



(10) **DE 696 21 775 T3** 2015.03.19

(12) **Übersetzung der geänderten europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 806 913 B2**

(51) Int Cl.: **A61B 18/20** (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: **696 21 775.9**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US96/01235**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **96 90 6222.3**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 1996/023447**

(86) PCT-Anmeldetag: **31.01.1996**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **08.08.1996**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **19.11.1997**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **12.06.2002**

(97) Veröffentlichungstag
des geänderten Patents beim EPA: **19.11.2014**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **19.03.2015**

Patentschrift wurde im Einspruchsverfahren geändert

(30) Unionspriorität:

382122	01.02.1995	US
593565	30.01.1996	US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, ES, FR, GB, IT

(73) Patentinhaber:

The General Hospital Corp., Boston, Mass., US

(72) Erfinder:

ANDERSON, R., Rox, Lexington, US; GROSSMAN, Melanie, Boston, US; FARINELLI, William, Danvers, US

(74) Vertreter:

**BARDEHLE PAGENBERG Partnerschaft mbB
Patentanwälte, Rechtsanwälte, 81675 München,
DE**

(54) Bezeichnung: **ENTHAARUNG MIT OPTISCHEN PULSEN**

Beschreibung

[0001] Diese Erfindung betrifft eine Vorrichtung zum Entfernen von Haaren mit optischer Strahlung.

[0002] Übermäßige Behaarung (Hypertrichose) und/oder unerwünschte Haare sind weit verbreitete dermatologische und kosmetische Probleme und können durch Vererbung, Malignität oder endokrinologische Krankheiten, z. B. Hirsutismus (d. h. durch Hormone wie z. B. Androgene bedingte übermäßige Behaarung) verursacht werden. Haare können mit einer Anzahl verschiedener Methoden, darunter Wachsepilation, Enthaarungscremes und selbstverständlich Rasieren, vorübergehend entfernt werden. Alternativ können Haare durch Elektrolyse permanent entfernt werden; dieser Prozess beinhaltet das Einführen einer stromführenden Nadel in jedes Haarfollikel und ist oft schmerzhaft, uneffizient und zeitraubend.

[0003] Auf optischer Technik basierende Verfahren, wie z. B. die Verwendung von Laserlicht, werden ebenfalls für die Enthhaarung eingesetzt. Zum Beispiel beschreibt US-A-4 388 924 die Bestrahlung einzelner Haarfollikel mit einem Laser; bei diesem Verfahren bewirkt die Erwärmung des Wurzelteils des Haares die Gerinnung in den lokalen Blutgefäßen, was die Zerstörung des Follikels und somit die Beseitigung des Haares bewirkt. Verwandte Methoden, wie die in US-A-5 226 907 beschriebenen, betreffen die Zerstörung des Follikels durch erstens Auftragen eines lichtabsorbierenden Stoffes, der wenigstens teilweise in das Follikel hineinwandert, Entfernen von überschüssigem lichtabsorbierendem Stoff und dann Bestrahlen des Bereichs zum Erwärmen des Stoffes und somit des Follikels, um die Zerstörung des Follikels zu verursachen.

[0004] US-A-3 538 919 sieht eine gepulste Strahlung emittierende Laser-Depilierungsvorrichtung vor. Die Dauer zum Zweck der Zerstörung des Follikels kann in der Größenordnung von 1 bis 2 ms bei einer Energiedichte in der Größenordnung von 40 mJ/cm² sein. Rubin- oder Nd-Laser können genutzt werden. Die gepulste Strahlung wird von einer Übertragungs-sonde geliefert, die einen Durchmesser in der Größenordnung von 50 µm hat und durch die Haut eingeführt wird, um am Follikel zu enden.

[0005] Die obigen Methoden vom Stand der Technik haben eine Anzahl von Begrenzungen. Zunächst sind die Methoden zum Bestrahlen eines einzelnen Haarfollikels zeitraubend und daher allgemein zum Entfernen von Haaren, außer aus einem sehr kleinen Bereich oder aus einem Bereich, in dem sich nur wenige Haare befinden, nicht praktisch. Der Vorgang kann auch sehr schmerzhaft sein, besonders wenn ein nadelartiges Element in das Haarfollikel eingeführt wird, um zu ermöglichen, dass Lichtenergie den Bulbus oder die Haarwurzel oder Papille erreicht, Teile des Haarfollikels, die zerstört werden müssen, um ein Nachwachsen des Haares zu verhindern. Wo die Strahlungsquelle nicht in das Follikel eingeführt wird, ist es schwierig, den erforderlichen Teilen des Follikels ausreichend Energie zuzuführen, um ihre Zerstörung zu bewirken, ohne gleichzeitig auch an dem umgebenden Gewebe beträchtlichen Schaden zu verursachen und dem Patienten dadurch Schmerzen und Verletzungen zuzufügen.

[0006] Während die Methode des letzteren Patentes insofern vorteilhaft ist, als sie das gleichzeitige Entfernen einer Anzahl von Haaren in einem bestimmten Bereich zulässt, ist es mit dieser Methode schwierig, den lichtabsorbierenden Stoff oder Chromophor tief genug in das Follikel einzubringen, um die Zerstörung der Papille zu bewirken. Ferner führt diese Methode dazu, dass beträchtliche Energie auf die Epidermis und andere Hautschichten im behandelten Bereich ausgeübt und von diesen absorbiert wird, wobei beträchtlich weniger Energie die Wurzel oder Papille des Follikels erreicht.

[0007] Die völlige Zerstörung des Follikels und daher permanente oder wenigstens langfristige Enthhaarung lässt sich daher nur schwer erreichen, besonders ohne eine Beschädigung der Epidermis und anderer Hautschichten in dem Bereich zu riskieren.

[0008] US-A-5 344 418 beschreibt eine Vorrichtung zum Entfernen von Nävi flammei-Läsionen (Port Wine Stain (Feuermalen)) von der Haut, umfassend einen Applikator, eine Strahlungsquelle mit einer Wellenlänge von 546 nm und 577 nm und einen optischen Weg von der Quelle der optischen Strahlung zum Applikator. Die in dieser Druckschrift offengelegte Wellenlänge eignet sich für die Beseitigung von Nävi flammei.

Zusammenfassung der Erfindung

[0009] Es besteht daher ein Bedarf an einer verbesserten Methode zur Durchführung der Haarentfernung, die optischer Energie das Erreichen von Bulbus und Grund oder Wurzel von Haarfollikeln in einem Bereich ermöglicht, während die Beschädigung der Epidermis in dem Bereich minimiert wird, wodurch Beschwerden für den Patienten und potentielle nachteilige Nebenwirkungen der Behandlung minimiert werden.

[0010] Die vorliegende Erfindung sieht eine Vorrichtung zum gleichzeitigen Entfernen einer Mehrzahl von Haaren von einem Hautbereich vor, wobei sich jedes Haar in einem sich von einer Oberfläche in die Haut hinein erstreckenden Follikel befindet, wobei die Vorrichtung Folgendes umfasst:

einen Applikator, der eine Oberfläche hat, die ausgeführt ist, um in einem Hautbereich, von dem Haar zu entfernen ist, mit der Hautoberfläche in Berührung zu sein, eine Quelle optischer Strahlung und einen optischen Weg von der Quelle optischer Strahlung zur genannten Oberfläche des genannten Applikators, wobei der Weg für optische Strahlung mit einer ausgewählten Wellenlänge weitgehend transparent ist, wobei die optische Strahlung durch die genannte Oberfläche des genannten Applikators zum genannten Hautbereich hindurchgeleitet wird, dadurch gekennzeichnet, dass die genannte Strahlung eine Wellenlänge zwischen 680 nm und 1200 nm, vorzugsweise zwischen 680 nm und 900 nm, und eine Fluenz zwischen 10 J/cm² und 200 J/cm² hat und dadurch, dass die Dauer der Bestrahlung des genannten Hautbereichs 2 ms bis 200 ms beträgt.

[0011] Beim Gebrauch der Vorrichtung wird für ein vorbestimmtes Zeitintervall der Applikator mit der Hautoberfläche in dem Hautbereich in Berührung gebracht und die optische Strahlung durch den Applikator auf den Hautbereich ausgeübt. Der Applikator wird vorzugsweise auf die Haut aufgedrückt, wodurch der Abstand vom Applikator zur Papille der Haarfollikel verringert und ihre Zerstörung ermöglicht wird.

[0012] Für bevorzugte Ausgestaltungen wird der Applikator zum Kühlen der Hautfläche im Hautbereich auf die ausgewählte Tiefe genutzt und die ausgewählte Tiefe ist vorzugsweise wenigstens gleich der Tiefe der Epidermisschicht der Haut (d. h. die der Hautoberfläche am nächsten liegenden Hautschicht (Oberhaut)). Das Kühlen durch den Applikator kann beispielsweise durch Kühlen von wenigstens der Oberfläche des mit der Haut in Berührung befindlichen Applikators erreicht werden, wobei derartiges Kühlen vorzugsweise vor und während der Bestrahlung der Haut erfolgt. Für bevorzugte Ausgestaltungen wird das Kühlen des Applikators durch Hindurchführen eines Kühlfluids durch den Applikator erreicht. Ferner wird auch bevorzugt, dass die Bestrahlung der Hautoberfläche nicht durchgeführt wird, bis der Hautbereich auf weitgehend die ausgewählte Tiefe gekühlt worden ist. Für die meisten bevorzugten Ausgestaltungen wird die Kühlung sowohl vor als auch während der Bestrahlung durchgeführt, und der ausgewählte Fluss und die vorbestimmte Belichtungszeit (d. h. Zeitintervall der Bestrahlung) werden so ausgewählt, dass es höchstens eine minimale Erwärmung der Haut im Hautbereich bis auf die ausgewählte Tiefe gibt, während Haare und Follikel unterhalb der ausgewählten Tiefe ausreichend erwärmt werden, um wenigstens die Haare und Follikel zu beschädigen, ohne eine signifikante Beschädigung des die Follikel umgebenden Gewebes zu verursachen.

[0013] Der Applikator ist auch vorzugsweise dafür ausgelegt, auf den Hautbereich aufgestrahlte optische Strahlen zu konvergieren, wodurch die Bestrahlung der Follikelpapillen weiter erleichtert wird. Für bevorzugte Ausgestaltungen hat der Applikator auch eine mit der Hautoberfläche in Berührung befindliche konvexe Oberfläche, die weitgehend einheitlichen Druck auf sie ausübt, um die darunter liegende Hautoberfläche zu verformen. Für alternative Ausgestaltungen ist der Applikator zum Bilden einer Hautfalte im Hautbereich und zum Übertragen optischer Strahlung auf zwei weitgehend entgegengesetzten Seiten der Falte ausgelegt. Beispielsweise kann der Applikator einen in seiner Oberfläche, die mit der Hautoberfläche in Berührung ist, gebildeten Schlitz haben, wobei wenigstens ein Teil des Hautbereichs in den Schlitz hineingezogen wird und der Hautbereich mit optischen Strahlen von wenigstens zwei entgegengesetzten Seiten des Schlitzes bestrahlt wird.

[0014] Es ist auch erwünscht, dass eine beträchtliche Brechungsindexanpassung zwischen dem Applikator und der Hautoberfläche des genannten Hautbereichs aufrecht erhalten wird. Eine solche Brechungsindexanpassung kann durch eine Schicht von Brechwertanpassungsstoff zwischen dem Applikator und der Hautoberfläche in einem Hautbereich und/oder durch Bilden des Applikators aus einem Material bereitgestellt werden, das wenigstens für die mit dem Hautbereich in Berührung befindliche Oberfläche einen Brechungsindex hat, der weitgehend mit dem der Hautoberfläche übereinstimmt.

[0015] Zum Erleichtern der Enthaarung kann die Behaarung im Hautbereich vor der Bestrahlung rasiert werden. Eventuell ist es aber vorzuziehen, die Haare im Hautbereich vor der Bestrahlung zu epilieren. Wenn Haare epiliert werden, kann die Zerstörung der Follikel dadurch erleichtert werden, dass die Follikel, aus denen Haare epiliert wurden, mit einem Stoff gefüllt werden, der vorzugsweise optische Strahlen mit der für die Bestrahlung verwendeten ausgewählten Wellenlänge absorbiert (d. h. ein Chromophor). Ferner kann, wenn nur eine vorübergehende Enthaarung gewünscht wird, dies relativ schmerzlos für einen Zeitraum von bis zu mehreren Wochen erreicht werden, indem der Chromophor auf den Bereich aufgetragen wird, der vorzugsweise zuvor rasiert worden ist, wobei der Chromophor bis auf eine Tiefe von einigen Millimetern, ungefähr bis auf die Tiefe der Talgdrüse in die Haarfollikel eindringt. Durch den Applikator auf den Hautbereich ausgeübte schwache Bestrahlung ergibt dann die Zerstörung des Haares ohne eine Zerstörung des Follikels.

