(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2009-504260
(P2009-504260A)
(43)公表日　平成21年2月5日(2009.2.5)

(51)Int.Cl.		F I			テーマコード（参考）
A61N 5/06	***(2006.01)***	A61N	5/06	Z	4C082
A61Q 19/00	*(2006.01)*	A61N	5/06	E	4C083
		A61Q	19/00		

審査請求 未請求　予備審査請求 有　（全 39 頁）

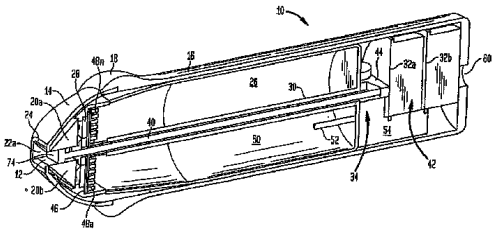
(21)出願番号　特願2008-526151 (P2008-526151)
(86)(22)出願日　平成18年8月8日 (2006.8.8)
(85)翻訳文提出日　平成20年3月13日 (2008.3.13)
(86)国際出願番号　PCT/US2006/030968
(87)国際公開番号　WO2007/019536
(87)国際公開日　平成19年2月15日 (2007.2.15)
(31)優先権主張番号　60/706,505
(32)優先日　平成17年8月8日 (2005.8.8)
(33)優先権主張国　米国 (US)

(71)出願人　507185406
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
アメリカ合衆国マサチユセツツ州０１８０３バーリントン・ケンブリツジストリート８２
(74)代理人　110000741
特許業務法人小田島特許事務所
(72)発明者　アルトシユラー，グレゴリー・ビー
アメリカ合衆国マサチユセツツ州０１７７３リンカーン・セルリーンウエイ１７
(72)発明者　ガール，クリストフアー
アメリカ合衆国マサチユセツツ州０２０４８マンスフイールド・ロングウツドサークル２５

最終頁に続く

(54)【発明の名称】眼に安全な光美容用デバイス

(57)【要約】
組織を、光及び他の光学的放射を含む放射で、眼に安全な仕方で治療するデバイス及び方法が説明される。１実施例では光美容治療デバイスは、治療される組織が中へ引き込まれるキャビティを有する。該デバイスは、該組織が治療するのに安全かどうか、該組織が瞼の様な眼に付随する組織であるかどうかを決定する。もう１つの実施例では、該組織の治療の前に、或る時間間隔で、眼に安全なパルスの放射が提供される。該パルスは、例え該パルスが危険や破壊的でなくても、人間の眼が特に強く、不快に感知する放射の波長になっている。もし該デバイスが直接又は瞼を通して、眼の組織を治療するよう配向されるなら、該パルスは該治療を禁止する嫌悪反応を治療される対象に引き起こす。



【特許請求の範囲】
【請求項１】
対象の組織を放射で眼に安全な仕方で治療する方法に於いて、
前記組織を眼に安全な放射で照射する過程であって、前記眼に安全な放射が、前記対象の眼を照射する時、前記対象による嫌悪応答を引き起こすよう選ばれた波長とインテンシティとを有する過程と、
予め決められた時間待つ過程と、そして
前記嫌悪応答が前記時間内に起こらない時、前記組織を治療放射で照射する過程と、を具備しており、
前記組織は、前記嫌悪応答が前記時間に起こる時は、前記治療放射で照射されないことを特徴とする方法。
【請求項２】
前記眼に安全な放射が６００－６８０ｎｍの範囲内の波長を有することを特徴とする請求項１の方法。
【請求項３】
該眼に安全な放射が優れて赤である波長を有することを特徴とする請求項１の方法。
【請求項４】
前記眼に安全な放射が１－１０ｍＷ／ｃｍ^{2}の範囲内のインテンシティを有することを特徴とする請求項１の方法。
【請求項５】
前記時間が約０．１から３．０秒の範囲内にあることを特徴とする請求項１の方法。
【請求項６】
前記時間が約１．０から２．０秒の範囲内にあることを特徴とする請求項１の方法。
【請求項７】
更に、前記嫌悪応答が起こったどうかを決定する過程を具備することを特徴とする請求項１の方法。
【請求項８】
更に、前記嫌悪応答が起こった時、前記治療放射の送信を禁止する過程を具備することを特徴とする請求項７の方法。
【請求項９】
更に、前記組織を前記眼に安全な放射を送信するアップリケーターと接触させる過程を具備することを特徴とする請求項１の方法。
【請求項１０】
前記組織が、前記アップリケーターが前記組織と接触する場合のみ、前記眼に安全な放射で照射されることを特徴とする請求項９の方法。
【請求項１１】
前記組織が、前記アップリケーターが前記組織と接触する場合のみ、前記治療放射で照射されることを特徴とする請求項９の方法。
【請求項１２】
更に、前記組織を前記眼に安全な放射で照射するアップリケーターを配向する過程を具備することを特徴とする請求項１の方法。
【請求項１３】
前記組織は、前記アップリケーターが前記組織の近くにある場合のみ、前記眼に安全な放射で照射されることを特徴とする請求項１２の方法。
【請求項１４】
前記組織は、前記アップリケーターが前記組織の近くにある場合のみ、前記治療放射で照射されることを特徴とする請求項１２の方法。
【請求項１５】
組織を放射で眼に安全な仕方で治療する装置に於いて、
放射の発生の制御用で、第１及び第２制御信号を提供するよう構成された制御器と、

対象の眼を刺激するインテンシティで眼に安全な放射を、前記第１制御信号に応答して、発生するよう構成された第１放射ソースと、
治療放射を、前記第２制御信号に応答して、発生するよう構成された第２放射ソースと、
放射送信面を通して前記第１放射ソースから前記組織へ放射を送信するよう構成された放射送信路と、
前記制御器と電氣的に通信し、前記放射送信面が前記組織の近くにある時センサー信号を提供するよう構成されたセンサーと、を具備しており
前記制御器は、前記第１制御信号に続く予め決められた時間間隔の後で、そして前記センサー信号が前記放射送信面が前記組織の近くに留っていることを示す時、前記第２制御信号を提供するよう構成されることを特徴とする装置。
【請求項１６】
前記第１放射ソースがダイオードであることを特徴とする請求項１５の装置。
【請求項１７】
前記第１放射ソースが６００－６８０ｎｍの範囲内の放射を発生するよう構成されることを特徴とする請求項１５の装置。
【請求項１８】
前記第１放射ソースが優れて赤である波長を有する放射を発生するよう構成されることを特徴とする請求項１５の装置。
【請求項１９】
前記第１放射ソースが１－１０ｍＷ／ｃｍ^{2}の範囲内のインテンシティを有する放射を発生するよう構成されることを特徴とする請求項１５の装置。
【請求項２０】
前記予め決められた時間間隔が約０．１から３．０秒の範囲内にあることを特徴とする請求項１５の装置。
【請求項２１】
前記予め決められた時間間隔が約１．０から２．０秒の範囲内にあることを特徴とする請求項１５の装置。
【請求項２２】
前記制御器は、前記放射送信面が前記組織に接触する時、前記第２制御信号を提供するよう構成されることを特徴とする請求項１５の装置。
【請求項２３】
前記制御器は、前記放射送信面が前記組織に接触する時、前記第１制御信号を提供するよう構成されることを特徴とする請求項１５の装置。
【請求項２４】
前記センサーが、前記眼に安全な放射に応答する前記対象からの嫌悪応答を検出するよう構成されることを特徴とする請求項１５の装置。
【請求項２５】
前記嫌悪応答が、眼を細めること、瞳孔拡大、眼の動き、頭の動き、そして腕の動きの１つであることを特徴とする請求項１５の装置。
【請求項２６】
前記第１放射ソースが更にセンサー放射を提供するよう構成されており、そして前記センサーが前記センサー放射を検出するよう構成された検出器であることを特徴とする請求項１５の装置。
【請求項２７】
前記センサー放射が近赤外線の範囲の波長を有することを特徴とする請求項２６の装置。
【請求項２８】
前記検出器は、前記センサー放射が第１の予め決められたしきい値を越える時、前記センサー信号を提供するよう構成されることを特徴とする請求項２６の装置。

【請求項２９】
前記放射送信路は、前記放射送信面が前記組織に接触してない時、前記センサー放射を実質的に全反射するよう構成されることを特徴とする請求項２６の装置。
【請求項３０】
前記放射送信路は、前記放射送信面が前記組織に接触してない時、前記眼に安全な放射を実質的に全反射するよう構成されることを特徴とする請求項１５の装置。
【請求項３１】
前記放射送信路は、前記放射送信面が前記組織に接触してない時、前記治療放射を実質的に全反射するよう構成されることを特徴とする請求項１５の装置。
【請求項３２】
前記放射送信路は、
第１導波管セクションと、
第２導波管セクションと、そして
ディフューザーとを備えており、
前記第１導波管セクションが前記第１ソースと前記ディフューザーの間に配置され、前記第２導波管セクションが前記ディフューザーと前記放射送信面の間に配置されることを特徴とする請求項１５の装置。
【請求項３３】
前記ディフューザーが、実質的に前記放射送信路全体に亘り延びていることを特徴とする請求項３２の装置。
【請求項３４】
前記ディフューザーがプラスチック、ガラスそしてサファイヤの少なくとも１つで作られることを特徴とする請求項３２の装置。
【請求項３５】
前記第２導波管セクションがサファイヤであることを特徴とする請求項３２の装置。
【請求項３６】
前記第２導波管セクションが、前記組織を冷却するよう構成された冷却機構を有することを特徴とする請求項３２の装置。
【請求項３７】
前記放射送信路が、前記組織を冷却するよう構成された冷却機構を有することを特徴とする請求項１５の装置。
【請求項３８】
前記放射送信路が実質的にサファイヤで作られることを特徴とする請求項１５の装置。
【請求項３９】
前記放射送信路が、前記放射送信路の１部分に亘り延びており、前記第２放射ソースにより発生される放射を拡散するよう配向されたディフューザーを備えることを特徴とする請求項１５の装置。
【請求項４０】
組織を放射で眼に安全な仕方で治療する装置に於いて、
制御器と電気的に通信する放射ソース組立体と、
前記放射ソース組立体から前記組織へ、放射を送信するよう構成された導波管と、
前記制御器と電気的に通信し、そして前記放射送信面が前記組織の近くにある時、センサー信号を提供するよう構成されたセンサーと、を具備しており、
前記放射ソース組立体は、前記制御器からの信号に応答して、眼に安全で、対象から該対象の眼を刺激する時嫌悪反応を引き起こすことが出来るインテンシティの、第１放射と、前記組織を治療することが出来る第２放射と、を提供するよう構成されており、前記第２放射は、前記センサーが前記導波管が前記組織の近くに留まっていることを示す時、前記第１放射の予め決められた時間の後に、提供されることを特徴とする装置。
【請求項４１】
前記放射ソース組立体が更に、第３放射を提供するよう構成されており、前記センサー

は前記第３放射を検出し、検出された放射のレベルに基づいてセンサー信号を発するよう構成されることを特徴とする請求項４０の装置。
【請求項４２】
前記導波管が更に、前記導波管の１部分に亘り延び、前記放射ソース組立体により作られる放射を拡散するよう配向されたディフューザーを備えることを特徴とする請求項４０の装置。
【請求項４３】
前記導波管が前記組織を冷却するよう構成された冷却機構を備えることを特徴とする請求項４０の装置。
【請求項４４】
前記センサーは、前記放射送信面が前記組織に接触する時だけセンサー信号を提供するよう構成されることを特徴とする請求項４０の装置。
【請求項４５】
対象の組織の光美容治療用の装置に於いて、
圧力ソースと、
開端部を有するキャビティと、を具備しており、前記キャビティは前記圧力ソースと流体的に連通しており、そして前記開端部は、前記圧力ソースが圧力を印加する時、前記組織を受けるよう構成されており、該装置は
放射を前記キャビティ内に送信するよう構成された少なくとも１つの放射ソースと、そして
センサー信号を発するよう構成されたセンサーと、を具備しており、
前記センサー信号は、前記センサーが治療用に好適でない組織を検出した時、前記放射送信路からの放射の送信を妨げることを特徴とする装置。
【請求項４６】
前記放射ソースが、前記キャビティ内の少なくとも２つの異なる方向から放射を送信するよう構成されることを特徴とする請求項４５の装置。
【請求項４７】
前記放射ソースが、各々が治療されない組織により分離された２つ以上の容積の組織のセットを治療するよう構成されることを特徴とする請求項４５の装置。
【請求項４８】
前記放射ソースが、前記キャビティ内の独立した治療サイトの配列に放射を提供するよう構成されており、各この様な治療サイトが前記キャビティ内で医療されない組織により分離されることを特徴とする請求項４５の装置。
【請求項４９】
前記センサーが圧力センサーであることを特徴とする請求項４５の装置。
【請求項５０】
前記センサーが前記キャビティ内の前記組織の深さを検出するよう構成された深さセンサーであることを特徴とする請求項４５の装置。
【請求項５１】
前記センサーが、前記組織が前記キャビティ内に予め決められた深さを越えて延びる時、前記放射ソースによる放射の送信を禁ずる制御信号を提供するよう構成されることを特徴とする請求項５０の装置。
【請求項５２】
前記センサーが放射インテンシティセンサーであることを特徴とする請求項４５の装置。
【請求項５３】
前記放射インテンシティセンサーは、前記放射が予め決められたしきい値を越えた時、前記放射ソースによる放射の送信を禁ずる制御信号を提供するよう構成されることを特徴とする請求項５２の装置。
【請求項５４】

前記放射インテンシティセンサーは、前記放射が実質的に全反射させられた時、前記放射ソースによる放射の送信を禁ずる制御信号を提供するよう構成されることを特徴とする請求項５２の装置。

【請求項５５】

前記装置が予め決められた安全比内で動作するよう構成されることを特徴とする請求項４５の装置。

【請求項５６】

前記キャビティが、治療されるべき前記組織の表面からの、治療されるべき前記組織内のターゲットの深さ、より大きい深さを有することを特徴とする請求項４５の装置。

【請求項５７】

前記キャビティが、治療されるべき前記組織の表面からの、治療されるべき前記組織内のターゲットの深さの４倍より小さい側部を有することを特徴とする請求項４５の装置。

【請求項５８】

前記放射ソースが約０．１から約１００Ｊ／ｃｍ^{2}の作用で前記組織を照射するよう構成されることを特徴とする請求項４５の装置。

【請求項５９】

前記放射ソースが約１ｍｓから約５００ｍｓのパルス幅で前記組織を照射するよう構成されることを特徴とする請求項４５の装置。

【請求項６０】

前記放射ソースが約４００と１３５０ｎｍの間の波長範囲で前記組織を照射するよう構成されることを特徴とする請求項４５の装置。

【請求項６１】

前記放射ソースが約６００と１２００ｎｍの間の波長範囲で前記組織を照射するよう構成されることを特徴とする請求項４５の装置。

【請求項６２】

対象の組織の光美容治療のための方法に於いて、

或る容積の前記組織をキャビティ内に引き込む過程と、

前記容積の組織が放射を使って治療するのに安全かどうかを決定する過程と、そして

前記決定に基づき前記容積の組織を放射で治療する過程と、を具備しており、

もし前記組織が治療するのに安全でないことが決定されれば、前記容積の組織は治療されず、そしてもし前記組織が治療するのに安全であることが決定されれば、前記容積の組織が治療されることを特徴とする方法。

【請求項６３】

前記治療する過程が少なくとも２つの異なる方向から放射を送信する過程を備えることを特徴とする請求項６２の方法。

【請求項６４】

少なくとも２つの異なる方向からの前記放射が、皮膚上の１つ以上のターゲットで重なり合うことを特徴とする請求項６３の方法。

【請求項６５】

少なくとも２つの異なる方向からの前記放射が、各々が治療されない組織により囲まれる２つ以上の容積の組織のセットを治療することを特徴とする請求項６３の方法。

【請求項６６】

更に、前記容積の組織内に独立した治療サイトの配列を提供する過程を具備しており、各この様な治療サイトは前記容積内で治療されない組織により分離されることを特徴とする請求項６２の方法。

