

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2005-502385
(P2005-502385A)

(43) 公表日 平成17年1月27日(2005.1.27)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 N 5/06	A 6 1 N 5/06	4 C 0 8 2
// A 6 1 K 51/00	A 6 1 K 43/00	4 C 0 8 4

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 85 頁)

(21) 出願番号	特願2002-554003 (P2002-554003)	(71) 出願人	502097942
(86) (22) 出願日	平成13年12月27日 (2001.12.27)		パロマー・メディカル・テクノロジーズ・インコーポレーテッド
(85) 翻訳文提出日	平成15年6月30日 (2003.6.30)		アメリカ合衆国マサチューセッツ州01803, バーリントン, ケンブリッジ・ストリート82番
(86) 国際出願番号	PCT/US2001/049447	(71) 出願人	503046334
(87) 国際公開番号	W02002/053050		ザ・ゼネラル・ホスピタル・コーポレーション
(87) 国際公開日	平成14年7月11日 (2002.7.11)		アメリカ合衆国マサチューセッツ州02114, ボストン, フルート・ストリート55
(31) 優先権主張番号	60/258, 855	(74) 代理人	100089705
(32) 優先日	平成12年12月28日 (2000.12.28)		弁理士 社本 一夫
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

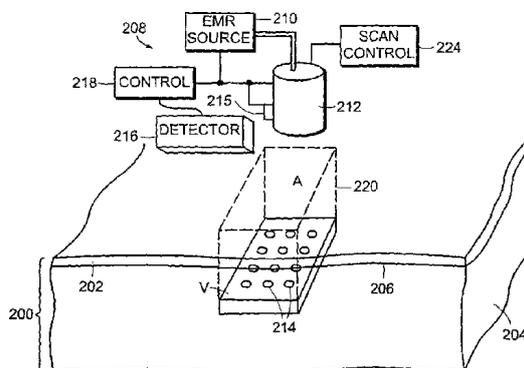
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 皮膚の療法EMR治療を行う方法及び装置

(57) 【要約】

【課題】

【解決手段】 非治療部分内にある、複数の選んだ三次元的に配置された治療部分に少なくとも1つの選んだ波長の印加された放射線を集中させることにより患者の皮膚にて治療療法を行う方法及び装置が提供される。治療部分と全容積との比率は、0.1%乃至90%の犯意内で変化するが、50%以下であることが好ましい。波長を含む色々な技術を利用して放射線が集中させる深さを制御することができ、また、適宜な光学系を提供して印加された放射線を1つ又は2つ以上の治療部分の選んだ組み合わせに対し並列に又は直列に集中させることができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の皮膚の領域及び深さ座標に配置された容積にて治療を行う方法において、放射線源を提供することと、放射線を前記放射線源から光学系に印加し、該光学系が前記放射線を前記深さ座標内の少なくとも1つの深さに且つ前記容積の前記領域座標内の選ばれた領域に集中させ、前記少なくとも1つの深さ及び前記選んだ領域が前記容積の非治療部分内の前記容積内に三次元的治療部分を画成するようにすることとを備える、患者の皮膚の領域及び深さ座標に配置された容積にて治療を行う方法。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の方法において、前記治療部分と前記容積との比率が 0 . 1 % 乃至 9 0 % の範囲にある、方法。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の方法において、前記比率が 1 0 % 乃至 5 0 % である、方法。

【請求項 4】

請求項 2 に記載の方法において、前記比率が 1 0 % 乃至 3 0 % である、方法。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の方法において、前記治療部分が少なくとも1つの選んだサイズ及び厚さの円筒体、球、楕円体、立体矩形又は平面の1つである、方法。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の方法において、前記治療部分が選んだ長さ及び厚さの隔たった線である、方法。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の方法において、前記光学系が前記放射線を前記治療部分の全てにほぼ同時に印加する、方法。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の方法において、前記光学系が前記放射線を少なくとも前記選んだ治療部分に順次に印加する、方法。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の方法において、少なくとも1つの治療部分上の患者の皮膚を、選んだ時間、選んだ温度まで予冷却することを含む、方法。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の方法において、前記予冷却工程のために前記選んだ温度及び時間が、前記皮膚を通常の体温以下の少なくとも1つの選んだ温度まで且つ前記少なくとも1つの深さまで冷却するのに十分である、方法。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の方法において、前記皮膚が、前記選ばれた温度まで且つ前記少なくとも1つの深さ以下の深さまで少なくとも冷却され、これにより前記少なくとも1つの治療部分が冷却した皮膚によってほぼ取り巻かれるようにする、方法。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の方法において、前記印加する工程の間、患者の皮膚の冷却を続行することを含む、方法。

【請求項 13】

請求項 11 に記載の方法において、

10

20

30

40

50

前記印加する工程の時間が治療部分の熱弛緩時間よりも長い、方法。

【請求項 14】

請求項 1 に記載の方法において、

前記放射線源に対する波長が、前記容積の上方の患者の皮膚内に多量に吸収又は散乱されないように選ばれる、方法。

【請求項 15】

請求項 1 に記載の方法において、

より深い深さ座標に対し、前記光学系が前記少なくとも 1 つの深さより下方の（深い）選んだ深さに集束し、患者の皮膚内の前記深さ座標にて集中化を実現する、方法。

【請求項 16】

請求項 1 に記載の方法において、

前記容積及び該容積の上方の患者の皮膚の少なくとも 1 つにて選んだ座標を検出することと、

前記印加する工程の間、該検出結果を利用して前記放射線が集中される治療部分を制御することを含む、方法。

【請求項 17】

患者の皮膚の領域及び深さ座標に配置された容積にて治療を行う方法において、

放射線源を提供することと、

前記領域座標の少なくとも一部分の上方の患者の皮膚を選ばれた時間選ばれた温度まで予冷却し、該選ばれた温度及び時間が、前記皮膚を前記深さ座標より下方の（深い）深さまで通常の体温以下の温度に冷却するのに十分であるようにすることと、

放射線を光学系に印加し、該光学系が前記放射線を前記領域座標内の少なくとも 1 つの深さ座標及び選んだ領域に集中させ、前記容積中に治療部分を画成し、該治療部分が前記容積以下であり、該治療部分の各々が、非治療部分内にあり且つ冷却した皮膚によってほぼ取り巻かれるようにすることとを備える、患者の皮膚の領域及び深さ座標に配置された容積にて治療を行う方法。

【請求項 18】

請求項 17 に記載の方法において、

前記印加する工程の間、患者の皮膚の冷却を続行することを含む、方法。

【請求項 19】

請求項 17 に記載の方法において、

前記印加する工程の時間が、治療部分の各々の熱弛緩時間よりも長い、方法。

【請求項 20】

請求項 1 に記載の方法において、

前記放射線源が少なくとも一部分前記少なくとも 1 つの深さの関数である波長の出力を有する、方法。

【請求項 21】

請求項 20 に記載の方法において、

印加された放射線が次のような前記少なくとも 1 つの深さの関数として選ばれる波長を有する方法。

深さ = . 05 乃至 . 2 mm、波長 = 400 乃至 1880 nm 及び 2050 乃至 2350 nm、好ましくは 800 乃至 1850 nm 及び 2100 乃至 2300 nm、

深さ = . 2 乃至 . 3 mm、波長 = 500 乃至 1880 nm 及び 2050 乃至 2350 nm、好ましくは 800 乃至 1850 nm 及び 2150 乃至 2300 nm、

深さ = . 3 乃至 . 5 mm、波長 = 600 乃至 1380 nm 及び 1520 乃至 1850 nm 及び 2150 乃至 2260 nm、好ましくは 900 乃至 1300 nm 及び 1550 乃至 1820 nm 及び 2150 乃至 2250 nm、

深さ = . 5 乃至 1 . 0 mm、波長 = 600 乃至 1370 nm 及び 1600 乃至 1820 nm、好ましくは 900 乃至 1250 nm 及び 1650 乃至 1750 nm、

深さ = 1 . 0 乃至 2 . 0 mm、波長 = 670 乃至 1350 nm 及び 1650 乃至 1780

10

20

30

40

50

nm、好ましくは900乃至1230nm、

深さ = 2.0乃至5.0mm、波長 = 800乃至1300nm、好ましくは1050乃至1220nm。

【請求項22】

請求項1に記載の方法において、

選んだ深さにおける血管病変部が治療を受け、光学系及び印加された放射線の波長を含む治療パラメータが、前記少なくとも1つの深さが治療を受ける血管の深さであるように選ばれる、方法。

【請求項23】

請求項1に記載の方法において、

治療がコラーゲンの治療による皮膚の再調整 (remodulation) であり、光学系及び印加された放射線の波長を含む治療パラメータが、前記少なくとも1つの深さが皮膚内のコラーゲンの深さであるように選ばれる、方法。

10

【請求項24】

請求項1に記載の方法において、

前記治療が除毛であり、

光学系及び印加された放射線の波長を含む治療パラメータが、前記少なくとも1つの深さが毛包の各々の膨張部 (bulge) 及びマトリックスの少なくとも1つの深さであるように選ばれる、方法。

【請求項25】

20

請求項1に記載の方法において、

前記治療が刺青及び色素沈着病変部の1つを除去することであり、

前記治療部分が治療を受ける刺青/色素沈着病変部内にあり、

少なくとも2つの治療が、該各治療が選んだ治療部分のパターンを有して、行われる、方法。

【請求項26】

請求項1に記載の方法において、

前記治療が脂腺 (sebaceous glands) を損傷させることによるアクネ (acne) の治療、皮膚内麻痺の治療、色々な皮膚の傷の治療である、方法。

【請求項27】

30

患者の皮膚の領域及び深さ座標に配置された容積にて治療を行う装置において、放射線源と、

該放射線源からの放射線が印加される光学系であって、前記放射線を前記容積内の少なくとも1つの深さ及び該容積の選んだ領域に集中させ、前記少なくとも1つの深さ及び前記領域が、該容積の非治療部分内に前記容積内の三次元的治療部分を画成する前記光学系とを備える、患者の皮膚の領域及び深さ座標に配置された容積にて治療を行う装置。

【請求項28】

請求項27に記載の装置において、

前記治療部分と前記容積との比率が0.1%乃至90%の範囲にある、装置。

【請求項29】

40

請求項28に記載の装置において、

前記比率が10%乃至50%である、装置。

【請求項30】

請求項29に記載の装置において、

前記比率が10%乃至30%である、装置。

【請求項31】

請求項27に記載の装置において、

前記容積の前記選んだ部分が、選んだ寸法及び選んだ距離だけ隔てられた厚さの円筒体、球、楕円体、立体矩形及び平面の1つである、装置。

【請求項32】

50

請求項 27 に記載の装置において、
前記容積の前記選んだ部分が選んだ長さ及び厚さの隔たった線である、装置。

【請求項 33】

請求項 27 に記載の装置において、
前記光学系が、光学要素の配列を有し、
該光学要素の少なくとも複数に対し、前記源からの放射線が同時に印加され、
前記光学要素の各々が前記放射線を前記容積の選んだ治療部分に集中させる、装置。

【請求項 34】

請求項 33 に記載の装置において、
前記光学要素の各々が選んだ長さ及び厚さの線に集束し、
前記要素の幾つかに対する線が前記要素の他方に対する線に対し選んだ角度にある、装置。

10

【請求項 35】

請求項 27 に記載の装置において、
前記光学系が、光学集中構成要素に印加された放射線を走査し、 $N > 1$ であるとき、前記放射線を前記治療部分の N に一度に連続的に集束させる、装置。

【請求項 36】

請求項 27 に記載の装置において、
前記光学系が、深さ調節可能な光学集束構成要素と、
該構成要素を移動させ、連続的な治療部分に集束させる前記光学集束要素に対する位置決め機構とを備える、装置。

20

【請求項 37】

請求項 27 に記載の装置において、
前記選んだ領域座標の少なくとも上方で患者の皮膚の一部分を選んだ温度に冷却し、
放射線を印加する以前及び放射線を印加する間、選んだ時間、患者の皮膚の前記部分を少なくとも 1 回予冷却し得るよう前記機構を選択的に作動させる制御装置とを備える、装置。

【請求項 38】

請求項 36 に記載の装置において、
前記機構及び制御装置が、皮膚の一部分を通常の体温以下の少なくとも選んだ温度に少なくとも前記少なくとも 1 つの深さまで冷却するのに十分な温度及び時間、前記皮膚を予冷却するようにした、装置。

30

【請求項 39】

請求項 37 に記載の装置において、
前記皮膚が、前記少なくとも 1 つの深さより下方の（深い）深さまで少なくとも前記選んだ温度に冷却され、これにより前記治療部分の各々が冷却した皮膚によって実質的に取り巻かれるようにした、装置。

【請求項 40】

請求項 27 に記載の装置において、
前記放射線源が、前記容積の上方の患者の皮膚の少なくとも一部分に多量に吸収されず且
つ多量に散乱されない波長の放射線を発生させる、装置。

40

【請求項 41】

請求項 27 に記載の装置において、
より深い深さ座標の場合、前記光学系が前記少なくとも 1 つの深さよりも深い選んだ深さまで集中させ患者の皮膚内の前記深さにて集中化を実現する、装置。

【請求項 42】

請求項 27 に記載の装置において、
前記容積の少なくとも 1 つ内で及び前記容積の上方の患者の皮膚の一部分にて少なくとも 1 つの選んだ座標に対する検出器要素を備え、
前記光学系が該検出器に応答して作動し、前記放射線が集中される前記容積の治療部分を

50

制御するようにした、装置。

【請求項 4 3】

患者の皮膚の領域及び深さ座標に配置された容積にて治療を行う装置において、放射線源と、前記領域座標の上方の患者の皮膚を選ばれた温度に冷却する機構と、放射線を印加する以前及び印加する間、選んだ時間、前記皮膚を少なくとも1回予冷却すべく前記機構を選択的に作動させる制御装置であって、該機構及び制御装置が、通常の体温以下の少なくとも選んだ温度に前記深さ座標よりも深い少なくとも1つの深さまで前記皮膚を冷却するのに十分な温度及び時間、冷却する前記制御装置と、前記源からの放射線が選択的に印加される光学系であって、前記放射線を前記容積内の深さ及び該容積の選んだ領域に集中させて治療部分を画成し、該治療部分が前記全容積よりも小さく、該部分の各々が非治療で且つ冷却した皮膚によって実質的に取り巻かれるようにする前記光学系とを備える、患者の皮膚の領域及び深さ座標に配置された容積にて治療を行う装置。

10

【請求項 4 4】

請求項 4 3 に記載の装置において、前記放射線が各部分の熱弛緩時間よりも長い時間、前記光学系に印加される、装置。

【請求項 4 5】

選んだ波長の印加された放射線を非治療部分内にある、複数の選んだ三次元的に配置された治療部分に集中させることにより患者の皮膚にて療法を行う、方法。

20

【請求項 4 6】

選んだ波長の印加された放射線を非治療部分内にある、複数の選んだ三次元的に配置された治療部分に集中させることにより患者の皮膚にて療法を行う、装置。

【発明の詳細な説明】

【発明の分野】

【0001】

本発明は、色々な療法のため電磁放射線 (EMR) を使用する方法及び装置、より具体的には、空間的に密閉され且つ集中させた EMR を使用して予備領域により実質的に取り巻かれた治療領域又は損傷領域を形成することで皮膚科的治療を行う方法及び装置に関する。

30

【発明の背景】

【0002】

色々な形態の電磁放射線、特に、コヒーレント及び非コヒーレントの双方の光学放射線は、永年に亘って多様な医療治療のため、特に、皮膚科学治療のため利用されている。かかる治療は、望ましくない毛の除去、皮膚の若返り、血管病変部の除去、アクネの治療、セリュライトの治療、色素沈着病変部及び乾癬、刺青の除去、皮膚及びその他の癌の治療等を含むが、これらにのみ限定されるものではない。これらの治療の殆どは、1つの方法又は別の方法にて、選択的光熱療法 (photothermolysis) として知られる方法を使用することを含む (例えば、アンダーソン・RR (Anderson RR)、パリシエ・J (Parrish J.) のサイエンス、1983; 220: 524-526 の選択的光熱療法; パルス状放射線の選択的吸収による精密顕微鏡外科手術 (Selective Photothermolysis; Precise microsurgery by selective absorption of the pulsed radiation) を参照)。この方法は、自然の発色団又は人工的に誘発させた発色団の何れかの発色団により優先的に吸収される波長の放射線にて治療すべきターゲット領域を照射することを含み、そのターゲット領域にて、発色団を直接又は間接に加熱することで所望の治療を行うものである。

40

【0003】

これらの技術は、上記の用途の多くにとって有用ではあるが、これらの技術には、多数の重大な欠点がある。第一に、皮膚の若返り及び毛の除去、特に、皮膚の若返りのような、

50

比較的広い領域に互って行われる治療は、相当に広い治療領域に互って種々の程度の皮膚損傷を生じさせる可能性がある。特に、かかる治療の結果、皮膚層が剥離する場合もある。これらの比較的広い領域の皮膚の損傷は、癒合する迄、数週間以上、かかることが多く、また、通常、この期間の間、追跡治療を行うことはできない。より小さい隔たった損傷領域がより迅速に癒合するようにする仕方にてこれらの方法を行うことができ、この方法が患者の快適さ及び追跡治療をより迅速に行う能力の双方を向上させることができるならば、望ましいことである。更に、例えば、除毛及び皺取りのような、多くの治療は、その治療を遥かにより広い治療領域の僅かな一部分又は領域にてのみ行えばよい。しかし、現在の治療技術は、一般に、治療を必要とする治療領域の選ばれた領域のみではなく、治療領域の全体に互って治療を行うことを必要とする。

10

【0004】

別の潜在的な問題点は、印加された放射線を選択的に吸収し、治療に必要とされる熱を発生させる発色団がターゲット領域内に必要とされる点である。第一に、治療領域の上方領域が印加された放射線を優先的に吸収し又はその他の方法で吸収する発色団を含む限度において、かかる発色団も加熱され、このため、その加熱の結果、表皮すなわち真皮が損傷しないようにすることを保証し得るように、あらゆる治療において注意を払わなければならない。その上方の皮膚を損傷させずに、かかる治療を行うことを許容するため、かかる上方領域の種々の形態の冷却法、場合によっては、攻撃的冷却法が必要とされることが多い。例えば、除毛のため又はメラミンをターゲットとするその他の治療のため、表皮、特に、真皮-表皮(D E)接合部においてメラミンが加熱されることが1つの問題である。ターゲットとされる発色団が水である場合、治療領域内及びその上方の実質的に全ての組織は、放射線を吸収し且つ、加熱されて、選ばれた身体構成要素の制御された治療を困難にし、また、望ましくない周辺部の損傷を引き起こす可能性が増す。

20

【0005】

選択的光熱療法に伴う別の問題点は、放射線に対して選ばれる波長が、全体として、利用される発色団の吸収特性によって決まることである。しかし、かかる波長は、その他の目的にとっては最適でない。例えば、皮膚は散乱媒体であるが、かかる散乱は、ある波長のとき、その他の波長のときよりも遥かに顕著である。残念なことに、例えば、頻繁に使用される発色団である、メラミンによって優先的に吸収される波長は、また、顕著な散乱が生ずるときの波長でもある。このことは、血管病変部を治療するために典型的に利用される波長についても当て嵌まる。また、皮膚内への光子の吸収も光学波長帯域に互って変化し、選択的光熱療法により要求される波長は、皮膚にて多量に吸収される波長であることが多い。選択的光熱療法用に典型的に利用される波長が多量に散乱され及び(又は)多量に吸収されることは、身体構成要素を選択的にターゲットとする能力を制限し、特に、治療を効果的に且つ、効率良く行うことのできる深さを制限することになる。更に、1つのターゲット領域に印加されたエネルギーの多くが散乱され且つ、治療を受ける身体構成要素に達しないか、又は上方又は周囲の組織内に吸収されて、かかる組織を望ましくなく且つ潜在的に危険な加熱状態にすることは、光学皮膚科的治疗を相対的に非効率なものにする。かかる治療が低効率であることは、所望の療法結果を実現するためには、より大型で且つ強力なEMR源が必要とされ、また、表面冷却又はその他の適当な技術によってこの望ましくない加熱効果を緩和するため、追加的なコスト及びエネルギーを利用しなければならないことを意味する。また、このより強力なEMR源の熱管理は、1つの問題であり、全体として、コスト高で且つ大型の水の循環又はその他の水の管理機構を必要とする。更に、1つのターゲット(例えば、毛のメラミン)の発色団の濃度は、ターゲット毎に且つ、患者毎に大幅に相違するため、選択的光熱療法を使用して所定のターゲットを効果的に治療するための最適な又は適正なパラメータさえも決定することは難しい。例えば、黒色皮膚の人間、又は極めて褐色皮膚の人間のような、特定型式の皮膚による高吸収率は、特定の治療を安全に行うことを困難にし又は更に不可能にさえもすることがしばしばである。このため、好ましくは、痛みが殆ど又は全く無く、また、好ましくは、実質的に同一のパラメータを使用して、あらゆる型式及び色素沈着皮膚を安全に治療することを許容する

30

40

50

技術が望まれる。

【0006】

既存の治療に伴う更に別の問題点は、表皮の損傷、皮膚の瘢痕、又はその他の損傷が問題とならないときでさえ、患者が感じる痛みによって治療領域に印加することのできるエネルギー量が頻りに制限されることである。理想的には、典型的に、美容を目的とする、EMR皮膚科的方法は、無痛又は実質的に無痛でなければならない。その方法が外科医によって行われるならば、局部麻酔を使用し、又は患者を眠らせることにより痛みをコントロールすることができるが、麻酔の使用には全て危険を伴ない、また、局部麻酔を施すため針を使用することは、美容法にとって望ましくないことである。このため、所望の治療結果を実現するため、十分な放射線を印加することを許容する一方にて、かかる方法を必要とせず、患者の痛みを実質的に軽減し又は解消することができるならば、好ましいことであろう。

