

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6124361号  
(P6124361)

(45) 発行日 平成29年5月10日(2017.5.10)

(24) 登録日 平成29年4月14日(2017.4.14)

(51) Int.Cl.

A 61 N 1/40 (2006.01)

F 1

A 61 N 1/40

請求項の数 15 (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2014-530922 (P2014-530922)  
 (86) (22) 出願日 平成24年9月17日 (2012.9.17)  
 (65) 公表番号 特表2014-530046 (P2014-530046A)  
 (43) 公表日 平成26年11月17日 (2014.11.17)  
 (86) 國際出願番号 PCT/US2012/055726  
 (87) 國際公開番号 WO2013/040542  
 (87) 國際公開日 平成25年3月21日 (2013.3.21)  
 審査請求日 平成27年8月18日 (2015.8.18)  
 (31) 優先権主張番号 61/535,986  
 (32) 優先日 平成23年9月17日 (2011.9.17)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)  
 (31) 優先権主張番号 PCT/US2012/031923  
 (32) 優先日 平成24年4月2日 (2012.4.2)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 514066332  
 モー メディカル デバイセス エルエル  
 シー  
 M o e M e d i c a l D e v i c e s  
 L L C  
 アメリカ合衆国 10804 ニューヨー  
 ク州、ニュー・ロシェル、サクソン・ウェ  
 イ 20  
 (74) 代理人 100094651  
 弁理士 大川 晃  
 (72) 発明者 ゼメル、マルク  
 アメリカ合衆国 10804 ニューヨー  
 ク州、ニュー・ロシェル、サクソン・ウェ  
 イ 20

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】電界および/またはプラズマ支援の爪甲真菌症治療のためのシステム、方法および機械可読プログラム

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

真菌感染症を治療するシステムであって、

- a ) 真菌感染症を有する対象領域に近接して配置される電極と、
- b ) 前記電極に電気接続され、前記電極にパルス状電圧を印加することにより、前記対象領域のなかでプラズマを生成する電源および制御装置と、  
を備え、

前記パルス状電圧は、パルス持続時間が、前記電極と前記対象領域との間に微小放電を生成するのにかかる時間より短く、これにより、前記電極と前記対象領域との間に微小放電が発生するのを防ぐ、

システム。

## 【請求項 2】

前記パルス状電圧のパルス持続時間は、0.1ナノ秒以上1.0ナノ秒以下である、  
請求項1に記載のシステム。

## 【請求項 3】

前記対象領域は、多孔質構造を有し、

前記システムは、前記対象領域に電界を印加することにより、前記対象領域の細孔のなかで前記プラズマを生成する、

請求項1又は2に記載のシステム。

## 【請求項 4】

10

20

前記対象領域上に前記プラズマによって蓄積された電力が、1.0ミリワット每平方センチメートル以上10.0ワット每平方センチメートル以下である、  
請求項1乃至3いずれかに記載のシステム。

【請求項5】

前記対象領域上に前記プラズマによって蓄積された電力が、10.0ミリワット每平方センチメートル以上1.0ワット每平方センチメートル以下である、  
請求項1乃至3いずれかに記載のシステム。

【請求項6】

前記電極上に配置された治療先端部近くに、有機物質、ガス物質、ゲル状物質、液状物質アミノ酸、生理食塩水、脱イオン水、およびりん酸緩衝生理食塩水から成る群から選択された少なくとも1つの物質を含む有益な薬剤を分注する分注器をさらに含む、  
請求項1乃至5いずれかに記載のシステム。

【請求項7】

前記分注器が、有益な薬剤を爪甲上に分注するよう適合され、かつ構成される、  
請求項6に記載のシステム。

【請求項8】

前記有益な薬剤が、爪甲に適用するための伝導性ゲルを含む、  
請求項6又は7に記載のシステム。

【請求項9】

前記電極が、前記制御装置によって選択的に活性化および非活性化されるように適合され、かつ構成された導体のアレイを含む、  
請求項1乃至8いずれかに記載のシステム。

【請求項10】

前記電源が、前記導体のアレイ内の複数の導体を活性化することにより、前記対象領域内で経時的に移動するプラズマを生成するために、電力を前記電極に印加するように適合され、かつ構成される、  
請求項9に記載のシステム。

【請求項11】

前記電極が、弾性および/または可撓性である物質から作成される、  
請求項10に記載のシステム。

【請求項12】

前記電極が、可撓性を有しない、  
請求項10に記載のシステム。

【請求項13】

前記電極から離れた場所に配置され、前記対象領域を通して前記電極と電気接続する導通パッドをさらに含む、  
請求項1乃至12いずれかに記載のシステム。

【請求項14】

前記制御装置が、前記対象領域内に制御された均一な電力の蓄積を維持するために、前記導通パッドを流れる電流を測定して、前記電極に印加する電圧を調節する、請求項13に記載のシステム。

【請求項15】

前記治療先端部が、その上に表面プラズマの形成を促進するために、丸みを帯びた遠位端を有する、  
請求項6乃至8いずれかに記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願の相互参照

本出願は、2012年4月2日に出願された国際特許出願PCT/US2012/31

10

20

30

40

50

923号、2011年9月17日に出願された米国特許仮出願第61/535,986号、および2012年1月9日に出願された米国特許仮出願第61/584,399号の優先権の利益を主張する。前述の特許出願のそれぞれの開示は、その全体が参照によって本明細書に組み込まれる。

#### 【0002】

本発明は、爪甲真菌症および爪の他の病原性感染症の治療の方法およびシステムに関する。特に、本発明は、プラズマの使用および／または強電界の印加によって支援されるかつ／または高められる方式による爪甲真菌症治療および爪の他の病原性感染症の治療を対象とする。

#### 【背景技術】

10

#### 【0003】

爪甲真菌症は、真菌が爪の下または中に生息することが多いという事実に起因して、治療が特に困難な疾患である。爪は主に浸透を困難にする硬ケラチンからなる。爪甲真菌症を治療する様々な技法が当技術分野では公知である。これらの技法には、局所用薬物、全身薬、電気加熱、光ベースの加熱、および紫外光が含まれる。これらの治療のそれぞれは、以下に記載するような1つまたは複数の欠点に悩まされている。

1. 局所用薬物 - 下に存在する真菌感染症（紅色白癬菌など）を根治するのに有効であるが、爪に浸透することが困難である。一般的な例には、シクロピロックス、アモルファン、およびテルビナフィンが含まれる。また投薬周期も長く、6～18ヶ月におよぶ可能性がある。

20

2. 全身薬 - これも下に存在する真菌感染症を根治するのに効力を発することができるが、いくつかの副作用（肝不全など）の可能性があり、比較的長い投薬周期（最高6ヶ月まで毎日の服用）を必要とする。一般的な例には、テルビナフィンおよびイトラコナゾールが含まれる。

3. 電気および光ベースの加熱 - 様々な手法が試みられてきた。しかし、ほとんどは病原菌を死滅させるために必要な熱を提供しながら、下にある組織を保護しようとするものである。これらの試みは、実際に実行するのは困難であると判明している。例には、Nomir Medical TechnologiesおよびPatholaseが含まれる。

4. 紫外光 - 新興企業であるKeradermが、下に存在する感染症を根治するために、キセノン閃光電球を使用してUVC（光域200～280nm）の使用を試みてきた。爪は、UVCを若干伝えるが、曝露レベルが著しい（120mJ/cm<sup>2</sup>）可能性があり、一部の皮膚科医は下にある爪床に皮膚がんを引き起こす懸念を述べており、これは治療が非常に困難であるはずである。

30

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0004】

本発明は、以下に説明するように最先端の改善を提供する。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0005】

本発明の目的および利点を以下に説明し、以下の説明から明らかになる。開示される実施形態のさらなる利点は、その記載された説明に特に指摘された方法およびシステムによって、ならびに添付図面から理解され達成される。

40

#### 【0006】

これらの利点および他の利点を達成させるために、また本明細書に具現化されたように本発明の目的に従って、本発明は、プラズマの印加および／または電界の印加を使用して開発された様々な爪治療の方法を含む。感染した爪および爪床は多孔質構造である。その細孔は、主に爪（ケラチン）および爪床の物質を破壊する病原微生物によって生成され、ミミズが土を通じて穴を掘るのと同様の方法でマイクロチャネルを生成する。本明細書に記載された多くの実施形態では、高電界を爪および爪床内に生成する。電界が空気／ガス

50

の絶縁破壊電界を超えると、プラズマが爪床および爪の細孔内に生成される。また本出願人は、高電界の印加はそれ自体がかなり治療の役に立つと信じている。爪および爪床の細孔内のプラズマを、パルスを発すること、あるいは電界の時間を変えることにより、誘電体バリア放電内のプラズマと同じ方法で維持することができる。爪床および爪の細孔内に生成した電界およびプラズマは、微生物体内およびそれらを包囲する媒体内で様々な化学活性種を生成することにより、直接的または間接的に感染する微生物を死滅させるかまたはその増殖を遅らせる主要な手段のうちの2つである。微生物への電界の直接効果は、エレクトロポレーション(電気穿孔法)の効果を含むことができる。エレクトロポレーションは、細菌および真菌を含む様々な微生物を不活性化させる(死滅させるかまたは増殖を遅らせる)ことができる。またプラズマは、電荷の存在、プラズマ生成電界を通して、またはプラズマ内に発生した短い浸透のUV放射を通して直接微生物に影響を与えることができる。およそその治療時間は、その間爪および爪床内に電界および/またはプラズマが発生するのであるが、好ましくは少なくとも10分の1秒であり、好ましくは1時間以下であり、その間で要望通りの分単位、秒単位または小数の秒(例えば、0.1秒、0.01秒、0.01秒、0.001秒)のあらゆる所望の時間である。

#### 【0007】

爪および爪床の細孔内に所望に応じてプラズマを生成させるか、または生成させない電界は、高電圧を爪の表面に印加することにより多数の異なる実施形態によって生成することができる。高電圧を爪の表面に印加するために、以下の技法を使用することができる。例えば、高い分極可能な物質を、1つまたは複数の高電圧電極と爪の表面との間に位置付けることができる。この高い分極可能な物質は、水、ゲル、伝導性塗料もしくはエポキシ樹脂の薄膜、またはさらに電離ガス(プラズマ)のような分極可能な流体であることが可能である。一部の実施形態では、分極可能な物質は、爪および爪床の中に電界を爪の表面下に均一に生成するために、共形の形で爪の表面を覆う。他の実施形態では、分極可能な物質は爪全体の一部を覆ってもよい。また分極可能な物質は、1つの爪を覆ってもよく、または複数の爪を同時に覆ってもよい。

#### 【0008】

プラズマを、爪の表面全体またはその一部を覆う高い分極可能な物質として利用する実施形態では、このプラズマを、様々な方法で爪の外表面に近接して形成することができる。例えば、このプラズマは、コロナ放電プラズマ、誘電体バリア放電プラズマ、爪の外表面上へのプラズマの生成を爪に向かうガスの流れによって支援される場合における様々な種類のプラズマ「ジェット」、誘導結合プラズマ、マイクロ波誘導プラズマ、および/または容量結合高周波誘導プラズマを含むことができる。爪の下の組織を、爪の表面上にプラズマが発生中に身体を通して第2電極に有効に連結することができる、または爪を任意の電極から電気的に離断し、浮遊電位値が組織特性、身体の大きさ、爪の表面上のプラズマの質などを含む様々な要因によって決定される、浮遊電位に留まってもよい。

#### 【0009】

爪床内および爪の中に強電界を生成させることは、爪の外表面を覆う分極流体に印加する電圧の振動を介して達成されてもよい。これは、爪床組織および恐らく爪が約1S/mの導電性を有する、ある程度の電解質を含むという事実に起因する。組織内に見出される電解質を含むあらゆる導電性媒体は、組織の電解質における電荷の充分な分離によって、電界を正味の電界強度をそこでゼロにさせる組織容積内からスクリーニングする前に、限定された時間だけ電界を維持することは公知である。以下の式を使用して、線形導電性物質における電界を時間関数として概算することができる。

#### 【数1】

$$\frac{\partial E(r, t)}{\partial t} + \frac{\sigma}{\epsilon} E(r, t) = 0$$

式中、E(r, t)は、時間tにおける元の座標系からベクトルrによって示された空間における場所での静電界であるが、σは組織の導電性であり、εはその誘電率である。こ

10

20

30

40

50

の式は、爪の表面に印加された電圧パルスによる最初の電界励起の後に、組織内の変位および伝導電流の和はゼロであるという事実から直接得られる。上方程式は、以下から容易に解いて得ることができる。

【数2】

$$E(r, t) = E_0(r) \exp\left(-\frac{\sigma}{\epsilon} t\right) = E_0(r) \exp\left(-\frac{t}{\tau}\right)$$

式中、 $E_0(r)$  はあらゆる位置  $r$  での電界の初期値であり、

【数3】

$$\tau = \frac{\epsilon}{\sigma}$$

10

は、スクリーニングが起きている間の特性時間であり、初期静電界は組織内で有効にゼロに減衰する。組織の誘電率は水の誘電率、 $10^{-9}$  ファラッド/メートルとほぼ同じであると仮定する。組織の伝導率がおよそ  $\sigma = 1$  ジーメンス/メートルであるとして、その特性時間はおよそ  $\tau = 1$  ナノ秒であることがわかる。これらの非常に単純な概算から、電界は伝導組織を数ナノ秒間透過することができると結論付けることができる。実際の電界透過時間は、 $1 \sim 1000$  ns まで 1 ジーメンス/メートルより低い傾向がある、爪および爪床の実際の伝導率に依存して変化することができる。したがって、爪および爪床に存在する電界の有効時間をより長く実現させるために、電圧パルスの持続時間が約 1 ns ~ 1000 ns に変化することができる電圧パルスを、1 秒あたり数回繰り返すことが重要である。またこのようなパルスの周波数は、わずか数ヘルツ ~ 数千ヘルツに変化してもよい。

