(19) **Bundesrepublik Deutschland**
**Deutsches Patent- und Markenamt**

(10) **DE 699 20 023 T2** 2005.09.15

(12) # Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 102 963 B1**
(21) Deutsches Aktenzeichen: **699 20 023.7**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/IL99/00431**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **99 936 943.2**
(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 00/08415**
(86) PCT-Anmeldetag: **05.08.1999**
(87) Veröffentlichungstag der PCT-Anmeldung: **17.02.2000**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **30.05.2001**
(97) Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: **08.09.2004**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **15.09.2005**

(51) Int Cl.[7]: **G01B 11/24**
**A61C 13/00, A61C 19/04**

(30) Unionspriorität:
**12565998 05.08.1998 IL**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
**AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LI, LU, MC, NL, PT, SE**

(73) Patentinhaber:
**Cadent Ltd., Or Yehuda, IL**

(74) Vertreter:
**Klunker, Schmitt-Nilson, Hirsch, 80797 München**

(72) Erfinder:
**BABAYOFF, Noam, 58672 Holon, IL;**
**GLASER-INBARI, Isaia, 53230 Givataim, IL**

(54) Bezeichnung: **VERMESSEN EINES DREIDIMENSIONALEN KÖRPERS DURCH KONFOKALE FOKUSSIERUNG EINER MATRIX VON LICHTSTRAHLEN**

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

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

## Beschreibung

### GEBIET DER ERFINDUNG

**[0001]** Die Erfindung befindet sich auf dem Gebiet der Aufnahmetechniken und betrifft eine Vorrichtung zum Bestimmen einer Oberflächentopologie eines Zahnbereichs und ein Sondenelement dafür.

### HINTERGRUND DER ERFINDUNG

**[0002]** Es wurde eine große Vielfalt von Verfahren und Systemen zum direkten optischen Vermessen von Zähnen und für die nachfolgende automatische Herstellung von Zahnprotesen entwickelt. Der Ausdruck "direkte optische Vermessung" bedeutet Erfassen der Zähne in der Mundhöhle eines Patienten. Das erleichtert das Erhalten von digitalen Konstruktionsdaten, die für die computerunterstützte Konstruktion (computer-assisted design; CAD) oder die computerunterstützte Herstellung (computer-assisted manufacture; CAM) von Zahnersatz notwendig sind, ohne dass irgendwelche Gussabdrücke von den Zähnen gemacht werden müssen. Derartige Systeme weisen typischerweise eine optische Sonde, die mit einem optischen Messwertgeber oder einem optischen Empfänger, beispielsweise einer ladungsgekoppelten Vorrichtung (charge coupled device; CCD), gekoppelt ist, und einen Prozessor auf, der eine geeignete Bildverarbeitungstechnik implementiert, um das gewünschte Produkt virtuell zu konstruieren und herzustellen.

**[0003]** Eine herkömmliche Technik dieser spezifizierten Art basiert auf einem Lasertriangulationsverfahren zur Messung der Distanz zwischen der Zahnoberfläche und der optischen Distanzsonde, die in die Mundhöhle des Patienten eingebracht wird. Der Hauptnachteil dieser Technik besteht aus Folgendem. Es wird angenommen, dass die Zahnoberfläche optimal reflektiert, z.B. durch Lambert-Reflexion. Leider ist das in der Praxis nicht der Fall, und häufig sind die erhaltenen Daten nicht genau.

**[0004]** Andere Techniken, die in CEREC-1- und CEREC-2-Systemen enthalten sind, die kommerziell von Siemens GmbH oder Sirona Dental Systems erhältlich sind, verwenden das Lichtschnittverfahren bzw. das Phasenverschiebungsverfahren. Beide Systeme verwenden eine speziell konstruierte, in der Hand gehaltene Sonde, um die dreidimensionalen Koordinaten eines vorbereiteten Zahns zu vermessen. Jedoch benötigen diese Verfahren eine spezielle Ummantelung (z.B. Vermessungspulver bzw. eine Suspension aus weißen Pigmenten), die auf den Zahn aufzubringen sind. Die Dicke der Ummantelungsschicht soll spezielle, schwierig zu kontrollierende Anforderungen erfüllen, was zu Ungenauigkeiten in den Vermessungsdaten führt.

**[0005]** Die Oberfläche kann durch noch eine weitere Technik abgebildet werden, bei der ein Erfassen einer Zahnoberfläche auf einem körperlichen Abtasten der Oberfläche mittels einer Sonde und auf einem Bestimmten der Sondenposition, z.B. durch eine optische oder eine andere Fernmesseinrichtung, basiert.

**[0006]** US-Patent Nr. 5 372 502 beschreibt eine optische Sonde für ein dreidimensionales Vermessen. Der Betrieb der Sonde basiert auf Folgendem. Verschiedene Muster werden auf den zu vermessenden Zahn oder die zu vermessenden Zähne projiziert und eine korrespondierende Mehrzahl von verzerrten Mustern werden durch die Sonde erfasst. Jede Interaktion stellt eine Verfeinerung der Topografie zur Verfügung.

### ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

**[0007]** Die vorliegende Erfindung wird durch die unabhängigen Ansprüche 4 und 1 bestimmt.

**[0008]** Eine komplette dreidimensionale Darstellung der Gesamtstruktur kann durch Bestimmen der Oberflächentopologien benachbarter Bereiche, zeitweise von zwei oder mehr relativ zu der Struktur unterschiedlichen Winkellagen, und dann durch Kombinieren derartiger Oberflächentopologien, z.B. in einer per se bekannten Weise, erhalten werden. Daten, die für eine derartige Darstellung repräsentativ sind, können beispielsweise für eine virtuelle oder eine physikalische Rekonstruktion einer Struktur verwendet werden und können an eine andere Vorrichtung oder ein anderes System für eine derartige Rekonstruktion, z.B. an eine CAD/CAM-Vorrichtung, gesendet werden. Typischerweise, aber nicht ausschließlich, weist die erfindungsgemäße Vorrichtung einen Kommunikationanschluss zum Verbinden mit einem Kommunikationsnetz auf, das ein Computernetzwerk, ein Telefonnetz oder ein drahtloses Kommunikationsnetz, etc. sein kann.

### KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

**[0009]** Um die Erfindung zu verstehen und zu erkennen, wie sie in der Praxis ausgeführt werden kann, wird jetzt eine bevorzugte Ausführungsform mittels eines lediglich nicht beschränkenden Beispiels unter Bezugnahme auf die begleitenden Zeichnungen beschrieben, wobei gilt:

**[0010]** Fig. 1A und Fig. 1B sind eine schematische Darstellung mittels eines Blockdiagramms einer Vorrichtung gemäß einer Ausführungsform der Erfindung (Fig. 1B ist eine Fortsetzung von Fig. 1A);

**[0011]** Fig. 2A ist eine Draufsicht eines Sondenelements gemäß einer Ausführungsform der Erfindung;

**[0012]** Fig. 2B ist ein Längsschnitt durch eine Gerade II-II in Fig. 2A, die auch einige beispielhafte dadurch verlaufende Strahlen darstellt;

**[0013]** Fig. 3 ist eine schematische Darstellung einer anderen Ausführungsform eines Sondenelements; und

**[0014]** Fig. 4 ist eine schematische Darstellung einer Ausführungsform, wo der Ursprungslichtstrahl und somit jeder der einfallenden Lichtstrahlen aus mehreren Lichtanteilen zusammengesetzt ist, die je von einem unterschiedlichen Lichtemitter stammen.

## DETAILLIERTE BESCHREIBUNG EINER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORM

**[0015]** Es wird zuerst auf Fig. 1A und Fig. 1B Bezug genommen, die mittels eines Blockdiagramms eine Vorrichtung darstellen, die allgemein mit dem Bezugszeichen **20** bezeichnet wird, die aus einer mit einem Prozessor **24** gekoppelten optischen Vorrichtung **22** besteht. Die in **Fig.** 1 dargestellte Ausführungsform ist insbesondere zum Bestimmen der dreidimensionalen Struktur eines Abschnitts von Zähnen **26**, insbesondere für einen Abschnitt von Zähnen, wo mindestens ein Zahn oder ein Bereich eines Zahnes fehlt, zum Zwecke des Generierens von Daten eines derartigen Abschnitts für eine nachfolgende Verwendung bei der Konstruktion oder der Herstellung einer Prothese des mindestens einen fehlenden Zahns oder des Bereichs, beispielsweise einer Krone oder einer Brücke, nützlich. Man sollte jedoch erkennen, dass die Erfindung nicht auf diese Ausführungsform beschränkt ist und mutatis mutandis auch eine Vielfalt anderer Abbildungsanwendungen von dreidimensionalen Strukturen von Objekten, beispielsweise das Aufzeichnen von archäologischen Objekten, das Aufnehmen einer dreidimensionalen Struktur eines beliebigen aus einer Vielfalt von biologischen Geweben, etc., betrifft.

**[0016]** Die optische Vorrichtung **22** umfasst in dieser speziellen Ausführungsform eine Halbleiterlasereinheit **28**, die ein Laserlicht emittiert, wie durch einen Pfeil **30** dargestellt wird. Das Licht verläuft durch einen Polarisator **32**, der eine bestimmte Polarisation des durch den Polarisator **32** verlaufenden Lichts verursacht. Das Licht tritt dann in eine optische Aufspreizeinrichtung **34** ein, welche die numerische Apertur des Lichtstrahls **30** verbessert. Der Lichtstrahl **30** verläuft dann durch ein Modul **38**, das z.B. ein Gitter oder eine Mikrolinsenanordnung sein kann, das den Ursprungstrahl **30** in eine Mehrzahl von einfallenden Lichtstrahlen **36** aufteilt, die hier zur Vereinfachung der Darstellung durch eine einzige Linie dargestellt werden. Die Arbeitsprinzipien des Moduls **38** sind per se und der Fachwelt bekannt, und diese Prinzipien werden folglich hier nicht näher ausgeführt.

**[0017]** Die Lichteinheit **22** weist ferner einen teilweise durchlässigen Spiegel **40** mit einer kleinen zentralen Öffnung auf. Er erlaubt ein Übertragen von Licht von der Laserquelle über die nachgeschaltete Optik, aber reflektiert Licht, das in der entgegengesetzten Richtung verläuft. Man sollte erkennen, dass im Prinzip statt eines teilweise durchlässigen Spiegels andere optische Komponenten mit einer ähnlichen Funktion ebenfalls verwendet werden können, z.B. ein Strahlteiler. Die Öffnung in dem Spiegel **40** verbessert die Messgenauigkeit der Vorrichtung. Auf Grund dieser Spiegelstruktur führen die Lichtstrahlen zu einem Lichtring auf der beleuchteten Fläche des abgebildeten Objekts, solange die Fläche nicht im Fokus ist; und der Ring wird sich in einen komplett beleuchteten Fleck wandeln, sobald sie im Fokus ist. Das wird sicherstellen, dass eine Differenz zwischen der gemessenen Intensität, die außerhalb bzw. innerhalb des Fokuszustandes auftritt, größer sein wird. Ein weiterer Vorteil eines Spiegels dieser Art gegenüber einem Strahlteiler ist, dass im Fall des Spiegels interne Reflexionen vermieden werden, die bei Strahlteilern auftreten, und folglich der Störabstand verbessert wird.

