

(19)



österreichisches
patentamt

(10)

AT 505 357 A1 2008-12-15

(12)

Österreichische Patentanmeldung

(21) Anmeldenummer: **A 917/2007**

(22) Anmeldetag: **13.06.2007**

(43) Veröffentlicht am: **15.12.2008**

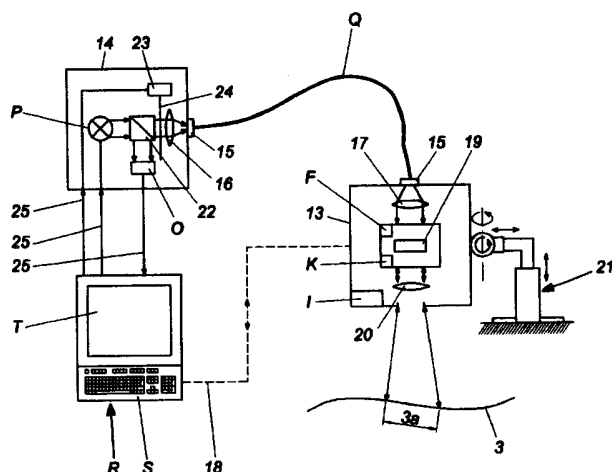
(51) Int. Cl.⁸: **A61N 5/06** (2006.01),
A61B 5/103 (2006.01),
A61B 5/107 (2006.01),
A61B6/08 (2006.01),
G01B 9/00 (2006.01),
G01B 11/24 (2006.01),
G01B11/25 (2006.01)

(73) Patentinhaber:

ITC INNOVATIVE TECHNOLOGY CENTER
AG
FL-9490 VADUZ (LI)
STROHAL ROBERT DR.
A-6800 FELDKIRCH (AT)

(54) **VORRICHTUNG ZUR BESTRAHLUNG EINES OBJEKTES, INSBESONDERE DER MENSCHLICHEN HAUT, MIT UV-LICHT**

(57) Vorrichtung zur Bestrahlung eines Objektes, insbesondere der menschlichen Haut, mit UV-Licht, mit einer UV-Lichtquelle und einem eine Abbildungsoptik enthaltenden Bestrahlungskopf, von dem aus UV-Licht auf das Objekt geworfen wird, wobei zusätzlich zur UV-Lichtquelle (P) eine sichtbares Licht emittierende Lichtquelle (F) vorgesehen ist, deren Licht über die Abbildungsoptik (20) des Bestrahlungskopfes (14) auf das Objekt (3) projizierbar ist.

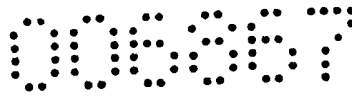


AT 505 357 A1 2008-12-15

Zusammenfassung

Vorrichtung zur Bestrahlung eines Objektes, insbesondere der menschlichen Haut, mit UV-Licht, mit einer UV-Lichtquelle und einem eine Abbildungsoptik enthaltenden Bestrahlungskopf, von dem aus UV-Licht auf das Objekt geworfen wird, wobei zusätzlich zur UV-Lichtquelle (P) eine sichtbares Licht emittierende Lichtquelle (F) vorgesehen ist, deren Licht über die Abbildungsoptik (20) des Bestrahlungskopfes (14) auf das Objekt (3) projizierbar ist.

(Fig. 1)



L1

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Bestrahlung eines Objektes, insbesondere der menschlichen Haut, mit UV-Licht, mit einer UV-Lichtquelle und einem eine Abbildungsoptik enthaltenden Bestrahlungskopf, von dem aus UV-Licht auf das Objekt geworfen wird. Um die Ausrichtung des Bestrahlungskopfes relativ zum bestrahlten Objekt zu erleichtern und gegebenenfalls die Definition von zu bestrahlenden Teilbereichen einfacher festlegen zu können, sieht die Erfindung vor, dass zusätzlich zur UV-Lichtquelle eine sichtbares Licht emittierende Lichtquelle vorgesehen ist, deren Licht über die Abbildungsoptik des Bestrahlungskopfes auf das Objekt projizierbar ist.

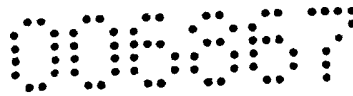
Wenn man beispielsweise ein Raster auf das im Allgemeinen gekrümmte Objekt wirft, kann man durch Minimierung der Verzerrungen während der Betrachtung des Rasters leicht und einfach den Bestrahlungskopf gut relativ zum Objekt ausrichten.

Auch ist es möglich, beispielsweise auf einem Bildschirm Teilbereiche der zu behandelnden Fläche zu definieren (beispielsweise durch Anmalen) und dieses Bild des Bildschirms oder ein korreliertes Bild direkt auf das Objekt bzw. die menschliche Haut zu werfen. Durch Vergleich von Bildschirm und Objekt ist eine laufende Kontrolle möglich.

Weitere Vorteile und Einzelheiten der Erfindung werden anhand der nachfolgenden Figurenbeschreibung erläutert.

Die Fig. 1 zeigt eine schematische Darstellung eines Ausführungsbeispiels einer erfindungsgemäßen Einrichtung. Die Fig. 2 zeigt ein weiteres Ausführungsbeispiel, welches auch für die ambulante Behandlung geeignet ist. Die Fig. 3 zeigt ein Ausführungsbeispiel, welches insbesondere für die stationäre Behandlung, beispielsweise in einer Klinik, geeignet ist.

Die Fig. 4, 5, 6, 8, 9, 10 und 11 zeigen verschiedene Betriebszustände eines weiteren Ausführungsbeispiels der Erfindung in einer schematischen Darstellung (mit LCOS Modulator). Die Fig. 7 zeigt eine erläuternde Darstellung bezüglich der räumlichen Erfassung des Verlaufs der Oberfläche des Objekts, insbesondere der menschlichen Haut. Die Fig. 4a, 5a, 6a, 8a, 9a, 10a und 11a zeigen verschiedene Betriebszustände eines weiteren Ausführungsbeispiels der Erfindung in einer schematischen Darstellung entsprechend der Fig. 4, 5, 6, 8, 9, 10 und 11, allerdings mit einem DLP bzw. DMD Modulator.



Bei dem in Fig. 1 dargestellten Ausführungsbeispiel ist eine UV-Lichtquelle P vorgesehen, die erfindungsgemäß außerhalb des Bestrahlungskopfes 13 in einem gesonderten Lichtquellengehäuse 14 untergebracht ist. Zwischen dem Lichtquellengehäuse 14 und dem Bestrahlungskopf 13 ist mindestens ein flexibler Lichtwellenleiter Q angeordnet, über den UV-Licht aus der UV-Lichtquelle P dem Bestrahlungskopf 13 zuführbar ist.

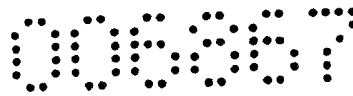
Der flexible Lichtwellenleiter kann zur verlustarmen Leitung von UV-Licht mindestens eine Quarzglasfaser enthalten. Zum Schutz der flexiblen Lichtleitfaser kann diese lichtdicht ummantelt sein.

Um die einzelnen Komponenten leichter austauschen zu können, kann gemäß einer bevorzugten Ausführungsform vorgesehen sein, dass der flexible Lichtwellenleiter über eine lösbare Verbindung 15 mit dem UV-Lichtquellengehäuse 14 oder dem Bestrahlungskopf 13 verbunden ist.

Das UV-Licht wird über eine Einkopplungs-Kollimationsoptik 16 in die Lichtleitfaser eingekoppelt und im Bestrahlungskopf 13 über eine Auskopplungs-Kollimationsoptik 17 ausgekoppelt.

Zur Steuerung der einzelnen Komponenten ist ein Steuerungsrechner R vorgesehen, der eine Tastatur S oder eine andere Eingabevorrichtung, insbesondere ein Computermouse und/oder einen Lichtgriffel/Grafiktablett, etc. aufweist. Der Steuerrechner R weist einen Bildschirm (DFD, Plasma, CRD) oder einen holographischen Projektor als Anzeigeeinrichtung auf. Im vorliegenden Beispiel gemäß Fig. 1 ist der Steuerrechner ein Laptop oder ein Notebook.

Im Bestrahlungskopf 13 kann eine vorzugsweise elektronisch über die Leitungen 18 ansteuerbare Einrichtung zur veränderbaren Einstellung der Lichtverteilung am Objekt 3, genauer gesagt der zu bestrahlenden Oberfläche 3a des Objektes angeordnet sein. Diese Einrichtung ist in Fig. 1 nur schematisch dargestellt und trägt das Bezugszeichen 19. Mit einer solchen Einrichtung, die anhand der folgenden Ausführungsbeispiele noch näher erläutert werden wird, ist es möglich, Teilbereiche des zu bestrahlenden Bereiches 3a des Objektes 3 selektiv mit unterschiedlichen Intensitäten zu bestrahlen, was zur Behandlung diverser Hautkrankheiten von großem Vorteil ist, weil man damit die Strahlungsintensität an den lokalen Befall gut anpassen kann. Das Licht tritt dabei über die Abbildungsoptik 20,



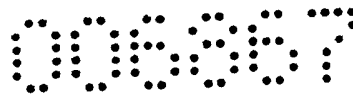
welche nur schematisch als Linse dargestellt ist, aber in der Praxis auch mehrere Linsen umfassen kann, aus dem Bestrahlungskopf 13 aus.

Der Bestrahlungskopf kann weiters eine sichtbares Licht emittierende Lichtquelle F aufweisen, die in Fig. 1 nur schematisch dargestellt ist. Über diese Lichtquelle ist es möglich, auf der Haut ein sichtbares Bild zu projizieren. Weiters kann im Bestrahlungskopf 13 eine Kamera, vorzugsweise eine elektrische Bildsignale liefernde CCD-Kamera K, angeordnet sein. Diese Kamera kann – wie im Folgenden noch näher erläutert wird – einerseits Licht aus der UV-Lichtquelle P oder der Farblichtquelle F empfangen, was hauptsächlich für Kalibrierungszwecke relevant ist. Die CCD-Kamera K kann im Betrieb aber auch Bilder des zu bestrahlenden Abschnittes 3a aufnehmen und das während der Bestrahlung von der Fläche 3a reflektierte UV-Licht erfassen. Dies wird im Folgenden noch näher erläutert werden.

Am Bestrahlungskopf 13 kann weiters eine Einrichtung I zur Erfassung des Abstandes und/oder des räumlichen Verlaufs der Oberfläche 3a des Objektes angeordnet sein. Über diese Einrichtung ist es möglich, die tatsächlich in die Teilbereiche der Oberfläche 3a gelangenden Intensitäten exakt festzulegen. Die Intensität hängt nämlich nicht nur von der in einem bestimmten Raumwinkelbereich abgestrahlten Energie, sondern auch von der Fläche des Teilbereiches ab, der bestrahlt wird. Diese Fläche wiederum hängt vom Abstand und vom räumlichen Verlauf der Oberfläche des Objektes ab. Wenn man den geometrischen Verlauf kennt, kann man – wie unten noch näher erläutert wird – die Energiedosen in den einzelnen Raumwinkelbereichen derart korrigieren, dass auf der zu bestrahlenden Fläche wirklich die gewünschte Intensität hervorgerufen wird. Dies geht sogar dynamisch, beispielsweise wenn der Patient atmet und sich damit die Oberfläche 3a bewegt.

In Fig. 1 ist weiters eine allgemein mit 21 bezeichnete Tragvorrichtung für den Bestrahlungskopf 13 vorgesehen. Der Bestrahlungskopf 13 kann an der Tragvorrichtung verschiebbar und/oder verdrehbar gelagert sein, um eine optimale Ausrichtung bezüglich der zu bestrahlenden Fläche zu erzielen. Es ist auch möglich, dass der Bestrahlungskopf motorisch verstellbar ist.

Im Lichtquellengehäuse 14 kann ein über einen Strahlteiler 22 mit Licht aus der UV-Lichtquelle P versorgtes Photospektrometer O vorgesehen sein, um die spektrale Lichtverteilung des UV-Lichtes der UV-Quelle P erfassen zu können.



Schließlich kann im Lichtquellengehäuse eine vorzugsweise über einen Motor 23 bewegbare Verschlussblende 24 vorgesehen sein. Über diese kann auch bei eingeschalteter UV-Lichtquelle P der Austritt von Licht in den Lichtleiter und damit den Bestrahlungskopf verhindert werden, wenn dort das UV-Licht nicht benötigt wird.

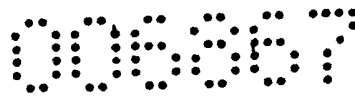
Das UV-Lichtquellengehäuse 14 steht insgesamt über Leitungen 25, die auch zu einer Sammelleitung zusammengefasst sein können, mit dem Steuerrechner R in Verbindung.

Die Fig. 2 zeigt ein Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemäßen Einrichtung, die für einen ambulanten Einsatz geeignet ist. Gleiche Bezugszeichen bezeichnen gleiche Teile wie in Fig. 1. Über den Bestrahlungskopf lässt sich ein Bereich 3a festlegen. Über den Öffnungswinkeln h ergibt sich die Größe des Bestrahlungsfensters g . Der Abstand ist mit f bezeichnet.

