



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

(97) **EP 1 327 851 B2**
(21) Deutsches Aktenzeichen: **699 28 453.8**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **03 07 6020.1**
(96) Europäischer Anmeldetag: **05.08.1999**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **16.07.2003**
(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **16.11.2005**
(97) Veröffentlichungstag
des geänderten Patents beim EPA: **31.10.2012**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **27.12.2012**

(51) Int Cl.: **G01B 11/24** (2006.01)
A61C 13/00 (2006.01)
A61C 19/04 (2006.01)

Patentschrift wurde im Einspruchsverfahren geändert

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

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

(74) Vertreter:
**Grünecker, Kinkeldey, Stockmair &
Schwanhäusser, 80802, München, DE**

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

(72) Erfinder:
**Babayoff, Noam, 58672 Holon, IL; Glaser-Inbari,
Isaia, 53230 Givataim, IL**

(54) Bezeichnung: **Vermessen eines dreidimensionalen Körpers durch konfokale Fokussierung mit einem Spiegel mit zentraler Apertur**

Beschreibung

GEBIET DER ERFINDUNG

[0001] Diese Erfindung ist im Gebiet der bildgebenden Verfahren und bezieht sich auf ein Gerät zur Bestimmung der Oberflächentopologie eines Zahnbereichs.

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

[0002] Eine große Anzahl Verfahren und Systeme wurden entwickelt für direkte optische Messung von Zähnen und der anschließenden automatischen Herstellung von Zahnersatz. Der Ausdruck "direkte optische Messung" bezeichnet das Vermessen von Zähnen in der Mundhöhle eines Patienten. Dies erleichtert das Erhalten von digitalen Konstruktionsdaten, welche notwendig sind für computer-assisted design (CAD) oder computer-assisted manufacture (CAM) von Zahnersatz ohne die Notwendigkeit, einen Abdruck der Zähne gießen zu müssen. Solche Systeme umfassen typischerweise eine optische Sonde gekoppelt mit einer optischen Erfassungseinrichtung oder einem optischen Empfänger, z. B. ein CCD (charge coupled device) und einen Prozessor, welcher eine geeignete Bildverarbeitungstechnik implementiert, um das gewünschte Produkt virtuell zu entwerfen und herzustellen.

[0003] Ein konventionelles Verfahren dieser Art basiert auf einem Laser-Triangulationsverfahren zur Messung des Abstands zwischen der Oberfläche des Zahns und der optischen Abstandssonde, welche in die Mundhöhle des Patienten eingebracht wird. Der Hauptnachteil dieses Verfahrens besteht im Folgenden. Es wird angenommen, dass die Oberfläche des Zahns optimal reflektiert, z. B. mit Lambert-Reflexion. Unglücklicherweise ist dies in der Praxis nicht der Fall, und die erhaltenen Daten sind häufig ungenau.

[0004] Andere Techniken, welche in den CEREC-1 und CEREC-2 Systemen, im Handel von der Siemens GmbH oder von den Sirona Dental Systemen erhältlich, ausgeführt sind, verwenden das Lichtschnittverfahren bzw. das Phasenverschiebungsverfahren. Beide Systeme verwenden eine speziell entworfene in der Hand haltbare Sonde, um die dreidimensionalen Koordinaten eines präparierten Zahns zu messen. Diese Verfahren benötigen jedoch eine spezifische Beschichtung (d. h. Messpulver bzw. eine weiße Pigmentsuspension), die auf den Zahn aufgebracht werden muss. Die Dicke der Beschichtung sollte spezifische, schwer zu erfüllende Anforderungen erfüllen, was zu Ungenauigkeiten der Messdaten führt.

[0005] In einem weiteren Verfahren basiert das Kartieren der Zahnoberfläche auf einem physikalischen Abtasten der Oberfläche durch eine Sonde und durch

Bestimmen der Sondenposition, z. B. durch optische oder andere entkoppelte Verfassungseinrichtungen, so dass die Oberfläche abgebildet werden kann.

[0006] US. Patent Nr. 5 372 502 beschreibt eine optische Sonde für dreidimensionales Erfassen. Der Betrieb der Sonde basiert auf dem Folgenden: Verschiedene Muster werden auf den oder die zu messenden Zahn (Zähne) projiziert, und eine entsprechende Vielzahl von verzerrten Mustern werden durch die Sonde aufgenommen. Jede Interaktion ermöglicht eine Verfeinerung der Topografie.

Zusammenfassung der Erfindung

[0007] Die vorliegende Erfindung ist durch den unabhängigen Anspruch 1 gegeben.

[0008] Eine bevorzugte, nicht einschränkende Ausführungsform betrifft die Bildgebung einer dreidimensionalen Topologie eines Zahnsegments, insbesondere eines solchen, bei welchem ein Zahn oder mehrere Zähne fehlen. Dies kann die Erzeugung von Daten für die folgende Verwendung bei der Konstruktion und Herstellung von beispielsweise Prothesen eines Zahns oder mehrerer Zähne zum Einbau in das Zahnsegment ermöglichen. Besondere Beispiele sind die Herstellung von Kronen oder Brücken.