【請求項６７】

前記決定する過程が更に、前記組織に印加された圧力を検出する過程を備えることを特徴とする請求項６２の方法。

【請求項６８】

前記組織が、もし前記圧力が予め決められたしきい値を越えるならば、治療するのに安

全であることを特徴とする請求項６７の方法。
【請求項６９】
前記決定する過程が更に、前記キャビティ内での前記組織の前記容積の深さを検出する過程を備えることを特徴とする請求項６２の方法。
【請求項７０】
前記組織は、もし前記容積が前記キャビティ内で予め決められた深さを越えるなら、治療するのに安全でないことを特徴とする請求項６９の方法。
【請求項７１】
前記決定する過程が更に、放射インテンシティセンサーを使って放射を検出する過程を備えることを特徴とする請求項６２の方法。
【請求項７２】
前記組織は、前記放射が予め決められたしきい値を越える時、治療するのに安全でないことを特徴とする請求項７１の方法。
【請求項７３】
前記組織は、前記放射が実質的に全反射される時、治療するのに安全でないことを特徴とする請求項７１の方法。
【請求項７４】
前記決定する過程が更に、皮膚の温度の上昇対該ターゲットの温度の上昇の比を決定する過程と、そしてもし前記比が予め決められた限界内にないなら、放射の該送信を禁ずる過程と、を備えることを特徴とする請求項６２の方法。
【請求項７５】
前記治療する過程が更に、約０．１から約１００Ｊ／ｃｍ^{2}の作用で前記組織を照射する過程を備えることを特徴とする請求項６２の方法。
【請求項７６】
前記治療する過程が更に、約１ｍｓから約５００ｍｓのパルス幅で前記組織を照射する過程を備えることを特徴とする請求項６２の方法。
【請求項７７】
前記治療する過程が更に、約４００ｎｍと約１３５０ｎｍの間の範囲内の少なくとも１つの波長で前記組織を照射する過程を備えることを特徴とする請求項６２の方法。
【請求項７８】
前記治療する過程が更に、約６００ｎｍと約１２００ｎｍの間の範囲内の少なくとも１つの波長で前記組織を照射する過程を備えることを特徴とする請求項６２の方法。
【発明の詳細な説明】
【関連出願の参照】
【０００１】
本出願は、２００５年８月８日出願の米国特許仮出願第６０／７０６，５０５号に対する優先権を主張する。
【技術分野】
【０００２】
本発明は皮膚（ｓｋｉｎ）の光美容用治療（ｐｈｏｔｏｃｏｓｍｅｔｉｃ　ｔｒｅａｔｍｅｎｔ）に関する。特に、本発明は眼に安全（ｅｙｅ－ｓａｆｅ）で、効果的（ｅｆｆｉｃａｃｉｏｕｓ）な皮膚治療用デバイス（ｄｅｖｉｃｅｓ　ｆｏｒ　ｔｒｅａｔｉｎｇ　ｓｋｉｎ）に関する。
【背景技術】
【０００３】
光ベース（例えばレーザー、ランプ又は他の光源を使う）の毛髪成長管理、偽性毛嚢炎須毛（ｐｓｅｕｄｏｆｏｌｌｉｃｕｌｔｉｓ　ｂａｒｂａｅ）の治療、アクネ（ａｃｎｅ）の治療、｛色素沈着性及び血管性の損傷（ｐｉｇｍｅｎｔｅｄ　ａｎｄ　ｖａｓｃｕｌａｒ　ｌｅｓｉｏｎｓ）を含む｝種々の損傷の治療、脚部静脈の除去、入れ墨除去（ｔａｔｔｏｏ　ｒｅｍｏｖａｌ）、顔面の表直し（ｆａｃｉａｌ　ｒｅｓｕｒｆａｃｉｎｇ）

、脂肪性浮腫（ｃｅｌｌｕｌｉｔｅ）を含む脂肪の治療、いぼ（ｗａｒｔｓ）及び傷跡（ｓｃａｒｓ）の除去、しわ（ｗｒｉｎｋｌｅ）の治療及び皮膚の色及びきめ（ｔｅｘｔｕｒｅ）の改良を含む皮膚若返り（ｓｋｉｎ　ｒｅｊｕｖｅｎａｔｉｏｎ）、そして種々の他の皮膚科治療（ｄｅｒｍａｔｏｌｏｇｙ　ｔｒｅａｔｍｅｎｔ）、を含む光美容手順（ｐｈｏｔｏｃｏｓｍｅｔｉｃ　ｐｒｏｃｅｄｕｒｅｓ）｛ここでは光美容治療（ｐｈｏｔｏｃｏｓｍｅｔｉｃ　ｔｒｅａｔｍｅｎｔｓ）とも呼ばれる｝を使って治療可能な種々の状態が存在する。

【０００４】

現在種々の光美容手順は、患者の皮膚の表皮／真皮内に位置するターゲット構造体の破壊的加熱を引き起こすプロ級デバイス（ｐｒｏｆｅｓｓｉｏｎａｌ－ｇｒａｄｅ　ｄｅｖｉｃｅｓ）を使って行われる。これらの手順は医者のオフィス又はもう１つのライセンスを有する開業医（ｌｉｃｅｎｓｅｄ　ｐｒａｃｔｉｔｉｏｎｅｒ）のオフィスで行われるのが典型的であり、それは一部には該手順を行うため使われるデバイスの費用のためであり、一部には該デバイスに関する安全の心配のためであり、そして一部には患者の皮膚上に光学的に誘起される傷（ｗｏｕｎｄｓ）を看護する必要のためである。この様な傷は高いパワーの放射により引き起こされる患者の表皮への損傷から起こるかも知れず、顕著な痛み及び／又は感染（ｉｎｆｅｃｔｉｏｎ）の危険に帰着するかも知れない。

【０００５】

CO_2レーザーの顔面表直し、の様な或る光美容手順は医学的理由｛例えば、手術後の傷の看護（ｐｏｓｔ－ｏｐｅｒａｔｉｖｅ　ｗｏｕｎｄ　ｃａｒｅ）の必要性で）で皮膚科医のオフィスで行われ続けるが、もしその消費者が安全で効果的な仕方で該手順を行え得るならば、医学的か又は非医学的環境（例えば、家庭、理髪店、又は温泉）か何れかで行われ得る多数の光美容手順がある。例え、医学的環境で行われる手順用でも、より廉価で、より安全でそしてより使い易いデバイスは有利であり、減じられた皮膚損傷は回復時間を減じるであろう。

【０００６】

医学的及び非医学的環境で使用するための光美容デバイスは、皮膚又は他の組織上での使用に安全であるよう、そして、例えば、瞼（ｅｙｅ　ｌｉｄ）が閉じている時でも患者の虹彩（ｉｒｉｓ）への損傷を含む、眼及び皮膚の受傷を避けるよう、好ましくは設計されるべきである。又この様なデバイスは使い易く、かくしてオペレータが簡単な取り扱い説明のみで受け入れ可能な美容的結果を達成することが出来て、そして可能性として該デバイスの全体的安全性を高めるよう、好ましくは設計されるべきである。プロ的な設定で使われるそれらを含め、現在入手可能な光美容デバイスの安全性はこれらの範囲で改良され得る。

【０００７】

例えば、眼に安全なデバイスはそれらのデバイスのユーザーへの事故的な損傷を防止するであろう。眼の安全性を提供する従来技術の解決策は網膜（ｒｅｔｉｎａ）の保護に向けられ、患者の虹彩を保護してはいない。虹彩は、例え瞼が閉じている時でも、治療エネルギーを吸収する高濃度のメラニン（ｍｅｌａｎｉｎ）を含むことが多い。眼の保護技術｛例えば、曇りガラス（ｆｒｏｓｔｅｄ　ｇｌａｓｓ）、焦点を外した光学機器（ｄｅｆｏｃｕｓｅｄ　ｏｐｔｉｃｓ）、低いパワー｝は治療の有効性（ｅｆｆｉｃａｃｙ）に負のインパクトを与える。更に、消費者に売られる現在のデバイスは一般的に非常に低電力であり、この様なデバイスへの安全対策は、より高いパワー密度（ｐｏｗｅｒ　ｄｅｎｓｉｔｉｅｓ）及び作用（ｆｌｕｅｎｃｅｓ）を使って組織を照射（ｉｒｒａｄｉａｔｅ）するよう設計された消費者デバイスと連携して使用される時、網膜、虹彩又は眼の何等かの他の部分又は他の組織を、を適切に保護しないかも知れない。

【０００８】

高められた眼の安全性及び作用を提供する皮膚治療デバイスを提供することが望ましい。

【発明の開示】

【０００９】
本発明の１つの側面は、眼に安全な仕方で、対象（ｓｕｂｊｅｃｔ）の組織を放射で治療する方法である。該組織は、該眼に安全な放射が該対象の眼を照射する時、該対象による嫌悪性応答（ａｖｅｒｓｉｖｅ　ｒｅｓｐｏｎｓｅ）を引き起こす波長及びインテンシティ（ｉｎｔｅｎｓｉｔｙ）を有する眼に安全な放射で照射される。該眼に安全な放射が送信（ｔｒａｎｓｍｉｔｔｅｄ）された後、何等かの嫌悪性反応（ａｖｅｒｓｉｖｅ　ｒｅａｃｔｉｏｎ）が起こったかどうかを見るために予め決められた時間（ｐｒｅｄｅｔｅｒｍｉｎｅｄ　ｐｅｒｉｏｄ　ｏｆ　ｔｉｍｅ）休止（ｐａｕｓｅ）がある。何等嫌悪性反応が起こらなければ、該組織は適当な治療放射で照射される。もし嫌悪性反応が起これば、該組織は該治療放射では照射されない。

【００１０】
この側面の好ましい実施例は下記の追加的特徴の幾つかを有する。該眼に安全な放射は６００－６８０ｎｍの範囲の波長を有し、優れて赤い波長を有してもよい。該眼に安全な放射は１－１０ｍＷ／ｃｍ^{2}の範囲のインテンシティを有してもよい。該時間（ｐｅｒｉｏｄ　ｏｆ　ｔｉｍｅ）は約０．１から３．０秒の範囲にあり、特に約１．０から２．０秒の範囲にあるのがよい。

【００１１】
該方法は更に、該嫌悪性反応が起こったかどうかを決定する過程と、該嫌悪性反応が起こった時、該治療放射の送信を禁ずる過程を有してもよい。代わりに、該方法が、眼に治療放射が適用されないことを保証するために、該嫌悪応答に依存してもよい。該方法は更に、該組織を該眼に安全な放射を送信するアップリケーター（ａｐｐｌｉｃａｔｏｒ）に接触させる過程と、該アップリケーターが該組織と接触する場合のみ、該眼に安全な放射で照射する過程と、を有する。該方法は更に、該アップリケーターが該組織と接触する場合のみ、該組織を該治療放射で照射する過程を有する。該方法は又該眼に安全な放射で該組織を照射するアップリケーターを配向（ｏｒｉｅｎｔｉｎｇ）する過程と、該アップリケーターが該組織の近くにある場合のみ、該組織を照射する過程を有する。

【００１２】
本発明のもう１つの側面は、眼に安全な仕方で組織を放射で治療する装置であるが、該装置は放射の発生の制御用で、第１及び第２制御信号を提供するよう構成された制御器と、該第１制御信号に応答し、対象の眼を刺激（ｉｒｒｉｔａｔｅｓ）するインテンシティで眼に安全な放射を発生するよう構成された第１放射ソースと、該第２制御信号に応答し、治療放射（ｔｒｅａｔｍｅｎｔ　ｒａｄｉａｔｉｏｎ）を発生するよう構成された第２放射ソースと、該第１放射源から放射送信面（ｒａｄｉａｔｉｏｎ　ｔｒａｎｓｍｉｓｓｉｏｎ　ｓｕｒｆａｃｅ）を通して該組織へ放射を送信するよう構成された放射送信路（ｒａｄｉａｔｉｏｎ　ｔｒａｎｓｍｉｓｓｉｏｎ　ｐａｔｈ）と、該制御器と電氣的に通信し、該放射送信面が該組織の近くにある時センサー信号を提供するよう構成されたセンサーと、を具備する。該制御器は、該第１制御信号に続く予め決められた時間間隔（ｐｅｒｄｅｔｅｒｍｉｎｅｄ　ｔｉｍｅ　ｉｎｔｅｒｖａｌ）の後、そして該放射送信面が該組織の近くに留まることを該センサーが示した時、第２制御信号を提供するよう構成される。

【００１３】
本発明のこの側面の好ましい実施例は、下記の追加的特徴の幾つかを有してもよい。該第１放射源はダイオードである。該第１放射ソースは６００－６８０ｎｍの範囲の放射を発生するよう構成される。該第１放射ソースは優れて赤い波長を有する放射を発生するよう構成される。該第１放射ソースは１－１０ｍＷ／ｃｍ^{2}の範囲のインテンシティを有する放射を発生するよう構成される。

【００１４】
該予め決められた時間間隔は約０．１から３．０秒の範囲にあり、特に、約１．０から２．０秒の範囲にある。該制御器は、該放射送信面が該組織と接触した時、該第２制御信号を提供するよう構成されてもよく、そして該放射送信面が該組織と接触した時第１制御

信号を提供するよう構成されてもよい。該センサーは、該眼に安全な放射に応答する対象からの嫌悪性応答を検出するよう構成されてもよい。該嫌悪性応答は、該対象に該組織から該デバイスを移動させる何等かの動きであってもよく、或いは、目を細める動作（ｓｑｕｉｎｔｉｎｇ）、瞳孔拡大（ｐｕｐｉｌ　ｄｉｌａｔｉｏｎ）、眼の移動、頭の移動、そして腕の移動、を含むがそれらに限定せぬ、眼が照射される対象を治療する人へ示す何等かの動きであってもよい。

【００１５】

該第１放射ソースは更にセンサー放射（ｓｅｎｓｏｒ　ｒａｄｉａｔｉｏｎ）を提供するよう構成されてもよい。該センサーは該センサー放射を検出するよう構成された検出器（ｄｅｔｅｃｔｏｒ）であってもよい。該センサー放射は近赤外線範囲（ｎｅａｒ　ｉｎｆｒａｒｅｄ　ｒａｎｇｅ）の波長を有してもよい。該検出器は該センサー放射が第１の予め決められたしきい値（ｐｒｅｄｅｔｅｒｍｉｎｅｄ　ｔｈｒｅｓｈｏｌｄ）を越える時、該センサー信号を提供するよう構成されてもよい。

【００１６】

該放射送信路は該放射送信面が該組織に接触しない時は、該センサー放射を実質的に全反射（ｓｕｂｓｔａｎｔｉａｌｌｙ　ｔｏｔａｌｌｙ　ｉｎｔｅｒｎａｌｌｙ　ｒｅｆｌｅｃｔ）するよう構成される。該放射送信路は該放射送信面が該組織に接触しない時は該眼に安全な放射を全反射するよう構成されてもよい。

【００１７】

該放射送信路は、該放射送信面が該組織に接触しない時は、該治療放射を実質的に全反射するよう構成されてもよい。該放射送信路は更に第１導波管セクション（ｆｉｒｓｔ　ｗａｖｅｇｕｉｄｅ　ｓｅｃｔｉｏｎ）、第２導波管セクション（ｓｅｃｏｎｄ　ｗａｖｅｇｕｉｄｅ　ｓｅｃｔｉｏｎ）、そしてディフューザー（ｄｉｆｆｕｓｅｒ）を有してもよい。該第１導波管セクションは該第１ソースと該ディフューザーの間に配置され、該第２導波管セクションは該ディフューザーと該放射送信面の間に配置される。該ディフューザーは実質的に放射送信路全体に亘り延びており、プラスチック、ガラス、サファイヤ（ｓａｐｐｈｉｒｅ）又は他の適当な材料で作られてもよい。第２導波管セクションはサファイヤ又は他の適当な材料であってもよく、該組織を冷却するよう構成された冷却機構（ｃｏｏｌｉｎｇ　ｍｅｃｈａｎｉｓｍ）を有してもよい。

【００１８】

本発明のもう１つの側面は、組織を眼に安全な仕方で、放射で治療するための装置（ａｐｐａｒａｔｕｓ）である。該装置は、制御器と電気的に通信する放射ソース組立体（ｒａｄｉａｔｉｏｎ　ｓｏｕｒｃｅ　ａｓｓｅｍｂｌｙ）、該放射ソース組立体から該組織へ放射を送信するよう構成された導波管、そして該制御器と電気的に通信し、該放射送信面が該組織の近くにある時センサー信号を提供するよう構成されたセンサー、を有する。該放射ソース組立体は、該制御器からの信号に応答して、眼に安全で、対象の眼を照射時、対象から嫌悪性反応を引き起こすことが出来るインテンシティの、第１放射を提供するよう構成される。該放射ソース組立体は又、該第１放射の予め決められた時間の後に、該組織を治療することが出来る第２放射を提供するよう構成される。該第２放射は、該センサーが、該導波管が該組織の近くに留っていることを示す時のみ、提供されてもよい。