Der Bestrahlungskopf 13 kann in der Höhe e teleskopisch linear verfahren werden. Auch kann der Bestrahlungskopf 13 im Höhenwinkel (Pfeil 26) und im Azimutwinkel (Pfeil 27) eingestellt werden. Auch eine Linearverstellung in horizontaler Richtung (Pfeil 28) ist möglich. Schließlich kann der Bestrahlungskopf 13 auch noch um die zum Patienten führende strichlierte optische Achse, vorzugsweise um 90° drehbar sein. Eine rechteckige Bestrahlungsfläche kann damit von Hochformat auf Querformat (und umgekehrt) umgestellt werden. Damit lässt sich der Behandlungskopf 13 optimal relativ zum Objekt (Patient 3) ausrichten, der beim vorliegenden Beispiel auf einem Stuhl sitzt.

Bei dem in Fig. 3 dargestellten Ausführungsbeispiel ist der Bestrahlungskopf 13 ebenfalls verstellbar an einer Tragvorrichtung 21 gelagert. Diese weist zwei motorisch verstellbare Linearachsen in vertikaler und horizontaler Richtung auf. Auch die Drehlagerung des Bestrahlungskopfes 13 kann motorisch eingestellt werden. Diese Einstellung erfolgt über den Steuerrechner R, der in nicht dargestellter Weise mit den Stellmotoren in Verbindung steht.

Im Gegensatz zum Ausführungsbeispiel gemäß der Fig. 2 ist beim Ausführungsbeispiel gemäß Fig. 3 auch das Objekt bzw. der Patient selbst bewegbar, indem er auf einer vom Steuerrechner R angesteuerten Drehscheibe 29 steht. Es wird also für die relative Ausrichtung Bestrahlungskopf 13 einerseits, und Patient 3 andererseits, nicht nur der Bestrahlungskopf, sondern auch der Patient bewegt.

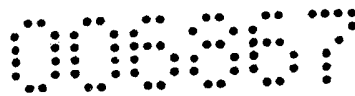


In den folgenden Figuren bezeichnen gleiche Bezugsziffern gleiche bzw. äquivalente Teile wie in den früheren Figuren.

Bei dem in Fig. 4 dargestellten Ausführungsbeispiel ist der Bestrahlungskopf 13 im größeren Detail dargestellt. Andererseits sind optische Details wie beispielsweise die Kollimationsoptik, die zum Verständnis nicht nötig sind, der Einfachheit halber weggelassen. Strukturell ist der Aufbau der Gesamtanlage ähnlich wie in Fig. 1. Es gibt ein Gehäuse 14 für die UV-Lichtquelle P, die über einen flexiblen Lichtleiter Q mit dem eigentlichen Bestrahlungskopf in Verbindung steht. Die elektronischen Komponenten des Steuerrechners R samt Tastatur S und Bildschirm T sind ebenfalls gesondert angeordnet und stehen über Leitungen bzw. ein Bussystem mit dem Bestrahlungskopf 13 einerseits, und dem UV-Lichtquellengehäuse 14 andererseits, in Verbindung.

Über den Strahlteiler B (vorzugsweise ein dichroitisches Prisma) kann einerseits Licht aus der UV-Lichtquelle P über den Lichtwellenleiter Q, andererseits Licht aus einer Farblichtquelle F zu den weiteren Komponenten des Bestrahlungskopfes bzw. auf das Objekt 3a gelangen.

Bei dem in Fig. 4 dargestellten Ausführungsbeispiel befindet sich die Anlage in Positionier- oder Teach-In-Modus. Dabei ist die Blende 24 der UV-Lichtquelle P geschlossen bzw. die UV-Lichtquelle abgeschaltet. Dafür ist die sichtbares Licht emittierende Lichtquelle F eingeschaltet. Es kann sich dabei um eine vorzugsweise Leuchtdioden enthaltende RGB-Einheit handeln, die sowohl farbiges als auch Weißlicht abgeben kann. Für den vorliegenden Justiervorgang wird Farblicht, beispielsweise rotes Licht, abgegeben. Die Lichtquelle F wird durch die elektronische Steuereinheit (Steuerrechner R) über die in Bestrahlungskopf 13 angeordnete (Unter-) Steuerungseinheit, beispielsweise FGPA oder DSP angesteuert. Ein Temperaturüberwachungssensor E überwacht die Temperatur der sichtbares Licht emittierenden RGB-Lichtquelle F. Über den Strahlteiler B gelangt Licht aus der Lichtquelle F auf den elektronisch ansteuerbaren Modulator für räumliches Licht D (EASLM). Dieser Modulator kann beispielsweise eine Liquid Crystal on Silicon-Einheit (LCOS) sein. Der Modulator D wird über eine Bilddatenaufbereitungseinheit G von der Steuerungseinheit H angesteuert. Je nach Ansteuerung des Modulators D gelangt nun von diesem reflektiertes Licht je nach Polarisation entweder durch das Teilerprisma A mit Polarisationsfilter weiter zum dichroitischen Prisma C oder auf ein Kühlelement J, welches jenes Licht aufnimmt, das nicht zum Prisma C und damit auf das zu behandelnde Objekt gehen soll.

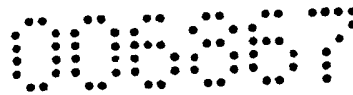


Mit dem Lichtmodulator D, der wie auch weitere Komponenten mittels Temperatursensoren E überwacht sein kann, ist es möglich, beispielsweise in einem gedachten Pixelraster, bestimmte Felder am Objekt auszuleuchten und zwar mit variabler Helligkeit bzw. Intensität, andere jedoch nicht. Letztlich bildet der Modulator D das Kernstück für die selektive Strahlung von Teilbereichen auf dem zu bestrahlenden Objekt.

Bei dem in Fig. 4 dargestellten Betriebsmodus zum Behandlungssetup wird der Modulator D so angesteuert, dass sich auf dem Objekt ein relativ großes schachbrettartiges Muster ergibt (siehe Fig. 4, rechts unten). In diesem Betriebszustand ist die Austrittsblende 30 über dem Motor 31 geöffnet. Die Abbildungsoptik 20 kann gesteuert von der Steuerungseinheit H motorisch (m) zur Realisierung einer Zoom- und Fokuseinstellfunktion vorzugsweise stufenlos verstellt werden. Nach Einstellung von Zoom und Fokus (sichtbar durch scharfe Abbildung des Schachbrettmusters am Objekt) kann die Ausrichtung des Bestrahlungskopfes relativ zum Patienten bzw. zum Objekt so erfolgen, dass im aktiven Bestrahlungsfenster die Trapez- und Kissenverzerrung durch den im Allgemeinen gekrümmten Verlauf des Objektes minimal ausgeprägt ist. Die im Folgenden noch beschriebene Kamera K und der 3D-Scanner I sind nicht aktiv. Es geht hier nur um eine Vorjustierung des Bestrahlungskopfes relativ zum Patienten.

Nachdem diese Vorjustierung abgeschlossen ist, können dann alle relevanten Einstellungsparameter gespeichert werden, beispielsweise in einer Patienten/Behandlungsdatei im Steuerrechner R. Bei einer weiteren Sitzung können diese Daten dann wieder abgerufen werden, um eine rasche Vorjustierung zu ermöglichen.

Die Fig. 4a zeigt ein anderes Ausführungsbeispiel im gleichen Betriebsmodus wie die Fig. 4. Im Gegensatz zu der auf Polarisationsbasis arbeitenden LCOS-Einheit D ist beim Ausführungsbeispiel gemäß Fig. 4a ein DLP (Digital Light Processing) vorgesehen. Beispielsweise kann es sich dabei um ein auf einem Chip untergebrachtes Digital Micromirror Device (DMD) handeln. Ein solcher DMD-Chip hat mikroskopisch kleine Spiegel über die Oberfläche verteilt, deren Kantenlänge größenordnungsmäßig im Bereich von 10 μm liegen kann. Diese Spiegel lassen sich elektronisch gesteuert, beispielsweise durch elektrostatische Felder, in ihrer Ausrichtung einstellen. Durch die Neigung der einzelnen Mikrospiegel auf dem DMD-Chip D wird das Licht entweder direkt zum Strahlteiler C und weiter auf den Patienten reflektiert oder zum Absorber J geleitet. Durch pulsweiten modulierte Ansteuerung der Spiegel können verschieden Helligkeitsstufen der einzelnen



Bildpunkte erzeugt werden. Ansonsten ist der Aufbau gleich wie bei der LCOS-Variante gemäß Fig. 4.

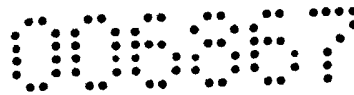
Wie die Fig. 2 und 3 zeigen, wird man in der Praxis den Bildschirm D so anordnen, dass er vom Betrachter, beispielsweise dem Arzt, ebenso betrachtbar ist wie der bestrahlende Bereich des Objektes 3. Damit ist es möglich, das auf dem Bildschirm dargestellte Bild gleichzeitig mit einem von der Farblichtquelle F über dem Modulator erzeugten korrelierten Bild am Objekt zu betrachten, was für Kontrollzwecke von großem Vorteil ist.

Die Fig. 5 zeigt dieselbe Einrichtung wie die Fig. 4, jedoch in einem anderen Betriebsmodus – nämlich zur Erfassung eines Bildes des zu behandelnden Bereiches (3a) des Objektes während des nächsten Behandlungssetupschrittes. Dazu weist die Einrichtung im Bestrahlungskopf 13 eine Kamera K, vorzugsweise eine CCD-Kamera, auf. Diese gibt elektrische Bildsignale an die Steuerungseinheit H und weiter an den Steuerrechner R.

Nach der korrekt abgeschlossenen Positionierung gemäß Fig. 4 wird am Steuerrechner R mittels eines Bedien- oder Eingabeelementes S der Abschluss bestätigt. Danach wird automatisch der Modulator D so angesteuert, dass das aus der Farblichtquelle F stammende Licht zu einem regelmäßigen Muster im Bestrahlungsfenster bzw. auf dem zu bestrahlenden Bereich 3a des Objektes 3 modifiziert wird. Die CCD-Kamera macht im Anschluss daran eine Aufnahme des im Allgemeinen wegen der Krümmung der Fläche 3a verzerrten Projektionsmusters, das als Basis für die nachfolgende räumliche Abbildung auf dem Bildschirm D abgespeichert werden kann.

Die Fig. 5a zeigt eine Variante der Erfindung gemäß Fig. 5, bei der wir in Fig. 4a anstelle der LCOS-Einheit D eine DMD-Einheit D zum Einsatz kommt.

Beim Verfahrensschritt gemäß den Fig. 6 und 7 geht es im Wesentlichen darum, die aufgrund der räumlichen Struktur der Oberfläche 3a hervorgerufenen unterschiedlichen Größen und Lagen der einzelnen bestrahlten Teilbereichsflächen A1 bis A7 (siehe Fig. 7) zu berücksichtigen und letztlich rechnerisch zu kompensieren. Wenn man die in einem Raumwinkelbereich α einer zu bestrahlenden Teilfläche abgegebene Energie kennt, so ist es zur Kenntnis der medizinisch relevanten Intensität (also Energie pro Fläche und Zeit) nötig, die Fläche der einzelnen Teilbereiche A1 bis A7 zu kennen, die im allgemeinen für jeden Teilbereich variiert, weil sie vom Bestrahlungskopf im Allgemeinen einen anderen Abstand und auch eine andere Ausrichtung bzw. Lage hat.



Um diese einzelnen in Fig. 7 schematisch dargestellten Teilflächen A1 bis A7 zu erfassen, ist in Fig. 6 eine Lageerfassungseinrichtung I zur berührungslosen Erfassung des räumlichen Verlaufs des zu bestrahlenden Bereichs 3a der Oberfläche des Objektes 3 vorgesehen. Die Lageerfassungseinrichtung 3 ist vorzugsweise im bzw. am Bestrahlungskopf 13 angeordnet und vermisst von diesem aus die Oberfläche 3a. Bei einer bevorzugten Ausführungsform erfasst die Lageerfassungseinrichtung einen 3D-Laserscanner zum Erfassen der Oberflächengeometrie des Objektes. Die Lageerfassungseinrichtung 3 kann aber auch eine Einrichtung zur Projektion von vordefinierten Mustern auf das Objekt enthalten, die dann von einer Kamera erfasst und elektronisch ausgewertet werden.

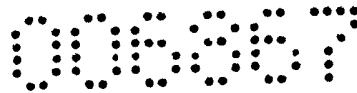
Die Lageerfassungseinrichtung I wird durch eine elektronische Steuereinrichtung R aktiviert, die die Messsignale auswertet und gegebenenfalls abspeichert.

Somit vermisst der 3D-Laserscanner I den vom Bestrahlungsfenster abgedeckten Flächenbereich und übermittelt seine Daten der Steuerungssoftware im Steuerrechner R über die Steuerungseinheit H. Es wird ein räumliches Facettenmodell des durch die Abbildungsoptik 20 des Bestrahlungskopfes 13 und des vom Bestrahlungsfenster abgedeckten Flächenbereichs 3a errechnet. Zusammen mit dem von der CCD-Kamera K gemäß Fig. 5 ermittelten Zerrbild wird von der Steuerungssoftware eine 3D-Korrekturmatrix errechnet, wobei jedem Feld bzw. Element der Matrix ein Teilbereich der zu bestrahlenden Fläche bzw. ein entsprechender Raumwinkelbereich entspricht. Die Werte in der 3D-Korrekturmatrix sind mit der Lage bzw. Größe der Flächen A1 bis A7 (siehe Fig. 7) korreliert.