[0016] Ein Applikator zur Verwendung bei der Durchführung von Enthaarung gemäß Obigem kann einen Einlass haben, durch den optische Strahlen auf den Applikator übertragen werden, eine zum Berühren der Hautoberfläche im Hautbereich geformte Oberfläche, einen optischen Weg vom Einlass zur Oberfläche, wobei der Weg für optische Strahlung mit der ausgewählten Wellenlänge weitgehend transparent ist, ein Element im optischen Weg zum Konvergieren der optischen Strahlung beim Verlassen des Applikators durch die Oberfläche und eine Einrichtung zum Kühlen der Oberfläche auf eine Temperatur unter der des Hautbereichs. Wie bereits angedeutet, ist die Oberfläche vorzugsweise aus einem Material mit einem Brechungsindex gebildet, der weitgehend auf den Brechungsindex der Hautoberfläche im Hautbereich abgestimmt aber nicht geringer als dieser ist. Für bevorzugte Ausgestaltungen ist das die optischen Strahlen konvergierende Element eine Linse und die Einrichtung zum Kühlen ist ein Kanal nahe der Oberfläche, durch den Kühlwasser geleitet wird. Für eine Ausgestaltung hat die mit der Haut in Berührung befindliche Oberfläche des Applikators eine konvexe Form, während die Oberfläche für eine alternative Ausgestaltung einen in ihr gebildeten Schlitz hat, wobei der optische Weg zu wenigstens zwei entgegengesetzten Seiten des Schlitzes führt, und der Applikator hat eine Einrichtung zum Hineinziehen von wenigstens einem Teil des Hautbereichs in den Schlitz hinein hat, wobei diese Einzieheinrichtung vorzugsweise ein Unterdruckanlegeelement aufweist.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0017] Die Erfindung wird nun beispielhaft unter Bezugnahme auf die Zeichnungen weiter beschrieben. Dabei zeigt bzw. zeigen:

[0018] Fig. 1 eine perspektivische Ansicht einer erfindungsgemäßen Enthaarungsvorrichtung auf Laserbasis;

[0019] Fig. 2A und Fig. 2B Querschnittansichten einer Bestrahlungseinheit oder eines Applikators, die/der zur Verwendung mit einer Enthaarungsvorrichtung dieser Erfindung geeignet ist, wobei der Applikator Licht von einem Lichtwellenleiter oder einem Lichtwellenleiterbündel beziehungsweise einer Spiegelbaugruppe erhält;

[0020] Fig. 3A, Fig. 3B und Fig. 3C, beziehungsweise, eine auseinandergezogene Querschnittansicht der Kontaktvorrichtung der Bestrahlungseinheit in direktem Kontakt mit einem Haare enthaltenden Hautbereich, eine ausbruchweise Querschnittansicht, die die rückgestreuten optischen Felder am Schnittstellenbereich Kontaktvorrichtung/Epidermis zeigt, und eine ausbruchweise Querschnittansicht, die den Wärmetransport am Schnittstellenbereich zeigt;

[0021] Fig. 4 einen Plot, der die optischen Absorptionsspektren von Melanin, Hämoglobin, oxidiertem Hämoglobin und Wasser zeigt;

[0022] Fig. 5A und Fig. 5B die zeitlichen und räumlichen Profile bzw. das bevorzugte optische Feld, die während des Enthaarungsprozesses verwendet werden;

[0023] Fig. 6 eine grafische Darstellung der computererzeugten optischen Intensität (Leistungsdichte) im Verhältnis zur Hauttiefe für verschiedene optische Felder;

[0024] Fig. 7 eine Fotografie, die Hautbereiche eines Patienten drei Monate nach der Behandlung gemäß dem Enthaarungsverfahren der Erfindung zeigt;

[0025] Fig. 8A, Fig. 8B und Fig. 8C Oszilloskopkurven, die die zeitabhängigen Temperaturreaktionen von trockenem schwarzem Haar bzw. nassem schwarzem Haar und von den schwarzhaarigen Versuchsbereich umgebender lebender Haut nach der Bestrahlung zeigen;

[0026] Fig. 9 eine grafische Darstellung, die den Temperaturanstieg im Verhältnis zu Laserimpulsenergie für trockenes Haar (DH), nasses Haar (WH) und Haut (S) von Versuchsbereichen acht verschiedener Patienten zeigt;

[0027] Fig. 10A einen teilweisen Querschnitt des Applikators der Erfindung, der zum Ausüben einer alternativen Ausgestaltung der Erfindung verwendet wird, wobei vor der Bestrahlung eine Epilation und das Füllen leerer Follikel mit einem Chromophor durchgeführt werden; und

[0028] Fig. 10B einen Querschnitt eines Applikators für eine alternative zur Haarentfernung verwendete Ausgestaltung.

Ausführliche Beschreibung

[0029] Ein beispielhaftes lasergestütztes Haarentfernungssystem **10**, Bezug nehmend auf **Fig. 1**, hat eine Lichtquelle **12**, die z. B. einen oder mehr Laser zum Erzeugen des Bestrahlungsfeldes aufweisen kann. Die Lichtquelle **12** kann optisch an eine Reihe von strahlmanipulierenden Optiken **14** gekoppelt sein, die wiederum über ein Lichtwellenleiterkabel **16** (oder eine andere faseroptische Vorrichtung) mit der Bestrahlungseinheit oder dem Applikator **18** verbunden sein können. Während der Enthaarungstherapie wird die Lichtquelle von einer Spannungs- und Stromversorgung **19** betrieben und überträgt einen Lichtstrom durch die Optik **14** und die Faseroptik **16** zur Bestrahlungseinheit oder zum Applikator **18**. Das Feld wird dann an einem Bereich **20** eines Patienten **22** (der sich zum Beispiel auf einem Tisch **25**, einem Stuhl oder einem anderen geeigneten Positionierungselement, je nach der Lage des Bereichs **20** am Körper des Patienten, befindet) erzeugt, was zum Entfernen von Haar in dem Bereich **20** führt. Wenn der gewünschte Bereich behandelt worden ist, kann die Bestrahlungseinheit leicht am Patienten **22** entlang bewegt werden, wie durch Pfeile **27** angedeutet, und zum Behandeln nachfolgender Bereiche verwendet werden. Die räumlichen und zeitlichen Eigenschaften des optischen Feldes bestimmen die Effizienz des Enthaarungsprozesses, und einige dieser Eigenschaften können, wenn erwünscht, mit einer Reihe von Einstellelementen **24**, **26**, **28** eingestellt werden, die sich an verschiedenen Komponenten des Haarentfernungssystems **10** befinden. Beispielsweise können mit Hilfe der an der Stromversorgung befindlichen Einstellelemente **24** die optische Intensität und Pulsrate des Bestrahlungsfeldes gesteuert werden, indem Parameter wie Spannung, Strom und Schaltrate für die Stromversorgung des Lasers eingestellt werden. Andere Eigenschaften des Feldes, wie Wellenlänge und Impulsdauer können mit den Einstellelementen **26** variiert werden, die Komponenten (z. B. Gitter-, Spiegel- oder Filterpositionen, Verschlüsse oder impulsformende Einrichtungen) der Lichtquelle **12** einstellen; für bevorzugte Ausgestaltungen würde die Wellenlänge aber nicht verstellt. Desgleichen können Einstellelemente **28** zum Einstellen der Modulationsoptik **14** verwendet werden, was in der Steuerung von Eigenschaften wie Modenqualität, Strahldurchmesser und Einkopplung des Bestrahlungsfeldes in die Faseroptik **16** resultiert. Alle Einstellelemente können von Hand eingestellt werden und das System kann auch von Hand (d. h. der Laser kann eingeschaltet werden) oder alternativ mit einem mit dem System **10** verbundenen Pedal **30** betätigt werden.

[0030] In anderen Ausgestaltungen können Lichtquelle, Kopplungsoptik und Bestrahlungseinheit in einem einzelnen, handgehaltenen Gerät eingeschlossen sein. In diesem Fall ist die Lichtquelle vorzugsweise eine Anordnung von direkt mit der Bestrahlungseinheit gekoppelten Diodenlasern und wird von einer kleinen externen Stromversorgung angetrieben. Die Kompaktheit dieser Art von optischem System lässt eine kontrollierbarere, manövrierbarere Vorrichtung zu und schließt zusätzlich die Notwendigkeit von Lichtwellenleiter-Übertragungssystemen aus.

[0031] Um die bestrahlten Haarfollikel effektiv zu zerstören, ohne die umgebende Haut zu beschädigen, ist das von dem System **10** und der Bestrahlungseinheit **18** erzeugte Lichtfeld für das Maximieren des Quantums der in die Haarfollikel eingetragenen lichtinduzierten Wärme, während der Grad der Verletzung der umgebenden Haut reduziert wird, ausgelegt. Vorzugsweise wird z. B. ausreichend optische Energie zu mehreren „Ziel“-Bereichen (Targets) am Haarfollikel übertragen; zu diesen Bereichen übertragene Strahlung hat eine vollständige und lokalisierte Zerstörung der Follikel zur Folge.

[0032] Vor der Behandlung kann der zu behandelnde Bereich rasiert werden, um die Bestrahlung der Follikel zu erleichtern. Alternativ, wie später noch besprochen wird, können Haare in dem Bereich epiliiert werden und ein Chromophor kann auf Bereich **20** aufgetragen werden, wobei dieses Chromophor in die leeren Follikel wandert. Überschüssiges Chromophor kann dann vor der Bestrahlung von der Hautoberfläche entfernt werden. Vor der Behandlung kann auch ein anästhesierendes Mittel lokal eingespritzt oder auf die Hautoberfläche aufgetragen werden, und nach der Behandlung können Patienten mit topischen antibiotischen Salben behandelt werden.

Mechanische Struktur

[0033] Der Applikator oder die Bestrahlungseinheit **18** des Haarentfernungssystems, jetzt Bezug nehmend auf die **Fig. 2A** und **Fig. 2B**, erlaubt die Übertragung des Bestrahlungsfeldes **38** auf die im Bereich **20** befindlichen Haarfollikel **40**. Wie in **Fig. 2A** gezeigt, kann das Feld **38** mit Hilfe eines Lichtwellenleiterkabels **16** (oder einer anderen faseroptischen Vorrichtung), das eine oder mehr Glasfasern oder faseroptischen Bündel enthält, zur Bestrahlungseinheit **18** übertragen werden. In diesem Fall ist das Feld **38** nach dem Erregen des Hohlleiters im typischen Fall räumlich gestreut und wird vorzugsweise mit einer plankonvexen Linse **42** gesammelt und grob ausgerichtet. Alternativ kann das Feld, wie in **Fig. 2B** gezeigt, beispielsweise mit einem oder mehr Reflexionsspiegeln **44** zur Bestrahlungseinheit übertragen werden. Dies lässt es zu, dass das Feld **38** grob

ausgerichtet wird, bevor es auf die Linse **42** auftrifft. In Abhängigkeit von der Brennweite der Linse **42** und der Modenqualität des Bestrahlungsfeldes wird das Feld vorzugsweise mit Hilfe z. B. einer plankonvexen Linse, wie in der Figur gezeigt, verdichtet. Nachdem der Strahl durch diese Optik hindurchgeleitet worden ist, trifft er auf eine Linse oder Kontaktvorrichtung **46** auf, die mit dem Hautbereich **20** in Berührung gebracht ist. Die optischen und mechanischen Eigenschaften der Kontaktvorrichtung **46** sind ausgewählt, um effizientes Einkoppeln der optischen Strahlung in den Hautbereich zuzulassen (was ein übertragenes Feld **38** zur Folge hat), und die thermischen Eigenschaften der Kontaktvorrichtung sind ausgewählt, um effizientes Auskoppeln von Wärme aus dem Hautbereich zuzulassen. Wenn das Feld übertragen worden ist, wird es zum Bestrahlen, Erwärmen und dann Zerstören der Haarfollikel **40** verwendet. Die Kontaktvorrichtung **46** wird außerdem zum Auskoppeln von Licht und Wärme aus der oberflächlichen Hautschicht (d. h. Epidermis) des bestrahlten Bereichs verwendet. Das lässt die Bestrahlung und selektive Erwärmung des im tiefen Teil der Haarfollikel enthaltenen, lichtabsorbierenden Pigments (d. h. Melanin) zu, was die permanente Zerstörung des Follikels erlaubt, während potentiell nachteilige optische und thermische Energie gleichzeitig aus den darüberliegenden Hautschichten herausgeleitet werden. Es können somit mehrere Haarfollikel zerstört werden, wodurch Haar aus dem Hautbereich bleibend entfernt wird, ohne dem Patienten wesentliche Schmerzen oder Verletzungen zu verursachen. Die zerstörten Follikel werden schließlich vom Körper entfernt.

