

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
11. Mai 2006 (11.05.2006)

PCT

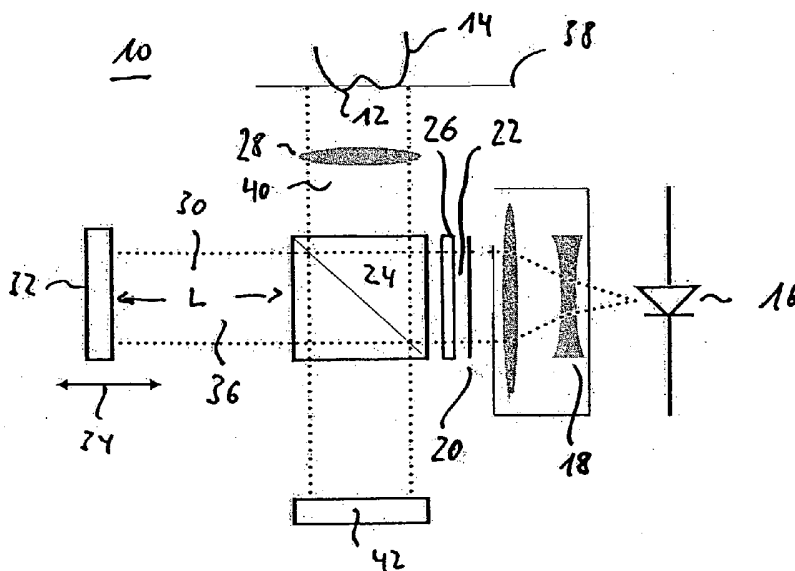
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2006/048163 A2

- (51) Internationale Patentklassifikation:
G01B 11/24 (2006.01) *G01N 21/47* (2006.01)
G01B 9/02 (2006.01)
- (72) Erfinder; und
(75) Erfinder/Anmelder (*nur für US*): ERTL, Thomas [DE/DE]; Westendstr. 4, 63303 Dreieich (DE).
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2005/011475
- (74) Anwalt: STOFFEGEN, Hans-Herbert; Friedrich-Ebert-Anlage 11b, 63450 Hanau (DE).
- (22) Internationales Anmeldedatum:
26. Oktober 2005 (26.10.2005)
- (81) Bestimmungsstaaten (*soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart*): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität:
10 2004 052 933.7
29. Oktober 2004 (29.10.2004) DE
10 2004 063 460.2
23. Dezember 2004 (23.12.2004) DE
- (71) Anmelder (*für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US*): DEGUDENT GMBH [DE/DE]; Rodenbacher Chaussee 4, 63457 Hanau (DE).
- (84) Bestimmungsstaaten (*soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart*): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: METHOD AND DEVICE FOR DETECTING THE CONTOUR DATA AND/OR OPTICAL CHARACTERISTICS OF A THREE-DIMENSIONAL SEMI-TRANSPARENT OBJECT

(54) Bezeichnung: VERFAHREN UND VORRICHTUNG ZUR ERFASSUNG VON KONTURDATEN UND/ODER OPTISCHEN EIGENSCHAFTEN EINES DREIDIMENSIONALEN SEMITRANSPARENTEN OBJEKTS



(57) Abstract: The invention relates to a method and a device for detecting the contour data and/or optical characteristics of an object (14), such as a tooth or a tooth restoration, based on an interference and/or autocorrelation measurement using an image sensor (42). To permit an exact surface detection in addition to a determination of the optical characteristics of the object, individual light beams strike the object, which are located at a distance from one another in such a way that no impact of reflected individual light beams takes place on immediately adjacent pixels (46, 47, 49) of the image sensor (42).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2006/048163 A2



ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

Veröffentlicht:

- *ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts*

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren sowie eine Vorrichtung zur Erfassung von Konturdaten und/oder optischen Eigenschaften eines Objekts (14), wie eines Zahns oder einer Zahnrestauration, auf der Basis einer Interferenz- und/oder Autokorrelationsmessung unter Verwendung eines Bildsensors (42). Um eine genaue Oberflächenerfassung sowie eine Ermittlung der optischen Eigenschaften des Objekts zu ermöglichen, wird vorgeschlagen, dass auf das Objekt Einzellichtstrahlen auftreffen, die derart zueinander beabstandet sind, dass ein Auftreffen von reflektierten Einzellichtstrahlen auf unmittelbar aneinander grenzenden Pixeln (46, 47, 49) des Bildsensors (42) unterbleibt.

Verfahren und Vorrichtung zur Erfassung von Konturdaten und/oder optischen Eigenschaften eines dreidimensionalen semitransparenten Objekts

Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren zur Erfassung von Konturdaten und/oder optischen Eigenschaften eines dreidimensionalen semitransparenten Objekts, insbesondere eines semitransparenten Objekts im Dentalbereich wie Zahn oder Zahnrestauration, auf der Basis einer Interferenz- und/oder Autokorrelationsmessung, wobei

- ein Strahlenbündel von mindestens einer Lichtquelle kurzer Kohärenzlänge erzeugt wird,
- das Strahlenbündel durch einen Strahlteiler geführt und vorzugsweise über eine Fokussieroptik auf das Objekt geleitet wird,
- in dem Strahlteiler aus dem Strahlenbündel ein Referenzstrahl abgespalten und von einem entlang des Referenzstrahls verschiebbaren Referenzspiegel reflektiert wird, wobei durch Verschieben des Referenzspiegels eine Position einer Signalgewinnungsfläche relativ zum Objekt festgelegt wird, und
- die vom Objekt und vom Referenzspiegel reflektierte Strahlung in dem Strahlteiler zusammengeführt und in einem Pixel aufweisenden Bildsensor überlagert wird, wobei beim Durchfahren der Signalgewinnungsfläche durch das Objekt zeitlich und/oder räumlich veränderte Signalmuster erfassbar sind,

Ferner nimmt die Erfindung Bezug auf eine Vorrichtung zur Erfassung von Konturdaten und/oder optischen Eigenschaften eines dreidimensionalen semitransparenten Objektes, insbesondere eines semitransparenten Objekts im Dentalbereich wie Zahn oder Zahnrestauration, umfassend mindestens eine Lichtquelle kurzer Kohärenzlänge, zur Erzeugung eines Strahlenbündels, einen das Strahlenbündel zum einen in einen vorzugsweise über eine Fokussieroptik auf das Objekt leitenden Strahlungsanteil und zum anderen in einen auf einen verstellbaren Referenzspiegel leitenden Strahlungsanteil aufspaltenden Strahlteiler sowie einen Pixel aufweisenden Bildsensor, der mit von dem Objekt und von dem Referenzspiegel reflektierte und von dem Strahlteiler zusammengeführter Strahlung beaufschlagbar ist.