10

【0007】

また、治療すべき領域が例えば、メスにて処理することのできない寸法の10 μ mのミクロン範囲内にある場合、患者の皮膚、特に、皮膚表面付近にて、顕微鏡外科手術を行うことが必要とされ又は望まれる場合もある。また、顕微鏡外科手術を行うための既存のEMR装置は、かかる小さいターゲットにて外科手術を行い得るようになっていない。このため、かかる精密な顕微鏡外科手術を行うための改良された技術が必要とされている。

【0008】

更に、EMR技術は、上述した状態の幾つかを治療するために利用可能であるが、アクネ瘢痕、水痘瘢痕等を含む瘢痕、瘢痕組織に起因するバンプス、妊娠線、特定の麻痺等を治療する、かかる技術は現在、存在していない。このため、かかる状態を治療する効果的な技術が必要とされている。

20

【0009】

更に別の問題点は、既存の技術では、水ぶくれ及びその他の皮膚の問題を生じることになることが多い場合、特に、皮膚の表面付近にて刺青又は色素沈着病変部を除去するときのものである。かかる刺青又は色素沈着病変部の退色及び(又は)その最終的な除去を患者の皮膚を損傷させずに又は顕著な患者の不快感を伴わないような十分に静かな仕方にて行うことを許容する改良された技術も望まれる。また、色々な皮膚の傷を治療する同様の技術も望まれる。

30

【0010】

最後に、太い血管の病変部を治療するのに比較的効果的である技術は現在、存在するものの、かかる技術は、蜘蛛巣状静脈及びその他の細い血管を治療するのに余り効率的でない。患者の皮膚の比較的小さい部分のみを治療することが必要とされる場合、患者の皮膚の比較的大きい領域に互って放射線が印加されれば、同様に非効率的である。このため、ターゲット領域をより選択的に治療することを許容し、また、選択的光熱療法に頼らず、このため、選んだ深さにて所望のターゲット容積、特に、かかるターゲット容積の選んだ部分により効果的に放射線を供給し得るように利用される波長を選ぶことができるようにし、該部分が非治療部分により取り巻かれて、所定のターゲットを治療するための適正なパラメータをより容易に決定することができるようにする、EMR療法、特に、光学皮膚科的治疗のための改良された方法及び装置が必要とされている。

40

【非特許文献1】

アンダーソン・RR (Anderson RR)、パリシエ・J (Parrish J.) のサイエンス、1983; 220: 524-526の選択的光熱療法; パルス状放射線の選択的吸収による精密顕微鏡外科手術 (Selective Photothermolysis; Precise microsurgery by selective absorption of the pulsed radiation)

【発明の概要】

【0011】

上記に従って、本発明は、患者の皮膚の面積及び深さ座標に配置された容積にて治療を行

50

う方法及び装置を提供し、該方法は、放射線源を提供することと、該源から光学系に放射線を印加し、該光学系が放射線を容積の深さ座標内の少なくとも1つの深さ及び容積の面積座標内の選んだ領域に放射線を集中させ、該少なくとも1つの深さ及び選んだ領域が容積の非治療部分内の容積の三次元的治療部分を画成するようにすることとを備えている。該装置は、放射線源と、源からの放射線が印加される光学系とを有し、該光学系が放射線を容積内の少なくとも1つの深さ及び容積の選んだ領域に集中させ、該少なくとも1つの深さ及び領域が容積の非治療容積内の容積の三次元的治療部分を画成する。方法及び装置の双方に対し、治療部分と容積との比率は、0.1%乃至90%とすることができるが、10%乃至50%であることが好ましく、10%乃至30%であることがより好ましい。各場合において、治療部分は、少なくとも1つの選んだ寸法及び厚さの円筒体、球、楕円体、立体矩形又は平面とすることができる。治療部分はまた、選んだ長さ及び厚さの隔たった線とすることもできる。光学系は、全ての治療部分にほぼ同時に放射線を印加し、又は光学系は、少なくとも選んだ治療部分に対し放射線を順次に印加することができる。

10

20

30

40

50

【0012】

また、少なくとも1つの治療部分の上方における患者の皮膚を選んだ時間、選んだ温度まで予冷却することもでき、予冷却するための選んだ温度及び時間は、通常の体温以下の少なくとも1つの選んだ温度まで治療部分に対する少なくとも1つの深さだけ皮膚を冷却するのに十分であることが好ましい。選んだ実施の形態の場合、皮膚は治療部分に対する少なくとも1つの深さよりも深い深さまで少なくとも選んだ温度に冷却され、該少なくとも1つの治療部分が冷却した皮膚によってほぼ取り巻かれるようにする。放射線を印加する間、冷却を続行し、この実施の形態の場合、放射線を印加する時間は、治療部分の熱弛緩時間よりも長くすることができる。放射線源の波長は、治療を行うべき容積の上方の患者の皮膚内に多量に吸収され又は散乱されないように選ばれることが好ましい。より深い深さの座標の場合、光学系は、治療部分の少なくとも1つの深さよりも深い選んだ深さまで集束し、患者の皮膚内の所望の深さ座標に集中させることができる。治療が行われる容積内の及び(又は)この容積の上方の患者の皮膚の選んだ状態を検出し、放射線を印加する間、その検出結果を利用して放射線が集中される治療部分を制御することができる。

【0013】

印加された放射線は、少なくとも、治療部分の少なくとも1つの深さの関数である出力波長を有することが好ましい。より具体的には、印加された放射線の波長は、次のように印加された放射線の関数として選ぶことができる、すなわち深さ = .05乃至.2 mm、波長 = 400乃至1880 nm及び2050乃至2350 nm、800乃至1850 nm及び2100乃至2300 nmであることが好ましい。深さ = .2乃至.3 mm、波長 = 500乃至1880 nm及び2050乃至2350 nm、800乃至1850 nm及び2150乃至2300 nmであることが好ましい；深さ = .3乃至.5 mm、波長 = 600乃至1380 nm及び1520乃至1850 nm及び2150乃至2260 nm、900乃至1300 nm及び1550乃至1820 nm及び2150乃至2250 nmであることが好ましい；深さ = .5乃至1.0 mm、波長 = 600乃至1370 nm及び1600乃至1820 nm、900乃至1250 nm及び1650乃至1750 nmであることが好ましい；深さ = 1.0乃至2.0 mm、波長 = 670乃至1350 nm及び1650乃至1780 nm、900乃至1230 nmであることが好ましい；深さ = 2.0乃至5.0 mm、波長 = 800乃至1300 nm、1050乃至1220 nmであることが好ましい。

【0014】

各種の医療状態を治療するためこの方法及び装置を利用することもできる。選んだ深さにおける血管の病変部を治療する場合、光学系及び印加される放射線の波長を含む、治療パラメータは、治療部分の少なくとも1つの深さが治療を受ける血管の深さであるように選ばれる。同様に、治療がコラーゲンの処理又は除毛による皮膚の再変調である場合、光学系及び放射線の波長を含む治療パラメータは、少なくとも1つの深さが表層内コラーゲンの深さ及び毛包の膨張部並びにマトリックスの少なくとも1つの深さであるように選ばれ

る。本発明の教示内容はまた、アクネの治療包、脂肪のポケットを狙い且つ破壊すること、セリュライトの治療、刺青の除去、色素沈着病変部の治療、栄養障害癬痕及びその他の癬痕並びにその他の皮膚の傷の治療、皮膚のその他の色々な状態の癒合のためにも使用することができる。

【0015】

本発明の実施に利用できる光学系は、源からの少なくとも複数の放射線が同時に印加される光学要素配列を含むことができ、光学要素の各々が放射線を容積の選んだ部分に集中させる。光学要素の各々は、例えば、選んだ長さ及び深さの1本の線に集束し又は集中させることができ、幾つかの要素に対する線は、その他の要素の線に対して選んだ角度となるようにする。光学系は、これと代替的に、光学集中構成要素に印加された放射線を走査する装置を含み、N 1の場合、放射線を治療部分Nに同時に連続的に集束させるようにしてもよい。光学系は、深さ調節可能な光学集束構成要素と、構成要素を移動させ、連続的な治療部分にて集束させる、かかる光学集束構成要素に対する位置決め機構とを含むことができる。装置は、少なくとも選んだ領域の座標の上方における患者の皮膚の一部分を選んだ温度まで冷却させる機構と、該冷却機構を選択的に作動させ、放射線を印加する前及び（又は）放射線を印加する間、選んだ時間、患者の皮膚のこの部分を予冷却する制御装置とを備えることができる。冷却機構及び制御装置は、該皮膚の部分を通常体温以下の少なくとも選んだ温度に少なくとも治療部分の深さまで冷却するのに十分な温度及び時間にて、その皮膚を予冷却することができる。後者の場合、治療部分は、冷却した皮膚によって実質的に取り巻かれるようにする。該装置はまた、容積内の及び（又は）該容積の上方の患者の皮膚の一部分における少なくとも1つの選んだ状態の検出器を備えることもでき、また、光学系は、該検出器に応答して作動し、放射線が集中される容積の治療部分を冷却することができる。

10

20

【0016】

本発明はまた、患者の皮膚の領域及び深さ座標に配置された容積にて治療を行う方法及び装置を含むものであり、この方法は、放射線源を提供することと、容積の領域座標の少なくとも一部分の上方における患者の皮膚を選んだ時間、選んだ温度まで予冷却することとを含み、その選んだ温度及び時間は、容積の深さ座標よりも深い深さまで皮膚を冷却するのに十分であるようにし、放射線を光学系に印加し、該光学系が放射線を少なくとも1つの深さ座標及び領域座標内の選んだ領域に集中させ、容積内に治療部分を画成するようにすることを含み、該治療部分は全容積よりも小さく、治療部分の各々は非治療部分内にあり且つ冷却した皮膚によって実質的に取り巻かれるようにする。より具体的には、領域座標の上方の患者の皮膚を選んだ温度まで冷却する機構を提供することができる。また、冷却機構を選択的に作動させ、放射線を印加する前及び（又は）放射線を印加する間、選んだ時間、皮膚を予冷却する制御装置を提供することができる。該機構及び制御装置は、通常体温以下の少なくとも選んだ温度に容積の深さ座標よりも少なくとも深い深さまで皮膚を冷却するのに十分な温度及び時間にて冷却する。冷却機構による患者の皮膚の冷却は、放射線を印加する工程の間、続行し、その放射線を印加する時間を各治療部分の熱弛緩時間よりも長くすることができる。

30

【0017】

最後に、本発明は、非治療部分内にあり、三次元的に配置された複数の選んだ治療部分にて少なくとも1つの選んだ波長の印加された放射線を集中させることにより、患者の皮膚に対し療法を行う方法及び装置を含むものである。

40

【0018】

本発明の上記及びその他の目的及び特徴並びに有利な点は、添付図面に図示した本発明の色々な実施の形態の以下のより具体的な説明から明らかになるであろうし、色々な図面にて共通の要素に対して同一の又は関連する参照番号が使用されている。

【詳細な説明】

【0019】

最初に、図22A及び図22Bを参照すると、患者の皮膚200の一部分が図示されてお

50

り、該部分は、真皮 204 の上方に位置する表皮 202 を含んでおり、表皮と真皮との接合部は、真皮 - 表皮 (DE) 接合部 206 として説明する。患者の皮膚の深さ d に配置され且つ領域 A を有する治療容積 V も図示されている。治療容積 V は、破壊し又は除去すべき 1 つ又は 2 つ以上の血管病変部を含み、また、恒久的に破壊するか又は一時的な除毛となるように少なくとも損傷させるべき又は毛を成長させるため刺激すべき複数の毛包を含み、DE 接合部の下方の領域内にあり、例えば、再成長を刺激するため特に皮膚の若返り及び皺取りのため、一時的に破壊することによるような色々な手段によって再生すべきコラーゲンを含み、除去すべき黒色腫、血管病変部、色素沈着病変部、ポートワインあざ、乾癬、癬痕又は除去すべきその他の皮膚の傷又は刺青又は光学皮膚科的方法を行うべき何らかのその他の身体構成要素を含むことができる。

10

【0020】

光学放射線を容積 V に供給するシステム 208 も図示されている。システム 208 は、固相レーザ、色素レーザ、ダイオードレーザ、ファイバレーザのようなコヒーレントな光源又はその他のコヒーレントな光源とし又は例えば、皮膚科的方法にて光学放射線を供給するために使用されるフラッシュランプ、ハロゲンランプ、電球又はその他の非コヒーレントな光源とすることができる EMR 光源 210 を備えている。適宜な用途にて音波、RF 又はその他の EMR 源を採用することもできる。源 210 からの出力は、図 22B に図示するように、患者の皮膚の表面と接触した供給ヘッドの形態をすることが好ましい光学系 212 に印加される。音波、RF 又はその他の非光学 EMF 源が源 210 として使用される場合、システム 212 は、例えば、位相配列のようなかかる EMR を集中又は集束させる適宜なシステムとし、「光学系」という語は、該当する場合、かかるシステムを含むよう解釈されるべきである。

20

【0021】

光学系 212 の色々な実施の形態が以下に説明され且つ色々な図面に図示されている。全体として、システム 212 は、源 210 から放射線を受け取り且つ該放射線を容積 V の選ばれた 1 つ又は 2 つ以上の治療部分すなわちターゲット部分 214 に向けられた 1 つ又は 2 つ以上の集束ビーム 222 となるように集束し/集中させる作用を果たし、この焦点は領域 A 内の深さ d 及び空間的なものである。このように、印加された EMR のエネルギーは集中されてより多量のエネルギーをターゲット部分 214 に供給する。システムのパラメータに依存して、部分 214 は、選ばれた直径、厚さの円筒体、球又は楕円体とし、また、1 つの実施の形態の場合、四角形又は矩形の断面を有することができる。各形状の部分は、容積 V を貫通して伸びるか又はその単一の層又は偏心層にて形成することができる。ターゲット部分 214 はまた、(a) 容積 V を貫通して伸び、容積 V 内で薄い単一層として形成されるか又は容積の偏心層にて形成することのできる比較的狭小なストリップとし、又は (b) 容積 V 内に形成された 1 つ又は 2 つ以上の薄層とすることができる。以下により詳細に説明するように、光学系 212 は、全ての又は選ばれた部分 214 の群に同時に集束し、深さ d に集束された放射線を連続的な部分 214 に移動させる何らかの型式の光学又は機械 - 光学スキャナを保持するか又は深さ d に集束され且つ容積 V を互って手動で又は適宜な二次元的又は三次元的 (深さを含む) 位置決め機構の何れかにより皮膚表面を物理的に移動させて放射線を所望の連続的な部分 214 に向けることができる。後者の 2 つの実施の形態の場合、この動作は、集束すべき部分から部分に直接行うか、又はこの動作は、例えば、格子パターンのような標準的なパターンにて行い、所望の部分 214 の上に来たときのみ、EMR 源を作動させることができる。

30

40

【0022】

治療容積 V の上方にて皮膚 200 の表面を冷却させる冷却要素 215 も含まれる。図 22A、図 22B に図示するように、冷却要素 215 は、光学系 212 に作用して患者の皮膚と接触したこのシステムの部分、従ってかかる冷却要素と接触した患者の皮膚の部分に冷却作用を果たす。冷却要素 215 は、例えば、熱電気要素とし、又は水、好ましくは冷却水、気体、好ましくは冷却気体、可能であれば、極低温気体を光学系のかかる部分上を通すシステムとすることができる。当該技術分野にて既知の患者の皮膚表面を冷却する

50

その他の技術を使用することもできる。更に、光学系 212 が患者の皮膚と接触していない場合、極低温液の噴霧冷却、気体流れ又はその他の非接触式冷却技術を利用することができる。上述した冷却技術の 1 つに加えて又はこれに代えて、皮膚表面に冷却ゲルを利用することも考えられる。

【0023】

システム 208 は、例えば、患者の皮膚の選ばれた特徴に対する CCD カメラ又はその他の適宜な検出器とすることのできる光学検出器 216 も備えている。検出器 216 からの出力は、典型的に、適宜にプログラム化したマイクロプロセッサであるが、特殊目的のハードウェア又はハードウェア及びソフトウェアの複合体とすることのできる制御装置 218 に付与される。制御装置 218 は、源 210 の作動及び不作動の双方を制御し、また、放射線のパワー特性線を制御することもできる。制御装置 218 はまた、例えば、光学系の焦点深さを制御し且つ例えば、光学系及び（又は）放射されるビームによって走査を制御することにより、任意の所望の時点にて放射線が集束/集中される 1 つの部分又は複数の部分 214 を制御し得るように光学系 212 にも適用される。最後に、制御装置 218 は、冷却要素 215 に適用されて予冷却及び照射時の双方にて、容積 V の上方の皮膚の温度及び冷却時間の双方を制御する。

10

【0024】

本発明の教示に従って、システム 208 は、印加させた放射線の多岐に互るパラメータを制御する。表 1 乃至表 3 に掲げたデータは、異なる波長に対する皮膚の散乱及び吸収の標準的なパラメータを使用して皮膚内での光子の伝播に関するモンテカルロモデリングに基づいて測定したものである。これらのパラメータは、次のものを含むが、これらにのみ何ら限定されるものではない。

20

【0025】

1. 治療部分 214 の形状。これら部分の各々を図示するように薄い円板とし、例えば、DE 接合部 206 により近い第一の深さから第二のより深い深さまで伸びる細長い円筒体とし又は以下に説明する色々な光学系に関して以下に説明するように、線状焦点とし、該線の各々が選んだ長さ、幅及び方向を有し、隣接する線が選んだ程度だけ分離されたものとしてすることができる。所定の用途における部分 214 に対する線の方位は同一とする必要はなく、幾つかの線は、例えば、他方の線に対し直角となるようにすることができる（例えば、図 7A 及び図 7B 参照）。より効率的であるように、線を治療ターゲットの周りで方位決めすることができる。例えば、線を血管に対し垂直にし又は皺に対し平行にすることができる。部分 214 はまた、球状、楕円形とし、少なくとも 1 つの実施の形態の場合、選んだ厚さの立体四角形又は矩形としてすることができる。部分 214 の形状は、印加される集束光信号と印加時間との組み合わせたパラメータとし、またより少ない程度ではあるが、信号の波長がターゲット部分の形状を決定する重要なファクタであるようにする。例えば、約 0.5 J 乃至 2 J にて作動し且つ 0.5 乃至 2 ms のパルス時間を有する 1720 nm レーザの場合、ほぼ円筒状の形状部分 214 が得られることが判明した。これとは逆に、同一のエネルギー範囲にて作動し且つ .5 乃至 3 秒、平均 1 秒のパルス時間を有する 1250 nm レーザの場合、ほぼ球状のターゲット部分が得られる。特定部分を得るためのパラメータは、経験的な方法を含む多岐に互る方法にて決定することができる。表面における波長、集束程度、スポット寸法及びその他のパラメータを適宜に制御することにより、部分 214 は、形状に関係なく、容積 V を通って伸び、容積 V の薄い単一層にて形成し又は偏位させて、例えば、隣接する部分 214 が容積 V の異なる薄層内にあるようにすることができる。容積 V 内のターゲット部分のパターンは、用途によって変更することもできる。更に、ターゲット部分 214 は、(a) 容積 V を貫通して伸び、薄い単一層として形成するか又は薄い異なる層にて偏位させ、例えば、隣接するストリップが異なる層内にある比較的狭小なストリップとするか又は (b) 容積 V 内に形成された 1 つ又は 2 つ以上の薄層とすることもできる。ターゲット部分 214 の従来形態の全ては、直列に又は並列に形成することができるが、容積 V 内に薄層を多数、有する最後の形態は、多分、直列に形成する必要がある。部分 214 の幾何学的形態は、治療部分の熱的損傷を制御す

30

40

50

る。球は最大の勾配を提供し、従って空間的に最狭小であるから、該球は最も局所的な生物学的損傷を提供し、このため、局所的損傷は、望ましい適用例の好ましいターゲットの形状であろう。

【0026】

2. 治療部分214の寸法。患者の皮膚内の深さが約1mmである場合、部分214の最小直径又は線214の最小幅は、約100 μ mであると推定される。しかし、数mm以上といった遥かに大きい部分とすることも可能である。より深い深さの場合、最小寸法はより大きくなる。

【0027】

3. 部分214間の中心間の間隔。中心間の間隔は、部分214の寸法及び実行される治療を含む、多数のファクタによって決まる。全体として、隣接する部分214の間隔は、患者の皮膚を保護し且つ損傷が治癒するのを促進する一方、所望の治療効果を得ることを許容するのに十分であることが望ましい。1つの適用例において、容積Vの僅か4%しか損傷されなかった(すなわち、4%の充填ファクタ)。しかし、損傷部分214は、典型的に、治療容積Vの実質的により広い部分を覆う。理論的に、治療部分214の組み合わせた容積と容積Vとの比率(充填ファクタと称される場合もある)を0.1%乃至90%とし、好ましい充填ファクタの範囲は、幾つかの適用例の場合、10%乃至50%であり、殆どの適用例の場合、10%乃至30%である。隔離部分又は治療損傷の隔離部分又は領域214の各々の周りに少なくとも幾つかの予備領域が存在し、この予備領域は、皮膚が回復する(recover)のを許容し、その回復がメラノゾームの移動によって促進されるのに十分であるようにすることが重要である。

【0028】

4. 容積Vの深さd。皮膚のような散乱媒質における1mmよりも遥かに深い深さに小さい焦点214を実現することは困難であるが、厳格な焦点が必要とされず、又多分、多数のより大きい部分の寸法214が許容される限り、4mmまで、多分より深い深さにて集束させることが可能であろう。