[0034] Sowohl die Linse als auch die Kontaktvorrichtung **46** sind vorzugsweise in einem Gehäuse **48** angeordnet, das Eingangs- **50** und Ausgangsöffnungen **52** zum Hinein- und Herausfließen von Fluids enthält, wie z. B. Wasser und reines Gas (d. h. Stickstoff zum Verhindern des Beschlagens der Linse). Alternativ kann das Gehäuse **48** einen elektrisch gesteuerten Kühler haben, um die genaue Kontrolle über die Temperatur der Kontaktvorrichtung **46** zu ermöglichen. Vorzugsweise wird bei der Verwendung einer Kühleinrichtung die Temperatur der Oberflächenschicht oder Epidermis (Oberhaut) der Haut auf zwischen 4–15°C verringert. Außerdem wird in diesem Fall bevorzugt, dass man vor der Bestrahlung einen kurze Zeitraum (z. B. ungefähr eine Sekunde) verstreichen lässt, um sicherzustellen, dass die Epidermis ausreichend gekühlt wird. Ein externes Gehäuse **39**, wie in **Fig. 2B** durch die gestrichelte Linie angedeutet, oder ein Lichtwellenleiter-Kopplungsgehäuse, wie in **Fig. 2A** gezeigt, kann zum Verbinden der lichterzeugenden Einrichtung mit dem Gehäuse **48** verwendet werden.

[0035] Die Kontaktvorrichtung **46**, jetzt Bezug nehmend auf **Fig. 3A**, ist vorzugsweise zu einer zum Konvergieren des Bestrahlungsfeldes, vorzugsweise nahe dem unteren Ende des Haarfollikels **40**, geformten Linse geformt. Um Licht zu konvergieren, muss die Kontaktvorrichtung bei der Bestrahlungswellenlänge optisch transparent sein und hat vorzugsweise eine bikonvexe oder plankonvexe Linsenform, vorzugsweise mit einer Blendenzahl, die kleiner als oder gleich $f/1,0$ ist, und eine Brennweite zwischen ungefähr 0,5 und 2 mm. Die Kontrolle über die Oberflächenform der Kontaktvorrichtung erlaubt dem konvergierten Lichtfeld **38** die gleichzeitige Bestrahlung verschiedener Zielteile des Haarfollikels, was zu einer effizienten Zerstörung führt. Typisch hat jeder bestrahlte Haarschaft einen Durchmesser von ungefähr 75 Mikrometern, wobei das gesamte Follikel einen Durchmesser von ungefähr 200 Mikrometern hat. Nach dem Passieren durch die Kontaktvorrichtung **46** wird das Lichtfeld **38'** vorzugsweise durch die Epidermis **56** der Hautschicht (die eine Dicke von beispielsweise ungefähr 0,1 mm hat) hindurch konvergiert und in der Dermis **58** nahe den Papillen **54** der Follikel **40** verdichtet. Weil die dermale Dicke über den Körper verbreitet stark variiert, können die Papillen oberflächlich (wie z. B. an Augenlidern und Hodensack) sein, aber bei den meisten Bereichen von Interesse (z. B. Gesicht, Achselhöhlen und Beine) befinden sich die Papillen auf Tiefen von ungefähr 4 bis 7 mm unterhalb der epidermalen Oberfläche. Einige Zehntel Millimeter unterhalb der Papillen befinden sich neurovaskuläre Bündel **60**, die den metabolischen und anderen Bedürfnissen einer Haarmatrix dienen, dem Bereich rasch wachsender, Keratin einlagernder Zellen in der Papille, die den Haarschaft **55** produzieren. Matrix, Papille und das entsprechende vaskuläre Bündel sowie der Bulbus nahe der Mitte des Follikels stellen die zu bestrahlenden/zerstörenden follikularen Ziele dar. Vorzugsweise wird das Feld während der Bestrahlung dieser Bereiche gepulst, wobei die Bestrahlungsimpulsdauer kurz genug gehalten wird, sodass die Beschädigung gemäß den Grundsätzen der selektiven Photothermolyse auf einen kleinen Bereich der Dermis (typisch innerhalb von ungefähr 0,2 mm) um jedes Follikel herum lokalisiert wird. Das Ausmaß der Beschädigung ist vorzugsweise viel weniger als die Hälfte des Abstands zwischen benachbarten Follikeln (typisch zwischen 1 und 4 mm); wenn es bedeutend größer als diese ist, kann die lichtinduzierte Verletzung eine Verbrennung dritten Grades ergeben.

[0036] Außer dem Bereitstellen einer lichtkonvergierenden Funktion erlaubt eine Kontaktvorrichtung **46** mit einer konvexförmigen Oberfläche **62** auch, dass die Haut während der Berührung effizient zusammengedrückt wird. Das Zusammendrücken der unter der Oberfläche **62** der Kontaktvorrichtung befindlichen Dermis **58** verringert den Abstand zwischen diesem Bereich und den Papillen; je nach der angewendeten Kraft kann der Abstand um bis zu mehrere Millimeter verringert werden. Weil das Strahlungsfeld **38'** während der Fortpflanzung durch die Dermis gestreut und entsprechend geschwächt wird, führt das Zusammendrücken der Haut

dazu, mehr Licht zu tiefen Teilen der Haarfollikel zu bringen für effizienteres lichtinduziertes Erwärmen der Papillen. Außerdem drückt das Zusammendrücken der Dermis mit der Kontaktvorrichtung mit einem Druck, der größer als der Blutdruck des Patienten ist, lichtabsorbierendes Blut aus dem bestrahlten Bereich heraus (während der Behandlung durch ein Verblassen der Haut im unter Druck gesetzten Bereich angedeutet). Das verringert die Absorption des optischen Feldes, was zu einer effizienteren Übertragung von Licht zu den follikularen Zielbereichen führt. Mit einer Kontaktvorrichtung mit einer konvexen Oberfläche ausgeübter Druck ergibt eine relativ einheitliche Verdrängung des Blutes aus dem Hautbereich. Daher wird eine Kontaktvorrichtung mit dieser Form einer flachen Vorrichtung vorgezogen, die oft Bereiche erzeugt, die mittlere Teile haben, die nicht vollkommen blutleer sind.

[0037] In anderen Ausgestaltungen kann die Kontaktvorrichtung auf gefederte Weise in dem Gehäuse montiert sein, sodass sie mit einstellbarem Druck gegen die Hautoberfläche gedrückt werden kann. Außerdem kann der Federmechanismus in dieser Ausgestaltung an einer Sensor- und Anzeigevorrichtung angebracht sein, sodass der genaue auf die Hautoberfläche ausgeübte Druck genau überwacht und/oder geregelt werden kann. Wenn sie gegen die Haut gedrückt wird, erlaubt die Kontaktvorrichtung **46** das Ein- und Auskoppeln optischer Strahlen in die Epidermis und aus ihr heraus. Der Brechungsindex (n_{CD}) der Kontaktvorrichtung **46**, Bezug nehmend auf **Fig. 3B**, muss ungefähr mit dem (n_{EP}) der Epidermis **56** übereinstimmen, der ungefähr 1,55 beträgt. Weil von einem brechenden Medium (d. h. der Kontaktvorrichtung) zu einem anderen (der Epidermis) sich bewegendes Licht an der die zwei Bereiche trennenden Schnittstelle **57** um einen Betrag gebrochen wird, der mit dem Quadrat der Brechungsindexdifferenz in Bezug steht, lässt das Fast-Abstimmen der Brechungsindizes das effiziente Einkoppeln des Strahlungsfeldes in die Haut zu. Eine aus einem Material mit einem nahe an 1,5 liegenden oder etwas größeren Brechungsindex zusammengesetzte Kontaktvorrichtung erlaubt daher, dass das einfallende Bestrahlungsfeld an der Schnittstelle Epidermis/Kontaktvorrichtung **57** minimale Brechungen erfährt (in der Figur durch den Pfeil **64** angedeutet). Desgleichen werden, wie in der Figur durch die Pfeile **66** angedeutet, optische Felder innerhalb der Dermis auf Grund des Grads der zerstreuten Reflexion zur Epidermis rückgestreut. Diese rückgestreuten Felder tragen zu unerwünschter epidermaler Erwärmung bei und werden mit Hilfe der Kontaktvorrichtung **46** mit abgestimmtem Brechungsindex leicht aus der Haut ausgekoppelt. Dies erlaubt die Minimierung der lichtinduzierten Beschädigung der Epidermis **56**, während es die effektive Bestrahlung der Follikelzielstellen innerhalb der Dermis zulässt. In bevorzugten Ausgestaltungen ist die Kontaktvorrichtung, um einen weitgehend abgestimmten Index zu haben, aus einem hochdichten Material, wie z. B. Saphir ($n_{CD} = 1,7$), Quarzglas ($n_{CD} = 1,5$) oder ähnlichen optisch transparenten Gläsern oder Kunststoffen, gebildet. Um ein in die Haut eindringendes konvergentes Feld bereitzustellen und die konvexe Form der Kontaktvorrichtung, wie abgebildet, zu haben, ist die Verwendung von Saphir vorteilhaft, dessen etwas höherer Brechungsindex die gewünschte Feldkonvergenz ermöglicht.

[0038] Um Wärme von der Epidermis weg zu leiten, wobei jetzt auf **Fig. 3C** Bezug genommen wird, wird außerdem bevorzugt, dass die Kontaktvorrichtung **46** aus einem Material mit einer hohen Wärmeleitfähigkeit (k_{CD}), die der der Haut ähnlich ist, besteht. Das erlaubt effiziente Wärmeübertragung (in der Figur durch die Pfeile **68** angedeutet) von der Epidermis **56** über die Schnittstelle Kontaktvorrichtung/Epidermis **57** und in die Kontaktvorrichtung **46** hinein. Eine hohe Wärmeleitfähigkeit ist außerdem notwendig, um lokale Erwärmungseffekte zu minimieren, die an der Schnittstelle **57** auftreten können, wodurch die Möglichkeit einer Wärmebeschädigung oder -verletzung der bestrahlten Epidermis verringert wird. Wie später noch besprochen wird, ist dies besonders wichtig, wenn die Kontaktvorrichtung gekühlt wird. Idealerweise erlauben die thermischen Eigenschaften der Kontaktvorrichtung und die Zeit, die die Kontaktvorrichtung an die Haut gehalten wird, bevor die Bestrahlung beginnt, die Minimierung der Erwärmung in der Nähe der Epidermis, haben aber wenig Wirkung auf in der Nähe der Papillen der Haarfollikel (in der Figur als Bereich **70** gezeigt) eingetragene Wärme. Materialien mit hoher Wärmeleitfähigkeit sind Saphir ($k_{CD} = 0,083 \text{ cal s}^{-1} \text{ cm}^{-2} \text{ }^{\circ}\text{C cm}^{-1}$ entlang der C-Achse bei 30°C), Quarzglas ($k_{CD} = 0,026 \text{ cal s}^{-1} \text{ cm}^{-2} \text{ }^{\circ}\text{C cm}^{-1}$ entlang der C-Achse bei 30°C) sowie andere hochdichte Gläser und Kunststoffe.

[0039] Außerdem ist es zum Verbessern der optischen (d. h. Transmission von rückgestreutem Licht) und thermischen (d. h. Wärmeleitung) Eigenschaften an der Schnittstelle Kontaktvorrichtung/Epidermis erwünscht, eine topische Flüssigkeit oder ein Linderungsmittel, wie z. B. eine Lotion, Wasser, Alkohol oder Öl, aufzutragen, die/das einen Brechungsindex hat, der dem der Kontaktvorrichtung **46** und der Epidermis ähnlich ist. Beispielsweise minimiert das Auftragen eines Öls mit einem Brechungsindex zwischen dem der Epidermis ($n = 1,55$) und dem des Saphirs ($n = 1,7$) optische Reflexionseffekte an der Schnittstelle, wodurch eine effizientere Lichtübertragung von der Kontaktvorrichtung in den Hautbereich und von rückgestreuter Strahlung aus dem Hautbereich möglich ist. Auch lässt eine Flüssigkeit eine effizientere Wärmeübertragung durch Leitung aus der Haut in den Saphir zu, wodurch das Ausmaß der Beschädigung oder Verletzung der Epidermis verringert wird.