Ein Verfahren der oben genannten Art ist beispielsweise in der DE-A-43 09 056 beschrieben. Bei dem bekannten Verfahren handelt es sich um ein interferometrisches Verfahren zur Ermittlung der Entfernung und der Streuintensität von streuenden Punkten. Diese werden von einer breitbandigen, räumlich partiellen kohärenten Lichtquelle beleuchtet und befinden sich in einem Arm eines Interferometers. Als Lichtquelle wird beispielsweise eine Glühlampe oder eine Superlumineszenzdiode angegeben. Am Ausgang des Interferometers wird das Licht in ein Spektrum zerlegt und aus der Helligkeitsverteilung im Spektrum wird die Information über die Entfernung und die Streuintensität ermittelt. Nachteilig an dem beschriebenen Verfahren ist, dass die Auflösung in z-Richtung, d. h. in die Tiefe des Objektes begrenzt ist.

In dem Aufsatz von Prof. Dr. G. Häusler: „„KOHÄRENZRADAR“ – ein optischer 3D-Sensor mit einer Genauigkeit von 1 μm “, INFO BÖRSE LASER, Nr. 36/April 1999, VDI Technologiezentrum, wird ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Vermessung einer Oberflächengestalt beschrieben. Das Messprinzip beruht auf Weißlicht-Interferometrie, wobei durch eine besondere Beleuchtung gezielt lokale Speckle erzeugt werden, so dass sich auch verschiedenste optisch raue Objekte, wie gefräste Flächen oder Gummi, sogar menschliche Haut, interferometrisch vermessen lassen. Nach dem Verfahren vergleicht man im Prinzip die Weglänge des Lichtes für jeden Objektpunkt mit der Länge des korrespondierenden Referenzweges im Interferometer. Nur wenn die Weglängen annähernd gleich sind, entsteht ein Interferenzkontrast im entsprechenden Bildpunkt. Während der Sensor sich auf das Objekt zubewegt, wird der Zeitpunkt des maximalen Interferenzkontrastes für jeden Bildpunkt individuell bestimmt und die jeweilige Sensorposition abgespeichert.

Aus der DE-A-40 34 007 ist ein Verfahren und eine Vorrichtung bekannt, wobei zur Gewinnung von dreidimensionalen Daten zur Vermeidung störender Streustrahlung aus der Tiefe eines semitransparenten Objekts wie beispielsweise eines Zahns oder eines zahnärztlichen Füllstoffes eine Beschichtung des Objekts vorgesehen ist, die diese Streustrahlung verhindert. Diese Schicht muss jedoch durch den Zahnarzt aufgetragen werden, ist also ein zusätzlicher Arbeitsschritt, der zudem im Falle eines Einpuderns

größerer Areale des Zahnkranzes zu Reizungen der Atemwege des Patienten durch Aspiration der Staubartikel führen kann.

In der US-B-6,697,164 wird ein Verfahren und eine Vorrichtung beschrieben, wobei der Einfluss der Streustrahlung durch eine konfokale Optik reduziert wird. Bei diesem Verfahren wird ein Array aus einfallenden Lichtstrahlen in einen optischen Strahlengang eingeleitet, der durch eine Fokussierungsoptik auf eine Probenfläche geleitet wird. Die Fokussierungsoptik definiert eine oder mehrere Fokalebene vor der Probenfläche in einer durch die Optik veränderbaren Position, wobei jeder Lichtstrahl seinen Fokus an einer von den einen oder mehreren Fokalebene hat. Die Strahlen erzeugen eine Vielzahl von Leuchtpunkten auf der Kontur. Von jedem dieser Leuchtpunkte wird die Intensität erfasst. Die oben erwähnten Schritte werden mehrmals wiederholt, wobei jedes Mal die Position der Fokalebene relativ zu der Kontur verändert wird. Für jeden der Leuchtpunkte wird eine leuchtpunktspezifische Position ermittelt, die einer Position der jeweiligen Fokalebene entspricht, welche zu einer maximalen gemessenen Intensität eines jeweiligen reflektierten Lichtstrahls führt. Auf der Basis der ermittelten leuchtpunktspezifischen Positionen werden Daten generiert, die die Topologie der Kontur repräsentieren.

Die beschriebene Vorrichtung zur Erfassung einer Oberflächentopologie eines Bereichs einer dreidimensionalen Struktur umfasst eine Probe mit einer abzutastenden Kontur. Ferner ist eine Lichtquelle zur Erzeugung eines Arrays einfallender Lichtstrahlen, welche zu der Struktur entlang eines optischen Pfads übertragen werden, vorgesehen, um Leuchtpunkte auf dem Bereich zu erzeugen. Eine Licht fokussierende Optik definiert eine oder mehrere Fokalebene vor der Probenstruktur in einer Position, die durch die Optik veränderbar ist. Jeder Lichtstrahl hat seinen Fokus auf einer der mehreren Fokalebene. Des Weiteren ist ein Verschiebungsmechanismus mit der Fokussierungsoptik gekoppelt, um diese relativ zu der Struktur entlang einer Achse, die durch die einfallenden Lichtstrahlen definiert ist, zu verschieben. Des Weiteren ist ein Detektor vorgesehen, mit einem Array von Sensorelementen zur Messung der Intensität jedes einer Vielzahl von Lichtstrahlen, die von den Leuchtpunkten entgegengesetzt zu dem einfallenden Licht reflektiert werden. Ein Prozessor ist mit dem Detektor gekoppelt, um für jeden

Lichtstrahl eine leuchtpunktspezifische Position zu ermitteln. Da ein reflektierter Lichtstrahl die Maximalintensität erreicht, wenn sich die Reflektionsposition in der Fokalebene befindet, kann damit seine spezifische Position ermittelt werden. Auf der Basis der ermittelten leuchtpunktspezifischen Positionen werden Daten der Topologie des Bereiches erzeugt.

Durch Anwendung einer aus der oben genannten US 6,697,194 B1 bekannten konfokalen Optik kann der Einfluss der Streustrahlung deutlich reduziert werden.

Der WO-A-95/33971 ist ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Messung der Konturdaten eines Objektes zu entnehmen. Dabei wird das Interferometerprinzip verwendet, wobei eine Lichtquelle kurzer Kohärenzlänge eingesetzt wird. Um das Objekt in hinreichender räumlicher Ausdehnung mit Licht zu beaufschlagen, besteht die Möglichkeit, das von einer Lichtquelle stammende Licht aufzuweiten. Die in dem Strahlenbündel verlaufenden Lichtstrahlen sind jedoch nicht voneinander getrennt, sondern überlagern sich zum Teil.

Aus der US-A-5,321,501 ist ein Verfahren zur Messung von Dimensionierungen oder optischen Eigenschaften biologischer Proben bekannt, wobei gleichfalls das Interferometerprinzip zur Anwendung gelangt. Nach einer Ausführungsform können schnell veränderliche biologische Proben gleichzeitig mit Strahlung verschiedener optischer Quellen beaufschlagt werden. Jeder Strahlenquelle ist ein Detektor zugeordnet. Durch diese Maßnahmen sollen parallel und gleichzeitig mehrere Bereiche der Probe gescannt werden.

Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zu Grunde, ein Verfahren und eine Vorrichtung der eingangs genannten Art so weiterzubilden, dass eine genaue Oberflächenerfassung und im gewünschten Umfang eine Ermittlung der optischen Eigenschaften des Objekts erfolgen kann. Gleichzeitig soll eine Anpassung an die Gegebenheiten der Objektgeometrie und der optischen Eigenschaften insoweit erfolgen, dass die Strahlen im gewünschten Umfang einstellbar sind.

Verfahrensmäßig wird die Aufgabe im Wesentlichen dadurch gelöst, dass das Strahlenbündel vor Auftreffen auf den Strahlteiler in räumlich beabstandete parallele Einzellichtstrahlen aufgeteilt wird oder ist, wobei die Einzellichtstrahlen einen Abstand derart zueinander aufweisen, dass ein Auftreffen von reflektierten Einzellichtstrahlen auf unmittelbar aneinandergrenzende Pixel des Bildsensors unterbleibt. Mit den übrigen, nicht von Einzelstrahlen beleuchteten Pixeln wird die durch ein semitransparentes Objekt erzeugte Streustrahlung detektiert.

Während nach der DE-A-43 09 056 das Objekt mit einer kontinuierlichen Beleuchtung, d. h. mit einem nicht unterbrochenen, gleichförmigen Strahlenbündel bestrahlt wird, wodurch eine aufwendige Auswertung erforderlich ist, wird erfindungsgemäß mit einem Raster von beabstandeten Lichtstrahlen gearbeitet, d. h. mit einem Strahlenbündel paralleler Lichtstrahlen, so dass Streuungen innerhalb des zu messenden Objekts zwischen den reflektierten Strahlen detektierbar sind und die benachbarten Strahlen nicht beeinflusst werden. Dabei ist insbesondere vorgesehen, dass der Abstand der Einzellichtstrahlen derart eingestellt wird, dass zwei unmittelbar benachbarte Einzellichtstrahlen auf Pixeln oder Pixelbereichen auftreffen, zwischen denen zumindest ein Pixel, vorzugsweise zwei bis fünf Pixel, unmittelbar von einem reflektierten Lichtstrahl unbeaufschlagt sind.

Erfindungsgemäß ist folglich vorgesehen, dass jedes von einem reflektierten Einzellichtstrahl illuminierte Pixel bzw. jede entsprechend illuminierte Pixelgruppe von einem primär nicht illuminierten Bereich umgeben ist, der wiederum im Falle des Auftretens von Streulicht beleuchtet sein kann. Ungeachtet dessen wird dieser von Streulicht beaufschlagte Bereich als von einem reflektierten Einzellichtstrahl unbeaufschlagter Pixel bzw. Pixelbereich bezeichnet.

Somit ist aufgrund der erfindungsgemäßen Lehre eine überaus präzise Erfassung der Kontur des zu messenden Objekts möglich, wobei es sich nicht nur um feste Objekte, sondern auch um flexible handeln kann, wie z. B. die Schleimhaut.

Bei der Lichtquelle kann es sich um weißes Licht handeln. Alternativ kann das Licht auch von zumindest einer superlumineszenten Diode oder einem Array aus einzelnen oder mehreren superlumineszenten Dioden oder zumindest einer breitbandigen Hochleistungsleuchtdiode oder einem Array aus einzelnen oder mehreren relativ breitbandigen Hochleistungsleuchtdioden erzeugt werden. Ebenso ist eine Kombination mehrerer Laserdioden mit gegeneinander versetzter Zentralwellenlänge möglich, wobei ein Wellenlängenversatz im Bereich von 5 nm bis 150 nm, bevorzugt im Bereich von 10 nm bis 50 nm liegen kann.

Vorzugsweise liegt die Kohärenzlänge l_c der verwendeten Lichtquellen im Bereich $2 \leq l_c \leq 20 \mu\text{m}$, bei einer Emissionsleistung P_E der Lichtquellen im Bereich $1 \leq P_E \leq 100 \text{ mW}$ vorzugsweise $3 \leq P_E \leq 50 \text{ mW}$.

Abweichend vom Stand der Technik können nach dem erfindungsgemäßen Verfahren sowohl Oberflächen- als auch Tiefeninformationen, und zwar durch Auswahl der geeigneten Wellenlänge, bei der der Streukoeffizient des Objekts entsprechend hoch oder niedrig ist, gewonnen werden. Bei Messungen mit Licht im nahen Infrarot wird die Streuung geringer, da diese mit zunehmender Wellenlänge abnimmt.

Gemäß einer bevorzugten Verfahrensweise ist vorgesehen, dass Licht kurzer Kohärenzlänge einer einzelnen oder mehrerer Lichtquellen über einen Beamexpander aufgeweitet und auf ein Linsenarray projiziert wird, das daraus eine Vielzahl paralleler Einzelstrahlen erzeugt. Das Linsenarray kann eine Vielzahl von gitterförmig angeordneten Linsen aufweisen, über die das auftreffende Strahlenbündel in die gewünschten beabstandeten und parallel zueinander verlaufenden Einzellichtstrahlen aufgeteilt wird. Die parallelen Einzelstrahlen laufen durch einen Strahlteiler, einen Beamshifter und über eine axial verschiebbare Fokussieroptik zum Objekt, dessen Geometriedaten gemessen werden sollen. Der Beamshifter dient dazu, das Strahlenbündel um Bruchteile des Abstands zwischen zwei Einzelstrahlen zu verschieben, um so die Auflösung zu erhöhen.

In einer bevorzugten Ausführungsform ist der Beamshifter als planare Platte ausgebildet, die senkrecht zur Strahlrichtung in X- und Y-Richtung leicht verkippt werden kann.

Im Strahlteiler wird ein Referenzstrahl aufgespalten und an einem Referenzspiegel reflektiert. Der Referenzspiegel ist in Strahlrichtung, also in axialer Richtung verschiebbar angeordnet und legt mit der Länge eines Referenzarms eine Signalgewinnungsfläche, idealerweise eine Ebene, in einem Messarm des Interferometers fest. Diese kann identisch sein mit der Fokusebene der Fokussieroptik, kann jedoch auch von dieser verschieden sein, um weitere Informationen zum Streuverhalten des semitransparenten Objekts für die anschließende Bildverarbeitung zu gewinnen.

In dem Strahlteiler werden die vom Objekt und vom Referenzspiegel reflektierten Einzellichtstrahlen zusammengeführt und in dem Detektor überlagert. Liegen die Weglängenunterschiede des Referenzarms und des Messarms im Bereich der Kohärenzlänge der verwendeten Lichtquelle zeigen sich bei axialer Bewegung des Referenzarmspiegels Maxima und Minima auf dem Detektor.