【0029】

5. 焦点深さ。表1から理解し得るように、容積Vに対する深さd及び光学系212の焦点深さは、浅い深さに集束するときほぼ同一であるが、皮膚のような散乱媒質において、より深い深さまで、場合によっては著しく深い深さまで集束し、全体としてより深い深さdに焦点を実現することが必要となる。その理由は、散乱は緊密な焦点の実現を阻止し、その結果、最小のスポット寸法となり、このため、集束ビームは、ビームが集束される深さよりも実質的に浅い深さにあるから、最大のエネルギー集中度となる。焦点深さは、皮膚の既知の特性に基づいて、所望の深さdにて最小のスポット寸法を実現し得るよう選ぶことができる。

【0030】

6. 波長。散乱及び吸収の双方が波長に依存する。このため、浅い深さの場合、集束したビームを実現しつつ、かなり広い帯域の波長を利用することができる一方、集束ビームを実現し、焦点深さが深ければ深いほど、散乱及び吸収が一層大きいファクタとなり、妥当な焦点を実現することのできる利用可能な波長帯域はより狭小になる。表1には、色々な深さに対する好ましい波長帯域が示されている一方、これら帯域外にて、最適できないものの許容可能な結果を得ることが可能である。

【0031】

7. パルス幅。印加された放射線のパルス幅は、ターゲット部分214の各々の熱弛緩時間(TRT)以下でなければならず、それは、より長い時間であれば、これら部分の境界を超えた熱移行が生ずるからである。部分214は、全体として比較的小さいため、パルス時間もまた表1に示すように比較的短い。しかし、深さが増し、スポット寸法が増すに伴い、最大パルス幅又は時間も増す。この場合にも、表1に掲げた値は、所定のスポット寸法に対する最大値であり、より短いパルスを使用することができる。全体として、熱拡散理論からは、球状隔離部分に対するパルス幅は、 $< 500 D^2 / 24$ でなければな

らず、直径Dの円筒状隔離部分のパルス幅は、 $< 50D^2 / 16$ であることが分かる。更に、パルス幅は、ターゲットの密度が過度に高くないならば、ターゲット部分214の熱弛緩時間よりも長くすることができることがあり、このため、この領域外の任意の箇所におけるターゲット領域からの組み合わせた熱は、その点における組織に対する損傷限界値より遥かに少ない。また、以下に説明するように、適宜な冷却方法により、上記の限界値を適用することができず、損傷部分214に対する熱弛緩時間を上回るパルス時間、場合によっては実質的にTRT以上の時間を利用することができる。

【0032】

8. パワー。放射線源から必要されるパワーは、所望の治療効果に依存し、深さ及び冷却の増加に伴ない、また、波長に起因する吸収の減少に伴って増大する。パワーはまた、パルス幅の増大に伴って減少する。

10

【0033】

9. 冷却。典型的に、冷却器215を源210よりも先に作動させ、患者の皮膚を通常の皮膚の体温以下の選んだ温度に、例えば、0乃至10に少なくともDE接合部206の深さまで、好ましくは、容積Vの上方の皮膚領域220の全体を保護し得るよう深さdまで予冷却する。しかし、本発明の教示によれば、予冷却が患者の皮膚が容積Vの下方の深さまで冷却するのに十分な時間まで延長するならば、特に、放射線の印加が開始した後に冷却を続行するならば、各々が冷却した皮膚によって取り巻かれた照射部分214のみが加熱されよう。このため、印加された放射線の時間が部分214に対するTRTを超える場合でさえ、これら部分からの熱は封込められ、これら部分を超えて熱損傷は生じないであらう。更に、神経は部分214内で刺激を受け一方、部分214外のこれら神経の冷却は、損傷容積の厳格な制御を許容することに加えて、痛み信号が脳に伝達するのを阻止し、これにより患者の快適さが向上した状態で治療を行うことを許容し、特に、患者が感じる痛みのためさもなければ不可能である、所望の治療を行うための照射量を印加することを可能にする。この冷却方法は、当該出願人の発明の1つの重要な特徴である。

20

【0034】

10. 開口数。開口数は、光学装置212からの集束された放射線ビーム222に対する角度の関数である。この数、従って角度は、可能な限り大きくし、放射線が集中する容積V内の部分214におけるエネルギーが容積V(従って領域220)内のその他の箇所よりも著しく多量であり、これにより領域220内の組織、従って部分214以外の容積Vの部分の損傷を最小にする一方、容積Vの部分214内で所望の治療効果を実現することができるようにすることが好ましい。ビームの開口数がより大きければ、表皮の安全性は向上するが、開口数はより大きい角度の光線の散乱及び吸収によって制限される。表1から理解し得るように、焦点深さが増すに伴って可能な開口数は減少する。

30

【0035】

このように、上述した色々なパラメータ等を慎重に選択することにより、1つ又は2つ以上の集束した放射線ビーム222を実現し、治療容積V内で治療/損傷の孤立部分214を患者の皮膚の選んだ深さにて形成することができる。色々な深さにてこれら目的を実現する好ましいパラメータの範囲は、表1に掲げである。表2及び表3には、短いパルス(すなわち、表面上の小さいターゲットに対し10ms以下のパルス、また、より深い深さの場合、100ms以下のパルス)及び長いパルスに対する色々な深さにおけるパラメータ範囲が図示されている。表2の値は、上述したように容積Vにおける深い冷却効果は得られず、パルス時間は損傷部分214の熱弛緩時間によって制限されると想定する。このように、より小さいスポットすなわち焦点領域を実現することのできるより浅い深さ、例えば、表2に想定したように、直径50µmのスポットの場合、10ms以下のパルス幅が必要とされ、これに応じてその他のパラメータが選ばれる。これとは逆に、より深い深さの場合、散乱のため緊密な焦点を実現することができず、損傷部分214は著しく大きい直径となり、これら部分の熱的弛緩時間は、より長くなる。このため、著しく長いパルス幅を提供し、より長い時間範囲に互って治療効果を実現するのに必要なエネルギーを提供することが可能となる。このことは、領域220から、特にその表皮部分202、DE接

40

50

合部 206 から熱を除去することを容易にする。このことは、より低ピーク電源 210 を利用することも許容する。表 2、表 3 から、焦点深さは、損傷部分 214 の深さ d よりも深いものとして示されていることも分かる。その理由は、上記に説明した通りである。

【0036】

制御装置 218 は、ターゲット容積 V 内の選んだ部分 214 にて集束するよう予めプログラム化することができる一方、別の選択は、検出器 216 を使用して機械的に得られ、又は全体として光学的に操作者によって得られるが、触覚又は聴覚のような操作者のその他の感覚を使用して得ることのできるフィードバックを使用して、集束される容積 V 内の部分 214 を制御することである。例えば、検出器 216 が CCD 画像装置であると想定すれば、容積 V 内の毛包、血管病変部又はその他のターゲット構成要素の位置を感知し、集束ビーム 222 によってかかる構成要素の位置に特に向けることができる。このように、除毛治療であると想定すれば、検出器 216 は容積 V の上方の表面にて毛包の各々の位置を感知し、次に、例えば、軸細胞が配置される 1 mm の深さのような選んだ深さにてかかる毛包の各々に対しビーム 222 を集束させることができる。ビームはまた、例えば、0.7 乃至 3 mm だけ、毛包に沿って深い深さまで集束させ、例えば、毛包を取り巻く組織を著しく熱的に損傷させずに又は毛包基質を損傷させずに、毛包軸細胞を破壊し、恒久的又はほぼ恒久的に除毛するのに必要な毛包内の全ての要素を確実に破壊することも可能である。この結果は、上述した冷却技術が利用され、冷却効果が治療容積 V の下方まで伸び、そのためターゲットとされた毛包の各々が冷却した皮膚組織によって取り巻かれるようにするならば、最も容易に実現される。

10

20

【0037】

治療を受ける血管又はその他の血管構造体を追跡し又はコラーゲンの再生 (r e s t r u c t u r i n g) により治療すべき 1 つ又は複数の皺を追跡するためにフィードバックを使用することもできる。更に、集束ビーム 222 は、制御装置 218 に検出器 216 からの出力に回答して自動的に配置することができる一方、かかるフィードバックは、また、光学系 212 の位置を手操作で調節し、毛包、血管構造体、皺等を追跡し且つ治療するために操作者が操作することもできる。

【0038】

より具体的には、使用されるスキャナは、検出のために使用される、異なる色であることが好ましい 3 つの低パワーレーザダイオード、及び治療のために使用される 1 つの高パワーレーザダイオードを含むことができる。スキャナは、例えば、血管の位置を検出すること及び血管の深さを検出することの双方のために使用することができる。検出のために使用される 3 つのダイオードの 1 つは、検出又は治療モードの何れかにて作動可能である高パワーダイオードとし、また、幾つの場合、1 つ又は 2 つのダイオードのみを使用して検出し、その 1 つ又は 2 つのダイオードを幾つの場合、治療のためにも使用することができる。検出器及び (又は) 治療ダイオードを選ばれたパターン上を移動させるため、適宜なスキャナを使用することができる。しかし、過去、ガルバニックスキャナが使用されているが、この用途のためには、接触スキャナが必要とされ、それは、ビームの所望の集束はガルバニックスキャナでは不可能である接触を必要とするからである。この場合にも、スキャナはターゲットの位置を感知する特定のパターンを追跡し得るようプログラム化し、また、例えば、静脈のような 1 回感知されたターゲットに従い得るようプログラム化することができる。走査は、例えば、血管のような選んだターゲットに従う場合、血管に沿って選ばれた箇所にて照射を行うことができる。その内部の血液の流れを停止させ且つ血管を不作用にするため、血管に沿って選んだ 1 つ又はより多くの箇所にて血管凝血させることが一般に必要である。血管を破壊するため、血管の全体を照射する必要はない。

30

40

【0039】

スキャナが使用される場合、走査した領域はスクリーンに投射し、効果的に拡大し、このことは、プログラム化した走査中の所望のターゲット点を選び又は血管のような望ましいターゲットに沿って走査することを容易にする。異なる色を提供し得るようフィルタを付

50

けることができる多数の検出器を利用して、例えば、血管のようなターゲットの深さを検出し、治療のため適宜な深さまで光を集束させることができる。このように、走査は三次元的とすることができる。深さは、相当な程度、波長によって制御されるから、その出力波長が制限された範囲に互ってプログラム化可能であるファイバレーザを使用して検出及び治療の双方のため、皮膚の深さを制御することができる。各場合において、治療は、放射線を選んだ箇所に集束させ、その箇所における水が通常、加熱されるようにし、又は利用される波長にて所望のターゲットによる選択的な吸収と相俟って、かかる集束効果によってのみ行うことができる。典型的に水である発色団として血液又はメラニンを使用することもできる。更に、血管を治療するとき、発色団としてヘモグロビンが不要であるから、例えば、血管に圧力を付与することにより、治療する間、血管を圧縮することができる。このことは、血管壁の変性及び収縮を許容し、このことは、血管をより恒久的に閉じ、また、より太い血管を恒久的に閉じることを可能にする。治療/損傷の隔離部分の位置及び寸法は、血管の異なる寸法、型式及び位置に合うように調節することができる。同様に、除毛のためには、メラニンをターゲットとする必要はないから、毛軸又は毛包内にて高メラニン含有状態である必要はなく、白髪及びブランドの毛の治療を一層容易にする。

10

【0040】

ポートワインあざの場合、水に吸収するため、0.9乃至1.85 μm の範囲の波長とし、又は10%乃至80%、より好ましくは30%乃至50%の充填ファクタにてヘモグロビンに吸収するため、0.38乃至1.1 μm の範囲の波長とすることができる。光源は、フィルタ及びマスキング機能を有するアークランプとすることができる。

20

【0041】

本発明の教示は、コラーゲンの再生による皮膚の若返り治療に特に適応させることもできる。かかる治療において、コラーゲンはそれ自体が発色団でないから、皮膚の乳頭又はそれよりも深い組織又は血管内の水のような発色団は、典型的に、放射線を吸収し且つ隣接するコラーゲンを加熱するように加熱され、コラーゲンを選択的に、損傷又は破壊し、その結果、コラーゲンは再生される。この領域内の血管の損傷の結果、新たなコラーゲンの発生を励起する線維芽細胞が解放される。かかる治療は、治療を受ける皺又はその他の傷の線に沿ってのみ行えばよいが、この治療は、典型的に、治療を受ける比較的大きい面積に互って行われる。本発明の教示によれば、かかる治療は、多分、30%乃至50%の充填ファクタにて選択的な部分214を加熱することにより一層効果的に行うことができ、その結果、患者に対する創傷及び痛みが少ない状態でコラーゲンを顕著に再生させることができる。かかる方法は、比較的大きい領域Aに互って行うか又は血管に対し上述した技術と同様の技術を使用して、皺の上方でビームを周期的に照射することにより行うことができ、ビームは所定のパターンにて追跡し且つ皺の上の選んだ箇所の上方においてのみ照射するか又は皺を追跡し得るよう移動させ且つその上方にある間に周期的に照射することができる。また、本発明の教示が採用されるその他の治療の場合、比較的迅速に癒合し、このため、その後の治療は、必要とされる程度まで、全体として最初の治療の数週間、また確実に1ヶ月以内で行うことができる。

30

【0042】

典型的に、コラーゲンが加熱されたとき、コラーゲンの収縮に起因して皮膚にパンプスが生ずる。このように、この技術は、皺を除去するのみならず、アクネ又は水疱瘡痕又は皮膚のその他の瘡痕のようなその他の皮膚の傷を除去するために使用することもでき、また、セリュライトの治療にも利用することもできる。パンプスは、約1ヵ月後に退縮するが、加熱は、その領域内のコラーゲンの厚さ対長さの比を増し、これによりコラーゲンの厚さを増し、皮膚の若返り/傷の除去による改善の多くを妥当な程度に恒久的なものとする。

40

【0043】

本発明の教示によって治療可能なその他の皮膚の傷は、表面とほぼ面一である点にて皺と相違する、妊娠線を含み、加熱に起因するコラーゲンの収縮及び再生がこれら傷を減少させる。外科手術又は特定の傷の跡に生ずる盛り上がった瘡痕である、栄養障害瘡痕はまた、

50

上述したようにポートワインあざが治療されるのと同じの仕方にて癬痕血管に対する血流を減少させることにより、治療することが可能である。

【0044】

除毛、血管病変部の治療及び皮膚移植に加えて、本発明の教示は、また例えば、アクネの治療、皮下脂肪ポケットをターゲットとし且つ破壊し、セリュライトを治療した、例えば、首及び手のような、かかる治療を現在行うことのできない領域にて標準的な皮膚移植技術を使用することに起因する損傷が正常に治癒しない、皮膚の移植を行うために、1つ又は2つ以上の脂腺を破壊すべく使用することも可能である。かかる領域の小さい隔離部分のみを治療するためには、癒合するのに十分な非損傷の皮膚構造体を残さなければならない。本発明の教示は、上述したように、刺青の除去、色素沈着病変部の治療、栄養障害癬痕及びその他の癬痕の治療、妊娠線、アクネ及び水疱癬痕及びその他の皮膚の傷の治療、また、例えば、各種の皮膚癌及び多分PFBのような約4mm以下の深さにて患者の身体に存在するであろう各種のその他の状態を治療するために利用することもできる。皮膚腫瘍の場合、腫瘍の位置を感知するフィードバックシステム及び腫瘍の完全な熱破壊を保証するロボット式システムの組み合わせ体を使用することができる。ポートワインあざの場合とほぼ同一のパラメータにてほぼ同一の方法にて乾癬を治療することができる。また、本発明の教示を使用して検出し且つ選択的に死滅させることのできる幼虫移行症のような皮膚内の寄生虫を処理するために使用することもできる。

10

【0045】

刺青を除去すべく本発明を利用することが可能な3つの一般的な方法がある。第一の方法は、好ましくは細胞内及び細胞間のインクを分解し又は破壊するため、短く強力なパルスである、刺青インクによって吸収される1つ又は2つ以上の波長を使用することによる。第二の技術は、インクを含む細胞を破壊し、細胞内のインク又は水の何れかをターゲットとし、インクを解放し且つインクが身体のリンパ系によって除去されるようにすることを含む。この場合、典型的に、低パワーで且つ高エネルギーを有するミリ秒乃至秒範囲の長いパルスが利用されよう。第三の技術において、融除レーザーを使用して刺青に1乃至2mmのスポットを穿孔し、この領域内の細胞及び刺青インクの双方を融除し又は蒸発させる。例えば、10%乃至80%の範囲、好ましくは10%乃至30%の範囲のような小さい充填ファクタにてかかる小さい損傷箇所が十分に癒合し、3つの治療の各々に対し刺青を漸進的に薄くし且つ最終的に3つの治療の各々に対し除去することを許容する。各治療時、

20

30

【0046】

本発明の教示に特に適応可能とされる特別な問題点は、表皮内のあざ又はその他の色素沈着病変部を治療することである。かかる病変部は、一般に、従来の治療を使用して膨張を伴わずに治療することは困難である。1%乃至50%、好ましくは、10%乃至30%の充填ファクタ及び100µm乃至1/2mmの箇所寸法を有する損傷隔離部分を使用することにより、癬痕を生ぜずにかかる病変部を治療することが可能である。この場合の治療は、表面に極めて近いため、集束させる必要はない。同様の充填ファクタを有する同様の治療をポートワインあざ又は刺青を治療するため使用することができるが、これら場合の何れにてても、治療はより深い深さにて行われるから、集束させることが必要であろう。全ての場合、最初の治療の結果、ターゲット領域のみが更に薄くなるだけである。一般に損傷治療の隔離部分に対して数週間乃至1ヶ月かかる、治療部分の癒合が完了したならば、病変部、ポートワインあざ、刺青等が除去される迄、1つ又はより多くの追加的な治療を行って治療領域を更に薄くすることができる。何れの場合でも、黒色症、インク等を含む、治療に起因して死んだ細胞は、通常、リンパ系を通過して身体から除去されよう。

40

【0047】

このように、(a)約4mmまでの深さにて患者の身体にて色々な治療を許容し、(b)損傷隔離部が三次元的にのみ生ずることを許容し、これにより癒合を促進し(皮膚層と損傷隔離部214との間の連続的な血流及び細胞増殖を許容することにより)且つ患者の不快感を軽減することを許容し、(c)取り巻く患者の身体部分を損傷させずに、治療のた

50

め特定の構成要素をターゲットとすることを許容し、これによりかかる治療の結果として患者の身体の周辺部の損傷を軽減しつつ、印加された放射線をより効率的に使用することを許容し、(d)所定の治療に対しほぼ同一のパラメータを使用し、これにより治療の手順及び治療の安全性を促進することを許容し、(e)ターゲットとする発色団によって最適に吸収される波長に限定されずに、治療に利用される波長を治療の深さに対し最適に選ぶことを許容する技術が提供される。實際上、本発明の教示のために選ばれる波長は、通常、水に顕著に吸収されるが、波長を選ぶときの判断基準の1つは、特により深い深さの場合、水によっても多量に吸収されず、このため、放射線は、吸収により相当なエネルギー/光子を損失することなく所望の深さに達することができるようにすることである。ターゲット部分214にて光子/エネルギーが集中する程度は、これら部分におけるエネルギーを利用される波長における吸収の低下を補償するのに十分以上であるようにする。このように、本発明は、かかる治療を行う完全に新しく且つ新規な技術を提供する。

【0048】

図1乃至図21には、光学系212にて使用するのに適した色々な光学構成要素が図示されている。これら図面において、図1乃至図9Bには、複数のターゲット部分214に対し平行に放射線を供給する各種のシステムが図示されている。これら図面の配列は、典型的に、特定の深さdに対し固定された焦点配列である。この深さは、異なる焦点深さを有する異なる配列を使用し、患者の皮膚又はターゲット容積Vの表面に対する配列の位置を選択的に変更し、又は放射線の波長を制御することにより変更することができる。図10乃至図13には、図14乃至図19の走査又は偏向器システムと共に使用してターゲット容積V内の1つ又は2つ以上の連続的な集束部分214を動かすことのできる色々な対物レンズ配列が図示されている。最後に、図20及び図21には、例えば、その上の連続的な部分214を照射するため、患者の皮膚上を機械的に又は手操作で移動させることができる2つの異なる可変焦点の光学系が図示されている。

【0049】

これらの図面をより詳細に参照すると、図1、図1A及び図1Bには、六角形パターン(図1)、四角形パターン(図1A)、円形又は楕円形パターン(図1B)内にある境界部を有する、基板3上の集束要素1が図示されている。これら要素に対し標準的な光学材料を使用することができる。図1及び図1Aの六角形及び四角形パターンは、集束要素板4の作用領域を完全に充填することが可能であるが、このことは図1Bの要素のパターンには妥当しない。源210からの放射線は、典型的に、全ての集束要素1に同時に印加される。しかし、適宜な走査機構を使用することにより放射線をこれら要素に順次に印加し又は1方向に走査し、例えば、4つの要素を同時に照明/照射することができる。

【0050】

図2及び図2Aは、例えば、多孔質ガラスのような屈折性材料8内に溶解させたマイクロレンズ系の断面図である。レンズ5の材料の屈折率は、屈折性材料8の屈折率よりも大きくなければならない。図2において、ビーム11は、最初に屈折性材料8の平坦面10を通り、次に、マイクロレンズ5の各々の主要面6及び二次的面7の双方によって屈折され、焦点12にビームが集束されるようにする。この過程は図2Aにて逆となるが、その結果は同一である。

【0051】

図2B及び図2Cにおいて、入射ビーム11は、屈折性材料8にて形成された主要レンズ面6によって屈折される。色々な配列に対する表面6、7は、球状又は非球状の何れかとすることができる。