Optische Eigenschaften

[0040] Die zeitliche und räumliche Intensitätsverteilung für das optische Bestrahlungsfeld im Inneren der Haut bestimmt letztendlich, wieviel Wärme an den Zielbereichen des Haarfollikels eingetragen wird; diese Eigenschaften können daher zum Optimieren des Enthaarungsprozesses ausgewählt und/oder eingestellt werden. Im Besonderen zählen zu den Eigenschaften, die den Enthaarungsprozess beeinflussen, die folgenden Eigenschaften: Impulsenergie, Impulsdauer, Wiederholungsrate (d. h. die Zeitdauer zwischen aufeinander folgenden Impulsen), Wellenlänge, Energie, Bestrahlungspunktgröße, Strahlkonvergenz beim Eintritt in die Haut und Modengeometrie (d. h. räumliches Ausmaß und Einheitlichkeit) des optischen Impulses. Diese Eigenschaften können entsprechend dem in Haar und Haut vorhandenen Pigment ausgewählt werden, wobei jeder Parameter so eingestellt wird, dass die Temperatur an jeder Zielstelle unmittelbar nach der Bestrahlung auf zwischen ungefähr 80 und 120°C erhöht wird. Das Erwärmen des Follikels auf diese Temperatur führt zu bleibender Beschädigung und anschließender Entfernung.

[0041] Die Wellenlänge des Bestrahlungsfeldes, jetzt Bezug nehmend auf **Fig. 4**, ist ausgewählt, um mit dem in den Zielstellen (d. h. Haarschaft, Bulbus, Matrix und Papille) vorhandenen natürlichen Pigment (d. h. Melanin) resonant zu sein. Die in der Figur gezeigten Absorptionsspektren von Melanin, Wasser, Hämoglobin und Oxyhämoglobin zeigen die Fähigkeit dieser Verbindungen zum Absorbieren optischer Strahlung mit verschiedenen Wellenlängen auf; geringe Absorption deutet an, dass Licht mit der bestimmten Wellenlänge tiefer in die absorbierenden Medien eindringt. Um die Zielbereiche selektiv zu erwärmen, wird im Allgemeinen die Wellenlänge des Bestrahlungsfeldes passend zum Absorptionsspektrum von Melanin gewählt, das im Wesentlichen Licht von ungefähr 200 bis 1200 absorbiert; umgekehrt wird die Wellenlänge auf die Absorptionsspektren von in der Haut befindlichen Verbindungen, wie Wasser und Hämoglobin, fehlangepasst. Licht mit Wellenlängen zwischen 680 und 1200 nm, einem durch den Pfeil **70** in der Figur angedeuteten Bereich, wird effektiv von Melanin absorbiert, während es von Hämoglobin und Wasser relativ übertragen wird, und kann daher zum selektiven Erwärmen von pigmentiertem Haar verwendet werden, das von weißer oder leicht gebräunter Haut umgeben ist. Im Besonderen wird Licht im Bereich von 680 bis 900 nm oder 1000 bis 1200 nm bevorzugt, weil diese Strahlung stark von Melanin absorbiert wird und von den in Wasser und in Oxyhämoglobin in der Nähe von 950 nm befindlichen Bändern nicht absorbiert wird. Für Patienten mit weniger Melanin in den Haarfollikeln (z. B. mit rotbraunem oder hellbraunem Haar) sind die kürzeren Wellenlängen in diesem Bereich wegen des höheren Absorptionskoeffizienten von Melanin vorzuziehen. Außerdem sind auch andere lichtdämpfende Wirkungen neben Absorption, z. B. Strahlungsstreuung, ebenfalls wellenlängenabhängig und während der Auswahl der Wellenlänge des optischen Feldes zu berücksichtigen. Beispielsweise wird in der menschlichen Haut die Lichteindringung teilweise vom Transportstreuungskoeffizienten (μ_s) bestimmt, der auf Grund von Streuung in der Dermis mit längeren Wellenlängen abnimmt. Für Strahlung mit 1000 nm beträgt μ_s ungefähr 10 cm^{-1} ; Licht, das aus einem Medium mit allgemein übereinstimmendem Index bei dieser Wellenlänge in die Haut hinein dringt, erreicht daher ungefähr 1 mm unter der Hautoberfläche eine maximale Intensität.

[0042] Zu sichtbares oder fast infrarotes Licht im Bereich von 680–1200 nm erzeugenden Quellen gehören Dioden- (λ 800–1000 nm), Nd:YAG- und Nd:YLF- (λ = 1064–1053 nm), Ti:Saphir- und Infrarot-Farbstoff- (λ = 700–1000 nm), Rubin- (λ = 694 nm) und Alexandrit-Laser (λ = 700–850 nm). Rubin-, Nd:YAG- und Dioden-Laser (besondere Anordnungen von Dioden-Lasern) werden bevorzugt, weil diese Quellen im Handel erhältlich und gut kategorisiert sind und in kleinem Rahmen hergestellt werden können. Lichtquellen dieses Typs können in kompakte Haarentfernungsrichtungen integriert werden, die wiederum während Haarentfernungsverfahren leicht von der Bedienungskraft manipuliert werden können.

[0043] Die Dauer der optischen Impulse kann ebenfalls gesteuert werden, um die Erwärmung der Haarfollikel zu variieren. Die optischen Impulse, jetzt Bezug nehmend auf **Fig. 5A**, angedeutet durch die Schwingungsform **74, 74'**, haben vorzugsweise eine Dauer **76, 76'**, die es zulässt, dass das Follikel für kurze Zeitintervalle erwärmt wird. Die Impulsbreite wird zum Variieren der Wärmeleitung während des optischen Impulses gesteuert, und somit die Beschädigung des Follikels und der es unmittelbar umgebenden Dermis; eine zu geringe Beschädigung hat zur Folge, dass Haare nachwachsen, während eine weitreichende Beschädigung eine Vernarbung im bestrahlten Bereich hervorruft.

[0044] Die genaue Impulsdauer wird durch die Wärmediffusion in der Haut vorgeschrieben, einem Prozess, der ungefähr der Wärmediffusionsgleichung folgt, die Diffusionszeit t , Diffusionsabstand d und Temperaturleitfähigkeit k in Beziehung setzt, wie von Welch, A. J., in „The thermal response of laser-irradiated tissue“ (Die thermische Reaktion von laserbestrahltem Gewebe), IEEE J. Quant Electron. QE-21 (12), 1471–1481 (1984) besprochen: $t = d^2/4k$ (k für die menschliche Dermis beträgt ungefähr $1,3 \times 10^{-3} \text{ cm}^2/\text{s}$). Die zum Abziehen von Wärme aus der Epidermis während eines Laserimpulses benötigte Zeit beträgt ungefähr 2 ms und die Wärme-

entspannungszeit für ein typisches 200-Mikrometer-Haarfollikel beträgt ungefähr 40 ms. Für Belichtungen von mehr als einigen Hundert Mikrosekunden Dauer kann während der Belichtungsperiode zu viel Thermodiffusion stattfinden, was entweder die ineffiziente Zerstörung der Zielbereiche des Haarfollikels oder übermäßige dermale Beschädigung oder beides zur Folge hat. Ferner findet die Erwärmung der Epidermis, da sich das meiste Melanin (rund zwei Drittel) in der Epidermis im unteren Bereich der Epidermis befindet, hauptsächlich in ihren tieferen Bereichen statt, und es dauert einige Zeit, bis diese Wärme die Oberfläche erreicht, um von der Kontaktvorrichtung **46** entfernt zu werden. Da diese Zeit wenigstens 2 ms beträgt, ist dies deshalb die Mindestimpulsdauer, wobei eine längere Zeit, vorzugsweise mindestens 5 ms, vorgeschlagen wird, um die epidermale Beschädigung minimal zu halten. Ferner könnte jeder Impuls, je nach dem angewendeten Laser, die Form eines einzelnen Dauerimpulses haben, wie in **Fig. 5A** gezeigt, oder die Form einer Serie dicht aufeinanderfolgender Impulse kürzerer Dauer, wobei der Abstand zwischen derartigen dicht aufeinanderfolgenden Impulsen viel kürzer als 5 ms ist.

[0045] Für eine bestimmte Fluenz ist die Intensität des optischen Feldes in umgekehrtem Verhältnis zur Impulsdauer; daher können, wenn die Pulsdauer unter ungefähr 10 μ s beträgt, große optische Intensitäten zu unerwünschten Arten der Beschädigung der umgebenden Hautbereiche führen. Außerdem können kurze Impulse zu lokalisierten wärmeinduzierten „Explosionen“ im Follikel führen, die eine mechanische Beschädigung der Haut verursachen. In bevorzugten Ausgestaltungen hat der Impuls eine Dauer oder Impulsbreite von ungefähr 2–100 ms. Während dieses Zeitintervalls findet Thermodiffusion über eine Entfernung von ungefähr 0,05 bis 0,3 mm statt; auf ungefähr diese Entfernung begrenzte Beschädigung führt hauptsächlich zur Zerstörung der bestrahlten Haarfollikel mit wenig oder keiner Beschädigung der umgebenden Haut.

[0046] Optische Impulse mit gut definierter und einstellbarer Dauer können mit bekannten Techniken erzeugt werden. Beispielsweise erlaubt die Intra-Cavity-Modulation (Modulation im Resonator) des Lichtfeldes in einem Hohlraum mit elektro- oder akusto-optischen gütegeschalteten Geräten die Erzeugung von Impulsen mit zeitlichen Profilen, die eine typisch Gaußsche Form haben. Mit Hilfe dieser Verfahren erzeugte Impulse sind im typischen Fall zu kurz, da ihre Dauer im Submikrosekundenbereich liegt. Durch Lichtblitzerregung erzeugte Normal-Moden-Impulse von Rubin-, Alexandrit-, Ti:Saphir- oder Nd:YAG-Lasern werden bevorzugt, weil diese typischerfalls Hochenergieimpulse mit einer Dauer im Bereich von 0,1–10 ms sind. Alternativ kann ein von einem Laser emittiertes kontinuierliches (d. h. zeitunabhängiges) optisches Feld unter Verwendung von z. B. einer mechanischen Blende oder einem elektro-optischen Gate extern moduliert werden. Externe Verfahren verwendende Modulation ermöglicht die leichte Variierung der Impulsbreite von einigen Hundert Mikrosekunden bis zu mehreren Hundert Mikrosekunden. Mit externer Modulation erzeugte Impulse können auch zeitliche „Rechteck“-Profile (wie in **Fig. 5A** gezeigt) haben, die das Aufbringen eines einheitlicheren optischen Feldes auf den Bereich von Interesse zulassen. Externe Modulation wird aber für derzeit bevorzugte Ausgestaltungen nicht verwendet.

[0047] Wenn eine Kontaktvorrichtung zum Senden des optischen Impulses verwendet wird, besteht vorzugsweise eine Verzögerungszeit zwischen dem Zeitpunkt, an dem die Kontaktvorrichtung die Hautoberfläche berührt, und der Ankunft des Impulses. Das ermöglicht es, dass die gesamte epidermale Schicht **56** vor der Bestrahlung bedeutend gekühlt wird, wodurch ihre Beschädigungsschwelle erhöht wird. Schmerzen und eine Beschädigung der Epidermis werden somit reduziert und weiter minimiert, indem die Kontaktvorrichtung **46** während der Bestrahlung weiter gekühlt wird, sodass Wärme weiterhin aus der Epidermis abgezogen wird. Das Erwärmen auf tieferen Schichten, wo die Zerstörung der Follikel und im Besonderen deren Bulbus und Papillen erwünscht ist, wird jedoch von der vor oder während der Bestrahlung durchgeführten Kühlung nicht beeinflusst.

[0048] Außerdem kann die Zeitdauer zwischen optischen Impulsen (in **Fig. 5A** durch den Pfeil **78** angedeutet) eingestellt werden, um die gesamte und die durchschnittlich in den bestrahlten Bereich eingetragene Wärmemenge zu regeln. Wird für die Zerstörung des Follikels eine wiederholte Belichtung benötigt, ist dieses Zeitintervall vorzugsweise konstant und liegt zwischen mehreren Sekunden und einigen Hundert Millisekunden. Alternativ wird dieses Zeitintervall für eine „Single-Shot“-Belichtung selektiv von der Bedienkraft gesteuert. In diesem Fall wird ein einzelner Laser-Shot zum Bereich von Interesse übertragen und der Bereich wird dann von der Bedienkraft auf Beschädigung untersucht. Wenn mehr Strahlung erforderlich ist, können dann zusätzliche Laser-Shots zum Bereich übertragen werden. Andernfalls wird die Bestrahlungseinheit fortbewegt und zum Behandeln eines separaten Bereichs verwendet.