【００１９】

本発明のこの側面の好ましい実施例は、下記の追加的特徴の幾つかを有してもよい。該放射ソース組立体は更に第３の放射を提供するよう構成されてもよく、該センサーは該第３放射を検出し、該検出された放射のレベルに基づいたセンサー信号を発する（ｉｓｓｕｅ）よう構成されてもよい。

【００２０】

該導波管は該導波管の１部分に亘って延び、該放射ソース組立体により発生される放射を拡散するよう配向されたディフューザー（ｄｉｆｆｕｓｅｒ）を有してもよい。該導波管は該組織を冷却するよう構成された冷却機構を有してもよい。該センサーは、該放射送信面が該組織と接触した時だけセンサー信号を提供するよう構成されてもよい。

【００２１】
本発明のもう１つの側面は、対象の組織の光美容治療用装置であり、該装置は、圧力ソースと、開端（ｏｐｅｎ　ｅｎｄ）を有するキャビティであるが、該キャビティは該圧力ソースと流体的に連通しており、該開端は該圧力ソースが圧力を印加時該組織を受けるよう構成されている様な、該開端を有する該キャビティと、該キャビティ内へ放射を送信するよう構成された少なくとも１つの放射ソースと、そしてセンサー信号を発するよう構成されたセンサーと、を有する。該センサー信号は、該センサーが治療用に好適でない組織を検出時、該放射送信ソースからの放射の送信を防止する。
【００２２】
本発明のこの側面の好ましい実施例は、下記の追加的特徴の幾つかを有する。該放射ソースは、該キャビティ内で少なくとも２つの方向から放射を送信するよう構成されてもよい。該放射ソースは各々が治療されない組織（ｕｎｔｒｅａｔｅｄ　ｔｉｓｓｕｅ）により分離された２つ以上の容積の組織のセット（ａ　ｓｅｔ　ｏｆ　ｔｗｏ　ｏｒ　ｍｏｒｅ　ｖｏｌｕｍｅｓ　ｏｆ　ｔｉｓｓｕｅ）を治療するよう構成されてもよい。該放射ソースは、該キャビティ内で独立治療サイトの配列に放射を提供するよう構成されてもよく、そこでは各この様な治療サイトは該キャビティ内で治療されない組織により分離されていてもよい。
【００２３】
該センサーは圧力センサーであってもよい。該センサーは該キャビティ内の該組織の深さを検出するよう構成された深さセンサー（ｄｅｐｔｈ　ｓｅｎｓｏｒ）であってもよく、そして該組織が該予め決められた深さを越えて該キャビティ内に延びる時、該放射ソースによる放射の送信を禁ずる（ｉｎｈｉｂｉｔｉｎｇ）制御信号を提供するよう構成されてもよい。該センサーは放射インテンシティセンサー（ｒａｄｉａｔｉｏｎ　ｉｎｔｅｎｓｉｔｙ　ｓｅｎｓｏｒ）であってもよく、そして該放射が予め決められたしきい値を越える時、該放射ソースによる放射の送信を禁ずる制御信号を提供するよう構成されてもよい。該センサーは、該放射が実質的に全反射される時、該放射ソースによる放射の送信を禁ずる制御信号を提供するよう構成されてもよい。
【００２４】
該装置は予め決められた安全比（ｓａｆｅｔｙ　ｒａｔｉｏ）内で動作するよう構成されてもよい。該キャビティは、該組織内のターゲット（ｔａｒｇｅｔ）から該組織の表面まで測定された時、治療されるべき該組織内のターゲットの深さより大きい深さを有してもよく、そして該ターゲットから該組織の表面まで測定された時、該組織内のターゲットの深さの４倍より小さい側部（ｓｉｄｅ）を有してもよい。
【００２５】
該放射ソースは約０．１から約１００Ｊ／ｃｍ^{2}の作用（ｆｌｕｅｎｃｅ）で該組織を照射するよう構成されてもよい。該放射ソースは約１ｍｓから約５００ｍｓのパルス幅で該組織を照射するよう構成されてもよい。該放射ソースは約４００－１３５０ｎｍの間の波長範囲で、特に約６００－１２００ｎｍの間の波長範囲で、該組織を照射するよう構成されてもよい。
【００２６】
本発明のもう１つの側面は対象の組織の光美容治療用の方法であり、該方法は、或る容積の組織をキャビティ内に引き込む（ｄｒａｗｉｎｇ）過程と、該容積の組織が放射を使って治療するのに安全かどうかを決定する過程と、そして該決定に基づいて該容積の組織を放射で治療する過程と、を具備する。該容積の組織は、もし該組織が治療するのに安全でないことが決定されれば治療されず、もし該組織が治療するのに安全であることが決定されれば治療される。
【００２７】
本発明のこの側面の好ましい実施例は下記の追加的特徴の幾つかを有する。治療は少なくとも２つの異なる方向からの放射の送信を具備しており、少なくとも２つの異なる方向からの該放射は、皮膚上の１つ以上のターゲット（ｔａｒｇｅｔｓ）で重なり合って（ｏ

ｖｅｒｌａｐ）もよい。少なくとも２つの異なる方向からの該放射は、各々が治療されない組織により囲まれる２つ以上の容積の組織のセットを治療してもよい。

【００２８】

該方法は又該容積の組織内の独立した治療サイトの配列を提供するが、該容積の組織内では各この様な治療サイトは該容積内で治療されない組織により分離されている。該組織に適用される圧力は該組織を治療することが安全かどうかを決定するため検出されてもよい。キャビティ内の該容積の組織の深さは、該組織が治療するのに安全かどうかを決定され得るよう検出される。該決定は又放射インテンシティセンサーを使って放射を検出することにより行われてもよい。

【００２９】

治療は、約０．１から約１００Ｊ／ｃｍ^{2}の作用と、約１ｍｓから約５００ｍｓのパルス幅と、約４００－１３５０ｎｍ、又は特に約６００－１２００ｎｍの波長範囲内で、行われる。

【実施例】

【００３０】

本発明の図解的で制限されない実施例が添付図面を参照して実施例によって説明される。尚、これら図面において同一の符号が同一の要素に用いられる。

【００３１】

下記説明の実施例は改良された光学的放射供給（ｏｐｔｉｃａｌ　ｒａｄｉａｔｉｏｎ　ｄｅｌｉｖｅｒｙ）と安全性とを提供する。例えば、図１を参照すると、デバイス１０は皮膚が引き込まれるキャビティと、該キャビティ内の該皮膚に多数方向から光を導く光供給機構（ｌｉｇｈｔ　ｄｅｌｉｖｅｒｙ　ｍｅｃｈａｎｉｓｍｓ）と、を有する。該皮膚は好ましくは負の圧力（ｎｅｇａｔｉｖｅ　ｐｒｅｓｓｕｒｅ）を印加することにより該キャビティ内に置かれるのがよいが、正の圧力（ｐｏｓｉｔｉｖｅ　ｐｒｅｓｓｕｒｅ）に依るとか、或いは該キャビティ又は或るチャンネル内に該組織をクリンプ（ｃｒｉｍｐｉｎｇ）する様な他の方法も可能である。該キャビティの寸法を最適化（ｏｐｔｉｍｉｚｉｎｇ）することにより、２つ以上の異なる方向からの光学的放射は、治療されるべき皮膚内の１つ以上のターゲットの場所で重なり合わされる（ｏｖｅｒｌａｐｐｅｄ）か又は組み合わされる（ｃｏｍｂｉｎｅｄ）。該皮膚内のこの組み合わされた治療エネルギーは治療の効果（ｅｆｆｉｃａｃｙ）を増す、一方表皮（ｅｐｉｄｅｒｍｉｓ）をより良く保護するよう安全比（ｓａｆｅｔｙ　ｒａｔｉｏ）も又改良する。該安全比は表皮の温度変化（ｔｅｍｐｅｒａｔｕｒｅ　ｃｈａｎｇｅ　ｏｆ　ｔｈｅ　ｅｐｉｄｅｒｍｉｓ）に対する治療ターゲットの温度変化（ｔｅｍｐｅｒａｔｕｒｅ　ｃｈａｎｇｅ　ｏｆ　ｔｈｅ　ｔｒｅａｔｍｅｎｔ　ｔａｒｇｅｔ）の比（ｒａｔｉｏ）である。一般に、表皮を損傷（すなわち、該表皮での過大な温度）することなく、ターゲットの高温度を得るのが好ましい。多方向からの光の組み合わせは、皮膚表面が実質的に１方向のみからの光を受けながら、該組織内のターゲットは１つより多い方向からの光を受けることを意味する。結果として、該ターゲットは皮膚表面より多い光を受ける。

【００３２】

加えて、該皮膚を該キャビティ内に引き込むことは該皮膚を圧縮し、それにより血液を除去し、該キャビティ内の該皮膚を薄く（ｔｈｉｎｎｉｎｇ）する。血液はターゲットの治療用に使われる波長で光学的放射を吸収することが多いので、血液を除去することは血液による吸収へのエネルギー損失を避けることにより有効性を改良し、それは真のターゲットによる吸収に利用可能なエネルギーを増加する。更に、該キャビティ内の皮膚からの血液の除去は又、光学的放射の血液での吸収による大きな加熱（ｂｕｌｋ　ｈｅａｔｉｎｇ）を避けることで安全性を高める。該皮膚を薄くすることは光学的放射の散乱（ｓｃａｔｔｅｒｉｎｇ）と、ターゲット迄の距離と、を減じ、これら両者は有効性を改良する。

【００３３】

該キャビティ内へ該皮膚を引き込むことは又該皮膚を延ばし、それは基底膜（ｂａｓａｌ　ｍｅｍｂｒａｎｅ）を延ばす。該基底膜を延ばすことはメラニン（ｍｅｌａｎｉｎ）

の光学密度（ｏｐｔｉｃａｌ　ｄｅｎｓｉｔｙ）｛エムオーデー（ＭＯＤ）｝を減じ得る。血液の様に、該基底膜のメラニンは治療用の波長で光学的放射を吸収することが多い。結果として、血液の除去の様に、該エムオーデーを減らすことは該ターゲットによる吸収のためのより多くのエネルギーを提供し、それにより有効性を高め、皮膚損傷へ導く大きな加熱を減じ、それにより安全性を増す。

【００３４】

該キャビティ内の皮膚へ光を導くことは又眼の安全を提供する。１実施例では、該キャビティの開口部（ｏｐｅｎｉｎｇ）に実質的に平行に進む光は、該キャビティからの直接光が少ないか又は皆無になる様に、該キャビティ内の皮膚へ送られる。直接光は眼の損傷の潜在する危険を呈するが、何故ならばこの様な直接光は網膜上に焦点を結ぶか、又は虹彩内のメラニンにより吸収され、それにより（もし該インテンシティが充分ならば）眼を損傷させるからである。従って、該キャビティからの直接光放射（ｄｉｒｅｃｔ　ｌｉｇｈｔ　ｅｍｉｓｓｉｏｎ）を減じるか又は除去することは眼の安全性を改良する。該虹彩は又閉じた瞼（ｃｌｏｓｅｄ　ｅｙｅ　ｌｉｄ）を通して伝播（ｐｒｏｐａｇａｔｉｎｇ）する光の吸収により損傷し得る。かくして、該キャビティからの直接光放射の削減又は除去は該瞼を通して伝播し、虹彩により吸収され得る光の量をも減じる。

【００３５】

眼の安全性を更に改良するために、該デバイスは、皮膚が該キャビティ内にあると決定された時にのみ光を該キャビティ内へ導く。この様な決定を行うための多くの機構が可能である。１つの実施例では、光供給機構は、皮膚が該キャビティの内壁に接触するまで、光が該キャビティ内へ送られないように全反射（ｔｏｔａｌ　ｉｎｔｅｒｎａｌ　ｒｅｆｌｅｃｔｉｏｎ）を有する。もう１つの実施例では、１つ以上のセンサーが該キャビティの開口部の近くに配置され、それらが該キャビティ内に引き込まれた皮膚の存在を検出するまで、光が該キャビティ内に送られることを可能にしない。もう１つの眼の安全対策として、該キャビティに負の圧力が印加されない時、該キャビティは、例えば、シャッター（ｓｈｕｔｔｅｒ）により阻止（ｂｌｏｃｋｅｄ）されてもよく、この様なシャッターは、皮膚が該キャビティ内に引き込まれた時のみ開いてもよい。

【００３６】

もう１つの安全機構は、充分堅く（ｆｉｒｍ）ない皮膚、例えば、瞼を含む、眼の範囲付近の皮膚、の検出と、この様な皮膚が検出された時、該デバイスが光を該キャビティ内へ放射することを可能にしないことと、を含む。眼の付近の皮膚、特に瞼、は非常に薄いので、眼の範囲の付近の治療は、該皮膚を通しての光伝播、虹彩による吸収、そして潜在する眼の損傷、へ導き得る。この様な負傷を防止するために、１つ以上のセンサーが、該キャビティ内で、或る高さに配置されるが、その高さ、すなわち、該キャビティ開口部からの距離、は、該高さを超えて、他の典型的堅さの皮膚が該キャビティの与えられた寸法用に引き込まれ得る高さである。結果として、もしこれらのセンサーが皮膚の存在を検出するなら、それはその皮膚が治療されるべきでない種類（例えば、眼の付近の皮膚）であることの指示であり、該センサーは該デバイスが該キャビティ内へ光を放射するのを防止する。

【００３７】

眼の安全性は又、該デバイスが光を該キャビティ内に放射する前に、或るレベルの圧力が該デバイスにより該皮膚に印加されることを要求することにより改良される。すなわち、該デバイスは、それが皮膚に対し充分激しく押されるまで、光を該キャビティ内へ放射しない。このための１つの機構は圧力制御された発射機構（ｆｉｒｉｎｇ　ｍｅｃｈａｎｉｓｍ）である。これは眼の安全性を提供するが、それは、もし該デバイスが眼の方に向けられたなら、該デバイスが光を該キャビティ内に放射出来ないよう、この様な圧力は眼に印加されない、又は少なくとも顕著な痛み無しには印加されないからである。

【００３８】

眼の安全性は、治療される対象内の嫌悪性反射作用（ａｖｅｒｓｉｖｅ　ｒｅｆｌｅｘ）をもたらす光を使うことにより改善される。なおもう１つの実施例では、一般的に眼に

安全であるが、眼に特に刺激的な波長を有する光が、損傷を引き起こさないが、眼を閉じるとか、頭を回すとか、又は該デバイスを顔から離そうとする動作、の様な嫌悪性反応又は反射作用を引き起こすに充分な程強い、レベルで送信される。

【００３９】

治療は恒久的か又は１時的か（例えば、恒久的な毛髪の減少か１時的な毛髪の除去）何れかの結果を提供し、該結果は即座（例えば、毛幹の全体又は部分の気化又は毛幹の構造内の変化）であるか又は発現に時間が掛かる｛例えば、毛幹が結局抜ける（ａ ｈａｉｒ ｓｈａｆｔ ｅｖｅｎｔｕａｌｌｙ ｆａｌｌｓ ｏｕｔ）｝。加えて、多数の治療が結果を提供するために必要となり、例えば、或る結果は放射治療の累積効果を要し、又この様な結果は恒久的であったり又は１時的であったりする。もし１時的なら、該結果を維持するために周期的治療が必要である。例えば、毛髪を除くために幾つかの治療を要し、無毛の皮膚（ｈａｉｒ－ｆｒｅｅ ｓｋｉｎ）を維持するために周期的再治療を要する。毛髪除去が治療の例として与えられたが、多くの皮膚科的及び他の治療が可能であることは理解されるべきである。ここで開示されたデバイスは、該キャビティの寸法と他のパラメーターを修正することにより、毛胞（ｈａｉｒ ｆｏｌｌｉｃｌｅｓ）、皮脂腺（ｓｅｂａｃｅｏｕｓ ｇｌａｎｄｓ）、しわ（ｗｒｉｎｋｌｅｓ）、傷跡（ｓｃａｒｓ）、深い真皮（ｄｅｅｐ ｄｅｒｍｉｓ）、真皮／皮下組織接合部（ｄｅｒｍｉｓ／ｈｙｐｏｄｅｒｍｉｓ ｊｕｎｃｔｉｏｎ）、皮下脂肪（ｓｕｂｃｕｔａｎｅｏｕｓ ｆａｔ）及び浅筋（ｓｕｐｅｒｆｉｃｉａｌ ｍｕｓｃｌｅ）、を含むがそれらに限定されない皮膚内の種々のターゲットを治療するため使われてもよい。或る実施例は又眼の安全性が関心事である他の治療又はデバイス用に有用である。例えば、歯の組織を治療する消費者デバイスに於いて、例えそのデバイスが眼の近く又は眼の付近での使用を意図されてなくても、その光が対象の眼の中で偶然に、又は他の仕方で輝き得ないことを保証することは適切であるか、又は有益である。