【0052】

図3及び図3Aにおいて、レンズ片15は、基板に取り付けられ且つ浸漬材料16内にある。レンズ片15の屈折率は、浸漬材料16の屈折率よりも大きい。浸漬材料16は、気体(空気)、液体(水、極低温噴霧液)又は適宜な固体とすることができる。気体及び液体を使用して皮膚を冷却させることができる。浸漬材料は、全体としてそれぞれ主要及び二次的平面13、14にある。図3Aにおいて、レンズ片15の各々の主要面6及び二次

的面 7 は、より高質の集束を実現することを許容する。図 3 B 及び図 3 C の場合、レンズ片 15 は、屈折材料 8 の面に固定され、図 3 C の実施の形態は、図 3 B のものよりも又は所定のレンズ 15 に対して図 3 A 乃至図 3 C に示したその他の配列の任意のものよりも深い焦点を提供する。図 3 A 乃至図 3 C に図示したレンズ配列は、本発明の教示を実施するのに好ましいレンズ配列である。

【0053】

図 4 乃至図 4 C には、屈折材料 8 上に形成されたフレネルレンズ面 17、18 が図示されている。フレネル面の中心 17 の半径とフレネル面のリング 18 との関係である、フレネルレンズ面 17、18 のプロファイルを変化させると、所望の質の集束を実現することが可能となる。図 4 B 及び図 4 C の配列は、より高質の集束を実現することを許容し、また、その他の好ましい配列でもある。面 17、18 は、球形又は非球形の何れかとすることができる。

10

【0054】

図 5 及び図 5 A において、屈折材料 8 の表面にホログラフィックレンズ面 19 (すなわち写真ホログラム) を形成することにより、入射ビーム 11 の集束が実現される。このホログラフィックレンズ 19 は、図 5 及び図 5 A に図示するように、屈折材料 8 の面の何れか又は双方に形成することができる。図 5 B には、図 5 及び図 5 A の屈折材料 8 に置換してホログラフィック材料 20 が使用されることが示してある。ホログラフィックレンズは材料 20 の容積内に形成される。

【0055】

図 6 及び図 6 A において、集束要素は主要平坦面 23 及び二次的平坦面 24 を有する勾配レンズ 22 によって形成される。図 6 A に図示するように、かかる勾配レンズは、レンズを支持し、保護し且つ冷却することを可能にする 1 対の屈折材料板 8 の間に挟持することができる。

20

【0056】

図 7、図 7 A 及び図 7 B には、筒形レンズ 25 の色々なマトリックス配列が図示されている。筒形レンズ 25 の長さ 26 及び直径 27 の関係は、図面に示すように変化させることができる。図 7 A 及び図 7 B の筒形レンズ 25 は、先に示したような配列の場合のように、スポット又は円形の焦点ではなくて線状焦点を提供する。

【0057】

図 8 乃至図 8 C は、マトリックス筒形レンズ系の 1 つの層の断面図である。入射ビーム 11 は、筒形レンズ 25 (図 8 及び図 8 A) 又は半筒形レンズ 29 (図 8 B 及び図 8 C) によって屈折され且つ線状焦点 28 に集束される。図 8 B 及び図 8 C において、筒形レンズ 29 は浸漬材料 16 内にある。球形又は非球形とすることのできる主要作用光学面 30 及び二次的光学作用面 31 は、高質の集束を実現することを許容する。図 7 乃至図 8 C に図示するように、隣接するレンズに対する線状焦点は、異なる方向に向けて方位決めし、この方位がこれら図面にて特定のレンズに対し互いに直角となるようにする。

30

【0058】

図 9、図 9 A 及び図 9 B において、入射ビーム 11 を筒形レンズ 32、35 の 2 つの層を透過させることにより焦点のマトリックスが実現される。図 9 A 及び図 9 B は、図 9 に図示した配列にて 2 つの直交方向に見たときの断面図である。面 33 を有する主要層レンズ 32 及び面 36 を有する二次的層レンズ 35 の焦点距離を変化させることにより、所望のサイズの矩形の焦点を実現することが可能である。主要層レンズ 32 及び二次的層レンズ 35 は、浸漬材料 16 内に取り付けられる。レンズ 32、35 は、標準的な光ファイバとし又は球形又は非球形とすることのできる筒形レンズで置換することもできる。面 34、37 は、端縁損失を最小にし得るような光学品質のものとするすることができる。

40

【0059】

図 10 には、ビームスプリッタ 38 を有する 1 つの対物レンズ 43 が図示されている。角度ビームスプリッタ 38 に斜めに入射するビームは分割され且つ次に、レンズ 43 の屈折面 41、42 を透過し、中心点 39 及び偏心点 40 に集束する。面 41、42 は、球形及

50

び（又は）非球形とすることができる。光学的平坦面 53、55 を有する板 54 は、光学面 55 と集束点 39、40 との間に固定された距離を実現することを許容する。角度ビームスプリッタ 38 は、ビーム 11 を幾つかのビームに分割し且つ幾つかの焦点を提供することのできる光学格子として作用可能である。

【0060】

図 11 において、2つの対物レンズ 43、46 は、光学面 41、42、44 を光学的に配置する結果として、より高質の集束及び開口数を提供する。これら面の全ては、球形又は非球形とすることができる。レンズ 46 の光学面 45 は、開口比を増大させるよう平面状とし且つ板 54 と接触させることもできる。板 54 はまた、上述したように、冷却要素とすることもできる。

10

【0061】

図 12 は、レンズ 43、46、49 という 3つの対物レンズを提供する点にてそれ以前の図面と相違する。図 13 には、4対物レンズ系が図示され、レンズ 52 の光学面 50、51 は、治療領域の半径（すなわち、点 39、40 の間の距離）を増大させることを許容する。

【0062】

図 14、図 14 A 及び図 14 B には、図 10 乃至図 13 に図示した色々な物体に対する走査前端として利用可能である 3つの光学系が図示されている。これらの図面において、平行化初期ビーム 11 は、走査ミラー 62 に衝突し且つこのミラーによって対物光学素子の第一のレンズ 43 の面 41 に反射される。走査ミラー 62 は、光学軸 63 を角度 f に互って移動させる設計とされている。ミラー 62 の法線 64 を角度 f だけ回転偏位させると、ビーム 11 の角度は、角度 $2f$ だけ変化する。走査ミラー 62 の光学位置は、集束対物レンズの入射瞳内にある。走査ミラー 62 の直径と作用面の半径（すなわち、点 39、40 との間の距離）を一層良く相関させ且つ集束質を向上させるため、図 14 A に図示するように、レンズ 58 を走査ミラー 62 の前方に挿入することができる。レンズ 58 の光学面 56、57 は、球形又は非球形とすることができる。更なる収差制御のため、光学面 59、60 を有するレンズ 61 をレンズ 58 とミラー 62 との間に挿入してもよい。

20

【0063】

図 15、図 15 A、図 15 B は、光源が平行化ビーム 11 ではなくて点光源又は光ファイバ 65 である点を除いて図 14、図 14 A 及び図 14 B と同様である。例えば、ファイバの端部のような光源 65 からのビーム 66 は、走査ミラー 62（図 15）又はレンズ 58 の面 57（図 15 A、図 15 B）に入射する。

30

【0064】

図 16、図 16 A には、2ミラーの走査システムが図示されている。図 16 に図示したより簡単な形態の場合、走査ミラー 67 は、角度 f_2 に互って回転し、走査ミラー 62 は角度 f_1 に互って回転する。ビーム 63 は、最初にミラー 67 に入射し且つミラー 67 によってミラー 62 に反射され、該ミラーから光学レンズ 43 の面 41 に反射される。図 16 A において、集束ビームの開口数を増大させ、皮膚上の作用領域を増大させ且つ走査ミラー 62、67 の間の収差を減少させるため、対物レンズ 106 がミラーの間に挿入される。この図面には簡単な 1対の対物レンズ 106 が図示されているが、より複雑な対物レンズを採用することができる。対物レンズ 106 は、ビームを走査ミラー 67 の中心から走査ミラー 62 の中心まで屈折させる。

40

【0065】

図 17 において、方向 s に向けて可動である走査レンズ 70 によって走査が行われる。走査レンズ 70 が偏心位置 73 まで移動すると、光学面 68 は光線を光軸 71 に沿って方向 72 に向けて屈折させる。

【0066】

図 18 において、レンズ 76 を、例えば、位置 77 まで回転させることにより走査が行われる。面 74 は平坦面であり、面 75 は、屈折した光軸 72 の方向に影響を与えないように選ばれる。図 19 において、点光源又は光ファイバ 65 を方向 s に向けて動かすことに

50

より走査が行われる。

【0067】

図20及び図21には、損傷の隔離部分を異なる深さまで移動させるズーム式対物レンズが図示されている。図20において、第一の構成要素は、不可動であり且つ2つのレンズ84、87から成る第二の構成要素に対し光軸に沿って可動である単一のレンズ81から成っている。レンズ84は、開口数を増大させるために使用される。開口数は、後方焦点距離の範囲を増大させ且つ焦点サイズを縮小させるため、光学面79、80、82、83、85は球形とすることができる。第一及び第二の構成要素の相対的位置は、焦点12の位置を決定する。

【0068】

図21には、球形の光学面を有するズーム式対物レンズが図示されている。第一の構成要素は、光軸に沿って第二の構成要素に対して可動である単一のレンズ90から成っている。不可動である第二の構成要素は、5つのレンズ93、96、99、102、105から成っている。面88、89の曲率半径は、不可動の第二の構成要素の収差を補正し得るように選ばれる。この場合にも、第一及び第二の構成要素間の距離を制御することにより焦点深さは制御可能である。図20及び図21に図示したレンズ系の何れも手操作で又は制御装置218の制御の下、可動であり、ターゲット容積Vの所望の214に選択的に集束し又はターゲット容積の部分に非選択的に集束し得るように取り付けることができる。

10

【0069】

多数の実施の形態に関して本発明を図示し且つ説明し、またこれら実施の形態の変更例について論じたが、これらの実施の形態は、主として説明の目的に記述したものであり、特許請求の範囲により規定される本発明の精神及び範囲から逸脱せずに、当該技術分野の当業者は、これら実施の形態の形態及び細部の点でその他の変更を具体化することが可能である。

20

【図面の簡単な説明】

【0070】

【図1】複数のターゲット部分に対し平行に放射線を供給するときに使用するのに適した光学要素配列を含む光学系の頂面図である。

【0071】

図1Aは、複数のターゲット部分に対し平行に放射線を供給するときに使用するのに適した光学要素配列を含む別の光学系の頂面図である。

30

図1Bは、複数のターゲット部分に対し平行に放射線を供給するときに使用するのに適した光学要素配列を含む更に別の光学系の頂面図である。

【図2】複数のターゲット部分に対し平行に放射線を供給するのに適したレンズ配列の側面図である。

【0072】

図2Aは、複数のターゲット部分に対し平行に放射線を供給するのに適した別のレンズ配列の側面図である。

図2Bは、複数のターゲット部分に対し平行に放射線を供給するのに適した更に別のレンズ配列の側面図である。

40

【0073】

図2Cは、複数のターゲット部分に対し平行に放射線を供給するのに適した更に別のレンズ配列の側面図である。

【図3】複数のターゲット部分に対し平行に放射線を供給するのに適した更に別のレンズ配列の側面図である。

【0074】

図3Aは、複数のターゲット部分に対し平行に放射線を供給するのに適した更に別のレンズ配列の側面図である。

図3Bは、複数のターゲット部分に対し平行に放射線を供給するのに適した更に別のレンズ配列の側面図である。

50

【 0 0 7 5 】

図 3 C は、複数のターゲット部分に対し平行に放射線を供給するのに適した更に別のレンズ配列の側面図である。

【 図 4 】 複数のターゲット部分に対し平行に放射線を提供するのに適したフレネルレンズ配列の側面図である。

【 0 0 7 6 】

図 4 A は、複数のターゲット部分に対し平行に放射線を提供するのに適した別のフレネルレンズ配列の側面図である。

図 4 B は、複数のターゲット部分に対し平行に放射線を提供するのに適した更に別のフレネルレンズ配列の側面図である。

10

【 0 0 7 7 】

図 4 C は、複数のターゲット部分に対し平行に放射線を提供するのに適した更に別のフレネルレンズ配列の側面図である。

【 図 5 】 複数のターゲット部分に対し平行に放射線を提供するときに使用するのに適したホログラフィックレンズ配列の側面図である。

【 0 0 7 8 】

図 5 A は、複数のターゲット部分に対し平行に放射線を提供するときに使用するのに適した別のホログラフィックレンズ配列の側面図である。

図 5 B は、複数のターゲット部分に対し平行に放射線を提供するときに使用するのに適した更に別のホログラフィックレンズ配列の側面図である。

20

【 図 6 】 複数のターゲット部分に対し平行に放射線を提供するときに使用するのに適した勾配レンズ配列の側面図である。

【 0 0 7 9 】

図 6 A は、複数のターゲット部分に対し平行に放射線を提供するときに使用するのに適した別の勾配レンズ配列の側面図である。

【 図 7 】 その幾つかが複数のターゲット部分に対し線状焦点を提供するのに適した筒形レンズのマトリックス配列の頂面図である。

【 0 0 8 0 】

図 7 A は、その幾つかが複数のターゲット部分に対し線状焦点を提供するのに適した筒形レンズの別のマトリックス配列の頂面図である。

30

図 7 B は、その幾つかが複数のターゲット部分に対し線状焦点を提供するのに適した筒形レンズの別のマトリックス配列の頂面図である。

【 図 8 】 複数のターゲット部分に対し平行に放射線を提供するのに適したマトリックス筒形レンズ系の 1 つの層の断面図又は側面図である。

【 0 0 8 1 】

図 8 A は、複数のターゲット部分に対し平行に放射線を提供するのに適したマトリックス筒形レンズ系の別の層の断面図又は側面図である。

図 8 B は、複数のターゲット部分に対し平行に放射線を提供するのに適したマトリックス筒形レンズ系の更に別の層の断面図又は側面図である。

【 0 0 8 2 】

図 8 C は、複数のターゲット部分に対し平行に放射線を提供するのに適したマトリックス筒形レンズ系の更に別の層の断面図又は側面図である。

40

【 図 9 】 複数のターゲット部分に対し平行に放射線を提供するのに適した 2 層筒形レンズ配列の斜視図である。

【 0 0 8 3 】

図 9 A は、図 9 の断面側面図である。

図 9 B は、図 9 の更に別の断面側面図である。

【 図 1 0 】 1 つ又は 2 つ以上のターゲット部分に対し放射線を集中させるのに使用するのに適した光学対物レンズ配列の側面図である。

【 図 1 1 】 1 つ又は 2 つ以上のターゲット部分に対し放射線を集中させるのに使用するの

50

に適した別の光学対物レンズ配列の側面図である。

【図 1 2】1つ又は2つ以上のターゲット部分に対し放射線を集中させるのに使用するのに適した更に別の光学対物レンズ配列の側面図である。

【図 1 3】1つ又は2つ以上のターゲット部分に対し放射線を集中させるのに使用するのに適した更に別の光学対物レンズ配列の側面図である。

【図 1 4】連続的なターゲット部分を移動させるべく図 1 0乃至図 1 3の配列と共に使用するのに適した偏向器システムの側面図である。

【0084】

図 1 4 A は、連続的なターゲット部分を移動させるべく図 1 0乃至図 1 3の配列と共に使用するのに適した偏向器システムの側面図である。

図 1 4 B は、連続的なターゲット部分を移動させるべく図 1 0乃至図 1 3の配列と共に使用するのに適した偏向器システムの側面図である。

【図 1 5】連続的なターゲット部分を移動させるべく図 1 0乃至図 1 3の配列と共に使用するのに適した別の偏向器システムの側面図である。

【0085】

図 1 5 A は、連続的なターゲット部分を移動させるべく図 1 0乃至図 1 3の配列と共に使用するのに適した別の偏向器システムの側面図である。

図 1 5 B は、連続的なターゲット部分を移動させるべく図 1 0乃至図 1 3の配列と共に使用するのに適した別の偏向器システムの側面図である。

【図 1 6】連続的なターゲット部分を移動させるべく図 1 0乃至図 1 3の配列と共に使用するのに適した更に別の偏向器システムの側面図である。

【0086】

図 1 6 A は、連続的なターゲット部分を移動させるべく図 1 0乃至図 1 3の配列と共に使用するのに適した更に別の偏向器システムの側面図である。

【図 1 7】連続的なターゲット部分を移動させるべく図 1 0乃至図 1 3の配列と共に使用するのに適した更に別の偏向器システムの側面図である。

【図 1 8】連続的なターゲット部分を移動させるべく図 1 0乃至図 1 3の配列と共に使用するのに適した更に別の偏向器システムの側面図である。

【図 1 9】連続的なターゲット部分を移動させるべく図 1 0乃至図 1 3の配列と共に使用するのに適した更に別の偏向器システムの側面図である。

【図 2 0】本発明の教示を実施するのに使用するのに適した可変焦点光学系の側面図である。

【図 2 1】異なる可変焦点光学システムの側面図である。

【図 2 2】図 2 2 A は、患者の皮膚の半概略図的な斜視図である。図 2 2 B は、本発明の教示を実施すべく配置された装置の半概略図的な側面図である。

【符号の説明】

【0087】

5 マイクロレンズ

6 主要レンズ面

7 二次的面

8 屈折性材料

1 0 平坦面

1 1 入射ビーム、平行化初期ビーム

1 2 焦点

1 3 主要面

1 4 二次的平面

1 5 レンズ片

1 6 浸漬材料

1 7 フレネルレンズ面、フレネル面の中心

1 8 フレネルレンズ面、フレネル面のリング

10

20

30

40

50

1 9	ホログラフィックレンズ面	
2 0	ホログラフィック材料	
2 2	勾配レンズ	
2 3	主要平坦面	
2 4	二次的平坦面	
2 5	筒形レンズ	
2 6	筒形レンズの長さ	
2 7	筒形レンズの直径	
2 8	線状焦点	
2 9	半筒形レンズ	10
3 0	主要作用光学面	
3 1	二次的光学作用面	
3 2	筒形レンズ、主要層レンズ	
3 3、3 4	面	
3 5	筒形レンズ、二次的レンズ	
3 6、3 7	面	
3 8	角度ビームスプリッタ	
3 9	中心点、集束点	
4 0	偏心点、集束点	
4 1、4 2	屈折面、光学面	20
4 3	対物レンズ	
4 4、4 5	光学面	
4 6、4 9	対物レンズ	
5 0、5 1	光学面	
5 3	光学的平坦面	
5 4	板	
5 5	光学的平坦面	
5 7	面	
5 8	レンズ	
6 2	走査ミラー	30
6 3	光学軸、ビーム	
6 4	法線	
6 5	光源、光ファイバ	
6 6	ビーム	
6 7	走査ミラー	
6 8	光学面	
7 0	走査レンズ	
7 1	光軸	
7 2	方向、屈折した光軸	
7 3	偏心位置	40
7 4、7 5	面	
7 6	レンズ	
7 7	位置	
7 9、8 0	光学面	
8 1	単一のレンズ	
8 2、8 3	光学面	
8 4	レンズ	
8 5	光学面	
8 7	レンズ	
8 8、8 9	面	50

- 9 0 単一のレンズ
 - 9 3、9 6、9 9、1 0 2、1 0 5 レンズ
 - 1 0 6 対物レンズ
 - 2 0 0 患者の皮膚
 - 2 0 2 表皮部分
 - 2 0 4 真皮
 - 2 0 6 真皮 - 表皮 (D E) 接合部
 - 2 0 8 システム
 - 2 1 0 E M R 光源
 - 2 1 2 光学系、システム、光学装置
 - 2 1 4 ターゲット部分、治療部分、照射部分、損傷部分
 - 2 1 5 冷却要素
 - 2 1 6 検出器
 - 2 1 8 光学装置、制御装置
 - 2 2 0 皮膚領域
 - 2 2 2 放射線ビーム、集束ビーム
- 角度
- A 領域
 - V ターゲット容積、治療容積
 - d 患者の皮膚の深さ
 - f 角度
 - 2 f 角度
 - f 1 角度
 - s 方向

10

20

【 図 2 2 】

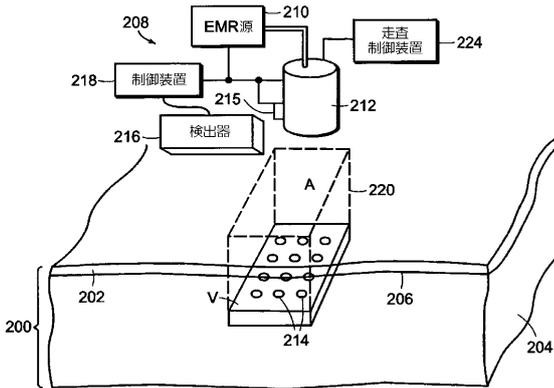


FIG. 22A

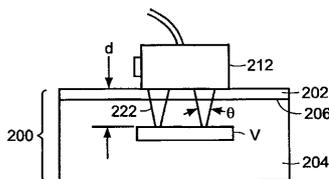


FIG. 22B

【 図 2 3 A 】

照射の深さ μm	波長範囲, μm		NA 範囲		入射スキャン範囲, s
	broad	preferred	broad	preferred	
50-200	400-1880 & 2050-2350	800-1850 & 2100-2300	<1	0.2-1	<2
200-300	500-1880 & 2050-2350	800-1850 & 2150-2300	<1	0.2-1	<10
300-500	600-1380 & 1520-1850 & 2150-2260	900-1300 & 1550-1820 & 2150-2250	<2	0.2-1	<60
500-1000	600-1370 & 1600-1820	900-1250 & 1650-1750	<2	0.2-0.6	<120
1000-2000	670-1350 & 1650-1780	900-1230	<1.5	0.2-0.6	<120
2000-5000	800-1300	1050-1220	<1	0.2-0.4	<300