[0009] Es wird ein Verfahren zur Bestimmung der Oberflächentopologie eines Bereichs einer dreidimensionalen Struktur zur Verfügung gestellt, aufweisend:

- (a) Bereitstellen einer Anordnung von Auflicht-Strahlen, welche sich entlang einem optischen Pfad ausbreiten, welcher durch eine fokussierende Optik und eine Sondenfläche führt; wobei die fokussierende Optik eine oder mehrere fokale Ebenen vor der Sondenfläche in einer durch die Optik veränderbaren Position definiert, wobei jeder Lichtstrahl einen Fokus auf einer der einen oder mehreren fokalen Ebenen hat; wobei die Strahlen eine Mehrzahl von beleuchteten Punkten auf der Struktur erzeugen;
- (Zwei) Detektieren der Intensität der reflektierten Lichtstrahlen, welche sich von jedem dieser Punkte entlang einem optischen Pfad entgegengesetzt zu dem des Auflichts bewegen;
- (c) mehrfaches Wiederholen der Schritte (a) und (b), wobei jedes Mal die Position der fokalen Ebene relativ zur Struktur verändert wird; und
- (a) für jeden der beleuchteten Punkte Bestimmen einer punktspezifischen Position, welches die Position der entsprechenden fokalen Ebene ist und eine maximal gemessene Intensität eines entsprechenden reflektierten Lichtstrahls liefert; und
- (b) basierend auf den bestimmten punktspezifischen Positionen Erzeugen von Daten, welche für die Topologie des Bereichs repräsentativ sind.

[0010] Eine Vorrichtung zum Bestimmen einer Oberflächentopologie eines Bereichs einer dreidimensionalen Struktur wird zur Verfügung gestellt, aufweisend:

- ein Sonderelement mit einer Erfassungsfläche;
- eine Beleuchtungseinheit zum Bereitstellen einer Anordnung von Auflicht-Strahlen, welche zu der Struktur entlang einem optischen Pfad durch das Sonderelement übertragen werden, um beleuchtete Punkte auf dem Bereich zu erzeugen;
- eine Licht-fokussierende Optik, welche eine oder mehrere fokale Ebenen vor der Sondenfläche bei einer durch die Optik veränderbaren Position definiert, wobei jeder Lichtstrahl seinen Fokus auf einer der einen oder mehreren fokalen Ebenen hat;
- ein Translationsmechanismus, welcher mit der fokussierenden Optik gekoppelt ist, zum Verlagern der fokalen Ebenen relativ zu der Struktur entlang einer Achse, welche definiert ist durch die Ausbreitung der Auflicht-Strahlen;
- einen Detektor mit einer Anordnung von Erfassungselementen zum Messen der Intensität von jedem einer Mehrzahl von abbildenden Lichtstrahlen, welche von den Punkten zurückkehren und sich entlang einem optischen Pfad ausbreiten, welche entgegengesetzt zu dem der Auflicht-Strahlen ist;
- einen mit dem Detektor verbundenen Prozessor zum Bestimmen für jeden Lichtstrahl einer punktspezifischen Position, welche die Position der entsprechenden Fokalebene der einen oder mehreren Fokalebenen ist, welche die maximale gemessene Intensität des zurückgekehrten Lichtstrahls ergeben, und zum Erzeugen, basierend auf den punktspezifischen Positionen von Daten, welche repräsentativ für die Topologie des Bereichs sind.

[0011] Das Sonderelement, die Beleuchtungseinheit und die fokussierende Optik und der Translationsmechanismus sind vorzugsweise gemeinsam in einer Vorrichtung enthalten, typischerweise eine in der Hand haltbare Vorrichtung. Die Vorrichtung umfasst vorzugsweise auch den Detektor.

[0012] Die Bestimmung der punktspezifischen Positionen führt tatsächlich zur Bestimmung des Fokalabstands. Die Bestimmung der punktspezifischen Position kann gemacht werden durch Messen der Intensität an sich, oder typischerweise durch Messen der Ableitung des Abstands (S) von der Intensitätskurve (I) (dI/dS) und Bestimmen der relativen Position, in welcher diese abgeleitete Funktion eine maximale Intensität anzeigt. Der Begriff "punktspezifische Position (PSP)" wird verwendet werden, um die relative fokussierte Position zu bezeichnen, unabhängig von der Weise, auf welche sie bestimmt wurde. Es versteht sich, dass die PSP immer eine relative Position ist, da die absolute Position von der Position der Erfassungsfläche abhängt. Die Erzeugung der Oberflächentopologie erfordert jedoch keine Kennt-

nis der absoluten Position, da alle Dimensionen im kubischen Betrachtungsfeld absolut sind.

[0013] Die PSP für jeden beleuchteten Punkt wird für unterschiedliche Punkte unterschiedlich sein. Die Position jedes Punkts in einem X-Y-Referenzsystem ist bekannt und durch Kenntnis der relativen Positionen der benötigten Fokalebene, um die maximale Intensität zu erhalten (nämlich durch Bestimmen der PSP), kann die Z-Koordinate oder Tiefenkoordinate mit jedem Punkt assoziiert werden und somit durch Kenntnis der X-Y-Z-Koordinaten von jedem Punkt die Oberflächentopologie erzeugt werden.

