



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 693 33 677 T2** 2006.03.09

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 078 604 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **693 33 677.3**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 124 370.8**

(96) Europäischer Anmeldetag: **05.04.1993**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **28.02.2001**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **20.10.2004**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **09.03.2006**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 18/18** (2006.01)
A61N 5/06 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

10154792	09.04.1992	IL
964210	20.10.1992	US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LI, LU, MC, NL, PT, SE

(73) Patentinhaber:

ESC Medical Systems Ltd., Haifa, IL

(72) Erfinder:

Eckhouse, Shimon, Haifa 34987, IL

(74) Vertreter:

Patent- und Rechtsanwälte Bardehle, Pagenberg, Dost, Altenburg, Geissler, 81679 München

(54) Bezeichnung: **Eine therapeutische Behandlungsvorrichtung**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft im Allgemeinen die Technik der therapeutischen elektromagnetischen Behandlung und insbesondere eine Vorrichtung zum Verwenden einer räumlich ausgedehnten gepulsten Lichtquelle wie einer Blitzlichtlampe (Blitzröhre) für eine solche Behandlung.

[0002] Aus dem Stand der Technik ist es bekannt, elektromagnetische Strahlung in medizinischen Applikationen für therapeutische Zwecke, wie beispielsweise für die Behandlung von Hautbeschwerden, anzuwenden. Beispielsweise beschreibt die US-A-4,298,005 (Mutzhas) eine kontinuierliche ultraviolette Lampe für kosmetische, photobiologische und photochemische Anwendungen. Darin wird ein Verfahren beschrieben, das auf der Ausnutzung des ultravioletten Anteils des Spektrums und dessen photochemischer Wechselwirkung mit der Haut basiert. Die von der Lampe gemäß Mutzhas auf die Haut gebrachte Energie wird mit 150 W/m^2 angegeben, was keinen signifikanten Effekt auf die Hauttemperatur hat.

[0003] Zusätzlich zu der aus dem Stand der Technik bekannten Behandlung mit ultraviolettem Licht sind Laser für dermatologische Verfahren angewandt worden, wie beispielsweise Argon-Laser, CO_2 -Laser, Nd(Yag)-Laser, Kupferdampf-Laser, Rubin-Laser und Farbstoff-Laser. Beispielsweise beschreibt die US-A-4,829,262 (Furumoto) ein Verfahren zur Konstruktion eines Farbstoff-Lasers für die Anwendung in dermatologischen Applikationen. Zwei Zustände der Haut, die mittels Laser-Strahlung behandelt werden können, sind äußere Hautstörungen, wie lokale Unterschiede in der Pigmentierung oder Struktur der Haut, und Gefäßbeschwerden, die tiefer unter der Haut liegen und eine Vielzahl von Abnormitäten der Haut verursachen, wie beispielsweise Portwein-Male, Gefäßverweiterungen, Krampfader in den Beinen sowie kirschartige und spinnenförmige Gefäßgeschwülste. In der Regel beinhaltet die Laserbehandlung derartiger Hautstörungen ein lokales Aufheizen des Behandlungsbereichs aufgrund der Absorption von Laser-Strahlung. Das Erwärmen der Haut verändert oder korrigiert die Hautstörung und bewirkt das vollständige oder teilweise Verschwinden der Abnormalität der Haut.

[0004] Bestimmte äußere Störungen, wie beispielsweise Pigmentverletzungen, können ebenso behandelt werden, indem die Haut sehr schnell auf eine ausreichend hohe Temperatur erwärmt wird, um Teile der Haut zu verdampfen. Tieferliegende Gefäßstörungen werden typischerweise behandelt, indem das Blut auf eine ausreichend hohe Temperatur erwärmt wird, so daß es koaguliert. U. U. wird dann die Störung verschwinden. Um die Behandlungstiefe zu kontrollieren, kommt des öfteren eine gepulste Strah-

lungsquelle zum Einsatz. Die Tiefe, mit der die Wärme in das Blutgefäß hineindringt, wird gesteuert, indem die Pulsbreite der Strahlungsquelle gesteuert wird. Die Absorptions- und Streukoeffizienten der Haut beeinflussen ebenfalls die Eindringung der Wärme. Diese Koeffizienten sind eine Funktion der Bestandteile der Haut und der Wellenlänge der Strahlung. Insbesondere scheint der Absorptionskoeffizient von Licht in der Epidermis und Dermis eine geringfügig variierende, stetig abnehmende Funktion der Wellenlänge zu sein. Demzufolge sollte die Wellenlänge des Lichts so gewählt werden, daß der Absorptionskoeffizient für den spezifischen Hautzustand und für die Größe des zu behandelnden Gefäßes optimiert ist.

[0005] Die Effektivität von Lasern für Anwendungen, wie beispielsweise dem Entfernen von Tätowierungen oder Geburts- und Altersmalen, ist gering, da Laser monochromatisch sind. Ein Laser mit einer gegebenen Wellenlänge kann effektiv zur Behandlung eines ersten Typs einer Pigmentstörung der Haut herangezogen werden, jedoch erweist er sich als ineffektiv für einen zweiten Typ einer Hautstörung, wenn die spezifische Wellenlänge des Lasers nicht wirksam von der Haut absorbiert werden kann, die diesen zweiten Typ einer Störung aufweist. Darüber hinaus sind Laser im Allgemeinen kompliziert, teuer herzustellen, groß im Vergleich zur Menge der bereitstellbaren Energie, unzuverlässig und schwierig Instand zu halten.