【００４０】

今、図１を参照すると、毛髪の除去を含む、毛髪の成長の管理用に、例えば、毛胞を含む人の皮膚内の組織を治療するために例示的デバイス１０が使われる。該デバイス１０は容易な取り扱い用にカーブしたセクション１８を有するハウジング１６を備える。該デバイス１０は更にハウジング１６に隣接して配置された治療ヘッド（ｔｒｅａｔｍｅｎｔ ｈｅａｄ）１４を備えるが、該ヘッドは２つの放射指向要素（ｒａｄｉａｔｉｏｎ ｄｉｒｅｃｔｉｎｇ ｅｌｅｍｅｎｔｓ）２０ａ及び２０ｂ（一般的に放射指向要素２０と呼ばれる）と、キャビティ１２を形成する側壁（ｓｉｄｅｗａｌｌｓ）２２ａ及び２２ｂ（示されてない）と、を有する。該治療ヘッド１４は更に、下記で図２及び３と関連して詳細に説明される様に、該放射指向要素２０と光学的に結合された光学的放射ソース２８を有する。

【００４１】

該治療ヘッド１４は外側エッジ（ｏｕｔｅｒ ｅｄｇｅ）２４を有するが、該エッジは皮膚とより効率的な圧力シール（ｐｒｅｓｓｕｒｅ ｓｅａｌ）を形成するよう輪郭付け（ｃｏｎｔｏｕｒｅｄ）されている。該放射ソース２８に冷却を提供するために、デバイス１０は或る容積の液体又は他の材料５０を有する室２６を備える。液体又は他の材料５０は熱的には該放射ソース２８と、そしてオプションでは該放射指向要素２０と結合される。該デバイス１０はオプションではディスペンサー（ｄｉｐｅｎｓｅｒ）（示されてない）を有し、該ディスペンサーは、例えば、冷却ローションを皮膚にディスペンス（ｄｉｓｐｅｎｓｅ）する。又デバイス１０は、皮膚を該キャビティ内に引き込む（ｄｒａｗ）ために、該キャビティ１２内に手動発生の差圧ソース（ｍａｎｕａｌｌｙ ｇｅｎｅｒａｔｅｄ ｓｏｕｒｃｅ ｏｆ ｄｉｆｆｅｒｅｎｔｉａｌ ｐｒｅｓｓｕｒｅ）（例えば、低い又は負の圧力か、又は真空）を提供するよう、ピストン（ｐｉｓｔｏｎ）７４と結合されたピストンロッド（ｐｉｓｔｏｎ ｒｏｄ）４０を囲むシリンダー３０を有する皮膚集め用具（ｓｋｉｎ ｇａｔｈｅｒｉｎｇ ｉｍｐｌｅｍｅｎｔ）を備える。該ピストンは該放射指向要素２０及び側壁２２ａ、２２ｂと可動空圧シール（ｍｏｖａｂｌｅ ｐ

ｎｅｕｍａｔｉｃ ｓｅａｌ）を形成する。該皮膚集め用具３４は更にロッド４０と結合された逆走機構（ｒｅｖｅｒｓｉｎｇ ｍｅｃｈａｎｉｓｍ）４４を有する。

【００４２】

代わりの実施例では、各放射指向要素２０ａ及び２０ｂは多数の放射指向要素を有し得て、側壁２２ａ及び２２ｂも又１つ以上の放射指向要素を有し得る。代わりの実施例では、該光学的放射ソース２８は遠隔式にコンソール内に配置され、例えば、光ファイバーケーブルを通して該治療ヘッド１４に光学的に結合されてもよい。もう１つの代わりの実施例では、該光学的放射ソース２８はデバイス１０内のどこか他の所に配置されてもよい。

【００４３】

全ての実施例で、光学的放射ソース２８は１つ以上の光学的放射ソースを有してもよく、該ソースは、レーザー（ｌａｓｅｒｓ）、ダイオードレーザー（ｄｉｏｄｅ ｌａｓｅｒｓ）、同調可能なレーザー（ｔｕｎａｂｌｅ ｌａｓｅｒ）、ダイオード、ハロゲンランプ（ｈａｌｏｇｅｎ ｌａｍｐｓ）、フラッシュランプ（ｆｌａｓｈｌａｍｐｓ）、及び／又は他の種類のランプの様な、広い及び狭い両バンドの光源を含むが、それらに限定されない、多数の種々の種類の何れかであってもよい。更に、幾つかの異なるソース及び／又は幾つかの異なる種類のソースが、種々の波長の放射を提供するため使われ得る。１実施例では、光学的放射ソース２８は多数のソース、例えば、発光ダイオード（ＬＥＤｓ）、ランプ、レーザーダイオードバー（ｌａｓｅｒ ｄｉｏｄｅ ｂａｒｓ）、レーザー、及び他のソースを有することも可能である。１つの光学的放射ソースが１つ以上の放射指向要素に放射を提供したり、或いは多数の放射ソースが１つ以上の放射指向要素に放射を提供し得る。１つのソースから多数の放射指向要素へ光を導くために、例えば、ビームスプリッター又は他の当該技術で公知の手段が使われてもよい。１実施例では、該放射指向要素２０はプリズム、例えば、３角形等辺プリズム（ｔｒｉａｎｇｕｌａｒ ｅｑｕｉｌａｔｅｒａｌ ｐｒｉｓｍ）又は直角プリズム（ｒｉｇｈｔ ａｎｇｌｅ ｐｒｉｓｍ）、として提供される。しかしながら、種々の他の形状が可能である。

【００４４】

デバイス１０の冷却システムはフィン（ｆｉｎｓ）４８ａ－４８ｎを有するヒートシンク（ｈｅａｔ ｓｉｎｋ）４６を備えるが、該フィンは室２６内に配置された冷却材料（ｃｏｏｌｉｎｇ ｍａｔｅｒｉａｌ）５０と熱的に接触する。冷却材料５０はヒートシンク４６から熱を吸収すると相（ｐｈａｓｅｓ）を変える相転移材料（ｐｈａｓｅ ｔｒａｎｓｆｅｒ ｍａｔｅｒｉａｌ）であってもよく、或いは冷却材料５０はポンプ５４に結合された導体パイプ（ｃｏｎｄｕｃｔｏｒ ｐｉｐｅ）５２を通して室２６内を循環させられる液体であってもよい。オプションで、デバイス１０はバッテリー（示されてない）を有してもよく、或いはハウジング１６内に配置された接続ポート（ｃｏｎｎｅｃｔｉｏｎ ｐｏｒｔ）６０は壁出口（ｗａｌｌ ｏｕｔｌｅｔ）の様な外部電源への接続部（ｃｏｎｎｅｃｔｉｏｎ）（示されてない）を提供することも出来る。オプションとして、デバイス１０は、室２６内で循環される時材料５０を冷却する機構を有するか、又は接続ポート６０がパイプ５２を通して室２６を冷却材料５０、例えば、水の外部ソース（示されてない）と接続するため使われてもよい。デバイス１０は制御器４２，例えば、ハウジング１６内に配置された電子回路基板３２ａ及び３２ｂを有するが、該基板は光学的ソース２８と、センサーと、そして下記で説明する他の部品と、に接続された制御回路を含む。

【００４５】

キャビティ１２内に皮膚を集める（Ｇａｔｈｅｒｉｎｇ）又は引き込む（ｄｒａｗｉｎｇ）過程は治療される皮膚の光学的特性を変化させる。該皮膚をキャビティ１２内に引き込む過程は該皮膚を圧縮し、該キャビティ内での該皮膚の延ばし（ｓｔｒｅｔｃｈｉｎｇ）と該皮膚内血流の制限（ｒｅｓｔｒｉｃｔｉｏｎ）を引き起こす。該キャビティ内の皮膚の中のターゲット、例えば、毛球（ｈａｉｒ ｂｕｌｂ）を含む毛胞又は皮脂腺、の照射量（ｉｒｒａｄｉａｎｃｅ）は、例えば、１．２－２．５の倍率で増加され得て有利であるが、それは減少した、散乱と、血液量と、そしてキャビティ内の皮膚の皮膚厚と、のためである。

【００４６】
動作時、デバイス１０は皮膚を治療するためにスタンピング運動（ｓｔａｍｐｉｎｇ ｍｏｔｉｏｎ）又はスライド運動（ｓｌｉｄｉｎｇ ｍｏｔｉｏｎ）で運転される。スタンピング運動は、例えば、該デバイス１０を該皮膚と接触するように置き、該皮膚を治療し、次いで該デバイスを該皮膚から除去し、該デバイスを該皮膚のもう１つの範囲と接触するよう置くことにより達成される。スライド運動は、該デバイスが該皮膚を治療する時、該デバイスを該皮膚表面上で同時に動かすことにより達成される。該皮膚の治療は該皮膚表面上で該デバイスの運動速度と協調されることが可能である。
【００４７】
該治療ヘッド１４が該皮膚の表面と接触する時、治療される皮膚の部分は、該キャビティ１２内の圧力を下げるために皮膚集め用具（ｓｋｉｎ ｇａｔｈｅｒｉｎｇ ｉｍｐｌｅｍｅｎｔ）３４を賦活することにより、該キャビティ１２内に引き込まれる。該キャビティ内の該皮膚は次いで、光学的ソース２８から放射指向要素２０ａ及び２０ｂを通る治療放射に曝される。
【００４８】
１つの実施例では、デバイス１０が皮膚と接触するよう置かれる時、ピストン７４に対する皮膚の圧力は逆送機構（ｒｅｖｅｒｓｉｎｇ ｍｅｃｈａｎｉｓｍ）４４により検出されるが、該機構は次いで、ピストン７４が又入り口から離れるべく動かされるように、シリンダー３０内のロッド４０を入り口から離れてキャビティ１２へ引っ張る。ピストン７４の運動はキャビティ１２内に圧力差を発生し、該差は該皮膚を該キャビティ内に引く。ピストン７４は、かくして、デバイス１０が皮膚と接触しない時は、キャビティ１２用のシャッターとして作用する。
【００４９】
皮膚集め用具３４の代替えとして、デバイス１０は該キャビティ１２に結合された外部真空ソース（示されてない）を有することが出来る。この真空ソースは、皮膚集め用具３４と同様に、デバイス１０上でオペレーターにより押されるボタン（示されてない）、又は、上記説明の様に、ピストン７４に対する皮膚の圧力によりトリガーされてもよく、或いは該外部真空ソース又は皮膚集め用具の賦活をトリガーするためにもう１つの種類のシャッターが使われてもよい。
【００５０】
該キャビティ１２の寸法は、キャビティ１２内に引き込まれた皮膚内のターゲットが、種々の方向から放射指向要素２０ａ及び２０ｂを通りキャビティ１２内へ進む光から最適治療を受ける。例えば、該皮膚内の毛胞又は皮脂腺は、放射指向要素２０ａ及び２０ｂの間で実質的に中央に位置付けられ、該皮膚に印加された光学的放射は、ターゲットが両放射指向要素からの光を受けるべく該キャビティの中央部分で重なり合うよう選択される一方、該放射指向要素に対する皮膚表面は、それらが接触する放射指向要素からのみ光を受ける。
【００５１】
デバイス１０で、該放射指向要素はキャビティ１２の相対する側に配置される。しかしながら、代わりの実施例では、該放射要素は、それらが相互から９０度にあるように隣接側部に配置されてもよい。上述の様に、１つ以上の放射指向要素はキャビティ１２の各側に配置される。加えて、キャビティ１２は正方形、長方形又は何等かの他の形状の代わりに円形であってもよい。例えば、図１３を参照すると、放射指向要素２０ａ及び２０ｂの代わりに、デバイス１０は円錐形プリズム（ｃｏｎｉｃａｌ ｓｈａｐｅｄ ｐｒｉｓｍ）１３０１を備えるが、該プリズムは皮膚１３０３が負の圧力で引き込まれるキャビティとして役立つ円柱形穴（ｃｙｌｉｎｄｒｉｃａｌ ｈｏｌｅ）１３０５を有する。加えて、複数の光源（ｌｉｇｈｔ ｓｏｕｒｃｅｓ）（例えば、レーザーダイオード、ＬＥＤｓ、ランプ）は、光ビーム１３０４を皮膚１３０３の部分内へ向けるために、円錐形プリズム１３０１に結合されてもよい。円錐形プリズム１３０１は皮膚内に、放射指向要素２０により提供される平面対称（ｐｌａｎａｒ ｓｙｍｍｅｔｒｙ）よりも高い光の増幅を可

能にする軸対称（ａｘｉａｌ　ｓｙｍｍｅｔｒｙ）を提供する。

【００５２】

印加される負圧（圧力差とも呼ばれる）の大きさのみならずキャビティ１２の寸法も、治療される皮膚の量と、治療中の皮膚の機械的及び光学的な両特性への望まれる効果と、により選択される。大抵の応用では、より大きい範囲の皮膚の全体的治療を完了するのにより短い時間しか必要でないように、大きな量の組織を光の各印加（ｅａｃｈ　ａｐｐｌｉｃａｔｉｏｎ　ｏｆ　ｌｉｇｈｔ）で治療することが望ましい。しかしながら、これは又、より小さく、より低廉なデバイス及び他の要因と対比される。例えば、デバイス１０により１度に治療され得る皮膚の量は、キャビティ１２内に引き込まれる皮膚の量により限定される。キャビティ１２の幅（図２のＷすなわち６４で示される）は、より多くの皮膚を治療するよう極めて大きくされ得るが、そうすることは放射指向要素２０ａ及び２０ｂからの放射がキャビティ１２内の該皮膚の中で重なり合い、組み合わされることを妨げる。もしデバイス１０が更に側壁２２ａ及び２２ｂ内に放射指向要素を含むならば、キャビティ１２の長さ（図２のＬすなわち６４で示される）についても同じことが真となる。同様に、これらの寸法を余りに小さくすることは該放射及び皮膚表面の重なり合いを引き起こし得る。かくして、キャビティ１２の長さと幅は、種々の方向からキャビティ１２内へ放射を送る異なる放射指向要素からの放射を組み合わせる要求により限定される。

【００５３】

加えて、キャビティ１２の高さ（図１２のＨすなわち６６で示される）も限定される。理論では、非常に長い又は深い高さが治療用に多くの皮膚をキャビティ１２内に引き入れるため使われ得る。しかしながら、該キャビティへの入り口のどんな与えられた寸法に対しても、或る量の皮膚しか該皮膚を傷つけずに該キャビティ内へ引き込まれ得ない。かくして、高さ寸法も限定される。

【００５４】

図１に示す実施例では、デバイス１０のキャビティ１２は約１０ｍｍの長さＬすなわち６４を有し、該長さは約１０ｍｍの長さを有する光学的ソース２８とマッチする。この実施例で、キャビティ１２は約２ｍｍから約６ｍｍ、そして好ましくは約４ｍｍがよい、幅Ｗすなわち６６を有する。この幅と長さは、堅い治療可能な皮膚（例えば、眼の範囲付近の皮膚でない）が、予め決められた容積Ｖすなわち６８内で、多数の放射指向要素２０からの組み合わされた均一な放射で治療されることを可能にする。この実施例で、キャビティの高さは１３ｍｍで、水銀柱約２０ｃｍ（水銀柱８インチ）の圧力差が適用される。これは図６に関連して更に説明される。

【００５５】

１つの実施例では、治療のターゲットは毛胞である。典型的に毛胞は１－４ｍｍ皮膚深さで見出される。結果として、室内の皮膚の高さ（図２で示されるＨ$_{skin}$すなわち６８）が約２ｍｍから約６ｍｍとなるようキャビティ１２内に皮膚を集める。この様な皮膚高さＨ$_{skin}$すなわち６６は人の毛胞（ｈａｉｒ　ｆｏｌｌｉｃｌｅｓ）を予め決められた容積Ｖすなわち６８（図２）内に配置し、該小胞（ｆｏｌｌｉｃｌｅｓ）を光学的放射ソース２８に結合された放射指向要素２０からの組み合わされた放射に供する。