**[0018]** Die Einheit weist ferner eine konfokale Optik **42**, die typischerweise in einem telezentrischen Modus arbeitet, eine Relaisoptik **44** und ein endoskopisches Sondenelement **46** auf. Die Elemente **42**, **44** und **46** sind generell so, wie sie per se bekannt sind. Man sollte jedoch erkennen, dass eine telezentrische, konfokale Optik Vergrößerungsveränderungen auf Grund der Distanz vermeidet und die gleiche Vergrößerung des Bildes über einen großen Bereich von Distanzen in der Z-Richtung beibehält (wobei die Z-Richtung die Richtung der Strahlausbreitung ist). Die Relaisoptik ermöglicht, eine bestimmte numerische Apertur der Strahlausbreitung beizubehalten.

**[0019]** Das endoskopische Sondenelement weist typischerweise ein starres lichtleitendes Medium auf, das ein hohles Objekt sein kann, das in sich einen Lichtleitweg definiert, oder ein Objekt sein kann, das aus einem lichtleitenden Material gemacht ist, z.B. einem Glaskörper oder einem Glasrohr. An seinem Ende weist die endoskopische Sonde typischerweise einen Spiegel der Art auf, der eine interne Totalreflexion sicherstellt und der folglich die einfallenden Lichtstrahlen auf den Abschnitt von Zähnen **26** lenkt. Das Endoskop **46** emittiert folglich eine Mehrzahl von einfallenden Lichtstrahlen **48**, die auf die Oberfläche des Abschnitts von Zähnen auftreffen.

**[0020]** Die einfallenden Lichtstrahlen **48** bilden eine Anordnung von Lichtstrahlen, die in einer XY-Ebene in dem kartesischen Rahmen **50** angeordnet sind und die sich entlang der Z-Achse ausbreiten. Da die Oberfläche, auf welche die einfallenden Lichtstrahlen auftreffen, eine unebene Oberfläche ist, sind die beleuchteten Flecken **52** an unterschiedlichen ($X_i$, $Y_i$)

Orten entlang der Z-Achse voneinander versetzt. Während ein Fleck an einem Ort im Fokus des optischen Elements **42** sein kann, können folglich Flecke an anderen Orten außerhalb des Fokus sein. Darum wird die Lichtintensität der zurückgestrahlten Lichtstrahlen (siehe unten) der Flecke im Fokus an ihrem Spitzenwert sein, während die Lichtintensität bei anderen Flecken außerhalb des Spitzenwerts sein wird. Folglich werden für jeden beleuchteten Fleck eine Mehrzahl von Messungen der Lichtintensität an unterschiedlichen Positionen entlang der Z-Achse und für jeden derartigen ($X_i$, $Y_i$) Ort durchgeführt, wobei typischerweise die Ableitung der Intensität über die Distanz (Z) durchgeführt wird, wobei das $Z_i$, das ein abgeleitetes Maximum ergibt, die Fokusdistanz $Z_0$ ist. Wie zuvor dargelegt wurde, wo das einfallende Licht in Folge der Verwendung des punktuell unterbrochenen Spiegels **40**, eine Lichtscheibe auf der Oberfläche bildet, wenn es sich außerhalb des Fokus befindet, und nur einen vollständigen Lichtfleck bildet, wenn es sich im Fokus befindet, wird die Ableitung über die Distanz größer sein, wenn sie sich der Fokusposition nähert, was folglich die Genauigkeit der Messung vergrößert.

**[0021]** Das von jedem der Lichtflecken gestreute Licht umfasst einen Strahl, der sich anfänglich auf der Z-Achse entlang der entgegengesetzten Richtung des optischen Wegs bewegt, der durch die einfallenden Lichtstrahlen zurückgelegt wurde. Jeder zurückgestrahlte Lichtstrahl **54** korrespondiert mit einem der einfallenden Lichtstrahlen **36**. Angesichts der unsymmetrischen Eigenschaften des Spiegels **40** werden die zurückgestrahlten Lichtstrahlen in Richtung der Detektionsoptik reflektiert, die allgemein mit dem Bezugszeichen **60** bezeichnet ist. Die Detektionsoptik weist einen Polarisator **62** auf, der eine Ebene einer bevorzugten Polarisation hat, die normal zu der Ebenenpolarisation des Polarisators **32** orientiert ist. Der zurückgestrahlte polarisierte Lichtstrahl **54** verläuft durch eine Abbildungsoptik **64**, typischerweise eine Linse oder eine Mehrzahl von Linsen, und dann durch eine Matrix **66**, die eine Anordnung von kleinen Löchern aufweist. Die CCD-Kamera hat eine Anordnung von Erfassungselementen, die je ein Pixel des Bildes repräsentieren, wobei jedes einzelne mit einem kleinen Loch in der Matrix **66** korrespondiert.

**[0022]** Die CCD-Kamera ist mit dem Bildaufnahmemodul **80** einer Prozessoreinheit **24** verbunden. Folglich wird jede in jedem der Erfassungselemente der CCD-Kamera gemessene Lichtintensität dann durch den Prozessor in einer nachstehend zu beschreibenden Weise erfasst und analysiert.

**[0023]** Die Einheit **22** weist ferner ein Steuerungsmodul **70** auf, das mit einer Steuereinrichtung sowohl eines Halbleiterlasers **28** als auch eines Motors **72** verbunden ist. Der Motor **72** ist mit der telezentrischen konfokalen Optik **42** zum Verändern des relativen Ortes der Fokusebene der Optik **42** entlang der Z-Achse gekoppelt. Bei einer einzelnen Betriebssequenz veranlasst ein Steuerungsmodul **70** den Motor **72**, das optische Element zu verschieben, um den Ort der Fokusebene zu verändern und dann, nach Empfang einer Rückkopplung, dass sich der Ort geändert hat, veranlasst das Steuerungsmodul **70** den Laser **28**, einen Lichtpuls zu erzeugen. Gleichzeitig wird es ein Bilderfassungsmodul **80** synchronisieren, um Daten zu erfassen, die für die Lichtintensität von jedem der Erfassungselemente repräsentativ sind. Bei den nachfolgenden Sequenzen wird sich die Fokusebene in der gleichen Weise ändern, und die Datenerfassung wird über einen breiten Fokusbereich einer Optik **44**, **44** fortgeführt.

