ電流を適用している。ほぼ全ての従来技術の方法は、エネルギーを皮膚（または内面）領域に維持しながら、まさに表面領域を治療し、その作用を表面治療に限定している。さらに、従来技術の実施形態の多くは、電気穿孔法、細胞膜を気泡化させ、細胞膜の透過性を調節するかまたは細胞膜を破壊すると共に、効果的な貫入ツールによる薬物イオン導入配送を支援するための高電圧パルス治療を扱っている。しかしながら、従来技術文献は、高周波回路内のキャパシタのような手段における容量性結合および容量結合式電極の使用を開示していない。本発明の電磁エネルギー伝達手段は、高電流（「高」と指定されたい）を伴う低電界と、連続するＡＣまたはＲＦ供給とを適用する。ほとんど全ての従来技術文献は、高電界で低電流のパルス状ＤＣを適用している。

【００１１】

本明細書で使用される「電磁エネルギー伝達手段」という用語は、好ましくは、容量結合式および／または放射結合式および／または導電結合式エネルギー伝達手段を指している。

【００１２】

本明細書で使用される「手段」という用語は、温熱療法目的のためのアプリケータ、磁界および／または電界印加用のアプリケータ、電極、金属ネット、または金属ネットワーク、あるいは、可撓性織物または織物状構造であって、この織物または織物状構造をアプリケータまたは電極として使用できるように少なくとも１つの金属コーティングを備える、可撓性織物または織物状構造を指している。

【００１３】

従来技術は、可撓性があり、多孔性で、軽量であり、操作するのが容易であり、大きな領域に適用され得る独創的な電界容量結合式エネルギー伝達手段を開示していない。

同様に、他の温熱療法解決策についても、可撓性があり、多孔性で、形状を採用するアプリケータが欠如している。ＵＳ６，３３０，４７９は、可撓性がある放射マイクロ波アプリケータを開示しており、この放射マイクロ波アプリケータは、治療領域に面するアプリケータの表面上に、可撓性がある誘電性流体含有コンパートメントを備えるとともに、反対表面上にアンテナアレイを備える。こうして、可撓性があるエネルギー伝達手段が従来技術において知られているが、本発明の構造および利点を有するエネルギー伝達手段は、従来技術で開示されていない。

【００１４】

ＵＳ６，３３０，４７９は、目標組織にエネルギーを向ける電磁エネルギー伝達手段を備える、組織を加熱および／または監視するマイクロ波衣服を開示している。

しかしながら、ＵＳ６，３３０，４７９の実施形態と本発明との間に基本的な差異が存在する。ＵＳ６，３３０，４７９がマイクロストリップアンテナ構成である一方で、本発明は、容量結合を使用している。ＵＳ６，３３０，４７９は、マイクロ波放射の解決策であり、電流が患者を全く通過せず、吸収だけが使用されることを意味する。そのため、患者は、完全な構成の一部ではなく、患者は、放射の受動吸収体に過ぎない。本発明では、電流が患者を通って流れ、（放射でなく）吸収が能動的な電流エネルギーであるため、患者は、電子回路の一部、すなわち、完全な構成の一部であり、受動的な吸収体に過ぎないのではない。

【００１５】

ＵＳ６，３３０，４７９は、マイクロ波アンテナ構成を開示しているため、対電極についての必要性は存在しない一方で、本発明は、ＲＦ電極および対電極を備えるコンデンサ構成である。ＵＳ６，３３０，４７９の電極は、コンデンサ電極ではなく、ＵＳ６，３３０，４７９の電極は、本発明におけるのと同様に等電位でない。例えば、ＵＳ６，３３０，４７９に記載されたようなマイクロストリップアナテナは、放射のために構築され、その主要な仕事は、電界と磁界との一定の混合を生成することである（マクスウェルの方程式によれば、そのマイクロストリップアンテナは、Ｓ＝Ｅ×Ｂエネルギー流（周知のポインティングベクトル）を放射する）。放射波は、アンテナおよびシステムを出て、目標に吸収される。本発明では、目標は、電子回路の一部であり、一定のＲＦ電流（放射適用におけるような波放射でない）が、２つの（実際には常に逆極性に帯電された）電極間を目標を通して流れる。ＵＳ６，３３０，４７９のアンテナ構成では、加熱は、主に、電流の２乗に比例する周知のジュール熱であり、インピーダンス損失（脱分極損失および抵抗損失）に起因する。本発明では、放射成分が、できる限り除去され、物質の伝導挙動だけ（電界だけ）が使用される。したがって、治療中に発生する熱の収束は、アンテナ構成を用いるよりも本発明の電極を用いることでよりよく達成され得る。がん治療の場合、腫瘍細胞を破壊するために、周囲の健康な組織ではなく、腫瘍を選択的に加熱することが重要である。腫瘍が選択的に加熱されず、かつ、周囲の健康な組織が優先的に加熱される場合、こうした治療は、腫瘍組織に対する栄養の供給が増加するため、腫瘍の成長を支援することになる。

【００１６】

ＵＳ６，３３０，４７９の実施形態と比較した、本発明の実施形態の上述した技術的な差異は、双方の実施形態に密接に関連する以下の効果を有する。

ＵＳ６，３３０，４７９のアンテナ構成は、全てのアンテナについての十分に計算され

たインピーダンス調整を必ず必要とするアンテナの組み合わせ（mosaic）で構成される。アンテナの組み合わせは、インピーダンス調整を全く必要としない本発明の構成よりも、ＵＳ６，３３０，４７９の構成を複雑なものにしている。

【００１７】

さらに、ＵＳ６，３３０，４７９の図１Ｂ、８、９、１０、および１１に示すように、アンテナ構成における全ての単一のアンテナを接続するために、ケーブルの大きな束が必要とされ、こうした装置を製造するためのコストが増加し、前記装置を装着するときの患者の快適さが低減し、損傷および過失賠償責任の受けやすさが増加する。対照的に、本発明の構成は、ＲＦ電極および対電極を無線周波数源（ＲＦ源）に接続するために単一のケーブルを必要とするだけである。

【００１８】

換言すれば、本発明の容量計算は、全ての状況に対して（すなわち、インピーダンス整合について）５０オーム公称インピーダンスを使用する一方で、ＵＳ６，３３０，４７９は、患者に対して十分に調整された適切な治療を提供するために、単一アンテナ間の相互結合および干渉に十分な注意を払いながら、全ての単一の組み合わせ部分、すなわち、アンテナの組み合わせ構成の全ての単一のアンテナにおいて、この整合を行わなければならない。本発明は、特定の構成では、複数の単一アンテナを使用しないため、処理し、調整するかまたは均衡をとることが実際には難しいこうした複雑さは、本発明の構成では完全に回避される。本発明は、インピーダンス整合を全く必要とすることなく、また、相互結合および干渉を全く発生することなく、等電位のＲＦ電極および対電極を利用する。