【００５６】

アクネ（ａｃｎｅ）を治療するもう１つの実施例では、治療のターゲットは皮脂腺である。皮脂腺は典型的に１－３ｍｍの皮膚深さで見出される。結果として、該室内の皮膚の高さが約１ｍｍから約３ｍｍになるようキャビティ１２内に皮膚を集めることは皮脂腺を予め決められた容積内に配置し、該皮脂腺を光学的放射ソース（ｏｐｔｉｃａｌ　ｒａｄｉａｔｉｏｎ　ｓｏｕｒｃｅ）２８に結合された放射指向要素２０からの組み合わせ放射に供する。

【００５７】

オプションとして、皮膚が該キャビティ内へもっと容易に引き込まれることを可能にするようローション（ｌｏｔｉｏｎ）が該皮膚に塗布されてもよい。この様なローションは又該皮膚と該キャビティ内壁との間の光学的及び熱的結合を改善する。

【００５８】
上記説明の様に、皮膚がキャビティ１２内に引き込まれると、血液が除去される。これは普通血液により吸収される波長の利用がもっと有効に行われることを可能にする。例えば、光学的ソース２８は３８０から１３５０ｎｍまでの光学的放射を発生してもよい。キャビティ１２内に皮膚を引き込むことは該皮膚内の大抵の血液を除去するが、それは該皮膚内の残りの血液を、該キャビティの頂部－すなわち、最も深い該皮膚のひだの先端、又はキャビティ１２内の最も高い高さに、集中させる。血液のこの様な集中は、脈管の傷の様な表面的ターゲットを除去する治療の焦点である。
【００５９】
更に、基底膜（ｂａｓａｌ　ｍｅｍｂｒａｎｅ）が延ばされ、それにより、上記説明の様に、治療エネルギーの１部を吸収するメラニン光学密度｛エムオーデー（ＭＯＤ）｝を減じるので、表皮の温度は約１．１から約１．５倍の倍率で低下出来る。
【００６０】
その結果、該組織（例えば、毛胞）は、皮膚がキャビティ１２内に引き込まれた時該皮膚内に創られる光学的及び機械的特性変化の結果として、そして多数の放射指向要素２０からの組み合わされた光学的放射から、より有効に治療され得る。
【００６１】
今、図２を参照すると、デバイス１０の更に詳細が示されている。該キャビティ１２は長さＬすなわち６４と、幅Ｗすなわち６２と、を有する。他の実施例で、デバイス１０が、異なる形状、例えば、円形、正方形、六角形、非対称（ａｓｙｍｍｅｔｒｉｃ）、３角形、ドーム状（ｄｏｍｅｄ）、を有するキャビティを備え、直線的内壁の代わりに、この様な壁が、例えば、（内方へ又は外方へ）傾いたり（ｓｌａｎｔｅｄ）、カーブしたり、或いは柔軟な（ｆｌｅｘｉｂｌｅ）又は柔らかい（ｓｏｆｔ）材料製であってもよいことは評価されるであろう。該室内の皮膚高さH_{skin}すなわち６６は示される様にキャビティ１２の入り口（ｅｎｔｒａｎｃｅ）から計られる。該キャビティ１２は、放射指向要素２０ａ及び２０ｂからの放射が組み合わされる容積すなわち６８を含む。この実施例で、皮膚集め用具３４はロッド４０と結合されるピストン７４を有する。この実施例の光学的ソース２８は１対のレーザーダイオードバー７０ａ及び７０ｂを有する（集合的にレーザーダイオードバー７０と呼ばれる）。該レーザーダイオードバー７０ａ及び７０ｂはそれぞれエミッター表面（ｅｍｉｔｔｅｒ　ｓｕｒｆａｃｅｓ）７２ａ及び７２ｂを有する。該光学的ソース２８は、それぞれエミッター表面７２ａ及び７２ｂと放射指向要素２０ａ及び２０ｂの間に配置され、キャビティ１２の長さＬすなわち６４だけ延びる光学要素（ｏｐｔｉｃａｌ　ｅｌｅｍｅｎｔｓ）７６ａ及び７６ｂをオプションで有する。もしもっと長いキャビティ１２が望ましいなら、多数のダイオードバーが組み合わされてもよい。ヒートシンク４６は配列で配置された冷却フィン４８を有する。
【００６２】
動作時は、レーザーダイオードバー７２はキャビティ１２内に引き込まれた皮膚に連続の又はパルスの光学的放射を提供する。白熱ランプ（ｉｎｃａｎｄｅｓｃｅｎｔ　ｌａｍｐ）、フラッシュランプ、ハロゲンランプ、発光ダイオード又は現在入手可能な又は何時か開発される（ｙｅｔ－ｔｏ－ｂｅ　ｄｅｖｅｌｏｐｅｄ）何等かの他の適当な光源を含むがそれらに限定されない光学的放射の他のソースが治療放射を提供するため使われ得ることは評価されよう。これらのソースは、約３８０ｎｍから約１３５０ｎｍまでの一つ以上の選択された波長又は別々のバンドの波長を提供するようオプションでフィルターと組み合わされることが出来る。又、該光学的放射ソース又は複数ソースは０．１－１００Ｊ／cm^2の作用（ｆｌｕｅｎｃｅ）、１－１０００ｍｓの間のパルス幅、０．５－１０cm^2のスポットサイズ、そして０．２Ｈｚの繰り返し速度（ｒｅｐ　ｒａｔｅ）又は連続波、を提供してもよい。パルス幅は、スタンピングモード（ｓｔａｍｐｉｎｇ　ｍｏｄｅ）でキャビティ１２内で治療される皮膚の各セクションに適用される個別パルス又はパルスのグループを含んでもよく、或いはパルス幅は、該デバイスが皮膚上を動かされ、皮膚の種々のセクションが該キャビティ内へそしてキャビティ外へ動かされる時、キャビティ

１２内で治療される皮膚の各セクションにより見られる有効パルス幅とすることが出来ることは理解されるべきである。

【００６３】

オプションの光学要素７６ａ及び７６ｂは光学的放射ソース７２からの放射を焦点合わせし（ｆｏｃｕｓ）、集中し、分岐（ｄｉｖｅｒｇｅ）し、又はコリメート（ｃｏｌｌｉｍａｔｅ）することが出来る。該光学的放射ソース２８とオプションの光学要素７６ａ及び７６ｂは、該光学的ソースの各々からの光学的放射が次いで該光をキャビティ１２内へ導く放射指向要素内へ結合されるように、放射指向要素２０と整合される。上記説明の様に、キャビティ１２の寸法は、表皮を保護する改良された安全比を提供しながら、改良された有効性を提供するために、種々の放射指向要素からの光が治療されるべきターゲットの範囲の中で該キャビティ内で組み合わされることを可能にするよう、選ばれるのが好ましい。これは図８Ａ、８Ｂ、９Ａ及び９Ｂと関連して下記でもっと充分に説明される。

【００６４】

オプションで、該放射指向要素は、キャビティ１２内の組織の別々の容積が、周囲組織が治療されない間に治療されるように、或るパターンの治療エネルギーをキャビティ１２内の組織に送ることが出来る。すなわち、キャビティ１２内の全組織を均一に治療する代わりに、該キャビティ内の或る小さな容積のみが治療されてもよい。これらの治療される部分の間の健康な組織（ｈｅａｌｔｈｙ　ｔｉｓｓｕｅ）は、治癒時間（ｈｅａｌｉｎｇ　ｔｉｍｅ）と治療への組織応答（ｔｉｓｓｕｅ　ｒｅｓｐｏｎｓｅ　ｔｏ　ｔｒｅａｔｍｅｎｔ）とを改良することが出来る。この様な治療パターンは、例えば、該放射指向要素内に焦点合わせ要素（ｆｏｃｕｓｉｎｇ　ｅｌｅｍｅｎｔｓ）を有したり、或いは光がその開口部（ｏｐｅｎｉｎｇ）だけを通過する様な開口部を有するマスク（ｍａｓｋ）で、キャビティ１２の内壁をコートすることにより提供されてもよい。もう１つの例として、キャビティ１２の該内壁はこの様な治療パターンを提供するため織り目付けされて（ｔｅｘｔｕｒｅｄ）もよい。

【００６５】

１つの実施例では、オペレーターはデバイス１０を皮膚に対し押すことにより（図１）キャビティ１２内の負圧をトリガー（ｔｒｉｇｇｅｒｓ）する。例えば、デバイス１０のハウジング１６（図１）は、オペレーターが治療ヘッド１４を皮膚に対するよう置き、カーブしたセクション１８に対し押し続けると、ハウジング１６が更に皮膚の方へスライドするよう、治療ヘッド１４に対しスライド可能（ｓｌｉｄａｂｌｅ）である。該オペレータがカーブしたセクション１８上で押すことを止めると、皮膚から離れるようスライドするハウジング１６の作用は、該キャビティ１２内の圧力を下げ、従って皮膚を該キャビティ内に集めるよう、シリンダー３０，ロッド４０，ピストン７４そして逆走機構（ｒｅｖｅｒｓｉｎｇ　ｍｅｃｈｎｉｓｍ）４４と連携して働くことが出来る。上記説明の様に、皮膚が該キャビティ内で検出されると、レーザーダイオードバー７０が該キャビティ内の皮膚に治療放射を提供するため賦活されるよう、センサー（示されてない）がキャビティ１２内に含まれる。

【００６６】

光学的ソース及び光学的部品用の冷却を提供するために、ポンプ５４及び導体パイプ５２により冷却材料５０，例えば、冷水（ｃｈｉｌｌｅｄ　ｗａｔｅｒ）が室２６内を循環させられてもよい。他の冷却手段が使われてもよいことは評価されよう。例えば、室２６はフィン４８から熱を吸収すると相（ｐｈａｓｅ）を変える相転移材料（ｐｈａｓｅ　ｔｒａｎｓｆｅｒ　ｍａｔｅｒｉａｌ）（例えば、氷、ワックス）を収容してもよい。代わりに、デバイス１０はフィン４８を過ぎるよう空気を強制する小さなファンを有してもよい。もう１つの例として、使用中のオペレーターの手及び／又は大気へ熱が送られるようにヒートシンクがハウジング１６に熱的に結合されてもよい。

【００６７】

代わりの実施例では、デバイス１０のパラメーターは、キャビティ１２内に引き込まれた皮膚に種々の治療を提供するため、又は種々の種類の皮膚｛例えば、顔の皮膚は背中又

は腋の下（ｕｎｄｅｒａｒｍ）の皮膚と異なって治療されてもよい}に種々の治療を提供するため、変えられてもよい。例えば、該キャビティの寸法（例えば、キャビティの幅、長さ及び／又は高さ）、キャビティ内の圧力差、光学的ソースの位置、フイルター、作用（ｆｌｕｅｎｃｅ）、パルス幅及び他のパラメーターは調整可能である。なおもう１つの実施例では、皮膚集め用具３４は、皮膚を該キャビティ内に集めるピストン７４と連携して適用される接着力（ａｄｈｅｓｉｖｅ　ｆｏｒｃｅ）又はピンチング力（ｐｉｎｃｈｉｎｇ　ｆｏｒｃｅ）を使う。なおもう１つの実施例では、超音波エネルギー（ｕｌｔｒａｓｏｕｎｄ　ｅｎｅｒｇｙ）が光学的放射の代わりに使われる。

【００６８】

上記説明の様に、デバイス１０は安全センサーを有することが出来る。１つの実施例では、この様なセンサーはキャビティ１２内の皮膚の存在を検出し、その時のみ該キャビティ内の光の放射を可能にするため使われる。加えて、安全センサーは、皮膚がキャビティ１２内に余りに深く引き込まれた時を検出し、キャビティ１２内の光の放射を避けるために使われる。これは、堅さが少ない皮膚とそれに近く配置された何等かの組織（ａｎａｔｏｍｙ）が光学的ソース２８からの光に曝されるのを防止する。例えば、瞼を含み、人間の眼の付近の皮膚は一般的に非常に柔軟（ｐｌｉａｂｌｅ）である。光学的ソース２８から発生された光は、それが眼を負傷させる可能性があるので、眼の付近での使用には安全ではないとすべき様なものである（ｍａｙ　ｂｅ　ｓｕｃｈ　ａｓ　ｔｏ　ｂｅ　ｎｏｔ　ｓａｆｅ　ｆｏｒ　ｕｓｅ　ａｒｏｕｎｄ　ｔｈｅ　ｅｙｅ）。例えば、該光は、それが瞼を通過し、虹彩のメラニンにより吸収され、そして眼を損傷し得る様なものである。その結果として、１つ以上の安全センサーが、それが眼の付近の皮膚であることを示す高さ／深さで該キャビティ１２内の皮膚を検出するよう配置され、それにより該デバイス１０が該光源を動作させることを防止する。

【００６９】

１つの実施例では、安全センサーは１つ以上の対のエミッター（ｅｍｉｔｔｅｒｓ）及び検出器（ｄｅｔｅｃｔｏｒｓ）を有する。図３を参照すると、治療ヘッド１４は、エミッター８４が、皮膚がキャビティ１２内に無い時検出器８６により受けられる光を光路８８に沿って導くよう、放射指向要素２０ａ及び２０ｂと整合されたエミッター８４及び検出器８６を有するよう示される。皮膚がキャビティ１２内に引き込まれると、光路８８は遮られ（ｉｎｔｅｒｒｕｐｔｅｄ）、検出器８６は、制御回路が、皮膚を治療するため光をキャビティ１２内に放射するよう光学的ソース２８をドライブすることを可能にするために、電子回路基板３２ａ及び３２ｂ内の制御回路に信号を送る。示される様に、光路８８はキャビティ１２の開口部に近く配置される。しかしながら、光路８８は、該皮膚がキャビティ１２内に引き込まれるのみならず、それが治療を可能にするのに充分な深さに引き込まれたことを示すために、キャビティ１２内に（光路９０程深くはないが）より深く（又はより高い高さに）配置される。この高さは図４Ａ及び４Ｂに関連して下記でもっと充分に説明される。

【００７０】

図３で、治療ヘッド１４は又、キャビティ１２内でもっと深い（又はより高い高さの）光路９０を提供するよう整合されたエミッター８０と検出器８２を有するよう示される。エミッター８０と検出器８２は、皮膚がキャビティ１２内で余りにも深く引き込まれた時を検出するため使われるが、該エミッター及び検出器は上記で説明した様に、これが治療されるべきでない皮膚であることを示すことが出来る。この場合、光路９０が遮られると、検出器８２は、該キャビティ内の皮膚が治療されないよう光学的ソース２８の駆動を防止するため信号を制御回路に送る。

【００７１】

１つの実施例では、フォトダイオードが検出器８２及び８６として使われ、発光ダイオード（ＬＥＤｓ）がエミッター８０及び８４として使われる。もう１つの実施例では、治療ヘッド１４は、治療されるべき皮膚のメラニン含有量（ｍｅｌａｎｉｎ　ｃｏｎｔｅｎｔ）又は他の特性を検出するため１つ以上の反射率計（ｒｅｆｌｅｃｔｏｍｅｔｅｒ）セ

ンサー（示されてない）を有する。オプションとして、治療ヘッド１４は反射面（ｒｅｆｌｅｃｔｉｖｅ　ｓｕｒｆａｃｅ）７８を有するが、該面は光学的放射が光学的ソース２８からプリズム２０ａ及び２０ｂに入らせるが、キャビティ１２内の皮膚から光学的放射ソース２８の方へ戻るよう散乱（ｓｃａｔｔｅｒｅｄ）及び反射（ｒｅｆｌｅｃｔｅｄ）される光学的放射がプリズム２０ａ及び２０ｂから逃げさせない。代わりにこの反射面７８は治療の作用を改善するためこの散乱及び反射された光がキャビティ１２内の皮膚の方へ戻るよう返す。これは”光子リサイクリング（ｐｈｏｔｏｎ　ｒｅｃｙｃｌｉｎｇ）”と呼ばれる。