20

【0010】

さらなる態様によれば、本明細書に開示された技法を（伝導、赤外光、プラズマ、または他の電気的な）加熱または冷却の適用と組み合わせて使用することができる。好ましい実施形態によれば、熱も治療される組織に加える。したがってプラズマを加熱に加えて適用でき、その結果組織が熱、プラズマによって生成された反応性イオン種、プラズマからの発光、およびプラズマ内に生成した電界に曝される。熱をプラズマによって全体もしくは一部に、または第 2 の熱源と組み合わせて生成することができる。さらなる例によって、熱のほとんどまたはすべてを、プラズマに加えて 1 つの源から提供することができる。このような熱源は、抵抗加熱器、対流加熱器（強制空気）、赤外線 LED、加熱灯などを含むことができる。

30

【0011】

身体の異なる形状部を治療するために、訓練されていない操作者による例示装置の安全な使用を促進するために、追加の特徴が本明細書に開示されている。これらには、他の特徴の中でとりわけ安全保護、制御方式、人間工学的保持構造、電極構造、および離間手段が含まれる。見積もられた治療時間は、好ましくは少なくとも 10 分の 1 秒であり、好ましくは 1 時間以下であり、その間で要望通りに 1 分もしくは複数分単位、または 1 秒もしくは複数秒単位のあらゆる所望の時間単位である。

40

【0012】

したがって、一実施形態によれば、プラズマ放電を加えるシステムが提供される。システムには、対象の解剖領域に近接して配置されるように適合された電極、電極と電気通信する電源が含まれる。電源はプラズマを電極付近に生成するために、電力を電極に印加するように適合され構成される。

【0013】

一部の実施形態では、電極は可撓性および / または弾性であることが可能である。電極は、プラズマを先端部の表面に沿って、また治療する爪の表面に沿って形成できるよう、例えばシリコンの絶縁先端部を有するスタイラスのような形状であることが可能である。電源は、プラズマを電極付近に生成するために、パルス状の電圧波形を電極に印加する

50

ように適合され構成されることが可能である。パルス状の電圧波形は、電極と対象の解剖領域との間に微小放電を形成するために必要な時間より短いまたは長い持続時間パルスを有することができる。必要に応じて、電極は実質的に可撓性のないことが可能である。波形のパルス持続時間は、(i) 約 0.000000010 秒～約 0.00000010 秒、(ii) 約 0.0000000010 秒～約 0.000000010 秒、(iii) 約 0.00000000010 秒～約 0.0000000010 秒、(iv) 約 0.00000001 秒～約 0.001 秒、および(v) 約 0.0000001 秒～約 0.001 秒の少なくとも 1 つの間であることが可能である。可撓性のある電極は、導電性物質の層を含むことができる。必要に応じて、システムはさらに可撓性のある電極を実質的に取り囲む可撓性のある誘電体層を含むことができる。可撓性のある誘電体層は、対象の解剖領域に対向して配置されるように適合され構成される。導電性物質の層は、連続した層または中断した層であることが可能である。中断した層はエッティングされる、かつ／もしくは網である、または所定のパターンであることが可能である。一部の実施形態では、導電性物質の層の少なくとも一部は透明であることが可能であり、必要に応じて、インジウムスズ酸化物 (ITO) を含むことができる。

#### 【0014】

必要に応じて、導電性物質の層は誘電体層内に配置された導電性流体であることが可能である。誘電体層および導電性流体を、組織（例えば、爪甲）に整合する形状に形成することができる。必要に応じて、誘電体層は、可撓性のある電極を組織（例えば、爪）に押し当てるために、関心領域に配置するための接着層を含むことができる。システムはさらに接着層上に配置された可動の保護層を含むことができる。

#### 【0015】

代替的実施形態では、湾曲（複数可）が爪甲の湾曲に対向する（すなわち、爪甲と誘電体で覆われた電極との間の小さい接触領域（複数可）または接触点（複数可）を画定するように、電極は単一の湾曲した誘電体層または複数の湾曲した隆起部を有することができる。この構成を用いて、電極（および場合によっては得られるプラズマ）を爪甲および存在するあらゆる細孔内の接触点（複数可）に、また接触点（複数可）の下により容易に集中させる。同時に、一部のプラズマは、使用時に湾曲した誘電体層（複数可）の周辺に通常形成され、爪甲の表面に接触する。このプラズマは、あらゆる真菌、細菌、または爪の表面上に存在し得る他の感染性微生物を死滅させるのに役立つ。この方式で、感染症を爪甲内および爪甲の頂部上で同時に根治することができる。爪甲の表面全体を跨ぎ、爪母を取り囲むこのように電極を動かすことにより、爪全体を治療することができる。このような方法には、蛇行、螺旋、もしくはランダム経路走査、または所望の治療目標を達成する働きのために、選択的に活性化および非活性化することができる導体のアレイを有する電極を使用することなどにより、領域全体を横切るアレイ内でのステップアンドリピートの静止曝露が含まれる。導通パッドを対象の解剖領域、例えば、患者の爪先（複数可）の下の近く、に配置することができ、所望の電界および／または治療領域内に形成されたプラズマの大きさを確立するために、印加された電圧量を調節するシステムの制御装置により、導通パッドを通過する電流を常に測定することができる。

#### 【0016】

湾曲した電極または電極上の湾曲した隆起部のアレイの使用からのさらなる利点は、誘電体層と爪甲との距離が必然的に変化することである。爪甲が充分に湾曲している限り、平坦な電極でも可変距離を維持することが可能である。この可変距離は、概してプラズマが強い局所電流フローを自己組成し生成する微小放電または「スパーク」を形成することをより困難にさせる。このような強い局所電流フローは、過度の局所発熱および痛みを引き起こす可能性がある。

#### 【0017】

一部の実施形態では、システムは、さらに電極と動作可能に連通するガス供給部を含むことができ、ガス供給部はガスを対象の解剖領域に供給するように適合され構成されることが可能である。必要に応じて、システムはさらに可撓性のある領域を対象の解剖領域に

押し当てるために締結具を含むことができる。締結具は必要に応じて、( i ) 面ファスナー、( i i ) 接着剤および( i i i ) 弹性ストラップのうちの少なくとも 1 つを含むことができる。

#### 【 0 0 1 8 】

システムはさらに曝露インジケータを含むことができる。曝露インジケータは、対象の解剖領域のプラズマへの曝露量を表示するように適合されることが可能である。一部の実施形態では、曝露インジケータは、プラズマからの曝露に反応する少なくとも 1 つの化合物を含むことができる。曝露インジケータは、プラズマへの曝露の可視指示を提供することができる。曝露インジケータは、プラズマに曝露されたときに色を変えることができる。曝露インジケータは、電源を制御するように適合され構成されたプロセッサと作動可能に連通した光センサを含むことができる。曝露インジケータは、電源を制御するように適合され構成されたプロセッサと作動可能に連通した電気センサを含むことができる。10

#### 【 0 0 1 9 】

一部の実施形態では、システムはさらに電源を制御するための制御装置を含むことができる。制御装置は、システムの作動を示す作動データを受け取り、作動データを処理し、処理されたデータに応答して取る少なくとも 1 つの動作を決定し、少なくとも 1 つの動作を実行するように適合され構成されることが可能である。電極は、電極が対象の解剖領域と適切な物理的接触をしているかどうかを判定するために、継続センサを含むことができる。継続センサは、センサが接触している組織のインピーダンスを測定するように適合され構成されることが可能である。作動データは、( i ) 組織のインピーダンス測定値、( i i ) ガスの温度、( i i i ) 組織の温度、( i v ) プラズマの発光、および( v ) 組織の中に流れる電流のうちの少なくとも 1 つに関連することが可能である。プラズマを維持する条件を、作動データに応答して調整することができる。調整される条件は、( i ) 電極に印加された波形のパルスの形状の変化、( i i ) 印加された波形の周波数、( i i i ) 印加された波形の電圧、および( i v ) プラズマを維持する働きをするために使用されるガスの流量のうちの少なくとも 1 つを含むことができる。20

#### 【 0 0 2 0 】

さらなる実施形態では、システムはさらに対象の解剖領域内の組織の傷害を防ぐために接地を提供する接地パッドを含むことができる。接地パッドを、電極と一体化することができる。接地パッドを電極に組み込むことができる、または電極の周辺に形成することができる。別法として接地パッドを電極から分離することができる。可撓性のある電極は、誘電体層を介在することなく、対象の解剖領域に印加するように適合されることが可能である。30

#### 【 0 0 2 1 】

本発明はさらに、プラズマ放電を印加するシステムを提供する。システムには、対象の解剖領域に近接して配置されるように適合された可撓性のある電極、および可撓性のある電極と電気通信する電源が含まれる。電源は、プラズマを電極と対象の解剖領域との間に生成するために、電力を電極に供給するように適合され構成される。プラズマは、コロナ放電プラズマ、誘電体バリア放電プラズマ、微小放電プラズマ、誘導結合プラズマ、マイクロ波誘導プラズマ、または容量結合高周波誘導プラズマであることが可能である。40

#### 【 0 0 2 2 】

一部の実施形態では、可撓性のある電極は導電性物質の層を含むことができる。システムはさらに、可撓性のある電極を実質的に取り囲む可撓性のある誘電体層を含むことができる。誘電体層は、対象の解剖領域に対向して配置されるように適合され構成される。導電性物質の層は、連続した層または中断した層であることが可能である。中断した層はエッチングされる、かつ / もしくは網であることが可能である。導電性物質の層は透明であってもよく、必要に応じて、インジウムスズ酸化物 ( I T O ) を含んでもよい。

#### 【 0 0 2 3 】

本発明はさらに、プラズマ放電を生成する方法を提供する。方法は、対象の解剖領域に近接して配置されるように適合された電極を提供すること、およびプラズマを電極付近に50

生成するために、パルス状の電圧波形を電極に印加することを含む。パルス状の電圧波形は、電極と対象の解剖領域との間に微小放電を形成するために必要な時間より短い持続時間パルスを有する。波形は、( i ) 約 0 . 0 0 0 0 0 0 0 1 0 秒～約 0 . 0 0 0 0 0 0 1 0 秒、( i i ) 約 0 . 0 0 0 0 0 0 0 1 0 秒～約 0 . 0 0 0 0 0 0 1 0 秒、および( i i i ) 約 0 . 0 0 0 0 0 0 0 0 1 0 秒～約 0 . 0 0 0 0 0 0 0 1 0 秒の少なくとも 1 つの間のパルス持続時間を有することができる。電極は可撓性であることが可能である。

#### 【 0 0 2 4 】

対象の解剖領域上にプラズマによって溜められた電力は、約 1 . 0 ミリワット每平方センチメートル～約 1 0 . 0 ワット每平方センチメートルの間であることが可能である。10 対象の解剖領域上にプラズマによって溜められた電力は、約 1 0 . 0 ミリワット每平方センチメートル～約 1 . 0 ワット每平方センチメートルの間であることが可能である。対象の解剖領域上にプラズマによって溜められた電力は、約 1 0 0 . 0 ミリワット每平方センチメートル～約 0 . 5 ワット每平方センチメートルの間であることが可能である。対象の解剖領域は、約 1 0 分の 1 秒～約 1 時間プラズマに曝露されることが可能である。対象の解剖領域は、約 5 秒～約 1 5 分間プラズマに曝露されることが可能である。対象の解剖領域は、約 3 0 秒～約 1 0 分間プラズマに曝露されることが可能である。対象の解剖領域は、約 3 分～約 7 分間プラズマに曝露されることが可能である。

#### 【 0 0 2 5 】

本発明は、治療領域の傷害を治療する方法を提供する。この方法は、プラズマを治療領域付近に生成すること、および感染症傷害など、爪甲真菌症など、および／または乾癬もしくは他の感染症などの他の何らかの爪疾患などの傷害を含む、治療領域内の組織と相互作用するために、プラズマ内に反応性イオン種をもたらすことを含む。傷害は動物または人間の表面または内部にある可能性がある。プラズマは、コロナ放電プラズマ、誘電体バリア放電プラズマ、微小放電プラズマ、誘導結合プラズマ、マイクロ波誘導プラズマ、プラズマジェット、または容量結合高周波誘導プラズマであることが可能である。20

#### 【 0 0 2 6 】

さらなる態様では、この方法は、ガスを治療領域付近に制御可能に流すことをさらに含むことができる。ガス組成物および流量は、( i ) 治療領域を光の所望の波長スペクトルに曝露すること、( i i ) 治療領域を加熱すること、( i i i ) 電流を治療領域に通過させること、および( i v ) 化学種を治療領域に送達することのうちの少なくとも 1 つを達成するために選択することができる。反応性酸素の化学種は、本明細書に記載のあらゆる実施形態により治療領域に送達される。波長スペクトルおよび光度を、治療領域への血流を促すために選択することができる。少なくとも光の一部は、( i ) 近赤外領域、( i i ) 赤外領域、( i i i ) 紫外領域、および( i v ) 可視領域内に存在することが可能である。少なくとも光の一部は、U V A 領域内にあることが可能であり、この方法はさらにソラレンを治療領域に加えることを含むことができる。反応性窒素種は、プラズマ内に存在することができる。少なくとも光の一部は U V B 領域内に存在することができる。この方法はさらに、組織（例えば、爪）の疾患は乾癬または白斑であることが可能である。この方法はさらに、プラズマを治療領域に印加する前に、増感材料を治療領域に印加することを含むことができる。同様に、方法は、組織をプラズマから保護するために、ブロック材料を治療領域付近の組織に当てるなどを含むことができる。3040