[0006] Die Wellenlänge des Lichts beeinflusst ebenso die Behandlung der Gefäßstörung, da der Blutanteil in der Nähe der Gefäßstörung variiert und den Absorptionskoeffizienten des Behandlungsbereichs beeinflusst. Oxyhämoglobin bildet den Hauptfarbstoffträger, der die optischen Eigenschaften im Blut beeinflusst und breite Absorptionsbänder in dem sichtbaren Bereich aufweist. Insbesondere tritt die stärkste Absorptionsspitze von Oxyhämoglobin bei 418 nm auf und weist eine Bandbreite von 60 nm auf. Zwei zusätzliche Absorptionsspitzen mit geringeren Absorptionskoeffizienten treten bei 542 und 577 nm in Erscheinung. Die gesamte Bandbreite dieser zwei Spitzen liegt in einem Bereich von 100 nm. Außerdem ist Licht in dem Wellenlängenbereich von 500 bis 600 nm für die Behandlung von Störungen der Blutgefäße der Haut wünschenswert, da dieses von dem Blut absorbiert wird und durch die Haut hindurchdringt. Längere Wellenlängen bis zu 1000 nm erweisen sich ebenfalls als effektiv, da diese tiefer in die Haut hineindringen können, das umgebende Gewebe erwärmen und zum Erwärmen des Blutgefäßes aufgrund thermischer Konduktivität beitragen, wenn die Pulsbreite lang genug ist. Ebenso erweisen sich längere Wellenlängen für die Behandlung größerer Durchmesser der Gefäße als effektiv, da der niedrigere Absorptionskoeffizient durch den längeren Weg des Lichtes in dem Gefäß kompensiert wird.

[0007] Zusätzlich zur Behandlung von Hautstörungen sind Laser auch für invasive medizinische Verfahren, wie beispielsweise der Lithotripsie und dem Entfernen von Verstopfungen der Blutgefäße, zum Einsatz gekommen. In derartigen invasiven Verfahren wird das Laserlicht an optische Fasern gekoppelt und durch die Faser zu dem Behandlungsbereich geleitet. In der Lithotripsie führt die Faser Licht von einem gepulsten Laser zu einer Niere oder einem Gallenstein und die Lichtwechselwirkung mit dem Stein erzeugt eine Schockwelle, die den Stein pulverisiert. Um eine Verstopfung im Blutgefäß zu entfernen, ist das Licht über die Faser in die Verstopfung gekoppelt und lässt die Verstopfung zusammenbrechen. In beiden Fällen treten die Unzulänglichkeiten von Lasern auf, die vorhergehend im Zusammenhang mit der Laserbehandlung von Haut diskutiert wurden. Demzufolge wäre eine Behandlungsvorrichtung für die Lithotripsie und dem Entfernen von Verstopfungen wünschenswert, bei der eine Blitzlampe zur Anwendung kommt.

[0008] Um einen Bereich effektiv behandeln zu können, muß das Licht von der Lichtquelle auf den Behandlungsbereich fokussiert werden. Das Einkoppeln gepulsten Laserlichts in optische Fasern ist in der Medizin sehr üblich. Der Stand der Technik beschreibt das Einkoppeln isotropischer inkohärenter punktförmiger Lichtquellen, wie beispielsweise CW-Lampen in kleine optische Fasern. Beispielsweise beschreibt die US-A-4,757,431 (Cross, et al.) ein Verfahren zum Fokussieren inkohärenter punktförmiger Lichtquellen mit schmalen Fasern oder einer Bogenlampe mit einem Elektrodenabstand von 2 mm in einem schmalen Bereich. Punktförmige (oder kleine) Lichtquellen sind aufgrund der kleinen Größe der Lichtquelle ohne große Energieverluste relativ einfach zu fokussieren. So beschreibt auch die US-A-4,022,534 (Kishner) ein Licht, das von einer Blitzröhre erzeugt wird, und das Sammeln nur eines schmalen Anteils des von der Röhre emittierten Lichts in einer optischen Faser.

[0009] Jedenfalls erschwert die große Abmessung einer breiten Lichtquelle, wie beispielsweise einer Blitzlampe, die Fokussierung großer Anteile ihrer Energie in schmale Bereiche. Das Einkoppeln in optische Fasern ist sogar schwieriger, da nicht nur eine hohe Energiedichte erzeugt werden muß, sondern die Winkelverteilung des Lichtes derart sein muß, daß ein Einfangen in der optischen Faser bewerkstelligt werden kann.

[0010] Aus US-A-4,940,922 ist eine Blitzlichtlampe bekannt, die betrieben wird, um einen gepulsten Lichtausgang zu schaffen. Die Pulse reichen von ungefähr 2 bis 10 µs.

[0011] Um die technischen Probleme zu lösen, die vorhergehend im Zusammenhang mit dem aus dem

Stand der Technik bekannten Systemen und ihrer technischen Komplexität und Kosten dargestellt wurden, ist die Vorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung durch die Merkmale des Anspruchs 1 definiert. Vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind in den Ansprüchen 2 bis 6 beansprucht.