【００７２】

図４Ａは、光路８８を遮るに充分な高さまでキャビティ１２内で集められた治療されるべき皮膚の部分１００を示す。この例では、治療されるべき皮膚の部分１００は１つ以上の毛胞を有し、治療は毛髪の除去用である。簡単のため、毛幹（ｈａｉｒ　ｓｈａｆｔ）１０２と毛球（ｈａｉｒ　ｂｕｌｂ）１０４のみが示される。上記で説明した様に、キャビティ１２内の皮膚の高さはキャビティ１２の幅及び形状、キャビティに印加された圧力差、そして皮膚の堅さ（ｆｉｒｍｎｅｓｓ）の関数である。この例で、該毛胞は、路９２に沿って放射指向要素２０ａ及び２０ｂによりキャビティ１２の相対する側から送られるレーザーダイオードバー７０ａ及び７０ｂからの光学的放射により治療される。上記説明の様に、キャビティ１２の寸法と光学的放射のパラメーターは、両放射要素２０ａ及び２０ｂからの放射が治療の効果を改善するため皮膚内の毛胞内で組み合わされるように、選ばれる。

【００７３】

眼の範囲付近のより柔軟な皮膚の治療の回避に関して、キャビティ内へ集められる皮膚の最大高さ$h_{skin-max}$とキャビティの幅w_{cavity}の間に近似的関係が存在することが発見されたが、それは、治療可能な皮膚（例えば、充分の堅さの皮膚）で、水銀柱２０ｃｍ（水銀柱８インチ）の公称（ｎｏｍｉｎａｌ）圧力差では

【数１】

$$h_{skin\text{-}max} \approx w_{cavity}$$

であり、そして一般的に、治療可能でない皮膚（例えば、瞼の様な堅さのもっと低い皮膚）で、水銀柱２０ｃｍの公称圧力差では$h_{skin-max} > 2w_{cavity}$である。

【００７４】

更に皮膚高さｈｓｋｉｎの範囲が下記の近似範囲にあることが発見された。

【００７５】

$.5w_{cavity} > h_{skin} > 2w_{cavity}$

$h_{skin-max}$及びh_{skin}の決定はセンサー光路８８及び９０の配置の決定を可能にする。

【００７６】

図４Ｂは、キャビティ１２内に引き込まれる皮膚１０８が余りに深く引き込まれたので、それは光路９０を遮っており、これが治療されるべきでない皮膚、例えば、瞼であることを示している。虹彩１１２の構造は該虹彩がキャビティ１２内に引き込まれないようになっている。上記説明の様に、堅さの少ない皮膚は遙かに遠くの距離（より高い高さまで）をキャビティ１２内に集められる（ｇａｔｈｅｒｅｄ）。１実施例では、皮膚高さh_{skin}が１０ｍｍより大きい時光路９０は遮られるよう設定され、それにより検出器８２に光学的ソース２８がトリガーされるのを防止する信号を制御回路へ送らせる。

【００７７】

図５Ａは、従来技術のデバイスにより、或る容積の皮膚１１４’に直接の光学的放射が印加されるのを示す線図である。この線図は、可成りの放射が容積１１４’内に貫入し、もし容積１１４’が瞼であるなら、この様な放射は該瞼を通して虹彩１１２に達するであろうことを図解する。もしこの放射が虹彩内のメラニンに吸収されるなら、それは眼を損傷させる。対照的に、図５Ｂは、キャビティ１２内に引き込まれた皮膚へ放射指向要素２

０ａ及び２０ｂを通して印加される光学的放射と、キャビティ１２の外の皮膚容積１１４に達する間接的光の可成り少ない量と、を示す線図である。この線図は、例えデバイス１０が眼の付近の皮膚の該キャビティ内への引き込みを検出するための上記説明の安全センサー（例えば、８０，８２）を有しなくても、該デバイスが虹彩に達し得る光の量を減じるので従来技術のデバイスに比してなお可成りの眼の安全性をそれが提供することを示す。

【００７８】

図６は、図１のキャビティ１２と同様なキャビティについて皮膚ひだ高さ対圧力（ｓｋｉｎ ｆｏｌｄ ｈｅｉｇｈｔ ｖｓ ｐｒｅｓｓｕｒｅ）のグラフ図である。キャビティ１２の寸法が、キャビティ１２内に集められ得る皮膚の容積を制限するので、キャビティ１２内へその容積の皮膚を引き込むに必要な圧力を越えて圧力差を増やしても、もっと多くの皮膚を引き込まない、ことが決定された。ここで、曲線１３２上の点１３４は約水銀柱２０ｃｍ（８インチ）（２００トール）の初期圧力を表し、それは該キャビティ内の約５ｍｍの皮膚高さに帰着する。皮膚の弾性のために、該皮膚は僅かにもっと低い高さに引き戻され、示される様に、点１３４を越えて圧力差を増やすことは集められた皮膚の高さを増さない。ここで圧力差は、キャビティ内の容積と、キャビティの外の周囲（例えば、大気圧）との間の圧力勾配（ｐｒｅｓｓｕｒｅ ｇｒａｄｉｅｎｔ）を呼ぶ。

【００７９】

一貫した皮膚高さ、毛髪の治療用には該キャビティ内で、好ましくは約２ｍｍから約６ｍｍ、そしてアクネの治療用では１－３ｍｍ、を達成する最小圧力差を提供することが有利である。該キャビティへの入り口に於ける輪郭付きエッジの使用及び／又は治療されるべき皮膚表面へのローション又はオイルの塗布を行う。

【００８０】

図７Ａは、レフレクター（ｒｅｆｌｅｃｔｏｒ）７８を有せず（図３も参照）、かつ、放射指向要素２０ａ及び２０ｂの外面上に反射面（ｒｅｆｌｅｃｔｉｖｅ ｓｕｒｆａｃｅｓ）を有しない治療ヘッド１４を表す。対照的に、図７Ｂはレフレクター７８を有し、そして又、放射指向要素２０ａ及び２０ｂの外面上に反射面を有する治療ヘッド１４を表す。すなわち、図７Ｂでは、放射指向要素２０ａ及び２０ｂは、キャビティ１２を形成する面上を除けば、反射面を有する。示される様に、図７Ｂのデバイスは図７Ａのデバイスが行うより可成り多くの光をキャビティ１２内に引き込まれた皮膚に向ける。１実施例では、レフレクター７８を含め、反射面は、キャビティ１２を形成する又はそれに結合される面を除けば、放射指向要素２０ａ及び２０ｂの全ての面に塗布されたコーティングである。反射面を使って、キャビティ１２内のターゲットへの光学的放射の供給の効率は、この様な反射面を使わない場合に比して１．２－４倍増加する。図７Ａ及び７Ｂに示す様に、キャビティ１２内に引き込まれた皮膚容積１４０内のターゲットは小胞１４４ａ－１４４ｎであってもよい。

【００８１】

図８Ａ、８Ｂ、９Ａ及び９Ｂは、デバイス１０の治療ヘッド１４と同様な２つの実験的治療ヘッドについての光分布グラフ図である。このデバイスで、光学的ソース又は複数ソース（例えば、波長８００ｎｍの光を発生するダイオードレーザー）は光ファイバーを通してキャビティ１２に結合される。該光分布グラフ図は、キャビティ寸法（例えば、幅）の重要性と、如何に、光学部品の整合を伴う寸法の適切な選択が、種々の放射指向要素からの光がより良い有効性とより高い安全比のためにキャビティ１２内で組み合わされ、又は重ね合わされさせるか、を図解する。

【００８２】

図８Ａは、光インテンシティ対キャビティ幅のグラフ図であり、曲線１６４と１６６の各々は、該キャビティ（例えば、５ｍｍ）の１つの側の１つの放射指向要素、この場合は、ファイバー、だけからキャビティ内へ放射される光を表す。この例で、該キャビティの幅は５ｍｍ、そして曲線１６４，１６６は、最大光インテンシティは該キャビティ壁（例えば、５ｍｍ）に隣接する皮膚表面にあることを示す。これは表皮損傷へ導く低安全比に

帰着する。曲線１６６は曲線１６４に比較して減じられた光インテンシティを有するが、何故なら曲線１６６用に使われたレフレクターは曲線１６４に使われたもっと反射性の面よりも多くの光を吸収する茶色のペーパーであったからである。対照的に、曲線１６２は該キャビティの相対する側上の２つの放射指向要素から放射され、容積内の光インテンシティが該キャビティの表面の各々（０ｍｍと５ｍｍ）での光と実質的に同じであるよう、該キャビティの該容積内で組み合わされた光を表す。これは表皮を保護しながら、ターゲットがより容易に治療される様なより高い安全比に帰着する。キャビティ内の皮膚の容積内で受ける光の量が、該キャビティ壁に接触する皮膚表面で受ける光の量より高いように、該キャビティ及び／又は放射指向要素を構成することも可能である。加えて、皮膚表面を冷却し、追加の表皮安全性を提供するため該キャビティ壁が冷却されることが可能である。

【００８３】

図８Ｂは、光インテンシティ対キャビティ高さのグラフ図であり、再び曲線１７４と１７６の各々は１つの放射指向要素のみからキャビティ内へ放射される光を表し、曲線１７２はキャビティの相対する側上の２つの放射指向要素から放射される光を表す。曲線１７６は曲線１７４に比較して減じられた光インテンシティを有するが、これ又、何故なら曲線１７６用に使われたレフレクターは曲線１７４に使われたもっと反射性の面よりも多くの光を吸収する茶色のペーパーであったからである。この例では、皮膚が該キャビティ内に引き込まれる高さは５ｍｍである。曲線１７２に示す様に、該キャビティの異なる側上の多数の放射指向要素からの光を組み合わせることは、１つの放射指向要素のみからの光により提供されると同じ高さに於いて増加した光インテンシティを提供する（曲線１７４と１７６）。

【００８４】

図９Ａ及び９Ｂのグラフ図は、キャビティの幅及び高さが４ｍｍであることを除けば、図８Ａ及び８Ｂのグラフ図と同様である。

【００８５】

最適のキャビティ寸法は、皮膚表面からのターゲットの深さより大きい高さと、皮膚表面からのターゲットの深さの４倍より小さく、好ましくは皮膚表面からターゲットの深さの２倍より小さい幅と、を有する。

【００８６】

図１０Ａ及び１０Ｂを参照すると、２つのランプベースの光学的ソース２３０及び２４０が示される。光学的ソース２３０は、それぞれレフレクター２３４ａ及び２３４ｂ（集合的にレフレクター２３４と呼ばれる）に隣接して配置されたランプ２３２ａ及び２３２ｂ（集合的にランプ２３２と呼ばれる）を有する。各ランプ２３２とレフレクター２３４の組み合わせは図３のレーザーダイオードバー７０と同様に作動する。１実施例では、該ランプは高効率Ｘｅフラッシュランプである。この実施例では、ランプ２３２は約０．１から約１００Ｊ／ｃｍ^{2}の作用、約１ｍｓから約５００ｍｓのパルス幅、４００－１３５０ｎｍの間、そして好ましくは６００－１２００ｎｍの間がよい波長範囲、で動作する。レフレクター２３２は反射性コーティングを有し、プリズム２４６の外面も反射性コーティングを有する。ここで治療ヘッドの全体的効率は約１０－４０％である。オプションとして、スペクトルフィルター（ｓｐｅｃｔｒａｌ　ｆｉｌｔｅｒ）がデバイス２３０内に組み入れられ得る。１実施例では、この様なスペクトルフィターは、プリズム２４６の該ランプから光を受ける面上の誘電体コーティング（ｄｉｅｌｅｃｔｒｉｃ　ｃｏａｔｉｎｇ）か、又は該ランプ自身上のコーティングとすることが出来る。該ランプは空気又は液体流れにより冷却され得る。

【００８７】

図１０Ｂの実施例では、ランプ２４２ａと２４２ｂはプリズム２４６内に一体化される。すなわち、キャビティは該プリズム内に作られるので、これらのキャビティの内壁が該ランプ用のエンベロープ（ｅｎｖｅｌｏｐｅ）を提供し、各ランプ用の別のガラスエンベロープの必要性を取り除く。この実施例では、治療ヘッドの全体的効率は約１５０－２５

０％だけ高められる。上記説明の様に、反射性コーティングは該プリズム２４６の外面上に提供される。

【００８８】

図１１を参照すると、圧力制御された発射機構が眼の保護を提供するため使われてもよい。デバイス２６０は、内部部品（ｉｎｔｅｒｎａｌ　ｃｏｍｐｏｎｅｎｔ）２６４上をスライド可能なハウジング２６２を有し、ハウジング２６２と内部部品２６４はばね２６６により離れさせられる。ハウジグ２６２はセンサー２６８を有し、該センサーは、例えば、マイクロスイッチ（ｍｉｃｒｏｓｗｉｔｃｈ）であってもよい。制御回路（ｃｏｎｔｒｏｌ　ｃｉｒｃｕｉｔｒｙ）が光学的放射ソースに光を放射させるために、信号がセンサー２６８から受信されねばならない。センサー２６８はそれが内部部品２６４に対し押されるとトリガーされる。動作時、これが起こるのは、デバイス２６０が皮膚に対するよう置かれ（特に、内部部品２６４の皮膚に接触する面が該皮膚に対するよう置かれる）、ばね２６６を圧縮し、ハウジングを皮膚の方へスライドさせる、のに充分な力がハウジング２６２に印加される時、である。該ハウジングが皮膚の方へ動かされると、それはセンサー２６８を内部部品２６４に接触させ、センサー２６８は該制御回路にそれが放射ソース（複数を含む）をトリガーするのを可能にする信号を送る。大抵の治療可能な顔の皮膚は後ろに骨を有するので、顔の皮膚の治療可能な範囲は、賦活を可能にするに必要な圧力を我慢出来る。しかしながら、眼の後ろには骨が無いので、賦活を可能にするのに充分な力をデバイス２６０に与えることは難しく、苦痛であり、それにより眼の保護を提供する。ばね２６６は調整可能なばね張力機構（示されてない）を備えることが出来る。

【００８９】

デバイス２６０内に示される圧力制御された発射機構（ｆｉｒｉｎｇ　ｍｅｃｈａｎｉｓｍ）は他の安全の特徴と組み合わされ得る。加えて、該圧力制御された発射機構は、皮膚が引き込まれるキャビティを有する、図１のデバイス１０の様なデバイスと組み合わされ得る。

【００９０】

図１２を参照すると、図１のデバイス１０と同様な皮膚治療デバイス１０”が示される。デバイス１０”は、キャビティ１２”、電源２８２，治療ヘッド１４”と熱的に結合された冷却カートリッジ（ｃｏｏｌｉｎｇ　ｃａｒｔｒｉｄｇｅ）２８４、そして皮膚集め用具２８６（部分的に示される）を有する治療ヘッド１４”を備える。

【００９１】

デバイス１０”はデバイス１０と同様な仕方で動作する。１実施例では、電源２８２は１つ以上の大容量再充電可能なバッテリー又はキャパシター（ｈｉｇｈ　ｃａｐａｃｉｔｙ　ｒｅｃｈａｒｇｅａｂｌｅ　ｂａｔｔｅｒｉｅｓ　ｏｒ　ｃａｐａｃｉｔｏｒｓ）である。家庭用の応用では、電源２８２は約２から約５分の動作、又は治療の望まれる持続時間によりもっと長い動作、用の電力を提供する。取り除き可能な冷却カートリッジ２８４は光学的ソース及び他の光学部品、例えば、治療ヘッド１４”内の放射指向要素、用の冷却を提供する。該取り除き可能な冷却カートリッジ２８４は、図１のヒートシンク４６の様な、ヒートシンクの冷却を提供する材料５０を有する室２６として作用してもよい。１実施例では、該取り除き可能な冷却カートリッジ２８４は使われる前に家庭用フリーザー（ｈｏｕｓｅｈｏｌｄ　ｆｒｅｅｚｅｒ）内の置かれてもよい。

【００９２】

図１４を参照すると、もう１つの実施例では、皮膚科用治療デバイス（ｄｅｒｍａｔｏｌｏｇｉｃａｌ　ｔｒｅａｔｍｅｎｔ　ｄｅｖｉｃｅ）は、組織へ送信される放射が眼及び皮膚に安全であることを保証しながら、皮膚の様な組織を治療するよう構成された治療放射供給システム（ｔｒｅａｔｍｅｎｔ　ｒａｄｉａｔｉｏｎ　ｄｅｌｉｖｅｒｙ　ｓｙｓｔｅｍ）４００を使う。かくして、システム４００は眼、眼内の組織、又は他の組織を損傷しない。システム４００は、家庭（ｈｏｍｅ）用、プロ（ｐｒｏｆｅｓｓｉｏｎａｌ）用、又は他の使用のための光美容デバイスの部分として設計され、一体化され得る。