#### 【 0 0 2 7 】

さらなる態様によれば、疾患部位を含む治療領域内の組織上にプラズマによって溜められた電力は、約 1 0 . 0 ミリワット每平方センチメートル～約 1 . 0 ワット每平方センチメートルの間であることが可能である。疾患部位を含む治療領域内の組織上にプラズマによって溜められた電力は、約 1 0 0 . 0 ミリワット每平方センチメートル～約 0 . 5 ワット每平方センチメートルの間であることが可能である。疾患部位を含む治療領域内の組織は、約 3 0 秒～約 1 0 分の間で 1 秒単位の所望の時間プラズマに曝露されることが可能である。例えば、疾患部位を含む治療領域内の組織は、約 3 分～約 7 分間プラズマに曝露さ50

れることが可能である。

【0028】

さらに本発明は、治療領域内の感染症（例えば、真菌ベースの感染症）を治療する方法を提供する。この方法は、プラズマを治療領域付近に生成すること、および治療領域内の感染した組織と相互作用するためにプラズマ内に反応性イオン種をもたらすことを含む。感染症は動物または人間の表面または内部にある可能性がある。感染症は、細菌、真菌、ウィルス、または寄生虫感染症であることが可能である。プラズマは、コロナ放電プラズマ、誘電体バリア放電プラズマ、微小放電プラズマ、誘導結合プラズマ、マイクロ波誘導プラズマ、プラズマジェット、または容量結合高周波誘導プラズマであることが可能である。さらにこの方法は、ガスを治療領域付近に制御可能に流すことを含むことができる。10

ガス組成物および流量は、(i) 治療領域を光の所望の波長スペクトルに曝露すること、(ii) 治療領域を加熱すること、(iii) 電流を治療領域に通過させること、および(iv) 化学種を治療領域に送達することのうちの少なくとも1つを達成するために選択されることが可能である。反応性酸素の化学種を治療領域に送達することができる。波長スペクトルおよび光度を、治療領域への血流を促すために選択することができる。少なくとも光の一部は、(i) 近赤外領域、(ii) 赤外領域、(iii) 紫外領域、および(iv) 可視領域内に存在することが可能である。この方法はさらに、プラズマを治療領域に印加する前に、増感材料を治療領域に印加すること、およびまたは組織をプラズマから保護するために、ブロック材料を治療領域付近の組織に当てることを含むことができる。

【0029】

一部のさらなる実施態様では、疾患部位を含む治療領域内の組織上にプラズマによって溜められた電力は、約10.0ミリワット每平方センチメートル～約1.0ワット每平方センチメートルの間であることが可能である。疾患部位を含む治療領域内の組織上にプラズマによって溜められた電力は、約100.0ミリワット每平方センチメートル～約0.5ワット每平方センチメートルの間であることが可能である。疾患部位を含む治療領域内の組織は、約30秒～約10分間プラズマに曝露されることが可能である。傷害を含む治療領域内の組織は、約3分～約7分間プラズマに曝露されることが可能である。20

【0030】

さらなる実施態様によれば、この方法はさらに曝露インジケータを提供することであって、曝露インジケータは、プラズマに治療される組織の曝露量を表示するように適合されている、提供すること、および組織のプラズマへの曝露を検知することを含むことができる。曝露インジケータは、プラズマからの曝露に反応する少なくとも1つの化合物を含むことができる。曝露インジケータは、プラズマへの曝露の可視指示を提供することができる。さらに方法は、プラズマを印加する前に、増感材料を治療される組織に当てること、および/または治療領域付近の組織をプラズマから保護するために、ブロック材料を治療領域付近の組織に当てることを含むことができる。30

【0031】

さらに本発明は、制御装置、制御装置に作動可能に接続され制御される電源、ならびに電源および制御装置と作動可能に連通する電極を含む、プラズマ治療装置を作動するための有形の一時的でない媒体上に記憶された、プロセッサ可読コンピュータプログラムを提供する。プログラムは、制御装置が電源を作動させて電極と治療領域との間にプラズマを誘導させる命令、または本開示に挙げたあらゆるシステムのあらゆる他の方法のステップもしくは態様を含む。例えば、プラズマ治療装置はさらに、ガスを治療領域に導く制御可能なガス送達システムを含むことができ、コンピュータプログラムはさらに、治療領域へのガスの流れを制御する命令を含むことができる。40

【0032】

本発明のさらなる実施態様によれば、真菌感染症を有する対象の解剖領域に近接して配置されるように適合された電極を提供すること、および真菌感染症を根治するために電界を関心領域に印加することを含む、真菌感染症などの感染症を治療する方法が提供される。方法は、別法として、真菌感染症を有する対象の解剖領域に近接して配置されるよう50

適合された電極を提供すること、および真菌感染症を根治するためにプラズマを関心領域に印加することを含むことができる。

#### 【0033】

さらなる実施態様によれば、真菌感染症は、爪甲真菌症および乾癬などを含むことができる。方法は、プラズマを電極付近に生成するために、パルス状の電圧波形を電極に印加することを含むことができる。パルス状の電圧波形は、電極と対象の解剖領域との間に微小放電を形成するために必要な時間より短い持続時間パルスを有する。例えば、波形は、(i) 約0.000000010秒～約0.000000010秒、(ii) 約0.000000010秒～約0.000000010秒、および(iii) 約0.00000000010秒の少なくとも1つの間のパルス持続時間10を有することができる。電極は可撓性および/または弾性であることが可能である。対象の解剖領域上にプラズマによって溜められた電力は、とりわけ約1.0ミリワット每平方センチメートル～約10.0ワット每平方センチメートルの間、約10.0ミリワット每平方センチメートル～約1.0ワット每平方センチメートルの間、または約100.0ミリワット每平方センチメートル～約0.5ワット每平方センチメートルの間であることが可能である。対象の解剖領域は、とりわけ約10分の1秒～約1時間、約5秒～約15分間、約30秒～約10分間、および約3分～約7分間プラズマに曝露されることが可能である。

#### 【0034】

一層さらなる実施態様によれば、対象の解剖領域を、治療中に有益な薬剤で湿らせることが可能であるか、または有益な薬剤で湿らせないことが可能である。したがって、プラズマまたは電界を対象の解剖領域に印加する前に、対象の解剖領域を有益な薬剤で湿らせることができる。有益な薬剤は、水、および/または有機物質、ガス物質、ゲル状物質、液状物質アミノ酸、生理食塩水、脱イオン水、およびリン酸緩衝生理食塩水を含む群から選択される1つまたは複数の物質であることが可能である。必要に応じて、湿らせる前および湿らせた後にプラズマおよび/または電界を関心領域に印加することができる。プラズマおよび/または電界を対象領域に、対象領域を湿らせる際に複数回印加することができる。治療される感染症は、動物または人間の表面および/もしくは内部に、または感染症が存在する他の場所にある可能性がある。例えば、真菌または他の感染症は、植物上、建物の表面、または消毒されるべき他の対象物に存在する可能性がある。30

#### 【0035】

さらなる実施態様によれば、プラズマは、コロナ放電プラズマ、誘電体バリア放電プラズマ、微小放電プラズマ、誘導結合プラズマ、マイクロ波誘導プラズマ、プラズマジェット、または容量結合高周波誘導プラズマであることが可能である。この方法はさらに、ガスを対象領域付近に制御可能に流すことを含むことができる。ガス組成物および流量は、(i) 対象領域を光の所望の波長スペクトルに曝露すること、(ii) 対象領域を加熱すること、(iii) 電流を対象領域に通過させること、(iv) 化学種を対象領域に送達することのうちの少なくとも1つを達成するために選択されることが可能である。本明細書に記載のあらゆる実施形態では、反応性イオンの化学種を、所望の場所または対象領域に送達することができ、かつ/またはこのような反応性イオンの化学種を、電界の印加などによりその場で生成することができるが、電界の存在は、プラズマ形成の存在と無関係に治療効果を有すると、本出願人は考えている。波長スペクトルおよび光度を、対象領域への血流を促すために選択することができる。少なくとも光の一部は、(i) 近赤外領域、(ii) 赤外領域、(iii) 紫外領域、および/または(iv) 可視領域内に存在することができる。光の一部は、UVA領域内にあることが可能であり、この方法はさらにソラレンを対象領域に加えることを含むことができる。一部の実施形態では、反応性酸素種および/または反応性窒素種を対象領域に送達することができる。他の実施形態では、少なくとも光の一部はUVB範囲内に存在することが可能であり、感染症は乾癬または白斑であることが可能である。必要に応じて、方法はさらに、プラズマを対象領域に印加する前に、増感材料を対象領域に印加することを含むことができる。組織をプラズマか40

ら保護するために、ブロック材料を対象領域付近の組織に当てることができる。傷害を含む対象領域内の組織を、プラズマに約30秒～約10分間曝露することができる。傷害を含む対象領域内の組織を、プラズマに約3分～約7分間曝露することができる。

#### 【0036】

本発明は一層さらに、制御装置、制御装置に作動可能に接続され制御される電源、ならびに電源および制御装置と作動可能に連通する電極を含み、プラズマ治療装置、または電界を関心領域に投与するように適合された装置を作動するための、有形の一時的でない媒体上に記憶されたプロセッサ可読コンピュータプログラムを提供する。このプログラムは、制御装置が電源を作動させて、電極と対象領域との間にプラズマを誘導する、かつ／または電界を印加する命令を含む。プラズマ治療装置はさらに、ガスを対象領域に導く制御可能なガス送達システムを含むことができ、コンピュータプログラムはさらに、対象領域へのガスの流れを制御する命令を含むことができる。10

#### 【0037】

さらに本発明は、プラズマ放電および／または電界を印加するシステムを提供する。システムは、制御装置、制御装置と作動可能に連通する電極を含む。電極は、対象の解剖領域に近接して配置されるように適合される。電極は、制御装置により選択的に活性化し、また非活性化するように適合され構成された導体のアレイを有する。さらにシステムには、電極および制御装置と電気通信する電源が含まれる。電源は、導体のアレイ内の複数の導体を活性化することにより、対象の解剖領域内で経時的に移動するプラズマを生成するために、電力を電極に印加するように適合され構成される。20

#### 【0038】

さらなる実施態様によれば、電極を弾性および／または可撓性である物質から作成することができる。電源は、プラズマを電極付近に生成するために、パルス状の電圧波形を電極に印加するように適合され構成されることが可能である。パルス状の電圧波形は、必要に応じて、電極と対象の解剖領域との間に微小放電を形成するために必要な時間より短い持続時間パルスを有することができる。必要に応じて、電極は実質的に可撓性のないことが可能である。波形は、(i) 約0.000000010秒～約0.00000010秒、(ii) 約0.00000000010秒～約0.0000000010秒、(iii) 約0.000000000010秒～約0.000000000010秒、(iv) 約0.000000001秒～約0.001秒、および(v) 約0.0000001秒～約0.001秒の少なくとも1つの間のパルス持続時間を有することができる。システムはさらに、対象の解剖領域を通って電極と電気通信する電極から遠い場所に配置されるように適合された、導通パッドを含むことができる。制御装置は、対象の解剖領域内に溜められた、制御され実質的に均一な電力を維持するために、導通パッドから受信した信号に応答して、印加された電圧を調節するように適合され構成されることが可能である。電極は、弾性物質から作成された遠位端を有することができ、遠位端は、その上に表面プラズマの形成を促進するために丸みを帯びた遠位端を有することができる。30

#### 【0039】

さらに本発明によれば、分注器内の本明細書に記載されたような有益な薬剤およびプラズマ治療装置のための治療先端部を含むキットが提供される。分注器は、爪甲の上に有益な薬剤を分注するように適合され構成されることが可能である。有益な薬剤は、爪甲に加えるための伝導性ゲルを含むことができる。有益な薬剤は、有機物質、ガス物質、ゲル状物質、液状物質アミノ酸、生理食塩水、脱イオン水、およびリン酸緩衝生理食塩水からなる群から選択された物質を含むことができる。40

#### 【0040】

さらに本発明は、治療されるべき対象の解剖領域に近接して配置されるように適合された電極を提供すること、および対象の解剖領域を治療するために電界を対象領域に印加することを含む、治療方法を提供する。この治療は、感染症を治療するために実行することができる。感染症は、真菌または他の感染症を含むことができる。知られている爪甲真菌症および乾癬内の例示的真菌性感染症。さらにこの方法は、時間によって変わる電界を対50

象の解剖領域に生成するために、パルス状の電圧波形を電極に印加することを含むことができる。パルス状の電圧波形は、電界をスクリーニングするために、組織内の電界質における電荷に必要な時間より短い持続時間パルスを有する。パルス状の波形は、(i) 約 0.000000010 秒～約 0.00000010 秒、(ii) 約 0.00000000010 秒～約 0.00000000010 秒、および(iii) 約 0.00000000010 秒～約 0.00000000010 秒の少なくとも 1 つの間のパルス持続時間を有することができる。電極は可撓性および／または弾性であることが可能であるか、または可撓性もしくは弾性でなくてもよい。対象の解剖領域内に電界によって溜められた電力は、とりわけ約 1.0 ミリワット每平方センチメートル～約 10.0 ワット每平方センチメートルの間、約 10.0 ミリワット每平方センチメートル～約 1.0 ワット每平方センチメートルの間、または約 100.0 ミリワット每平方センチメートル～約 0.5 ワット每平方センチメートルの間であることが可能である。対象の解剖領域は、約 10 分の 1 秒～約 1 時間電界に曝露されることが可能である。対象の解剖領域は、とりわけ約 5 秒～約 15 分間、約 30 秒～約 10 分間、または約 3 分～約 7 分間電界に曝露されることが可能である。対象の解剖領域を治療中に有益な薬剤で湿らせてても、湿らせなくてもよい。電界を印加する前に、対象の解剖領域を有益な薬剤で湿らせることができる。有益な薬剤は、水、および／または有機物質、ガス物質、ゲル状物質、液状物質アミノ酸、生理食塩水、脱イオン水、およびリン酸緩衝生理食塩水であることが可能である。湿らせる前および／または湿らせる後に電界を印加することができる。電界を、対象領域を湿らせる際に複数回印加することができる。対象の解剖領域は、動物、人間、または他の生体組織もしくは消毒されるべき無生物の対象の表面または内部であることが可能である。電界は、とりわけ約 3,000 V/mm～20,000 V/mm の強度を有することができる。一部の実施形態では、電界は、対象の解剖領域内にプラズマを実質的に形成させなくてもよい。場合によっては、電界は、対象の解剖領域内または対象の解剖領域上に検出可能なプラズマ形成をもたらさなくてもよい。