**[0024]** Ein Bilderfassungsmodul **80** ist mit einer CPU **82** verbunden, die dann die relative Intensität eines jeden Pixel über den gesamten Bereich der Fokusebenen der Optik **42**, **44** bestimmt. Wie oben beschrieben ist, wird die gemessene Intensität maximal, sobald sich ein bestimmter Lichtfleck im Fokus befindet. Folglich kann für jedes Pixel durch Bestimmen des $Z_i$, das der maximalen Lichtintensität entspricht, oder durch Bestimmen des Maximums der Ableitung der Lichtintensität nach dem Abstand die relative Position eines jeden Lichtflecks entlang der Z-Achse bestimmt werden. Folglich können Daten erhalten werden, die für das dreidimensionale Muster einer Oberfläche in dem Abschnitt von Zähnen repräsentativ sind. Diese dreidimensionale Repräsentation kann auf einer Anzeigeeinrichtung **84** angezeigt werden und zur Betrachtung, beispielsweise zur Betrachtung aus unterschiedlichen Winkeln, zum Heranzoomen oder zum Herauszoomen, durch das Benutzersteuerungsmodul **86** (typischerweise eine Computertastatur) manipuliert werden. Zusätzlich können Daten, die für die Oberflächentopologie repräsentativ sind, über einen geeigneten Datenanschluss, z.B. ein Modem **88**, über ein beliebiges Kommunikationsnetz, z.B. eine Telefonleitung **90**, an einen Empfänger (nicht gezeigt), z.B. an eine CAD/CAM-Einrichtung (nicht gezeigt), die sich an einem anderen Ort befindet, gesendet werden.

**[0025]** Durch das Aufnehmen eines Bildes auf diese Weise aus zwei oder mehr Winkellagen um die Struktur, z.B. in dem Fall eines Abschnitts von Zähnen aus der buccalen Richtung, aus der lingalen Richtung und optional von oberhalb der Zähne, kann eine genaue dreidimensionale Repräsentation des Abschnitts von Zähnen rekonstruiert werden. Dies kann eine virtuelle Rekonstruktion der dreidimensionalen Struktur in einer computerisierten Umgebung oder eine physikalische Rekonstruktion in einer CAD/CAM-Einrichtung ermöglichen.

**[0026]** Wie zuvor schon betont wurde, ist eine spezielle und bevorzugte Anwendung ein Abbilden eines Abschnitts von Zähnen mit mindestens einem fehlen-

den Zahn oder eines Bereichs eines Zahns, und das Bild kann dann für die Konstruktion und nachfolgende Herstellung einer Krone oder einer beliebigen anderen Prothese verwendet werden, die in diesen Abschnitt einzupassen ist.

**[0027]** Es wird jetzt auf Fig. 2A und Fig. 2B Bezug genommen, die ein Sondenelement **90** gemäß einer gegenwärtig bevorzugten Ausführungsform der Erfindung darstellen. Das Sondenelement **90** ist aus einem lichtdurchlässigen Material, typischerweise Glas, gemacht und ist aus einem vorderen Abschnitt **91** und einem hinteren Abschnitt **92** zusammengesetzt, die eng miteinander in einer optisch durchlässigen Weise bei **93** miteinander verklebt sind. Eine abgeschrägte Fläche **94** ist mit einer totalreflektierenden Spiegelschicht **95** bedeckt. Eine Glasscheibe **96**, die eine Erfassungsoberfläche **97** definiert, ist an der Unterseite in einer Weise angeordnet, die einen Luftspalt **98** bestehen lässt. Die Scheibe wird durch eine nicht gezeigte Halterungstruktur in der Position bestimmt. Drei Lichtstrahlen **99** sind schematisch dargestellt. Wie erkannt werden kann, treffen sie an den Wänden des Sondenelements unter einen Winkel auf, bei dem die Wände total reflektierend sind und treffen schließlich auf einen Spiegel **94** auf und werden von dort durch die Erfassungsfläche **97** hindurch weg reflektiert. Die Lichtstrahlen fokussieren auf einer Fokusebene **100**, deren Position mit der Fokussierungsoptik (nicht in dieser Figur gezeigt) geändert werden kann.

**[0028]** Es wird jetzt auf Fig. 3 Bezug genommen, die eine schematische Darstellung einer endoskopischen Sonde gemäß einer Ausführungsform der Erfindung ist. Die endoskopische Sonde, die allgemein mit dem Bezugszeichen **101** bezeichnet ist, weist einen Schaft **102** auf, der einen Lichtleitweg definiert (der z.B. einen leeren länglichen Raum enthält, aus einem lichtleitenden Material gemacht ist oder einen Innenraum aufweist, der aus einem lichtleitendem Material gemacht ist). Eine Sonde **102** hat ein wannenartiges Sondenende **104** mit zwei seitlichen Sondenelementen **106** und **108** und einem oberen Sondenelement **110**. Die optischen Fasern haben lichtemittierende Enden in Elementen **106**, **108** und **110**, wodurch das Licht in einer Richtung emittiert wird, die normal zu den Ebenen ist, die durch diese Elemente in Richtung des Inneren der wannenartigen Struktur **104** definiert werden. Die Sonde wird über einen Abschnitt von Zähnen **120** platziert, der in dem dargestellten Fall aus zwei Zähnen **122** und **124** und einem Stempel **126** eines Zahns zum Platzieren einer Krone darauf besteht. Eine derartige Sonde wird das gleichzeitige Abbilden der Oberflächentopologie des Abschnitts von Zähnen aus drei Winkeln und nachfolgend das Erzeugen einer dreidimensionalen Struktur dieses Abschnitts ermöglichen.