【 図 2 3 B 】

網幅の深さ μm	網幅の直径 μm	波長 μm	NA	ハリス幅 ms	エネルギー	集束深さ μm
300	50-100	2.2	0.3-0.5	<10	>0.00015	400-600
300	50-100	1.7	0.3-0.5	<10	>0.0007	400-600
300	50-100	1.3	0.3-0.5	<10	>0.003	400-600
300	50-100	1.54	0.3-0.5	<10	>0.0003	400-600
300	50-100	1.208	0.4-1	<10	>0.016	400-600
300	50-200	0.92	0.4-1	<10	>0.15	400-600
1000	50-200	1.7	0.3-0.4	<100	>0.01	1100-2000
1000	50-200	1.54	0.4	<100	>0.008	1100-2000
1000	50-200	1.3	0.4	<100	>0.1	1100-2000
1000	50-200	1.208	0.4	<100	>0.4	1100-2000

【 図 2 3 C 】

網幅の深さ μm	網幅の直径 μm	波長 μm	NA	ハリス幅 ms	パワー W	集束深さ μm
500-1000	200-1000	2.2	0.3-0.5	>100	>0.5	600-1500
500-1000	200-1000	1.7	0.3-0.5	>100	>1.5	600-2000
500-1000	200-1000	1.208	0.3-0.6	>3000	>1.0	600-2000
500-1000	400-1200	0.92	0.3-0.6	>3000	>25.0	600-2000
2000- 3500	1000- 2000	1.208	0.3-0.4	>10000	>1.5	4000-6000

【国際公開パンフレット】

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

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau



(43) International Publication Date
11 July 2002 (11.07.2002)

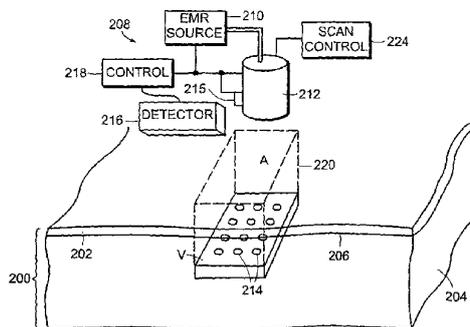
PCT

(10) International Publication Number
WO 02/053050 A1

- (51) International Patent Classification: A61B 18/20
- (21) International Application Number: PCT/US01/49447
- (22) International Filing Date: 27 December 2001 (27.12.2001)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 60/258,855 28 December 2000 (28.12.2000) US
- (71) Applicants: PALOMAR MEDICAL TECHNOLOGIES, INC. [US/US]; 82 Cambridge Street, Burlington, MA 01803 (US); THE GENERAL HOSPITAL CORPORATION [US/US]; 55 Fruit Street, Boston, MA 02114 (US).
- (72) Inventors: ALTSHULER, Gregory, B.; 8R Fairbanks Road, Wilmington, MA 01887 (US); ANDERSON, R., Rox; 399 Marrett Road, Lexington, MA 02173 (US).
- (74) Agent: KRANSDORE, Ronald, J.; Wolf, Greenfield & Sacks, P.C., 600 Atlantic Avenue, Boston, MA 02210 (US).
- (81) Designated States (national): AE, AG, AI, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZW.
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IT, LU, MC, NL, PT, SI, TR), OAPI patent

[Continued on next page]

(54) Title: METHOD AND APPARATUS FOR THERAPEUTIC EMR TREATMENT OF THE SKIN



(57) Abstract: A method and apparatus are provided for performing a therapeutic treatment on a patient's skin by concentrating applied radiation of at least one selected wavelength at a plurality of selected, three-dimensionally located, treatment portions, which treatment portions are within non-treatment portion. The ratio of treatment portions to the total volume may vary from 0.1 % to 90 %, but is preferably less than 50 %. Various techniques, including wavelength, may be utilized to control the depth to which radiation is concentrated and suitable optical systems may be provided to concentrate applied radiation in parallel or in series for selected combinations of one or more treatment portions.



WO 02/053050 A1

WO 02/053050 A1

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NI, SN, TD, TG).

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

Published:

- with international search report
- before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 1 -

METHOD AND APPARATUS FOR THERAPEUTIC EMR TREATMENT OF THE SKIN

5

FIELD OF THE INVENTION

This invention relates to methods and apparatus for using electromagnetic radiation (EMR) for various therapeutic treatments and more particularly to methods and apparatus for dermatological treatment by use of spatially confined and concentrated EMR to create areas of treatment or damage substantially surrounded by areas of sparing.

10

BACKGROUND OF THE INVENTION

Various forms of electromagnetic radiation, particularly optical radiation, both coherent and non-coherent, have been utilized for many years for a variety of medical treatments, and in particular for dermatology treatments. Such treatments include, but are by no means limited to, removal of unwanted hair, skin rejuvenation, removal of vascular lesions, acne treatment, treatment of cellulite, pigmented lesions and psoriasis, tattoo removal, treatment of skin and other cancers, etc. Most of these treatments have involved in one way or another the use of a process known as selective photothermolysis (See for example Anderson RR, Parrish J., Selective photothermolysis: Precise microsurgery by selective absorption of the pulsed radiation. Science 1983; 220: 524-526), this process involving irradiating a target area to be treated with radiation at a wavelength preferentially absorbed by a chromophore, either a natural chromophore or artificially introduced chromophore, in the target area, the heating of the chromophore either directly or indirectly effecting the desired treatment.

15

20

25

While these techniques are useful for many of the indicated applications, these techniques have a number of significant limitations. First, treatments which are performed over a relatively large area, such as skin rejuvenation and hair removal, particularly skin rejuvenation, can cause varying degrees of skin damage over a substantial treatment area. In particular, such treatments can sometimes result in a detachment of skin layers. These relatively large areas of skin damage can frequently take several weeks or more to heal, and

30

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 2 -

follow-up treatments can normally not be performed during this period. It would be preferable if these procedures could be performed in a manner which would result in smaller, spaced areas of damage which heal more quickly, this enhancing both patient comfort and the ability to more quickly perform follow-up treatments. Further, many treatments, such as for example hair removal and wrinkle removal, only require that the treatment be performed in small portions or regions of a much larger treatment area; however, current techniques of treatment generally require that the treatment be performed over the entire treatment area rather than in only the selected regions of the treatment area requiring treatment.

Another potential problem is the need for a chromophore in the target area which selectively absorbs the applied radiation to generate the heat required for treatment. First, to the extent the regions above the treatment area contain a chromophore which preferentially absorbs or otherwise absorbs the applied radiation, such chromophores are also heated, and care must be exercised in any treatment to assure that such heating does not result in epidermal or dermal damage. Various forms of cooling of such overlying regions, sometimes aggressive cooling, are frequently required to permit such treatments to be performed without damage to the overlying skin. For example, for hair removal or other treatments where melanin is targeted, heating of melanin in the epidermis, particularly at the dermis-epidermis (DE) junction, is a problem. Where the chromophore being targeted is water, substantially all tissue in the treatment area and thereabove will be absorbing the radiation and will be heated, making controlled treatment of a selected body component difficult, and increasing the likelihood of unwanted peripheral damaged.

Another problem with selective photothermolysis is that the wavelength selected for the radiation is generally dictated by the absorption characteristics of the chromophore utilized. However, such wavelengths may not be optimal for other purposes. For example, skin is a scattering medium, but such scattering is far more pronounced at some wavelengths than at others. Unfortunately, wavelengths preferentially absorbed by for example melanin, a frequently used chromophore, are also wavelengths at which substantial scattering occurs. This is also true for the wavelengths typically utilized for treating vascular lesions. Photon absorption in skin also varies over the optical wavelength band, wavelengths dictated by

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 3 -

selective photothermolysis frequently being wavelengths at which skin is highly absorbent. The fact that wavelengths typically utilized for selective photothermolysis are highly scattered and/or highly absorbed limits the ability to selectively target body components, and in particular, limits the depths at which treatments can be effectively and efficiently performed. Further, the fact that much of the energy applied to a target region is either scattered and does not reach the body component undergoing treatment, or is absorbed in overlying or surrounding tissue to cause undesired and potentially dangerous heating of such tissue, results in optical dermatology treatments being relatively inefficient. This low efficiency for such treatments means that larger and more powerful EMR sources are required in order to achieve a desired therapeutic result and that additional cost and energy must be utilized to mitigate the effects of this undesired heating by surface cooling or other suitable techniques. Heat management for the more powerful EMR source is also a problem, generally requiring expensive and bulky water circulation or other heat management mechanisms. Further, since chromophore concentration in a target (for example melanin in the hair) varies significantly from target to target and from patient to patient, it is difficult to determine optimum, or even proper parameters for effective treatment of a given target using selective photothermolysis. High absorption by certain types of skin, for example dark skinned individuals or people with very tanned skin, often makes certain treatments difficult, or even impossible, to safely perform. A technique which permitted all types and pigmentations of skin to be safely treated, preferably with little or no pain, and preferably using substantially the same parameters, is therefore desirable.

Still another problem with existing treatment is that the amount of energy which can be applied to the treatment area, even where damage to the epidermis, skin scarring or other damage is not an issue, is frequently limited by pain experienced by the patient. Ideally, EMR dermatology procedures, which are typically for cosmetic purposes, should be painless or substantially painless. While if the procedure is being performed by a physician, pain may be controlled by the use of a local anesthetic, or even by putting the patient to sleep, there are risks in the use of any anesthetic, and the use of needles to administer a local anesthetic is undesirable for cosmetic procedures. It would therefore be preferable if patient pain could be substantially reduced or eliminated without the need for such procedures,

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 4 -

while still permitting sufficient radiation to be applied to achieve a desired therapeutic result.

There are also occasions where microsurgery is required or desired on a patient's skin, particularly near the skin surface, where the area to be treated is of a size in the micron range, for example 10 microns, a size which cannot be treated with a scalpel. Existing EMR devices for performing microsurgery are also not adapted for performing surgery on such small targets. A need therefore exists for improved techniques for performing such fine microsurgery.

Further, while EMR techniques are available for treating some of the conditions indicated above, such techniques do not currently exist for treating scars, including acne scars, chicken pox scars and the like, for bumps in the skin resulting from scar tissue, for stretch marks, for treating certain parasites, etc.. An effective technique for treating such conditions is therefore needed.

Still another problem is in the removal of tattoos or pigmented lesions, particularly close to the skin surface, where existing techniques frequently result in blistering and other skin problems. An improved technique which would permit the fading of such tattoos or pigmented lesions and/or the ultimate removal thereof in a gentle enough manner so as to not cause damage to the patient's skin or significant patient discomfort is also desirable. Similar techniques for treating various skin blemishes are also desirable.

Finally, while techniques currently exist which are relatively effective in treating large vascular lesions, such techniques are not as efficient in treating spider veins and other small veins. Similar inefficiencies exist where radiation is applied over a relatively large area of a patient's skin where treatment is required in only relatively small portions of such area.

A need therefore exists for an improved method and apparatus for EMR therapeutic treatments, and in particular for optical dermatology treatments, which permit more selective treatment in target areas, and which do not rely on selective photothermolysis so that the wavelengths utilized may be selected so as to be more efficient for delivery of radiation to a desired target volume at a selected depth, and in particular to selected portions of such a

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 5 -

target volume, which portions are preferably surrounded by portions which are not treated, and so that proper parameters for treating a given target may be more easily determined.

SUMMARY OF THE INVENTION

In accordance with the above, this invention provides a method and apparatus for
5 performing a treatment on a volume located at area and depth coordinants of a patient's skin, the method involving providing a radiation source and applying radiation from the source to an optical system which concentrates the radiation to at least one depth within the depth coordinants of the volume and to selected areas within the area coordinants of the volume, the at least one depth and the selected areas defining three-dimensional treatment portions in
10 the volume within untreated portions of the volume. The apparatus has the radiation source and an optical system to which radiation from the source is applied, the optical system concentrating the radiation to at least one depth in the volume and to selected areas of the volume, the at least one depth and the areas defining the three-dimensional treatment portions in the volume within untreated portions of the volume. For both the method and
15 apparatus, the ratio of the treatment portions to the volume may be between 0.1% and 90%, but is preferably between 10% and 50%, and more preferably between 10% and 30%. In each instance, the treatment portions may be cylinders, spheres, ellipsoids, solid rectangles or planes of at least one selected size and thickness. The treatment portions may also be spaced lines of a selected length and thickness. The optical system may either apply
20 radiation to all the treatment portions substantially simultaneously or the optical system may apply radiation to at least selected treatment portions sequentially.

The patient's skin over at least one treatment portion may also be pre-cooled to a selected temperature for a selected duration, the selected temperature and duration for pre-cooling preferably being sufficient to cool the skin to at least a selected temperature below
25 normal body temperature to at least the at least one depth for the treatment portions. For selected embodiments, the skin is cooled to at least the selected temperature to a depth below the at least one depth for the treatment portions so that the at least one treatment portion is substantially surrounded by cooled skin. The cooling may continue during the applying of radiation, and for this embodiment, the duration of the applying of radiation may
30 be greater than the thermal relaxation time of the treatment portions. The wavelength for the

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 6 -

radiation source is preferably selected so as not to be either highly absorbed or scattered in the patient's skin above the volume on which treatment is to be performed. For deeper depth coordinants, the optical system focuses to a selected depth below the at least one depth of the treatment portions in order to achieve concentration at the desired depth coordinant in the patient's skin. A selected condition in the volume on which treatment is being performed and/or the patient's skin above this volume may be detected, the results of the detecting being utilized during the applying of radiation to control the treatment portions to which radiation is concentrated.

The applied radiation preferably has an output wavelength which is at least in part a function of the at least one depth of the treatment portions. More specifically, the wavelength of the applied radiation may be selected as a function of the applied radiation as follows: depth = .05 to .2 mm, wavelength = 400 - 1880 nm & 2050-2350 nm, with 800-1850 nm & 2100-2300 nm preferred; depth = .2 to .3mm, wavelength = 500-1880nm & 2050-2350nm, with 800-1850 nm & 2150-2300 nm preferred; depth = .3 to .5 mm, wavelength = 600-1380 nm & 1520-1850 nm & 2150-2260 nm, with 900-1300 nm & 1550-1820 nm & 2150-2250 nm preferred; depth = .5 to 1.0 mm, wavelength = 600-1370 nm & 1600-1820 nm, with 900-1250 nm & 1650-1750 nm preferred; depth = 1.0 to 2.0 mm, wavelength = 670-1350 nm & 1650-1780 nm, with 900-1230 nm preferred; depth = 2.0 to 5.0 mm, wavelength = 800-1300 nm, with 1050-1220 nm preferred.

The method and apparatus may also be utilized to treat a variety of medical conditions. Where a vascular lesion at a selected depth is being treated, treatment parameters, including the optical system and the wavelength of the applied radiation are selected so that the at least one depth of the treatment portions are at the depth of the vessel being treated. Similarly, where the treatment is skin remodulation by treatment of collagen or hair removal, treatment parameters, including the optical system and the radiation wavelength are selected so that the at least one depth is the depth of interdermal collagen and the depth of at least one of the bulge and matrix of the hair follicle, respectively. The teachings of this invention may also be used to treat acne, to target and destroy pockets of fat, to treat cellulite, for tattoo removal, for treating pigmented lesions, for treating

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 7 -

hypotrophic and other scars and other skin blemishes, and for treating various other conditions in the skin.

The optical system utilized in practicing this invention may include an array of optical elements to at least a plurality of which radiation from the source is simultaneously applied, each of the optical elements concentrating the radiation to a selected portion of the volume. Each of the optical elements may for example focus or concentrate to a line of selected length and thickness, the lines for some of the elements being at a selected angle to the lines of other of the elements. The optical system may alternatively include apparatus for scanning radiation applied to optical concentrating components so as to successively focus radiation to N of the treatment portions at a time, where $N \geq 1$. The optical system may instead include adjustable depth optical focusing components, and a positioning mechanism for such optical focusing components which moves the components to focus at successive treatment portions. The apparatus may also include a mechanism which cools the part of the patient's skin at least over the selected area coordinants to a selected temperature, and controls which selectively operate the cooling mechanism to pre-cool this part of the patient's skin for a selected duration before application of radiation and/or during application of radiation. The cooling mechanism and the controls may pre-cool the skin to a temperature and for a duration sufficient to cool the part of the skin to at least a selected temperature below normal body temperature to the at least one depth of the treatment portions or may cool to a depth below the at least one depth of the treatment portions, the treatment portions in the latter case being substantially surrounded by cooled skin. The apparatus may also include a detector for at least one selected condition in the volume and/or in a part of the patient's skin above the volume and the optical system may operate in response to the detector to control the treatment portion of the volume to which radiation is concentrated.

The invention also includes a method and apparatus for performing a treatment on a volume located at an area and depth coordinant of a patient's skin which includes providing a radiation source and pre-cooling the patient's skin over at least part of the area coordinant of the volume to a selected temperature for a selected duration, the selected temperature and duration being sufficient to cool the skin to a depth below the depth coordinant of the

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 8 -

volume; and applying radiation to an optical system which concentrates the radiation to at least one depth coordinant and to selected areas within the area coordinants to define treatment portions in the volume, the treatment portions being less than the total volume and each treatment portion being within untreated portions and being substantially surrounded
5 by cooled skin. More specifically, a mechanism may be provided which cools the patient's skin over the area coordinant to the selected temperature and controls may be provided for selectively operating the cooling mechanism to pre-cool the skin for a selected duration before application of radiation and/or during application of radiation, the mechanism and controls cooling to a temperature and for a duration sufficient to cool the skin to at least a
10 selected temperature below normal body temperature to at least a depth below the depth coordinant of the volume. The cooling of the patient's skin by the cooling mechanism may continue during the step of applying radiation and the duration of radiation application may be greater than the thermal relaxation time of each treatment portion.

Finally, the invention includes a method and apparatus for performing a therapeutic
15 treatment on a patient's skin by concentrating applied radiation of at least one selected wavelength at a plurality of selected three-dimensionally located treatment portions, which treatment portions are within non-treatment portions.

The foregoing and other objects, features and advantages of the invention will be apparent from the following more particular description of various embodiments of the
20 invention as illustrated in the accompanying drawings, the same or related reference numerals being used for common elements in the various figures.

IN THE DRAWINGS

Figs. 1-1B are top views of three optical systems involving arrays of optical elements suitable for use in delivering radiation in parallel to a plurality of target portions.

25 Figs. 2-3C are side views of various lens arrays suitable for delivering radiation in parallel to a plurality of target portions.

Figs. 4-4C are side views of Fresnel lens arrays suitable for delivering radiation in parallel to a plurality of target portions.

30 Figs. 5-5B are side views of holographic lens arrays suitable for use in delivering radiation in parallel to a plurality of target portions.

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 9 -

Figs. 6-6A are side views of gradient lens arrays suitable for use in delivering radiation in parallel to a plurality of target portions.

Figs. 7-7B are top views of various matrix arrays of cylindrical lenses, some of which are suitable for providing a line focus for a plurality of target portions.

5 Figs. 8-8C are cross-sectional or side views of one layer of a matrix cylindrical lens system suitable for delivering radiation in parallel to a plurality of target portions.

Figs. 9-9B are a perspective view and cross-sectional side views, respectively, of a two layer cylindrical lens array suitable for delivering radiation in parallel to a plurality of target portions.

10 Figs. 10-13 are side views of various optical objective arrays suitable for use in concentrating radiation to one or more target portions.

Figs. 14-19 are side views of various deflector systems suitable for use with the arrays of Figs. 10-13 to move to successive target portions.

15 Figs. 20 and 21 are side views of two different variable focus optical system suitable for use in practicing the teachings of this invention.

Figs. 22A and 22B are semi-schematic perspective and side views respectively of a section of a patient's skin and of equipment positioned thereon for practicing the teachings of this invention.

DETAILED DESCRIPTION

20 Referring first to Figs. 22A and 22B, a portion of a patient's skin 200 is shown, which portion includes an epidermis 202 overlying a dermis 204, the junction of the epidermis and dermis being referred to as the dermis-epidermis (DE) junction 206. Also shown is a treatment volume V located at a depth d in the patient's skin and having an area A. Treatment volume V may contain one or more vascular lesions which are to be destroyed
25 or removed, may contain a plurality of hair follicles which are to be either permanently destroyed, or at least be damaged so as to result in temporary hair loss, or which are to be stimulated to cause hair growth, may contain in the area below the DE junction collagen which is to be restructured by various means, for example by being temporarily destroyed to stimulate regrowth, particularly for skin rejuvenation and wrinkle removal, may contain a
30 melanoma to be removed, a vascular lesion, pigmented lesion, port wine stain, psoriasis,

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 10 -

scar, or other skin blemish or a tattoo to be removed, or some other bodily component on which optical dermatology procedures are performed.

Also shown is a system 208 for delivering optical radiation to volume V. System 208 includes an EMR source 210, which source may be a coherent light source, such as a solid-state laser, dye laser, diode laser, fiber laser or other coherent light source, or may be an incoherent light source, for example a flash lamp, halogen lamp, light bulb or other incoherent light source used to deliver optical radiation in dermatology procedures. Acoustic, RF or other EMF sources may also be employed in suitable applications. The output from source 210 is applied to an optical system 212, which is preferably in the form of a deliver head in contact with the surface of the patient's skin as shown in Fig. 22B. Where an acoustic, RF or other non-optical EMR source is used as source 210, system 212 would be a suitable system for concentrating or focusing such EMR, for example a phased array, and the term "optical system" should be interpreted, where appropriate, to include such system.