Die Fig. 6a zeigt wiederum die DMD-Variante zur LCOS-Variante der Fig. 6.

Gemäß dem Modus der Fig. 8 kann nun als nächster Schritt eine Kalibrierung der RGB-Farblichtquelle F und der CCD-Kamera K erfolgen.

Dazu wird die Blende 30 des Bestrahlungskopfes 13 über den Motor 31 geschlossen, um die CCD-Kamera K abgleichen zu können. Die Kamera A übermittelt der Steuerungseinheit H ein Dunkelbild. Anschließend wird die RGB-Einheit F programmiert, weißes Licht abzugeben. In diesem Kalibrationsschritt wird das Prisma C um 90° geschwenkt (wie dies in Fig. 8 gezeigt ist), damit das Licht aus der Lichtquelle F über den Modulator direkt (also nicht reflektiert vom Objekt 3) auf die Kamera K gelangt. Die Kamera K sendet dann ein Bild an die Steuerungseinheit H, die nun eine über die Behandlungssitzung temporär gültige



Korrekturmatrix für eventuelle Bildstörungen für Staub oder Kratzer errechnet. Gleichzeitig errechnet die Steuerungseinheit H eine Korrekturmatrix, welche eine ungleichmäßige Ausleuchtung von der Lichtquelle F durch eine entsprechende Korrekturmodulation des Modulators D zu einer über das Projektionsfenster gleichmäßigen Lichtverteilung optimiert. In diesem Schritt können also Ungleichmäßigkeiten der Lichtquelle F bzw. anderer optischer Komponenten ausgeglichen, abgespeichert und im Folgenden korrigiert werden.

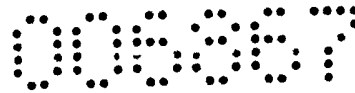
Die Fig. 8a zeigt die DMD-Variante zur LCOS-Variante der Fig. 8.

Bei dem im Fig. 9 gezeigten Modus erfolgt eine sichtbare Bilderfassung für die Bedienperson, beispielsweise für den Arzt. Der Bestrahlungskopf 13 gibt über die RGB-Lichtquelle F und den Modulator D ein vollflächiges (und gemäß dem vorigen Schritt kalibriertes) Weißlicht auf die Bestrahlungsfläche 3a ab. Die Kamera K nimmt mit dieser Ausleuchtung beispielsweise mehrere Farbbilder der zu bestrahlenden Fläche pro Sekunde auf und übermittelt diesen Bildstrom über die Steuerungseinheit H an die Steuersoftware im Steuerrechner R. Mittels der Steuersoftware kann die Lichtstärke der Farblightquelle F so eingestellt werden, dass eine möglichst gut belichtete und somit bewertbare Aufnahme der Hautfläche innerhalb des Steuerungssystems zur weiteren Verarbeitung zur Verfügung steht.

Die Fig. 9a zeigt die DMD-Variante zur LCOS-Variante der Fig. 9.

Gemäß Fig. 10 werden vor dem Beginn der Behandlung alle Parameter nochmals durch die Steuersoftware im Steuerrechner zur Quittierung durch den Bediener abgefragt. Die RGB-Lichtquelle F wird nun deaktiviert und die CCD-Kamera K übernimmt nun über die Steuerungseinheit H den Abgleich der Strahlungsintensität der einzelnen Bildpixel (physische Bildelemente des Modulators D). Dafür wird die Blende 30 des Bestrahlungsgerätes über den Motor 31 geschlossen und die Blende 24 der externen UV-Lichtquelle P über den Motor 23 freigegeben.

Die Steuerungssoftware im Steuerrechner R verändert nun die Strahlungsintensität von 0 % bis 100 % der errechneten maximalen Strahlungsintensität und die CCD-Kamera sendet diese Bilder der Steuerungseinheit H zu. Diese bildet nun aus allen gesammelten und gespeicherten Bildinformationen eine zweidimensionale Korrekturmaske (Linearisierung) in Form eines Graustufenbildes, welches mit der zuvor definierten medizinischen Bestrahlungsmaske (Intensitätssollwerte für die einzelnen Teilbereiche am Objekt) so verrechnet wird, dass die korrekten Modulationsbilder in der exakten physikalischen



Auflösung des Modulators D über die Modulationsfunktion (Zeit/Intensität) im Integral über jeden Bildpunkt der vorgegebenen Bestrahlungsdosis entspricht.

Vor Beginn der eigentlichen Behandlung wird noch über das Photospektrometer O überprüft, ob die definierte Wellenlängen-Bandbreite gegeben ist.

Die Fig. 10a zeigt die DMD-Variante zur LCOS-Variante der Fig. 10.

Bevor die eigentliche Behandlung – also die Bestrahlung mit UV-Licht beginnt – hat der Arzt bzw. allgemein die Bedienperson für die einzelnen Teilbereiche des Objektes die gewünschten Intensitätssollwerte festgelegt. Dies kann beispielsweise aus Patientendateien, die vorher abgespeichert worden ist, geschehen. Es kann aber auch direkt am Bildschirm, beispielsweise durch Anmalen mit Hilfe eines Stiftes vor sich gehen. Am Bildschirm hat der Arzt ja ein sichtbares Bild der Haut des Patienten zur Verfügung und kann die zu behandelnden Teile leicht identifizieren. Über die RGB-Lichtquelle kann parallel dazu der zu Bestrahlende und von ihm am Bildschirm identifizierte Bereich auf die Haut projiziert werden und damit gleichzeitig kontrolliert werden.

Nachdem die dargestellte Bestrahlungsvorrichtung über die Lageerfassungsvorrichtung immer die Lage der einzelnen Teilbereiche kennt, kann man nun über den Steuerrechner R bzw. die Steuereinheit H den Modulator D so ansteuern, dass die vom Bestrahlungskopf in den dem jeweiligen Teilbereich entsprechenden Raumwinkelbereich abgegebene Strahlungsleistung des UV-Lichts auf der Fläche des Teilbereiches des Objektes im Wesentlichen zum jeweilig gewünschten Intensitätssollwert führt. Mit anderen Worten: Der Arzt bzw. die Bedienperson braucht sich nicht um die Lage bzw. den Abstand des Objektes zu kümmern, auch dann nicht, wenn sich dies beispielsweise durch Atmung verändert, wie dies in Fig. 11, rechts unten schematisch dargestellt ist. Bewegt sich beispielsweise ein einem bestimmten Raumwinkelbereich zugeordneter Teilbereich der Oberfläche vom Bestrahlungskopf weg und wird damit flächenmäßig größer, kompensiert der Modulator dies durch Zufuhr einer entsprechend höheren Energie in diesem Raumwinkelbereich, sodass auf der Hautoberfläche der gewünschte Intensitätssollwert erreicht wird.

Die Fig. 11a zeigt die DMD-Variante zur LCOS-Variante der Fig. 11.

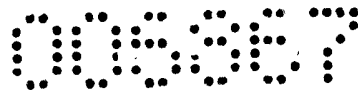
Der aktive Bestrahlungsvorgang ist in Fig. 11 näher dargestellt, wobei ersichtlich ist, dass parallel zum UV-Licht der 3D-Laserscanner ständig die Lage des Objektes überwacht.

005867

11

Die Erfindung ist selbstverständlich nicht auf die dargestellten Ausführungsbeispiele beschränkt. Es sind zahlreiche Modifikationen im Rahmen der Patentansprüche denkbar und möglich.

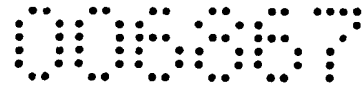
Innsbruck, am 12. Juni 2007



Patentansprüche:

1. Vorrichtung zur Bestrahlung eines Objektes, insbesondere der menschlichen Haut, mit UV-Licht, mit einer UV-Lichtquelle und einem eine Abbildungsoptik enthaltenden Bestrahlungskopf, von dem aus UV-Licht auf das Objekt geworfen wird, dadurch gekennzeichnet, dass zusätzlich zur UV-Lichtquelle (P) eine sichtbares Licht emittierende Lichtquelle (F) vorgesehen ist, deren Licht über die Abbildungsoptik (20) des Bestrahlungskopfes (14) auf das Objekt (3) projizierbar ist.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das über die sichtbares Licht emittierende Lichtquelle (F) farbiges Licht und/oder Weißlicht emittierbar ist.
3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die sichtbares Licht emittierende Lichtquelle (F) eine vorzugsweise Leuchtdioden enthaltende RGB-Einheit umfasst.
4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die sichtbares Licht emittierende Lichtquelle (F) von einer elektronischen Steuereinheit (R, H) ansteuerbar ist, wobei die Lichtintensität und/oder die Lichtfarbe einstellbar ist.
5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass im Bestrahlungskopf eine vorzugsweise elektronisch angesteuerte Einrichtung (D) zur veränderbaren Einstellung der Lichtverteilung am Objekt (3) angeordnet ist, wobei diese Einrichtung (D) wahlweise oder gleichzeitig mit UV-Licht aus der UV-Lichtquelle (P) und/oder sichtbarem Licht aus der sichtbares Licht emittierenden Lichtquelle (F) beaufschlagbar ist.
6. Vorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung zur veränderbaren Einstellung (D) der Lichtverteilung am Objekt einem elektronisch ansteuerbaren Modulator für räumliches Licht (EASLM) umfasst.
7. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass der elektronisch ansteuerbare Modulator (D) für räumliches Licht (EASLM) ein Digital Micromirror Device (DMD) oder eine Liquid Crystal on Silicon-Einheit (LCOS) aufweist.

8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 5 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass über die Einrichtung (D) zur veränderbaren Einstellung der Lichtverteilung am Objekt ein farbiges sichtbares Muster – vorzugsweise in Form eines regelmäßigen Rasters – auf das Objekt projizierbar ist (Fig. 4).
9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 5 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass eine einen Bildschirm (T) umfassende elektronisch Steuereinrichtung (R) vorgesehen ist, und dass ein mit der aktuellen Bildschirmdarstellung korreliertes sichtbares Bild über die entsprechend von der elektronischen Steuereinrichtung (R, H) angesteuerte Einrichtung (D) zur veränderbaren Einstellung der Lichtverteilung am Objekt (3) auf dieses Objekt (3) projizierbar ist.
10. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Bildschirm (T) und der zu bestrahlende Bereich (3a) des Objektes (3) derart nebeneinander oder versetzt hintereinander sind, dass sie beide von derselben Betrachterposition aus überblickbar sind.
11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass im Bestrahlungskopf (13) eine Kamera (K), vorzugsweise eine CCD-Kamera angeordnet ist.
12. Vorrichtung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Kamera (K) derart ausgebildet ist, dass sie von der UV-Lichtquelle (P) emittiertes UV-Licht und/oder von der sichtbares Licht emittierenden Lichtquelle (F) ausgesandtes sichtbares Licht in entsprechende elektrische Bildsignale umwandelt.
13. Vorrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass die Kamera (K) direkt von der Lichtquelle (P, F) stammendes Licht (Fig. 8, 10) und/oder vom Objekt (Fig. 5, 11) reflektiertes Licht erfasst.
14. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass ein Bestrahlungskopf eine Umschaltvorrichtung, vorzugsweise ein drehbarer Strahlteiler (C), vorgesehen ist, über die wahlweise direkt aus der Lichtquelle (P, F) stammendes oder vom Objekt (3) reflektiertes Licht auf die Kamera lenkbar ist.



15. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass im bzw. am Bestrahlungskopf (13) eine Einrichtung (19) zur Erfassung des Abstandes und/oder des räumlichen Verlaufs der Oberfläche des Objektes angeordnet ist.
16. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass die UV-Lichtquelle (P) außerhalb des Bestrahlungskopfes (13) in einem gesonderten Lichtquellengehäuse (14) untergebracht ist und zwischen dem Lichtquellengehäuse (14) und dem Bestrahlungskopf (13) mindestens ein flexibler Lichtwellenleiter (Q) angeordnet ist, über den UV-Licht aus der UV-Lichtquelle (P) dem Bestrahlungskopf (13) zuführbar ist.
17. Vorrichtung nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, dass der flexible Lichtwellenleiter (Q) mindestens eine Quarzglasfaser enthält.
18. Vorrichtung nach Anspruch 16 oder 17, dadurch gekennzeichnet, dass der flexible Lichtwellenleiter (Q) lichtdicht ummantelt ist.
19. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 16 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass der flexible Lichtwellenleiter (Q) über eine lösbare Verbindung (15) mit dem UV-Lichtquellengehäuse (14) und/oder dem Bestrahlungskopf (13) verbunden ist.
20. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass im Lichtquellengehäuse ausgangsseitig und im Bestrahlungskopf eingangsseitig jeweils eine Kollimationsoptik (16, 17) zum Ein- und Auskoppeln von UV-Licht in bzw. aus dem Lichtwellenleiter (Q) vorgesehen ist.
21. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 20, dadurch gekennzeichnet, dass der Bestrahlungskopf auf einer Tragvorrichtung (21) verstellbar gelagert ist.
22. Vorrichtung nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, dass der Bestrahlungskopf (13) verschiebbar und/oder verdrehbar gelagert ist.
23. Vorrichtung nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, dass der Bestrahlungskopf (13) motorisch verstellbar ist.