**[0029]** Es wird jetzt auf Fig. 4 Bezug genommen. In dieser Figur ist eine Anzahl von Komponenten einer Vorrichtung, die generell mit dem Bezugszeichen **150** bezeichnet ist, gemäß einer anderen Ausführungsform gezeigt. Andere nicht gezeigte Komponenten können jenen der in **Fig.** 1 gezeigten Ausführungsform ähneln. Bei dieser Vorrichtung ist ein Ursprungslichtstrahl **152** eine Kombination von Licht, das von einer Anzahl von Laserlichtemittern **154A**, **154B** und **154C** emittiert wird. Eine optische Aufspreizeinheit **156** spreizt den einzelnen Ursprungsstrahl in eine Anordnung von einfallenden Lichtstrahlen **158** auf. Einfallende Lichtstrahlen verlaufen durch einen unidirektionalen Spiegel **160** und dann durch eine Optikeinheit **162** in Richtung eines Objekts **164**.

**[0030]** Die verschiedenen Lichtanteile, die den Ursprungstrahl **152** zusammensetzen, können z.B. unterschiedliche Wellenlängen aufweisen, wobei von jedem der Laseremitter **154A**-**154C** eine unterschiedliche Wellenlänge gesendet wird. Folglich wird der Ursprungslichtstrahl **152** und jeder der einfallenden Lichtstrahlen **158** aus drei verschiedenen Lichtanteilen zusammengesetzt sein. Das Abbild der Optik oder einer optischen Anordnung, die jedem der Lichtemitter zugeordnet ist, kann derart gestaltet sein, dass jeder Lichtanteil auf einer unterschiedlichen Ebene $P_A$, $P_B$ bzw. $P_C$ fokussiert. Folglich trifft in der in Fig. 3 gezeigten Position ein einfallender Lichtstrahl **158A** auf die Oberfläche an einem Fleck **170A** auf, der in der spezifischen optischen Anordnung der Optik **162** in dem Fokuspunkt für einen Lichtanteil A ist (der durch den Lichtemitter **154A** emittiert wird). Folglich erreicht der zurückgestrahlte Lichtstrahl **172A**, der durch eine Detektionsoptik **174** verläuft, eine gemessene Maximalintensität des Lichtanteils A, der durch eine zweidimensionale Anordnung von Spektralphotometern **176**, beispielsweise einer CCD-Kamera aus drei Chips, gemessen wird. Ähnlich werden unterschiedliche Maximalintensitäten für Flecken **170B** und **170C** für Lichtanteile B bzw. C erreicht.

**[0031]** Folglich kann durch Verwenden unterschiedlicher Lichtanteile, die gleichzeitig je auf eine unterschiedliche Ebene fokussiert sind, die Messzeit reduziert werden, da verschiedene Fokusebenenbereiche gleichzeitig gemessen werden können.

## Patentansprüche

1. Sondenelement (**90**) zur Verwendung in einer Vorrichtung zum Bestimmen einer Oberflächentopologie eines Zahnbereichs (**26**), das eine Erfassungsabschlussfläche (**97**) zum Platzieren nahe bei dem Zahnbereich aufweist, und wobei das Sondenelement (**90**) die Form eines länglichen, transparenten Körpers hat, der eine Frontfläche, einen Abschlussspiegel (**95**) und obere, untere und seitliche Wände, die sich dazwischen erstrecken, aufweist, wobei die Erfassungsabschlussfläche (**97**) der äußeren Ober-

fläche der unteren Wand dem Abschlussspiegel (**95**) benachbart zugeordnet ist, wobei die untere Wand einen vorderen Abschnitt, der sich von der Frontfläche verschwenkt zu der oberen Wand einwärts erstreckt, und einen hinteren Abschnitt, der im Wesentlichen in die gleiche Richtung gerichtet ist wie die obere Wand, aufweist, wobei die Frontfläche relativ zu der oberen Wand geneigt ist, um sicherzustellen, dass Lichtstrahlen, die auf die Frontfläche rechtwinklig dazu einfallen, auf die obere Wand unter einem Winkel auftreffen, der deren interne Totalreflektion liefert, und ferner mittels interner Totalreflektion zwischen der oberen Wand und dem hinteren Abschnitt der unteren Wand in Richtung auf den Abschlussspiegel (**95**) abprallen, um dadurch auf die Erfassungsabschlussfläche (**97**) umgelenkt zu werden.

2. Sondenelement nach Anspruch 1, bei welchem die Erfassungsabschlussfläche (**97**) die Form einer transparenten Platte hat, die zu der äußeren Oberfläche der unteren Wand fixiert ist und davon durch einen Luftspalt (**98**) beabstandet ist.

3. Sondenelement nach Anspruch 1 oder 2, welches in der Seitenansicht betrachtet eine Dicke aufweist, die im Wesentlichen entlang des vorderen Abschnitts der unteren Wand größer ist, als entlang des hinteren Abschnitts der unteren Wand.

4. Vorrichtung (**20**) zum Bestimmen einer Oberflächentopologie eines Zahnbereichs (**26**), aufweisend:
ein Sondenelement (**90**) mit einer Erfassungsabschlussfläche (**97**) zum Plazieren in der Nähe an dem Zahnbereich (**26**);
eine Beleuchtungseinheit (**28**, **32**, **34**, **38**) zum Bereitstellen einer Anordnung von einfallenden Lichtstrahlen, die in Richtung auf den Zahnbereich (**26**) entlang eines optischen Wegs durch die Sondeneinheit (**90**) übertragen werden, um beleuchtete Flecken auf dem Bereich zu erzeugen;
eine Lichtfokussierungsoptik (**42**, **44**), die eine oder mehrere Fokusebenen vor der Abschlussfläche an einer durch die Optik veränderbaren Position definiert, wobei jeder Lichtstrahl seinen Fokus in einer der Fokusebenen hat;
eine Translationseinrichtung (**70**, **72**) zum Verlagern der Fokusebenen relativ zu dem Zahnbereich (**26**) entlang einer Achse (Z), die durch die Ausbreitung der einfallenden Lichtstrahlen (**48**) definiert wird;
einen Detektor (**60**) mit einer Anordnung von Messelementen (**68**) zum Messen einer Intensität von jedem aus einer Mehrzahl von abbildenden Lichtstrahlen, die von den Flecken zurückgestrahlt werden und sich entlang eines optischen Wegs entgegengesetzt zu dem der einfallenden Lichtstrahlen ausbreiten;
einen Prozessor (**24**), der mit dem Detektor (**60**) gekoppelt ist, um für jeden Lichtstrahl eine fleckspezifische Position zu bestimmen, welche die Position der entsprechenden Fokusebene der einen oder mehreren Fokusebenen ist, die eine maximale gemessene Intensität des zurückgestrahlten Lichtstrahls ergibt, und um basierend auf den bestimmten fleckspezifischen Positionen Daten zu generieren, die für die Topologie des Bereichs (**26**) repräsentativ sind;
wobei das Sondenelement (**90**) das von Anspruch 1, 2 oder 3 ist.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