#### 【0041】

前述の概要および以下の詳述のいずれも例示であり、本明細書に開示した実施形態のさらなる説明を提供することを意図することを理解されたい。本明細書に組み込まれ、本明細書の一部を構成する添付図面は、本開示の方法およびシステムのさらなる理解を示し提供するために含まれる。記述と共に図面は、開示された実施形態の原理を説明する役目を果たす。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0042】

【図 1】例示的な単一の剛性のプラズマ電極の、高電圧供給部および爪の治療を示す概略図である。

【図 2】例示的な複数の電極装置を示し、該装置が複数の爪位を治療するためにどのように使用されるかを示す概略図である。

#### 【図 3】例示的な半可撓性から可撓性のプラズマ電極の概略図である。

#### 【図 4】例示的なプラズマ - ジェット装置および爪へのその印加の概略図である。

#### 【図 5】表面プラズマを利用する例示的な治療電極を示す概略図である。

【図 6】より低い電圧および／またはより少ない複合波形でプラズマ形成を開始する助けとなる、小さい孔を利用する例示的な治療電極を示す概略図である。

#### 【図 7】一体化したスペーサを備えた例示的な可撓性の治療電極を示す概略図である。

#### 【図 8 A】小さい隙間にプラズマを形成する試験のためのアセンブリの側面図である。

#### 【図 8 B】小さい隙間にプラズマを形成する試験のためのアセンブリの平面図である。

#### 【図 9 A】プラズマ放電形成の証拠写真である。

#### 【図 9 B】プラズマ放電形成の証拠写真である。

#### 【図 9 C】プラズマ放電形成の証拠写真である。

【図 10】爪甲真菌症および他の感染症を治療するための例示的なプラズマ治療装置を示す図である。

10

20

30

40

50

**【発明を実施するための形態】**

**【0043】**

次に、その例が添付の図面に示された、本発明の好ましい実施形態を詳細に説明する。開示された実施形態の方法および対応するステップを、例示的なシステムの詳述とともに説明する。

**【0044】**

前置きとして、「第4の状態」と呼ばれることがあるプラズマは、通常部分的にかつ／または完全にイオン化されたガス分子を含み、様々な方法および形状で生成され導かれることが可能である。より具体的には、プラズマは、部分的にまたは完全にイオン化されることが可能な分子を持つガス、および少なくとも1つの電子を少なくとも1つのガス分子から衝突を通して取り去るのに充分な運動エネルギーを有する電子を有するガスであると考えられ、その結果、得られるプラズマは、それと混合された中性種を含んでも含まなくてもよい、大量の自由電子内の正電荷イオンの混合物を含む。プラズマは、とりわけ殺菌、血液凝固、オゾン生成、化学処理、光源、イオン源（推進のため）、および熱源を含む様々な目的に使用できる。固体レーザーなどの他のエミッタと対照的に、ガス放電の比較的単純な構成の結果として、分散型エネルギー源を経済的コストで提供するために、様々な構造を生成することが可能である。恐らくこのようなアレイの最良の例はプラズマテレビである。

10

**【0045】**

プラズマは、この領域内の電界が一定の絶縁破壊値を超したときに、ほとんどの場合ガスの一部の領域内に生成される。この絶縁破壊値は、ガスの圧力、ガスの種類、および領域のサイズを含む多くの要因に依存し得る。大気圧において、プラズマ生成領域のサイズが平均自由行程を数倍超えるとき、破壊電界は約3,000ボルト／ミリメートルである。実際には、プラズマを生成するためにこの電界を超す必要がある場合の領域のサイズは、約数マイクロメートルである。より小さい領域に対しては、電界が実質的により大きくなり、プラズマをその領域内に生成可能でないことがある。したがって、爪および爪床内の細孔が数マイクロメートル（1～2マイクロメートル）より大きい限り、例えば、1ボルト／mm単位で約3,000～20,000ボルト／ミリメートルの範囲（例えば、3001V/mm、3002V/mm…）の電界を使用して、プラズマをこれらの細孔内に生成することが可能であるべきである。しかし、プラズマを印加された電界を受けて生成するかどうかに関わりなく、本開示は単に電界を印加することを提供できるに過ぎないので、より大きい（例えば、20,000～50,000V/mm）またはより小さい（例えば、100V/mm～3,000V/mm）電界を必要に応じて使用できる。爪および爪床内の電界は遠隔で生成できるので、導電する電極と直接接触する必要なしに、爪および爪床の細孔内のプラズマも、あらゆる電流を導電する電極から遠隔で生成することができる。

20

**【0046】**

本発明に従い、爪甲真菌症の治療法および関連システムならびに機械可読プログラムは、大気圧プラズマおよび／もしくは電界のみを使用して、または本明細書に記載された他の治療と組み合わせて使用して開発してきた。大気プラズマは、通常標準状態またはそこからわずかに異なる状態（例えば、標準温度および圧力「S T P」）での室内環境に存在することができるプラズマであると考えられる。プラズマは、コロナ、誘電体バリア放電、微小放電、誘導結合プラズマ、マイクロ波誘導プラズマ、または容量結合高周波誘導プラズマであることが可能である。またレーザー曝露を受けて、プラズマを誘導することができる。一実施形態では、プラズマは、爪内部に少なくとも10分の1秒間および1時間以下で、またはその間で必要に応じて分単位、秒単位、もしくは10分の1秒単位のあらゆる時間に生成される。また他の実施形態も存在する。

30

**【0047】**

プラズマは、爪甲真菌症の原因となる病原体を死滅させる、ヒドロキシル・ラジカル（O H）、亜酸化窒素（NO<sub>2</sub>）、一酸化窒素（NO）、オゾン（O<sub>3</sub>）、スーパー・オキシ

40

50

ド( $O_2^-$ )などの反応化学種を生成する。またプラズマは、様々な波長の光を放射でき、熱、イオン、および電子を生成できる。これらの種とエネルギー放射の組合せは、局所細胞の構成、燃焼または他の細胞処理に影響を及ぼすことができる組織と反応することができるか、または該組織内に反応をもたらすことができ、それによって様々な状態の症状を和らげる。

#### 【0048】

例示目的のみで限定ではなく、図1は、本発明による例示的治療電極および爪の治療方法の概略を示す。爪(手指の爪または足指の爪)1は、その上に配置された導電性媒体2を有する。治療電極3は、誘電体層によってカプセル化された導体を含むことができ、導電性媒体2と接触して配置される。治療電極は高電圧電源および制御システム4に接続され、高電圧電源および制御システム4は電気アース5に接続されている。図2は、1度に複数の爪を治療できる電極構造の概略を示す。電極支持構造1は複数の治療頭部2を有し、治療頭部2は個々の爪3を処理するために配置され適切にサイズ化される。電極支持構造1は高電圧電源および制御システム4に接続され、高電圧電源および制御システム4は電気アース5に接続される。図3は、可撓性または半可撓性の治療電極の概略を示す。この可撓性または半可撓性の治療電極1は、標的爪構造(図示せず)の形状に一致するよう曲げることができる。治療電極1は、高電圧電源および制御システム2に接続され、高電圧電源および制御システム2は電気アース3に接続される。図4はプラズマジェット装置の概略を示す。治療電極1はガス供給部2に接続され、ガス供給部2は、高電圧電源および制御システム3が活性化されたときに、プラズマ状態に励起されるガス媒体の流れを提供する。高電圧電源および制御システム3は電気アース4に接続される。この場合は、ガス供給部(プラズマ6にあたる)はこの伝導機能を提供するので、爪5に加える外部導電性媒体は必要ないことに留意されたい。

#### 【0049】

開示された実施形態によれば、治療電極は複数の物質を含み、複数の形状および表面仕上げを有してもよい。一部の例示的物質は、アルミニウムまたは他の導体およびアルミナ( $Al_2O_3$ )誘電体、銅または他の導体および窒化ケイ素誘電体、導体および石英誘電体、ゴムまたはプラスチック誘電体を有する導体(シリコンまたはガラス強化した、もしくはガラス強化していないエポキシ樹脂を有する金属導体など)、および発泡誘電体を備えた導体(発泡シリコン、発泡ポリウレタン、もしくは発泡ポリエチレンなど)を含む。誘電物質の選択は、絶縁破壊強度、誘電率、および所期の使用期間に基づく。長期使用により適切な(銅および石英など)物質の組合せがある一方で、短期使用または単回使用により適切な物質の組合せもある。発泡誘電体の場合、発泡体の細孔は、微小放電が複数の細孔のそれぞれにおいて形成し得るように設計されている。これらの微小放電は、損傷、痛み、紅斑、または炎症を引き起こすのに充分なエネルギーを有する個々の微小放電がないように、充分に大量である。誘電体層は、約10ミクロンの最小厚さを有し、例えば成形、積層、接着、ろう付け、溶接、機械的接合により導体に取り付けられる。別法として、誘電体層は、陽極酸化処理もしくは溶射などの被覆加工を介して、または酸化加工によって加えられてもよい。導体の形状は、平坦でもまたは湾曲していてもよく、これは生成されたプラズマの分布、場所および強度に影響を及ぼす。治療電極が影響を受ける組織領域より小さい場合は、操作者は必要なプラズマを生成するために、電極を所望の治療領域に亘って掃射しなければならない。別法として、治療電極は、所望の治療領域と同じサイズまたは実質的に同じサイズを有してもよく、その場合に操作者は、電極を所望の治療領域に接触して印加し、治療時間中その位置に維持させることができる。治療電極の電気支持構造への接続部は、硬くてもまたは調節可能であってもよい。

#### 【0050】

電極表面と組織(例えば爪)との間の隙間を架橋し、約1秒より長い時間組織(例えば爪)上のある特定の場所に留まる強力な微小放電の形成を防ぐために、以下の例示的技法のうちの1つまたは複数を使用することができる。

不均一の空隙(ガス)、および組織(例えば爪)内にあるまたは組織(例えば爪)に、

10

20

30

40

50

ほぼ接触するように延在した電極表面の一部を有する電極を使用して、電極表面上にプラズマを生成し、この表面プラズマを電極と組織（例えば爪）との接触点またはほぼ接触する点の周囲に局部集中する組織（例えば爪）に向かって導くことができる。

電極が固定されている際、プラズマに充分に曝露されないことがある領域を治療するよう、電極を組織（例えば爪）を迅速に手動またはモーターで横切って走査すること。

強い微小放電が生成されるのに充分な時間を有さない場合にプラズマを形成するよう、1ピコ秒～100ナノ秒の範囲内の立上げ時間および立下り時間有するパルスと同様の高電圧波形の使用。

プラズマを電極の様々な部分と組織（例えば爪）との間に隙間の大きさに依存して形成するよう、小刻みな振動、周期的な振動または他の動き（ピエゾモーターまたは他の振動モーターなどによる）を介して、電極のZ位置（すなわち、電極と組織（例えば爪）との隙間）を変化させること。

ミリメートル未満のサイズを有した、微小放電電極を使用し、固定した曝露または走査する曝露に適用する。

#### 【0051】

図6に示したように、小さい開口または孔を誘電体層内に画定することができる。これらの孔は、プラズマ放電の性質を変化させることができる。微小放電の特性寸法は、約100～200ミクロン（直径）である。図5に示したように、孔径が微小放電の直径より著しく小さいときは、孔を通過して電極に達することができる電流の量は、恐らく誘電体バリア放電特有の交流電圧波形がなくても、非熱プラズマの可能な生成を著しく制限する可能性がある。

#### 【0052】

パルス操作の場合は、パルス状の電圧を非常に短時間提供する装置および関連した方法が提供される。一実施形態によれば、パルス時間はあらゆる適切な電圧を使用し、約0.010秒～約0.10秒であることが可能である。別の実施形態によれば、パルス時間は、約0.0010秒～約0.010秒である。なお別の実施形態によれば、パルス時間は、約0.00010秒～約0.0010秒である。さらに別の実施形態によれば、パルス時間は、約0.000010秒～約0.00010秒である。別の実施形態によれば、パルス時間は、約0.0000010秒～約0.000010秒である。なお別の実施形態によれば、パルス時間は、約0.00000010秒～約0.0000010秒である。さらなる実施形態によれば、パルス時間は、約0.000000010秒～約0.00000010秒である。一層さらなる実施形態によれば、パルス時間は、約0.0000000010秒～約0.000000010秒である。またさらなる実施形態によれば、パルス時間は、約0.00000000010秒～約0.0000000010秒である。別の実施形態によれば、上に説明した時間から選択されたパルスと組み合わせた波形が提供される。パルスは短いのでプラズマがストリーマ（微小放電）を形成できる手法でそれ自体を構築できないことに基づいて、このような短い時間のパルスの使用は、ストリーマ（微小放電）の形成を低減させると考えられる。またこのようなパルスの使用は、組織（例えば爪）を治療するための大量の反応性イオン種をもたらす可能性があると考えられる。さらに、治療される領域に印加する電力はマイクロプロセッサによって制御されるので、パルスをこのような短い時間使用するときは、電極と組織との間の導電性物質を使用しないことが可能であるが、誘電体層を安全上の理由から含むことができる。したがって、このような短時間のパルスを使用するこの技法は、誘電体バリア放電プラズマとは異なり、誘電体バリア放電プラズマは作動するために誘電体層を必要とする。さらに、このような短いパルスを使用すると、より均一のプラズマもたらす。