[0049] Das räumliche Ausmaß des optischen Feldes wird gewählt, damit mehrere Haarfollikel mit einem einzelnen Laser-Shot bestrahlt werden können. Außerdem werden größere Punktgrößen bevorzugt, weil die Dämpfung entlang der Strahlachse in der Haut auf Grund von Streuung mit zunehmendem Strahlradius R abnimmt. Somit lassen großflächige Strahlen eine effizientere Übertragung optischer Strahlung zu den tiefen

Zielstellen zu. Die Breite **80** des räumlichen Profils **82** des Bestrahlungsstrahls an der Oberfläche der Haut, jetzt Bezug nehmend auf **Fig. 5B**, ist vorzugsweise in der Größenordnung von der und vorzugsweise viel größer als die Tiefe des zu bestrahlenden Ziels. Höchst vorzugsweise beträgt der Strahldurchmesser wenigstens 8 mm. Die Fläche des Bestrahlungsfeldes beträgt vorzugsweise zwischen ungefähr 0,5 und 2 cm² und beträgt höchst vorzugsweise zwischen 0,75 und 1 cm². Weil der Strahl vorzugsweise konvergierend ist, ist das räumliche Profil im Verhältnis zur Tiefe verdichtet, bevor es auf einer durch optische Streuung in der Dermis definierten Tiefe eine Verengung erreicht. Vorzugsweise, wie in **Fig. 5B** gezeigt, ist die Intensität über den Strahldurchmesser ungefähr konstant, um ein weitgehend einheitliches Bestrahlungsfeld bereitzustellen.

[0050] Nach der Belichtung, jetzt Bezug nehmend auf **Fig. 6**, wird die Intensitätsverteilung der optischen Strahlung (d. h. die y-Achse in der Figur) im Verhältnis zur Hauttiefe (d. h. der x-Achse) mit Hilfe von Monte Carlo-gestützten Computersimulationen berechnet. Die Verteilung ist eine Funktion des räumlichen Profils des Strahls, den optischen Eigenschaften des mit der Haut in Kontakt befindlichen Mediums. Die grafisch dargestellten Daten sind zwar auf eine Computersimulation gestützt und daher nur ungefähr, die Einheiten der x-Achse werden aber auf ungefähr 500 Mikrometer pro Markierung geschätzt. Die erste Kurve **90** zeigt die von der Hauttiefe abhängigen Eigenschaften eines optischen Feldes, das aus einem kleinen kollimierten Punkt von 800 nm Licht in Luft stammt. In diesem Fall wird der Großteil der optischen Intensität nahe der Oberfläche der Haut verteilt (durch den Punkt „0“ entlang der x-Achse angedeutet), wobei die Intensität in größeren Tiefen rasch abfällt. Ein größerer kollimierter, von Luft (Kurve **92**) ausgehender Punkt hat eine mehr gleichmäßig verteilte, von der Tiefe in der Haut abhängige Intensität, obwohl der Großteil des Lichts immer noch nahe der Hautoberfläche konzentriert wird. Das Liefern eines großen kollimierten Strahlungspunktes aus einem Material mit einem Brechungsindex von 1,5 (Kurve **94**) ergibt eine relativ einheitliche optische Intensität im ersten Millimeter oder so der Haut; bei größeren Tiefen beginnt diese Intensität mit einer relativ langsamen Zeitkonstante abzunehmen. In der bevorzugten Ausgestaltung schließlich hat ein großes, räumlich konvergierendes optisches Feld aus dem Material mit Brechungsindex von $n = 1,5$ eine Intensität an der Hautoberfläche, die, nachdem es sich ungefähr einen Millimeter weit in die Haut hinein fortgepflanzt hat, auf einen Höchstwert ansteigt. Die Intensität wird dann im Verhältnis zur Tiefe in der Haut mit einer Zeitkonstante, die langsamer ist als die von der Kurve **94** aufgewiesene, gedämpft. Ein derartiges Feld kann somit verwendet werden, um die Zielstellen des Follikels bei reduzierter Erwärmung der Haut an der Oberfläche effektiv zu erwärmen, wodurch Wärmeverletzungen der Haut vermieden werden.

[0051] In dem Fall, in dem der belichtende Laser einen Strahl mit einem Durchmesser unter den bevorzugten Werten erzeugt, muss der Strahl vor Lieferung an die Bestrahlungseinheit eventuell erweitert werden. Dies kann mit konventionellen Teleskopoptiken erreicht werden, z. B. Zweilinsensystemen, die konfiguriert sind, um den emittierten Strahl zunächst zu erweitern und dann zu kollimieren. Alternativ kann das Feld, wie in **Fig. 2A** gezeigt, in einen Lichtwellenleiter eingekoppelt und dann zur Bestrahlungseinheit übertragen werden. In diesem Fall wird das entstehende Feld auf Grund der Hohlleiterart des Leiters natürlich gestreut und dann von einer ausrichtenden Linse gesammelt. Die Verschiebung der Linse von der Leiterspitze erlaubt die Vergrößerung des Profils des Bestrahlungsstrahls auf das gewünschte Quantum.

[0052] Die Fluenz des optischen Feldes wird gemäß dem Pigmentierungsgrad des Patienten variiert; Patienten mit dunklerem Haar benötigen geringere Fluenz als Patienten mit hellerem Haar. Vorzugsweise beträgt die Impulsfluenz des Bestrahlungsfeldes für Impulse von ungefähr 1 ms Dauer zwischen 30 und 50 J/cm². Wie hierin beschrieben, wird die Fluenz in allen Fällen eingestellt, um die Zielbereiche auf die gewünschte Temperatur von ungefähr 80 bis 120°C zu erwärmen. Darüber hinaus kann der Fluenzgrad bei Verlängern der Impulsdauer als Ausgleich für ein weniger effizientes Erwärmen von Follikeln auf Grund von Wärmeleitung während langen Impulsen erhöht werden. Eventuell muss die optische Fluenz erhöht oder verringert werden, um das Haarfollikel auf die gewünschte Temperatur zu erwärmen, wenn die Wellenlänge des Bestrahlungslichtfeldes nicht in den bevorzugten spektralen Bereichen (d. h. 680–900 nm oder 1000–1200 nm) liegt. Außerdem kann es in Fällen, in denen die Laserabgabeleistung unter der gewünschten optischen Fluenz liegt, notwendig sein, dass die einzelnen Impulse vor der Bestrahlung der Haut verstärkt werden. Für diesen Zweck können optische Verstärker, wie externe optische Hohlräume (Cavities), verwendet werden.

[0053] In der unten gezeigten Tabelle 1 werden die bevorzugten Parameter der für die Haarentfernung verwendeten optischen Felder aufgelistet. Der Wert jedes Parameters hängt von der Haarmenge im Bereich von Interesse, dem Grad der Pigmentierung der Haare und der Pigmentierung der umgebenden Haut des Patienten ab.

Tabelle 1 – Bevorzugte Parameter optischer Felder

Parameter	Bereich	Bevorzugte Werte
Wellenlänge	680–1200 nm	680–900, 1000–1200 nm
Impulsdauer	2 ms–200 ms	2–100 ms
Strahlfläche	> 0,5 cm ²	0,75–1,0 cm ²
Impulsenergie	10–200 J/cm ²	30–50 J/cm ²
Optisches Koppeln	extern $n \geq 1,4$	$n = 1,5$ bis 1,7
Strahlkonvergenz an Hautoberfläche	kollimiert oder konvergierend	Blendenzahl 0,5–2

[0054] Im Folgenden wird die Erfindung unter Bezugnahme auf die folgenden Beispiele weiter beschrieben.

Beispiele

[0055] In einem Satz von Versuchen zum Zeigen, dass der Temperaturanstieg in dem bestrahlten Haar vom Grad der Pigmentierung abhängt, wurden frische menschliche Haar- und Hautproben mit verschiedenen Farben unter Verwendung des hierin beschriebenen Haarentfernungsverfahrens bestrahlt. Die Lichtquelle für alle Versuche war der oben beschriebene Rubin-Laser. Emittiertes Licht wurde zunächst bei 694 nm in eine geschlossene strahlenkende Vorrichtung eingekoppelt, die mehrere Spiegel enthält, die beschichtet sind, um hohe Reflexionsvermögen zu haben, und dann zu einer Bestrahlungseinheit ähnlich der in **Fig. 2B** gezeigten übertragen. Die Einheit hat eine plankonvexe 5-cm-Glaslinse, die am proximalen Ende eines wassergekühlten Plexiglasgehäuses positioniert ist. Eine als eine Linse mit 1 cm Brennweite geformte Saphir-Kontaktvorrichtung wurde am distalen Ende der Kontaktvorrichtung angeordnet, wobei die konvexe Seite die Haut berührt, um während der Bestrahlung, wie oben beschrieben, ihr Zusammendrücken zu ermöglichen. Menschliche Haut wurde mit einem Strahl mit 8 mm Durchmesser bestrahlt, indem die gekühlte (4°) Kontaktvorrichtung auf den Hautbereich der Patienten gepresst und dann ein einzelner Laser-Shot übertragen wurde. Im typischen Fall hatte jeder Laser-Shot jeweils die gleichzeitige Bestrahlung von ungefähr 10 Haaren zur Folge.

[0056] Haut und Haar von sechs adulten Patienten mit einer Haarfarbe, die von rot bis schwarz reichte, wurden bestrahlt und dann beobachtet. Bei jedem Patienten wurden acht Behandlungsstellen mit einer Fläche von jeweils 10 cm² bestrahlt. Um die Zerstörung der Papille zu überwachen, wurden Stellen 1–4 vor dem Bestrahlen mit Laserlicht mit Wachs epiliiert, während die Stellen 5–8 vor dem Bestrahlen rasiert wurden. Jede Stelle erhielt dann eine optische Fluenz von 28 J/cm², 42 J/cm² oder 57 J/cm². Patienten wurden in Nachuntersuchungen einen Monat und drei Monate (und bei einigen Patienten auch ein Jahr) nach der Bestrahlung untersucht. Wie aus den Aufnahmen der bestrahlten Bereiche in **Fig. 7** (d. h. Bereiche A–C) zu sehen, war die Behaarung nach drei Monaten in allen Fällen verglichen mit dem rasierten aber unbehandelten Bereich (Bereich D) minimal oder nicht nachgewachsen, was deutlich eine bleibende Beschädigung des Haarfollikels andeutet. In der Figur wurden die Stellen A–C mit abnehmender Energie vom Laser behandelt. Es ist deutlich offensichtlich, dass die Enthaarung im Bereich C, der mit einer Fluenz von 27 J/cm² behandelt wurde, relativ weniger ausgeprägt ist. Bereich D, der Kontrollbereich, wurde am gleichen Tag rasiert, an dem die Bereiche A–C behandelt wurden. Außerdem ergaben an den behandelten Stellen gewonnene histologische Proben, dass die Beschädigung ausschließlich am Haarfollikel erfolgte, während die umgebende Dermis weitgehend unbeschädigt blieb. Für alle Versuchspersonen gab es an den laserbehandelten Stellen verglichen mit nicht bestrahlten, rasierten Kontrollstellen statistisch bedeutenden Haarverlust. Ein Jahr später gab es ebenfalls weitgehenden permanenten Haarverlust ohne Vernarbung.

[0057] Ein separater Satz Versuche, die die Messung der zeitabhängigen Temperaturcharakteristik von Haar- und Hautproben zulassen, wurden mit einer Pulsphotothermo-Radiometrie-(PPTR – pulsed photothermal radiometry)-Vorrichtung durchgeführt. In diesen Versuchen wurde der oben beschriebene Rubin-Laser mit geringeren Fluenzen verwendet, um optische Impulse mit einer das Erwärmen, aber nicht das Zerstören der Follikel zulassenden Energie zu erzeugen. Die Ausgabe vom Laser wurde auf die Proben von menschlichem Haar und menschlicher Haut fokussiert, um ein einheitliches Erregungsfeld zu erzeugen. Ein Black-Body-Strahlungsdetektor der New England Research, Inc., der einen verstärkten Flüssigstickstoff-gekühlten HgCdTe-Detektor enthält, wurde zum Überwachen der zeitabhängigen Charakteristik der Proben temperatur verwendet, und ein Laserenergiemessgerät von Gentec, Inc. wurde zum Überwachen des Bestrahlungsimpulses verwendet. Der

Ausgang von beiden Detektoren wurde dann mit einem kompensierten galvanisch gekoppelten 0–10 MHz-Vorverstärker verstärkt und dann zum Aufzeichnen und Speichern der Daten an ein digitales Oszilloskop weitergeleitet.

[0058] Acht Patienten mit verschiedenen Hauttypen und von rot/blond bis schwarz reichenden Haarfarben wurden untersucht. Allgemein zeigten die PPTR-Ergebnisse an, dass schwarzes Haar nach der Bestrahlung mit 694 nm einen größeren Temperaturanstieg erfuhr als helleres braunes Haar und dass diese Proben im Vergleich mit roter/blonder Behaarung beide höhere Temperaturanstiege erfuhren. Außerdem hatte Behaarung vom Typ II nach der Bestrahlung einen niedrigeren Temperaturanstieg als Haut vom Typ III oder Typ IV.