【００１９】

ＵＳ６，３３０，４７９の構成のような放射構成は、単一供給源、すなわち、単一アンテナによって収束することができない。目標に焦点を合わせるために、種々のエネルギーによって種々の角度から放射することが必要である。本発明の解決策では、ＲＦ電流は、ＲＦ電流にとって可能な最も容易な経路上を流れる。最も容易な経路は、低インピーダンスの体積を通り、強力に代謝する悪性の体積をこうして自動的に選択する。その結果、発生した熱を疾病組織に収束させること、および、健康な組織の熱傷のリスクを同時に低減することは、ＵＳ６，３３０，４７９の構成に比べて、本発明の構成によって、ずっと容易にかつより的確に達成される。さらに、ＵＳ６，３３０，４７９の実施形態は、重くかつ平坦な一般的なボーラス電極を有する実施形態と比較して、患者にとって有利な装着の快適さを有する可能性がある。しかしながら、本発明のエネルギー伝達手段と比較して、ＵＳ６，３３０，４７９のマイクロ波アプリケータは、アプリケータの一部であるその水冷却システムのために重く、大規模な配線のために装着するのが面倒で、治療される身体部分にかなり正確に一致しなければならず、例えば頭部、脚、腕、胸部、腹部などのような異なる身体部分について種々のサイズの形態のアプリケータの全セットを必要とする。

【００２０】

ＵＳ６，３３０，４７９の実施形態のマイクロストリップは、同軸ケーブルで接続されている（グラウンド線または対線と、アクティブ線（活線とも呼ばれる）との双方がアプリケータに導入される。本発明の解決策では、グラウンド電極および活線は、異なるアプリケータに接続される、（対称の場合には、２つの実際に逆に「帯電された」電極はキャパシタを形成し、非対称の場合には、２つの電極の一方（対電極）が接地される。さらなる非対称は、容量性電極のサイズの差によっても導入される。全てのアプリケータは、その全ての表面において等電位である。

【００２１】

本明細書で使用される「電極」という用語は、コンデンサまたはキャパシタのうちの少なくとも２つの電極の一方、あるいはホットプレートのように電流によって加熱され得る単一電極を指している。これらの電極は、ＲＦ電極、容量性電極、対電極、または単に電極と称される。図１に示すようなコンデンサ構成は、２つの電極が同じサイズを有する場合には幾何学的に対称となることができ、または、２つの電極が同じサイズを有しない場合には幾何学的に非対称となることができる。さらに、電極はまた、印加される周波数に

よって逆極性に交互に帯電される場合には、電気的に対称となることができ、また、一方の電極が接地され、他方の電極が周波数によってその極性を変化させる場合には、電気的に非対称となることができる。

【００２２】

本発明のエネルギー伝達手段の主要な利点は、複雑な冷却システムおよび複雑な冷却手順、ならびに冷却の測定および調整が全く必要とされないことである。本発明のＲＦ電極ならびに対電極は、１つの単一の大きな電極であり、電極上に均一な電圧を有し、ＲＦ源への電気的接続のためだけに使用される単一ケーブルを有している。本発明のＲＦ電極ならびに対電極は、実際に軽量かつ装着が快適な装置であり、ＲＦ電極または対電極自体がそれぞれの身体輪郭の正確な形状を有するという必要無しで、身体輪郭に容易に追従する。

【００２３】

本発明の構成では、対電極は、ＲＦ電極に対向しており、治療が必要な患者または患者の身体部分は、電流が、疾病組織、例えば、がん組織または悪性組織を通過するように、ＲＦ電極と対電極との間に配置される。

【００２４】

このように、本発明の電界容量結合式エネルギー伝達用のアプリケータは、ＲＦ源、単一ケーブルによってＲＦ源にそれぞれ接続されるＲＦ電極および対電極を備える閉回路である。ＲＦ電極および対電極は、コンデンサを形成し、このコンデンサにおいて、２つの電極の間の患者は、誘電体の形態である回路の一部である。

【００２５】

ＵＳ６，３３０，４７９のアプリケータのマイクロ波アンテナは、その直流伝導によって皮膚から絶縁されなければならず、良好な伝達のために循環水を必要とする（ＵＳ６，３３０，４７９の図５、特に、“circulating water port”、“water bolus outlet”、“water bolus inlet”、“thermal mapping channels”、“5 mm thick circulated water bolus”、“5 mm water bolus”という部分および、図７、特に、“8 thermal mapping sensors”、“water coolant”、“temperature controlled water bath”、“thermal mapping system”という部分などを参照）。

【００２６】

本発明のアプリケータの２つの注目すべき利点は、印加される電圧が患者に全く害を与えることなく、低いままに維持され得るように、絶縁体が完全に欠如しているということであるとともに、さらに、冷却システムが全く必要とされず、依然として疾病組織の安全な加熱を、冷却システムを全く必要とすることなく行うことができるということである。

【００２７】

上述したように、ＵＳ６，３３０，４７９のアンテナ構成は、疾病組織を正確に加熱し、皮膚または疾病組織でない組織の熱傷を回避し、構成の冷却システムをうまく適用するために、実際の用途にうまく適合されなければならず、いくつかの異なる形態およびサイズを必要とするアプリケータの製造を複雑にし、また、製造にかなり大きなコストがかかる。

【００２８】

ＵＳ６，３３０，４７９のアンテナ構成と比較すると、本発明のアプリケータの製造は、容易かつ単純である。その理由は、ＲＦ電極および対電極がそれぞれ、アンテナのようなものでなく単純なコンデンサ板として使用される一様な可撓性材料の一部品から構成されるからである。

【００２９】

本発明の電極の作製は、（例えば、ロールで１００m^2として測定される）大きな領域における所定の可撓性材料の単純な連続するコーティングで行われる。仕上げるように、実際の身体形状についてコーティング材料が調整されなければならないだけである。対照的に、ＵＳ６，３３０，４７９のアンテナ構成は、特別な組み合わせ形態および製造するのが複雑なさらにより特別な（そして、電子的に整合された）ストリップ幾何形状（ＵＳ