[0012] Eine elektromagnetische Breitband-Strahlungsquelle, die den nahen ultravioletten und den sichtbaren Bereich des Spektrums abdeckt, ist für die Behandlung von Gefäßstörungen wünschenswert. Der Gesamtbereich an Wellenlängen der Lichtquelle sollte ausreichen, um die Behandlung für jede einer Vielzahl an Anwendungen zu optimieren. Eine derartige therapeutische elektromagnetische Strahlungsvorrichtung sollte auch geeignet sein, einen optimalen Wellenlängenbereich innerhalb eines gesamten Bereichs für die zu behandelnde spezifische Störung zur Verfügung zu stellen. Die Intensität des Lichtes sollte ausreichen, um den benötigten thermischen Effekt durch Erhöhung der Temperatur des Behandlungsbereichs auf die benötigte Temperatur anzuheben. Ebenso sollte die Pulsbreite über einem genügend breiten Bereich variierbar sein, so daß für jede Applikation die optimale Eindringtiefe erreicht wird. Hierzu ist es wünschenswert, eine Lichtquelle mit einem breiten Bereich an Wellenlängen, der in Abhängigkeit der benötigten Behandlung der Haut ausgewählt werden kann, mit einer kontrollierten Pulsbreite und einer ausreichend hohen Energiedichte zur Anwendung des beeinflussbaren Bereichs zur Verfügung zu stellen.

[0013] Gepulste Lichtquellen, die nicht vom Lasertyp sind, wie beispielsweise lineare Blitzlampen, bewerkstelligen diese Vorteile. Die Intensität des emittierten Lichts kann hoch genug gemacht werden, um die benötigten thermischen Effekte zu erzielen. Die Pulsbreite kann über einen breiten Bereich variiert werden, so daß ein Steuern der thermischen Eindringtiefe erreicht wird. Das typische Spektrum deckt den sichtbaren und ultravioletten Bereich ab und die optischen Bandbreiten, die sich für spezifische Applikationen am effektivsten erweisen, können ausgewählt werden oder durch Einsatz fluoreszierender Materialien verstärkt werden. Darüber hinaus sind Lichtquellen, die nicht vom Lasertyp sind, wie beispielsweise Blitzlampen, sehr viel einfacher und leichter herzustellen als Laser, erheblich billiger bei gleicher Ausgangsleistung und haben das Potential, effizienter und zuverlässiger zu sein. Sie weisen einen breiten spektralen Bereich auf, der für eine Vielzahl an spezifischen Behandlungsapplikationen optimiert werden kann. Diese Lichtquellen weisen auch eine Pulslänge auf, die über einen breiten Bereich variiert werden kann, was entscheidend für unterschiedliche Arten an Hautbehandlungen ist.

[0014] Zum besseren Verständnis der Erfindung wird auf die beiliegenden schematischen Zeichnungen

gen verwiesen. Es zeigen:

[0015] [Fig. 1](#) eine Querschnittsansicht einer inkohärenten gepulsten Lichtquellenvorrichtung zur Hautbehandlung;

[0016] [Fig. 2](#) eine Seitenansicht der Lichtquelle aus [Fig. 1](#); und

[0017] [Fig. 3](#) ein schematisches Diagramm eines puls bildenden Schaltnetzes mit einer variablen Pulsbreite zum Einsatz in der Hautbehandlungsvorrichtung gemäß [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#).

[0018] In den unterschiedlichen Figuren geben gleiche Bezugszeichen gleiche Bestandteile wieder.

[0019] Bevor mindestens eine Ausführung der Erfindung im Detail erklärt wird, ist darauf hinzuweisen, daß die Erfindung nicht auf ihre Anwendungen in den Details der Konstruktion und der Anordnung der Komponenten, wie dies in der folgenden Beschreibung erklärt oder in den Zeichnungen dargestellt ist, beschränkt ist. Die Erfindung ist für andere Ausgestaltungen geeignet oder eignet sich, auf verschiedene Wege bewerkstelligt oder ausgeführt zu werden. Ebenso ist darauf hinzuweisen, daß die hier verwendete Ausdrucksweise und Terminologie dem Zweck der Beschreibung dient und nicht als beschränkend anzusehen ist.

[0020] Bezug nehmend auf die [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#), ist jeweils eine Querschnitts- und Seitenansicht einer inkohärenten gepulsten Lichtquellenvorrichtung **10** zur Behandlung von Haut gezeigt, die nach den Prinzipien der vorliegenden Erfindung konstruiert und eingesetzt wird. Die Vorrichtung **10** umfaßt ein Gehäuse **12** mit einer Öffnung, einem Griff **13** (nur [Fig. 2](#)), eine Lichtquelle **14** mit einer äußeren Glasröhre **15**, einen elliptischen Reflektor **16**, eine Reihe an optischen Filtern **18**, eine Iris **20** und einen Detektor **22** (nur [Fig. 1](#)). Die Lichtquelle **14**, die in dem Gehäuse **12** montiert ist, kann eine typische inkohärente Lichtquelle, wie beispielsweise eine gasgefüllte lineare Blitzlampe Modell Nr. L5568 von ILC, sein. Das Spektrum des von der gasgefüllten linearen Blitzlampe **14** emittierten Lichtes hängt von der Stromdichte, der Art des umgebenden Glasmaterials und dem in der Röhre zum Einsatz kommenden Gasgemisches ab. Für große Stromdichten (beispielsweise 3000 A/cm² oder mehr) ist das Spektrum ähnlich dem eines Strahlungsspektrums eines schwarzen Körpers. Typischerweise wird die meiste Energie in dem Wellenlängenbereich von 300 bis 1000 nm emittiert.