**Anhängende Zeichnungen**

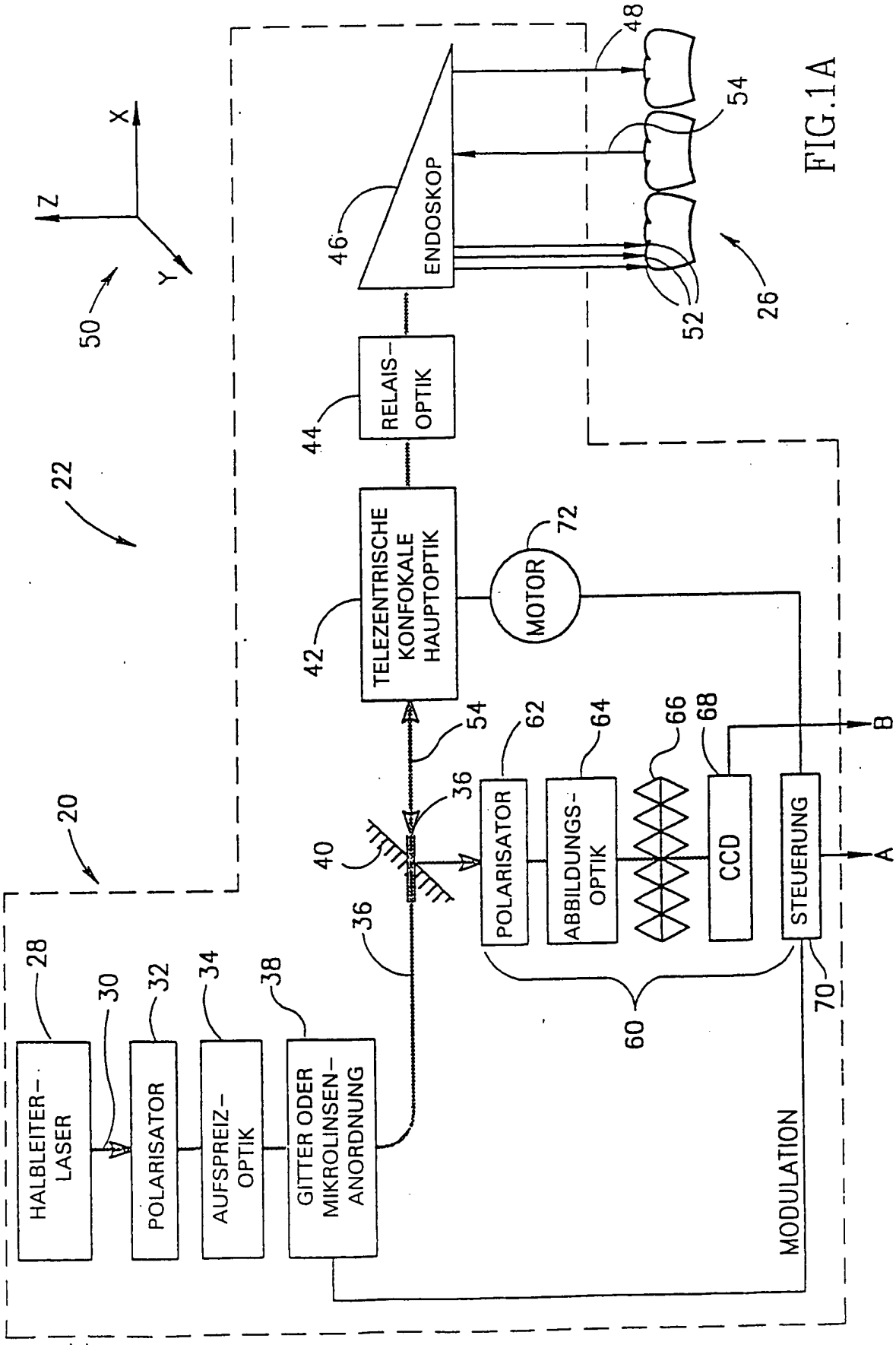



FIG.1A

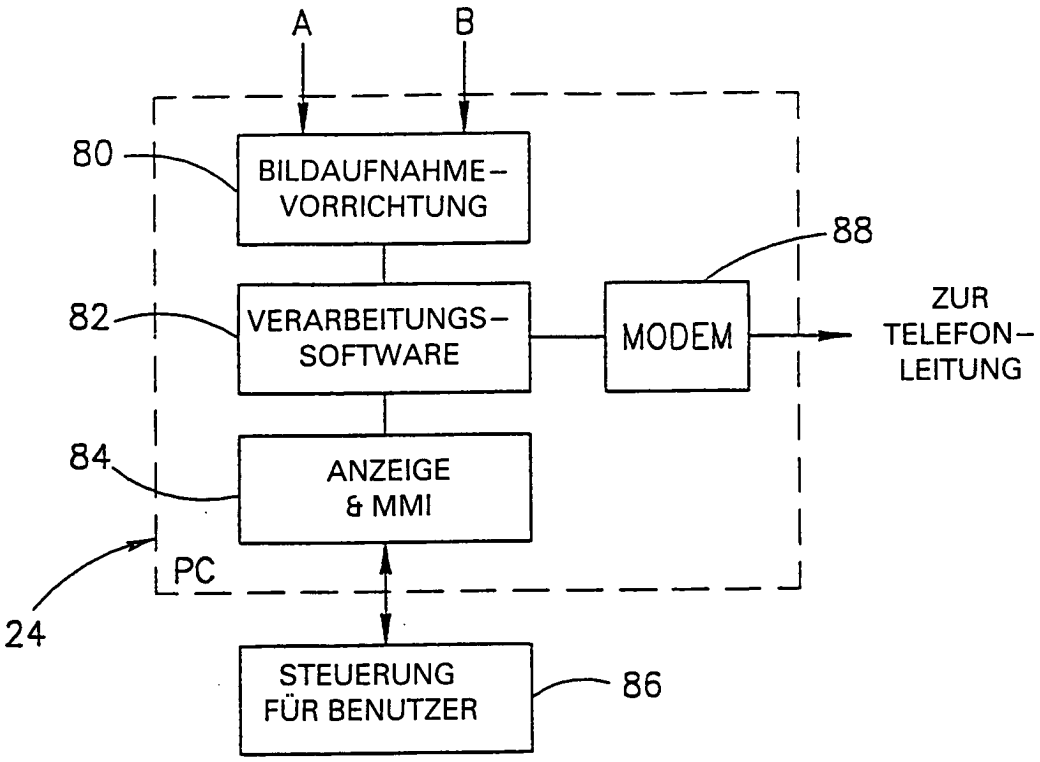

A
B
80
BILDAUFNAHME-VORRICHTUNG
88
82
VERARBEITUNGS-SOFTWARE
MODEM
ZUR TELEFON-LEITUNG
84
ANZEIGE & MMI
PC
24
STEUERUNG FÜR BENUTZER
86