[0014] Um die Z-Koordinate (nämlich die PSP) von jedem beleuchteten Punkt zu bestimmen, wird die Position der Fokalebene über den gesamten Bereich der Tiefe oder Z-Komponente für den gemessenen Oberflächenbereich gescannt bzw. durchlaufen. Gemäß einer weiteren Ausführungsform haben die Strahlen Komponenten, welche jeweils eine unterschiedliche Fokalebene haben. So kann gemäß dieser letzteren Ausführungsform durch unabhängige Bestimmung der PSP für die unterschiedlichen Lichtkomponenten, z. B. zwei oder drei mit entsprechenden zwei oder drei Fokalebenen, die Position der Fokalebenen durch die fokussierende Optik geändert werden, um nur einen Teil des möglichen Tiefenbereichs zu durchlaufen, wobei alle Fokalebenen gemeinsam den erwarteten Tiefenbereich abdecken. Gemäß einer weiteren Ausführungsform umfasst die Bestimmung der PSP ein Durchlaufen der Fokalebene von nur einem Teil des potenziellen Tiefenbereichs und für beleuchtete Punkte, bei welchen eine maximale beleuchtete Intensität nicht erreicht wurde, wird die PSP bestimmt durch Extrapolation von den gemessenen Werten oder durch andere mathematische Signalverarbeitungsverfahren.

[0015] Die Erfindung ist geeignet zum Bestimmen einer Oberflächentopologie einer großen Vielzahl von dreidimensionalen Strukturen. Eine bevorzugte Verwendung liegt in der Bestimmung der Oberflächentopologie eines Zahnbereichs.

[0016] Die Vorrichtung wird verwendet, um ein Objekt zu konstruieren, welches innerhalb der Struktur angepasst werden soll. Gemäß der obigen bevorzugten Ausführungsform ist ein solches Objekt mindestens ein Zahn oder ein Bereich eines Zahns, welcher in einem Zahnbereich fehlt. Spezifische Beispiele umfassen eine an einem Zahnstumpf anzupassende Krone oder eine innerhalb der Zähne anzupassende Brücke.

[0017] Die Mehrzahl von Auflicht-Strahlen werden erzeugt durch Aufteilen eines Stamm-Strahls. Alternativ kann jeder Auflicht-Strahl oder eine Gruppe von Auflicht-Strahlen von einer jeweils unterschiedlichen Lichtquelle ausgestrahlt werden. Gemäß ei-

ner bevorzugten Ausführungsform gelangt das von der Lichtquelle ausgestrahlte Licht durch eine Diffraktions- oder Refraktionsoptik, um die Anordnung von Lichtstrahlen zu erhalten. Der Stamm-Strahl ist Licht, welches von einer einzelnen Lichtquelle ausgestrahlt wird. Gemäß einer weiteren Ausführungsform besteht der Stammstrahl aus unterschiedlichen Lichtkomponenten, welche durch unterschiedliche Lichtquellen erzeugt werden, wobei sich die unterschiedlichen Lichtkomponenten durch mindestens einen detektierbaren Parameter unterscheiden. Solch ein Parameter kann beispielsweise Wellenlänge, Phase, unterschiedliche Dauer oder Pulsmuster, usw. sein. Typischerweise hat jede der Lichtkomponenten ihren Fokus in einer Ebene mit unterschiedlichem Abstand von der Struktur im Vergleich zu den anderen Lichtkomponenten. In einem solchen Fall, wenn die Fokalebene der Optik geändert wird, werden simultan unterschiedliche Tiefenbereiche (oder Bereiche der Z-Komponente) durchlaufen (gescannt). In einem solchen Fall gibt es für jeden beleuchteten Punkt mindestens eine Lichtkomponente, welche eine maximale Intensität ergibt, und der Fokalabstand, welcher mit dieser Lichtkomponente assoziiert ist, definiert dann die Z-Komponente des jeweiligen Punkts.

[0018] Gemäß einer Ausführungsform der Erfindung sind die Auflicht-Strahlen polarisiert. Gemäß dieser Ausführungsform umfasst die Vorrichtung typischerweise ein Polarisationsfilter zum Ausfiltern der reflektierten Lichtstrahlen, wobei die Lichtkomponenten die Polarisation des Auflichts haben, wodurch das Licht, welches erfasst wird, jenes ist, welches eine entgegengesetzte Polarisation zu der des Auflichts hat.

[0019] Die Daten, welche für die Topologie repräsentativ sind, können für eine virtuelle Rekonstruktion der Oberflächentopologie verwendet werden, insbesondere für Rekonstruktion in einer Computerumgebung. Die rekonstruierte Topologie kann auf einem Bildschirm dargestellt werden, gedruckt werden, etc., was an sich allgemein bekannt ist. Ferner können die Daten, welche repräsentativ für die Topologie sind, auch für visuelle oder physikalische Konstruktion eines Objekts verwendet werden, welches in die Struktur eingepasst werden soll. In dem Fall der oben erwähnten bevorzugten Ausführungsform, bei welchem die Struktur ein Zahnbereich mit mindestens einem fehlenden Zahn oder Zahnteil ist, ist das Objekt eine Prothese eines oder mehrerer Zähne, z. B. eine Krone oder eine Brücke.