【００９３】

システム４００は、治療放射ソース４０２，眼に安全な放射ソース４０４，導波管４０６，ディフューザー４０８及び接触要素（ｃｏｎｔａｃｔ ｅｌｅｍｅｎｔ）４１０を有する。治療放射ソース４０２は２つのレーザーダイオード４１２及び４１４を有するレーザーダイオードバーである。しかしながら、固体レーザー、インコヒーレントソース（ｉｎｃｏｈｅｒｅｎｔ ｓｏｕｒｃｅｓ）（すなわち、種々の種類のランプ）他の様な多くの他のあり得る構成の治療放射ソース４０２が可能である。加えて、特に種々の構成のレーザーダイオードバーが可能であり、応用及び設計仕様に依り好ましい可能性がある。例えば、皮膚では必要な放射パワー（ｒｅｑｕｉｒｅｄ ｒａｄｉａｔｉｏｎ ｐｏｗｅｒ）を提供し、そして導波管を通して、かつ、該デバイスから被治療組織への移行部（ｔｒａｎｓｉｔｉｏｎ）に於いて、均質に分布した治療パワーを提供するために、該放射ソースの数は変えられ、そして位置付けられ得る。最適の設計構成（ｏｐｔｉｍｕｍ ｄｅｓｉｇｎ ｃｏｎｆｉｇｕｒａｔｉｏｎ）（複数を含む）は、治療の種類、デバイスのサイズ、治療のスポットサイズ、使われる材料、治療用に選択される放射の波長（複数を含む）、他を含む多数の変数に左右される。

【００９４】

治療放射供給システム４００では、基盤４１６内にレーザーダイオード４１２と４１４が設置される。基盤４１６は銅製であるが、代わりにシリコンカーバイド（ｓｉｌｉｃｏｎ ｃａｒｂｉｄｅ）、銅タングステン（ｃｏｐｐｅｒ ｔｕｎｇｓｔｅｎ）、又は他の適当な材料で作ることも出来る。基盤４１６は機械的安定性を提供し、運転中廃熱（ｗａｓｔｅ ｈｅａｔ）を除去する。好ましくは、基盤４１６の表面４１８は、皮膚から散乱／反射された光子をリサイクルするために治療放射波長を高度に反射する材料でコートされるのがよい。光子のリサイクリングは基盤４１６（そして総じてシステム４００）への熱負荷を減少させ、それが治療効果を改善する両面で作用する。

【００９５】

導波管４０６は組織に送信される治療放射をより均一に分布させるために、治療放射を導き、治療放射の空間的プロファイルを均質化する。治療放射ソース４０２からの治療放射は導波管４０６と結合される。導波管４０６の入力面は放射損失（ｒａｄｉａｔｉｏｎ ｌｏｓｓ）を避けるために、例えば、反射防止コートされる（ａｎｔｉ－ｒｅｆｌｅｃｔｉｏｎ ｃｏａｔｅｄ）か又は放射ソース４０２に接合（ｂｏｎｄｅｄ）される。

【００９６】

代わりに、放射ソース４０２は面４１８と導波管４０６の間の窓により保護されてもよい。この様な窓は、例えば、放射ソース４０２を反射放射へ曝すのを減じるよう構成されてもよい。該窓の内面（すなわち、放射ソース４０２に面する部分）は反射防止コートされ得る、一方外面（すなわち、導波管４０６に面する部分）は反射防止コートされるか、又は導波管４０６の入力面に接合されるか何れかである。

【００９７】

導波管の治療放射ソース４０２と反対の側にディフューザー４０８が配置される。ディフューザー４０８はガラス、プラスチック、又は他の光学的材料で作られるのが典型的である。ディフューザー４０８は放射ビーム内の各点で治療放射の角度的スペクトル（ａｎｇｕｌａｒ ｓｐｅｃｔｒｕｍ）を増す。予め決められた最大レベルに制限される放射出力パワーを有する固定治療（ｆｉｘｅｄ ｔｒｅａｔｍｅｎｔ）用では、該ディフューザーは、出力ビームがアンシーの眼の安全標準（ＡＮＳＩ ｅｙｅ ｓａｆｅｔｙ ｓｔａｎｄａｒｄｓ）を充たす点まで該角度的スペクトルを増やすことにより治療される対象への網膜損傷（ｒｅｔｉｎａｌ ｄａｍａｇｅ）を防止するよう設計され得る。ホログラフィーのもの（ｈｏｌｏｇｒａｐｈｉｃ）、回折式のもの（ｄｉｆｆｒａｃｔｉｖｅ）、ホトリゾグラフィーのもの（ｐｈｏｔｏｌｉｔｈｏｇｒａｐｈｉｃ）、フアイバーバンドル（ｆｉｂｒｅ ｂｕｎｄｌｅ）、ミルクガラス（ｍｉｌｋ ｇｌａｓｓ）、サンドブラストされたガラス（ｓａｎｄｂｌａｓｔｅｄ ｇｌａｓｓ）、又は他の適当な材料の、等を含むが、それらに限定されない多くの種々の放射ディフューザーが使われ得る。システム４００と同様な実施例での使用に好適な或るディフューザーは織り目付された出力面（ｔ

ｅｘｔｕｒｅｄ ｏｕｔｐｕｔ ｓｕｒｆａｃｅ）を有してもよい。それらのディフューザーの幾つか用には、もし該デバイスが接触要素４１０を有するなら、該ディフューザーと該接触要素の間に空間（例えば、空気又は流体で充たされた）が必要である。容積ディフューザー（Ｖｏｌｕｍｅ ｄｉｆｆｕｓｅｒｓ）はエアギャップ（ａｉｒ ｇａｐ）付きで又は無しで使われてもよい。

【００９８】

システム４００では、ディフューザー４０８を出た放射は接触要素４１０と直接結合される。接触要素４１０は幾つかの機能に役立つ。接触要素４１０は該放射を皮膚に結合させる導波管として作用する。該治療放射は接触面４２０を通ってデバイス４００を出る。接触要素４１０の長さは、皮膚表面での均一な放射分布を創るよう選ばれるのが好ましい。システム４００では、接触要素４１０の長さは、該デバイスを最適化する設計パラメーターに基づいて調整されるが、０．５－１００ｍｍの範囲にあるのが典型的である。接触要素４１０は又治療中接触冷却を提供する。接触要素４１０は熱的に伝導性の透明材料、この場合にはサファイヤ、で作られる。しかしながら、他の物質が使われてもよい。熱は、例えば、接触要素４１０の外面に金属熱交換機（ｍｅｔａｌ ｈｅａｔ ｅｘｃｈａｎｇｅｒ）を｛糊（ｇｌｕｅ）又は他の適当な手段で｝取り付けることにより、接触要素４１０から除去され得る。該金属熱交換機は、該サファイヤ／糊インターフエースで全反射されない何等かの治療放射が吸収されないように、高度に反射性のコーティングでコートされる。

【００９９】

眼に安全の放射ソース４０４は導波管４０４の頂面（ｔｏｐ ｓｕｒｆａｃｅ）に配置されたＬＥＤである。ソース４０４は、放射が瞼と、眼の前部部分（ａｎｔｅｒｉｏｒ ｐｏｒｔｉｏｎ）と、を通して伝播した後、ユーザーにより感知（ｐｅｒｃｅｉｖｅｄ）される明るさ（ｂｒｉｇｈｔｎｅｓｓ）を最大化するよう選ばれた波長の放射を提供する。換言すれば、該波長は、治療される対象に刺激的であるが、治療される対象により痛い（ｐａｉｎｆｕｌ）又は有害（ｈａｒｍｆｕｌ）と感知されるインテンシティでも一般的安全な波長であるのが好ましい。ソース４００は赤の範囲（６００－６８０ｎｍ）の波長で、１－１０ｍＷ／ｃｍ^{2}のパワー密度（ｐｏｗｅｒ ｄｅｎｓｉｔｙ）で、光を放射する。しかしながら、設計及び仕様により、他の波長及びインテンシティも可能である。

【０１００】

該ソース４００が契合（ｅｎｇａｇｅｄ）され、接触面４２０が約１．０－２．０秒間治療される組織に接触していた後、治療ソース４０２は契合され、該組織は照射される。該１．０－２．０秒の時間間隔（ｔｉｍｅ ｐｅｒｉｏｄ）は、ユーザーが該治療ソース４０２による照射の前に該デバイスを彼女の眼（ｈｅｒ ｅｙｅ）から取り除くのに充分な時間を有するよう選ばれる。しかしながら、他の実施例も可能である。例えば、０．１から３．０秒の様な、もっと短い又はもっと長い時間が使われてもよい。もっと短い時間は、例えば、対象を治療する人に、眼が照射されたことを示す、眼の痙攣（ｔｗｉｔｃｈ）又は眼を細める（ｓｑｕｉｎｔ）様な、より速い嫌悪応答（ａｖｅｒｓｉｖｅ ｒｅｓｐｏｎｓｅ）が起こる時間を許容するために使われ得る。該嫌悪応答は、対象に該デバイスを該組織から動かさせるどんな動きであってもよく、或いは、対象を治療する人に眼が照射されていることを示す、眼を細めること（ｓｑｕｉｎｔｉｎｇ）、瞳孔拡大（ｐｕｐｉｌ ｄｉｌａｔｉｏｎ）、眼の動き、頭の動き、そして腕の動きを含むが、それらに限定されない、どんな動きであってもよい。

【０１０１】

治療される組織との接触の存在は多数の種々の接触センサーにより決定され得る。又システム４００は上記パラグラフで説明した”プレパルス（ｐｒｅ－ｐｕｌｓｅ）”安全機構に加えて、接触検出機構の１部としてソース４０４も利用する。該接触検出機構はソース４０４，プリズム４２２及び検出器４２４を有する。プリズム４２２は接触要素４１０の外側面上に沿って或る角度で設置される。プリズム４２２は光が接触要素４１０からプリズム４２２を通ることを可能にするよう接触要素４１０に光学的に結合される。検出器

４２４はプリズム４２２の端面に取り付けられ、接触要素４１０からプリズム４２２を通過する光を受けるためにプリズム４２２に光学的に結合される。

【０１０２】

システム４００は、放射をソース４０４から治療放射供給システム４００を通って接触面４２０まで送信することにより面４２０が組織と接触しているかどうかを決定する。接触面４２０が組織と接触している時は、結合プリズムインターフエース４２６に於ける全反射のために検出器４２４には非常に小さい背景信号しか無い。接触面４２０が組織と接触している時、接触要素４１０からプリズム４２２を経由し、そして検出器４２４内へ結合される放射の量は、接触要素４１０内の全反射されない角度での皮膚から結合プリズムインターフエース４２６への光の散乱のために顕著に増加する。検出器４２４の出力は該デバイスの制御電子機器（示されてない）によりモニターされ、その電圧が予め決められたしきい値を越えると、該デバイスは接触面４２０が治療される組織と接触していることを決定する。かくして、検出器４２４は該デバイスに対する患者の嫌悪運動を検出することにより嫌悪センサー（ａｖｅｒｓｉｖｅ　ｓｅｎｓｏｒ）として役立つ。

【０１０３】

ソース４０４の２重の目的を実現するために、ソース４０４は接触検出（システム４００では、近赤外線範囲内の）用の１つの波長と、”プレパルス”安全機構（システム４００では、上記で論じた赤の範囲内の）用の１つの波長と、を有する２カラーＬＥＤ（ｂｉｃｏｌｏｒ　ＬＥＤ）である。これは必須ではないが、好ましくは該接触検出機構用と、”プレパルス”安全機構用に使われる波長は治療用に使われる主要波長（複数を含む）と異なるのがよい。ソース４０４の第１波長が接触検出に適用される。或る最小時間（典型的には５０ｍｓ）の間組織との接触が検出された後、レーザーが点火間近であることを対象に警告するために第２波長が適用される。該デバイスは眼を目指すなら、該第２波長の光はその眼を厳しく刺激するだろう（しかし損傷はしない）。例え、該システムが閉じた瞼と接触しても、第２波長は対象が彼女の頭を廻すか又は該デバイスを引き離すことにより該光に反応する様なインテンシティである。その点に於いて、該接触検出機構は接触面４２０は最早組織に接触せず、該デバイスは該組織を照射しないことを決定する。

【０１０４】

システム４００は、治療されるべき組織と接触している間に使用するよう設計されているが、他の実施例も可能である。例えば、代わりの実施例は、組織の近くであるが、組織には接触せずに、動作するために近接センサー（ｐｒｏｘｉｍｉｔｙ　ｓｅｎｓｏｒ）を使用する。該デバイスは又全てのこの様なセンサーを除き、該組織から或る距離で動作するよう設計されることも可能である（又は接触センサーを使うことなく、該組織と接触する間に動作する）。加えて、接触要素４１０により提供される冷却は、他の機構により提供され得る｛クライオジェニックスプレイ（ｃｒｙｏｇｅｎｉｃ　ｓｐｒａｙ）、別の冷却プレート、組織の事前冷却（ｐｒｅ－ｃｏｏｌｉｎｇ）、又は他の機構に依る様な｝。更に、システム４００は光学的波長の光での使用のために主に設計されているが、多くの他の波長又は波長の組み合わせ（光学的と他との、両者の）が可能である。

【０１０５】

本発明が特にその好ましい実施例を参照して示され、説明されたが、添付の特許請求の範囲により規定される本発明の精神と範囲を逸脱することなく、形式及び詳細の種々の変更がその中で行われ得ることは当業者により理解されよう。当業者はルーチンの実験だけを使って、ここで特に説明した本発明の特定の実施例の多くの等価物を認識し、確認することが出来よう。この様な等価物は添付の特許請求の範囲の範囲内に含まれるよう意図されている。

【図面の簡単な説明】

【０１０６】

【図１】本発明の或る側面による光美容デバイスの断面斜視図である。

【図２】図１のデバイスの治療ヘッドの断面斜視側面図である。

【図３】図１のデバイスの切り離された側面図である。

【図４Ａ－４Ｂ】図１のデバイスの光学的特性と追加の安全性の特徴を示す略図である。
【図５Ａ】従来技術の直接光治療デバイス用の光分布チャートである。
【図５Ｂ】本発明の閉ループ光結合の１例の光分布チャートである。
【図６】図１のキャビティと同様のキャビティについての皮膚ひだ高さ対圧力のグラフ図である。
【図７Ａ】図１の治療ヘッドと同様な治療ヘッド用の、レフレクター無しの、閉ループ光結合についての光分布チャートである。
【図７Ｂ】図３の治療ヘッドと同様な治療ヘッド用のレフレクター付きの、閉ループ光合についての光分布チャートである。
【図８Ａ】図１のキャビティと同様であり、５ｍｍの幅を有するキャビティについての幅軸線に沿った光インテンシティ分布チャートである。
【図８Ｂ】図１のキャビティと同様であり、５ｍｍの幅を有するキャビティについての高さ軸線に沿った光インテンシティ分布チャートである。
【図９Ａ】図１のキャビティと同様であり、４ｍｍの幅を有するキャビティについての幅軸線に沿った光インテンシティ分布チャートである。
【図９Ｂ】図１のキャビティと同様であり、４ｍｍの幅を有するキャビティについての高さ軸線に沿った光インテンシティ分布チャートである。
【図１０Ａ】フラッシュランプの光学的放射ソースを有する本発明のもう１つの実施例の側面図である。
【図１０Ｂ】放射指向要素と一体化されたフラッシュランプを有する本発明のなおもう１つの実施例の側面図である。
【図１１】本発明のもう１つの側面により、人の眼を保護するために圧力制御された点火機構の側面図である。
【図１２】本発明のもう１つの実施例により、自給型電源を有する毛髪成長管理デバイスの斜視図である。
【図１３】本発明のなおもう１つの実施例での使用のための円錐形プリズムの斜視図である。
【図１４】眼に安全な治療デバイスの代わりの実施例の略図である。