Mit einem multiplanaren Wellenleitelement als Strahlteiler sind gleiche technische Möglichkeiten gegeben.

Gemäß einer alternativen Ausführungsform kann die Vielzahl von Einzelstrahlen direkt in einem VCSEL-Array (vertical cavity surface emitting laser) erzeugt werden. Dies hat den Vorteil der einzelnen Adressierbarkeit der Einzelstrahlen.

Eine Weiterführung des erfindungsgemäßen Verfahrens sieht vor, dass die Strahlführung auch durch dispersionsarme Monomodefaserbündel realisiert werden kann. Dabei wird die Lichtquelle nach Expansion in eine Vielzahl parallel geführter Fasern eingekoppelt. Die Auskopplung erfolgt ebenfalls über eine Fokussieroptik. Die Funktionen des Strahlteilers übernehmen in diesem Fall Faserkoppler.

Es kann eine Differenzmessung mit mindestens zwei verschiedenen Wellenlängen durchgeführt werden. Erfindungsgemäß können diese Messungen mit Wellenlängen durchgeführt werden, bei denen das semitransparente Objekt jeweils einen sehr unter-

schiedlichen Streu- und Absorptionskoeffizienten aufweist, um daraus ein Differenzbild zu erstellen.

Zur Verbesserung des Signal-Störsignalverhältnisses ist vorgesehen, dass eine Vielzahl von Frames, d.h., der gesamte Bildinhalt des Bildsensors einer definierten Zeitperiode (Sampling-Zeit) beim Durchfahren des Referenzarms im Speicher eines an den Bildsensor angeschlossenen Bildverarbeitungsrechners abgelegt und miteinander verrechnet werden.

Eine Vorrichtung der eingangs genannten Art, durch die der Erfindung zu Grunde liegende Aufgabe gelöst wird, zeichnet sich dadurch aus, dass zwischen der Lichtquelle und dem Strahlteiler ein das Strahlenbündel in räumlich beabstandete parallele Einzellichtstrahlen aufteilendes optisches Element angeordnet ist oder die Lichtquelle zur Erzeugung des aus einer Vielzahl paralleler Einzellichtstrahlen bestehenden Strahlenbündels ausgebildet ist, wobei die Einzellichtstrahlen einen Abstand derart zueinander aufweisen, dass ein Auftreffen von reflektierten Einzellichtstrahlen auf unmittelbar aneinander grenzenden Pixeln des Bildsensors unterbleibt.

Ausgestaltungen ergeben sich aus den abhängigen Ansprüchen.

Erfindungsgemäß wird ein Verfahren bzw. eine Vorrichtung zur Erfassung optischer und geometrischer Eigenschaften dreidimensionaler, semitransparenter Objekte insbesondere des Dentalbereichs, wie Zähne, Kompositmaterialien, Verblendkeramiken, durch Anwendung einer Interferenz und/oder Autokorrelationsmessung mit zumindest einer Lichtquelle kurzer Kohärenzlänge vorgeschlagen, das sich durch nachstehende Merkmale bzw. Merkmalsgruppen auszeichnet:

- ein Raster von definiert beabstandeten Lichtstrahlen, d. h. einem Strahlenbündel paralleler Lichtstrahlen wird verwendet, so dass Streuungen innerhalb des zu messenden Objekts zwischen den reflektierten Strahlen detektierbar sind und die benachbarten Strahlen nicht beeinflusst werden,

- am Bildsensor wird gleichzeitig nur eine Untermenge von verfügbaren Pixeln direkt von einem korrespondierendem Lichtstrahl beleuchtet (mindestens ein un- beleuchteter Pixel Abstand zwischen den beleuchteten Pixeln). Rund um jedes illuminierte Pixel bzw. jede Pixelgruppe (im Fall, dass ein Lichtpunkt mehrere nebeneinander liegende Pixel gleichzeitig beleuchtet) befindet sich ein primär nicht beleuchteter Bereich, der jedoch im Fall des Auftretens von Streulicht (im semitransparenten Objekt) auch beleuchtet wird,
- ein Beamshifter wird zur Verschiebung des Strahlenbündels um Bruchteile des Abstands der Einzelstrahlen verwendet, um durch eine Mehrzahl gegeneinander verschobener Messungen die Genauigkeit des Verfahrens zu erhöhen. Bevorzugte Ausführungsform des Beamshifters: planparallel Platte, die leicht verkippt wird. Eine Verschiebung erfolgt zwischen den Frames um Bruchteile des Ab- standes der Beleuchtungsstrahlen,
- eine Kombination verschiedener Laserdioden mit versetzter Zentralwellenlänge wird verwendet, wobei ein Wellenlängenversatz von 5 nm bis 150 nm bevorzugt im Bereich 10 nm bis 50 nm liegen kann,
- durch geeignete Wahl der Wellenlänge, bei der der Streukoeffizient des Objekts entsprechend hoch oder niedrig ist, können Tiefen- oder Oberflächeninformatio- nen gewonnen werden,
- eine Differenzmessung mit mindestens zwei verschiedenen Wellenlängen kann durchgeführt werden, bei denen das semitransparente Objekt jeweils ein sehr un- unterschiedliches Streu- und Absorptionsverhalten aufweist, um daraus ein Diffe- renzbild zu erstellen,
- bei Nutzung des Spektralbereichs im nahen Infrarot, beispielsweise 750 nm bis 1000 nm, kann sodann verfügbare Tiefeninformation auch zur Kariesdiagnostik genutzt werden,

- falls zwei oder mehrere Wellenlängen simultan genutzt werden, kann eine RGB-Variante eines CMOS Sensors genutzt werden, die im roten, grünen und blauen Spektralbereich Empfindlichkeitsmaxima aufweist,
- die Signalgewinnungsfläche (Ebene mit maximalem Interferenzkontrast) kann mit der Fokusebene identisch, aber auch von dieser verschieden sein, um weitere Informationen zum Streuverhalten des semitransparenten Objekts für die anschließende Bildverarbeitung zu gewinnen,
- gemäß einer alternativen Ausführungsform kann die Vielzahl von Einzelstrahlen direkt in einem VCSEL-Array erzeugt werden kann. Dies hat den Vorteil der einzelnen Adressierbarkeit der Einzelstrahlen,
- eine Einkopplung von Licht in eine Vielzahl von Einzelfasern kann die Funktion des Strahlteilers übernehmen.

Weitere Einzelheiten, Vorteile und Merkmale der Erfindung ergeben sich nicht nur aus den Ansprüchen, den diesen zu entnehmenden Merkmalen -für sich und/oder in Kombination-, sondern auch aus der nachfolgenden Beschreibung der den Zeichnungen zu entnehmenden Ausführungsbeispiele. Dabei werden ausdrücklich auch Merkmale und Merkmalskombinationen nachfolgend beschriebener Ausführungsbeispiele beansprucht.