[0020] Durch Bestimmen von Oberflächentopologien von benachbarten Bereichen, teilweise von zwei oder mehr unterschiedlichen Winkelpositionen relativ zur Struktur, und dann Kombinieren solcher Oberflächentopologien auf beispielsweise eine an sich bekannte Weise kann eine vollständige dreidimensionale Darstellung der gesamten Struktur erhalten werden. Daten, welche für eine derartige Darstellung re-

präsentativ sind, können beispielsweise für eine virtuelle oder physikalische Rekonstruktion der Struktur verwendet werden, können an eine weitere Vorrichtung oder ein weiteres System eine derartige Rekonstruktion weitergegeben werden, z. B. an eine CAD/CAM-Vorrichtung. Typischerweise, aber nicht ausschließlich, umfasst die Vorrichtung der Erfindung eine Kommunikationsschnittstelle zur Verbindung mit einem Kommunikationsnetzwerk, welches ein Computernetzwerk sein kann, ein Telefonnetzwerk, ein drahtloses Kommunikationsnetzwerk, etc.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0021] 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:

[0022] [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](#));

[0023] [Fig. 2A](#) ist eine Draufsicht eines Sonderelements gemäß einer Ausführungsform der Erfindung;

[0024] [Fig. 2B](#) ist ein Längsschnitt durch eine Gerade II-II in [Fig. 2A](#), die auch einige beispielhafte dahindurch verlaufende Strahlen darstellt;

[0025] [Fig. 3](#) ist eine schematische Darstellung einer anderen Ausführungsform eines sondenelements; und

[0026] [Fig. 4](#) ist eine schematische Darstellung einer Ausführungsform, wo der Stamm-Lichtstrahl und somit jeder der Auflicht-Strahlen aus mehreren Lichtkomponenten zusammengesetzt ist, die von einer jeweils unterschiedlichen Lichtquelle stammen.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG EINER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORM

[0027] 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 Bereichs von Zähnen **26**, insbesondere für einen Bereich von Zähnen, wo mindestens ein Zahn oder ein Bereich eines Zahnes fehlt, zum Zwecke des Generierens von Daten eines derartigen Bereichs 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.

[0028] 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 Polarisierung des durch den Polarisator **32** verlaufenden Lichts verursacht. Das Licht tritt dann in eine(n) optische(n) Expander/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 (Mikrolinsenarray) sein kann, das den Stammstrahl **30** in eine Mehrzahl von Auflicht-Strahlen **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.

[0029] 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.

[0030] Die Einheit weist ferner eine konfokale Optik **42**, die typischerweise in einem telezentrischen Modus arbeitet, eine Relaisoptik **44** und ein endoskopisches Sonderelement **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).

[0031] Die Relaisoptik ermöglicht, eine bestimmte numerische Apertur der Strahlausbreitung beizubehalten.

[0032] Das endoskopische Sonderelement weist typischerweise ein starres lichtleitendes Medium auf, das ein hohles Objekt sein kann, das in sich einen Lichtleitpfad 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 Auflicht-Strahlen auf den Bereich von Zähnen **26** lenkt. Das Endoskop **46** emittiert folglich eine Mehrzahl von Auflicht-Strahlen **48**, die auf die Oberfläche des Bereichs von Zähnen auftreffen.

[0033] Die Auflichtstrahlen **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 Auflichtstrahlen 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 Fokusedistanz 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.

[0034] 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 Auflicht-

strahlen zurückgelegt wurde. Jeder zurückgestrahlte Lichtstrahl **54** korrespondiert mit einem der Auflicht-Strahlen **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 einer Lochblende in der Matrix **66** korrespondiert.

[0035] Die CCD-Kamera ist mit dem Bildaufnahme-modul **80** einer Prozessoreinheit **24** verbunden. Folglich wird jede in jedem der Erfassungselemente der CCD-Kamera gemessene Lichtintensität dann durch den Prozessor **24** in einer nachstehend zu beschreibenden Weise erfasst und analysiert.

[0036] Die Einheit **22** weist ferner ein Steuerungs-modul **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.

[0037] 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 Bereich 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.

[0038] Durch das Aufnehmen eines Bildes auf diese Weise aus zwei oder mehr Winkellagen um die Struktur, z. B. in dem Fall eines Bereichs von Zähnen aus der buccalen Richtung, aus der lingalen Richtung und optional von oberhalb der Zähne, kann eine genaue dreidimensionale Repräsentation des Bereichs 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.

[0039] Wie zuvor schon betont wurde, ist eine spezielle und bevorzugte Anwendung ein Abbilden eines Bereichs von Zähnen mit mindestens einem fehlenden 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 Bereich einzupassen ist.

[0040] Es wird jetzt auf [Fig. 2A](#) und [Fig. 2B](#) Bezug genommen, die ein Sonderelement **90** gemäß einer gegenwärtig bevorzugten Ausführungsform der Erfindung darstellen. Das Sonderelement **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 Halterungsstruktur in der Position bestimmt. Drei Lichtstrahlen **99** sind schematisch dargestellt. Wie erkannt werden kann, treffen sie an den Wänden des Sonderelements 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**, de-

ren Position mit der Fokussierungsoptik (nicht in dieser Figur gezeigt) geändert werden kann.

[0041] 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 Sonderelementen **106** und **108** und einem oberen Sonderelement **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 Bereich 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 Bereichs von Zähnen aus drei Winkeln und nachfolgend das Erzeugen einer dreidimensionalen Struktur dieses Bereichs ermöglichen.

[0042] 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 Auflicht-Strahlen **158** auf. Einfallende Lichtstrahlen verlaufen durch einen unidirektionalen Spiegel **160** und dann durch eine Optikeinheit **162** in Richtung eines Objekts **164**.