[0059] In einem besonderen Beispiel mit einem Patienten mit schwarzem Haar und weißer Haut, Bezug nehmend auf die **Fig. 8A–Fig. 8C**, deuten mit Hilfe der PPTR-Vorrichtung gemessene zeitabhängige Kurven an, dass 400 ms nach der Bestrahlung nasse und trockene Haare Temperaturanstiege von 7°C bzw. 72°C (**Fig. 8A** und **Fig. 8B**) von einer Grundlinientemperatur von 23°C erleben, während die umgebende Haut (**Abb. 8C**) einen Temperaturanstieg von weniger als 1°C durchmacht. Der Unterschied bei Temperaturanstieg und zeitabhängiger Abfallcharakteristik des nassen Haares beruht wahrscheinlich auf thermischen Wirkungen (z. B. der höheren Wärmekapazität von nassem Haar).

[0060] In allen Fällen, jetzt Bezug nehmend auf **Fig. 9**, waren die normalisierten Temperaturanstiege (d. h. das Verhältnis von Temperaturanstieg zu Laserimpulsenergie) in den Follikeln von nassem und trockenem Haar bedeutend höher als die in der Haut gemessenen, was selektives Erwärmen der Follikel mit dem Verfahren der Erfindung andeutet. Die unten gezeigte Tabelle 2 listet Haar- und Hauttyp jedes Patienten in der Studie auf. Die Patientennummern in der Tabelle entsprechen den Patientennummern in **Fig. 9**.

Tabelle 2 – Haar- und Hauttyp der Patienten

Patient	Haar	Hauttyp
1	rot	II
2	braun	III
3	braun	II
4	grau/schwarz	III
5	grau/schwarz	III
6	dunkelbraun	III
7	grau/schwarz	II
8	schwarz	III

Andere Ausgestaltungen

[0061] **Fig. 10A** illustriert eine alternative Ausgestaltung der Erfindung, bei der der Bereich **20** vor der Behandlung gemäß der Lehre dieser Erfindung epiliert wird anstatt nur rasiert. Eine ein Chromophor enthaltende Fluidlösung oder Suspension **100** kann dann auf den Hautbereich **20** aufgetragen werden, wobei das Chromophor in die leeren Follikel wanderndes und die Follikel füllendes Fluid enthält. „Kapillarwirkung“ des Fluids/Chromophors in die Follikel ist erwünscht und kann dadurch verbessert werden, dass für eine geringe Oberflächenspannung zwischen Fluid und Haut gesorgt wird, z. B. durch Verwendung von Tensiden oder Lösungsmitteln. Das überschüssige Fluid/Chromophor kann dann durch Waschen, Wischen oder Strippen von der Hautoberfläche entfernt werden. Während der Bestrahlung absorbiert das Chromophor **100** im Follikel Licht und wird erwärmt und hat, zusammen mit der Erwärmung des Melanins des Follikels selbst, eine bedeutende Erwärmung des Follikels zur Folge, um Teile davon, einschließlich des Bulbus und der Papille, zu zerstören, was zum Verhindern des Nachwachsens von Haar erforderlich ist. Das Chromophor muss deshalb Licht mit der Wellenlänge oder den Wellenlängen, die für die Bestrahlung verwendet wird bzw. werden, absorbieren. Zu geeigneten Chromophoren könnten eine Kohlepartikelsuspension oder ein Farbstoff wie Methylenblau oder Indocyanningrün zählen. Auch Melanin selbst in liposomaler Form könnte verwendet werden. Da das Chromophor nur in den Follikeln ist, maximiert diese Methode die Beschädigung der Follikel, während sie die Beschädigung des umgebenden Gewebes minimiert, und aus diesem Grund ist sie eine bevorzugte Ausübungsform der Erfindung, besonders für Personen mit blonden, roten, hellbraunen oder anderen hellfarbigen Haaren. Mit Ausnahme der oben angedeuteten Unterschiede funktioniert diese Ausgestaltung der Erfindung auf die gleiche

Weise wie für frühere Ausgestaltungen beschrieben, einschließlich dem Kühlen der Kontaktvorrichtung **46**, der Verformung der Haut im Bereich **20** und der bevorzugten optischen Bestrahlung, mit der Ausnahme, dass beim Verwenden von Chromophoren niedrigere Frequenzen erlaubt sein können.

[0062] Fig. 10B illustriert eine weitere alternative Ausgestaltung der Erfindung, bei der die Kontaktvorrichtung oder der Applikator **46** modifiziert ist, um gleichzeitig beide Seiten einer Hautfalte zu bestrahlen. Das erhöht ferner die relative Übertragung von Licht zum tiefen Teil der Follikel. In Fig. 10B hat die Kontaktvorrichtung in der Stirnseite des Applikators zum Beispiel eine Öffnung oder einen Schlitz **110**, in den die Fläche **20** der Haut hineingezogen werden kann, z. B. durch Unter- oder Saugdruck, der an Leitung **112**, die in das obere Ende des Schlitzes **110** hinein führt, angelegt wird, wobei die Haut im Schlitz **110** zu einer Falte **113** geformt wird. Strahlung kann durch ein Lichtwellenleiterbündel **114** übertragen werden, das sich teilt, um die Strahlung zu Linsen **116** an jeder Seite des Schlitzes **110** zu übertragen. Kühlwasser kann durch eine Leitung **118** über die Oberflächen von Linsen **116** geströmt werden. Alternativ können zwei Applikatoren, die denen ähnlich sind, die z. B. in Fig. 2A und Fig. 2B gezeigt werden, an entgegengesetzten Seiten einer Hautfalte positioniert werden, die durch Einspannen des Hautbereichs zwischen ihnen oder durch andere geeignete Mittel gebildet wird.

[0063] Der Vorteil des Bildens einer Hautfalte, wie für die obigen Ausgestaltungen besprochen, ist, dass Strahlung von beiden Seiten auf einen relativ dünnen Hautteil übertragen wird. Die Papille eines bestimmten Follikels kann daher nicht nur von der Linse **116** an der Seite von Schlitz **110** bestrahlt werden, wo sich das Follikel befindet, sondern auch etwas Strahlung von der Linse **116** an den entgegengesetzten Seiten des Schlitzes erhalten. Auf die Papille jedes Follikels ausgeübte Energie wird somit erhöht, ohne die Energie an der Oberfläche zu erhöhen, wodurch die Haarentfernung mit weniger Schmerzen und Verletzungen ermöglicht wird. Dadurch, dass der Schlitz **110** relativ schmal gemacht wird, wird auf beiden Seiten des Schlitzes Druck auf die Haut ausgeübt, wobei die Haut zwischen den Wänden des Schlitzes zusammengedrückt wird. Die Vorteile des Zusammendrückens der Haut, einschließlich des Entferns von Blut aus ihr und des Verringerns der Entfernung von der Hautoberfläche zur Papille, werden mit dieser Ausgestaltung der Erfindung also erreicht. Das Festklemmen der Falte würde ebenfalls Druck auf die Haut ausüben.

[0064] Auch kann es möglich sein, die Lehre dieser Erfindung für die kurzfristige Haarentfernung einzusetzen, wobei die Vorrichtung z. B. als Rasiervorrichtung dient, die eine vielleicht ein oder zwei Wochen anhaltende Rasur ergeben könnte. Dies wird erreicht, indem Fluid/Chromophor auf den zu „rasierenden“ Bereich aufgetragen wird, wobei dieser Bereich vorzugsweise mit konventionellen Methoden rasiert, aber nicht epiliiert worden ist. In diesem Fall kann das Chromophor nur einige Millimeter weit in das Follikel eindringen, zum Beispiel bis auf die Höhe der Talgdrüse. Überschüssiges Chromophor kann dann entfernt werden und die Kontaktvorrichtung dieser Erfindung mit relativ schwacher Bestrahlung zum Erwärmen des Chromophors genutzt werden und das davon umgebene Haar zu zerstören, ohne eine bedeutende Beschädigung der Haut oder des Follikels.

[0065] Ferner wurde für die bevorzugte Ausgestaltung zum Kühlen von Kontaktvorrichtung **46** zwar Kühlwasser gezeigt, aber dies ist keine Begrenzung der Erfindung und andere Kühlmethoden können genutzt werden. Beispielsweise kann ein Tieftemperaturgas oder flüssiges Gas zu Kühlzwecken über die Kontaktvorrichtung geleitet werden oder die Kontaktvorrichtung kann vor dem Gebrauch ausreichend gekühlt werden, sodass sie die Kühlfunktion während der Bestrahlung weiterhin durchführt, ohne dass ein Kühlmittel über sie geleitet wird. Andere im Fach bekannte Kühlmethoden können ebenfalls genutzt werden.

[0066] Andere Ausgestaltungen fallen in den Rahmen der folgenden Ansprüche. Beispielsweise kann die Kontaktvorrichtung nicht gekühlt werden oder die Kühlung der Epidermis kann ohne einen Applikator (z. B. kryogen) durchgeführt werden.

[0067] Die Erfindung wurde also unter Bezugnahme auf bevorzugte Ausgestaltungen im Besonderen gezeigt und beschrieben, die vorangehenden und andere Änderungen in Form und Detail können aber von einer Fachperson durchgeführt werden, ohne aus dem Rahmen der Erfindung zu kommen.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zum gleichzeitigen Entfernen einer Mehrzahl von Haaren von einem Hautbereich, wobei sich jedes Haar in einem sich von einer Oberfläche in die Haut hinein erstreckenden Follikel befindet, wobei die Vorrichtung Folgendes umfasst:

einen Applikator (**18**) (**46'**), der eine Oberfläche hat, die ausgeführt ist, um in einem Hautbereich, von dem Haar zu entfernen ist, mit der Hautoberfläche in Berührung zu sein,
eine Quelle (**12**) optischer Strahlung einer ausgewählten Wellenlänge und

einen optischen Weg **(16)** **(114)** von der Quelle optischer Strahlung zur genannten Oberfläche des genannten Applikators, wobei der Weg für optische Strahlung mit der ausgewählten Wellenlänge weitgehend transparent ist,

wobei die optische Strahlung durch die genannte Oberfläche des genannten Applikators zum genannten Hautbereich hindurchgeleitet wird,

dadurch gekennzeichnet, dass die ausgewählte Wellenlänge zwischen 680 nm und 1200 nm, vorzugsweise zwischen 680 nm und 900 nm ist, dass die Strahlung eine Fluenz zwischen 10 J/cm² und 200 J/cm² hat und dass die Dauer der Bestrahlung des genannten Hautbereichs 2 ms bis 200 ms beträgt.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, die ferner Folgendes umfasst:

ein Element **(42, 46)** **(116)** im optischen Weg zum Konvergieren der optischen Strahlung beim Verlassen des Applikators **(18)** **(46')** durch die genannte Oberfläche und

eine Einrichtung **(50, 52)** **(118)** zum Kühlen der genannten Oberfläche des Applikators auf eine Temperatur unter der des genannten Hautbereichs.

3. Vorrichtung nach Anspruch 2, bei der das genannte Element **(42, 46)** **(116)** eine Linse ist.

4. Vorrichtung nach Anspruch 2 oder 3, bei der die genannte Kühleinrichtung **(50, 52)** **(118)** die genannte Oberfläche des Applikators **(18)** **(46')** um einen Betrag, der in Verbindung mit ausgewählter Bestrahlung ausreicht, um ein bedeutendes Erwärmen des genannten Hautbereichs, mit dem der Applikator in Berührung ist, für eine ausgewählte Tiefe zu verhindern und um die Erwärmung der Haut in dem genannten Bereich jenseits der genannten ausgewählten Tiefe nicht bedeutend zu stärken, auf eine Temperatur unter der des genannten Hautbereichs kühlt.

5. Vorrichtung nach Anspruch 2, 3 oder 4, bei der die Kühleinrichtung **(50, 52)** **(118)** ein Kanal nahe der genannten Oberfläche des Applikators **(18)** **(46')** ist, durch den Kühlwasser geleitet wird.

6. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, bei der der Applikator **(18)** **(46')** ferner ein Gehäuse **(48)** aufweist, wobei die genannte Oberfläche an dem Gehäuse angeordnet ist und eine konvexe Form hat und der genannte optische Weg **(16)** **(114)** von der Quelle **(12)** optischer Strahlung durch das genannte Gehäuse zur genannten Oberfläche hindurch verläuft.

7. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, bei der die genannte Oberfläche des Applikators **(46')** einen in ihm gebildeten Schlitz **(110)** hat und bei der der optische Weg **(114)** zu wenigstens zwei entgegengesetzten Seiten des Schlitzes führt und eine Einrichtung **(112)** zum Positionieren von wenigstens einem Teil **(113)** des genannten Hautbereichs in den Schlitz hinein hat.