[0021] Um eine Haut-(oder sichtbare)Störung zu behandeln, muß eine benötigte Lichtdichte auf die Haut gebracht werden. Diese Lichtdichte kann mit der in den [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) gezeigten Fokussierungsanordnung bewerkstelligt werden. [Fig. 1](#) zeigt

eine Querschnittsansicht eines Reflektors **16**, der auch in dem Gehäuse **12** montiert ist. Wie in [Fig. 1](#) gezeigt ist, stellt der Querschnitt des Reflektors **16** in einer Ebene, die senkrecht zur Achse der Blitzlampe **14** liegt, eine Ellipse dar. Die lineare Blitzlampe **14** ist in einem Brennpunkt der Ellipse angeordnet und der Reflektor **16** ist in einer solchen Art und Weise positioniert, daß der Behandlungsbereich der Haut **21** in dem anderen Brennpunkt lokalisiert ist. Die gezeigte Anordnung ist ähnlich zu den mit Lasern angewandten Fokussieranordnungen und koppelt das Licht von der Blitzlampe **14** effizient in die Haut ein. Diese Anordnung soll jedoch nicht als beschränkend angesehen werden. Der elliptische Reflektor **16** kann ein metallischer Reflektor, typischerweise aus poliertem Aluminium sein, so daß er leicht herstellbar ist, und der eine sehr hohe Reflektivität in dem sichtbaren und dem ultravioletten Bereich des zur Anwendung kommenden Spektrums aufweist.

[0022] Andere reine oder beschichtete Metalle können für diesen Zweck ebenfalls herangezogen werden.

[0023] Optische und neutrale Dichtefilter **18** sind in dem Gehäuse **12** in der Nähe des Behandlungsbereichs angeordnet und können in den Strahlengang hinein oder aus dem Strahlengang heraus bewegt werden, um das Spektrum und die Intensität des Lichts zu steuern. Typischerweise kommen Filter mit einer Bandbreite von 50 bis nm und die niedrigen Frequenzen abschneidende Filter in den sichtbaren und ultravioletten Bereichen des Spektrums zum Einsatz. In einigen Verfahren ist es wünschenswert, das nahezu gesamte Spektrum zu nutzen, wobei nur der ultraviolette Bereich abgeschnitten ist. Bei anderen Anwendungen, besonders für tieferes Eindringen, werden vorzugsweise engere Bandbreiten verwendet. Die Bandbreitenfilter und die Frequenzen abschneidenden Filter sind leicht kommerziell erhältlich.

[0024] Die Glasröhre **15** ist koaxial zur Blitzlampe **14** angeordnet und weist ein auf dieser niedergeschlagenes fluoreszierendes Material auf. Die Glasröhre **15** wird typischerweise für die Behandlung zur Koagulation von Blutgefäßen eingesetzt, um die Energieeffizienz der Vorrichtung **10** zu optimieren. Das fluoreszierende Material kann gewählt werden, um den ultravioletten Anteil des Spektrums der Blitzlampe **14** zu absorbieren und ein Licht in dem Bereich von 500 bis 650 nm zu erzeugen, das für die Absorption im Blut geeignet ist. Die Innenflächen kommerzieller fluoreszierender Lampen sind mit ähnlichen Materialien beschichtet. Ein typisches Material, das zur Erzeugung eines "warmen" weißen Lichts in fluoreszierenden Lampen genutzt wird, weist eine Umwandlungseffizienz von 80%, eine Spitzen-Emissionswellenlänge von 570 nm und eine Bandbreite von 70 nm auf und ist für die Absorption im Blut geeignet. Die

Verzögerungszeit von wenigen Millisekunden dieser Leuchtstoffe stimmt mit langen Pulsen überein, die für die Behandlung von Blutgefäßen benötigt werden.

[0025] Andere Formen oder Ausgestaltungen der Blitzlampe **14**, wie beispielsweise kreisförmige, spiralförmige, Kurzbogen- und vielfach lineare Blitzlampen können zum Einsatz kommen. Der Reflektor **16** kann andere Formen, wie beispielsweise parabolische oder kreisförmige Formen, aufweisen. Die Lichtquelle kann auch ohne Reflektor eingesetzt werden und die benötigte Energie und Leistungsdichte kann dadurch erzielt werden, daß die Lichtquelle **14** in nächster Nähe zu dem Behandlungsbereich angeordnet wird.

[0026] Eine Iris **20** ist in dem Gehäuse **12** zwischen den optischen Filtern **18** und dem Behandlungsbereich angeordnet und steuert die Länge und die Breite des bestrahlten Bereichs, z. B. durch Kollimieren des Ausgangs der Blitzlampe **14**. Die Länge der Blitzlampe **14** steuert die maximale Länge, die bestrahlt werden kann. Typischerweise wird eine 8 cm lange (Bogenlänge) Röhre benutzt, wobei nur die mittigen 5 cm der Röhre frei liegen. Die Nutzung der mittigen 5 cm stellt einen hohen Grad an gleichförmiger Energiedichtenverteilung in dem bestrahlten Hautbereich sicher. Demzufolge ermöglicht die Iris **20** (auch Kollimator genannt) in dieser Ausgestaltung die Bestrahlung von Hautbereichen mit einer maximalen Länge von 5 cm. Die Iris **20** kann geschlossen werden, um eine minimale Bestrahlungslänge von 1 mm zur Verfügung zu stellen. Auf ähnliche Weise kann die Breite eines bestrahlten Hautbereichs im Bereich von 1 bis 5 mm für eine 5 mm breite Blitzlampe gesteuert werden. Größere Bestrahlungsbereiche können auf einfache Art und Weise dadurch erreicht werden, daß längere Blitzröhren oder mehrere Röhren zum Einsatz kommen, und schmalere Bestrahlungsbereiche können mittels einer Iris, die den Strahl vollständiger kollimiert, erzeugt werden. Die vorliegende Erfindung stellt im Vergleich zu aus dem Stand der Technik bekannten Lasern oder punktförmigen Lichtquellen größere Bestrahlungsbereiche zur Verfügung und erweist sich für die Koagulation der Blutgefäße als sehr effektiv, da eine Unterbrechung des Blutstroms über einen längeren Abschnitt des Gefäßes effektiver für dessen Koagulation ist. Der größere Bestrahlungsbereich verringert gleichzeitig auch die benötigte Behandlungszeit.