00887

4

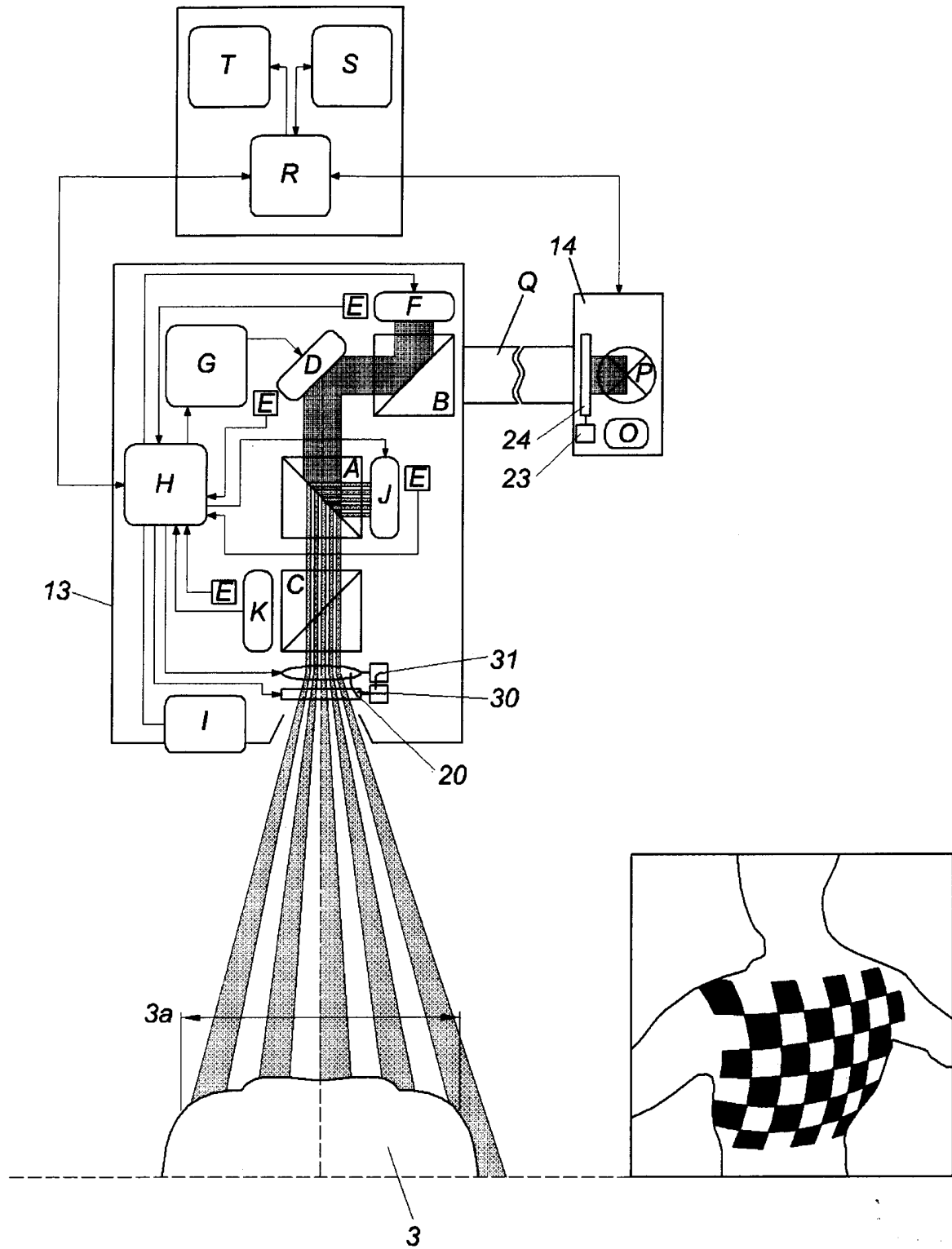
24. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 23, dadurch gekennzeichnet, dass das Objekt auf einer Objekt-Tragvorrichtung (29) verstellbar, vorzugsweise um eine vertikale Achse verdrehbar gelagert ist.