#### 【0053】

さらなる態様によれば、本開示は、表面プラズマを生成するシステムおよび方法、ならびに表面プラズマを患者の組織（例えば爪）に印加する技法を提供する。

#### 【0054】

例示目的であって限定ではなく、治療装置のさらなる実施形態が図5に提供されている

10

20

30

40

50

。治療装置は、ハンドル（図示せず）および患者の組織（例えば爪）3と直接接触して配置され得る外表面を画定する、絶縁物質2により少なくとも一部が取り囲まれた導体1を含む治療電極を含む。治療装置は電圧を導体1に印加することによりこの実施形態で使用され、その結果、表面プラズマは絶縁物質の表面に沿って、また絶縁物質2の表面と患者の爪との間に患者の爪が直接物質的接触をしない領域内で生成され、隙間は爪と絶縁物質との間に画定される。表面プラズマの挙動は、使用される絶縁物質2のタイプおよび形状全体、ならびに絶縁物質2の表面の特徴を含む様々な変数によって影響を受ける。

#### 【0055】

必要に応じて、絶縁物質は剛性であるかまたは可撓性であることが可能である。可撓性である場合は、絶縁物質2は、例えば、シリコン化合物、合成ゴム、ポリウレタン、またはポリエチレンであることが可能である。これらを導体に積層を介して加えることができるか、または導体を基体絶縁物質上にメッキあるいは噴射することができる。剛性である場合は、絶縁物質は、PTFE、PVDF、PC、PPなどの成形可能な物質であることが可能であり、注入成形などによって成形することができる。理解されるように、表面のテクスチャリングは、成形加工または他の処理を受けることができる表面仕上げを有する。したがって、一実施形態では、絶縁物質が注入成形される場合などは、SPI/SPEA1、A2、A3、B1、B2、B3、C1、C2、C3、D1、D2またはD3による表面仕上げを有する成形を使用できる。さらに、必要に応じて、成形は、第1のより粗い表面仕上げを1つの領域に有し、第2のより平滑な表面仕上げを別の領域に有することができる。

10

#### 【0056】

どのように形成されるかに関わらず、患者／ユーザの組織（例えば爪）に直面するかつ／または接触する物質2の得られる表面は、約0.01～2000マイクロインチ、0.1～1000マイクロインチ、1～100マイクロインチ、5～50マイクロインチ、20～40マイクロインチ、100～200マイクロインチ、75～125マイクロインチ、1～4マイクロインチ、4～8マイクロインチ、8～12マイクロインチ、12～20マイクロインチ、20～30マイクロインチ、30～40マイクロインチ、40～50マイクロインチ、50～60マイクロインチ、70～80マイクロインチ、80～90マイクロインチ、または90～100マイクロインチなどの間の平均表面粗さRaの領域を有する表面を備えて提供されることが可能である。

20

#### 【0057】

ユーザの組織（例えば爪）／患者の組織（例えば爪）に直面するかつ／または接触する絶縁物質2の表面は、区別されて表面仕上げより概して大きい規模である、1つまたは複数の隆起、突起または振動78を備えて提供されることが可能であり、平均高さが約0.01mm～5mm、とりわけ0.1～0.5mm、0.5～1.0mm、1.0～1.5mm、1.5～2.0mm、2.0～2.5mm、2.5～3.0mm、3.0～3.5mm、3.5～4.0mm、4.0～4.5mm、または4.5～5.0mmを有する。前述例の隣接する隆起、突起または振動の間の距離は約0.01mm～5mm、0.1～0.5mm、0.5～1.0mm、1.0～1.5mm、1.5～2.0mm、2.0～2.5mm、2.5～3.0mm、3.0～3.5mm、3.5～4.0mm、4.0～4.5mm、または4.5～5.0mmを有する。

30

#### 【0058】

また導電性物質は細孔を備えて提供されることが可能である。これらの細孔は、プラズマの微小放電のために微小空洞として働くことができる。これらの細孔は互いに連結されてもよく、または分離して区別されてもよい。このような細孔はキャピラリーアレイ内のように均一であるか、または不規則に分散されることが可能である。細孔の形状は、球、または円筒などであってもよい。細孔は、とりわけ0.001～0.100mm、0.100～0.5mm、0.5～1.0mm、1.0～1.5mm、1.5～2.0mm、2.0～2.5mm、2.5～3.0mm、3.0～3.5mm、3.5～4.0mm、4.0～4.5mm、または4.5～5.0mmの特性寸法を有する。

40

50

## 【0059】

必要に応じて、絶縁物質は半導体物質であることが可能である。半導体内の価電子および伝導電子からなる電荷担体の濃度は、物質内の温度、入射光および電界の変更を含む様々な方法で調節することができる。また様々な場所での半導体物質の特性は、過剰な伝導率または過剰な伝導電子のいずれかを生成する、不純物の混入を通して制御することができる。半導体物質内の電荷担体の密度を調節することによって、プラズマの中に送達される電流を制御することが可能になる。また半導体内の電荷担体の密度は、その電子放射機能および絶縁物質が電子放射として作用する手法を変更してもよい。さらに半導体物質内の電荷担体の密度は、半導体表面上の表面プラズマ放電を制御できる表面破壊に変化をもたらしてもよい。

10

## 【0060】

絶縁物質2は、ゴム(450~700V/mil)、テフロン(1500V/mil)、ガラス(2000~3000V/mil)、アルミナ(300~500V/mil)、ポリイミド(12000~18000V/mil)、PVDF(1700V/mil)、PVC、ポリウレタン、UHMWポリウレタンなどの様々な異なる絶縁破壊強度を有することができる事がさらに理解されよう。比較すると、空気は約20V/milの絶縁破壊強度を有する。誘電体厚さの選択は、印加された電圧の大きさ、誘電体と組織(または表面放電の場合は誘電体の外形)との間の隙間、爪甲の厚さ、および(身体の腫れ、瘢痕、または全体の湾曲に起因する組織表面粗さおよび局所的変化を含む)組織の局部表面の外形によって決定される。このような場合、誘電体層に対する約0.010~4mmの通常の厚さは、印加された電圧、電極と組織の分離、組織表面の外形などの変化を構成するために適切である。概して隙間が小さいほど、必要な誘電体の厚さが小さい。

20

## 【0061】

誘電体と組織(例えば爪)との間の最小隙間を、パッシュエン曲線に従って決定することができる。ここでパッシュエン曲線は、ガスの圧力と特性距離の積の関数としてガスの絶縁破壊電圧間の関係を示す。一部の実施形態では、特性距離は誘電体と組織との間の空隙である。大気圧に対して、パッシュエン曲線は、約400~6000ボルトの最小電圧が、それぞれ約0.01~1mmの隙間にに対する絶縁破壊を生成するのに有益であることを提供する。単一の微小放電と対照的に大領域を覆うプラズマを形成するために、組織の表面粗さ、組織のインピーダンス変化、および組織の局所の地形変化によって誘発された変化を超えている間、著しく高い電圧がプラズマを生成するために有益である。このような電圧は、例えば約500~約1000ボルト、約1000~約10000ボルト、および約10000~約50000ボルトの範囲である。

30

## 【0062】

さらに本発明によれば、追加の特徴が、軽く訓練されたまたは訓練されていない操作者によるプラズマ治療装置の使用を容易にするために提供される。組織(例えば爪)へのプラズマの投与と同じ強度に維持するために、プラズマ治療電極を組織に近接して(湾曲した電極が使用されない場合)確実で反復可能な方式で印加することが有益である。別法として、非導電性物質から作成されたスペーサを使用して、例えば、図7に示したように、プラズマ治療電極と組織との間の距離を設定することができる。スペーサ/スペーサ手段を治療電極外周の周辺に提供でき、この場合もスペーサ/スペーサ手段は局所ガスを取り囲む、またはカプセル化することができる。局所ガスを取り囲むことによって、構造は所望の治療領域の熱および反応種の濃度を促進することができる。またこのような境界は、一般に誘電体バリア放電によって生成されるオゾンを吸収するために、カーボンブラックなどのオゾン吸収物質を組み込むことができる。一部の実施形態では、アレイの形などの1つもしくは群の線、1つもしくは複数の多角形、1つもしくは複数の棒、または治療領域の中心部、もしくは治療領域の中心部の周囲の他の形状を、治療電極と身体との間の一定の隙間の維持に悪影響を与えるはずであるスペーサによって画定された領域内部に組織が膨れ上がらないように、電極絶縁物質内に含むことができる。別法として、プラズマ治療電極と組織との間に画定された予め負荷された接触力を提供する、バネまたは他の

40

50

弾性部材上にスペーサ自体を装着することができる。バネを完全に圧縮する場合、作動を防ぐために接触もしくは近接スイッチまたはセンサなどの過負荷防止連動装置と組み合わせたときに、この機構を使用して組織がプラズマ治療電極に接近し過ぎることを防ぐことができる。

#### 【 0 0 6 3 】

別の実施形態では、微小放電を利用してプラズマを治療されるべき組織（例えば爪）に近接近して発生するとき、組織とプラズマ治療電極との間の間隔を、必要に応じて追加のスペーサ手段、バネ、または他の機構なしに制御することができるよう、微小空洞のサイズは充分に小さいことが好ましい。

#### 【 0 0 6 4 】

一部の実施形態によれば、電気出力は電源によって送達され、放射されるプラズマの性質に影響を及ぼす。熱および非熱プラズマを使用してもよい。必要に応じて、電源を、装置のオンオフを制御する制御手段、例えば制御装置、を提供する制御システムに接続することができ、電源を使用してプラズマの投与（強度）を制御してもよく、次いでプラズマをガス流速、印加された電圧およびしたがって印加された電流などを調節することによって制御することができる。ユーザの安全性を維持するために、様々な制御を利用することが好ましい。組織への印加点で、温度センサ（例えば、熱電対センサまたは赤外線センサ）を利用してガス温度が痛みおよび紅斑をもたらす閾値を超えないことを確実にする。また電極は、著しい痛みを患者にもたらす可能性がある電極障害を受けて電流が劇的に増加しないことを確実にするために、ヒューズまたは高速回路遮断器を含むことができる。またこのヒューズまたは回路遮断器を電源内に装着することもできる。

10

#### 【 0 0 6 5 】

必要に応じて、制御装置は、プラズマ流れの方向ならびにその密度、特に治療されるべき組織を含む所与の値内の自由電極の密度への影響に役立つように磁界をプラズマの近位に提供するために、プラズマエミッタの近位の導体の第2のセットを制御することができる。電磁石および／または永久磁石を使用して、例えば組織を横切って双極子電界を印加することができ、したがって爪に実質的に傾斜した磁界線を提供し、したがって治療される組織を横切る反応種の動きに影響を及ぼす。

20

#### 【 0 0 6 6 】

プラズマを生成するために使用される電極は、任意に電気エネルギーを同時にまたは連続して送達するように構成される。この手法で、プラズマエミッタ全体を一度にまたは連続して列になって励起してもよく、または小区域を連続して（または必要に応じて同時にもしくは実質的に同時に）励起してもよい。さらに制御システムは、電極を所望の順序で励起するための手段を（ソフトウェアによりまたは配線接続して）提供する。連続励起については、電極または電極のセットを制御システムにより個々に対処できる。連続励起については、制御システムは、プラズマへの曝露の強度および持続時間を変化させる手段を提供する。この変化を空間的に適用することによって、ユーザが様々なプラズマ曝露投与を標的の1つまたは複数の爪の様々な領域に送達することが可能になる。

30

#### 【 0 0 6 7 】

必要であれば、ガス供給部からのガス送達を弁または弁のセットによって制御することができる。一実施形態では、操作者が弁を開いて連続するガス流れを提供する。代替的実施形態では、弁または弁のセットは制御システムを介して電気的に制御される。

40

#### 【 0 0 6 8 】

代替的な実施形態では、ガス容器構造は備えられていない。次いで電極を使用して、プラズマを生成するために周辺外気を励起する。エミッタを爪に印加するとき、スペーサ手段／スペーサを使用して、爪に向けられるべきプラズマを生成するために充分な空気が利用可能であることを確実にする。スペーサ手段は、多数の空洞、微小空洞、マイクロチャネル、または負歪みを有する他の窪みであることが可能である。別法として、スペーサ手段は、棒、柱、隆起した線、または装置の主表面の上に延在する他の構造などの正歪みを有することができる。またスペーサ手段は、電極を爪から隔離させる。

50

## 【0069】

所望の爪部をプラズマで治療するために、以下の例示的方法を使用できる：

1. 分極可能な物質を爪表面の標的領域に当てる。分極可能な物質は水、ゲル、または他の何らかの導体であってもよい。

2. 放射表面（複数可）を所望の治療領域に向けるように、プラズマエミッタ／電極を爪の標的領域上の分極可能な物質に印加する。治療の持続時間に依存して、プラズマエミッタは、手による圧迫、重力、または接着、面ファスナー（例えばVelcro, Inc. 製）、掛け金、バネ、もしくは弾性ストラップなどの固定手段を介して定位位置に保持されてもよい。