Various embodiments of an optical system 212 are discussed hereinafter and shown in the various figures. Generally, system 212 functions to receive radiation from source 210 and to focus/concentrate such radiation to a focused one or more beams 222 directed to a selected one or more treatment or target portions 214 of volume V, the focus being both to the depth d and spatially in the area A. The energy of the applied EMR is thus concentrated to deliver more energy to target portions 214. Depending on system parameters, portions 214 may be cylinders of selected diameter and thickness, spheres or ellipsoids, and for one embodiment may have a square or rectangular cross-section. The portions of each shape may extend through volume V or may be formed in a single layer or staggered layers thereof. Target portions 214 may also be (a) relatively narrow strips which may either extend through volume V, be formed in a single thin layer in volume V or be in staggered layers of the volume; or (b) may be one or more thin layers formed in volume V. As will be discussed in greater detail hereinafter, optical system 212 may focus to all or a selected subset of portions 214 simultaneously, may contain some type of optical or mechanical-optical scanner for moving radiation focused to depth d to successive portions 214, or may generate an output focused to depth d and be physically moved on the skin surface over

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 11 -

volume V, either manually or by a suitable two-dimensional or three-dimensional (including depth) positioning mechanism, to direct radiation to desired successive portions 214. For the two later embodiments, the movement may be directly from portion to portion to be focused on or the movement may be in a standard pattern, for example a grid pattern, with the EMR source being fired only when over a desired portion 214.

5 A cooling element 215 is also included to cool the surface of skin 200 over treatment volume V. As shown in Fig. 22A and 22B, cooling element 215 acts on optical system 212 to cool the portion of this system in contact with the patient's skin, and thus the portion of the patient's skin in contact with such element. Cooling element 215 may for example be a thermoelectric element, or may be a system for passing water, preferably chilled water, a 10 gas, preferably a chilled gas, and possibly even a cryogenic gas, over such portion of the optical system. Other techniques for cooling the surface of the patient's skin known in the art could also be used. Further, where optical system 212 is not in contact with the patient's skin, cryogenic spray cooling, gas flow or other non-contact cooling techniques may be 15 utilized. A cooling gel on the skin surface might also be utilized, either in addition to or instead of, one of the cooling techniques indicated above.

System 208 also includes an optional detector 216, which may for example be a CCD camera or other suitable detector for a selected characteristic of the patient's skin. The output from detector 216 is applied to a control 218, which is typically a suitably 20 programmed microprocessor, but may be special purpose hardware or a hybrid of hardware and software. Control 218 controls both the turning on and turning off of source 210 and may also control the power profile of the radiation. Control 218 is also applied to optical system 212 to for example control focus depth for the optical system and to control the portion or portions 214 to which radiation is being focused/concentrated at any given time, 25 for example by controlling scanning by the optical system and/or the beam radiating therefrom. Finally, controls 218 are applied to cooling element 215 to control both the skin temperature above the volume V and the cooling duration, both for precooling and during an irradiation.

In accordance with the teachings of this invention, system 208 controls a variety of 30 parameters of the applied radiation. Data in Tables 1-3 were found based on Monte-Carlo

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 12 -

modeling of photon propagation in the skin using standard parameters of skin scattering and absorption for different wavelength. These parameters include, but are by no means limited to:

1. The shape of treatment portions 214. Each of these portions may be a thin disk as shown, may be an elongated cylinder which may for example extend from a first depth closer to DE junction 206 to a second deeper depth or, as will be discussed later in conjunction with various optical systems to be described, may be a line focus, each of the lines having a selected length, width and orientation and adjacent lines being spaced by a selected amount. The orientation of the lines for the portions 214 in a given application need not all be the same, and some of the lines may, for example, be at right angles to other lines (see for example Figs. 7A and 7B). Lines can be oriented around a treatment target for greater efficacy. For example the lines can be perpendicular to a vessel or parallel to a wrinkle. Portions 214 may also be spherical, ellipsoidal and at least for one embodiment, may be a solid square or rectangle of selected thickness. The shape of portion 214 is dictated by the combined parameters of the focused optical signal applied thereto, with the duration of application and to a lesser extent the wavelength of the signal being significant factors in determining the shape of the targeted portions. For example, it has been found that with a 1720 nm laser operating at roughly 0.5 J to 2 J and having a pulse duration of 0.5 to 2 ms, a generally cylindrically shaped portion 214 is obtained. Conversely, with a 1250 nm laser operating in the same energy range and having a pulse duration of .5 to 3 seconds, with an average of 1 second, generally spherically-shaped target portions are obtained. The parameters for obtaining a particular portion shape may be determined in a variety of ways, including empirically. By suitable control of wavelength, focusing, spot size at the surface and other parameters, the portions 214, regardless of shape, may extend through volume V, may be formed in a single thin layer of volume V or may be staggered so that, for example, adjacent portions 214 are in different thin layers of volume V. The pattern of the target portions in volume V may also vary with application. Further, target portions 214 may also be (a) relatively narrow stripes which may either extend through volume V, be formed in a single thin layer or be staggered in different thin layers, with for example adjacent stripes being in different layers; or (b) may be one or more thin layers formed in volume V. While

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 13 -

all of the prior configurations for target portion 214 could be formed either serially or in parallel, the last configuration with multiple thin layers in the volume V would probably need to be formed serially. The geometry of portions 214 controls the thermal damage in the treatment portion. Since a sphere provides the greatest gradient, and is thus the most spatially confined, it provides the most localized biological damage, and may therefore be the preferred target shape for applications where this is desirable.

2. The size of the treatment portions 214. For a depth of approximately 1 mm into the patient's skin, the minimum diameter of a portion 214, or the minimum width of a line 214, is estimated to be approximately 100 microns; however, much larger portions, several mm's or more, are possible. For greater depths, the minimum sizes will be greater.

3. Center to center spacing between portions 214. The center to center spacing is determined by a number of factors, including the size of portions 214 and the treatment being performed. Generally, it is desired that the spacing between adjacent portions 214 be sufficient to protect the patient's skin and facilitate healing of damage thereto, while still permitting the desired therapeutic effect to be achieved. In one application, as little as 4% of the volume V was damaged (i.e. a 4% fill factor); however, the damaged portions 214 would typically cover substantially more of treatment volume V. While theoretically, the ratio of the combined volume of treatment portions 214 to the volume V (also sometimes referred to as the fill factor) could be 0.1% to 90%, a preferred range for fill factor is 10% to 50% for some applications and 10% to 30% for most applications. It is important that there be at least some area of sparing around each of the islands or areas of treatment/damage 214 and that this area of sparing be sufficient to permit the skin to recover, such recovery being facilitated by melanosome migration.

4. The depth d for the volume V. While it may be difficult to achieve a small focal spot 214 at a depth much below 1 mm in a scattering medium such as skin, focussing at depths of up to 4 mm, and perhaps even more, may be possible so long as a tight focus is not required and a larger portion size 214, perhaps several millimeters, is acceptable.

5. Focus Depth. While as may be seen from Table 1, depth d for volume V and the focal depth of optical system 212 are substantially the same when focussing to shallow depths, it is generally necessary in a scattering medium such as skin to focus to a greater

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 14 -

depth, sometimes a substantially greater depth, in order to achieve a focus at a deeper depth d. The reason for this is that scattering prevents a tight focus from being achieved and results in the minimum spot size, and thus maximum energy concentration, for the focused beam being at a depth substantially above that at which the beam is focussed. The focus
5 depth can be selected to achieve a minimum spot size at the desired depth d based on the known characteristics of the skin.

6. Wavelength. Both scattering and absorption are wavelength dependent. Therefore, while for shallow depths a fairly wide band of wavelengths can be utilized while still achieving a focused beam, the deeper the focus depth, the more scattering and
10 absorption become factors, and the narrower the band of wavelengths available at which a reasonable focus can be achieved. Table 1 indicates preferred wavelength bands for various depths, although acceptable, but less than optimal, results may be possible outside these bands.

7. Pulse Width. Normally the pulse width of the applied radiation should be
15 less than the thermal relaxation time (TRT) of each of the targeted portions 214, since a longer duration will result in heat migrating beyond the boundaries of these portions. Since the portions 214 will generally be relatively small, pulse durations will also be relatively short as indicated in Table 1. However, as depth increases, and the spot sizes thus also increase, maximum pulse width or duration also increase. Again, the values given in Table
20 1 are maximum values for a given spot size and shorter pulses may be used. Generally, thermal diffusion theory indicates that pulse width τ for a spherical island should be $\tau < 500 D^2/24$ and the pulse width for a cylindrical island with a diameter D is $\tau < 50 D^2/16$. Further, the pulsewidths can sometimes be longer than the thermal relaxation time of the target portion 214 if density of the targets is not too high, so that the combined heat from the
25 target areas at any point outside these area is well below the damage threshold for tissue at such point. Also, as will be discussed later, with a suitable cooling regimen, the above limitation may not apply, and pulse durations in excess of the thermal relaxation time for a damage portion 214, sometimes substantially in excess of TRT, may be utilized.

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 15 -

8. Power. The required power from the radiation source depends on the desired therapeutic effect, increasing with increasing depth and cooling and with decreasing absorption due to wavelength. The power also decreases with increasing pulse width.

9. Cooling. Typically cooler 215 is activated before source 210 to precool the patient's skin to a selected temperature below normal skin temperature, for example 0 to 10°C, to a depth of at least DE junction 206, and preferably to depth d to protect the entire skin region 220 above volume V. However, in accordance with the teachings of this invention, if precooling extends for a period sufficient for the patient's skin to be cooled to a depth below the volume V, and in particular if cooling continues after the application of radiation begins, then heating will occur only in the radiated portions 214, each of which portions will be surrounded by cooled skin. Therefore, even if the duration of the applied radiation exceeds TRT for portions 214, heat from these portions will be contained and thermal damage will not occur beyond these portions. Further, while nerves may be stimulated in portions 214, the cooling of these nerves outside of portions 214 will, in addition to permitting tight control of damage volume, also block pain signals from being transmitted to the brain, thus permitting treatments to be effected with greater patient comfort, and in particular permitting radiation doses to be applied to effect a desired treatment which might not otherwise be possible because of the resulting pain experienced by the patient. This cooling regimen is an important feature of the applicant's invention.

10. Numerical Aperture. Numerical aperture is a function of the angle θ for the focused radiation beam 222 from optical device 212. It is preferable that this number, and thus the angle θ , be as large as possible so that the energy at portions 214 in volume V where radiation is concentrated is substantially greater than that at other points in volume V (and in region 220), thereby minimizing damage to tissue in region 220, and in portions of volume V other than portions 214, while still achieving the desired therapeutic effect in the portions 214 of volume V. Higher numerical aperture of the beam increases safety of epidermis, but it is limited by scattering and absorption of higher angle optical rays. As can be seen from Table 1, the possible numerical aperture decreases as the focus depth increases.

Thus, by judicious selection of the various parameters indicated above and others, one or more focused radiation beams 222 may be achieved to create islands of

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 16 -

treatment/damage 214 in a treatment volume V at a selected depth d in the patient's skin. Preferred ranges of parameters for achieving these objectives at various depths are provided in Table 1. Table 2 and Table 3 illustrate ranges of parameters at various depths for short pulses (i.e., pulses of less than 10 ms for superficial small targets and less than 100 ms for deeper depths) and for long pulses respectively. The values in Table 2 assume that deep cooling through volume V as described above is not being provided so that the pulse duration is limited by the thermal relaxation time of damage portions 214. Thus, at shorter depths, where smaller spot or focus areas can be achieved, for example a spot having a diameter of 50 μm , as assumed in Table 2, pulse widths of less than 10 ms are required and other parameters are selected accordingly. Conversely, for deeper depths, tight focus cannot be achieved because of scattering, resulting in a significantly larger diameter for damage portions 214, and thus a larger thermal relaxation time for these portions. Therefore, substantially longer pulse widths can be provided, permitting required energy to achieve the therapeutic effect to be provided over a longer time interval. This facilitates removal of heat from region 220, and in particular from the epidermal portion 202 thereof and from DE junction 206. It also permits a lower peak power source 210 to be utilized. From Table 2, 3 it is also noted that the focus depth is indicated as greater than the depth d of the damage portions 214. The reasons for this have been discussed above.

While controls 218 can be preprogrammed to focus on selected portions 214 in target volume V, another option is to use feedback, either mechanically obtained by use of detector 216, or obtained by an operator, generally optically, but possibly using other of the operator senses such as touch or hearing, to control the portions 214 in volume V which are focused on. Assuming, for example, that detector 216 is a CCD imaging device, the location of hair follicles, vascular lesions, or other targeted components in volume V can be located and focused beams 222 specifically directed to the locations of such components. Thus, assuming a hair removal treatment, detector 216 could locate each hair follicle at the surface above volume V, and then focus a beam 222 to each such follicle at a selected depth, for example, a depth of 1 mm where stem cells are located. The beam could also be focused to an extended depth along the follicle, for example, 0.7-3 mm to assure destruction of all elements within the follicle required for permanent or substantially permanent hair removal,

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 17 -

for example, destruction of follicle stem cells, without substantially damaging dermal tissue surrounding the follicle or damage to the follicle matrix. This result is most easily achieved if the cooling technique discussed above is utilized, with cooling extending below the treatment volume V so that each follicle being treated is surrounded by cooled dermal tissue.

5 Feedback could also be used to track a blood vessel or other vascular structure being treated or to track a wrinkle or wrinkles to be treated by collagen restructuring. Further, while focused beams 222 can be automatically positioned in response to outputs from detector 216 by control 218, such feedback can also be achieved by the operator manually adjusting the position of optical system 212 to track and treat hair follicles, vascular
10 structures, wrinkles or the like.

More specifically, the scanner used could include three low power laser diodes, preferably of different colors, used for detection and one high power laser diode used for treatment. The scanner can, for example, be utilized both to detect the location of the blood vessel and the depth of the blood vessel. One of the three diodes used for detection may be
15 a high power diode which can be operated in either a detection or treatment mode and detection, in some instances, may be performed by only one or two diodes, which diode or diodes may be also used for treatment in some cases. A suitable scanner can be used to move the detectors and/or treatment diode over a selected pattern. However, while galvanic scanners have been used in the past, a contact scanner is required for this application, since
20 the desired focusing of the beam requires contact, something which is not possible with a galvanic scanner. Again, the scanner can be programmed to trace a particular pattern to locate targets, and may be programmed to follow a target once located, for example a vein, or the scan may be manually controlled. Where the scan is following a selected target, for example a blood vessel, irradiation may occur at selected points along the blood vessel. It is
25 generally necessary to coagulate a blood vessel at a selected one or more points along the vessel in order to stop blood flow therein and kill the vessel. It should not be necessary to irradiate the entire vessel in order to effect destruction thereof.

Where a scanner is being used, the area scanned can be projected on a screen, providing effective magnification, which facilitates either the selection of desired target
30 points in a programmed scan or the performance of a scan along a desired target such as a

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 18 -

blood vessel. Multiple detectors, which may be filtered to provide different colors, can be utilized for detecting the depth of a target, for example the blood vessel, so that light can be focused to the appropriate depth for treatment. Thus, scanning can be in three dimensions. Since depth is to some extent controlled by wavelength, a fiber laser, the output wavelength
5 of which is programmable over a limited range, may be utilized to control skin depth both for detection and treatment. In each instance, the treatment may be effected solely by focusing radiation to a selected point, water at the point normally being what is heated, or by the effect of such focusing coupled with selective absorption by the desired target at the wavelength utilized. The chromophor, while typically water, could also be blood or
10 melanin. Further, when treating blood vessels, since there is no need for hemoglobin as a chromophore, the vessel can be compressed during treatment, for example by applying pressure to the vessel. This can permit denaturation and shrinkage of the vessel wall, which can result in a more permanent closure of the vessel and in the potential to permanently close larger vessels. The location and size of the islands of treatment/damage can be
15 adjusted for different size, type and location of vessel. Similarly, for hair removal, since melanin need not be targeted, there is no requirement for high melanin content in the hair shaft or follicle, facilitating the easier treatment of gray and blond hair.

For port wine stains, wavelength can be in a range of 0.9 to 1.85 μm for water absorption or 0.38 to 1.1 μm for hemoglobin absorption with a fill factor of 10% to 80%, and
20 preferably, 30% to 50%. The light source can be an arc lamp with filtering and masking.

The teachings of this invention are also particularly adapted for skin rejuvenation treatments by collagen regeneration. In such treatments, since collagen is not itself a chromophor, a chromophor such as water in the tissues or blood in the papillary dermis or
25 below typically absorbs radiation and is heated to heat the adjacent collagen, causing selective damage or destruction thereof which results in collagen regeneration. Perturbing blood vessels in the region can also result in the release of fibroblasts which trigger the generation of new collagen. While such treatments may be made only along the line of a wrinkle or other blemish to be treated, such treatment is typically performed over a relatively large area undergoing treatment. In accordance with the teachings of this
30 invention, such treatments can be more effectively performed by heating selective portions

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 19 -

214, with perhaps a 30% to 50% fill factor, resulting in significant collagen regeneration with less trauma and pain to the patient. Such procedure may be performed over a relatively large area A or, utilizing techniques similar to those discussed above for blood vessels, may be performed by periodically firing a beam when over a wrinkle, the beam being traced in a predetermined pattern and fired only when over selected points on the wrinkle, or being moved to track a wrinkle and periodically fired while thereover. Also, as for other treatments where the teachings of this invention are employed, healing occurs relatively quickly so that a subsequent treatment, to the extent required, might generally be performed within a few weeks of an initial treatment, and certainly in less than a month.

Typically, a bump in the skin occurs when collagen is heated, the bump resulting from contraction of the collagen. Thus, this technique can be used not only to remove wrinkles but also to remove other skin blemishes such as acne or chicken pox scars or other scars in the skin and may also be utilized for treating cellulite. While the bump may recede after approximately a month, the heating also increases the thickness-to-length ratio of the collagen in the area, thus increasing the collagen thickness, resulting in much of the improvement from skin rejuvenation/blemish removal being reasonably permanent.

Other skin blemishes treatable by the teachings of this invention include stretch marks, which differ from wrinkles in that these marks are substantially flush with the surface, the collagen shrinkage and regeneration as a result of heating reducing these marks. Hypotrophic scarring, the raised scars which occur after surgery or certain wounds, can also be treated by reducing blood flow to the vessels of the scar in much the same way that port wine stains are treated above.

In addition to hair removal, treatment of vascular lesions, and skin resurfacing, the teachings of this invention can also be used to target and destroy a sebaceous gland or glands, for example to treat acne, to target and destroy pockets of subcutaneous fat, to treat cellulite and to do skin resurfacing on areas where such treatments cannot currently be performed, for example neck and hands, where the damage caused using standard skin resurfacing techniques does not normally heal. The treating of only small islands in such areas should leave sufficient undamaged skin structure for healing to occur. The teachings of this invention may, as indicated above, also be utilized for tattoo removal, for treating

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 20 -

pigmented lesions, for treating hypotrophic and other scars, stretch marks, acne and chicken pox scars and other skin blemishes and for treating various other conditions which may exist in the patient's body at depths of less than approximate 4 mm, for example, various skin cancers and possibly PFB. For skin tumors, a combination may be used of a feedback
5 system that localizes the position of the tumor and a robotic system that insures complete thermal destruction of the tumor. Psoriasis may be treated in substantially the same way with substantially the same parameters as for port wine stain. The teachings may also be used to treat intradermal parasites such as larva migrans, which can be detected and selectively killed using the teachings of the invention.

10 There are three general ways in which the invention may be utilized for tattoo removal. The first is by using a wavelength or wavelengths absorbed by the tattoo ink, preferably with short, high fluence pulses, to break up or destroy the ink in and between cells. The second technique involves destroying the cells containing the ink, targeting either the ink or water in the cells, causing the ink to be released and removed by the body's
15 lymphatic system. Here long pulses in the millisecond to second range, having low power and high energy, would typically be utilized. In a third technique, an ablation laser would be used to drill 1 to 2 mm spots into the tattoo, ablating or vaporizing both cells and tattoo ink in these areas. With a small fill factor, in for example the 10% to 80% range, and preferable the 10% to 30% range, such small damage spots heal well, permitting the tattoo to be
20 progressively lightened and ultimately removed for each of the three treatments. A randomized pattern on each treatment is also preferable to interference of the removal pattern.

A particular problem for which the teachings of this invention are particularly adapted is the treating of birthmarks or other pigmented lesions in the epidermis. Such
25 lesions are generally difficult to treat without blistering using conventional treatment. By using islands of damage with a fill factor of 1% to 50%, and preferably 10% to 30%, and with a spot size of 100 microns to ½ mm, it is possible to treat such lesions without scarring. Since the treatment in this case is so close to the surface, focusing is not necessary. A similar treatment, with similar fill factor could be used for treating port wine stains or
30 tattoos, but in either of these cases, focusing would be required since the treatment is at a

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 21 -

greater depth. In all cases, a first treatment might result in only the lightening of the treated area. Once the treated portion has healed, which generally would occur in a few weeks to a month with an islands of damage treatment, one or more additional treatments can be performed to further lighten the treated area until the lesion, port wine stain, tattoo or the like is removed. In each instance, dead cells resulting from the treatment containing melanocytes, ink or the like, would be removed by the body, normally passing through the lymphatic system.

Thus, a technique has been provided (a) which permits various therapeutic treatments on a patient's body at depths up to approximately 4 mm, (b) which permits only islands of damage in three dimensions to occur, thereby facilitating healing (by permitting continued blood flow and cell proliferation between skin layers and islands of damage 214) and reducing patient discomfort, (c) which permits targeting of specific components for treatment without damage to surrounding parts of the patient's body, thereby more efficiently using the applied radiation while also reducing peripheral damage to the patient's body as the result of such treatment (d) which permits treatment of all skin types using substantially the same parameters for a given treatment, thereby simplifying treatment set-up and treatment safety, and (e) which permits the wavelength utilized for treatment to be optimally selected for the depth of treatment, rather than being restricted to a wavelength optimally absorbed by a targeted chromophore. In fact, while the wavelengths selected for the teachings of this invention normally have significant water absorption, one of the criteria in selecting wavelengths is that they are not, particularly for deeper depths, highly absorbed, even by water, so that the radiation can reach desired depths without losing substantial energy/photons to absorption. The concentration of photons/energy at target portions 214 increases energy at these portions more than enough to compensate for reduced absorption at the wavelength utilized. This invention thus provides an entirely new and novel technique for performing such treatments.