６，３３０，４７９の図１Ａを参照）のために、作製が複雑である。
【００３０】
ＵＳ６，３３０，４７９の実施形態と比較して、本発明の実施形態のこれらの注目すべき差異および注目すべき利点は、本発明の実施形態が、ＵＳ６，３３０，４７９で開示される同様の問題に対処する代替のアプリケータであるということだけでなく、むしろＵＳ６，３３０，４７９の実施形態のいくつかの欠点を非自明な方法で排除する独創的な実施形態であるということを実証している。
【００３１】
非一様な、フラクタルな、および／または浸透性の表面を通して、収束方式で目標組織に熱を伝達し、健康な組織の熱傷を回避し、治療中の患者のために手段の装着の快適さを増加させるエネルギー伝達手段を提供することが、本発明の目的である。
【００３２】
本発明の目的は、可撓性があり、軽量で、多孔性で、操作が容易な、導電性金属をコーティングされた可撓性材料から形成される電磁（例えば、容量性、放射性、または導電性）エネルギー伝達手段を開示する独立請求項の教示によって解決される。本発明のさらなる利点、特徴、態様、および詳細は、本出願の従属請求項、説明、実施例から明らかである。
［発明の説明］
本発明は、エネルギーを目標に向ける電磁エネルギー伝達手段を対象にしており、エネルギー伝達手段は、少なくとも１つの導電性金属電極材料を含み、少なくとも１つの導電性金属電極材料層は、可撓性キャリアの表面上にコーティングされ、コーティングされた可撓性キャリアは、多孔性で、かつ、コーティングされた可撓性キャリアを通して水の移動を可能にする。このように、コーティングされた可撓性キャリアは、電磁エネルギー伝達手段の電極であり、完全な電極は、多孔性で、可撓性があり、前記電極を通した水の移動を可能にする。
【００３３】
コーティングされた可撓性キャリアまたはコーティングされた可撓性材料の代わりに、少なくとも１つの導電性金属電極材料で製造される、導電性金属ネットまたは導電性金属ネットワークが使用され得る。こうした金属ネットまたは金属ネットワークは、好ましくは、例えばポリマーネットワーク構造などの骨格を全く含まない。金属ネットまたはネットワークは、好ましくは、例えばコーティングされた織物などのコーティングされた可撓性材料とまさに同様の特性を有する金属繊維の織物構造である。導電性金属ネットまたはネットワークは、可撓性があり、水および他の流体ならびに気体が導電性金属ネットまたはネットワークを通って移動することを可能にし、導電性に関して悪影響を及ぼすことなく折り畳まれることができ、非一様な、フラクタルな、および／または浸透性の表面を覆うことができる。その結果、例えば導電的にコーティングされた織物などの導電的にコーティングされた材料の上述した特性を有する全ての種類の金属ネットおよびネットワークは、独創的な電磁エネルギー伝達手段内で有用である。
【００３４】
こうして、主に熱である電磁エネルギーを伝達する手段は、少なくとも１つの導電性金属電極材料または導電性金属電極材料層でコーティングされるキャリアまたは支持体または材料を含む。この手段またはこの手段のこの電極は、例えば哺乳動物の液体または身体組織、培養板、誘電性流体、または組織サンプルあるいはバイオプシなどの目標を、５０℃まで、通常は、４５度～４８℃まで加熱するのに適している。
【００３５】
プラスチック、ポリマー、または例えばバイオポリマーなどの天然物質で作られるキャリアまたは支持体または材料および特に固体キャリアまたは固体支持体または固体材料は、例えば導電性金属または金属合金などの導電性金属でコーティングされる。さらに、前記コーティングされたキャリアまたはコーティングされた支持体またはコーティングされた材料は、多孔性であり、液体が、前記キャリアまたは支持体または材料を通過すること

を可能にする。さらに、コーティングされたキャリアまたはコーティングされた支持体またはコーティングされた材料は、可撓性があり、すなわち、一定のまたは予め規定された形状を有さず、加熱されるべき液体、流体、気体、または固体物質を含む人または動物の身体あるいはあらゆるキャビティの非一様な湾曲に追従し得る。

【００３６】

本明細書で使用される「多孔性の」という用語は、コーティングされたキャリアまたはコーティングされた支持体またはコーティングされた材料が、水またはあらゆる気体が、前記コーティングされたキャリアまたはコーティングされた支持体またはコーティングされた材料を通して移動することを可能にする能力を指している。孔径は、最大０．１ｍｍまたはさらにそれ以上であり得る。その結果、本発明のエネルギー伝達手段は、可撓性があり、導電性があり、水性液体、水、および気体について透過性があるかまたは貫通性がある１つまたは２つの電極を備える。

【００３７】

独創的なエネルギー伝達手段は、導線性金属でコーティングされた可撓性がある多孔性の材料、キャリア、または支持体を備えているため、独創的なエネルギー伝達手段は、放射性アンテナのように機能するか、または、導線性金属でコーティングされた可撓性がある多孔性の材料、キャリア、または支持体を通る電流によって単体で加熱され得る。独創的なエネルギー伝達手段は、放射マイクロ波治療のために使用されることができ、フェーズアレイ構成においても適用可能である。

【００３８】

多孔性織物は、可撓性材料または可撓性キャリアまたは可撓性支持体として適するが、織布または不織布の可撓性に類似する可撓性を有するあらゆる多孔性材料もまた、本発明で使用され得る。そのため、あらゆる種類の織物、織布、不織布、およびさらに不織布材料が、可撓性のある多孔性の材料として適する。こうした可撓性のある多孔性の材料はまた、可撓性がある多孔性の固体支持体または可撓性がある多孔性の固体キャリアと称され得る。こうした材料、キャリア、または支持体は、特定の形状に限定されず、織物片またはファブリック片または掛け布片の硬さおよび／またはテクスチャを有する。したがって、例えばポリアミド（ナイロン（登録商標））、ポリ－ε－カプロラクトン、ポリパラジオキサノン、ポリ酸無水物、ポリヒドロキシメタクリレート、フィブリン、ポリエーテルエステル、ＰＥＧ、ポリブチレンテレフタレート、ポリカーボネート、ポリ（Ｎ－ビニル）－ピロリドン、ポリビニルアルコール、ポリエステルアミド、ポリエチレンオキシド、ポリプロピレンオキシド、ポリウレタン、フィブリノゲン、デンプン、コラーゲン、ゼイン、カゼイン、β－シクロデキストリン、ポリアクリレート、ポリアクリルアミド、ポリイミド、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリテトラフルオロエチレン、フルオロシリコーン、レーヨン、ポリスルフォン、シリコーン、ポリシロキサン、ポリビニルハロゲン、および、これらの物質の共重合体または混合物などの全ての周知の天然および人工材料。

【００３９】

好ましいのは、金属コーティングについて良好な付着をもたらす、前述したような材料、キャリア、または支持体である。また、好ましいのは、織布のように複数の単繊維で製造されるかまたは構成される材料、キャリア、または支持体であり、１組の単繊維は、実質的に平行方式でほぼ織物の全長に沿って延在する一方、残りの組の単繊維は、最初の組の繊維に対して斜めに実質的に平行方式で配列される。このため、前記繊維を備える織物の長さと同等の長さを有する繊維が好ましい。

【００４０】

本発明のさらなる好ましい実施形態では、材料、キャリア、または支持体の単繊維は、チューブのようにコーティングされており、繊維の表面の一部だけがコーティングされるのではなく、むしろコーティングが繊維の周りの全てに適用されることを意味している。

【００４１】

さらに、こうした材料、キャリア、または支持体が、電磁エネルギー伝達手段の入力ケーブルと出力ケーブルとの間の不連続性がなく、浸透性であるかつ／またはフラクタルで

あるか、あるいは、浸透性および／またはフラクタル構造を有することが好ましい。換言すれば、金属ネットまたはコーティングされたキャリアは、非一様な表面、フラクタル表面、または浸透性表面を覆うことができるように、あるいは、非一様な表面、フラクタル表面、または浸透性表面の構造に追従することができるように可撓性である。

【００４２】

導電性金属コーティングは、多層コーティングである。好ましくは、層のうちの１層は、良好な抗菌効果を有し、良好な無線周波数（ＲＦ）伝導をもたらす銀である。さらに、銀は、適度な発汗抑制作用と共に匂い防止効果を有する。銀が適度な発汗抑制作用と共に匂い防止効果を有することは、銀を、美容、医療、および福祉用途に好ましくさせる。

【００４３】

しかしながら、他の導電性金属コーティングも使用され得る。結果として得られる導電性金属をコーティングされた可撓性材料は、依然として、熱ならびに流体、特に、水溶液、水、および汗または発汗の交換を可能にするのに十分に多孔性である。好ましくは、耐食および耐摩耗目的のためのコーティングを作製するための、最も頻繁に使用される方法の１つである導電性金属コーティングの無電解（自己触媒的）堆積が使用される。