[0043] Die verschiedenen Lichtanteile, die den Stammstrahl **152** zusammensetzen, können z. B. unterschiedliche Wellenlängen aufweisen, wobei von jedem der Laseremitter **154A–C** eine unterschiedliche Wellenlänge gesendet wird. Folglich wird der Ursprungslichtstrahl **152** und jeder der Auflicht-Strahlen **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 Auflicht-Strahl **158A** auf die Oberfläche an einem Punkt **170A** auf, der in der spezifischen op-

tischen 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 Detektoroptik **174** verläuft, eine gemessene Maximalintensität des Lichtanteils A, der durch eine zweidimensionale Anordnung von Spektralphotometern **176**, beispielsweise einer CCD-Kamera mit drei Chips, gemessen wird. Ähnlich werden unterschiedliche Maximalintensitäten für Flecken **170B** und **170C** für Lichtanteile B bzw. C erreicht.

[0044] 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. Vorrichtung (**20**) zum Bestimmen einer Oberflächentopologie eines Zahnbereichs (**26**), aufweisend: ein Sonderelement (**90**) mit einer Erfassungsabschlussfläche (**97**) zum Platzieren proximal zum Zahnbereich (**26**); eine Beleuchtungseinheit (**28**, **32**, **34**, **38**) zum Bereitstellen einer Anordnung von Auflicht-Strahlen (**48**), welche zu dem Zahnbereich (**26**) entlang einem optischen Pfad durch das Sonderelement (**90**) übertragen werden, um beleuchtete Punkte (**52**) auf dem Bereich zu erzeugen; eine lichtfokussierende Optik (**42**, **44**), welche eine oder mehrere fokale Ebenen vor der Abschlussfläche bei einer durch die Optik veränderbaren Position definiert, wobei jeder Lichtstrahl seinen Fokus (**52**) auf einer der fokalen Ebenen hat; ein Translationsmechanismus (**70**, **72**) zum Verlagern der fokalen Ebenen relativ zum Zahnbereich (**26**) entlang einer Achse (Z), welche definiert ist durch die Ausbreitung der Auflicht-Strahlen (**48**); einen Detektor (**60**) mit einer Anordnung (**68**) von Erfassungselementen zum Messen der Intensität von jedem einer Mehrzahl von abbildenden Lichtstrahlen, welche von den Punkten zurückkehren und sich entlang eines optischen Pfads ausbreiten, welcher entgegengesetzt zu dem der Auflicht-Strahlen ist; einen Spiegel (**49**), welcher zwischen der Beleuchtungseinheit (**18**, **32**, **34**, **38**) und der lichtfokussierenden Optik (**42**, **44**) vorgesehen ist, wobei der Spiegel (**40**) eine zentrale Apertur hat und die Auflicht-Strahlen in Richtung der lichtfokussierenden Optik (**42**, **44**) hindurchlassen kann und die abbildenden Lichtstrahlen zu dem Detektor (**60**) mittels einer Fläche des Spiegels, welche die Apertur umgibt, reflektieren kann; einen mit dem Detektor verbundenen Prozessor (**24**) zum Bestimmen für jeden Lichtstrahl einer punktspezifischen Position, welche die Position der entsprechenden Fokalebene der einen oder mehreren Fokalebene ist, welche die maximale gemessene Inten-

sität des zurückgekehrten Lichtstrahls ergeben, und zum Erzeugen, basierend auf den punktspezifischen Positionen, von Daten, welche repräsentativ für die Topologie des Bereichs sind.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei welcher das Sonderelement (**90**) die Form eines gestreckten transparenten Körpers mit einer Vorderfläche, einem Endspiegel (**95**) und sich dazwischen erstreckenden Wänden oben, unten und seitlich hat, wobei die Erfassungsabschlussfläche (**97**) mit der äußeren Fläche der Unterwand benachbart dem Endspiegel assoziiert ist, wobei die Unterwand einen Vorderbereich hat, welcher sich einwärts von der Vorderfläche quer zu der Oberwand erstreckt und einen mit der Oberwand im Wesentlichen kodirektional ausgerichteten Bereich hat, wobei die Vorderfläche bezüglich der Oberwand geneigt ist.

3. Vorrichtung nach Anspruch 2, wobei die Erfassungsabschlussfläche (**97**) in Form einer transparenten Platte (**96**) ist, welche an der Außenfläche der Unterwand befestigt und durch eine Luftlücke (**98**) davon beabstandet ist.

4. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei welcher die Beleuchtungseinheit eine Quelle (**28**) aufweist, welche einen Stamm-Lichtstrahl und einen Strahlteiler (**38**) zum Teilen des Stamm-Strahls in die Anordnung aus Auflicht-Strahlen aufweist.

5. Vorrichtung nach Anspruch 4, bei welcher die Beleuchtungseinheit eine Gitter- oder Mikrolinsen-Anordnung (**38**) aufweist.

6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, aufweisend einen Polarisator (**32**) zum Polarisieren der Auflicht-Strahlen.

7. Vorrichtung nach Anspruch 6, aufweisend einen Polarisationsfilter (**62**) zum Ausfiltern von Lichtkomponenten der zurückgekehrten Lichtstrahlen mit der Polarisation der Auflicht-Strahlen.

8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, bei welcher die Beleuchtungseinheit mindestens zwei Lichtquellen (**154A**, **154B**, **154C**) aufweist und bei welcher jeder Auflicht-Strahlen aus Lichtkomponenten von den mindestens zwei Lichtquellen gebildet ist.

9. Vorrichtung nach Anspruch 8, bei welcher die mindestens zwei Lichtquellen Lichtkomponenten mit unterschiedlichen Wellenlängen emittieren.