Es zeigen:

- Fig. 1 einen prinzipiellen Aufbau einer Vorrichtung zur Erfassung von Konturdaten eines Objekts,
- Fig. 2 eine Prinzipdarstellung zur Verdeutlichung eines Messprinzips,
- Fig. 3 Kohärenzlänge der Lichtquelle in Abhängigkeit von deren Zentralwellenlänge,

- Fig. 4 Streukoeffizient von Schmelz und Dentin in Abhängigkeit der Wellenlänge,
- Fig. 5 Absorptionskoeffizient von Schmelz und Dentin in Abhängigkeit von der Wellenlänge,
- Fig. 6 eine Prinzipdarstellung einer weiteren Anordnung zur Erfassung von Konturdaten eines Objekts,
- Fig. 7 eine Prinzipdarstellung eines Sensorgehäuses und
- Fig. 8 die Unterseite des Sensorgehäuses gemäß Fig. 7.

Fig. 1 zeigt einen schematischen Aufbau einer Vorrichtung 10 zur Erfassung von Konturdaten einer Freiformfläche 12 eines semitransparenten Objektes 14.

Das Licht einer Lichtquelle 16 kurzer Kohärenzlänge wird über einen Beam Expander 18 aufgeweitet und auf ein Linsenarray 20 projiziert, das daraus ein Strahlenbündel 22 einer Vielzahl paralleler Einzelstrahlen erzeugt. Diese laufen durch einen Beamshifter 26, einen Strahlteiler 24 und über eine axial verschiebbare Fokussieroptik 28 zum Objekt 14 wie Zahn, dessen Geometriedaten gemessen werden sollen.

Der Beamshifter 26 dient dazu, das Strahlenbündel 22 um Bruchteile des Abstands zwischen zwei Einzelstrahlen zu verschieben, um so die Auflösung zu erhöhen. Hierdurch besteht die Möglichkeit, das Strahlenbündel 22, d. h. dessen Einzellichtstrahlen insgesamt ortsmäßig zu verschieben, um somit auch Bereiche des Objekts 14 messen zu können, die möglicherweise bei anderen Auftreffpunkten der Einzellichtstrahlen nicht erfassbar sind.

Der Beamshifter 26 kann z. B. als planparallele Platte ausgebildet sein, die senkrecht zur Strahlrichtung in X und Y leicht verkippt werden kann.

Im Strahlteiler 24 wird ein Referenzstrahl 30 abgespalten und an einem Referenzspiegel 32 reflektiert. Der Referenzspiegel 32 ist in Richtung des Referenzstrahls 30, also in axialer Richtung gemäß Pfeil 34 verschiebbar angeordnet und legt mit der Länge L eines Referenzarms 36 eine Signalgewinnungsfläche 38, idealerweise eine Ebene, in einem Messarm 40 eines Interferometers fest. Diese kann identisch sein mit einer Fokusebene der Fokussieroptik 28, kann jedoch auch von dieser verschieden sein, um weitere Informationen zum Streuverhalten des semitransparenten Objekts 14 für die anschließende Bildverarbeitung zu gewinnen. Auf dem Rückweg vom Objekt 14 werden im Strahlteiler 24 die vom Objekt 14 reflektierten Einzellichtstrahlen und die vom Referenzspiegel 32 reflektierten Einzellichtstrahlen, also beide Lichtpfade zusammengeführt und in einem Bildsensor 42 überlagert.

Die Signalgewinnungsfläche 38 ist die Ebene mit maximalem Interferenzkontrast bzw. sollte diese sein.

Liegen die Weglängenunterschiede des Referenzarms 36 und des Messarms 40 im Bereich der Kohärenzlänge der verwendeten Lichtquelle 16, zeigen sich bei axialer Bewegung des Referenzarmspiegels 32 Minima und Maxima auf dem Bildsensor 42.

Fig. 2 zeigt eine rasterförmige Verteilung von Beleuchtungspunkten 44 auf dem Messobjekt 14 sowie auf dem Bildsensor 42. Am Bildsensor wird gleichzeitig nur eine Untermenge 46, 47 von verfügbaren Pixeln 48 direkt von einem korrespondierenden Lichtstrahl 43, 45 beleuchtet. Eine Verschiebung des Rasters erfolgt zwischen den Frames um Bruchteile des Abstands der Beleuchtungsstrahlen.

Die Vielzahl der parallelen Einzelstrahlen 43, 45 (Beleuchtungsraster) werden so korrespondierend zentriert auf jeweils ein oder wenige Pixel 46, 47 des Bildsensors 42 abgebildet. Rund um jedes illuminierte Pixel 46, 47 bzw. jeder Pixelgruppe befindet sich ein primär nicht illuminiertes Bereich (z. B. Pixel 49), der jedoch im Fall des Auftretens von Streulicht ebenfalls beleuchtet wird, was bei einem semitransparenten Objekt der Normalfall ist. Damit wird das Signal – Störsignalverhältnis verschlechtert.

Um dennoch dreidimensionale Daten der Oberfläche 12 des Objekts 14 gewinnen zu können, wird erfindungsgemäß eine Vielzahl von Frames, d. h. der gesamte Bildinhalt des Bildsensors 42 einer definierten Zeitperiode (Samplingzeit) beim Durchfahren des Referenzarms 36 im Speicher eines an den Bildsensor 42 angeschlossenen Bildverarbeitungsrechner abgelegt und miteinander verrechnet.

Kennt man eine Stellung des Referenzarms 36 in dem definitiv kein Messsignal des Objekts 14 vorliegen kann (z.B. in der kürzesten Stellung des Referenzarmes, bei dem die Messebene 38 kurz oberhalb des Objektes 14 liegt), kann davon ausgegangen werden, dass Restsignale, die dennoch aufgetreten sind, Störsignale sind und können als solche klassifiziert werden. Bewegt man die Signalgewinnungsfläche 38 durch Verschieben des Referenzspiegels 32 weiter in Richtung des Messobjekts 14, entsteht irgendwann ein Schnittpunkt bzw. eine Schnittlinie ggf. auch eine Schnittfläche zwischen Signalgewinnungsfläche 38 und der Objektkontur 12. Dann kommt es an den korrespondierenden Pixeln des Bildsensors 42 zu charakteristischen Intensitätsschwankungen, die sich in von Frame zu Frame wechselnden Bildmustern ausdrücken. Die beim Verfahren eher statischen Intensitätsverteilungen können dagegen abgegrenzt werden. So kann beim Durchfahren der Signalgewinnungsfläche durch das Messobjekt durch Verknüpfen der zeitlich - räumlichen Signalmuster der konsekutiven Frames ein Helligkeitsmustertensor aufgebaut werden.