【００４４】

織物は、ガルバニック絶縁のために追加のプラスチック層によってコーティングされ得る。追加のプラスチック層によるコーティングは、好ましくは、連続層ではなく、多孔性構造を自由で開放した状態に維持するだけのために、繊維上の層であるべきである。装置が、２重に絶縁される場合、直接金属接触が使用され得る。多層構造は、繊維を同軸状にかつ完全に連続してコーティングする。金属層作製技術が浸漬無電解処理である場合には、個々の繊維の交差(crossing)は、繊維ごとに個々に完全にコーティングされてもよく、金属層作製技術がガルバニックである場合には、交差は、交差としてだけコーティングされてもよく、個々の繊維の同軸構造を維持しない。しかしながら、プラスチックコーティングは、溶液槽のこうした表面張力を有する浸漬でなければならず、金属コーティングされた繊維の交差における絶縁を可能にせず、その外側表面をコーティングするだけであり、しかしながら、コーティングは、孔を埋めないため、材料は多孔性のままである。

【００４５】

理想的には、人の身体の全ての部分に対する適用に適するエネルギー伝達手段としての治療電極またはアプリケータが必要とされる。この理由で、身体の輪郭に一致し得る可撓性電極／アプリケータについての必要性が存在する。コーティングされた可撓性キャリアまたは可撓性金属ネットは、大きな、および／または、非一様な、フラクタルな、および／または浸透性の表面の治療のための電極として機能する一方で、これらのキャリアまたは金属ネットは、包帯、錘、ばね、ゴムによって、または、最も好ましくは、小さな磁石、磁気クリップなどを使用する磁気固定手段によって、前記表面上に容易に固定され得る。

【００４６】

本発明の独創的な可撓性電界容量結合式エネルギー伝達手段は、この要件を満たす、すなわち、伝導性があり、可撓性があり、折り畳み可能であり、多孔性であることができ、表面の輪郭に追従する布のように滑らかに非一様な表面、フラクタル表面、および／または浸透性表面を覆うことができる。エネルギー伝達手段は、折り畳まれることが可能な、または、円柱にさえ自由に形成されることが可能な、導電性金属をコーティングされた可撓性材料または金属ネットワークから形成される。このため、独創的なエネルギー伝達手段は、緩やかなまた急峻な湾曲に一致し得る。例えば、急峻な湾曲の場合、エネルギー伝達手段は、四肢に巻き付くことによって四肢の形状に容易に一致し得る、または、頭蓋骨の形状に一致し得る。あるいは、緩やかな湾曲の場合、エネルギー伝達手段は、胴体の形状に一致し得る。

【００４７】

また、独創的な可撓性電磁結合式エネルギー伝達手段は、軽量であるため、エネルギー伝達手段の過剰な重量のために患者に不快を生じることなく、例えば胴体などの大きな領

域を覆うように製造され得る。可撓性電磁結合式エネルギー伝達手段が大きな領域を覆うように製造されることにより、単一治療セッションで大きな領域の治療が可能になる。また、エネルギー伝達手段の可撓性は、エネルギー伝達手段と大きな適用領域、例えば、胴体との間の良好な接触を可能にする。

【００４８】

独創的な可撓性電磁結合式エネルギー伝達手段はまた、多孔性である。可撓性電磁結合式エネルギー伝達手段が多孔性であることにより、対流によるエネルギー伝達手段を通じた熱の交換による、治療領域の自然冷却が可能になる。また、熱傷を防止するために適用領域を冷却し、患者の快適さを維持するために、単純な外気冷却システム、例えば、ファンからの指向性空気流を使用することができる。結果として、従来のボーラス電極の場合にそうであるように、複雑な流体冷却システムについての必要性が存在しない。複雑な流体冷却システムについての必要性が存在しないことは、メンテナンスコストが低い単純で軽量な構成を可能にする。

【００４９】

エネルギー伝達手段の多孔性はまた、エネルギー伝達手段を通した流体の交換を可能にする。このため、汗は、多孔性エネルギー伝達手段を通して自然に蒸発することができるので、患者の快適さが増す。逆に、エネルギー伝達手段の多孔性は、液体治療の適用を可能にする。

【００５０】

独創的な可撓性エネルギー伝達手段の構成が単純であるため、エネルギー伝達手段は、１回使用の使い捨て電極として提供され得るか、または、個々の患者のための仕様に合わせて製造され得る。

【００５１】

独創的な可撓性エネルギー伝達手段のさらなる利点は、かさばる硬質フレームおよび操作が難しいボーラス電極アプリケータについての必要性が存在しないことである。また、独創的な可撓性エネルギー伝達手段は、従来の温熱療法装置を有する従来のボーラス電極アプリケータの代わりに使用され得る。

【００５２】

しかしながら、独創的な可撓性エネルギー伝達手段はまた、従来の温熱療法アプリケータの患者接触領域に取り付けられる取り外し可能適用「パッド」として使用され得る。

独創的な可撓性エネルギー伝達手段は、絶縁を全く必要とせず、または、非常に低いレベルの絶縁を必要とするだけであるため、システムの全体インピーダンスが低い。したがって、独創的な可撓性エネルギー伝達手段を用いれば、従来のボーラス電極と比較して、同じ電力の使用で、より大きな電流を生成し、その電流は、当然、加熱に最適である。

【００５３】

また、独創的な可撓性エネルギー伝達手段における薄い金属層、または独創的な可撓性エネルギー伝達手段としての薄い金属ネットワークの使用により、可撓性エネルギー伝達手段は、容量結合の誘導性部分により適したものになる。容量結合における主要な問題の１つが、最適結合のための誘導性がシステム内に全く存在せず、外部インピーダンスが電力の大部分を消費するという事実であるため、可撓性エネルギー伝達手段が容量結合の誘導性部分により適したものになることは、著しい利点をもたらす。

【００５４】

今まで、硬質で、可撓性がなく、重く、比較的小さな電極、好ましくは、ボーラス電極が、本目的のために使用されていた。本発明は、非侵襲的電界温熱療法のために使用される、これらの不都合で、可撓性がなく、重い電極を、可撓性があり、薄く、多孔性で、必要である場合には大きな、電極または電磁エネルギー伝達手段と置き換えることであり、電極または電磁エネルギー伝達手段は、人または動物の身体の輪郭に適合し、軽量で、水または汗などの他の液体の通過を可能にし、従来の電極と同じまたは同様の導電率を有する。「同様な導電率」という用語は、この目的で使用される従来のボーラス電極の導電率の少なくとも８０％、好ましくは少なくとも９０％を指している。