[0027] Ein Detektor **22** ([Fig. 1](#)) ist außerhalb des Gehäuses **12** montiert und nimmt das von der Haut reflektierte Licht auf. Der Detektor **22**, der mit den optischen Filtern **18** und den neutralen Dichtefiltern kombiniert ist, wird herangezogen, um eine schnelle Schätzung der spektralen Reflexion und der Absorptionskoeffizienten der Haut zu bewerkstelligen. Dies kann bei einer geringen Energiedichtehöhe vor der Anwendung des Hauptbehandlungspulses durchge-

führt werden. Eine Messung der optischen Eigenschaften der Haut vor der Anwendung des Hauptpulses eignet sich, um optische Behandlungsbedingungen festzustellen. Wie vorhergehend erwähnt, ermöglicht das breite Spektrum des von der Lichtquelle, die nicht vom Lasertyp ist, emittierte Lichts die Untersuchung der Haut über einen breiten spektralen Bereich und die Auswahl optimaler Wellenlängen für die Behandlung.

[0028] Der Detektor **22** oder ein zweites Detektorsystem können auch zur Echtzeit-Temperaturmessung der Haut während ihrer Bestrahlung durch die gepulste Lichtquelle herangezogen werden. Dies erweist sich als sinnvoll für Thermolyse-Applikationen der Haut mit langen Pulsen, in denen Licht in der Epidermis und Dermis absorbiert wird. Wird der äußere Bereich einer Epidermis einer zu hohen Temperatur ausgesetzt, kann eine permanente Vernarbung der Haut resultieren. Demzufolge sollte die Temperatur der Haut gemessen werden. Dies kann dadurch realisiert werden, daß die Infrarot-Emission der erwärmten Haut genutzt wird, um eine Überbestrahlung zu verhindern.

[0029] Ein typisches Echtzeit-Detektorsystem mißt die Infrarot-Emission der Haut an zwei spezifischen Wellenlängen, indem es zwei Detektoren und Filter gebraucht. Das Verhältnis zwischen den Signalen der zwei Detektoren kann herangezogen werden, um die unmittelbare Temperatur der Haut zu bestimmen. Der Betrieb der gepulsten Lichtquelle kann gestoppt werden, wenn eine vorbestimmte Hauttemperatur erreicht wird. Diese Messung ist relativ einfach, da der Temperaturgrenzwert für gepulstes Erwärmen, der eine Hautvernarbung verursachen kann, im Bereich von 50°C oder darüber liegt, und der auf einfache Art und Weise über die Infrarot-Emission meßbar ist.

[0030] Die Eindringtiefe der Wärme hängt von der Lichtabsorption und -streuung in den unterschiedlichen Schichten der Haut und von den thermischen Eigenschaften der Haut ab. Ein weiterer wichtiger Parameter ist die Pulsbreite. Für eine gepulste Lichtquelle, deren Energie in einer infinitesimal dünnen Schicht absorbiert wird, kann die Eindringtiefe (d) der Wärme aufgrund thermischer Leitfähigkeit während des Pulses durch die Gleichung 1 angegeben werden:

$$d = 4[k\Delta t/C\rho]^{1/2} \quad (\text{Glg. 1})$$

wobei k = Wärmeleitfähigkeit des beleuchteten Materials;
 Δt = Pulsbreite des Lichtpulses;
 C = Wärmekapazität des Materials;
 ρ = Dichte des Materials.

[0031] Aus Gleichung 1 wird deutlich, daß die Eindringtiefe der Wärme über die Pulsbreite der Licht-

quelle gesteuert werden kann.

[0032] Demzufolge wird eine Variation der Pulsbreite im Bereich von 10^{-5} bis 10^{-1} Sekunden in einer Veränderung der thermischen Durchdringung durch einen Faktor 100 resultieren.

[0033] Dementsprechend stellt die Blitzlampe **14** eine Pulsbreite von 10^{-5} bis 10^{-1} Sekunden zur Verfügung.

[0034] Zur Behandlung von äußeren Hautstörungen, bei welcher die Verdampfung der Haut das Ziel ist, wird eine sehr kurze Pulsbreite verwendet, um für eine sehr flache thermische Durchdringung der Haut zu sorgen. Zum Beispiel wird ein 10^{-5} Sekunden-Puls (durch thermische Leitfähigkeit) in einer Tiefe in der Größenordnung von nur $5 \mu\text{m}$ in die Haut eindringen. Daher wird nur eine dünne Schicht der Haut erwärmt und eine sehr hohe augenblickliche Temperatur erreicht, so dass das äußere Mal auf der Haut verdampft wird.