3. プラズマエミッタが一旦定位位置に置かれると、ユーザは制御手段を使用して装置を作動させる。一旦作動されると、エミッタはプラズマを標的の爪に送達する、かつ／または（必要に応じて）プラズマを標的の爪内に生成する。 10

4. 治療が完了すると、ユーザは制御手段を使用して装置を停止する。別法として制御手段は、所望の投与が一旦送達されると自動停止を提供する。

5. 次いでユーザはプラズマエミッタを標的治療領域から取り除く。

## 【0070】

代替的な実施形態では、可撓性の電極を爪に直接印加する。この場合、可撓性の電極を印加する前に、導電性ゲルを任意に印加する。このような導電性ゲルを接着パッチに一体化してもよく、それによって電極およびゲルの印加を同時にできる。

## 【0071】

標的の爪をプラズマで治療する代替的方法では、増感材料および／またはブロック材料を使用して様々な投与を爪の様々な部分に提供することができる。このような増感材料は、水性クリーム、軟膏、水薬、噴霧、ゲル、または他の流体を含むことができる。またこのような増感材料は、グリセリンなどの親水性材料を含むことができ、これを使用して水および水性の材料を引き込むことができる。これらの流体を好ましくは局所に印加する。 20

## 【0072】

増感材料は、様々な方法で作用することができる。これらの方法は、特定の反応種のより高い濃度の発生を推進すること、特定の光波長の放射を促進すること、電界の強度および方向を調節することなどを含む。例えば、過酸化水素、生理食塩水、N-アセチルシステイン（NAC）などの抗酸化物質などの流体は、プラズマと反応して様々な反応種を生成することができる。他の適切な流体は、例えば2011年8月3日に出願された国際特許出願PCT/US2011/046382号に記載されており、あらゆる目的においてその全体が参照によって本明細書に組み込まれる。またこれらの流体は、爪に治療後も浸透し続け、それによって病原体の死滅効果を高める高強酸性になってもよい。さらに増感材料は、有機物質を含むことができ、ならびにガス状、ゲル状、または液状であることが可能である。同様に増感材料は、システインなどのアミノ酸を含んでもよい。ある特定の実施形態では、増感材料は液体内に溶解していてもよい。適切な液体には、生理食塩水、脱イオン水、リン酸緩衝生理食塩水、またはそれらの組合せが含まれる。増感材料内の有機材料の量は異なってもよい。ある特定の実施形態では、有機材料は少なくとも約2.5 mMの濃度である。他の実施形態では、増感材料内の有機材料は少なくとも約5 mMの濃度である。なお他の実施形態では、増感材料内の有機材料または組成物は、少なくとも約10 mMの濃度である。 30

## 【0073】

ブロック材料は、油性などの無水クリーム、軟膏、ゲル、または他の流体を含むことができる。またブロック材料は、水および水性材料を弾くために使用される疎水性材料を含むことができる。例示的に示す方法は以下のステップを有することができる。

1. プラズマ増感材料および／またはブロック材料を爪の所望の治療領域（または保護領域）に印加する。増感材料の場合、増感材料を爪の標的部位が吸収するために、ある一定時間（潜伏期間）を待つ必要があることがある。

2. 放射表面が所望の治療領域に向けられるように、プラズマエミッタを爪の標的領域

10

20

30

40

50

に印加する。治療の持続時間に依存して、プラズマエミッタは、手による圧迫、重力、または接着、ベルクロ（Velcro）、掛け金、バネ、もしくは弾性ストラップなどの固定手段を介して定位置に保持されてもよい。

3. プラズマエミッタが一旦定位置に置かれると、ユーザは制御手段を使用して装置を作動させる。一旦作動されると、エミッタはプラズマを標的の爪に送達する。

4. 治療が完了すると、ユーザは制御手段を使用して装置を停止する。別法として制御手段は、所望の投与が一旦送達されると自動停止を提供する。

5. 次いでユーザはプラズマエミッタを標的治療領域から取り除く。

#### 【0074】

なお別の実施形態では、熱放射、紫外光放射、および／または赤外線放射を、病原体の死滅をさらに加速するためにプラズマと協働して印加することができる。別の実施形態では、有効性および病原体の死滅の速度を高めるために、局所用薬および／または全身薬をプラズマ治療との相乗効果を組み合わせて使用することができる。熱プラズマまたは赤外線放射などの熱上昇を利用する場合、患者の安楽を高めるために爪の周囲の組織を冷却することが望ましいことがある。組織は、組織に流水することまたは水もしくは寒剤を噴霧することによって冷却されてもよい。

10

#### 【0075】

さらなる実施態様によれば、プラズマ増感剤も使用できる。一態様では、増感剤は導電性流体として作用して、プラズマを爪などの所望の方向に向けることができる。別の態様では、増感剤は、追加としてまたは別法としてプラズマと反応する化学薬品を提供し、それによって爪との他の反応を起こすことが可能になる。これにより爪での反応をより速くすることができる。増感剤として使用される適切な物質は、例えば、水、生理食塩水、脱イオン水、または有機化合物を含むあらゆる流体、ならびに抗酸化物質を含む物質を含むことができる。

20

#### 【0076】

別の実施形態では、曝露インジケータを含む層をプラズマ治療電極に加える。曝露インジケータを使用することにより、ユーザは、身体に加えられた曝露量およびレベルについてのフィードバックを直接獲得する。曝露インジケータは、曝露を組織から取り除くと検出できるかつ／または測定できるように、プラズマからの曝露に反応する1つまたは複数の化合物を含むことができる。インジケータは色を変えてよく、あるいは曝露の視覚表示を提供してもよい。この変化は顕色剤または他の化学薬品に曝露するとすぐ、または曝露した後に起こってもよい。曝露インジケータの一例は、プラズマによって放射された光に応答する感光性物質である。曝露インジケータの別の例は、異なるpHレベルまたはリトマス紙などの他の化学種に曝露すると変色する物質である。異なる物質の組合せを利用して様々な曝露レベルを示してもよい。このような物質をシート形状に提供でき、また治療装置がそうでなければ再利用を意図されるまたは再利用可能である場合、治療装置を繰り返して使用する度にこのような物質を置換することができる。

30

#### 【0077】

一部の代替的な実施形態では、曝露レベルは光センサ、電子センサ、またはそれらの組合せを使用して自動的に監視される。光センサは、例えばプラズマからの可視発光、紫外発光、または赤外発光を検知することができる。電気センサは、プラズマ発光によって生成されたような電流の変化または電界の変化などを検知できる。次いで曝露の投与および強度の閉ループ制御を可能にするために、このようなセンサからの情報を電源および制御システムに送達することができる。このような閉ループ制御は、例えばプラズマ強度に影響を及ぼす患者の具体的な解剖学的な変化または疾病の変化を把握することができる。ガス供給部からのガス送達を、弁または弁のセットによって制御できる。一実施形態では、操作者が弁を開いて連続するガス流れを提供する。代替的実施形態では、弁または一連の弁は制御システムによって電気的に制御される。

40

#### 【0078】

別の代替的な実施形態では、電源および制御システムは高電圧ケーブルにより電極に接

50

続される。このケーブルは、身体のあらゆる単一部分または身体の複数領域を標的にすることができるよう充分な長さを有することが好ましい。電極の寸法および重量は、握り心地が良い一方で、プラスチックまたは他の絶縁材料が操作者をあらゆる高電圧の曝露から保護することができるように設定される。別法として、電極は湾曲されてもよく（すなわち、所望の治療の湾曲に整合するもしくはほぼ整合するために）、かつ／または、図7に示したように可撓性があってもよい。治療電極は、治療電極が所望の治療領域に一致することができる一方で、所望の隙間または適切な表面放電構成を維持する、正方形、円、長方形などを含む様々な形状を有することができる。形状は、すべての患者のために標準化されてもよく、または治療される特定の患者の生体構造により正確に一致する電極を生成するために、鋳造、成型、光学走査または他の測定方法に基づいて特注されてもよい。別法として、電極、電源および制御システムを单一の携帯用設備の中に組み込むことができる。この設備は、恣意的に電池および／または壁コンセントに接続するケーブルポートを含む。

#### 【0079】

なお別の実施形態では、病原体の死滅、炎症の緩和、および／または他の細胞過程および化学的性質の活性化をさらに加速させるために、熱放射、紫外光放射、および／または赤外線放射をプラズマと協働して、またはプラズマを用いた代替的方式で当てることができる。別の実施形態では、死滅効果および速度および／または他の反応をさらに高めるために、局所用薬および／または全身薬をプラズマ治療との相乗効果を組み合わせて使用することができる。別の実施形態では、電極自体を加熱し、それによって組織の伝導加熱を提供し、これは非熱プラズマと組み合わせて死滅効果および速度ならびに／または他の反応を高めることができる。

#### 【0080】

熱プラズマまたは赤外線放射などの熱上昇を利用する場合、患者の快適度を高めるために爪の周囲の組織を冷却することが望ましいことがある。組織は、組織に流水することまたは水もしくは寒剤を噴霧することによって冷却されてもよい。別法として、電極が治療される組織と接触しているときは、電極を冷却することができ、それによって伝導冷却を治療される局所細胞部位に提供する。別の実施形態では、アフターケアクリーム、ゲル、または他の材料を治療した組織に付けて、痛み、炎症、紅斑、または細胞もしくはDNAの損傷などの他の不要な結果を緩和するまたは修復する働きをしてよい。例えば、抗酸化物質を使用して、活性酸素種の治療後のレベルを低減させ、DNA修復を促進する働きをしてよい。

#### 【0081】

さらなる実施態様によれば、プラズマ増感剤も使用できる。一態様では、増感剤は、プラズマを組織（例えば爪）などの所望の方向に向けるために、導電性流体として作用することができる。別の態様では、増感剤は、追加としてまたは別法としてプラズマと反応する化学薬品を提供し、それによって組織と他の反応を起こすことが可能になる。これにより組織での反応をより速くさせることができる。増感剤として使用される適切な物質は、例えば、水、生理食塩水、脱イオン水、または有機化合物を含むあらゆる流体、ならびに抗酸化物質を含む物質を含むことができる。またプラズマを増感させる流体を、装置構造の一部として組織に送達することができる。装置は、増感流体を有し、ユーザが所望するように、または電極が組織に接触すると自動的に該流体を制御可能に放出する、噴射、スポンジまたは蒸気（噴霧流体）ジェットを含むことができる。最後に、湿った纖維を電極と組織との間に配置してもよい。この場合、放出は纖維内で起き、過剰なストリーマの形成も回避される。

#### 【0082】

より高い電力レベルを身体に送達するために、プラズマエミッタに近接して配置された接地（分散）パッドを提供することが望ましい。このようなパッドは、一般に電気手術装置と連結して使用される。電流伝送が増加するにつれて、組織が火傷する危険が高くなる。組織が火傷を発生する危険は、それを跨いで電流を分散する領域によって分割される電

10

20

30

40

50

流量に依存し、これは電流密度としても公知である。名目上は、接地パッドでの電流密度は、パッドの領域によって画定される。しかし、以下のようないくつかの追加の考慮すべきことがある。

1. 接地パッド全体は、好ましくは患者の身体に固定して取り付けられる。設置パッドの部分的な取付けまたは取外しによって電流密度を増加させる可能性がある。

2. 接地パッドは、パッド内での熱の発生を回避するように充分低い抵抗を有することが好ましい。このような抵抗は、例えば約0.1～約5000オームの範囲であることが可能である。

3. 接地パッドは、好ましくはパッド内に発生するあらゆる熱を発する、かつ／または火傷の危険を最小にするために能動冷却を提供することができる。

10

#### 【0083】

接地パッドを治療前に患者に固定して取り付けることを確実にするために、パッドの取付けの遠隔監視を以下のように利用できる。まず2つ以上のパッドまたはパッドの部分を互いにごく接近して身体に取り付けることができる。これらのパッドは、整合するコネクタ、ならびに電源および制御システムに戻って流れる1つまたは複数のケーブルを有することができる。治療前または治療中に、電源および制御システムは、少量の電流を導電性経路の1つを介して接地パッドの1つに送ることができる。次いで電源および制御システムは、システムの全インピーダンスを決定するために、第2の接地パッドによって導電される反流を測定する。測定されたインピーダンスが名目上の値から逸脱する場合は、電源および制御システムは治療の開始を防ぎ、かつ／または治療を中断させる。インジケータの手段（可視、可聴など）は電源および制御システム上に提供されて、接地パッド（複数可）が身体に完全に取り付けられていないことを操作者に知らせる。

20

#### 【0084】

任意に、接地パッド（複数可）はプラズマエミッタと一体化されてもよい。このような構造は、身体への取り付けやすさ、便利さ、および／または低コストの利点を提供することができる。例えば、プラズマエミッタの周辺またはプラズマエミッタの他の非治療領域に装着される接地導体を提供することによって、接地パッドをプラズマエミッタ内に提供することができる。この接地導体は、恣意的に伝導組織の接着剤またはゲルを介して組織に装着される。この導体を、個別のコネクタを通じて電源に接続することができる。先に論じたように、経路の接続（およびそれによって全電流密度）を少ない電流を設置パッド（複数可）に送り、全インピーダンスを決定するために反流を測定することによって監視することができる。

30

#### 【0085】

プラズマエミッタは電源に様々な技法によって接続することができる。例えば、外部コネクタを有する短い電線を可撓性のプラズマエミッタの導電層上に積層する、接着する、はんだ付けする、または圧着してもよい。別法として、様々なコネクタをプラズマエミッタの導体上にはんだ付け、積層、または接着を介して装着してもよい。これらは例えば、とりわけスナップコネクタ、表面実装コネクタ、ピンホール、圧着またはクランプコネクタを含むことができる。最後に、可撓性のプラズマエミッタの導体を導電タブまたはピンなどのコネクタの半分に形成することができる。プラズマエミッタを、面ファスナー、ストラップ、および組織接着剤を含む、様々な締結具／取付け技法を通して治療領域に取り付けることができる。組織接着剤は、ヒドロゲルなどの場合は単一使用または多重使用であってもよい。