【００５５】
このように、本発明は、哺乳動物の目標組織にエネルギーを向ける電界容量結合式エネルギー伝達手段に関し、電界結合式エネルギー伝達手段は、導電性金属電極材料を備え、少なくとも１つの導電性金属電極材料層は、可撓性材料のシート上にコーティングされ、可撓性材料のコーティングされたシートは多孔性である。コーティングされた可撓性材料の代わりに、金属ネットまたは金属繊維のネットワークが使用され得る。
【００５６】
可撓性材料は、通常、ポリプロピレンまたはポリアミドである。ポリウレタンまたは他のプラスチックならびに上述した材料も適する。可撓性材料は、織布または不織布構造を有する。天然繊維から作られる織物（コットン、ウールなど）は、通常、表面が粗い非常に短い繊維を有しているため、その特定の表面は、大き過ぎて、何かで効果的にコーティングすることができない。コーティングされた層は、あらゆる金属であってもよく、付着性が良好であるため、一般に、種々の金属層から作られ、その後、互いに付加される。ガルバニック処理と浸漬（無電解、化学）処理の双方は、触媒調製（一般に、プラチナおよび／またはその化合物）で始まらなければならず、コーティング処理が、その後継続する。無電解は、自己触媒的であるため、一般に、例えばニッケルリン（Ｎｉ－Ｐ化合物、H_3PO_2、H_3PO_3、$H_2PO_2^-$、$H_2PO_3^-$）、リン酸ニッケル、および／または、ホウ化ニッケル化合物などのニッケル塩が、最初に塗布され、他の良好な導電層（銅合金、および／または、銀合金、時として、金合金）が、後でその一番上に塗布される。層の特別な選好は全く存在せず、その電気特性および機械的特性についての要求だけが述べられ得る。電気的には、本発明者等は、良導体、好ましくは、銅、銀などを要求し、機械的には、本発明者等は、できる限り高い可撓性と共に、できる限り安定であることを好む。その縫う能力もまた選好である。
【００５７】
さらに、本発明は、独創的な電磁エネルギー伝達手段を備える、温熱治療装置または温熱療法装置または非侵襲的電界温熱療法装置に関する。こうした装置は、温熱療法、特に、容量性電気温熱療法において、また、最も好ましくは、人または動物の身体の大きな表面領域のために使用される。
【００５８】
独創的な温熱療法装置または構成あるいは温熱療法構成は、コンデンサおよび無線周波数源（ＲＦ源）で構成される。
無線周波数源に関して、制限は存在しない。無線周波数源が、好ましくは１０ｋＨｚ～５０ＭＨｚの範囲の無線周波数電磁場を提供することができ、かつ、治療要求に応じて安全に制御され得る限り、あらゆる一般的な無線周波数源が使用され得る。供給される周波数範囲は、実際には、（事実上０ＭＨｚとして測定される）検出限界以下～５００ＭＨｚ、好ましくは１０ｋＨｚ～１００ＭＨｚ、より好ましくは１０ｋＨｚ～４５ＭＨｚ、最も好ましくは１３．５６ＭＨｚまたは整数による乗算または除算、好ましくは４０による除算によって得られるあらゆる値であり得る。このため、以下の周波数、すなわち、１３．５６ＭＨｚ、あるいはこの１３．５６ＭＨｚの値の１／１００倍、１／４０倍、１／２０倍、１／１０倍、１／２倍、２倍、または３倍（すなわち、６．７８ＭＨｚ、２７．１２ＭＨｚ、または４０．６８ＭＨｚ）などが最も好ましい。低周波は、組織の放射の代わりに一定の導電状況を作るのに好ましく、治療される組織において、また特に、放射アンテナ構成が付着されるかまたは取り付けられる皮膚上で熱傷を容易にもたらすため、水冷却のような制御された冷却が、こうした放射構成では必ず必要とされる。
【００５９】
電流が患者を流れるとき、本発明者等は、ＲＦ（好ましくは、１３．５６ＭＨｚ）を使用し、電流が、ネットだけ、または、コーティングされたキャリアだけを流れるとき、本発明者等は、望むものを使用し得るが、最も実用的なのは、５０Ｈｚの低（２～３Ｖ）電圧である。
【００６０】

温熱療法装置のコンデンサは、ＲＦ電極とも称される、少なくとも１つの電極と、少なくとも１つの対電極とで構成され、これら電極は、患者が少なくとも２つの電極間にある状態で、患者の皮膚上に互いに対向して配列されるかまたは配置されるため、治療が必要であり、かつ、ＲＦ電極と対電極との間に当然ながら位置する患者および疾病組織を通して電流が流れるときに、患者は、コンデンサの一部になる。

【００６１】

ＲＦ電極および最も好ましくは対電極もまた、独創的な電磁エネルギー伝達手段として定義されるため、本発明はまた、エネルギーを目標に向けるための、コンデンサの一部である前記電磁エネルギー伝達手段を対象としており、電磁エネルギー伝達手段は、コーティングまたは金属ネットの形態で、少なくとも１つの導電性金属電極材料を備え、

少なくとも１つの導電性金属電極材料層は、可撓性キャリアの表面上にコーティングされ、

コーティングされた可撓性キャリアは、多孔性で、かつ、コーティングされた可撓性キャリアを通して水の移動を可能にするか、または、

少なくとも１つの導電性金属電極材料は、金属ネットの形態で可撓性キャリアを構築し、

可撓性キャリアは、多孔性で、かつ、可撓性キャリアを通して水の移動を可能にし、

コーティングまたは金属ネットの形態の少なくとも１つの導電性金属電極材料は、絶縁されていない。

【００６２】

独創的な温熱療法装置または温熱療法構成はコンデンサ構成を使用するため、電極および対電極は、電極または対電極にそれぞれ取り付けられる場合か、または、電極または対電極によってそれぞれ覆われる場合、皮膚または皮膚表面から絶縁されるべきでない。

【００６３】

電極および対電極の皮膚への直接接続により、患者を通した直接的な電流の流れを可能にし、印加電圧を、以前のあらゆる解決策よりも低く維持することができる。以前の容量性解決策では、電極は、（好ましくは、シリコーンで作った）水ボーラスによって著しく絶縁された。これらの高絶縁層は、直列インピーダンスのように回路の一部であった。高インピーダンスは、$U^2 = P^* Z$であるため、一定電力において高い電圧を要求する。ここで、Ｕは電圧、Ｐは電力、Ｚは実際のインピーダンスである。同じ事例の電流は低い（$I^2 = P / Z$、ここで、Ｉは電流）。絶縁層が排除された場合、インピーダンスが、劇的に低減し得るため、エネルギー伝達を改善し、放射損失を抑制するために、電圧の２乗が低下し、電流の２乗が比例して増加する。電圧の２乗が低下し、電流の２乗が比例して増加することは、熱を、腫瘍などの疾病組織に収束させるため、また、健康な組織の熱傷を回避するためにやはり重要である。独創的な電磁エネルギー伝達手段を備える独創的な温熱療法装置の本発明者等の開発の始めには、１５０Ｗにおける電圧は約８５Ｖであった一方で、現在では、同じ条件で、電圧は２７Ｖである。３倍の降下電圧は、同じ電力において、電流も３倍増大させた。加熱効率が非常に増大した。本発明者等の測定によれば、マウスのＨＴ２９（人結腸直腸異種移植）腫瘍において４２℃を維持すると、ボーラスシステムでは１５Ｗが必要であった一方で、新しいシステムでは、同じ４２℃を維持する同じサイズの腫瘍は１．５Ｗを必要とするだけであった。同じ４２℃を維持する同じサイズの腫瘍が１．５Ｗを必要とするだけというのは、１０倍の電力効率である。利点は、これだけでなく、低電圧が、環境に対する少ない散乱容量をもたらすため、電力制御の精度が向上する。

【００６４】

さらに、電極および対電極の患者の皮膚への前記直接接続は、電極が余分な領域の皮膚冷却のためのあらゆる冷却装置、冷却ボーラス、または冷却装置をなす。

電極は、単一ケーブルによってＲＦ源に接続され、対電極もまた、単一ケーブルによってＲＦ源に接続されるので、完全なコンデンサ構成を非常に容易にし、さらに、患者の装着の快適さを高める。