[0035] [Fig. 3](#) zeigt eine Variabel-Impulsbreiten-Erzeugerschaltung, die aus einer Vielzahl an einzelnen pulserzeugenden Schaltkreisen (PFN) besteht, die die Variation in den Pulsbreiten der Blitzlampe **14** erzeugen. Die gesamte Breite eines Lichtpulses bei halbem Maximum (FWHM) einer Blitzlampe, die von einem einzigen PFN-Element mit der Kapazität C und der Induktivität L gesteuert wird, ist annähernd gleich:

$$\Delta t \approx 2[LC]^{1/2} \quad (\text{Glg. 2})$$

[0036] Die Blitzlampe **14** kann von drei verschiedenen PFN-Elementen angesteuert werden, wie dies in [Fig. 3](#) gezeigt ist. Die Relais-Kontakte R1', R2' und R3' werden genutzt, um zwischen drei Kondensatoren C1, C2 und C3 auszuwählen, die von einer Hochspannungsversorgungsquelle geladen werden. Die Relais R1, R2 und R3 dienen dazu, das PFN-Element auszuwählen, das mit der Blitzlampe **14** verbunden werden soll. Die Hochspannungsschalter S1, S2 und S3 dienen dazu, die in den Kondensatoren des PFN-Elements gespeicherte Energie in die Blitzlampe **14** zu laden. In einer Ausgestaltung weisen L1, L2 und L3 jeweils Werte von 100 mH, 1 mH und 5 mH und C1, C2 und C3 jeweils Werte von 100 mF, 1 mF und 10 mF auf.

[0037] Zusätzlich zur Möglichkeit, jedes PFN-Element separat anzusteuern, was die grundlegende Variabilität in der Pulsbreite erzeugt, kann eine zusätzliche Variation dadurch erreicht werden, daß die PFN-Elemente nacheinander angesteuert werden. Wenn z. B. zwei PFN-Elemente mit einer Pulsbreite Δt_1 und Δt_2 angesteuert werden, so daß das zweite PFN-Element angesteuert wird, nachdem der erste Puls auf die Hälfte seiner Amplitude abgenommen hat, dann wird eine effektive Pulsbreite des Lichts bei

dieser Betätigung des Systems durch das Verhältnis $\Delta t \approx \Delta t_1 + \Delta t_2$ bestimmt.

[0038] Die Ladeleistungsversorgung liegt typischerweise in einem Spannungsbereich von 500 V bis 5 kV. Hierzu sollten die Relais Hochspannungsrelais sein, die diese Spannungen zuverlässig isolieren können. Die Schalter S sind geeignet, den Strom der Blitzlampe **14** aufzunehmen und die umgekehrte Hochspannung zu trennen, die erzeugt wird, wenn die PFN-Elemente nacheinander angesteuert werden. Festkörperschalter, Vakuum-Schalter oder Gas-Schalter können für diesen Zweck zum Einsatz kommen.

[0039] Eine Niedrigstromversorgung (in [Fig. 3](#) nicht gezeigt) kann eingesetzt werden, um die Blitzlampe in einem Schwachstrom-Modus zu halten. Andere Konfigurationen können herangezogen werden, um eine Variation der Pulsbreite zu erreichen, wie beispielsweise der Einsatz eines einzigen PFN-Elements und eines Crowbar-Schalters, oder der Einsatz eines Schalters mit Schließ- und Öffnungsmöglichkeiten.

[0040] Für äußere Störungen wird eine typische Pulsbreite von $5 \mu\text{s}$ verwendet. Ein 20 J/cm elektrischer Energiedichteingang in eine 5 mm Bohrung-Blitzlampe ergibt eine Energiedichte auf der Haut von 10 J/cm^2 . Das Abschneiden des harten UV-Bereichs des Spektrums ergibt 90% Energieübertragung oder ein Hautaussetzen mit einer Energiedichte nahe 10 J/cm^2 . Diese Energiedichte ist groß genug, um äußere Male auf der Haut zu verdampfen.

[0041] Die Vorrichtung **10** kann in zwei Einheiten bereitgestellt werden: Eine leichtgewichtige Einheit, die von einem Arzt mittels eines Griffs **13** gehalten wird, wobei die handgehaltene Einheit die Blitzlampe **14**, Filter **18** und die Iris **20** umfaßt, die zusammen das Spektrum und die Größe des bestrahlten Bereichs steuern, sowie die Detektoren, die die Reflektivität und die unmittelbare Hauttemperatur messen. Die Stromversorgung, die PFN-Elemente und die elektrischen Kontrollelemente sind in einer separaten Box enthalten (nicht gezeigt), die mit der handgehaltenen Einheit über ein flexibles Kabel verbunden ist. Dies ermöglicht einen erleichterten Betrieb und leichten Zugang zu den zu behandelnden Bereichen der Haut.

Patentansprüche

1. Eine therapeutische Behandlungsvorrichtung, in welcher eine inkohärente Lichtquelle (**14**) betreibbar ist, um einen gepulsten Lichtausgang für die Behandlung zu schaffen, wobei die Lichtquelle eine Einrichtung aufweist zum Erzeugen von Impulsen mit einer Breite im Bereich von zwischen im Wesentlichen 0,5 und 10 Mikrosekunden und einer Energiedichte

des Lichtes auf der Haut von bis zu ungefähr 10 J/cm², wobei das Licht äußere Störungen der Haut wie Tätowierungen, pigmentierte Verletzungen oder Geburts- und Altersmale behandelt, und in welcher die therapeutische Behandlungsvorrichtung einen Detektor (22) aufweist, welcher das von der Haut reflektierte Licht überwacht.