8. Vorrichtung nach Anspruch 7, bei der die Einrichtung zum Positionieren eine Einrichtung **(122)** zum Anlegen von Unterdruck an den Schlitz hat.

9. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, bei der wenigstens die genannte Oberfläche des Applikators **(18)** **(46')** aus einem Material mit einem Brechungsindex, der mit dem Brechungsindex der Hautoberfläche in dem genannten Hautbereich weitgehend übereinstimmt, gebildet ist.

10. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, bei der die Quelle **(12)** optischer Strahlung ein Laser ist.

11. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, bei der die Dauer der Bestrahlung des genannten Hautbereichs 2 ms bis 100 ms beträgt.

Es folgen 8 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

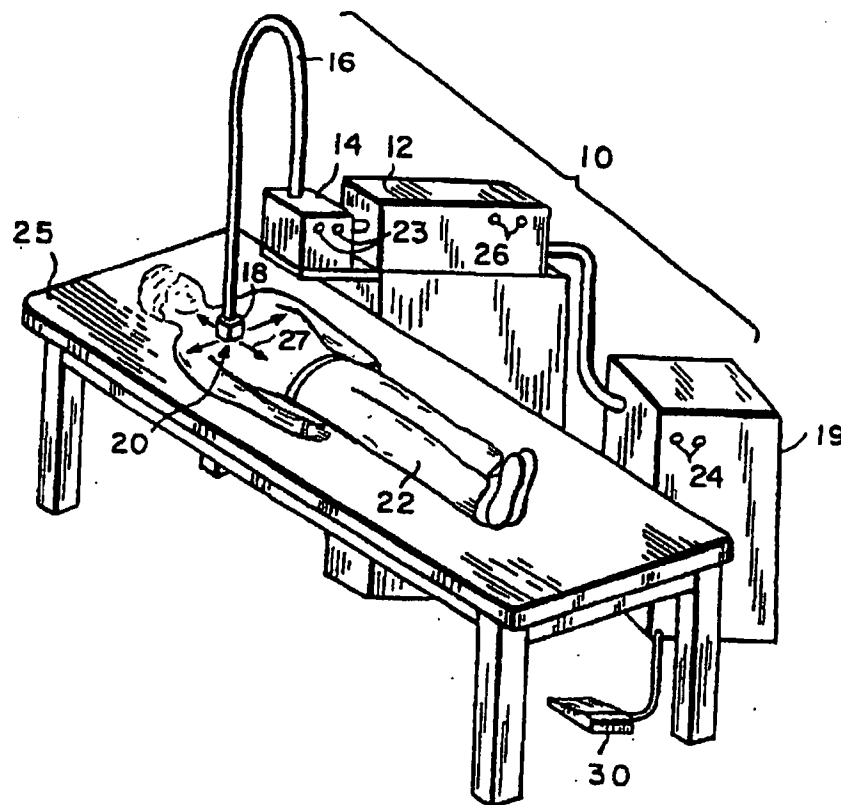