10. Vorrichtung nach Anspruch 9, bei welcher die lichtfokussierende Optik eine unterschiedliche Fokalebene für jede Lichtkomponente definiert und der Detektor unabhängig die Intensität jeder Lichtkomponente detektiert.

11. Vorrichtung nach Anspruch 8, bei welcher die mindestens zwei Lichtquellen so angeordnet sind, dass optische Pfade unterschiedlicher Längen für die Auflicht-Strahlen definiert werden, welche durch jede der mindestens zwei Lichtquellen emittiert werden.

12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 11, bei welcher die lichtfokussierende Optik (**42**) in einem telezentrischen konfokalen Modus arbeitet.

13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 12, bei welcher die lichtfokussierende Optik optische Fasern aufweist.

14. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 13, bei welcher die Sensorelemente eine Anordnung (**68**; **176**) von Ladungskoppelelementen (CCD) sind.

15. Vorrichtung nach Anspruch 15, bei welcher die Detektoreinheit eine Lochblendenanordnung (**66**) aufweist, wobei jede Lochblende mit einer der CCDs in der CCD-Anordnung korrespondiert.

16. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 15, aufweisend eine Einrichtung (**24**) zum Erzeugen von Daten für die Übertragung zu einer CAD/CAM-Vorrichtung.

17. Vorrichtung nach Anspruch 16, aufweisend eine Kommunikationsschnittstelle (**88**) eines Kommunikationsmediums.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