Figs. 1-21 illustrates various optical components suitable for use in optical system 212. In these figures Figs. 1-9B illustrate various systems for delivering radiation in parallel to a plurality of target portions 214. The arrays of these figures are typically fixed focus arrays for a particular depth d. This depth may be changed either by using a different array

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 22 -

having a different focus depth, by selectively changing the position of the array relative to the surface of the patient's skin or to target volume V or by controlling the wavelength(s) of the radiation. Figs. 10-13 show various optical objective arrays which may be used in conjunction with the scanning or deflector systems of Figs. 14-19 to move to successive one or more focused portions 214 within target volume V. Finally, Figs. 20 and 21 show two different variable focus optical systems which may, for example, be moved mechanically or manually over the patient's skin to illuminate successive portions 214 thereon.

Referring to these figures in greater detail, Figs. 1, 1A and 1B show a focusing element 1 on a substrate 3, the focusing element having a border which is in a hexagonal pattern (Fig. 1), a square pattern (Fig. 1A), and a circular or elliptical pattern (Fig. 1B). Standard optical materials can be used for these elements. While the hexagonal and square patterns of Fig. 1 and Fig. 1A can completely fill the working area of the focusing element plate 4, this is not true for the element pattern of Fig. 1B. Radiation from source 210 would typically be applied simultaneously to all of the focusing elements 1; however, the radiation could also be applied sequentially to these elements by use of a suitable scanning mechanism, or could be scanned in one direction, illuminating/irradiating for example four of the elements at a time.

Figs. 2 and 2A are cross-sectional views of a microlens system fused in a refracting material 8, for example, porous glass. The refractive index for the material of lenses 5 must be greater than the refractive index of refracting material 8. In Fig. 2, beam 11 initially passes through planar surface 10 of refracting material 8 and is then refracted both by primary surface 6 and by secondary surface 7 of each microlens 5, resulting in the beam being focused to a focal point 12. The process is reversed in Fig. 2A, but the result is the same.

In Figs. 2B and 2C, the incident beam 11 is refracted by a primary lens surface 6 formed of the refracting material 8. Surfaces 6 and 7 for the various arrays can be either spherical or aspherical.

In Figs. 3 and 3A, the lens pieces 15 are mounted to a substrate and are in an immersion material 16. The refraction index of lens pieces 15 are greater than the refraction index of immersion material 16. Immersion material 16 can be in a gas (air), liquid (water,

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 23 -

cryogen spray) or a suitable solid Gas and liquid can be used for cooling of the skin. The immersion material is generally at the primary and secondary plane surfaces, 13 and 14, respectively. In Fig. 3A, the primary surface 6 and secondary surface 7 of each lens piece 15 allows higher quality focusing to be achieved. For Figs. 3B and 3C, the lens pieces 15 are fixed on a surface of a refracting material 8, the embodiment of Fig. 3C providing a deeper focus than that of Fig. 3B, or that of any of other arrays shown in Figs. 3A-3C for a given lens 15. The lens arrays shown in Figs. 3A-3C are a preferred lens arrays for practicing the teachings of this invention.

Figs. 4-4C show Fresnel lens surfaces 17 and 18 formed on a refracting material 8. Changing the profile of Fresnel lens surface 17 and 18, the relationship between the radius of center 17 and ring 18 of the Fresnel surface, makes it possible to achieve a desired quality of focusing. The arrays of Figs. 4B and 4C permit a higher quality focusing to be achieved and are other preferred arrays. Surfaces 17 and 18 can be either spherical or aspherical.

In Figs. 5 and 5A, the focusing of an incident beam 11 is achieved by forming a holographic lens 19 (i.e., a photographic hologram) on a surface of refracting material 8. Holographic lenses 19 may be formed on either of the surfaces of refracting material 8 as shown in Figs. 5 and 5A or on both surfaces. Fig. 5B shows that the holographic material 20 substituted for the refracting material 8 of Figs. 5 and 5A. The holographic lens is formed in the volume of material 20.

In Figs. 6 and 6A, the focusing elements are formed by gradient lenses 22 having primary plane surfaces 23 and secondary plane surfaces 24. As shown in Fig. 6A, such gradient lenses may be sandwiched between a pair of refracting material plates 8 which provide support, protection and possibly cooling for the lenses.

Figs. 7, 7A and 7B illustrate various matrix arrays of cylindrical lenses 25. The relation of the lengths 26 and diameters 27 of the cylindrical lenses 25 can vary as shown in the figures. The cylindrical lens 25 of Figs. 7A and 7B provide a line focus rather than a spot or circle focus as for the arrays previously shown.

Figs. 8-8C are cross-sectional views of one layer of a matrix cylindrical lens system. The incident beam 11 is refracted by cylindrical lenses 25 (Figs. 8 and 8A) or half cylinder lenses 29 (Figs. 8B and 8C) and focus to a line focus 28. In Figs. 8B and 8C, the cylindrical

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 24 -

lenses 29 are in the immersion material 16. Primary working optical surface 30 and secondary optical working surface 31, which may be spherical or aspherical, allowing high quality focusing to be achieved. As shown in Figs. 7-8C the line focuses for adjacent lenses may be oriented in different directions, the orientations being at right angles to each other for certain of the lenses in these figures.

5 In Figs. 9, 9A and 9B, a matrix of focal spots is achieved by passing incident beam 11 through two layers of cylindrical lenses 32 and 35. Figs. 9A and 9B are cross-sections looking in two orthogonal directions at the array shown in Fig. 9. By changing the focal distance of primary layer lens 32, having a surface 33, and secondary lens 35, having a surface 36, it is possible to achieve a rectangular focal spot of a desired size. Primary layer lens 32 and secondary layer lens 35 are mounted in immersion material 16. Lenses 32 and 35 may be standard optical fibers or may be replaced by cylindrical lenses which may be spherical or aspherical. Surfaces 34 and 37 can be of optical quality to minimize edge losses.

15 Fig. 10 shows a one lens objective 43 with a beam splitter 38. The beam 11 incident on angle beam splitter 38 divides and then passes through the refracting surfaces 41 and 42 of lens 43 to focus at central point 39 and off-center point 40. Surfaces 41 and 42 can be spherical and/or aspherical. Plate 54 having optical planar surfaces 53 and 55 permits a fixed distance to be achieved between optical surface 55 and focusing points 39, 40. Angle beam splitter 38 can act as an optical grating that can split beam 11 into several beams and provide several focuses.

In Fig. 11, a two lens 43,46 objective provides higher quality focusing and numerical aperture as a result of optimal positioning of optical surfaces 41, 42 and 44. All of these surfaces can be spherical or aspherical. Optical surface 45 of lens 46 can be planar to increase numerical aperture and can be in contact with plate 54. Plate 54 can also be a cooling element as previously discussed.

25 Fig. 12 differs from the previous figures in providing a three lens objective, lenses 43, 46 and 49. Fig. 13 shows a four lens objective system, the optical surfaces 50 and 51 of lens 52 allowing an increased radius of treatment area (i.e., the distance between points 39 and 40).

30

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 25 -

Figs. 14, 14A and 14B illustrate three optical systems which may be utilized as scanning front ends to the various objectives shown in Figs. 10-13. In these figures, the collimated initial beam 11 impinges on a scanning mirror 62 and is reflected by this mirror to surface 41 of the first lens 43 of the objective optics. Scanning mirror 62 is designed to move optical axis 63 over an angle f . Rotational displacement of a normal 64 of mirror 62 by an angle f causes the angle of beam 11 to be varied by an angle $2f$. The optical position of scanning mirror 62 is in the entrance pupil of the focusing objective. To better correlate between the diameter of scanning mirror 62 and the radius of the working surface (i.e., the distance between points 39 and 40) and to increase the focusing quality, a lens 58 may be inserted before scanning mirror 62 as shown in Fig. 14A. Optical surfaces 56 and 57 of lens 58 can be spherical or aspherical. For additional aberration control, a lens 61 may be inserted between lens 58 and mirror 62, the lens 61 having optical surfaces 59 and 60.

Figs. 15, 15A and 15B are similar to Figs. 14, 14A and 14B except that the light source is a point source or optical fiber 65 rather than collimated beam 11. Beam 66 from point source 65, for example the end of a fiber, is incident on scanning mirror 62 (Fig. 15) or on surface 57 of lens 58 (Figs. 15A, 15B).

Figs. 16 and 16A show a two mirror scanning system. In the simpler case shown in Fig. 16, scanning mirror 67 rotates over an angle f_2 and scanning mirror 62 rotates over an angle f_1 . Beam 63 is initially incident on mirror 67 and is reflected by mirror 67 to mirror 62, from which it is reflected to surface 41 of optical lens 43. In Fig. 16A, to increase the numerical aperture of the focusing beam, increase work area on the skin and decrease aberration between scanning mirrors 62 and 67, an objective lens 106 is inserted between the mirrors. While a simple one lens objective 106 is shown in this figure, more complex objectives may be employed. Objective lens 106 refracts the beam from the center of scanning mirror 67 to the center of scanning mirror 62.

In Fig. 17, scanning is performed by scanning lens 70 which is movable in direction s . When scanning lens 70 is moved to an off center position 73, optical surface 68 refracts a ray of light along optical axis 71 to direction 72.

In Fig. 18, scanning is performed by rotating lens 76 to, for example, position 77. Surface 74 is planar and surface 75 is selected so that it does not influence the direction of

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 26 -

refracted optical axis 72. In Fig. 19, scanning is performed by the moving of point source or optical fiber 65 in direction s.

Figs. 20 and 21 show zoom lens objectives to move the island of damage to different depths. In Fig. 20, a first component is made up of a single lens 81 movable along the
5 optical axis relative to a second component which is unmovable and consists of two lenses 84 and 87. Lens 84 is used to increase numerical aperture. To increase numerical aperture, range of back-focal distance and decrease focal spot size, optical surfaces 79, 80, 82, 83 and 85 can be aspherical. The relative position of the first and second components determines the depth of focal spot 12.

10 Fig. 21 shows zoom lens objectives with spherical optical surfaces. The first component is made up of a single lens 90 movable with respect to the second component along the optical axis. The second component, which is unmovable, consists of five lenses 93, 96, 99, 102, and 105. The radius of curvature of surfaces 88 and 89 are selected so as to compensate for aberrations of the unmovable second component. Again, the depth of focus
15 may be controlled by controlling the distance between the first and second components. Either of the lens systems shown in Figs. 20 and 21 may be mounted so as to be movable either manually or under control of control 218 to selectively focus on desired portions 214 of target volume V or to non-selectively focus on portions of the target volume.

20 While the invention has been shown and described above with reference to a number of embodiments, and variations on these embodiments have been discussed, these embodiments are being presented primarily for purposes of illustration and the foregoing and other changes in form and detail may be made in these embodiments by one skilled in the art without departing from the spirit and scope of the invention which is defined only by the appended claims.

25 What is claimed is:

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 27 -

CLAIMS

1. A method for performing a treatment on a volume located at area and depth coordinates of a patient's skin including:
providing a radiation source; and
5 applying radiation from said source to an optical system which concentrates said radiation to at least one depth within said depth coordinate and to selected areas within said area coordinates of said volume, said at least one depth and said selected areas defining three dimensional treatment portions in said volume within untreated portions of said volume.
- 10 2. A method as claimed in claim 1 wherein the ratio of said treatment portions to said volume is between 0.1% and 90%.
 3. A method as claimed in claim 2 wherein said ratio is 10% to 50%.
 4. A method as claimed in claim 2 wherein said ratio is 10% to 30%.
 5. A method as claimed in claim 1 wherein said treatment portions are one of
15 cylinders, spheres, ellipsoids, solid rectangles or planes of at least one selected size and thickness.
 6. A method as claimed in claim 1 wherein said treatment portions are spaced lines of a selected length and thickness.
 7. A method as claimed in claim 1 wherein said optical system applies said
20 radiation to all said treatment portions substantially simultaneously.
 8. A method as claimed in claim 1 wherein said optical system applies said radiation to at least selected said treatment portions sequentially.
 9. A method as claimed in claim 1 including precooling the patient's skin over at least one treatment portion to a selected temperature for a selected duration.

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 28 -

10. A method as claimed in claim 9 wherein said selected temperature and duration for said precooling step are sufficient to cool said skin to at least a selected temperature below normal body temperature to at least said at least one depth.
11. A method as claimed in claim 10 wherein said skin is cooled to at least said
5 selected temperature to a depth below said at least one depth, whereby said at least one treatment portion is substantially surrounded by cooled skin.
12. A method as claimed in claim 11 including continuing to cool the patient's skin during said applying step.
13. A method as claimed in claim 11 wherein the duration of said applying step
10 is greater than the thermal relaxation time of treatment portions.
14. A method as claimed in claim 1 wherein wavelength for said radiation source is selected so as not to be either highly absorbed or scattered in the patient's skin above said volume.
15. A method as claimed in claim 1 wherein, for deeper depth coordinates, said
15 optical system focuses to a selected depth below said at least one depth in order to achieve concentration at said depth coordinate in the patient's skin.
16. A method as claimed in claim 1 including detecting selected conditions in at least one of said volume and the patient's skin above said volume, and utilizing results of said detecting during said applying step to control the treatment portions to which said
20 radiation is concentrated.
17. A method for performing a treatment on a volume located at area and depth coordinates of a patient's skin including:
providing a radiation source;
precooling the patient's skin over at least part of said area coordinate to a
25 selected temperature for a selected duration, said selected temperature and duration being

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 29 -

sufficient to cool said skin to a depth below said depth coordinate to a temperature below normal body temperature; and

applying said radiation to an optical system which concentrates said radiation to at least one depth coordinate and to selected areas within said area coordinates to define treatment portions in said volume, said treatment portions being less than said volume, each said treatment portion being within untreated portions and being substantially surrounded by cooled skin.

18. A method as claimed in claim 17 including continuing to cool the patient's skin during said applying step.

19. A method as claimed in claim 17 wherein the duration of said applying step is greater than the thermal relaxation time of each treatment portion.

20. A method as claimed in claim 1 wherein said radiation source has an output the wavelength of which is at least in part a function of said at least one depth.

21. A method as claimed in claim 20 wherein the applied radiation has a wavelength which is selected as a function of said at least one depth as follows: depth = .05 to .2 mm, wavelength = 400 - 1880 nm & 2050-2350 nm, with 800-1850 nm & 2100-2300 nm preferred; depth = .2 to .3mm, wavelength = 500-1880nm & 2050-2350nm, with 800-1850 nm & 2150-2300 nm preferred; depth = .3 to .5 mm, wavelength = 600-1380 nm & 1520-1850 nm & 2150-2260 nm, with 900-1300 nm & 1550-1820 nm & 2150-2250 nm preferred; depth = .5 to 1.0 mm, wavelength = 600-1370 nm & 1600-1820 nm, with 900-1250 nm & 1650-1750 nm preferred; depth = 1.0 to 2.0 mm, wavelength = 670-1350 nm & 1650-1780 nm, with 900-1230 nm preferred; depth = 2.0 to 5.0 mm, wavelength = 800-1300 nm, with 1050-1220 nm preferred.

22. A method as claimed in claim 1 wherein a vascular lesion at a selected depth is being treated, treatment parameters, including the optical system and the wavelength of the applied radiation, being selected so that said at least one depth is the depth of the vessel being treated.

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 30 -

23. A method as claimed in claim 1 wherein the treatment is skin remodulation ,
by treatment of collagen, treatment parameters, including the optical system and the
wavelength of applied radiation, being selected so that said at least one depth is at the depth
of interdermal collagen.
- 5 24. A method as claimed in claim 1 wherein the treatment is hair removal, the
treatment parameters, including the optical system and the wavelength of the applied
radiation, being selected so that said at least one depth is at the depth at least one of the
bulge and matrix of each hair follicle.
- 10 25. A method as claimed in claim 1 wherein the treatment is removal of one of
tattoos and pigmented lesions, said treatment portions being within the tattoo/pigmented
lesion being treated, at least two treatments, each with a selected treatment portion pattern
being performed.
- 15 26. A method as claimed in claim 1 wherein the treatment acne by damage to
sebaceous glands, treatment of intradermal parasites, and treatment of various skin
blemishes.
27. Apparatus for performing a treatment on a volume located at area and depth
coordinates of a patient's skin including:
a radiation source; and
an optical system to which radiation from said source is applied, said optical
20 system concentrating said radiation to at least one depth in said volume and to selected areas
of said volume, said at least one depth and said areas defining three dimensional treatment
portions in said volume within untreated portions of said volume.
28. Apparatus as claimed in claim 27 wherein the ratio of said treatment portions
to said volume is between 0.1% and 90%.
- 25 29. Apparatus as claimed in claim 28 wherein said ratio is 10% to 50%.
30. Apparatus as claimed in claim 29 wherein said ratio is 10% to 30%.

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 31 -

31. Apparatus as claimed in claim 27 wherein said selected portions of said volume are one of cylinders, spheres, ellipsoids, solid rectangles and planes of a selected size and thickness spaced by a selected distance.

32. Apparatus as claimed in claim 27 wherein said selected portions of said volume are spaced lines of a selected length and thickness.

33. Apparatus as claimed in claim 27 wherein said optical system includes an array of optical elements to at least a plurality of which radiation from said source is simultaneously applied, each said optical element concentrating said radiation to a selected treatment portion of said volume.

34. Apparatus as claimed in claim 33 wherein each of said optical elements focuses to a line of selected length and thickness, the lines for some of said elements being at a selected angle to the lines for other of said elements.

35. Apparatus as claimed in claim 27 wherein said optical system includes apparatus for scanning radiation applied to optical concentrating components so as to successively focus said radiation to N of said treatment portions at a time, where $N \geq 1$.

36. Apparatus as claimed in claim 27 wherein said optical system includes adjustable depth optical focusing components, and a positioning mechanism for said optical focusing components which moves the component to focus at successive treatment portions.

37. Apparatus as claimed in claim 27 including a mechanism which cools the part of the patient's skin at least over said selected area coordinate to a selected temperature, and controls for selectively operating said mechanism to at least one of precool said part of the patient's skin for a selected duration before application of radiation and during application of radiation.

38. Apparatus as claimed in claim 36 wherein said mechanism and controls precool said skin to a temperature and for a duration sufficient to cool the part of the skin to

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 32 -

at least a selected temperature below normal body temperature to at least said at least one depth.

39. Apparatus as claimed in claim 37 wherein said skin is cooled to at least said selected temperature to a depth below said at least one depth, whereby each said treatment portion is substantially surrounded by cooled skin.

40. Apparatus as claimed in claim 27 wherein said source generates radiation at a wavelength which is neither highly absorbent nor highly scattering in at least the parts of the patient's skin above said volume.

41. Apparatus as claimed in claim 27 wherein, for deeper depth coordinates, said optical system concentrates to a selected depth below said at least one depth in order to achieve concentration at said depth in the patient's skin.

42. Apparatus as claimed in claim 27 including a detector for at least one selected condition in at least one of said volume and a part of the patient's skin above said volume, said optical system operating in response to said detector to control the treatment portions of said volume to which said radiation is concentrated.

43. Apparatus for performing a treatment on a volume located at area and depth coordinates of a patient's skin including:

- a radiation source;
- a mechanism which cools the patient's skin over said area coordinate to a selected temperature;
- controls for selectively operating said mechanism to at least one of precool said skin for a selected duration before application of radiation and during application of radiation, said mechanism and controls cooling to a temperature and for a duration sufficient to cool said skin to at least a selected temperature below normal body temperature to at least a depth below said depth coordinate; and
- an optical system to which radiation from said source is selectively applied, said optical system concentrating said radiation to a depth in said volume and to selected

WO 02/053050

PCT/US01/49447

- 33 -

areas of said volume to define treatment portions, said treatment portions being less than said total volume, each said portion being substantially surrounded by untreated and cooled skin.

44. Apparatus as claimed in claim 43 wherein said radiation is applied to said
5 optical system for a duration which is greater than thermal relaxation time of each portion.

45. A method for performing a therapeutic treatment on a patient's skin by concentrating applied radiation of selected wavelength at a plurality of selected, three-dimensionally located, treatment portions, which treatment portions are within non-treatment portions.

10 46. Apparatus for performing a therapeutic treatment on a patient's skin by concentrating applied radiation of selected wavelength at a plurality of selected, three-dimensionally located, treatment portions, which treatment portions are within non-treatment portions.