40

#### 【0086】

##### 実施例

以下に、開示されるシステムおよび技法が、マイクロ秒およびナノ秒の電源を用いてなされた作業を含み、臨床的に感染した爪のサンプル内の爪甲真菌症の原因となる真菌を死滅させるために有益であることを証明する、本出願人によって、臨床試験を行った作業を要約する。

#### 【0087】

50

本出願人は、爪甲真菌症に最も高い頻度で関連する真菌である、紅色白癬菌を死滅させる低温大気圧プラズマの能力を臨床試験でシミュレーションした爪モデルにおいて最近実証した。

#### 【0088】

0.7×0.7 cm の部分を、厚さ 317.5 ミクロンにシムストックを切断し、エタノール内で 10 分間に 2 回洗浄した。次に紅色白癬菌の 1 ml のストックを殺菌した SDM (サブローデキストロース培地) 4 ml と均質にした。殺菌したシムストックを紅色白癬菌の 5 ml の溶液内に置き、2 時間植菌した。シムストックを溶液から取り除いた後、時間および周波数の設定を 1.5 ~ 3 kHz、30 秒 ~ 3 分に変化させてプラズマ処理した。次いで処理したシムストックを SDA (寒天) 平板上に置いて一晩培養した。寒天上の細菌を直接処理することによって、寒天自体を変容させる（寒天を酸性にする）可能性があり、結果を混乱させる可能性があると示すことに直面した。それ故、シムストックを植菌し、個別に処理した後、新鮮な寒天上に置いた。得られたシムストックの殺菌を表 1 に示したように「増殖」または「非増殖」に目視観測によって判定した。これらの実験では、シムストックはプラズマで処理する前に依然として溶液で湿っていた / 濡れていたことを断っておく。シムストックを植菌後に乾燥が認められたとき、得られた真菌の増殖の抑制はあまり重要ではなかった（2 ~ 3 日の遅延、結果は示していない）。水などの流体が存在下でのプラズマ処理は、死滅効果を高めることができる局所の酸性環境を生成すると、本出願人は考える。

【表 1】

10

20

	増殖	非増殖
処理後 2 日		
対照	✓	
1. 5 kHz、30 秒		✓
1. 5 kHz、3 分		✓
3 kHz、30 秒		✓
3 kHz、3 分		✓
処理後 9 日		
対照	✓	
1. 5 kHz、30 秒		✓
1. 5 kHz、3 分		✓
3 kHz、30 秒		✓
3 kHz、3 分		✓

30

表 1：紅色白癬菌のプラズマ処理臨床試験の結果

#### 【0089】

しかし、爪甲真菌症では、紅色白癬菌および他の有機体は、爪床を感染させる、または爪甲内の部分を感染させる可能性が多い。土を掘って通るミミズのように、これらの菌類は、爪床内に微細ポケットを残して爪床内のケラチンを破壊する可能性がある。したがって、本出願人は、大気圧プラズマが爪甲内に見出される微細空隙と同様のサイズの微細空隙内に生成することができるかどうかを実証するために試験を行った。

40

#### 【0090】

図 8 a および図 8 b は、それぞれ、12 ~ 50 ミクロンのサイズの範囲の小さい空間内のプラズマの生成を試験する実験アセンブリの側面図および平面図を示す。空間をシムストックおよびガラスのスライドを使用して生成し、次いで、プラズマを周辺に沿って生成するのを回避するために、ガラススライドをゲル内に埋め込んだ。網をアースに接続し透明電極として使用することによって、隙間内へのプラズマの形成を可視化できた。図 8 に示したように、2 つのガラススライドを一緒にエポキシ樹脂で接着し、50 ミクロン、25 ミクロン、および 12.5 ミクロンの厚さを有する 2 片のシムストックによって分離した。それぞれの場合に、高電圧の電極をガラススライドの片面に接触させ、網を他方の面

50

上に配置しアースに接続した。次いで構造全体をゲル内に埋め込んだ。網を使用して、ガラススライドを通してプラズマを可視化できるようにした。

【0091】

図9は、厚さを約12.5～約50ミクロンに変化させて小さい空間内に形成したプラズマ放電の写真による証拠を表す。電界の局所濃度を引き起こすことができた空間、表面効果または他の変化における小さい差異に起因して、放電は不均一である傾向があることを本出願人は断っておく。これらの不均一性を、電極および電源の適切な設計を通して容易に克服できる。図2に示したように、プラズマを各隙間に首尾よく生成し、類推によりプラズマは紅色白癬菌および／または他の有機体に感染した爪構造内に生成可能であることが証明された。

10

【0092】

最後に、臨床的に感染した爪甲をヒトボランティアから採取した。対照サンプルを取り、クリオトームで厚さ50ミクロンの細片に薄切りにして培養し、爪甲全体が紅色白癬菌に感染したことを確認した。残余のサンプルを周波数約200～300Hz、電圧20kVで5分間、パルス状の誘電体バリア放電で処理した。爪甲をこの持続時間中に3回処置した。1回目は爪甲を表向きにして処置し、次いで裏向きにした。3回目は、爪甲内の空間内部にプラズマを生成できるために、爪甲をゲル内に埋め込んだ。すべての場合に、切り取った爪を爪が「乾燥した」状態で処置した。

【0093】

処置が完了すると、サンプルを冷凍し、次いでクリオトームで厚さ50ミクロンの細片に薄切りした。次いで細片を寒天上に置き、前と同様に培養した。以下の表2は、各細片上に増殖が見られるまでの経過した日数を示す。示されたように、対照サンプル内のはほぼすべての細片は2日で増殖したが、処置したサンプルは増殖に平均7日掛かった。増殖性紅色白癬菌の個体数は4.5時間毎に平均2倍になることが公知である。したがって、この増殖の遅延は、真菌の個体数における対数減少約4～5を表す。

20

【表2】

増殖遅延の日数\*

5分処置

	対照	# 1	# 2	# 3	# 4	
0 ~ 500	3	11	X	3	X	10
500 ~ 1000	3	X	11	3	X	
1000 ~ 1500	3	10	7	3	X	
1500 ~ 2000	2	5	X	3	4	
2000 ~ 2500	2	X	5	4	4	
2500 ~ 3000	2	X	5	4	X	
3000 ~ 3500	2	5	4	5	X	
3500 ~ 4000	2	10	3	5	5	
4000 ~ 4500	2	X	3	5	5	
4500 ~ 5000	2	X	3	5	5	
細片 (ミクロン)	500 ~ 550	2	X	X	4	4
550 ~ 600	2	X	X	3	4	20
600 ~ 650	2	7	X	2	4	
650 ~ 700	2	X	X	3	4	
700 ~ 750	2	X	11	2	4	
750 ~ 800	2	X	X		2	
800 ~ 850	2	X	5		2	
850 ~ 900	2	X	4		2	
900 ~ 950	2	6	3		2	
950 ~ 1000	2	6	3		2	
平均	2.2	.7.5	5.2	3.6	3.5	
調整平均	2.2	11.4	8.3	3.6	6.2	

表2：対照（非処理）およびプラズマ処理した切り取った爪（紅色白癬菌に臨床的に感染した）に対する観察できた増殖の日数。実験は13日間監視した。「X」は13日後に増殖が観察されなかったことを表す。平均増殖をすべてのサンプルに対して計算した。修正平均増殖は、すべての残余サンプルが14日目に増殖したという前提に基づいて計算された。

## 【0094】

参考のため、この真菌を4.5時間毎に個体数が2倍になるように見積もる。そのようにして約7~8日後に増殖がない場合は、これは少なくとも対数減少6に対応する。

## 【0095】

## 例示的プラズマ処理システムの外観

本出願人は、大気D B D プラズマを足指の爪に便利な使い捨て電極を用いて送達する技術を開発した。Plasma Pin（商標）装置を図10に示したように組織（例えば爪）に当て、高電圧の電源および制御システムに接続する。この電源は、非熱D B D プラズマの爪の近位および爪内への形成を開始する必要がある、パッチ内に電界特性を生成する。制御システムは、ユーザが所望通りにプラズマの強度を変えることができる設定を有する。作動されると、プラズマは、ピンと爪甲または接触点の下の爪床との間に生成した電界を受けて形成される。プラズマは誘電体（この実施形態においてはシリコン）の表面に沿って形成され、爪甲に向かって下に移動する。臨床検査に基づいて、プラズマも爪甲または爪床内に存在し得る空隙内に形成されると、本出願人は考える。

## 【0096】

得られる非熱プラズマでは、プラズマは導体として働くが、比較的低い電流では非常に

30

40

50

低く（1ミリアンペア未満）、上述のように、この非熱プラズマを、処理時間が20分に及んでも組織（例えば爪）への損傷が見られない養生法で作動することができる。さらにこの電流は広い領域（例えば約 $27\text{ mm}^2$ ）に亘って分散される。この適度な局所電流密度のおかげで、あらゆる副作用の強度および重症度を、副作用が生じる程度まで緩和することが予測される。

#### 【0097】

プラズマを対象に当てるための治療ステップに関して、以下のステップを使用できることが意図される。

1. 標的治療部位（例えば爪）を治療のためにアイソプロピルアルコールで浄化し、乾燥を確認する。 10

2. プラズマエミッタ装置をその電源に接続する。

3.（備えている場合は）接地パッドを電源のアース線に接続する。

4. 接地パッドを治療されるべき組織（例えば足指の爪）に隣接した皮膚に当てる。

5. 「乾燥」治療を適用する。

・ プラズマエミッタ装置および接地パッドから制御システムへの接続を確認する。

・ 周波数および振幅の制御を以下の表3による「乾燥」治療に対する所望のレベルに設定する。

・ トリガーが「外部」に設定されていることを確認する。

・ システムをオンする。

・ タイマーを表3による「乾燥」治療に対する所望の持続時間に設定する。 20

・ プラズマエミッタ装置を感染した爪甲と接触する（軽い手による圧迫で十分である）ように位置付ける。

・ トリガースイッチを「内部」に動かし、タイマーを作動させる。

・ 爪甲の近位の隅の1つで開始して、プラズマエミッタ装置を蛇行路状に爪甲全体に亘って走査させる。治療持続時間が完了するまで走査を繰り返す。

・ 一旦治療が完了したら、トリガースイッチを「外部」に動かす。

6. 部位（例えば足指の爪部位）を水で湿らせることにより「含水」治療を適用する。

7. 表3に一覧にしたパラメータを使用して、「含水」治療のためにステップ5を繰り返す。治療に耐えられなくなるまで（例えば痛みにより）、または最高治療時間の10分まで、対象が治療を受けるように求められる。標的の足指の爪を必要に応じて（治療中に5~10回）湿らせる。 30

8. 含水治療後、接地パッド（各患者に対して1つ）を離断し取り除き格納する。

9. 次いで、存在する場合に周囲の足白癬から新しい感染の可能性を防ぐ働きのために、患者は例えば抗真菌性クリームおよび使用説明書を持って帰宅することができる。

#### 【表3】

群	周波数設定	振幅設定	乾燥爪 持続時間（分）	含水爪 持続時間（分）
1（5対象）	10（1kHz）	10（20kV）	2.5	2.5
2（5対象）	10（1kHz）	10（20kV）	5	5
3（5対象）	10（1kHz）	10（20kV）	10	10

#### 【0098】

乾燥治療および含水治療を互いに単独で、またはあらゆる所望のように連続して適用できることができることが理解されよう。電界のみでかつ／またはプラズマと組み合わせて、爪甲真菌症の治療に適用できることがさらに理解されよう。本出願人は、含水技法および乾燥技法の相対的効力を測定するために、含水技法および乾燥技法を使用して切り取った爪上に臨床試験を行った。2つの切り取った爪の対照を確保し、次いで3つのサンプルのそれぞれを2つの異なるパルス繰り返し周波数（約400Hz、800Hz）の電源を使用して、また同じ印加電圧（20kV）を使用して、サンプルごとに5分間治療した。これらの治 40

療のすべてを乾燥して（すなわち、追加の水を足すことなく）終わった。次いでこの実験を湿った爪サンプルで繰り返した（3つのサンプルでそれぞれ2回ずつ）。以下の表から明らかであるように、8日後治療後の湿ったサンプルのいずれにも真菌の増殖は見られなかった。乾燥したサンプルは低い周波数治療において一部の増殖が見られたが、高い周波数では見られなかった。これらの結果を以下の表4にまとめた。

【表4】

	合計8日	
	乾燥	含水
対照1	2	2
対照2	3	2
20kV、400Hz	3	—
20kV、400Hz	3	—
20kV、400Hz	4	—
20kV、800Hz	—	—
20kV、800Hz	—	—
20kV、800Hz	—	—