【００６５】
また、アンテナ構成と比較して非常に重要なのは、電極、そしてまた対電極が等電位である、すなわち、各電極（電極および対電極）がその完全な表面内でまたは表面にわたって同じ電位を有することである。例えばＵＳ６，３３０，４７９に記載されたようなアンテナ構成の非等電位表面は、電極内で電流を発生させ、電極自体を加熱させ、安全性の問題を生じさせることになる。この問題は、本発明者等の独創的なコンデンサ構成によって完全に回避され、このコンデンサ構成では、これらの少なくとも２つの容量性電極間の媒体よりはむしろ、少なくとも２つの電極が加熱されず、電極間の媒体が、通常、電極表面の真近にない患者の疾病組織である。
【００６６】
このため、電極および好ましくは対電極もまた、または他の逆帯電された容量性電極は、導電性金属電極材料でコーティングされる、可撓性があり、水透過性で、気体透過性で、導電性があり、織物状の金属ネット、または、可撓性があり、水透過性で、気体透過性で、織物状の材料またはキャリアで構成される。前記電極は、あらゆるサイズを有することができ、かつ、衣服のように身体の特定の部分を覆うことができるファブリック片または布片のように見える。
【００６７】
電極のサイズによらず、また、特定の身体領域に前記電極がどのように固定されるかまたは取り付けられるかによらず、電極は、電極の全表面を通して同じ電位を有する。
独創的な温熱療法装置は、患者の身体内で１０ｃｍまでにある深部組織の熱治療に特に有用である。
【００６８】
本明細書で使用される「温熱療法」という用語は、環境平衡温度より高く目標を加熱することを指している。このため、独創的なエネルギー伝達手段を備える上述した装置は、人または動物を治療するのに適するだけでなく、命のあるあらゆる目標および命のないあらゆる目標の温熱療法治療にも適し、そして、ＲＦ溶接、はんだ付け、および接着、または、例えば誘電性材料などの気体、固体、流体、液体などのあらゆる種類の目標材料を温めておくのに使用され得る。
【００６９】
可撓性材料のコーティングされた表面またはコーティングされたシートは、材料を通して空気および水／水溶液の移動を可能にする。可撓性材料のコーティングされたシートは、材料を通して流体の移動を可能にする。
【００７０】
可撓性材料のコーティングされたシートは、円柱を形成し得る。可撓性材料のコーティングされたシートはまた、折り畳まれ得る。
さらに、本発明の好ましい実施形態では、可撓性があるコーティングされたキャリアまたは可撓性がある金属ネットは、交互する正および負セクションまたは電極構成で配列された、複数の正および負セクションまたは複数の正および負電極を備えるか、またはそれらで構成されるように配列される。
【００７１】
前記交互する正および負セクション、または電極構成は、マトリクス構成、複数のマトリクス構成、同心リング構成、または、複数の同心リング構成の形態となり得る。マトリクス構成は、チェス盤構成の形態となり得り、同心リング構成は、同心リングの単一構造または複数の同心リング構成の球パッキングの形態となり得る。
【００７２】
こうした構成は、例えば真皮、表皮、または皮下組織などの表面組織の治療に特に好ましい。さらに、本明細書に開示される全ての構成は、関節または軟骨組織を治療するのに有用である。
【００７３】
これらの構成における電極対の数は限定しないが、通常、１と５０との間、より好まし

くは、１、２、３、４、５、６、８、９、１２、１６、２０、２４、２５、２８、３０、３２、３４、３６、３８、４０、４２、４９である。

【００７４】

さらに、これらの複数の電極構成では、これらの電極のうちの少なくとも１つの電極は、測定電極として使用される一方、全ての他の電極は、治療電極として使用されることが好ましい。

【００７５】

電極のサイズは限定しないが、当然、関心のある用途に対して、すなわち、例えば、治療されるべき身体部分に対して、または、温熱療法治療によって達成可能な温度に温められるかまたは維持されるべきキャビティの形状に対して調整される。

【００７６】

本発明の別の態様は、導電性金属電極材料を備える独創的な電界容量結合式エネルギー伝達手段の使用であり、少なくとも１つの導電性金属電極材料層は、可撓性材料のシート上にコーティングされ、可撓性材料のコーティングされたシートは、命のあるあらゆる対象または命のないあらゆる対象の目標組織の治療のための温熱療法治療の改良された方法を提供するために多孔性である。

【００７７】

腫瘍細胞は、正常組織に比べて、特異的に熱に対して敏感である。このため、本発明の温熱療法装置は、上皮がんの治療および／または予防に使用され得る。表面組織で発生する全ての種類のがん、例えば、基底細胞がん、扁平上皮がん、黒色腫、カポジ肉腫、皮膚リンパ腫、皮膚付属器腫瘍、真皮の柔部組織肉腫、皮下組織の柔部組織肉腫、メルケル細胞がん、隆起性皮膚線維肉腫（ＤＦＳＰ）、および血管肉腫が、独創的な装置を使用して治療され得る。本発明の電界容量結合式エネルギー伝達手段はまた、他の形態のがん治療、例えば、化学療法、放射線療法、および手術と組み合わせて使用され得る。

【００７８】

独創的な電界容量結合式エネルギー伝達手段はまた、関節および関節疾病および状態、例えば、関節リウマチ、リウマチ、痛風、強直性脊椎炎、および狼瘡の治療および／または予防のために使用され得る。

【００７９】

独創的な電界容量結合式エネルギー伝達手段はまた、呼吸疾病および状態、例えば、喘息、アレルギー性鼻炎、および感冒の治療および／または予防のために使用され得る。

独創的な電界容量結合式エネルギー伝達手段はまた、表面微小循環を高めるのに使用され得る。表面微小循環を高めることは、治療された領域の解毒による疲労を回復するのに有用である。

【００８０】

独創的な電界容量結合式エネルギー伝達手段はまた、人または動物の筋肉損傷の治療に使用され得る。

独創的な電界容量結合式エネルギー伝達手段はまた、表面微小循環を高め、表面組織を加熱して、人または動物の筋肉痙攣および筋肉損傷を防止するのに使用され得る。

【００８１】

独創的な電界容量結合式エネルギー伝達手段はまた、美容目的、例えば、セルライト治療、脂肪低減、および組織リフティングのために使用され得る。

本発明の電界容量結合式エネルギー伝達手段および方法は、従来技術の電界結合式エネルギー伝達手段および方法と比べて、以下の著しい利点をもたらす。

【００８２】

独創的な電界容量結合式エネルギー伝達手段の使用によって、エネルギーは、治療するのが困難な表面領域または大きな表面領域に配送され得る。

さらに、本発明の電界容量結合式エネルギー伝達手段は、熱および流体の交換を可能にするエネルギー伝達手段の多孔性によって、改善された患者の安全性および快適さを提供する。