【図１】

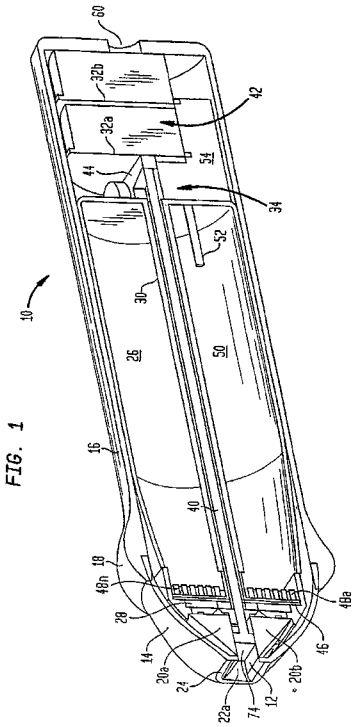


FIG. 1

【図２】

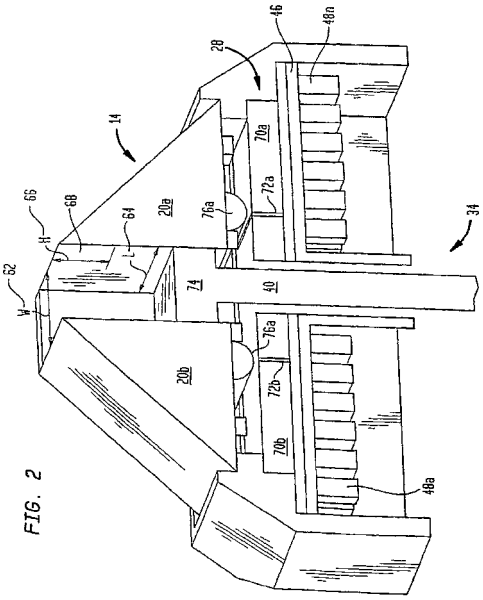


FIG. 2

【図３】

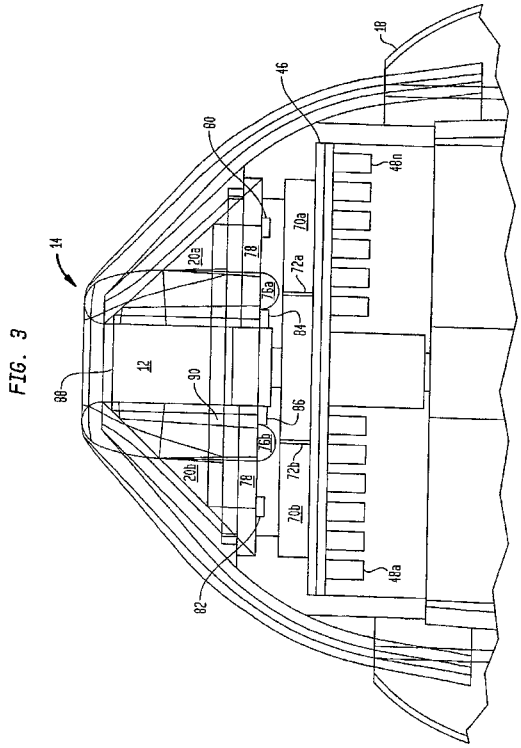
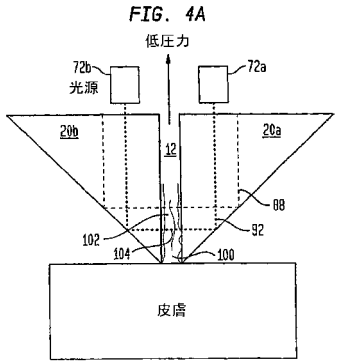


FIG. 3

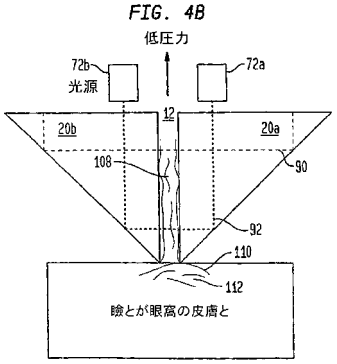
【図４Ａ】

FIG. 4A



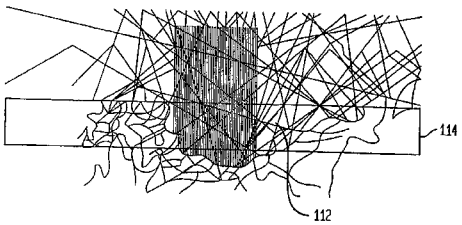
【図４Ｂ】

FIG. 4B



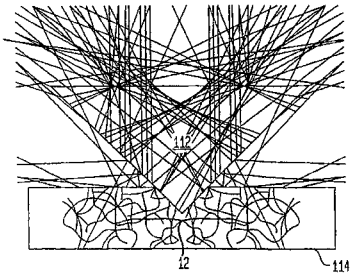
【図５Ａ】

FIG. 5A
（先行技術）



【図５Ｂ】

FIG. 5B



【図６】

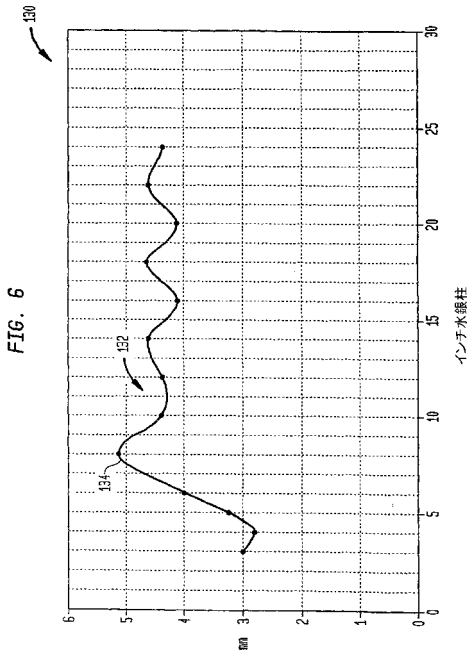
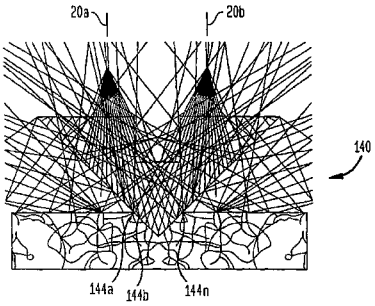


FIG. 6

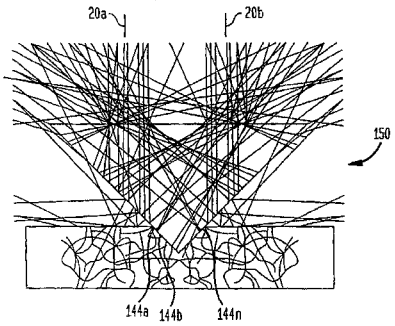
【図７Ａ】

FIG. 7A



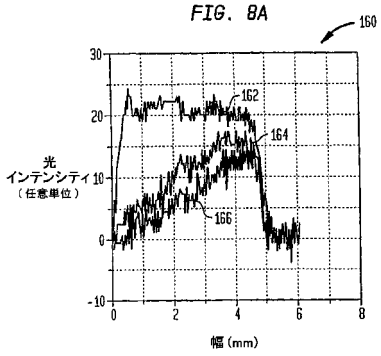
【図７Ｂ】

FIG. 7B



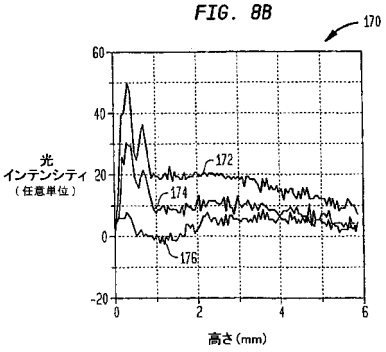
【図８Ａ】

FIG. 8A



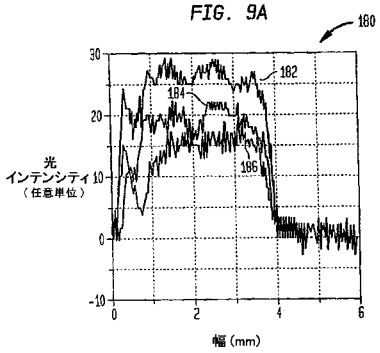
【図８Ｂ】

FIG. 8B



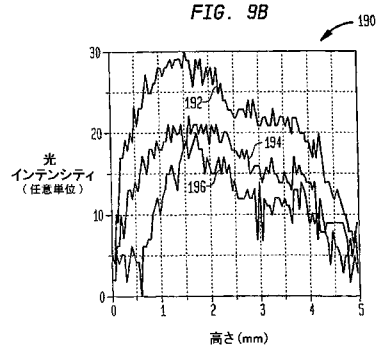
【図９Ａ】

FIG. 9A



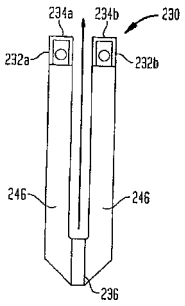
【図９Ｂ】

FIG. 9B



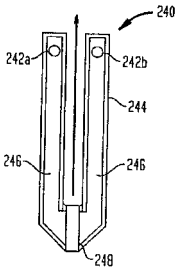
【図１０Ａ】

FIG. 10A



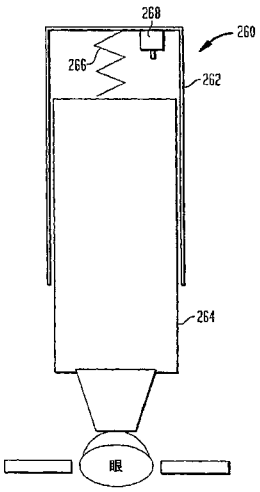
【図１０Ｂ】

FIG. 10B



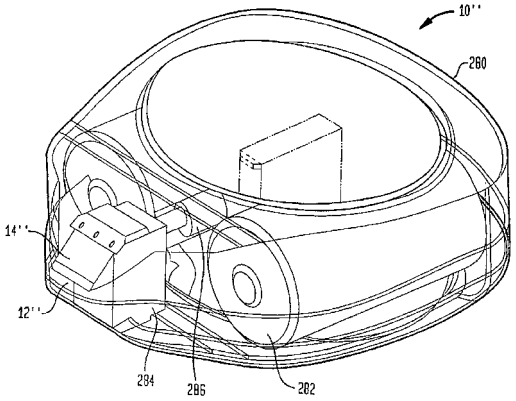
【図１１】

FIG. 11



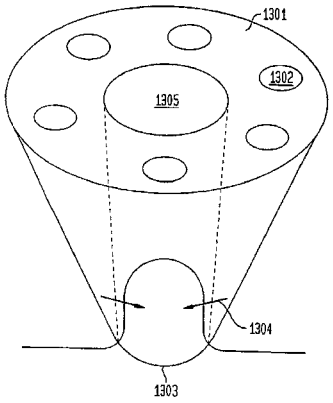
【図１２】

FIG. 12



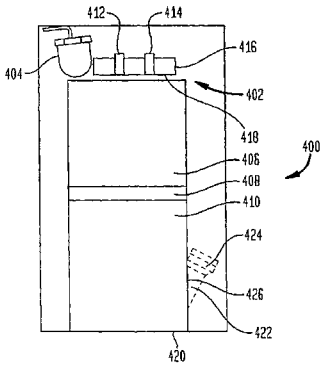
【図１３】

FIG. 13



【図１４】

FIG. 14



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2006/030968

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B18/20
ADD. A61B19/00

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)
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 Y	US 2004/230260 A1 (MACFARLAND DEAN A [US] ET AL) 18 November 2004 (2004-11-18) paragraphs [0023], [0024], [0034], [0036]	15-25, 40,44 26-28, 32-39, 41-43
Y	WO 03/049633 A (INOLASE 2002 LTD [IL]; SLATKINE MICHAEL [IL]) 19 June 2003 (2003-06-19) page 22, paragraph 5 page 41, paragraph 3	32-39, 42,43
Y	WO 02/078559 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]) 10 October 2002 (2002-10-10) page 7, line 21 - page 8, line 29; figure 3	26-28,41

-/--

[X] Further documents are listed in the continuation of Box C.

[X] See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier document but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
12 April 2007	19/04/2007

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	MAYER-MARTENSON, E

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

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2006/030968

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 2005/009266 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; ROERSMA MICHIEL E [NL]; BAKKER BE) 3 February 2005 (2005-02-03)	45-47, 49,55-61
Y	abstract; claims 1,2	48
Y	EP 1 495 735 A (GEN HOSPITAL CORP [US]) 12 January 2005 (2005-01-12)	48
A	paragraph [0057]; figure 10b	45-47
X	WO 98/51235 A (PALOMAR MEDICAL TECHNOLOGIES I [US]; GEN HOSPITAL CORP [US]) 19 November 1998 (1998-11-19) page 18, line 27 - page 19, line 30; figure 5	45-47, 56-61
X	WO 99/46005 A (PALOMAR MEDICAL TECHNOLOGIES I [US]) 16 September 1999 (1999-09-16) column 15, line 15 - line 29 column 17, line 7 - line 32; figures 6a,b	45,47, 50,51, 55-61
X,P	WO 2005/112815 A (AESTHERA [US]; ANDERSON ROBERT S [US]; MAOR ALON [US]; YOUNG STEVE [US]) 1 December 2005 (2005-12-01) paragraphs [0065], [0072]; figure 3	45

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

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2006/030968

Box II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. [X] Claims Nos.: 1-14,62-78
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by surgery

2. [ ] Claims Nos.:
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:

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

Box III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

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

see additional sheet

1. [X] As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.

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

3. [ ] As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

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

Remark on Protest

[ ] The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

[X] No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No. PCT/US2006 /030968

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

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

1. claims: 15-44

apparatus with controller, radiation source and proximity sensor

---

2. claims: 45-61

apparatus with cavity, pressure source and tissue type sensor

---

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/US2006/030968

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2004230260 A1	18-11-2004	NONE	
WO 03049633 A	19-06-2003	AU 2002321806 A1	23-06-2003
		EP 1455671 A1	15-09-2004
		EP 1466567 A2	13-10-2004
		JP 2005511196 T	28-04-2005
		US 2006013533 A1	19-01-2006
		US 2005234527 A1	20-10-2005
		US 2004036975 A1	26-02-2004
WO 02078559 A	10-10-2002	CN 1460009 A	03-12-2003
		JP 2004519303 T	02-07-2004
		US 2002173781 A1	21-11-2002
WO 2005009266 A	03-02-2005	CN 1829480 A	06-09-2006
		EP 1651128 A1	03-05-2006
		JP 2007500033 T	11-01-2007
		US 2006241573 A1	26-10-2006
EP 1495735 A	12-01-2005	CN 1172420 A	04-02-1998
		DE 69621775 D1	18-07-2002
		DE 69621775 T2	06-02-2003
		DE 69633207 D1	23-09-2004
		DE 69633207 T2	15-09-2005
		DE 69635684 T2	24-08-2006
		EP 1230900 A1	14-08-2002
		EP 1219258 A1	03-07-2002
		EP 0806913 A1	19-11-1997
		ES 2227387 T3	01-04-2005
		ES 2255597 T3	01-07-2006
		ES 2179937 T3	01-02-2003
		HK 1048754 A1	29-04-2005
		JP 3819025 B2	06-09-2006
		JP 11501231 T	02-02-1999
		JP 2006051388 A	23-02-2006
		WO 9623447 A1	08-08-1996
WO 9851235 A	19-11-1998	AU 7568698 A	08-12-1998
		DE 69825447 D1	09-09-2004
		DE 69825447 T2	15-09-2005
		EP 1433430 A2	30-06-2004
		EP 0991372 A2	12-04-2000
		ES 2226133 T3	16-03-2005
		JP 2002506362 T	26-02-2002
		JP 2003126277 A	07-05-2003
WO 9946005 A	16-09-1999	AU 3450799 A	27-09-1999
		CA 2323479 A1	16-09-1999
		DE 69926348 D1	01-09-2005
		DE 69926348 T2	01-06-2006
		EP 1566149 A1	24-08-2005
		EP 1062001 A1	27-12-2000
		ES 2245506 T3	01-01-2006
		US 2005171517 A1	04-08-2005
		US 2003065314 A1	03-04-2003
		US 6508813 B1	21-01-2003
WO 2005112815 A	01-12-2005	US 2005251118 A1	10-11-2005

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/US2006/030968

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2005112815 A		US 2006189964 A1	24-08-2006

フロントページの続き

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

(72)発明者 ロペス，ロバート・アール
アメリカ合衆国マサチユセツツ州０１９２１ボツクスフオード・ベルブデレロード３８
(72)発明者 ゼンジー，ヘンリー・エイチ
アメリカ合衆国マサチユセツツ州０２０３０ドーバー・ホワイテイングロード１４

Ｆターム(参考) 4C082 PA01 PA02 PC01 PC05 PE01 PE10 PG17 PJ21 RA01 RA10
RC09 RE13 RE35 RG03 RG06 RJ06 RJ07 RJ08 RL02 RL05
RL16 RL24
4C083 CC02 EE09 EE12 FF01