FIG.1B

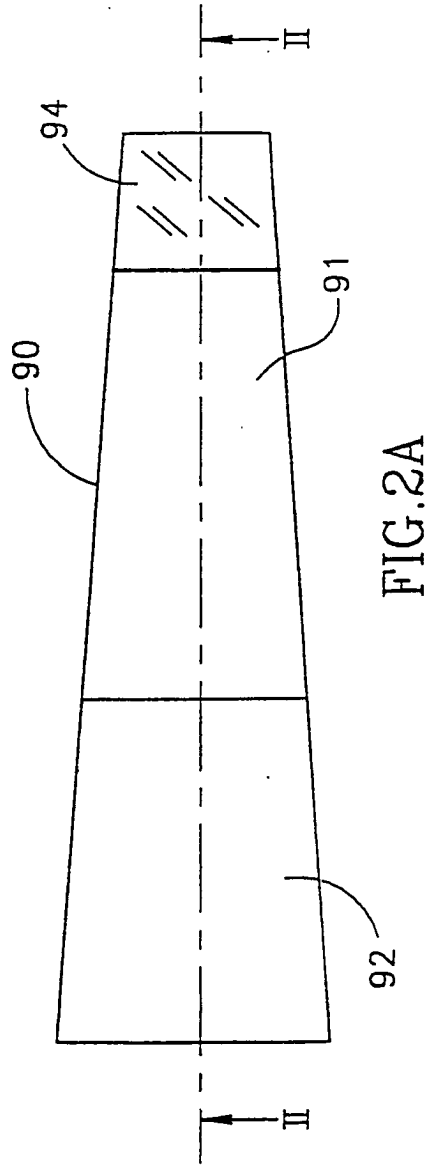



FIG.2A

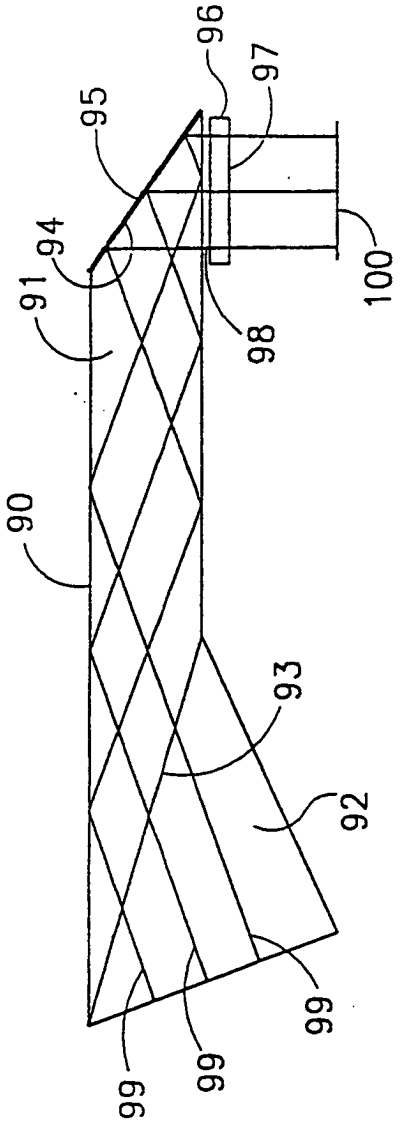



FIG.2B

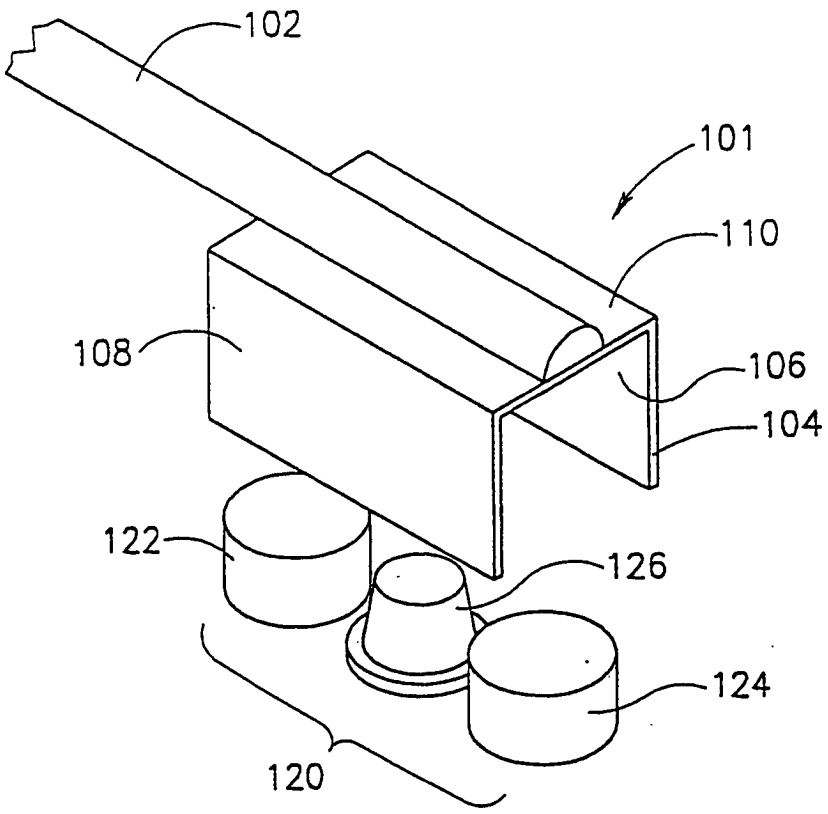