【００８３】
また、独創的な電界容量結合式エネルギー伝達手段は、誘導結合が高く、インピーダンスが低いため、従来のボーラス電極に比べて、改善されたエネルギー伝達を提供する。
要約すると、本発明は、少なくとも２つの電極のコンデンサ構成において無線周波数を使用する、疾病組織の深部加熱温熱療法装置を対象としており、２つの電極は、その全表面にわたって等電位であり、２つの電極が取り付けられる皮膚に対して絶縁されておらず、いかなる冷却システムまたは冷却ボーラスも有しておらず、それぞれが、通常１３．５６ＭＨｚのＲＦ電流を使用する無線周波数源に単一ケーブルを通して接続される。１つまたは少なくとも１つの電極（ＲＦ電極）および／または１つの対電極または少なくとも１つの対電極あるいは他の容量性電極または少なくとも１つの他の容量性電極は、目標にエネルギーを向けるための、コンデンサの一部である電磁エネルギー伝達手段であり、電磁エネルギー伝達手段は、コーティングまたは金属ネットの形態の少なくとも１つの導電性金属電極材料を備え、少なくとも１つの導電性金属電極材料層は、可撓性キャリアの表面上にコーティングされ、コーティングされた可撓性キャリアは、多孔性で、かつ、コーティングされた可撓性キャリアを通して水の移動を可能にするか、または、少なくとも１つの導電性金属電極材料は、金属ネットの形態で可撓性キャリアを構築し、可撓性キャリアは、多孔性で、かつ、可撓性キャリアを通して水の移動を可能にし、コーティングまたは金属ネットの形態の少なくとも１つの導電性金属電極材料は、絶縁されていない。
【００８４】
電極および好ましくは対電極も、または他の逆帯電された容量性電極は、身体の形状にうまく追従し、覆われる表面、すなわち、電極が載置されるかまたは取り付けられる、または、前記電極によって覆われる、覆われる皮膚全体にわたって完全な接触をもたらす。
【００８５】
これらの可撓性があり導電性がある織物状電極および好ましくは可撓性があり導電性がある織物状対電極または容量性電極の独創的な構成は、まさに複雑でかつ使用するのが容易でないボーラスシステムと置き換わり、治療される病変部（たとえば、頭部、脚、胸部、基本組織など）に最も適合する、これらの電極のあらゆる形状を適用することを可能にし、一般的に問題となる身体表面の冷却を解決し、印加電圧を低く、かつ、印加電流を高く維持して、エネルギー伝達を向上し、放射損失を抑制する。
【００８６】
さらに、この構成は、（例えば、遠隔転移のための）多局的な治療のために、大きな水重量を伴うことなく、大きな電極の使用を可能にし、皮膚表面に対して直接電極接触を適用することによって、古い一般的なアプリケータにおけるボーラス材料および他の層の絶縁体を排除する。
【００８７】
最後に、独創的な構成または独創的な温熱療法装置の電極は、製造が容易でかつ簡単であり、治療法をより容易にもし、かつ、患者にとってより耐えられるものにする。
【図面の簡単な説明】
【００８８】
【図１】患者の身体における平らでない表面に適用されるときの、独創的な、可撓性があるシート電極の実施例を示しており、幾何学的に対称な構成を示すが、電極のサイズが同一でない場合には、幾何学的に非対称でもあり得る。さらに、電極（幾何学的に対称または非対称の双方）は、電気的にも、対称である（印加される周波数によって交互に逆帯電される電極）か、または、非対称でありうる（一方の電極が接地されており、他方の電極が周波数によって極性を変化させる）。
【図２】患者の身体における平らでない表面に適用されるときの、独創的な、可撓性があるシート電極を示し、可撓性があるシート電極を固定するための異なる手段を示している。この事例は、金属ネットまたは導電性金属をコーティングした可撓性キャリアが、（患者を通してではなく）ネットを通して流れる電流によって加熱され、加熱されたネットが（ホットプレートがするように）患者を加熱するときの、構成を示している。

【図３】正電極と負電極とを交互させる独創的なマトリクス（チェス）構成を示している。
【図４】正電極と負電極とを交互させる独創的な同心リング構成を示している。
【発明を実施するための形態】
【００８９】
［実施例］
実施例１：結腸直腸原発腫瘍からの肝臓転移の治療
ポリアミド繊維で構成される４００ｃｍ^{2}の織物状構造が、パラジウム層によって活性化され、無電解コーティングによって第１のホウ化ニッケル層をコーティングされ、その後、銀層が、同様に無電解コーティングによって塗布される。
【００９０】
多孔性で、可撓性があり、コーティングされたポリアミド織物の形態の、前記電磁エネルギー伝達手段が、温熱療法構成で使用される。コーティングされた織物状構造は、患者の下に載置され、患者の背面に円滑に取り付けられ、コーティングされた別の織物状構造については、患者の胸部上に円滑に取り付けられる。ボーラス状システムによって今まで治療されてきた全てのがん病変部は、この新しくかつ独創的な解決策によって、よりよくかつより安全に処理され得る。この実施例の病変部は、結腸直腸原発腫瘍からの肝臓転移である。この非常に一般的ながんは、肝臓と皮膚との間の脂肪層のために、治療するのに最も問題となるものの１つである。
【００９１】
双方のコーティングされた織物状ポリアミド構造は、電源に接続される。患者は、７０Ｗでの深部温熱治療によって加熱され（１３．５６ＭＨｚ、正弦波電流、容量性結合、ＲＦ電流が患者を流れる）、２５２ｋＪのエネルギー（継続時間は１時間）が供給される。患者は、治療によく耐え、後に、生活の質の改善を報告した。治療は、５週にわたって１週間に２回繰り返される。
実施例２：肺がんの治療
実施例１におけるのと同じ構成が、肺がんの治療に使用された。温熱治療は、相補的な方法であるため、従来のがん治療と組み合わせて適用された。既知の肺がん事例では、ゲムシタビンによる一般的な化学療法が適用された。
【００９２】
さらなる温熱治療は、一般的な化学療法を著しく支援し、患者の平均余命を延長した。
実施例３：胆嚢および肝内胆管がんの治療
別の適用は、同じ構成により、ＲＦ電流（４０００ｃｍ^2、１３．５６ＭＨｚ、６０Ｗ）が、電極間の患者を通して流れる。治療される領域は、胆嚢および肝内胆管である。電極－組織による患者の加熱は、電磁エネルギー伝達を行う、布またはファブリックまたは織物片の形態の電極が、患者の身体の湾曲に円滑に取り付けられ、適切に一致していることを意味する。可撓性があるエネルギー伝達手段、すなわち、金属ネットまたはコーティングされたキャリアは、目標領域を約４０℃まで加熱する。
【００９３】
治療セッションの継続時間は、双方の事例では、１時間であった。
実施例４：関節リウマチの治療
患者は関節リウマチを患っている。電極は、電極を通る（患者を通らない）電流の直接的な流れによって伝導的に加熱される。加熱された電極は、接合部上に載置されると、身体部分を加熱した。温熱治療は、１日に１時間、２か月の期間中、１週間に３回適用された。印加されたエネルギーは、１０～２０Ｗ、５０ＨｚＡＣ周波数であり、１０×１０ｃｍの丸みのある四角形電極が対称的に配置された。患者は、最初の治療後でさえも、良好な主観的反応を報告し、コースの後、生活の質の著しい改善を報告した。
実施例５：喘息治療
ポリアミド繊維で構成される１，１００ｃｍ^{2}の織物状構造が、パラジウム層によって活性化され、無電解コーティングによって第１のホウ化ニッケル層をコーティングされ、

その後、銀層が、同様に無電解コーティングによって塗布される。

【００９４】

多孔性で、可撓性があり、コーティングされたポリアミド織物の形態の、前記電磁エネルギー伝達手段が、温熱治療構成で使用される。コーティングされた織物状構造は、患者の下に載置され、患者の背面に円滑に取り付けられ、コーティングされた別の織物状構造については、患者の肺葉にわたって、全領域を円滑に覆って、患者の胸部上に円滑に取り付けられる。