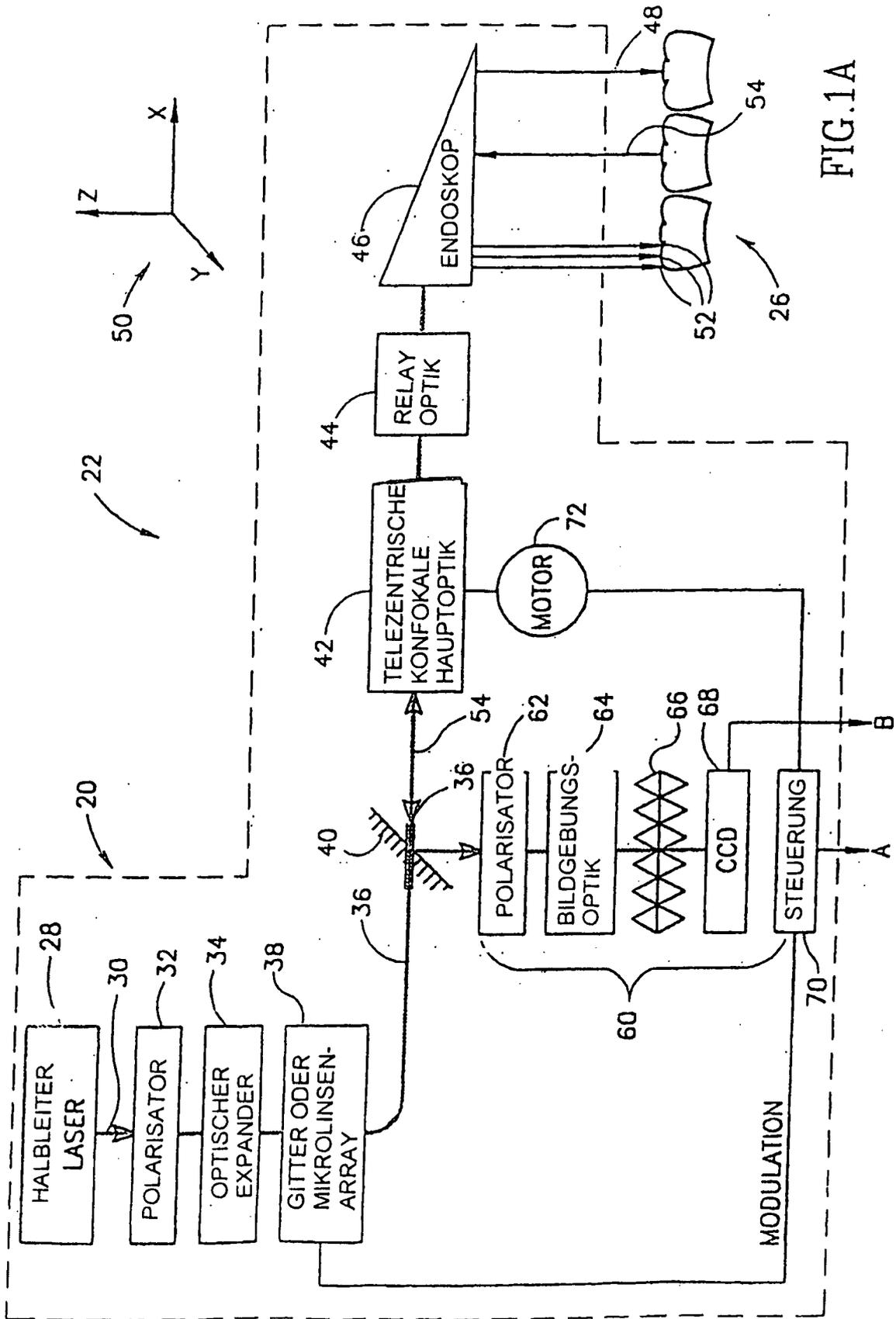


FIG.1A

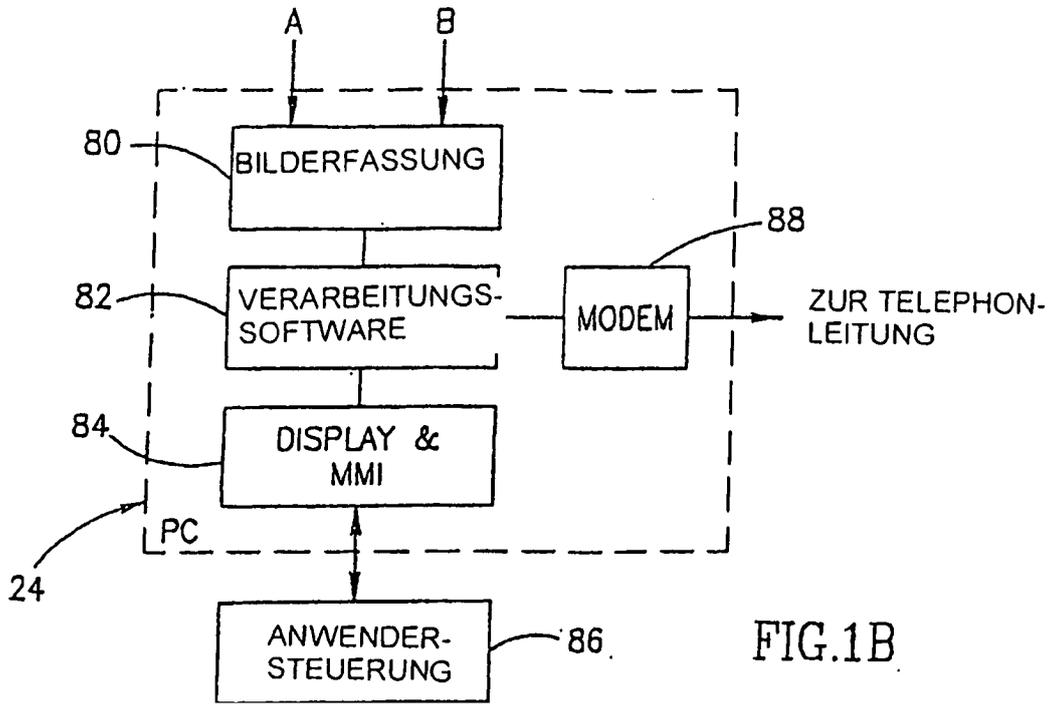


FIG.1B

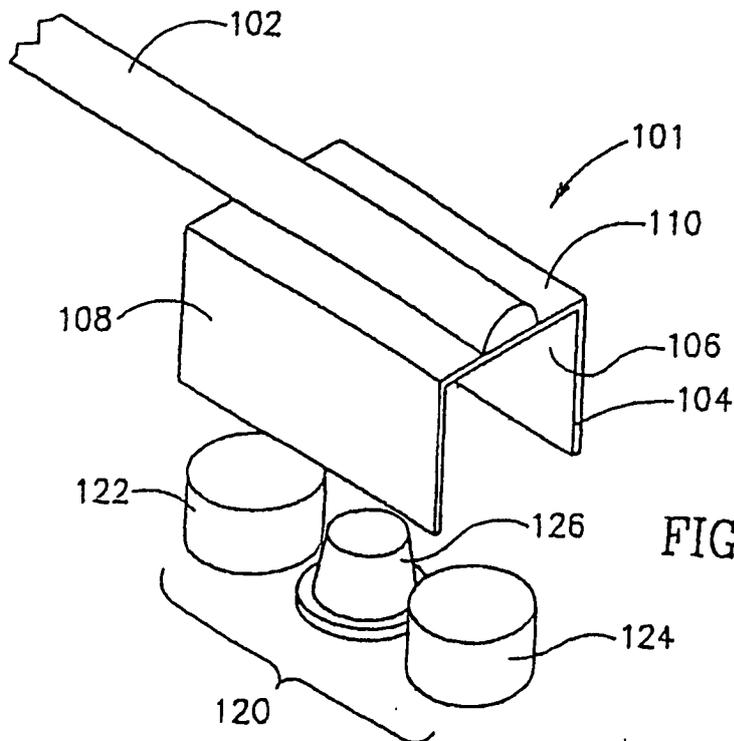


FIG.3