Innsbruck, am 12. Juni 2007



008250

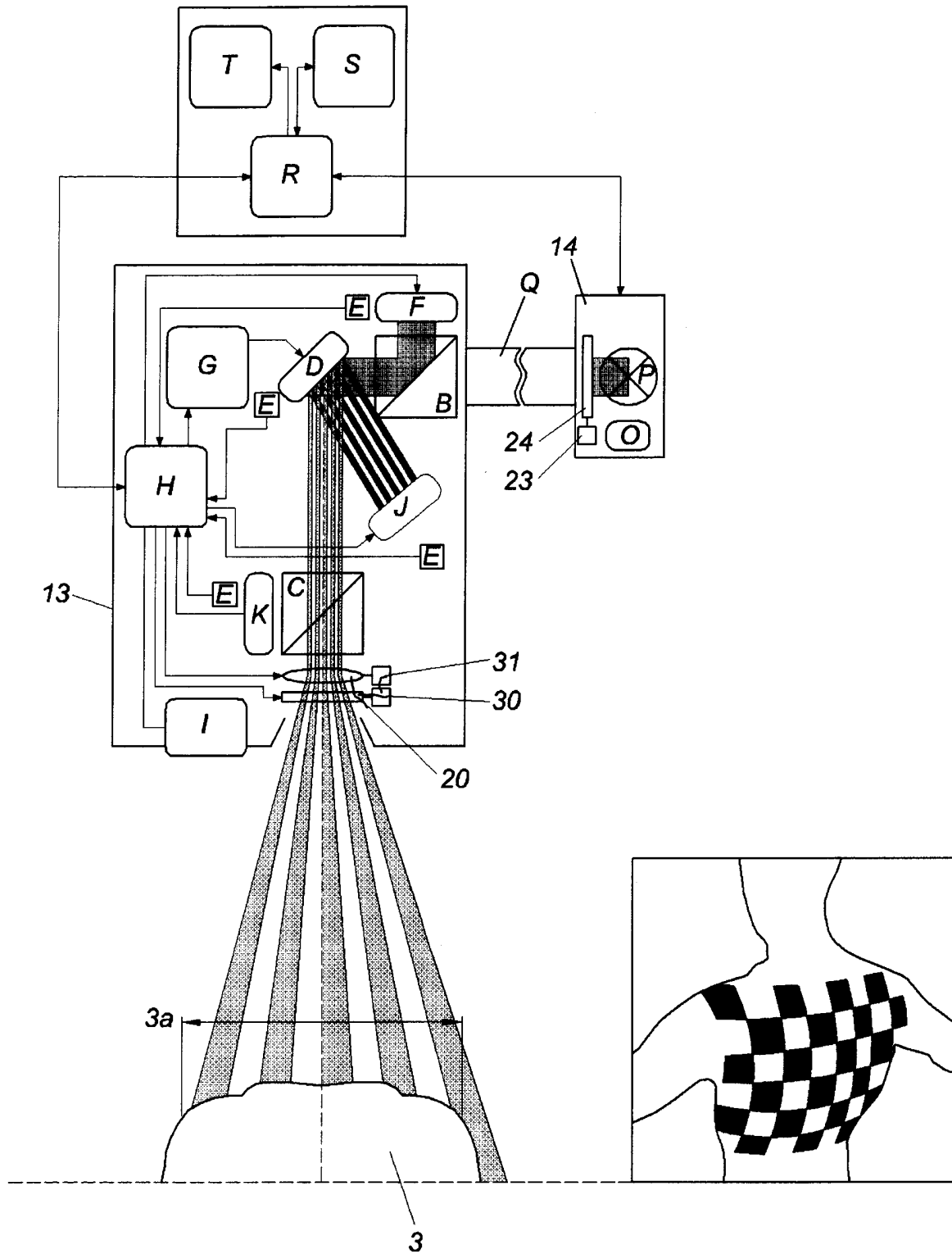
Fig. 4



NACHGEREICHT

008250

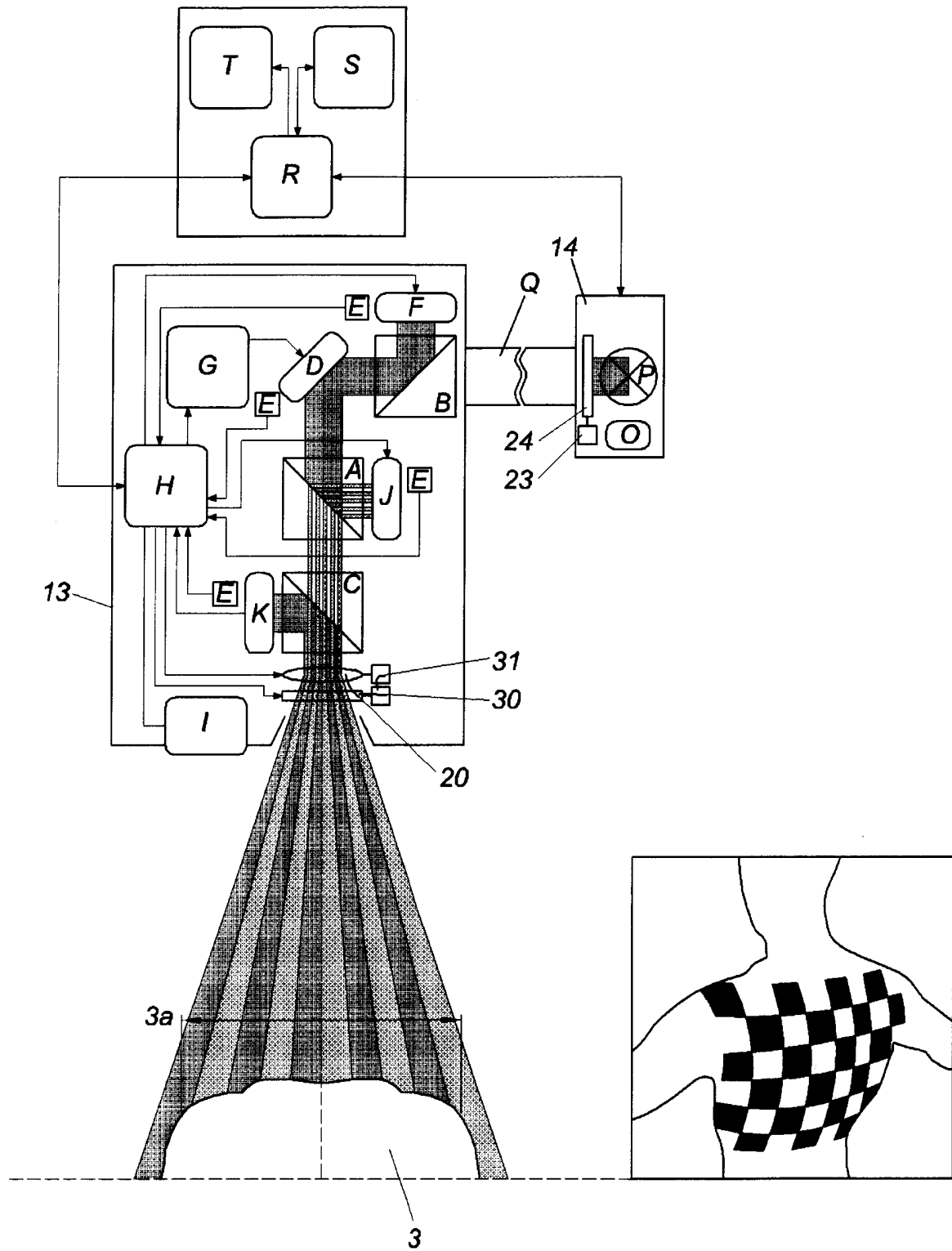
Fig. 4a



NACHGEREICHT

008250

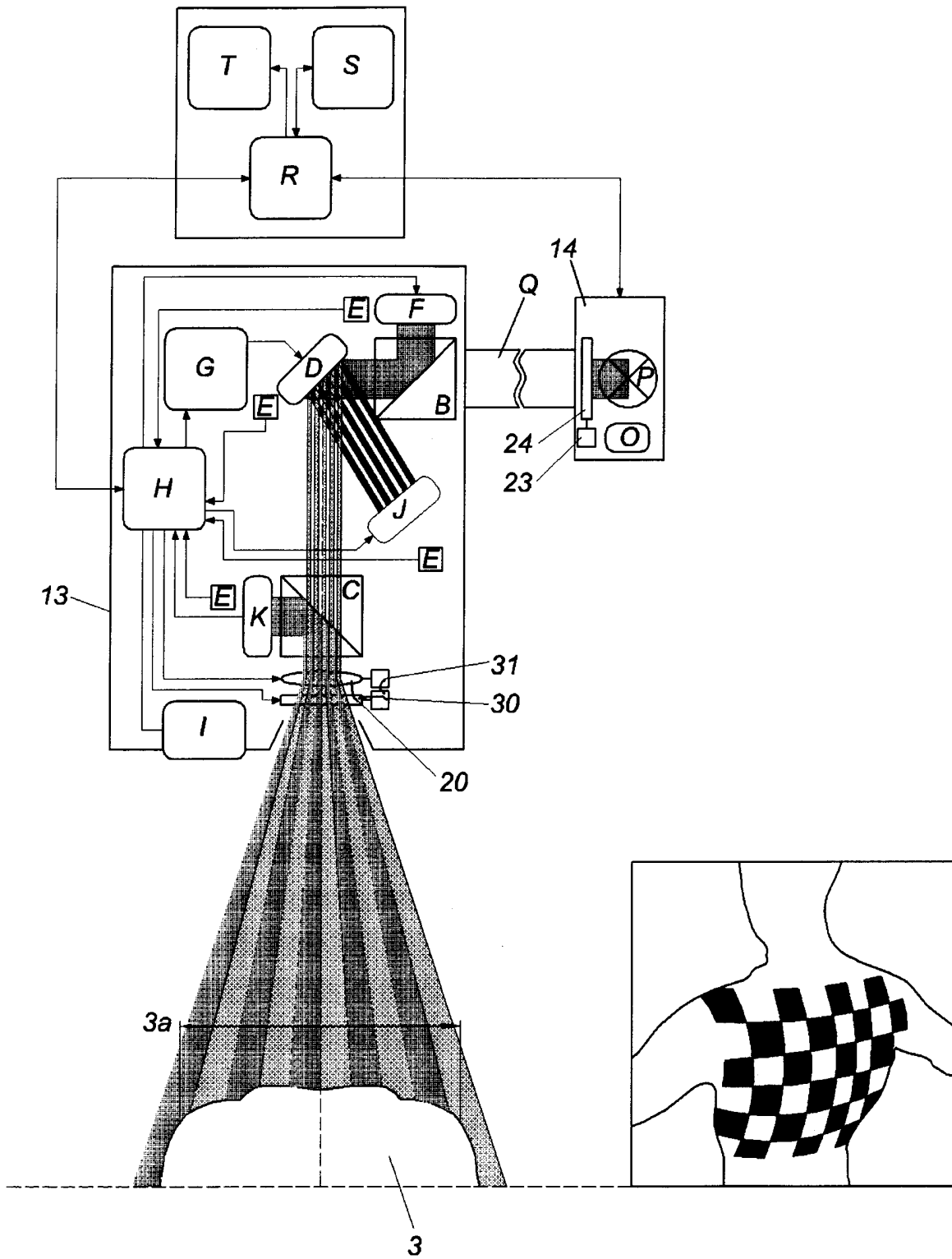
Fig. 5



NACHGEREICHT

008250

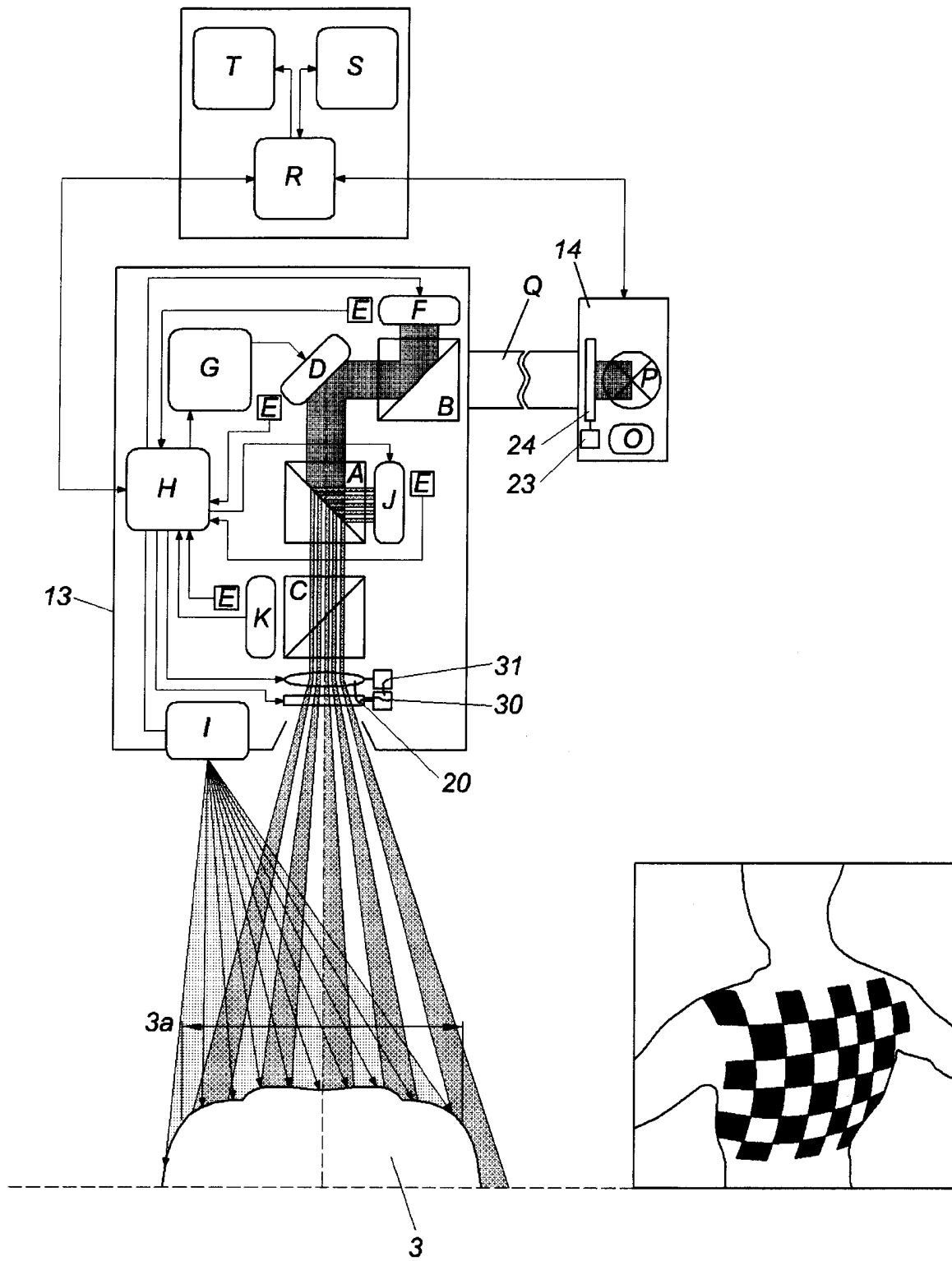
Fig. 5a



NACHGEREICHT

008252

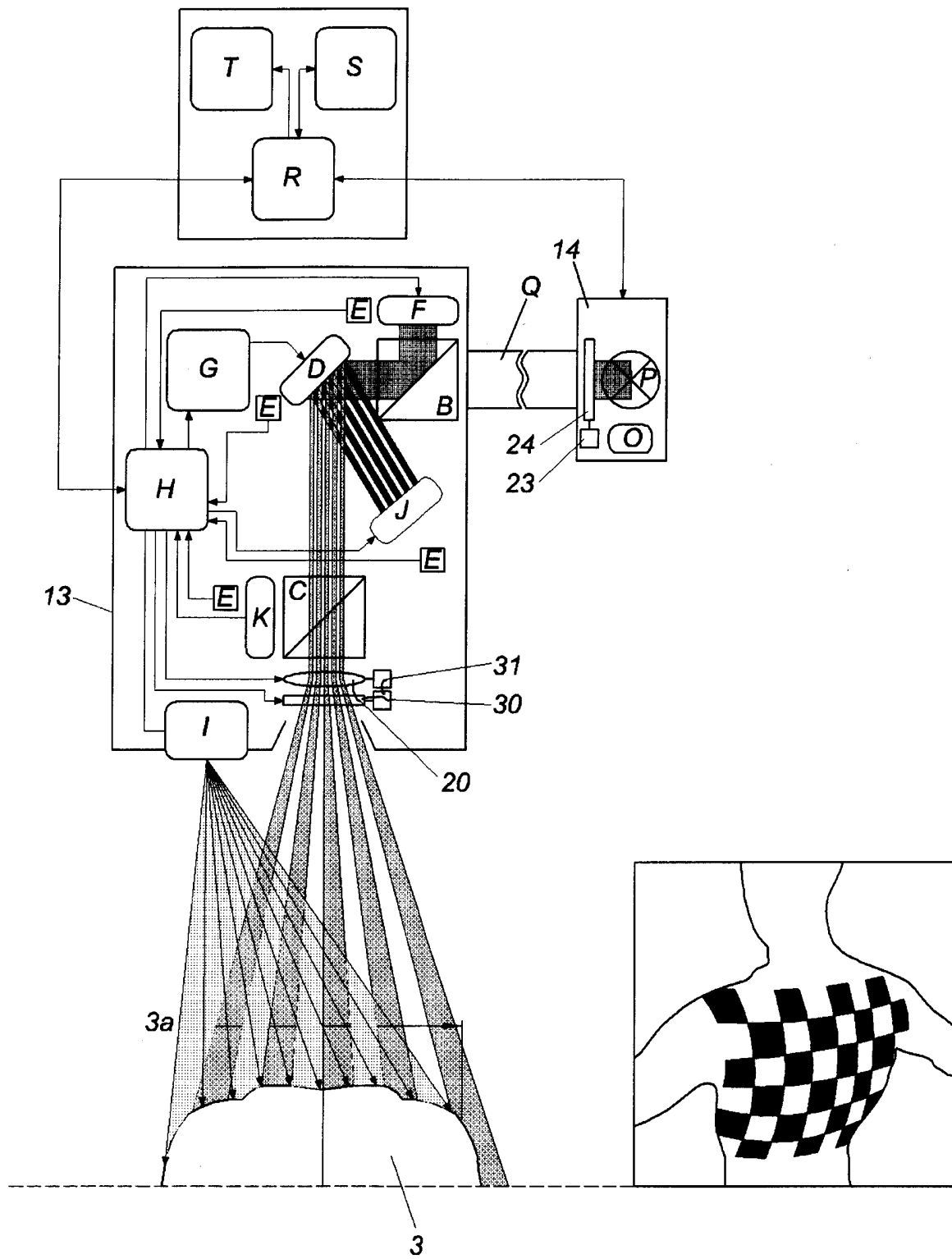
Fig. 6



NACHGEREICHT

000152

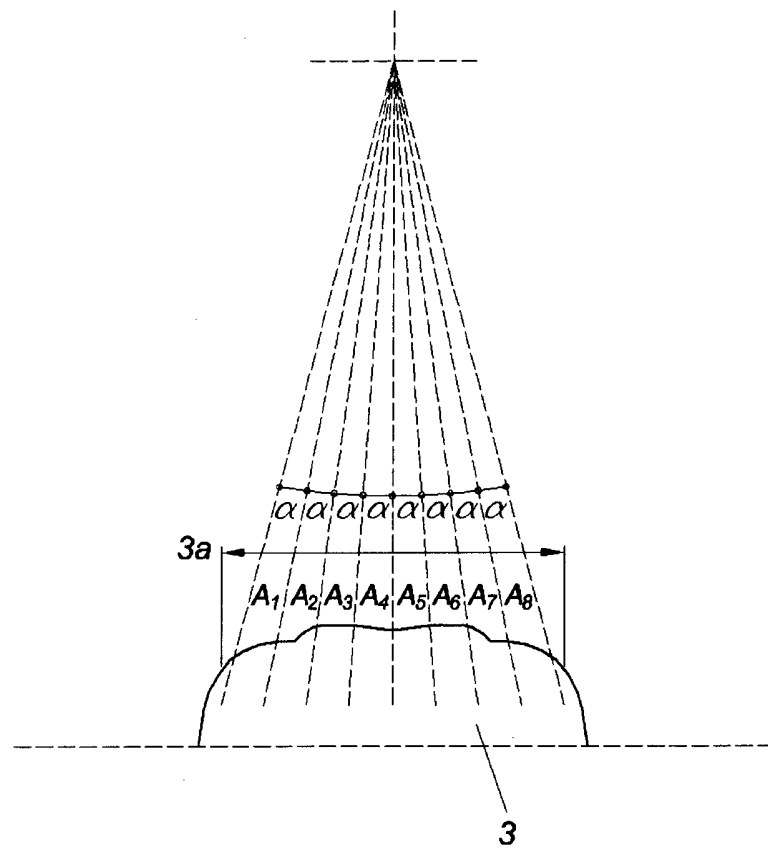
Fig. 6a



NACHGEREICHT

008250

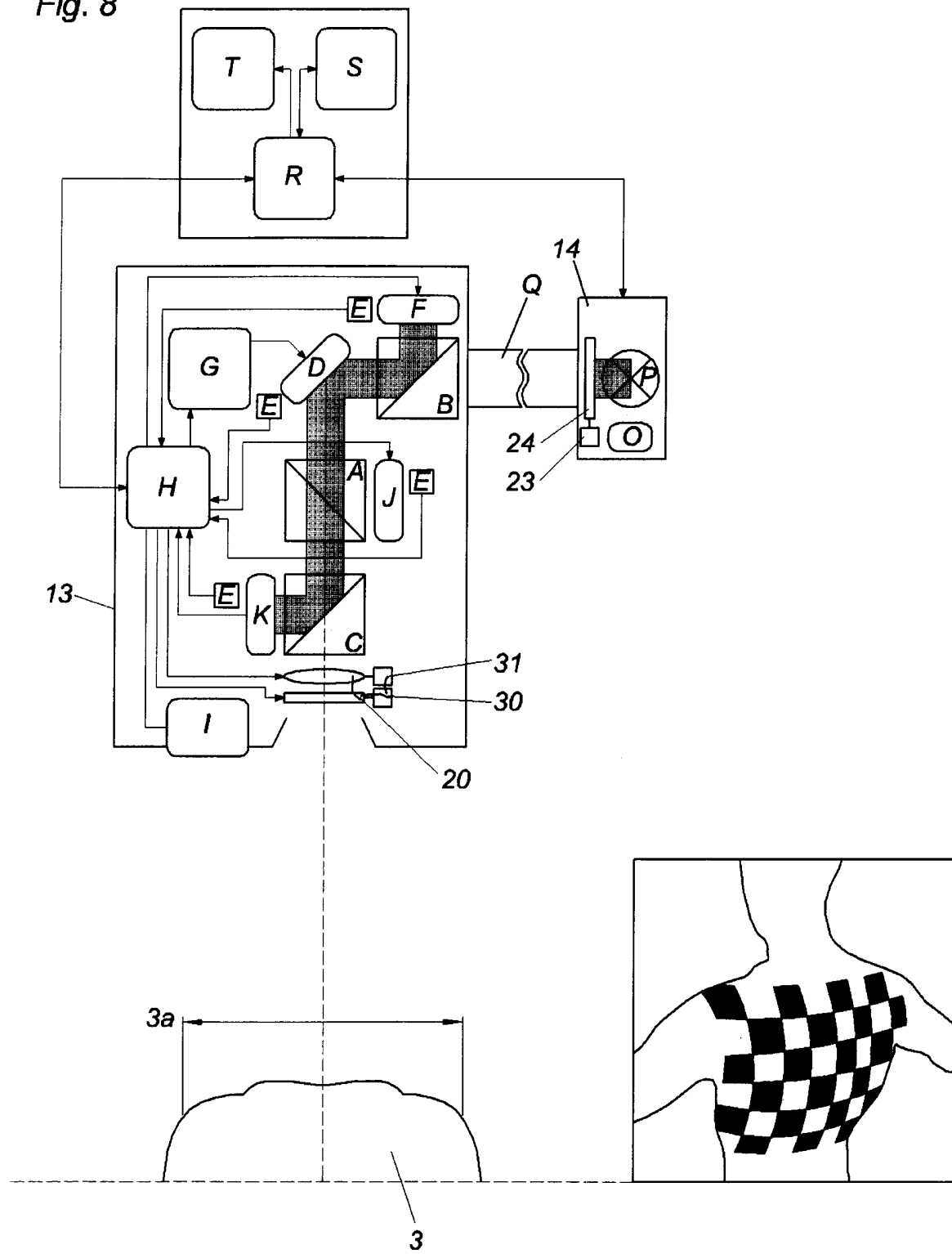
Fig. 7



NACHGEREICHT

00820

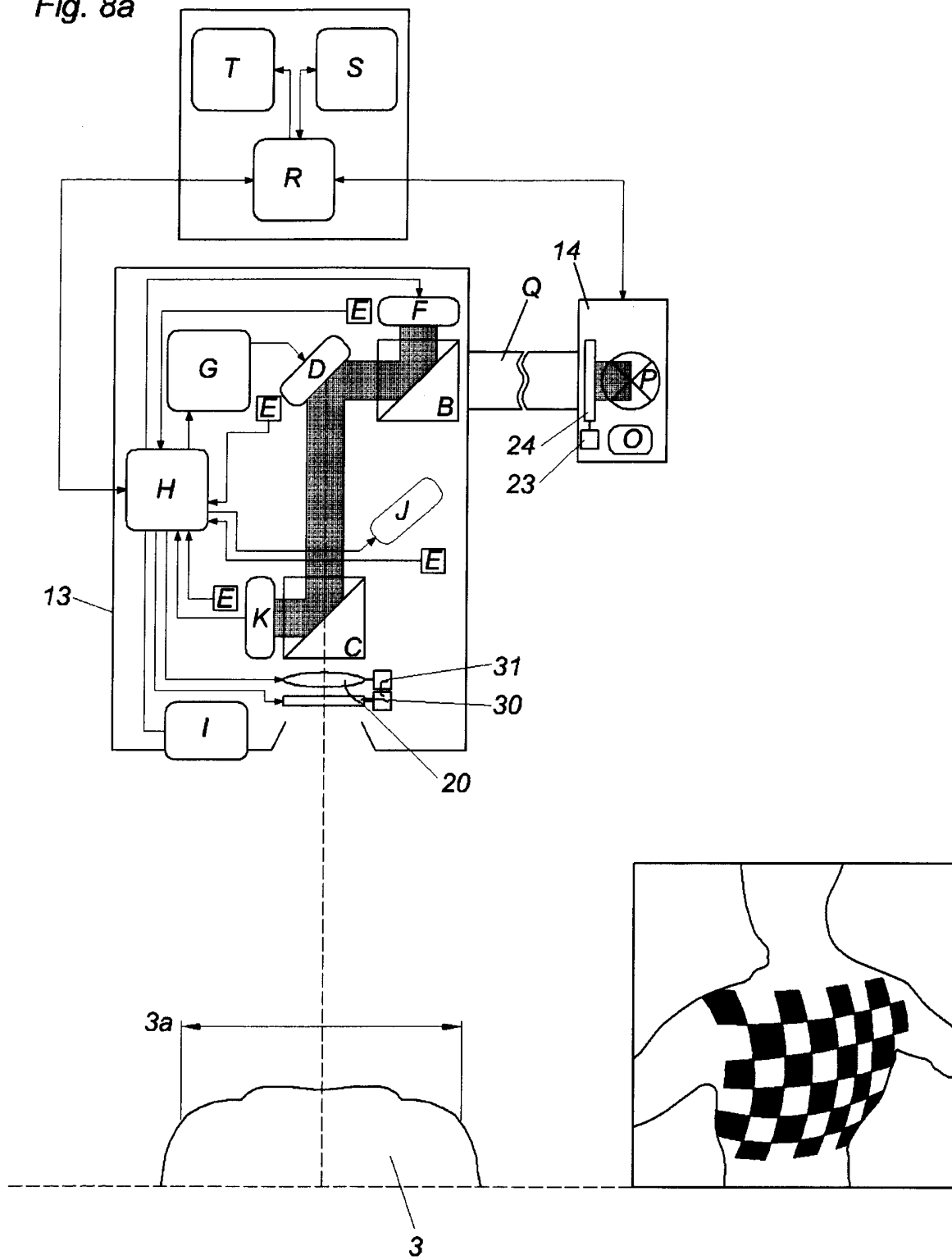
Fig. 8



NACHGEREICHT

008252

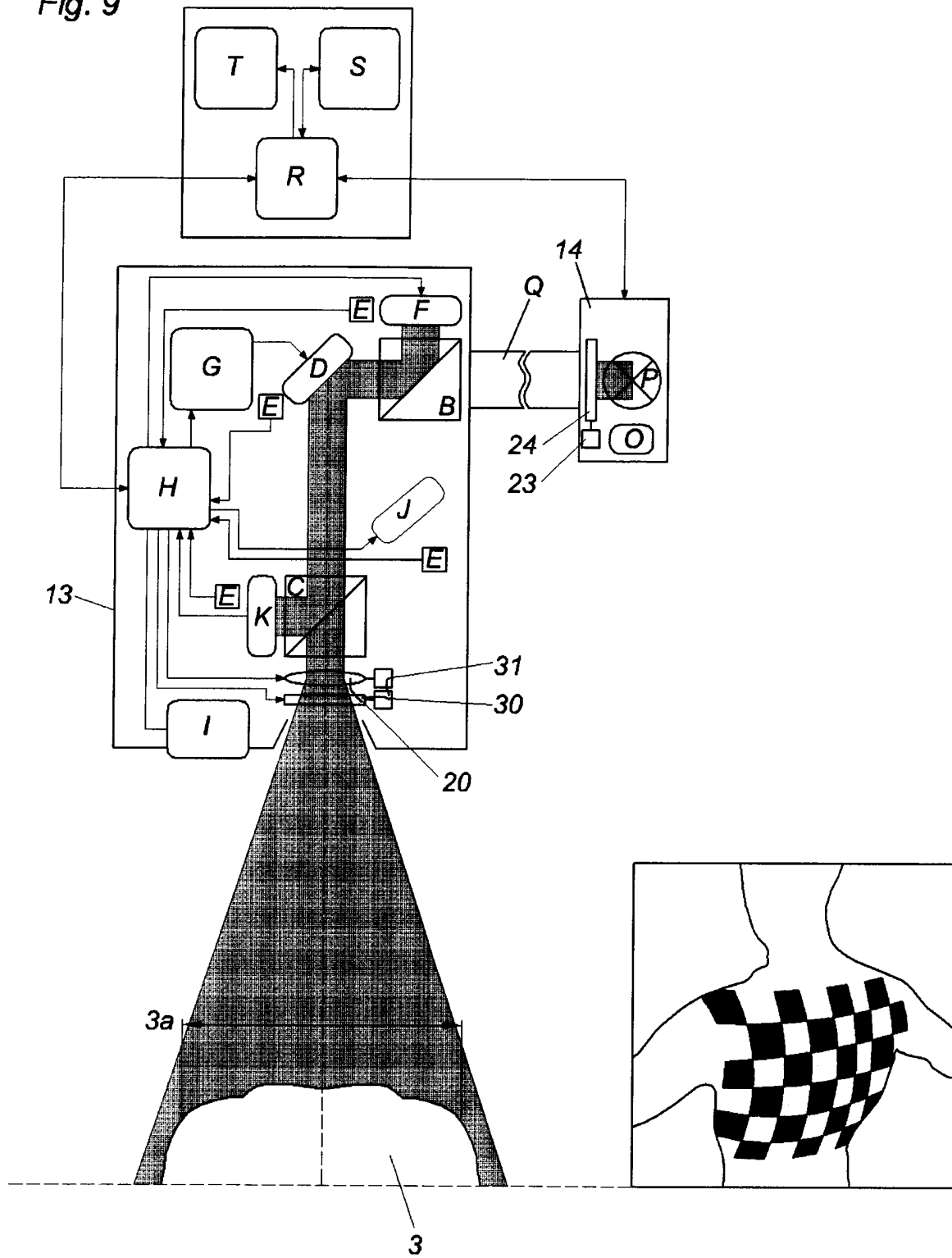
Fig. 8a



NACHGEREICHT

008250

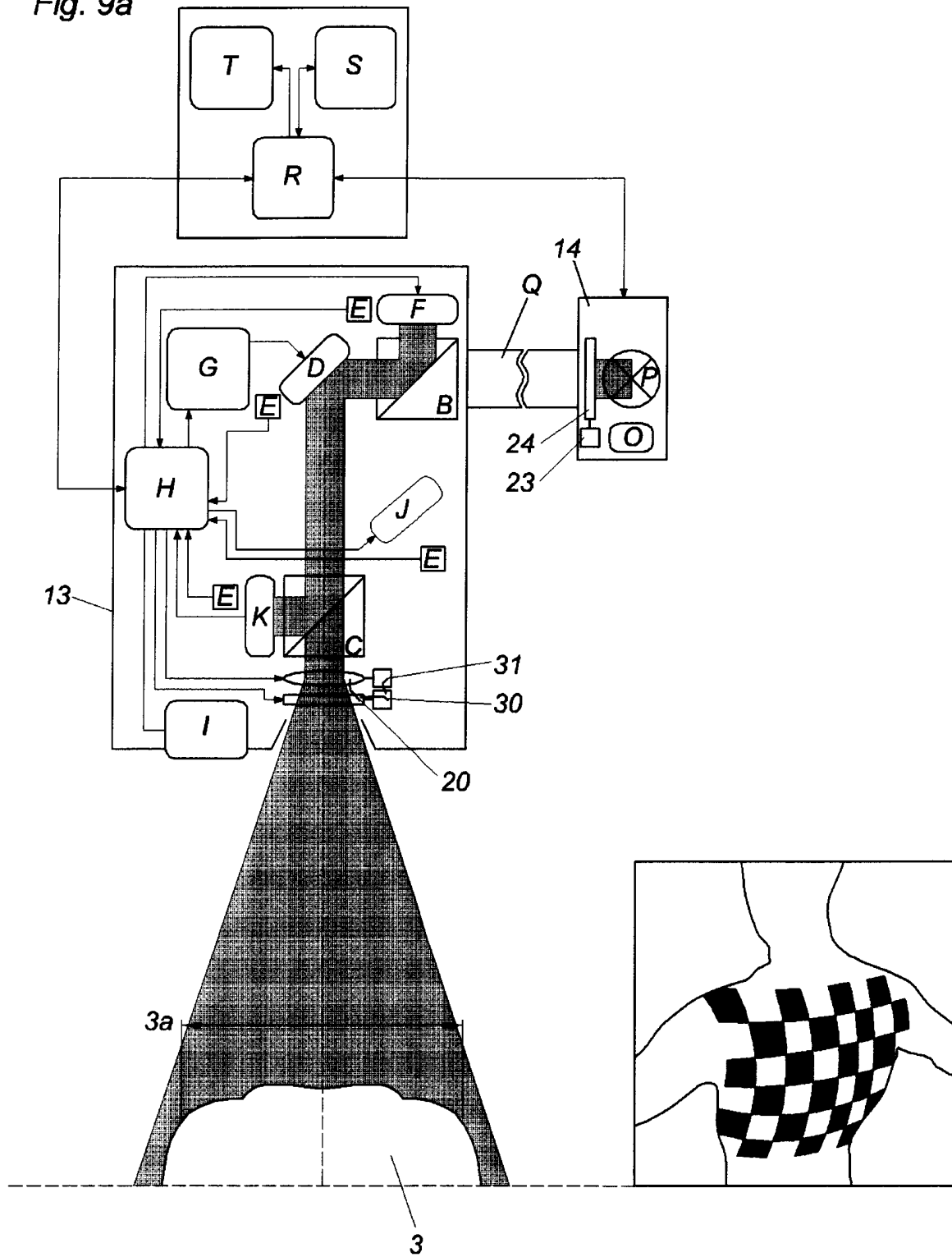
Fig. 9



NACHGEREICHT

008252

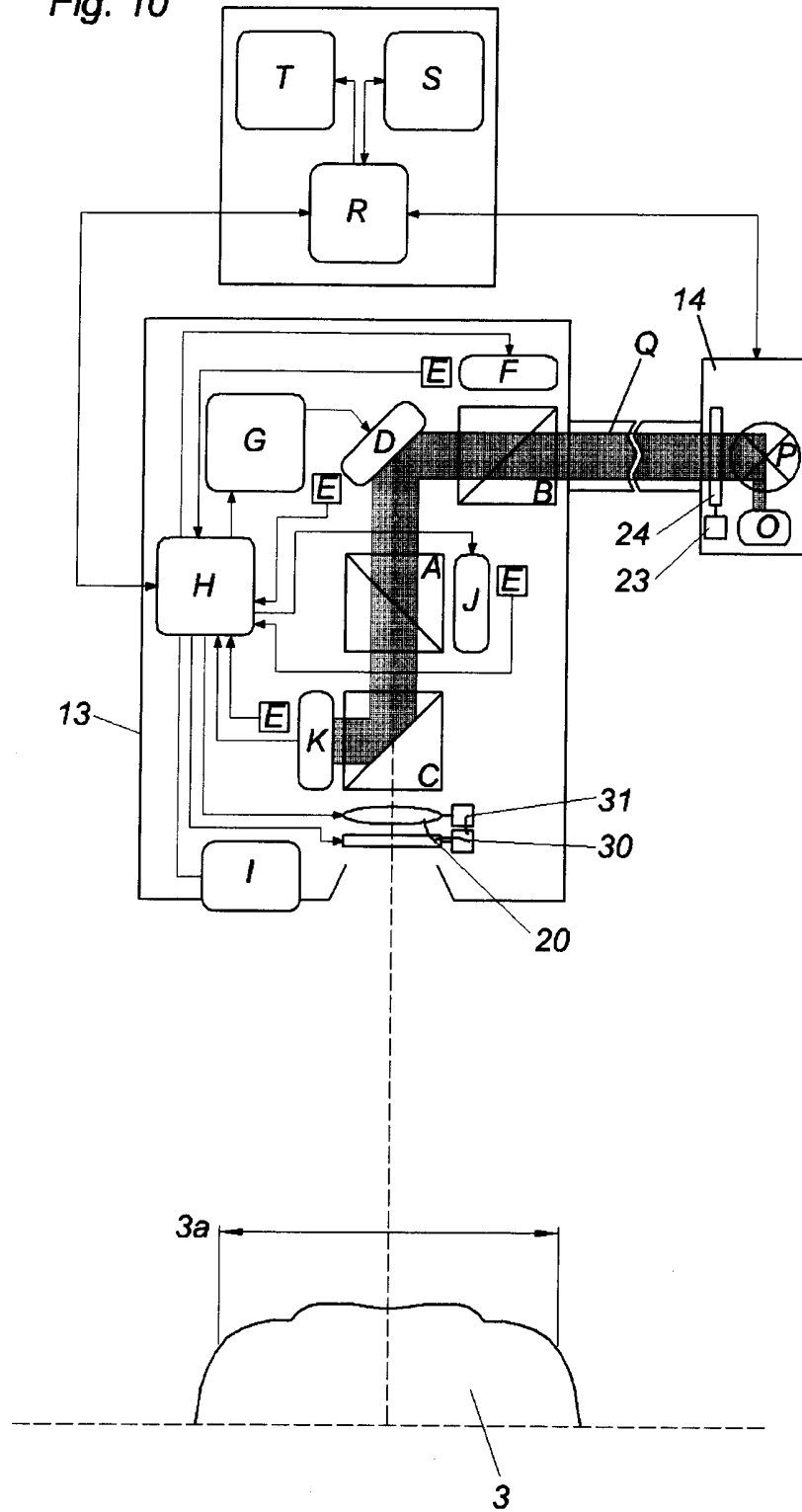
Fig. 9a



NACHGEREICHT

008250

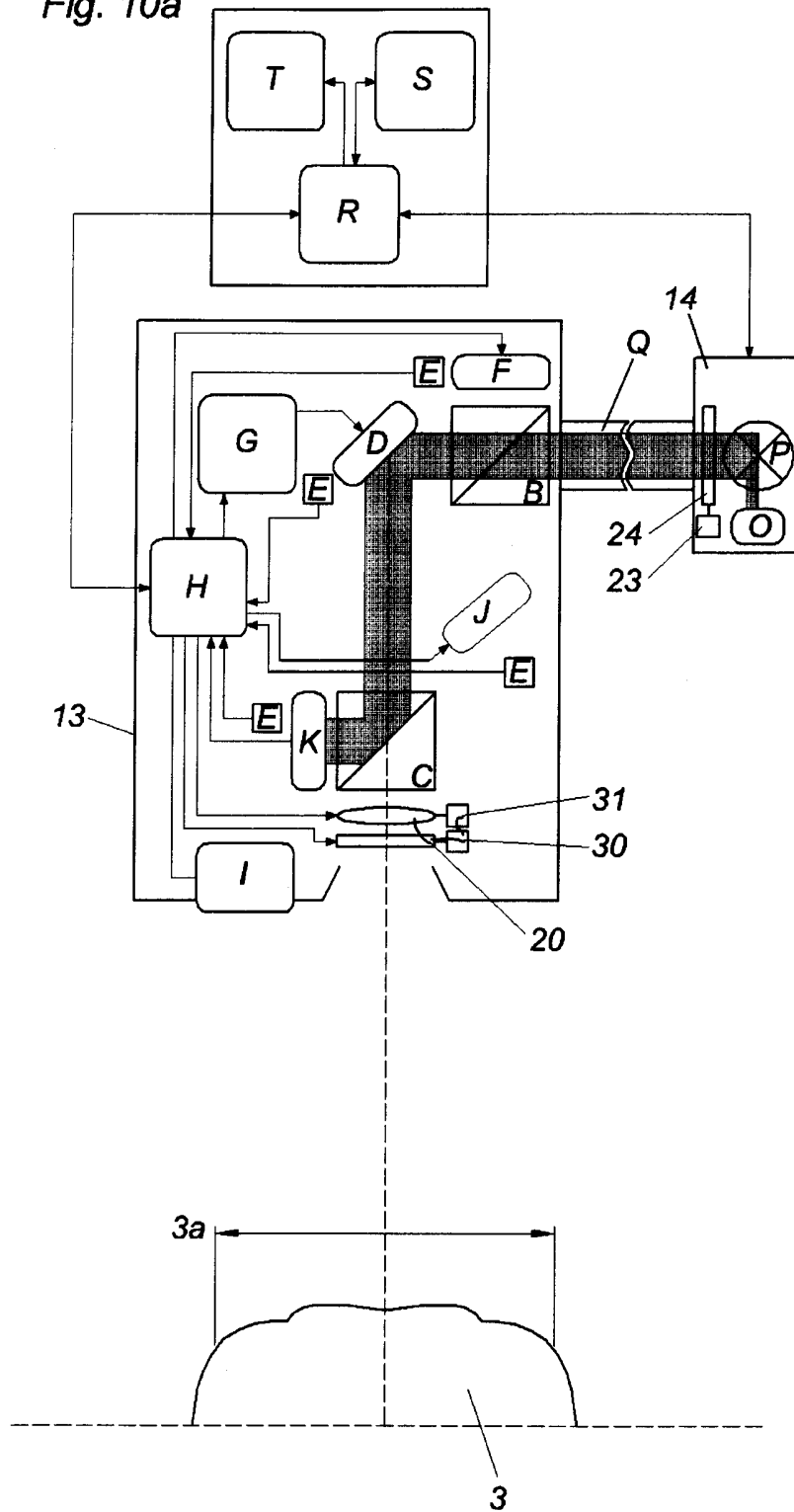
Fig. 10



NACHGEREICHT

008250

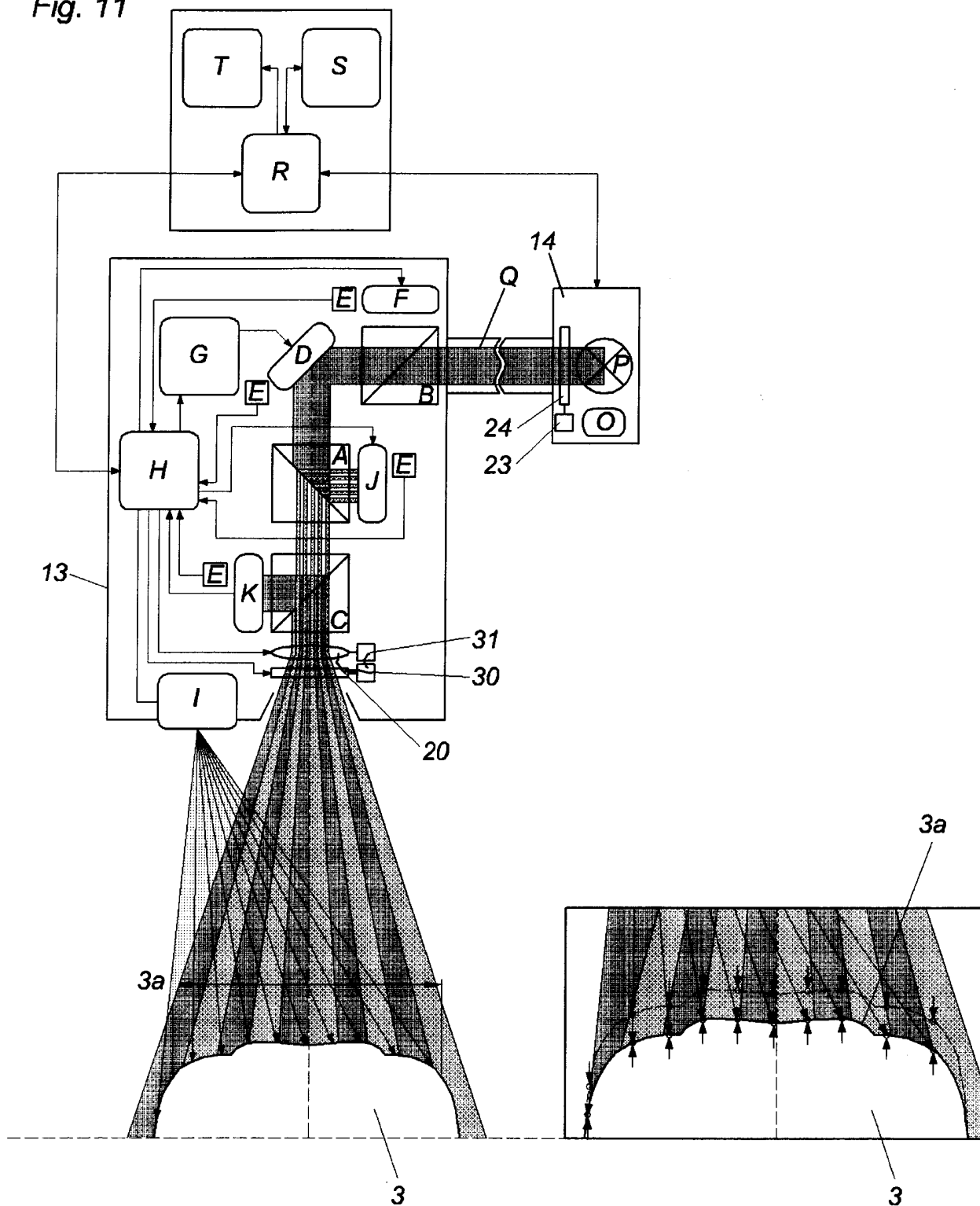
Fig. 10a



NACHGEREICHT

008252

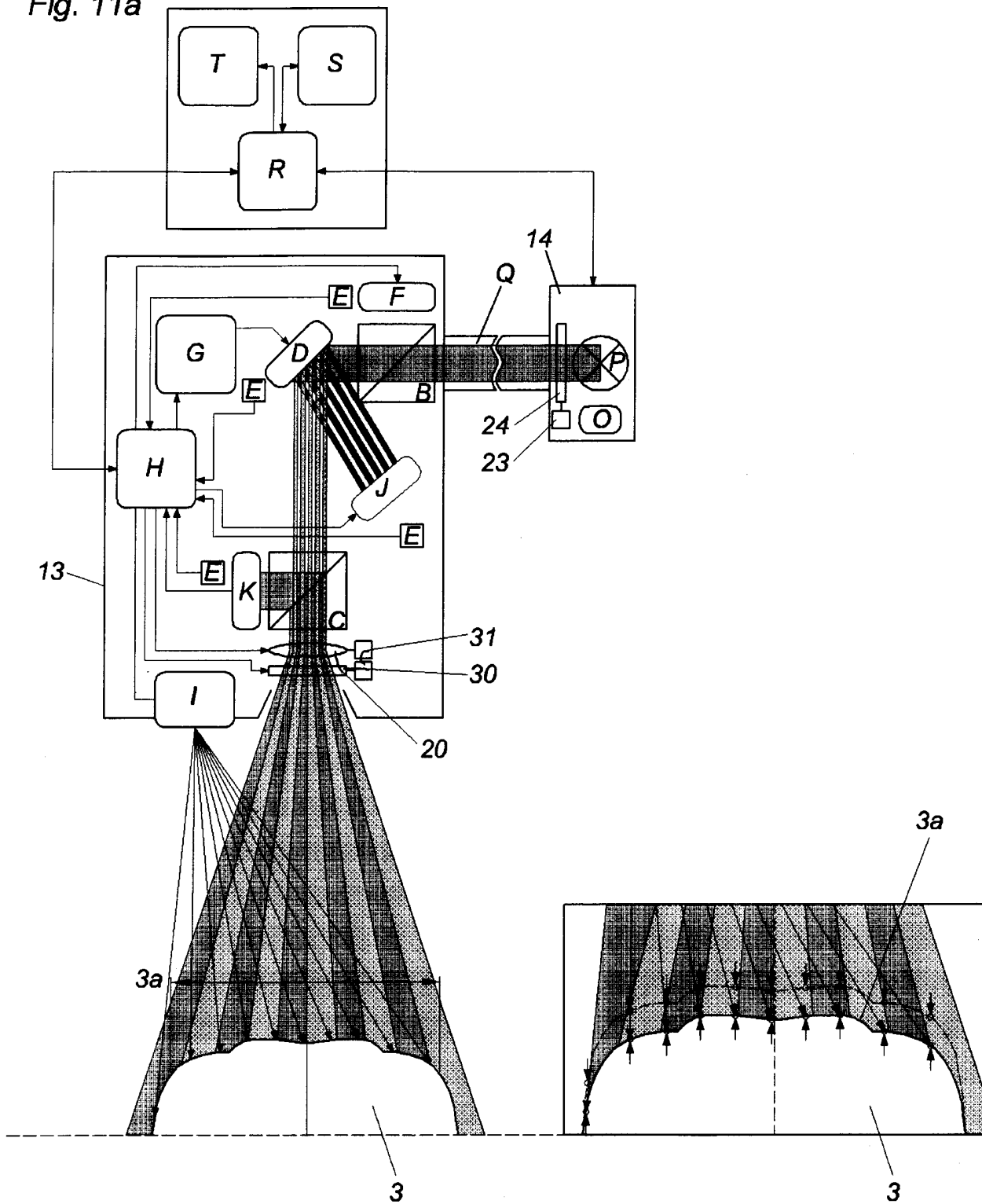
Fig. 11



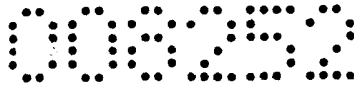
NACHGEREICHT

000252

Fig. 11a



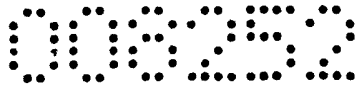
NAC: GEREICHT



Patentansprüche:

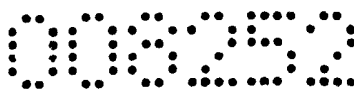
1. Vorrichtung zur Bestrahlung eines Objektes, insbesondere der menschlichen Haut, mit UV-Licht, mit einer UV-Lichtquelle und einem eine Abbildungsoptik enthaltenden Bestrahlungskopf, von dem aus UV-Licht auf das Objekt geworfen wird, dadurch gekennzeichnet, dass zusätzlich zur UV-Lichtquelle (P) eine sichtbares Licht emittierende Lichtquelle (F) vorgesehen ist, deren Licht über die Abbildungsoptik (20) des Bestrahlungskopfes (14) auf das Objekt (3) projizierbar ist, wobei im Bestrahlungskopf eine vorzugsweise elektronisch angesteuerte Einrichtung (D) zur veränderbaren Einstellung der Lichtverteilung am Objekt (3) angeordnet ist, wobei diese Einrichtung (D) wahlweise oder gleichzeitig mit UV-Licht aus der UV-Lichtquelle (P) und/oder sichtbarem Licht aus der sichtbares Licht emittierenden Lichtquelle (F) beaufschlagbar ist.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das über die sichtbares Licht emittierende Lichtquelle (F) farbiges Licht und/oder Weißlicht emittierbar ist.
3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die sichtbares Licht emittierende Lichtquelle (F) eine vorzugsweise Leuchtdioden enthaltende RGB-Einheit umfasst.