FIG.3

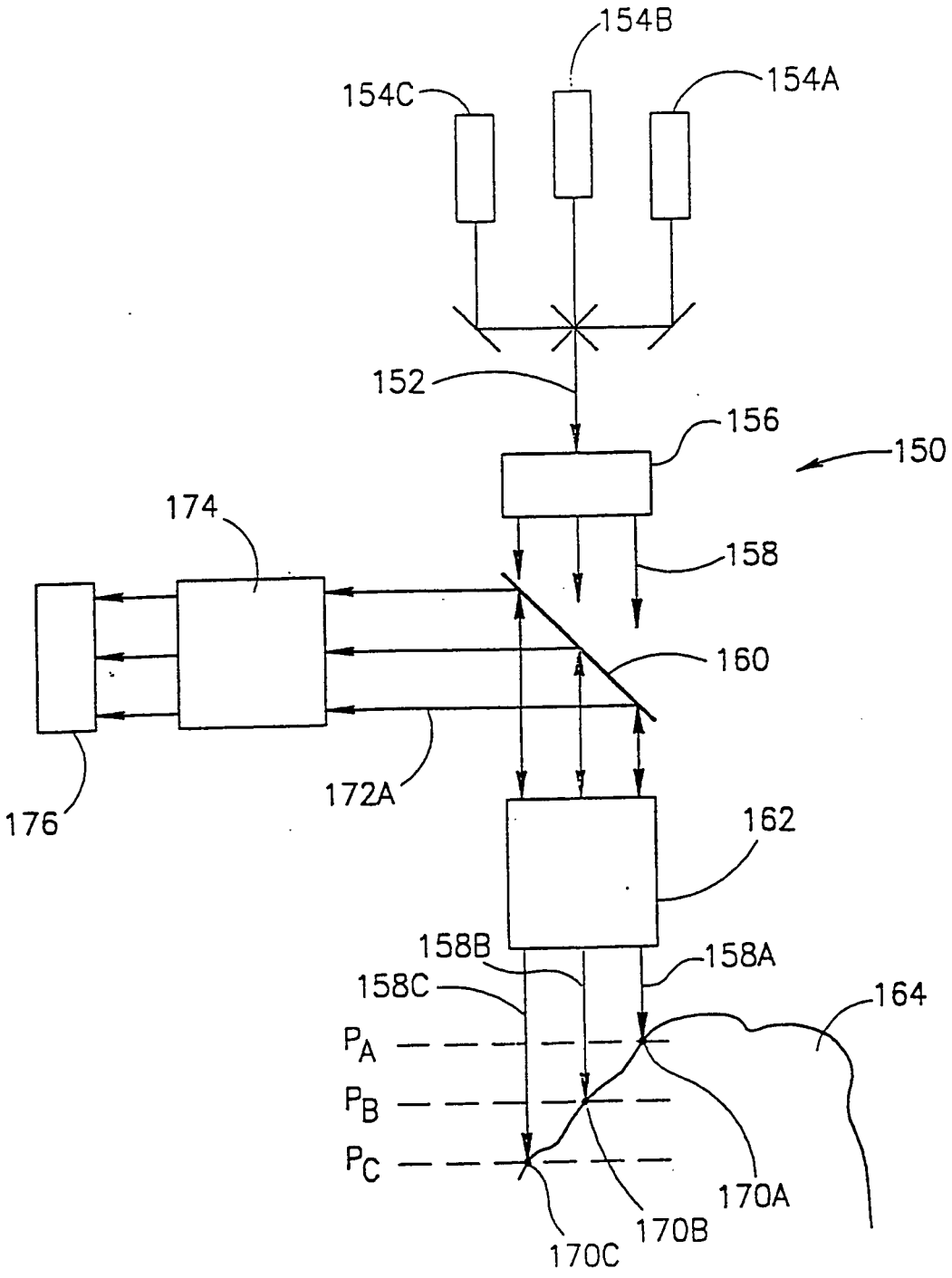

154B
154C
154A
152
156
150
174
158
160
176
172A
162
158B
158A
158C
164
$P_A$
$P_B$
$P_C$
170A
170B
170C

FIG.4