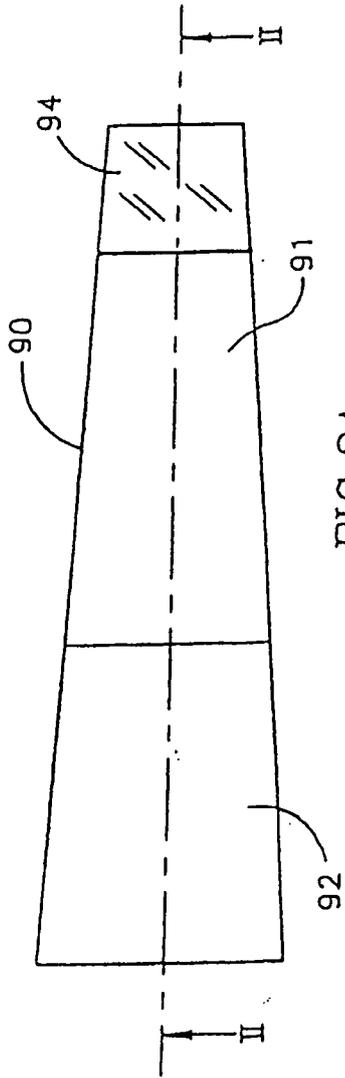


FIG. 2A

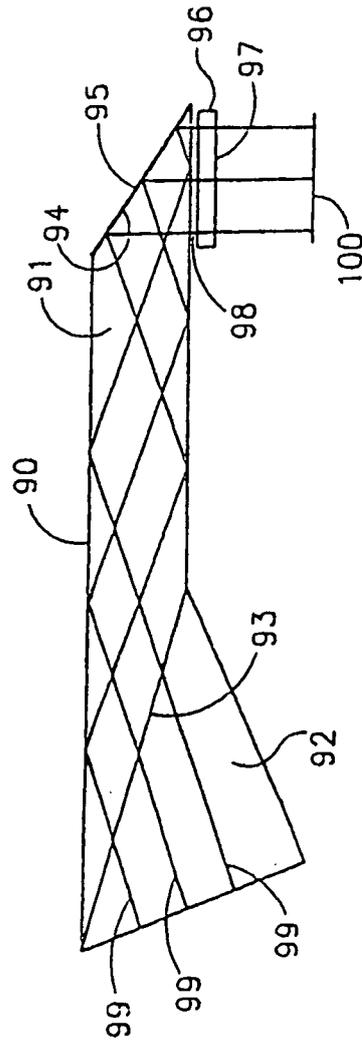


FIG. 2B

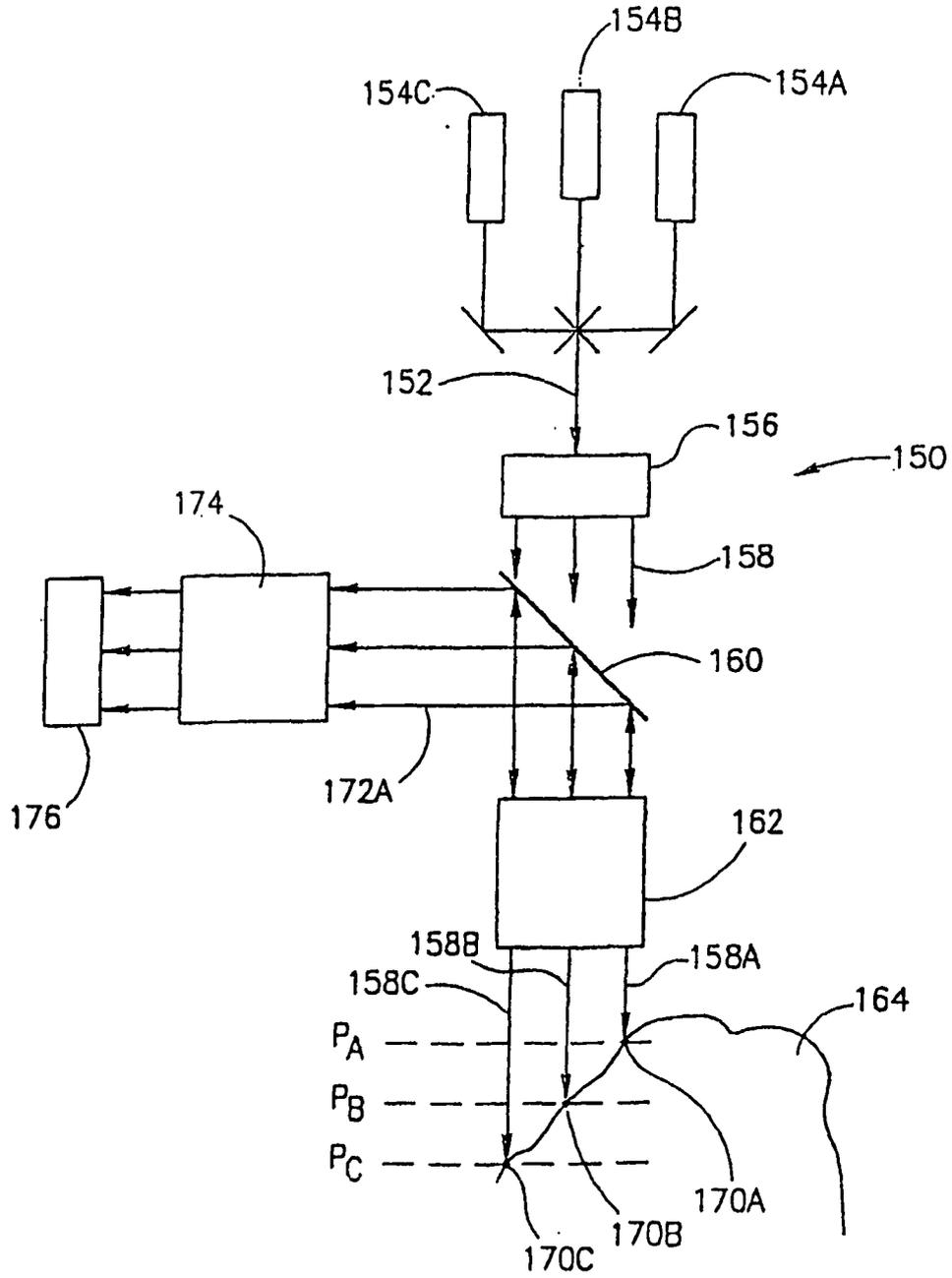


FIG. 4