4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die sichtbares Licht emittierende Lichtquelle (F) von einer elektronischen Steuereinheit (R, H) ansteuerbar ist, wobei die Lichtintensität und/oder die Lichtfarbe einstellbar ist.
5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung zur veränderbaren Einstellung (D) der Lichtverteilung am Objekt einem elektronisch ansteuerbaren Modulator für räumliches Licht (EASLM) umfasst.
6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass der elektronisch ansteuerbare Modulator (D) für räumliches Licht (EASLM) ein Digital Micromirror Device (DMD) oder eine Liquid Crystal on Silicon-Einheit (LCOS) aufweist.
7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass über die Einrichtung (D) zur veränderbaren Einstellung der Lichtverteilung am Objekt ein farbiges

NACHGEREICHT



sichtbares Muster – vorzugsweise in Form eines regelmäßigen Rasters – auf das Objekt projizierbar ist (Fig. 4).

8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass eine einen Bildschirm (T) umfassende elektronisch Steuereinrichtung (R) vorgesehen ist, und dass ein mit der aktuellen Bildschirmdarstellung korreliertes sichtbares Bild über die entsprechend von der elektronischen Steuereinrichtung (R, H) angesteuerte Einrichtung (D) zur veränderbaren Einstellung der Lichtverteilung am Objekt (3) auf dieses Objekt (3) projizierbar ist.
9. Vorrichtung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Bildschirm (T) und der zu bestrahlende Bereich (3a) des Objektes (3) derart nebeneinander oder versetzt hintereinander sind, dass sie beide von derselben Betrachterposition aus überblickbar sind.
10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass im Bestrahlungskopf (13) eine Kamera (K), vorzugsweise eine CCD-Kamera angeordnet ist.
11. Vorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Kamera (K) derart ausgebildet ist, dass sie von der UV-Lichtquelle (P) emittiertes UV-Licht und/oder von der sichtbares Licht emittierenden Lichtquelle (F) ausgesandtes sichtbares Licht in entsprechende elektrische Bildsignale umwandelt.
12. Vorrichtung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Kamera (K) direkt von der Lichtquelle (P, F) stammendes Licht (Fig. 8, 10) und/oder vom Objekt (Fig. 5, 11) reflektiertes Licht erfasst.
13. Vorrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass ein Bestrahlungskopf eine Umschaltvorrichtung, vorzugsweise ein drehbarer Strahlteiler (C), vorgesehen ist, über die wahlweise direkt aus der Lichtquelle (P, F) stammendes oder vom Objekt (3) reflektiertes Licht auf die Kamera lenkbar ist.
14. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass im bzw. am Bestrahlungskopf (13) eine Einrichtung (19) zur Erfassung des Abstandes und/oder des räumlichen Verlaufs der Oberfläche des Objektes angeordnet ist.



15. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass die UV-Lichtquelle (P) außerhalb des Bestrahlungskopfes (13) in einem gesonderten Lichtquellengehäuse (14) untergebracht ist und zwischen dem Lichtquellengehäuse (14) und dem Bestrahlungskopf (13) mindestens ein flexibler Lichtwellenleiter (Q) angeordnet ist, über den UV-Licht aus der UV-Lichtquelle (P) dem Bestrahlungskopf (13) zuführbar ist.
16. Vorrichtung nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass der flexible Lichtwellenleiter (Q) mindestens eine Quarzglasfaser enthält.
17. Vorrichtung nach Anspruch 15 oder 16, dadurch gekennzeichnet, dass der flexible Lichtwellenleiter (Q) lichtdicht ummantelt ist.
18. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass der flexible Lichtwellenleiter (Q) über eine lösbare Verbindung (15) mit dem UV-Lichtquellengehäuse (14) und/oder dem Bestrahlungskopf (13) verbunden ist.
19. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass im Lichtquellengehäuse ausgangsseitig und im Bestrahlungskopf eingangsseitig jeweils eine Kollimationsoptik (16, 17) zum Ein- und Auskoppeln von UV-Licht in bzw. aus dem Lichtwellenleiter (Q) vorgesehen ist.
20. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass der Bestrahlungskopf auf einer Tragvorrichtung (21) verstellbar gelagert ist.
21. Vorrichtung nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, dass der Bestrahlungskopf (13) verschiebbar und/oder verdrehbar gelagert ist.
22. Vorrichtung nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, dass der Bestrahlungskopf (13) motorisch verstellbar ist.
23. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 22, dadurch gekennzeichnet, dass das Objekt auf einer Objekt-Tragvorrichtung (29) verstellbar, vorzugsweise um eine vertikale Achse verdrehbar gelagert ist.

Klassifikation des Anmeldungsgegenstands gemäß IPC⁸:
A61N 5/06 (2006.01); **A61B 5/103** (2006.01); **A61B 5/107** (2006.01); **A61B 6/08** (2006.01);