FIG. 1

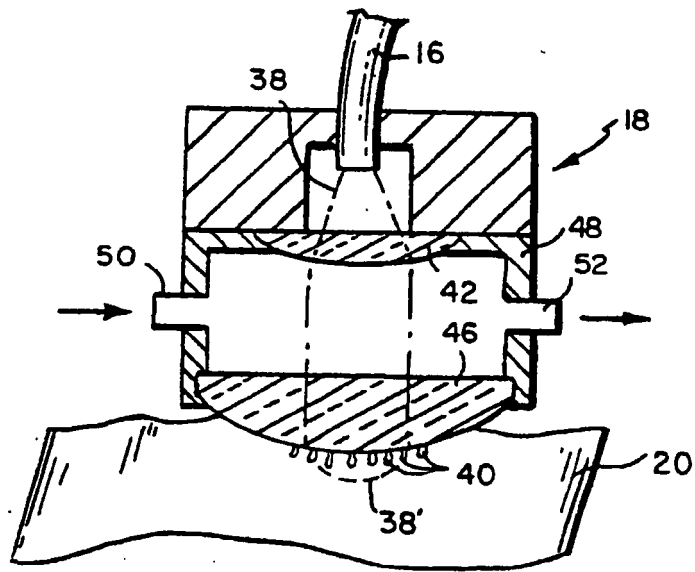


FIG. 2A

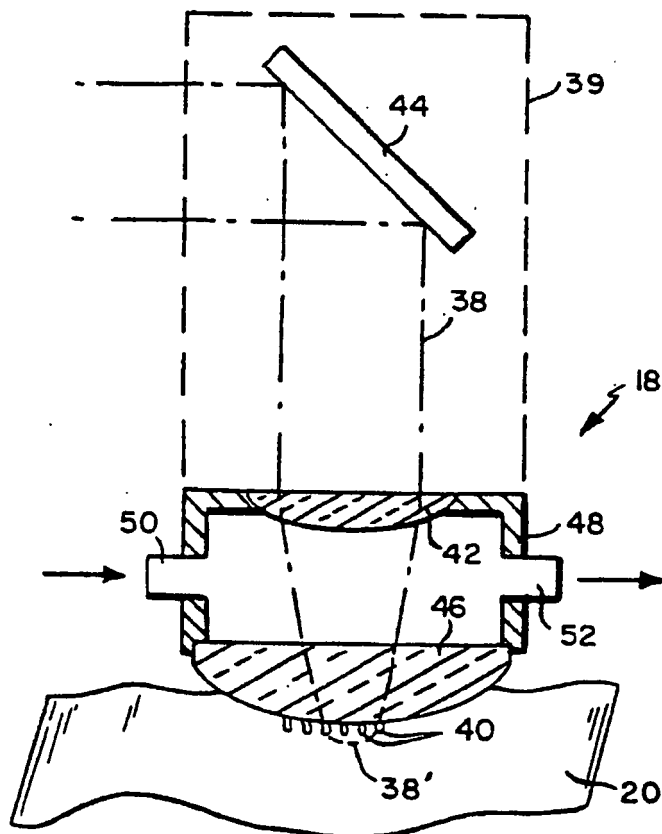


FIG. 2B

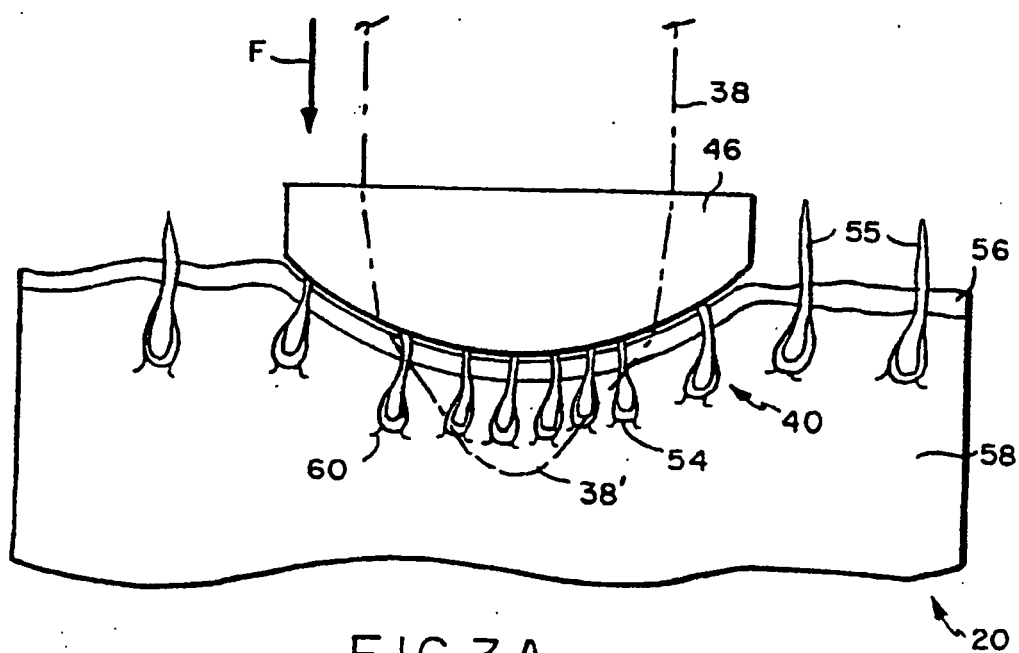


FIG. 3A

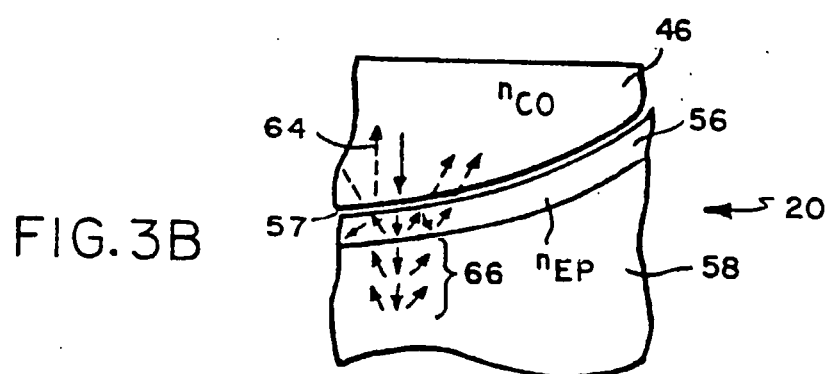


FIG. 3B

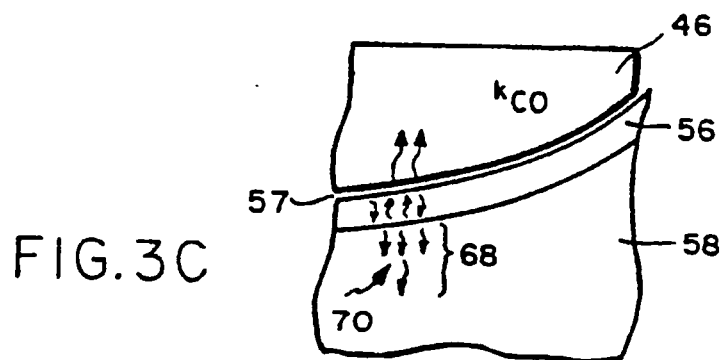


FIG. 3C

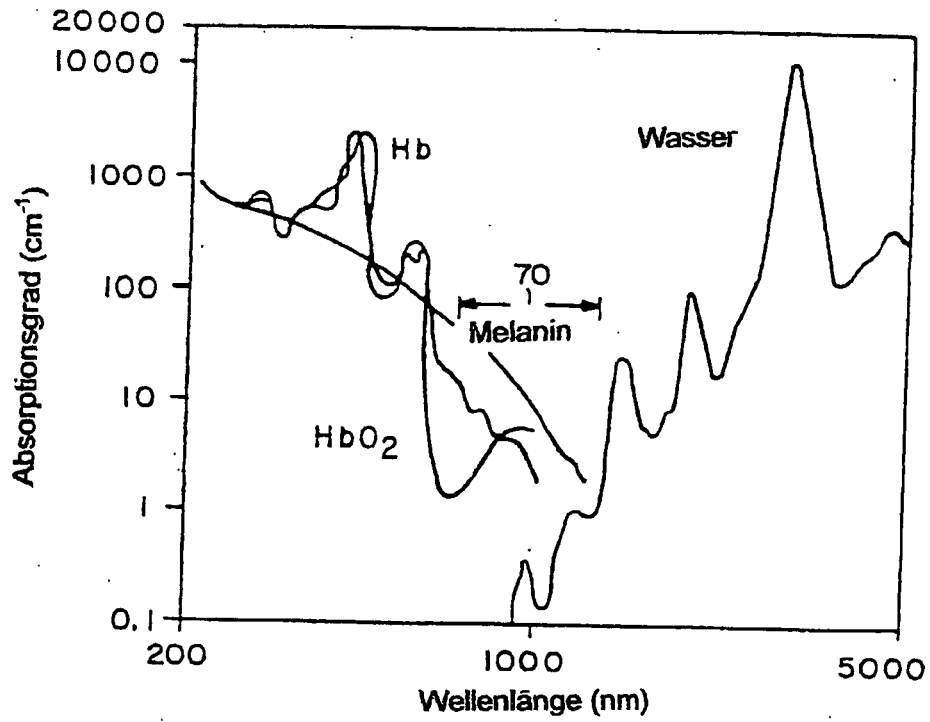


FIG. 4

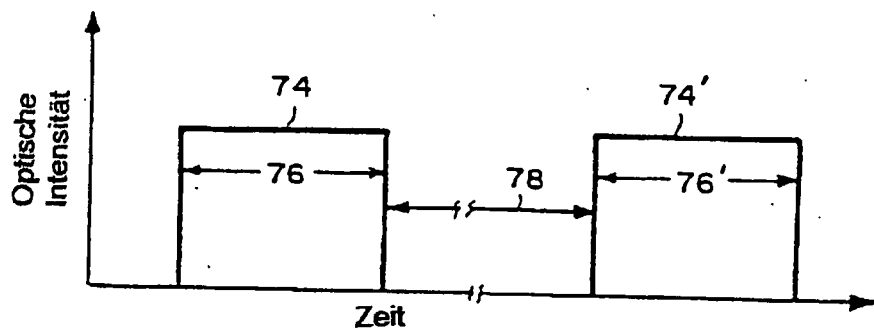


FIG. 5A

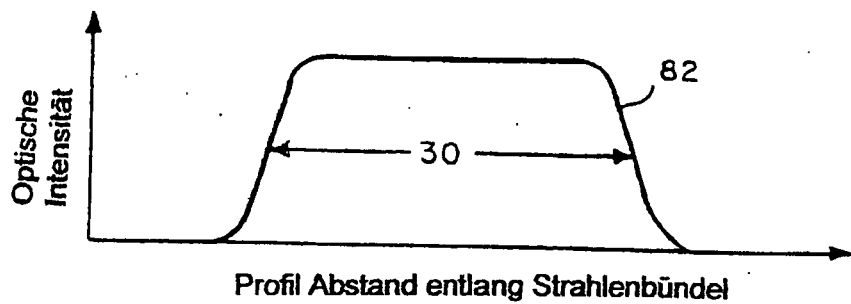


FIG. 5B

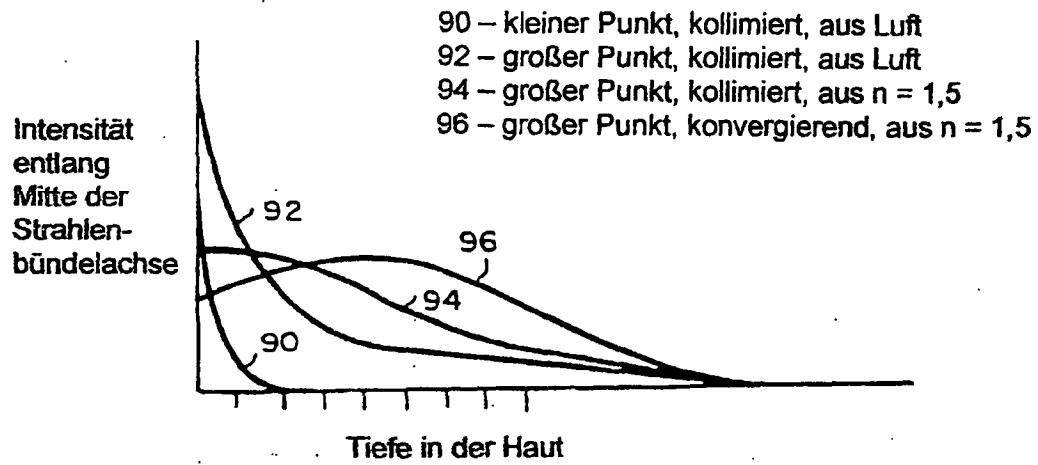
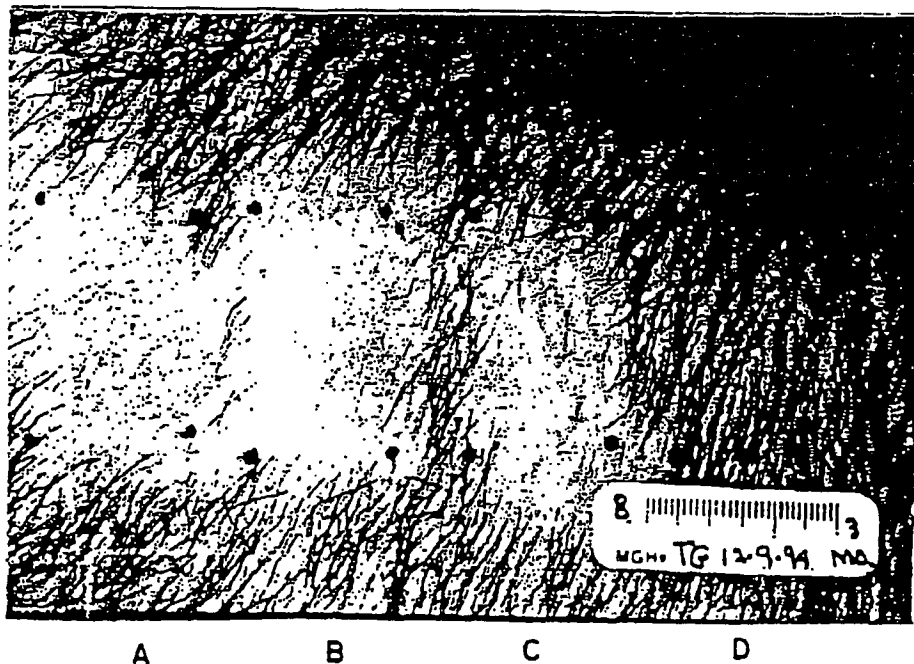
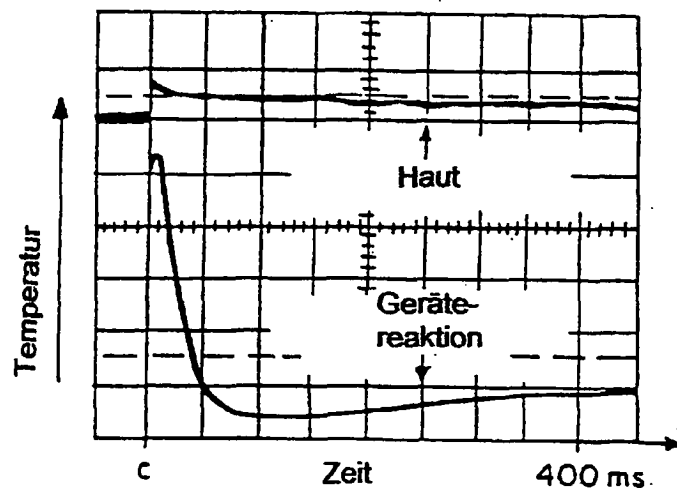
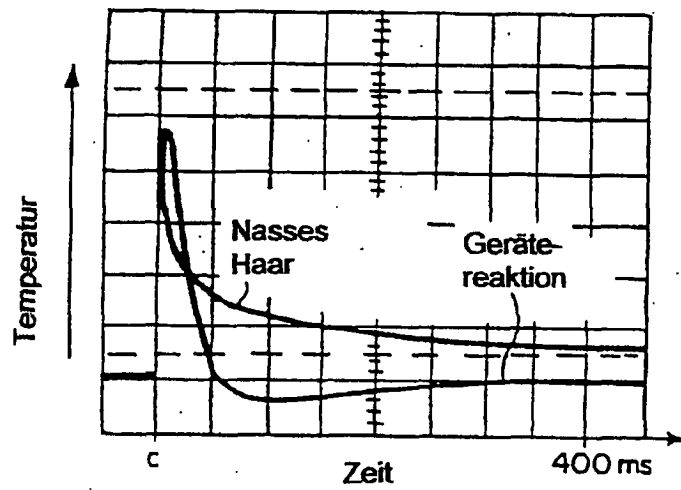
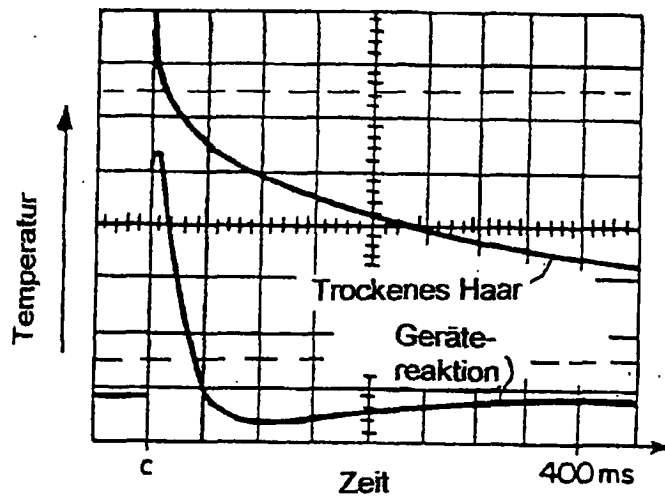


FIG. 6



A B C D

FIG. 7



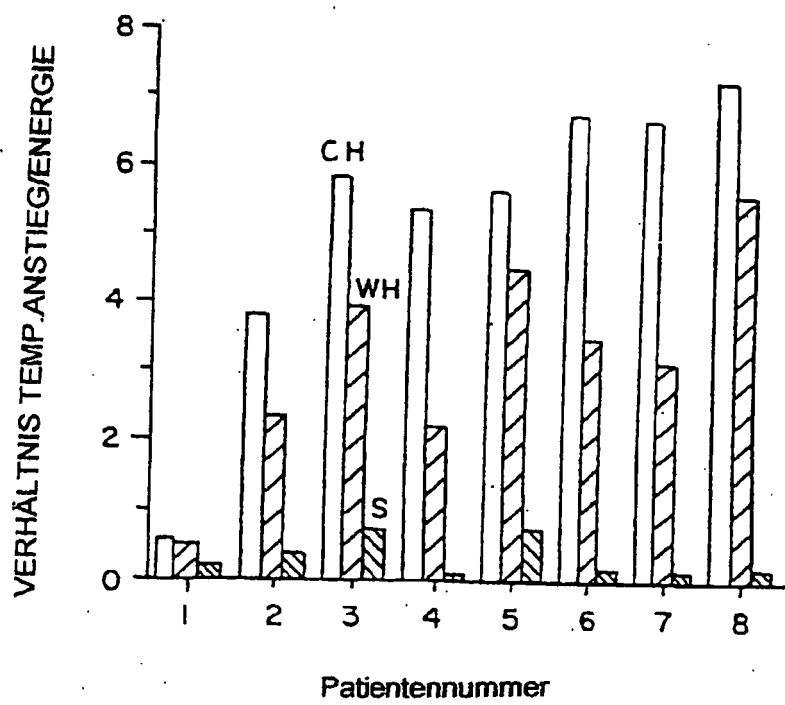


FIG. 9

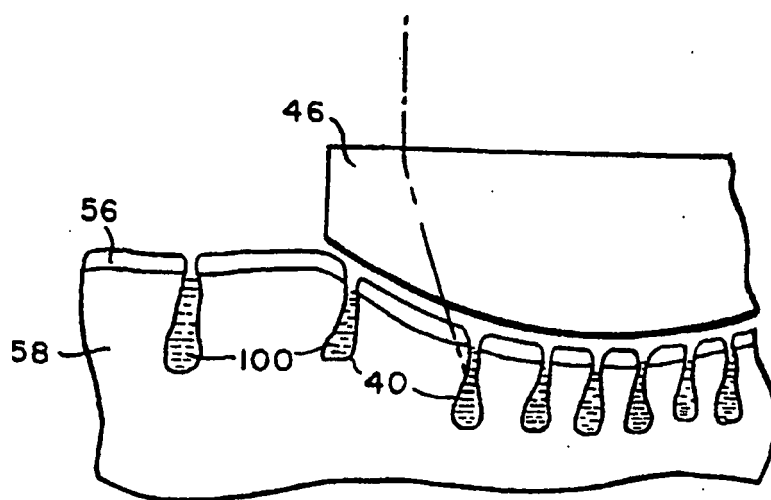


FIG. 10A

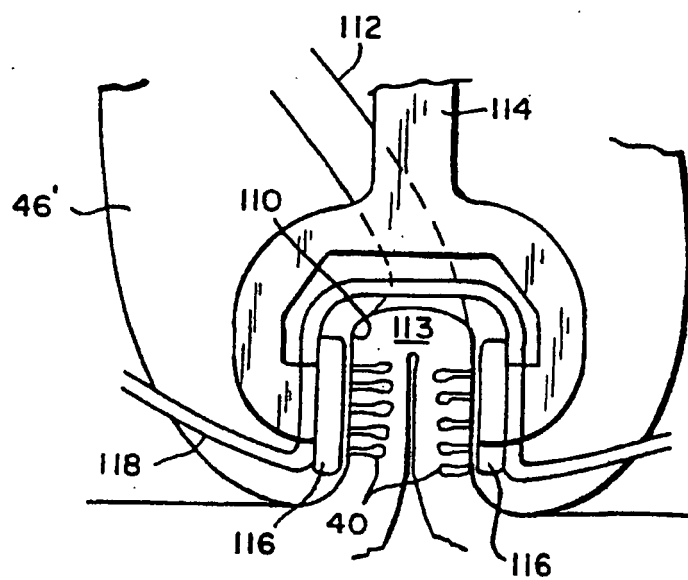


FIG. 10B