Zur Oberflächenkonturdatenextraktion wird a-priori Wissen in Form einer Datenbank genutzt, die typische Kombinationen aus Streu-, Absorptions- und Anisotropiefaktoren, der entsprechenden semitransparenten Materialien enthalten. Damit wird die zu erwartende Streulichtverteilung berechnet. Ein Berechnungsverfahren, das die optischen Eigenschaften semitransparenter Gewebe beschreibt, ist z. B. in der Dissertation von Weniger K., FU Berlin 2004, beschrieben.

Ebenso wird, soweit die zu erwartende Kontur bekannt ist, also einer bestimmten Konturklasse zugeordnet werden kann, dies dazu genutzt, Daten mit Prioritäten zu versehen.

Der Ablauf der Messung wird von einem Microcontroller gesteuert. Dies beinhaltet das Verschieben der Fokussieroptik und des Referenzarmspiegels, wie auch die Bewegung des Beamshifters.

3 D Konturdaten, die teilüberlappend von verschiedenen Positionen des Bildsensors aufgenommen werden, werden mittels Software zu einem Gesamtdatensatz kombiniert.

Aus den extrahierten Konturdaten des gemessenen Objekts wird ein STL-File erstellt, der mit geeigneten CAD/CAM Systemen weiterbearbeitet werden kann.

Die vorliegende Erfindung beschreibt eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Gewinnung von 3D Daten semitransparenter Objekte durch Anwendung von Interferenzmessung / Autokorrelationsmessungen mit Lichtquellen kurzer Kohärenzlänge. Dies kann im Extremfall weißes Licht sein, jedoch auch von einer oder einem Array superlumineszenter Dioden, oder von einer oder einem Array mehrerer relativ breitbandiger Hochleistungsleuchtdioden stammen. Ebenso ist eine Kombination mehrerer Laserdioden mit gegeneinander versetzter Zentralwellenlänge möglich. Der Wellenlängenversatz kann 5 – 150 nm, bevorzugt 10 – 50 nm betragen.

Die Kohärenzlänge l_c , die bestimmend ist für die longitudinale Auflösung einer OCT Messung (Optische Kohärenz Tomografie), ist für eine gaußförmige Spektralverteilung gegeben durch:

$$l_c = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda^2}{\Delta \lambda}$$

Die Kohärenzlänge sollte bevorzugt im Bereich 2- 20 μm liegen, bei Emissionsleistungen im Bereich 1 bis 100 mW bevorzugt 3 – 50 mW. Ein Zusammenhang zwischen der Zentralwellenlänge und der Bandbreite (FWHM) der Lichtquelle und der Kohärenzlänge ist in Fig. 3 dargestellt.

Abweichend vom Stand der Technik soll in dem beschriebenen Verfahren lediglich die Oberflächeninformation gewonnen werden. Es können daher auch Lichtquellen mit Wellenlängen gewählt werden, bei denen der Streukoeffizient des Objekts hoch ist. Damit wird eine Differenzmessung mit mindestens zwei verschiedenen Wellenlängen möglich.

Erfindungsgemäß können dies zwei Messungen mit Wellenlängen sein, bei denen das semitransparente Objekt 14 jeweils sehr unterschiedlichen Streu- und Absorptionskoeffizienten aufweist, um daraus ein Differenzbild zu erstellen.

Im Falle eines hohen Streukoeffizienten wird sich dann im Nahfeld des Beleuchtungspunktes ein kleiner jedoch heller Streuhof bilden. Im Falle eines kleinen Streukoeffizienten wird sich das Streulicht weit im semitransparenten Medium ausbreiten jedoch im Nahfeld eine geringere Intensität aufweisen. Dies eröffnet erweiterte Auswertungsmöglichkeiten durch die Bildverarbeitungssoftware.

Im Falle von Zahnhartsubstanz liegt ein Wellenlängenbereich mit hohem Streukoeffizienten im blauen und ultravioletten Spektralbereich, wobei Wellenlängen unter 350 nm wegen der Gefahr der Induktion von DNA Strangbrüchen und Radikalbildung vermieden werden sollten. Der Streukoeffizient liegt im Fall von Zahnhartsubstanz im Bereich 8 – 90 l/mm bei Absorptionskoeffizienten im Bereich von 0,1 – 1,5 l/mm. Bei zahnärztlichen Füllungsmaterialien liegt der Streukoeffizient hier im Bereich 8 – 25 l/mm und der Absorptionskoeffizient bei 0,3 – 4 l/mm.

Wellenlängenbereiche geringer Streuung liegen dagegen für semitransparente Objekte im roten und infraroten Spektralbereich. Für Zahnhartsubstanz liegt der Streukoeffizient im Bereich von 1 – 40 l/mm für Zahnschmelz an der unteren Grenze und für Dentin im oberen Bereich. Füllungswerkstoffe liegen im Bereich 3 – 20 l/mm. Beispiele für Streukoeffizienten und Adsorptionskoeffizienten von Schmelz und Dentin sind den Fig. 4 und 5 zu entnehmen.

Limitierend im nahen Infrarot ist die abnehmende spektrale Empfindlichkeit des Detektors. Im Falle einer bevorzugten Ausführungsform fällt diese bei einem CMOS Sensor bei 1000 nm unter 5 %. Ebenfalls ist die Verwendung eines CCD Sensors möglich. Weiterhin lässt sich mit geeigneten Sensoren der Wellenlängenbereich ins Infrarot erweitern. Geeignet sind dazu beispielsweise In As- oder HgCdTe-Detektoren mit denen der Bereich 2, 5 bis 10 μm abgedeckt werden kann.

Falls der Spektralbereich des nahen Infrarot, beispielsweise 750 nm bis 1000 nm genutzt wird, kann die dann verfügbare Tiefeninformation auch zur Kariesdiagnostik genutzt werden. Falls zwei oder mehrere Wellenlängen simultan genutzt werden sollen, kann eine RGB – Variante eines CMOS- Sensors genutzt werden, die im roten, grünen und blauen Spektralbereich Empfindlichkeitsmaxima aufweist.

Fig. 6 zeigt eine schematische Darstellung einer alternativen Ausführungsform einer Vorrichtung 50 zur Erfassung von Konturdaten dreidimensionaler Objekte, wobei gleiche Elemente mit gleichen Bezugszeichen gekennzeichnet sind. In Erweiterung der Vorrichtung 10 gemäß Fig. 1 ist eine Mitlaufvorrichtung 52 vorgesehen, die eine simultane axiale Längenänderung des Referenzarms 36 beim Verschieben der Fokussierlinse 28 entlang des Pfeils 54 ermöglicht. Hierzu sind in der Mitlaufvorrichtung 52 Umlenkspiegel 56 angeordnet. Ein weiterer Umlenkspiegel 58 ist in Verlängerung des aus dem Strahlteiler 24 austretenden Lichtstrahls angeordnet, um eine Umlenkung des Lichtstrahls auf den in der Mitlaufvorrichtung angeordnete Spiegelanordnung 56 zu erreichen. Um bei dieser Anordnung dennoch eine Trennung der Fokusebene von der Signalgewinnungsebene zu ermöglichen, kann der Spiegel 32 vorzugsweise getrennt axial in Richtung des Pfeils 60 verschoben werden.