G01B 9/00 (2006.01); **G01B 11/24** (2006.01); **G01B 11/25** (2006.01)

Klassifikation des Anmeldungsgegenstands gemäß ECLA:
A61N 5/06, A61N 5/06 C, A61N 5/06 W, A61N 5/06 W4, A61N 5/10 E, A61N 5/10 E1
A61B 5/103, A61B 5/10, A61B 6/08, G01B 9/00, G01B 11/24, G01B 11/25,
G01B 11/25 D

Recherchierter Prüfstoff (Klassifikation):
A61N, A61B, G01B

Konsultierte Online-Datenbank:
EPODOC, TXTG, TXTF, TXTE

Dieser Recherchenbericht wurde zu den am 13. Juni 2007 eingereichten Ansprüchen 1-24 erstellt.

Kategorie ¹	Bezeichnung der Veröffentlichung: Ländercode, Veröffentlichungsnummer, Dokumentart (Anmelder), Veröffentlichungsdatum, Textstelle oder Figur soweit erforderlich	Betreffend Anspruch
Y	WO 03013653 A1 (KEMENY) 20. Februar 2003 (20.02.2003) <i>Zusammenfassung; S. 9, Zeile 18- S. 10, Zeile 20; S. 14, Zeilen 16-20; S. 15, Zeilen 5-11; S. 16, Zeilen 1-15; S. 25, Zeilen 9-12; S. 26, Zeilen 1-3; Fig. 1, 3, 4; Ansprüche 3, 4, 8</i>	1, 12, 13, 16, 17, 19,
A	--	2, 8, 11, 15, 18, 20, 21, 24
Y	US 4 535 782 A (ZOLTAN) 20. August 1985 (20.08.1985) <i>Zusammenfassung; Fig. 3</i>	1, 8, 12, 13, 16, 17, 19,
X	WO 03 068064 A1 (SCIENCE & ENGINEERING) 21. August 2003 (21.08.2003) <i>Seiten -24, Seite 35, letzter Absatz - Seite 36, 1. + 2. Absatz; Fig. 1, 2a, 2b</i>	1, 2, 4-7, 11- 13
Y	--	8
A	--	9, 14
A	DE 299 24 810 U1 (GESELLSCHAFT ZUR FÖRDERUNG VON MEDIZIN- BIO - UND UMWELTECHNOLOGIEN) 24. November 2005 (24.11.2005) <i>Zusammenfassung; Abschnitte [7-9], [14], [15]</i>	11, 15
	--	
Datum der Beendigung der Recherche: 15. Mai 2008		Prüfer(in): Mag. ZAWODSKY
☒ Fortsetzung siehe Folgeblatt		

Kategorie	Bezeichnung der Veröffentlichung: Ländercode, Veröffentlichungsnummer, Dokumentart (Anmelder), Veröffentlichungsdatum, Textstelle oder Figur soweit erforderlich	Betreffend Anspruch
A	EP 826 335 A1 (ESC MEDICAL SYSTEMS) 4. März 1998 (04.03.1998) <i>Zusammenfassung; Fig. 2; Spalte 4, Zeilen 29-54; Spalte 5, Zeilen 32-35</i>	11
	--	
A	FR 2 645 246 A1 (KEI) 5. Oktober 1990 (05.10.1990) <i>Zusammenfassung; S. 1+2; S. 7, Zeilen 1-21; Fig. 3</i>	16, 17, 21, 22, 24
	--	
A	WO 2005 030328 A2 (TIDAL PHOTONICS) 7. April 2005 (07.04.2005) <i>Zusammenfassung; Abschnitte [51], [57], [58]</i>	6, 7, 8
	--	
Y	DE 195 12 518 A1 (FUJISHIMA) 5. Oktober 1995 (05.10.1995) <i>Zusammenfassung; Spalte 1; Spalte 3, Zeilen 10-19; Fig. 1</i>	16, 17, 19