2. Behandlungsvorrichtung nach Anspruch 1, weiter dadurch gekennzeichnet, dass eine Schaltung zum Bilden eines Impulses mit variabler Impulsbreite elektrisch mit der Lichtquelle verbunden ist.

3. Behandlungsvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, weiter dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtquelle ein Blitzlicht (14) ist.

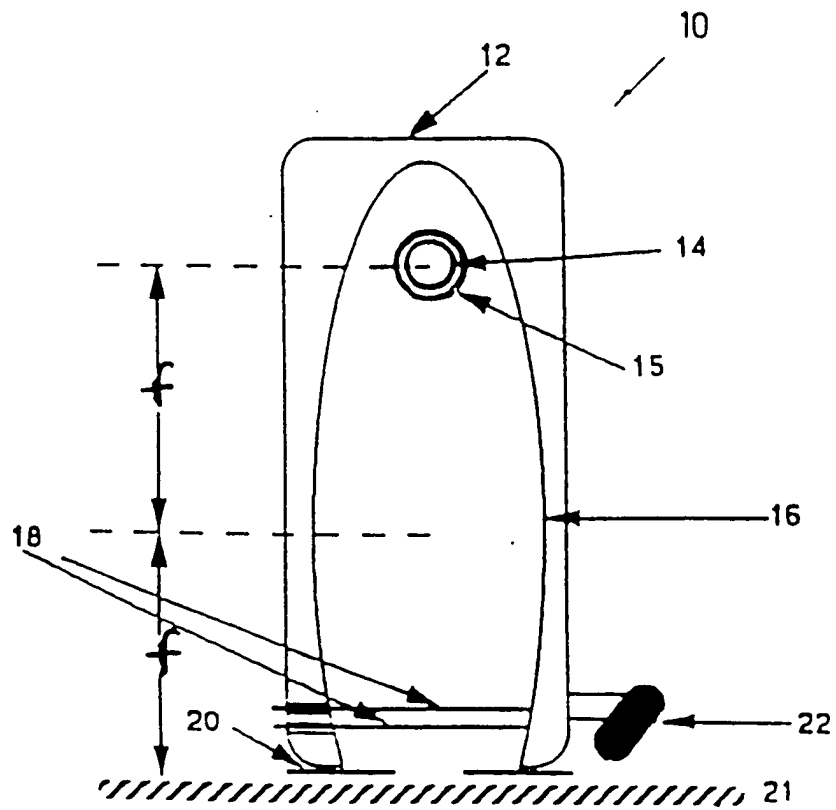
4. Behandlungsvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, weiter dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtquelle (14) in einem Gehäuse (12) montiert ist, welches in der Nähe eines Hautbehandlungsbereiches angeordnet werden kann, wobei in dem Gehäuse nahe der Lichtquelle ein Reflektor (16) montiert ist und das Gehäuse eine Öffnung aufweist mit einer über der Öffnung montierten Iris (20) und mindestens einem nahe zu der Öffnung montierten optischen Filter (18).

5. Behandlungsvorrichtung nach Anspruch 4, weiter dadurch gekennzeichnet, dass eine Einrichtung (18) vorgesehen ist zum Erzeugen einer gesteuerten Energiedichte, eines gefilterten, gepulsten Lichtausganges durch die Öffnung und die Iris zu einem Hautbehandlungsbereich.

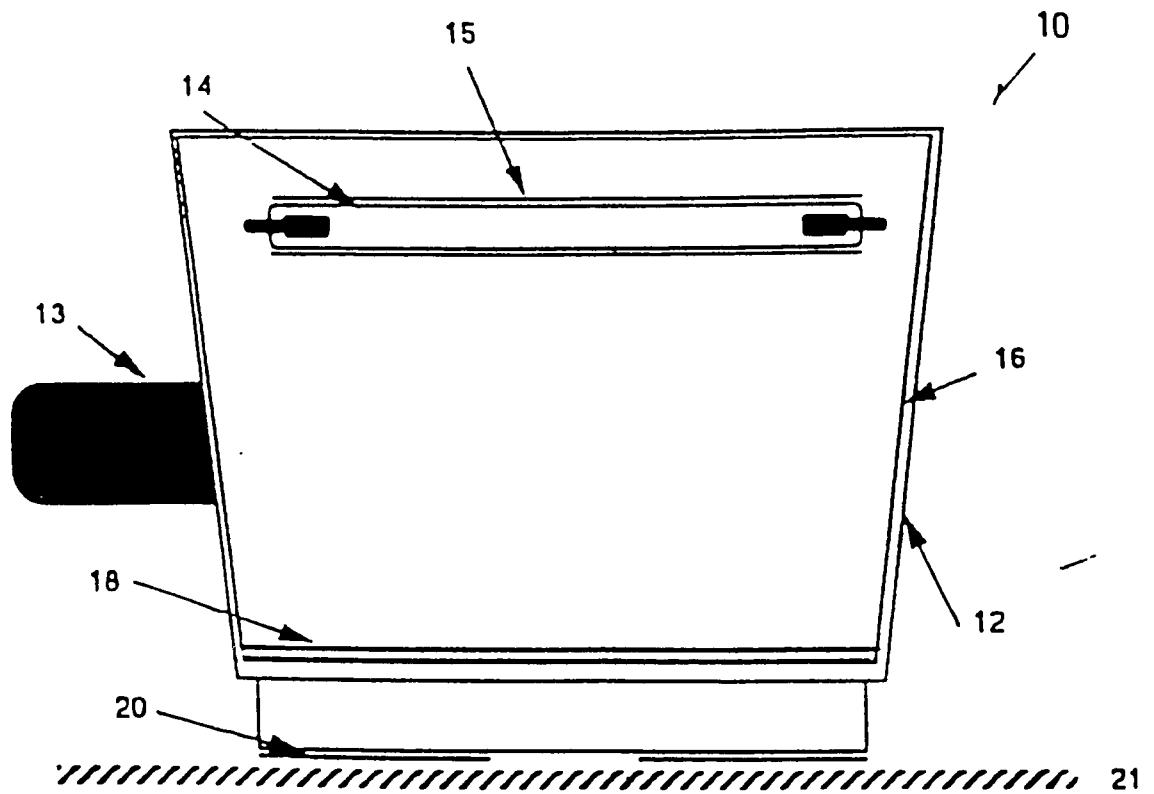
6. Behandlungsvorrichtung nach Anspruch 4 oder 5, weiter dadurch gekennzeichnet, dass eine Spannungsquelle mit dem Gehäuse verbunden und außerhalb des Gehäuses angeordnet ist, wobei das Gehäuse einen Handgriff (13) aufweist.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