## 【0099】

上の表に示す「—」の項は、8日後に増殖が検出されなかったことを示す。様々な問題に対処し、技術を高めるために、本出願全体（第一面、表題、見出し、技術分野、背景技術、発明の概要、図面の簡単な説明、発明を実施するための形態、特許請求の範囲、要約書、図面、付属書および／またはその他を含む）は、主張された発明が実行され得る様々な実施形態の例示として示す。本出願の利点および特徴は、実施形態の代表的な例に過ぎず、網羅的かつ／または排他的ではない。本出願の利点および特徴は、主張された原理の理解を助け、教示するために提供されたに過ぎない。本出願の利点および特徴は、開示されたすべての実施形態を表すものではないことを理解されたい。したがって、本開示のいくつかの態様は本明細書に論じられていない。本発明の特定の部分に表されていないことがある代替的実施形態、または一部に利用可能であり得るさらに記載されていない代替的実施形態は、それらの代替的実施形態を排除すると考えられるべきではない。これらの記載されていない実施形態の多くは、本発明の同じ原理を含み、他も等価物であると理解されよう。したがって、他の実施形態を利用してもよく、機能的な、論理的な、組織的な、構造的なかつ／またはトポロジーの修正は、本開示の範囲および／または精神から逸脱することなくなされてもよいことを理解されたい。したがって、すべての例および／または実施形態は、本開示全体を通して制限されないとみなされる。また、場所および反復を低減する目的として以外に、本明細書に論じられていない実施形態に対して、本明細書に記載された実施形態に関する推論を引き出すべきではない。例えば、あらゆるプログラム構成要素（構成要素の集積）、他の構成要素、ならびに／または図に記載されたおよび／もしくは全体を通してあらゆる存在する特徴のセットのあらゆる組合せの論理的なかつ／またはトポロジーの構造は、固定した作動の順番および／または配置に限定されないが、むしろあらゆる開示された順番は例示であり、すべての等価物は順番に関わらず本開示によって企図されることを理解されたい。さらに、このような特徴は一連の実行に限定されないが、むしろ非同期的に、一斉に、並行して、同時に、および／または同期的などに実行されてもよい、あらゆる数のスレッド、プロセス、サービス、および／またはサーバなどは、本開示によって企図されることを理解されたい。したがって、これらの特徴の一部は互いに相反するので、これらの特徴の一部は、単一の実施形態において同時に存在できない。同様に、一部の特徴は、本発明の一態様に適用可能であり、他には適応不可能である。加えて、本開示は現在主張されていない他の発明を含む。本出願人は、このような発明、ファイル、追加出願、継続出願、それらの一部、および／または区分の継続出願などを主張する権利を含む、現在主張されていない発明のそれらの全権利を有する。したがって、本開示の利点、実施形態、例、機能、特徴、論理、組織、構造、トポロジー、およ

10

20

30

40

50

び／もしくは他の態様は、特許請求の範囲によって定義されたように、本発明を限定する  
と考えられるべきではない、または特許請求の範囲と等価物を限定すると考えられるべき  
ではないことを理解すべきである。M O E（登録商標）の個人ユーザおよび／もしくは企業  
ユーザ、データベース構成および／もしくは関連モデル、データタイプ、データ伝送およ  
び／もしくはネットワークの枠組み、ならびに／または構文構造などの特定の必要性な  
らびに／または特徴に依存して、M O E（登録商標）の様々な実施形態は、多くの可撓性  
およびカスタマイズが可能であることが企図されてもよい。

#### 【0100】

本発明の原理、実施態様、および実施形態に列挙される本明細書に記載されたすべての  
記載、ならびにその具体例は、それらの構造および機能の均等物のどちらも網羅することが意図  
される。加えて、このような均等物は、現在公知の均等物ならびに将来開発される均等物のど  
ちらも、すなわち、構造に関係なく同じ機能を果たす開発されたあらゆる要素を含むことが意図される。  
10

#### 【0101】

回路および方法のステップならびにコンピュータプログラムの本明細書への記載は、開示  
された実施形態の原理を具現化する例示的回路およびソフトウェアの概念の実施形態を表す。  
したがって、本明細書に示され記載された様々な要素は、専用のハードウェア、ならびに本明細書に説明されたように適切なソフトウェアに関連したソフトウェアを実行できる  
ハードウェアの使用を通して提供されてもよい。

#### 【0102】

その発明のために、具体的な機能を実行するための手段として表されたあらゆる要素は、  
、例えば、a)回路要素とその機能を実行する関連ハードウェアとの組合せ、またはb)  
あらゆる形のソフトウェア、すなわちファームウェア、または本明細書に説明されたよう  
なマイクロコードなどを含むソフトウェアを含み、機能を実行するためにそのソフトウェア  
を実行するための適切な回路と組み合わせられる、その機能を実行するあらゆる方法を  
網羅することが意図される。

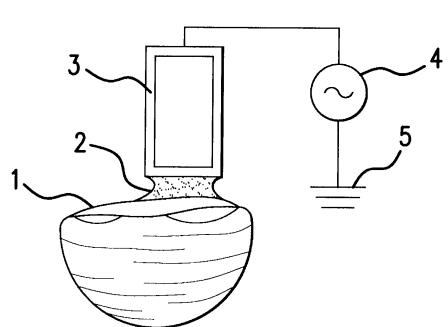
#### 【0103】

同様に、本明細書に記載されたシステムおよびプロセスの流れは、実質的にコンピュ  
ータ可読媒体に表されてもよく、コンピュータまたはプロセッサが明白に示されているかどうかに  
関わらず、こうしたコンピュータまたはプロセッサによってそのように実行されてもよい、  
様々なプロセスを表すことが理解されよう。さらに、様々なプロセスは、処理および／または他の  
機能を表すだけではなく、別法としてこのような処理または機能を実行するプログラムコードのブロ  
ックとして理解できる。  
30

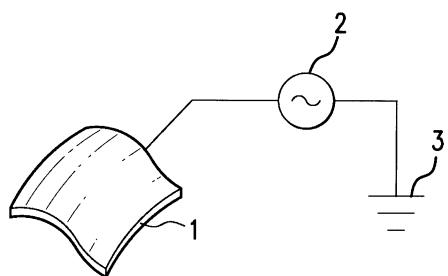
#### 【0104】

本発明の方法、システム、コンピュータプログラムおよび携帯機器は、とりわけ上述され  
た図面に示されたように、改良された磁気共鳴方法、システムおよび機械可読プログラムを  
実行するために、改良された磁気共鳴方法、システムおよび機械可読プログラムを提供する。  
様々な修正形態および変形形態を、本発明の精神または範囲から逸脱することなく本開示の  
装置、方法、ソフトウェアプログラム、および携帯機器においてなすことができる  
ことが当業者には明らかになろう。したがって、本発明は、主題の開示の範囲内である  
修正形態および変形形態ならびに均等物を含むことが意図される。  
40

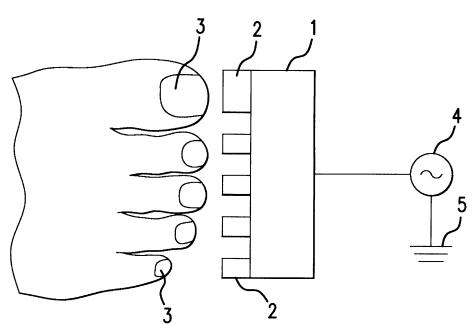
【図1】



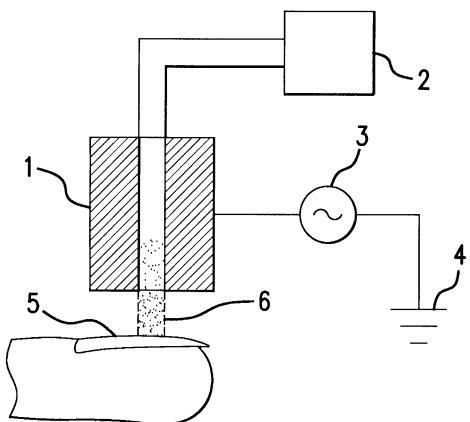
【図3】



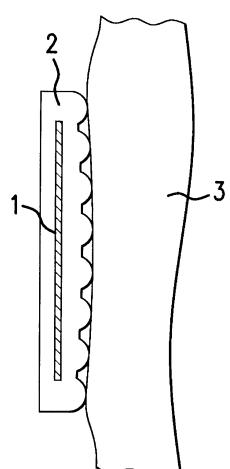
【図2】



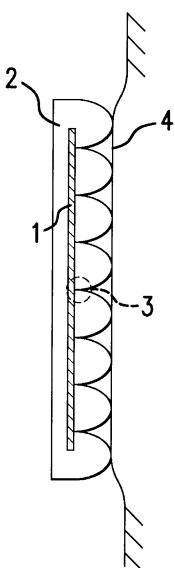
【図4】



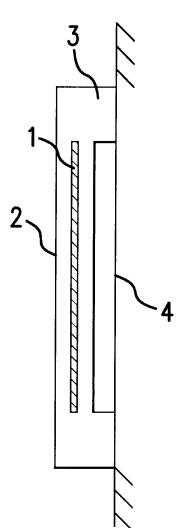
【図5】



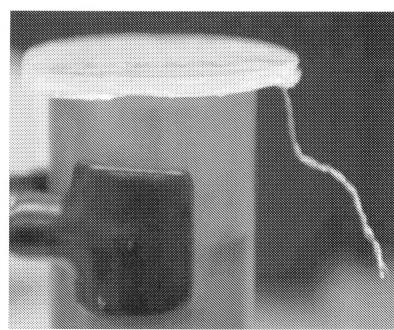
【図6】



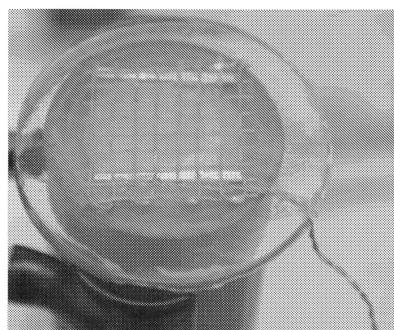
【図7】



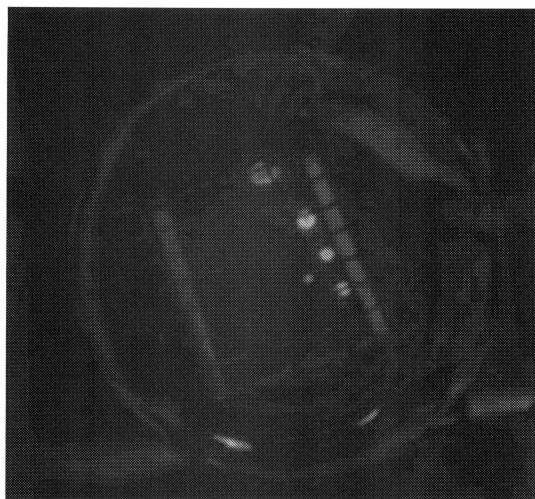
【図8 A】



【図8 B】

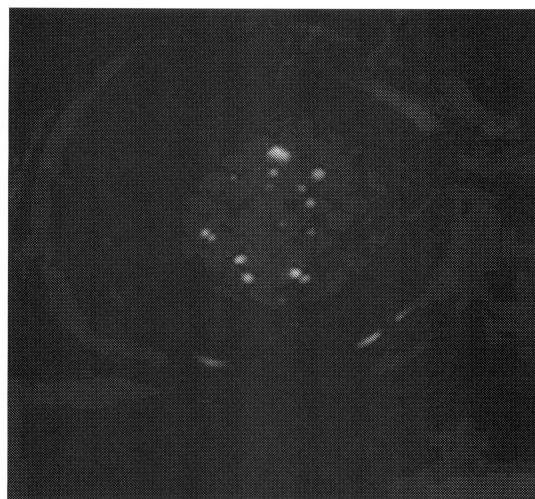


【図9 A】



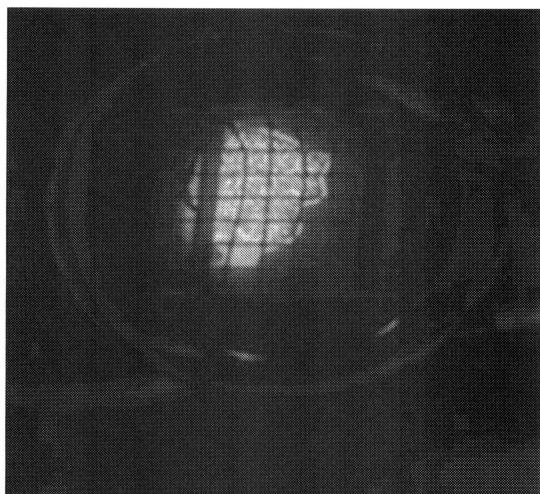
12.5ミクロン

【図9 B】



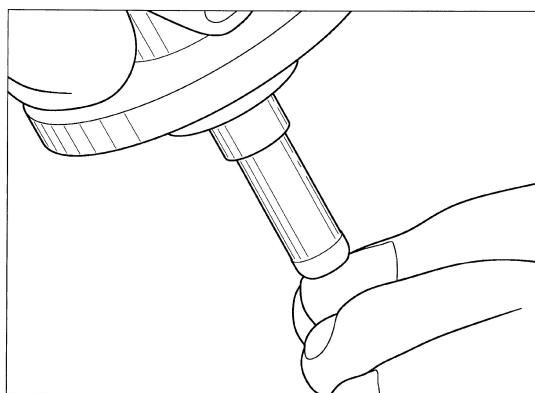
25ミクロン

【図9C】



50ミクロン

【図10】



---

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 61/584,399

(32)優先日 平成24年1月9日(2012.1.9)

(33)優先権主張国 米国(US)

(72)発明者 フリードマン, ゲナディ

アメリカ合衆国 18954 ペンシルベニア州, リッチボロ, ダートマス・レーン 5

審査官 宮崎 敏長

(56)参考文献 國際公開第2010/094304 (WO, A1)

特開平10-286316 (JP, A)

米国特許出願公開第2009/0143718 (US, A1)

特開2005-263695 (JP, A)

特表2007-530090 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 N 1 / 04

A 61 N 1 / 32

A 61 N 1 / 40

A 61 B 18 / 04 - A 61 B 18 / 16

H 05 H 1 / 24 - H 05 H 1 / 30