【００９５】

双方のコーティングされた織物状ポリアミド構造は、電源に接続される。患者は、１５０Ｗでの深部温熱治療によって加熱され（１３．５６ＭＨｚ、正弦波電流、容量性結合、ＲＦ電流が患者を流れる）、３５０ｋＪのエネルギーが供給される（継続時間は１時間）。喘息を患う患者は、治療によく耐え、後に、依然として必要なステロイド薬が確実に劇的に減ったことを報告した。（常用は、必要だった場合には、時折散発的にまで減少した。）治療は、２週にわたって１週間に２回繰り返される。

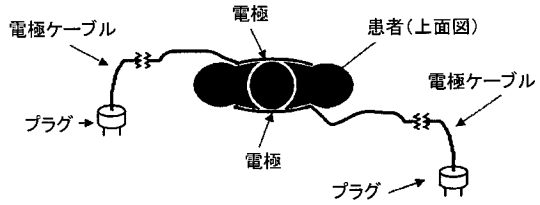
実施例６：セルライト治療

セルライト治療は、温熱治療の深部加熱および再構築能力を使用する。この種類の加熱は、多くの市販の装置（たとえば、ｈｔｔｐ：／／ｗｗｗ．ｃｅｌｌｕｌｉｔｅｔｒｅａｔｍｅｎｔ．ｍｄ／）で利用可能であるが、ＲＦ周波数活性化を用いるこれらの新しい電極は、有効な深部加熱、非平滑皮膚表面に対する、大面積で（実際には、患者の形状に関して仕上げられうる）かつ完全平滑な、可撓フィッティングを行う。実施例は、１０×１０ｃｍの丸みのある四角形に対向して患者の上肢上に（鼠径部領域まで）載置され、３０分間、３５Ｗを印加されたことを示している。セルライト表面はより平滑になった。処理は、２週間の間、１週間に３回繰り返され、結果として、セルライト構造の満足のいく低減が得られた。

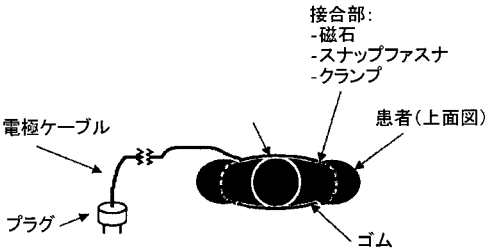
実施例７：脂肪低減

セルライト治療と同様に、脂肪低減も、市場で多くの商業的入手可能性を有するが（たとえば、ｈｔｔｐ：／／ｍｅｄｓｐａ．ｓｑｕａｒｅｓｐａｃｅ．ｃｏｍ／ｐｈｙｓｉｃｉａｎ－ｔｏ－ｐｈｙｓｉｃｉａｎ／ｐｏｓｔ／３１７０８８）、これらの新しい電極は、新しい機能をもたらす。電極および治療は、実施例６におけるのと同じであり、治療だけが１週間の間、毎日繰り返された。結果は満足のいくものであり、四肢の回旋枝が、４％だけ収縮していた。

【図１】


電極ケーブル
電極
患者（上面図）
電極ケーブル
プラグ
電極
プラグ

【図２】


接合部:
-磁石
-スナップファスナ
-クランプ
電極ケーブル
患者（上面図）
プラグ
ゴム

【図３】

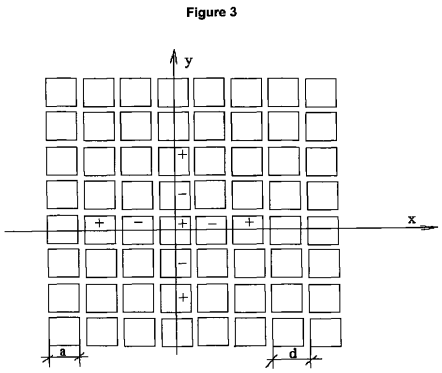


Figure 3
y
x
a
d

【図４】

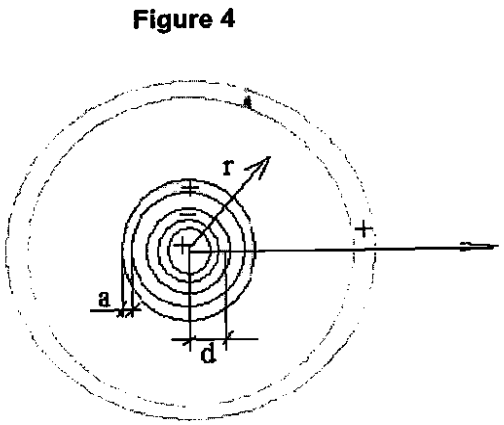


Figure 4
r
a
d

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2009/000597

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61N1/32 A61N1/40

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 A61N H05B

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, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 330 479 B1 (STAUFFER PAUL R [US]) 11 December 2001 (2001-12-11) cited in the application abstract; figures 1A,3,6,11 column 1, line 60 - column 2, line 18 column 4, lines 1-22,46-67 column 7, lines 6-26	1-17
A	WO 2004/107816 A (NEL TECHNOLOGIES LTD [GB]; FERGUSON PATRICK [GB]) 9 December 2004 (2004-12-09) the whole document	1-17
A	DE 28 44 980 A1 (TAPPER ROBERT) 24 April 1980 (1980-04-24) the whole document	1-9

-/--

[X] Further documents are listed in the continuation of Box C. [X] 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.
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
1 September 2009	10/09/2009

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Molina Silvestre, A

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2009/000597

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 99/52424 A (GLOBAL VASCULAR CONCEPTS INC [US]; BROWN CHARLES L III [US]; FREEAR ST) 21 October 1999 (1999-10-21) the whole document	1-9
A	WO 00/47274 A (GLOBAL VASCULAR CONCEPTS INC [US]) 17 August 2000 (2000-08-17) the whole document	1-9
A	US 5 486 182 A (NAKAO NAOMI L [US] ET AL) 23 January 1996 (1996-01-23) the whole document	1-9

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/EP2009/000597

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. [X] Claims Nos.: 18
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

Article 53 (c) EPC - Method for treatment of the human or animal body by therapy

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:

1. [ ] As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers allsearchable 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 reportcovers 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.:

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 SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/EP2009/000597

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)		Publication date
US 6330479	B1	11-12-2001	NONE		
WO 2004107816	A	09-12-2004	EP	1642480 A1	05-04-2006
			US	2007108190 A1	17-05-2007
DE 2844980	A1	24-04-1980	NONE		
WO 9952424	A	21-10-1999	AU	742057 B2	13-12-2001
			AU	3481499 A	01-11-1999
			CA	2326786 A1	21-10-1999
			EP	1071365 A1	31-01-2001
			JP	2003511098 T	25-03-2003
			NZ	507185 A	27-09-2002
WO 0047274	A	17-08-2000	AU	765788 B2	02-10-2003
			AU	3487900 A	29-08-2000
			BR	0008123 A	13-11-2001
			CA	2362112 A1	17-08-2000
			EP	1150741 A1	07-11-2001
			JP	2002536133 T	29-10-2002
			MX	PA01007996 A	26-03-2004
			NZ	513404 A	31-01-2003
US 5486182	A	23-01-1996	NONE		

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (April 2005)

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,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,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

(72)発明者 サーズ ノラ
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 ０２１１４ ボストン テンプル ストリート ３０

Ｆターム(参考) 4C053 AA08 LL01 LL05 LL12