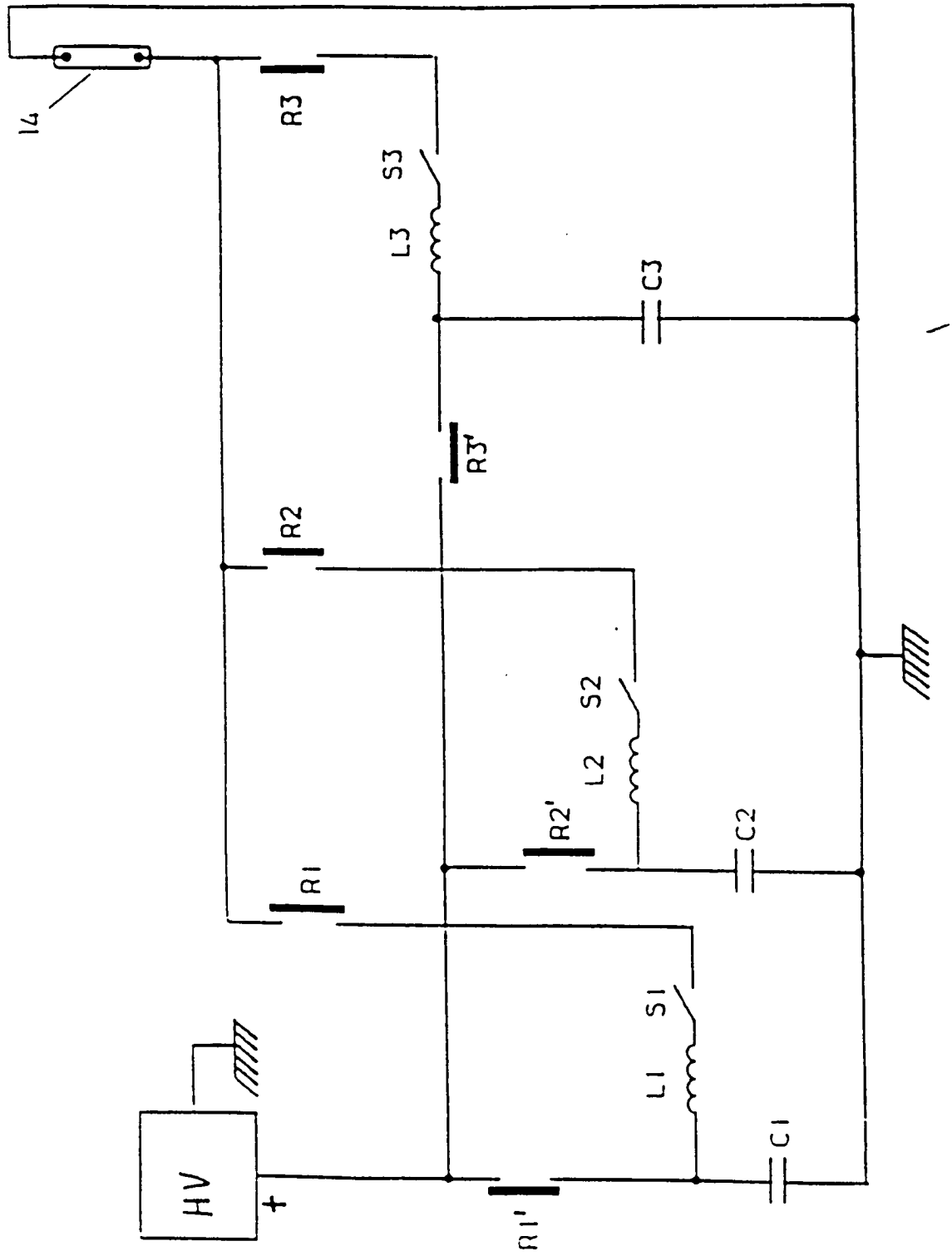
Anhängende Zeichnungen



Figur 1



Figur 2



Figur 3