1/20

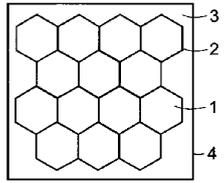


FIG. 1

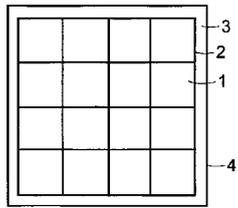


FIG. 1A

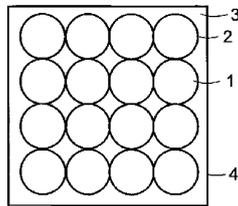


FIG. 1B

2/20

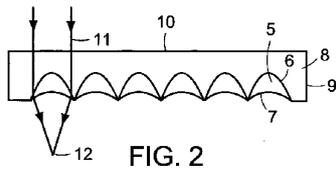


FIG. 2

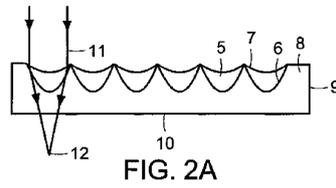


FIG. 2A

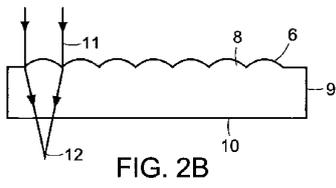


FIG. 2B

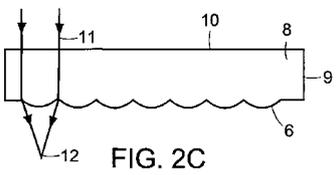
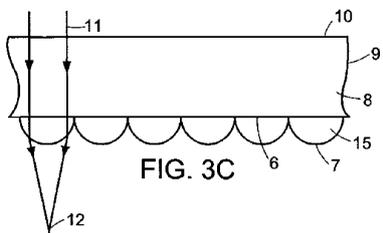
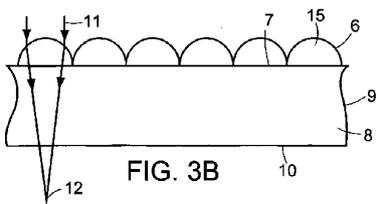
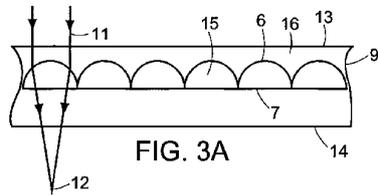
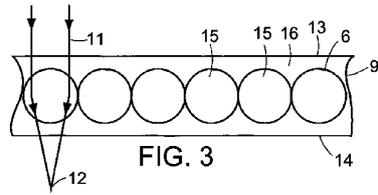


FIG. 2C

WO 02/053050

PCT/US01/49447

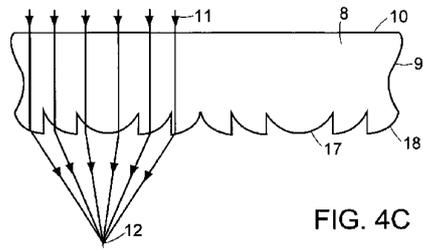
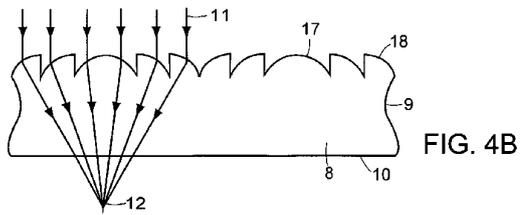
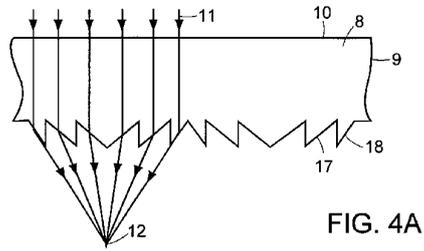
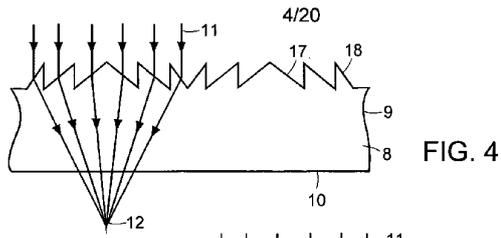
3/20



SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/053050

PCT/US01/49447



SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

5/20

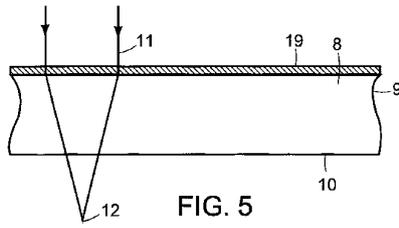


FIG. 5

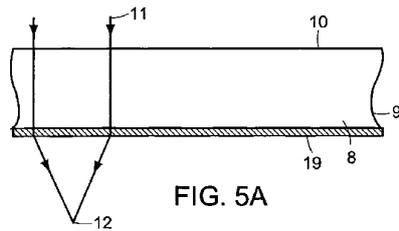


FIG. 5A

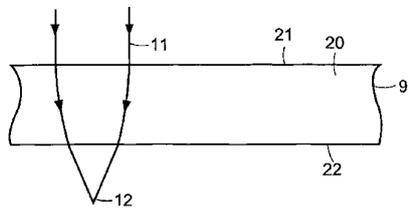


FIG. 5B

6/20

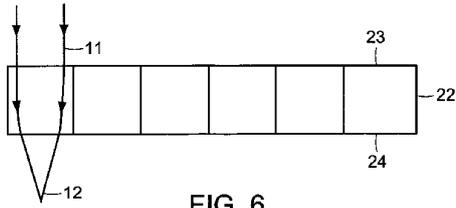


FIG. 6

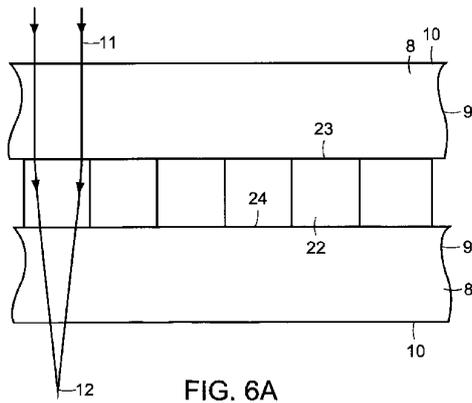


FIG. 6A

7/20

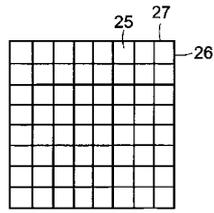


FIG. 7

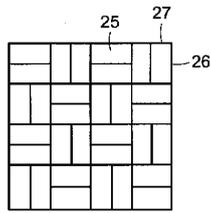


FIG. 7A

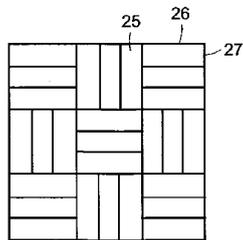


FIG. 7B

8/20

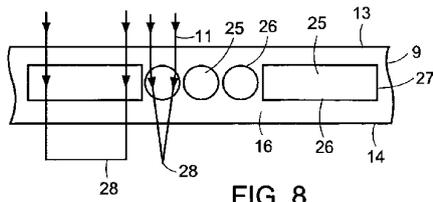


FIG. 8

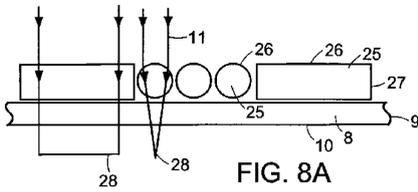


FIG. 8A

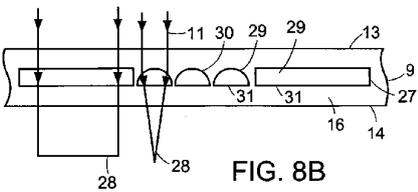


FIG. 8B

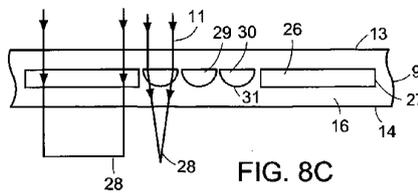


FIG. 8C

WO 02/053050

PCT/US01/49447

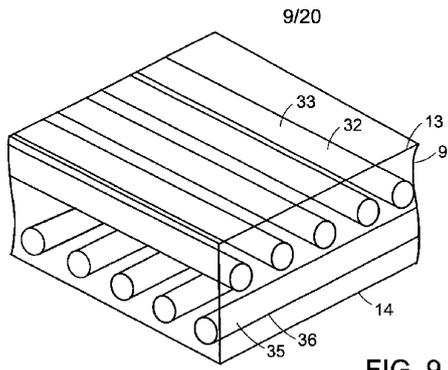


FIG. 9

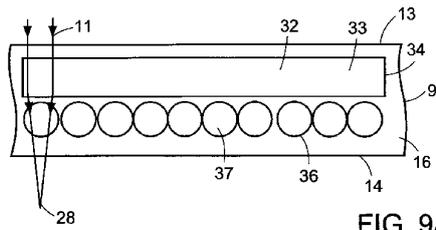


FIG. 9A

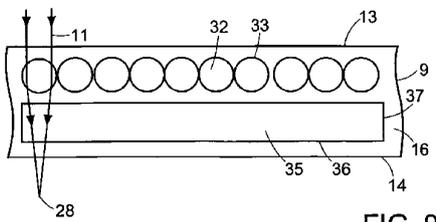


FIG. 9B

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

10/20

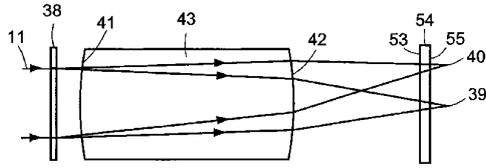


FIG. 10

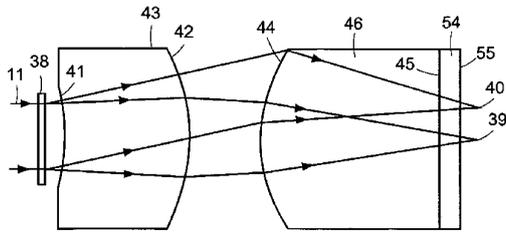


FIG. 11

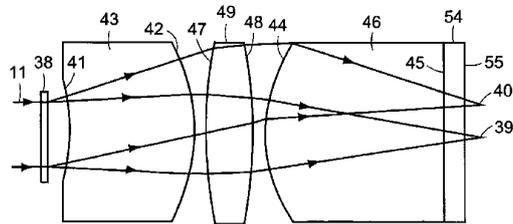


FIG. 12

11/20

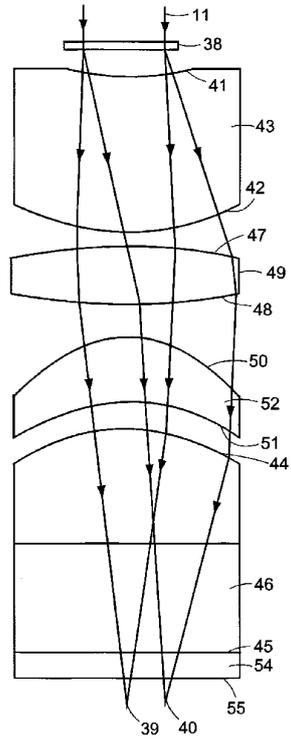


FIG. 13

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

12/20

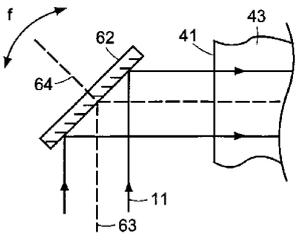


FIG. 14

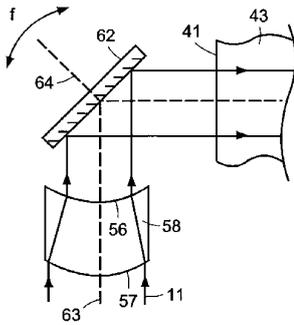


FIG. 14A

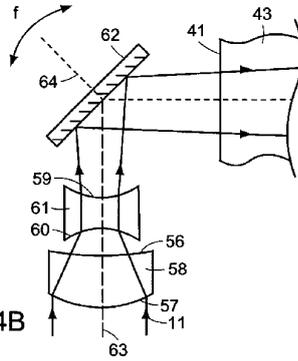
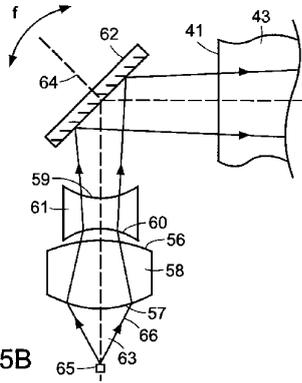
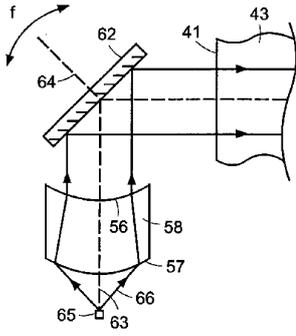
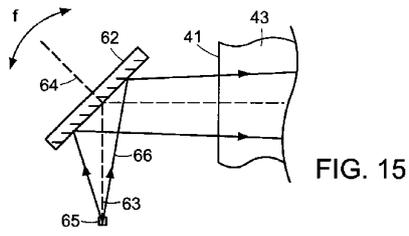


FIG. 14B

13/20



14/20

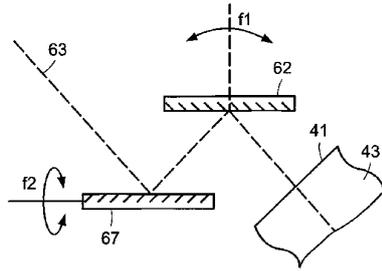


FIG. 16

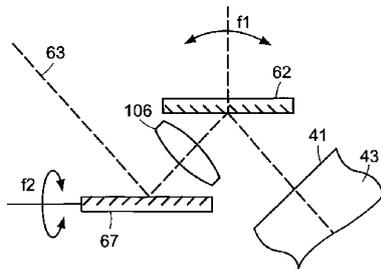


FIG. 16A

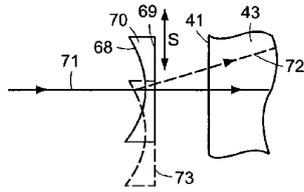


FIG. 17

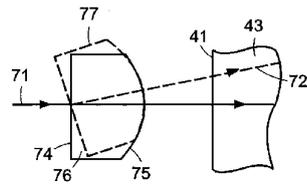


FIG. 18

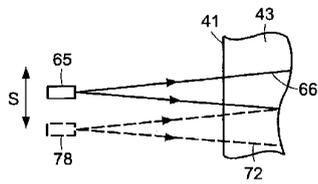


FIG. 19

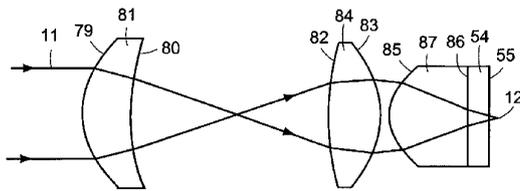


FIG. 20

18/20

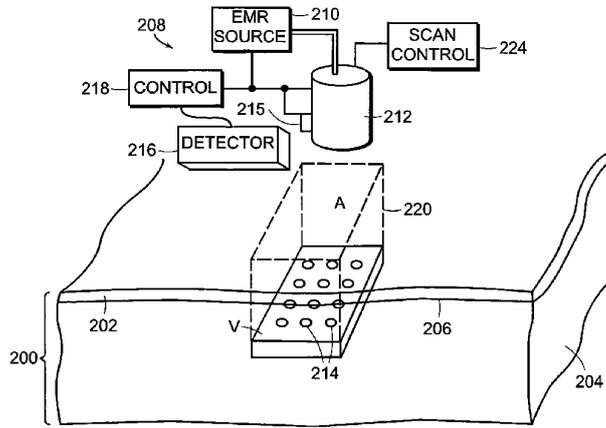


FIG. 22A

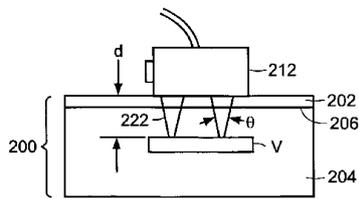


FIG. 22B

WO 02/053050

PCT/US01/49447

19/20

Depth of damage, μm	Wavelength range, μm		NA range		Pulse width range, s
	broad	preferred	broad	preferred	
50-200	400-1880 & 2050-2350	800-1850 & 2100-2300	<3	0.2-1	<2
200-300	500-1880 & 2050-2350	800-1850 & 2150-2300	<3	0.2-1	<10
300-500	600-1380 & 1520-1850 & 2150-2260	900-1300 & 1550-1820 & 2150-2250	<2	0.2-1	<60
500-1000	600-1370 & 1600-1820	900-1250 & 1650-1750	<2	0.2-0.6	<120
1000-2000	670-1350 & 1650-1780	900-1230	<1.5	0.2-0.6	<120
2000-5000	800-1300	1050-1220	<1	0.2-0.4	<300

FIG. 23A

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/053050

PCT/US01/49447

20/20

FIG. 23B

Depth of damage, μm	Diameter of damage, μm	Wavelength, μm	NA	Pulse width, ms	Energy, J	Focusing depth, μm
300	50-100	2.2	0.3-0.5	<10	>0.00015	400-600
300	50-100	1.7	0.3-0.5	<10	>0.00007	400-600
300	50-100	1.3	0.3-0.5	<10	>0.0003	400-600
300	50-100	1.54	0.3-0.5	<10	>0.0003	400-600
300	50-100	1.208	0.4-1	<10	>0.016	400-600
300	50-200	0.92	0.4-1	<10	>0.15	400-600
1000	50-200	1.7	0.3-0.4	<100	>0.01	1100-2000
1000	50-200	1.54	0.4	<100	>0.008	1100-2000
1000	50-200	1.3	0.4	<100	>0.1	1100-2000
1000	50-200	1.208	0.4	<100	>0.4	1100-2000

FIG. 23C

Depth of damage, μm	Diameter of damage, μm	Wavelength, μm	NA	Pulse width, ms	Power, W	Focusing depth, μm
500-1000	200-1000	2.2	0.3-0.5	>100	>0.5	600-1500
500-1000	200-1000	1.7	0.3-0.5	>100	>1.5	600-2000
500-1000	200-1000	1.208	0.3-0.6	>3000	>1.0	600-2000
500-1000	400-1200	0.92	0.3-0.6	>3000	>25.0	600-2000
2000-3500	1000-2000	1.208	0.3-0.4	>10000	>1.5	4000-6000

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No PCT/US 01/49447
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B18/20		
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) IPC 7 A61B		
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	WO 98 52481 A (COLLES MICHAEL JOHN ;MEDICAL LASER TECHNOLOGIES LIM (GB)) 26 November 1998 (1998-11-26) page 5, line 23 - line 28 page 11, line 15 - line 22; figure 3B ---	27-44, 46
X	WO 98 51235 A (GEN HOSPITAL CORP ;PALOMAR MEDICAL TECHNOLOGIES I (US)) 19 November 1998 (1998-11-19) page 17, line 19 -page 18, line 6 page 22, line 8 - line 28 ---	27-35, 37-43, 46
X	US 6 096 029 A (O'DONNELL JR FRANCIS E) 1 August 2000 (2000-08-01) column 3, line 9 -column 4, line 24 --- -/--	27-32, 36, 38-41, 43, 46
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in 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) *C* 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 underscore 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 6 May 2002		Date of mailing of the international search report 14/05/2002
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax (+31-70) 340-3016		Authorized officer Petter, E

Form PCT/ISA210 (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Original Application No PCT/US 01/49447
C. (Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 00 71045 A (SHARON UZI) 30 November 2000 (2000-11-30) ----- page 4, line 11 -page 5, line 31	27-32, 35,36, 40-42,46
X	US 6 074 382 A (BALLE-PETERSEN OLAV ET AL) 13 June 2000 (2000-06-13) ----- column 3, line 33 - line 59 column 5, line 37 - line 59	27-32, 35,36, 40-42,46
P,X	WO 00 78242 A (EPPSTEIN JONATHAN A ;KUMAR KRISHNA (US); SPECTRX INC (US); HATCH M) 28 December 2000 (2000-12-28) abstract -----	27-36,46

INTERNATIONAL SEARCH REPORT			International Application No.	
Continuation of Patent Family Members			PCT/US 01/49447	
Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
WO 9852481	A	26-11-1998	AU 7543298 A	11-12-1998
			EP 1011498 A1	28-06-2000
			WO 9852481 A1	26-11-1998
WO 9851235	A	19-11-1998	AU 7568698 A	08-12-1998
			EP 0991372 A2	12-04-2000
			JP 2002506362 T	26-02-2002
			US 6273884 B1	14-08-2001
			WO 9851235 A1	19-11-1998
US 6096029	A	01-08-2000	US 6197020 B1	06-03-2001
			US 6106514 A	22-08-2000
WO 0071045	A	30-11-2000	WO 0071045 A1	30-11-2000
			AU 3953299 A	12-12-2000
US 6074382	A	13-06-2000	AU 8851898 A	22-03-1999
			WO 9911324 A1	11-03-1999
			EP 1009485 A1	21-06-2000
			JP 2001514057 T	11-09-2001
WO 0078242	A	28-12-2000	AU 5742600 A	09-01-2001
			EP 1187572 A1	20-03-2002
			WO 0078242 A1	28-12-2000

 フロントページの続き

(81) 指定国 AP(GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZW

(74) 代理人 100076691

弁理士 増井 忠次

(74) 代理人 100075270

弁理士 小林 泰

(74) 代理人 100080137

弁理士 千葉 昭男

(74) 代理人 100096013

弁理士 富田 博行

(74) 代理人 100093089

弁理士 佐久間 滋

(72) 発明者 アルトシュラー, グレゴリー・ビー

アメリカ合衆国マサチューセッツ州 0 1 8 8 7, ウィルミントン, フェアバンクス・ロード 8 アール

(72) 発明者 アンダーソン, アール・ロックス

アメリカ合衆国マサチューセッツ州 0 2 1 7 3, レキシントン, マーレット・ロード 3 9 9

(72) 発明者 マンステイン, ディーター

アメリカ合衆国マサチューセッツ州 0 2 1 1 4, ボストン, ロングフェロー・プレイス 1, アパートメント 2 6 2 4

(72) 発明者 ビルチンスキー, セルゲイ・ビー

ロシア国 1 9 6 1 3 5 セント・ピーターズバーグ, モスコフスキー・プロスペクト 2 0 0 / 4, アpartment 9 4

(72) 発明者 エロフィーヴ, アンドレイ・ヴィ

アメリカ合衆国マサチューセッツ州 0 1 8 4 5, ノース・アンドーヴァー, ロイヤル・クレスト・ドライブ 3 8, 스위트 7

F ターム(参考) 4C082 PA01 PA02 PA03 PC01 PC03 PC10 PG12 PG16 PJ03

4C084 AA12 ZA89 ZC71