Fig. 7 zeigt eine Außenkontur eines Sensorgehäuses 62 zum Einsatz in der Zahnheilkunde zum intraoralen Scanning von Zähnen. Um ein komfortables Arbeiten im Mund eines Patienten zu ermöglichen, müssen sich die Abmessungen an die Anatomie des Patienten orientieren. Eine keilförmige Anordnung ist eine bevorzugte Ausführungsform.

Fig. 8 zeigt eine Unterseite 64 des Sensorgehäuses 62, in dem ein Scanfenster 66 angeordnet ist. Die Länge des Scanfensters 66 ermöglicht eine simultane Erfassung eines Quadranten.

Patentansprüche

Verfahren und Vorrichtung zur Erfassung von Konturdaten und/oder optischen Eigenschaften eines dreidimensionalen semitransparenten Objekts

1. Verfahren zur Erfassung von Konturdaten und/oder optischen Eigenschaften eines dreidimensionalen semitransparenten Objekts (14), insbesondere eines semitransparenten Objekts im Dentalbereich wie Zahn oder Zahnrestauration, auf der Basis einer Interferenz- und/oder Autokorrelationsmessung, wobei

- ein Strahlenbündel (22) von mindestens einer Lichtquelle (16) kurzer Kohärenzlänge erzeugt wird,
- das Strahlenbündel durch einen Strahlteiler (24) geführt und über eine Fokussieroptik (28) auf das Objekt (14) geleitet wird,
- in dem Strahlteiler aus dem Strahlenbündel ein Referenzstrahl (30) abgespalten und von einem entlang des Referenzstrahls verschiebbaren Referenzspiegel (32) reflektiert wird, wobei durch Verschieben des Referenzspiegels eine Position einer Signalgewinnungsfläche (38) relativ zum Objekt (14) festgelegt wird, und
- die vom Objekt und vom Referenzspiegel reflektierte Strahlung in dem Strahlteiler zusammengeführt und in einem Pixel (46, 47, 49) aufweisenden Bildsensor (42) überlagert wird, wobei beim Durchfahren der Signalgewinnungsfläche durch das Objekt zeitlich und/oder räumlich veränderte Signalmuster erfassbar sind,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t ,

dass das Strahlenbündel (22) vor Auftreffen auf den Strahlteiler (24) in räumlich beabstandete parallele Einzellichtstrahlen (43, 45) aufgeteilt wird oder ist, wobei die Einzellichtstrahlen einen Abstand derart zueinander aufweisen, dass ein Auftreffen von reflektierten Einzellichtstrahlen auf unmittelbar aneinander grenzenden Pixeln (46, 49) des Bildsensors (42) unterbleibt.

2. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass der Abstand der Einzellichtstrahlen (43, 45) derart eingestellt wird, dass zwei unmittelbar benachbarte Einzellichtstrahlen auf Pixel (46, 47) bzw. Pixelbereiche auftreffen, zwischen denen zumindest ein Pixel, vorzugsweise 2 bis 5 Pixel unmittelbar von einem reflektierten Einzellichtstrahl unbeaufschlagt sind.
3. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass zur Bestimmung der Kontur bzw. der optischen Eigenschaften des Objekts (14) eine Differenzmessung mit mindestens zwei verschiedenen Wellenlängen durchgeführt wird, bei denen das Objekt jeweils unterschiedliche Streu- und Absorptionskoeffizienten aufweist.
4. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass eine Lichtquelle (16) mit einer Kohärenzlänge l_c im Bereich von $2 \mu\text{m} \leq l_c \leq 20 \mu\text{m}$ bei einer Emissionsleistung P_E der Lichtquelle im Bereich von $1 \text{ mW} \leq P_E \leq 100 \text{ mW}$ vorzugsweise $3 \text{ mW} \leq P_E \leq 50 \text{ mW}$ verwendet wird.
5. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass als Lichtquelle (16) weißes Licht und/oder zumindest eine superlumineszente Diode und/oder ein Array von superlumineszenten Dioden und/oder zumindest eine breitbandige Hochleistungsleuchtdiode und/oder ein Array von mehreren breitbandigen Hochleistungsleuchtdioden verwendet wird.
6. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass das Licht kurzer Kohärenzlänge insbesondere bei Nutzung einer einzelnen Lichtquelle oder einer geringen Anzahl von Lichtquellen (16) über einen Beam-Expander (18) aufgeweitet und zur Erzeugung eines eine Vielzahl paralleler Ein-

zellestrahlen aufweisenden Strahlenbündels (22) auf ein Linsenarray (20) projiziert wird.

7. Verfahren nach Anspruch 1 oder 6,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Vielzahl von Einzelstrahlen direkt in einem VCSEL-Array erzeugt wird.
8. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass als Lichtquelle eine Kombination mehrerer Laserdioden mit gegeneinander versetzter Zentralwellenlänge verwendet wird, wobei ein Wellenlängenversatz $\Delta\lambda$ Im Bereich $5 \text{ nm} \leq \Delta\lambda \leq 150 \text{ nm}$, vorzugsweise $10 \text{ nm} \leq \Delta\lambda \leq 50 \text{ nm}$, beträgt.
9. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass eine Vielzahl von während einer Zeitperiode (Sampling-Zeit) beim Verfahren des Referenzspiegels (32) erfassten Bildinhalte (Signalmuster) des Bildsensors im Speicher eines Bildverarbeitungsrechners abgelegt und miteinander verrechnet werden.
10. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass das Strahlenbündel (22) mittels eines Beamshifters (26) um Bruchteile des Abstandes zwischen zwei Einzelstrahlen verschoben wird.
11. Verfahren nach Anspruch 10,
dadurch gekennzeichnet,
dass der als planparallele Platte ausgebildete Beamshifter (26) senkrecht zur Strahlrichtung in X- und Y - Richtung leicht verkippt wird.

12. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass als Bildsensor (42) ein CMOS-Sensor verwendet wird.
13. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass als Bildsensor (42) ein CCD-Sensor verwendet wird.
14. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass als Sensoren InAs- oder HgCdTe-Detektoren eingesetzt werden.
15. Verfahren nach zumindest einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
dass eine im Spektralbereich des nahen Infrarot, vorzugsweise zwischen 700 nm –
1000 nm, emittierende Lichtquelle (16) verwendet wird.
16. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass zur simultanen Nutzung von zwei oder mehr Wellenlängen der Lichtstrahlen
eine RGB-Variante eines CMOS-Sensors verwendet wird, wobei die dann zur
Verfügung stehende Tiefeninformation auch zur Kariesdiagnostik verwendet wer-
den kann.
17. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Strahlführung durch ein dispersionsarmes Monomodefaserbündel erfolgt,
wobei das Licht der Lichtquelle nach Expansion in eine Vielzahl parallel geführter
Fasern eingekoppelt und über eine Fokussieroptik ausgekoppelt wird.

18. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass zur Oberflächenkonturdatenextraktion a priori Wissen in Form von in einer Datenbank gespeicherten typischen Kombinationen aus Streu-, Absorptions- und Anisotropiefaktoren der entsprechenden semitransparenten Materialien verwendet wird.
19. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass die ermittelten Daten auf der Grundlage von Konturklassen für abzutastende Objekte bewertet (gewichtet) und/oder mit einer Priorität versehen werden.
20. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Signalgewinnungsfläche (38) (Ebene mit maximalem Interferenzkontrast) mit Fokusebene der Fokussieroptik (28) übereinstimmend eingestellt wird.
21. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Signalgewinnungsfläche (38) zur Gewinnung weiterer Informationen zum Streuverhalten des semitransparenten Objekts (24) für anschließende Bildverarbeitung von von der Fokussieroptik (28) erzeugter Fokusebene abweicht.
22. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass mit nicht unmittelbar von Einzellichtstrahlen (43, 45) beleuchteten Pixeln (49) Streustrahlung detektiert wird, die von dem semitransparenten Objekt (14) stammt.
23. Vorrichtung zur Erfassung von Konturdaten und/oder optischen Eigenschaften eines dreidimensionalen semitransparenten Objektes (14), insbesondere eines semitransparenten Objekts im Dentalbereich wie Zahn oder Zahnrestauration, um-

fassend mindestens eine Lichtquelle (16) kurzer Kohärenzlänge zur Erzeugung eines Strahlenbündels (22), einen das Strahlenbündel zum einen in einen über eine Fokussieroptik (28) auf das Objekt leitenden Strahlungsanteil und zum anderen in einen auf einen verstellbaren Referenzspiegel (32) leitenden Strahlungsanteil aufspaltenden Strahlteiler (24) sowie einen Pixel (46, 47) aufweisenden Bildsensor (42), der mit von dem Objekt und von dem Referenzspiegel reflektierte und von dem Strahlteiler zusammengeführter Strahlung beaufschlagbar ist,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t ,

dass zwischen der Lichtquelle (16) und dem Strahlteiler (24) ein das Strahlenbündel (22) in räumlich beabstandeten parallelen Einzellichtstrahlen (43, 45) aufteilendes optisches Element (20) angeordnet ist oder die Lichtquelle (16) zur Erzeugung des aus einer Vielzahl paralleler Einzellichtstrahlen bestehenden Strahlenbündels (22) ausgebildet ist, wobei die Einzellichtstrahlen einen Abstand derart zueinander aufweisen, dass ein Auftreffen von reflektierten Einzellichtstrahlen auf unmittelbar aneinander grenzenden Pixeln (46, 49) des Bildsensors (42) unterbleibt.

24. Vorrichtung nach Anspruch 23,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t ,

dass die Lichtquelle (16) eine einzelne Lichtquelle oder mehrere Lichtquellen aufweist, wobei der einzelnen Lichtquelle oder den Lichtquellen ein Beam-Expander (18) zur Aufweitung des Strahlenbündels (22) und ein Linsenarray (20) zur Erzeugung des die mehreren parallelen Einzellichtstrahlen aufweisenden Strahlenbündels (22) nachgeordnet ist.

25. Vorrichtung nach Anspruch 23,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t ,

dass im Strahlengang des Strahlenbündels (22) vor dem Strahlteiler (24) ein Beamshifter (26) angeordnet ist.

26. Vorrichtung nach Anspruch 25,
dadurch gekennzeichnet,
dass der Beamshifter (26) als planparallele Platte ausgebildet ist, die senkrecht zur Strahlrichtung in X- und Y-Richtung leicht verkipptbar ist.
27. Vorrichtung nach Anspruch 23,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Lichtquelle (16) eine weißes Licht erzeugende Lichtquelle ist.
28. Vorrichtung nach Anspruch 23,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Lichtquelle (16) eine superlumineszente Diode oder ein Array von superlumineszenten Dioden ist.
29. Vorrichtung nach Anspruch 23,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Lichtquelle (16) eine Hochleistungsleuchtdiode oder ein Array mehrerer relativ breitbandiger Hochleistungsleuchtdioden ist.
30. Vorrichtung nach Anspruch 23,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Lichtquelle (16) eine Kombination mehrerer Laserdioden mit gegeneinander versetzter Zentralwellenlänge ist, wobei der Wellenlängenversatz $\Delta\lambda$ im Bereich $5 \text{ nm} \leq \Delta\lambda \leq 150 \text{ nm}$ vorzugsweise $10 \text{ nm} \leq \Delta\lambda \leq 50 \text{ nm}$ beträgt.
31. Vorrichtung nach Anspruch 23,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Kohärenzlänge der Lichtquelle (16) im Bereich von $2 \mu\text{m} \leq l_c \leq 20 \mu\text{m}$ bei einer Emissionsleistung P_E der Lichtquelle im Bereich von $1 \text{ mW} \leq P_E \leq 100 \text{ mW}$, vorzugsweise $3 \text{ mW} \leq P_E \leq 50 \text{ mW}$ liegt.

32. Vorrichtung nach Anspruch 23,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Lichtquelle (16) als VCSEL-Array ausgebildet ist.
33. Vorrichtung nach Anspruch 23,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Vorrichtung eine Mitlaufvorrichtung (52) aufweist, die eine simultane axiale Längenänderung des Referenzarms (36) eine Abstandsänderung zwischen dem Referenzspiegel (32) und dem Strahlteiler (24) beim Verschieben der Fokussierlinse (28) ermöglicht.
34. Vorrichtung nach Anspruch 33,
dadurch gekennzeichnet,
dass in der Mitlaufvorrichtung (52) eine Spiegelanordnung (56) zur Umleitung des Referenzstrahls vorgesehen ist.
35. Vorrichtung nach Anspruch 23,
dadurch gekennzeichnet,
dass der Beam-Expander (18) über eine Vielzahl parallel geführter Fasern wie dispersionsarmes Monomodebündel mit dem als Faserkoppler ausgebildeten Strahlteiler (24) verbunden ist.
36. Vorrichtung nach Anspruch 35,
dadurch gekennzeichnet,
dass der Strahlteiler (24) als multiplanares Wellenleitelement ausgebildet ist.
37. Vorrichtung nach Anspruch 23,
dadurch gekennzeichnet,
dass von der Fokussieroptik (28) erzeugte Fokusebene mit einer von der von dem Referenzspiegel (32) reflektierten Strahlung erzeugten Signalgewinnungsfläche (38) (Ebene mit maximalem Interferenzkontrast) übereinstimmt oder abweicht.

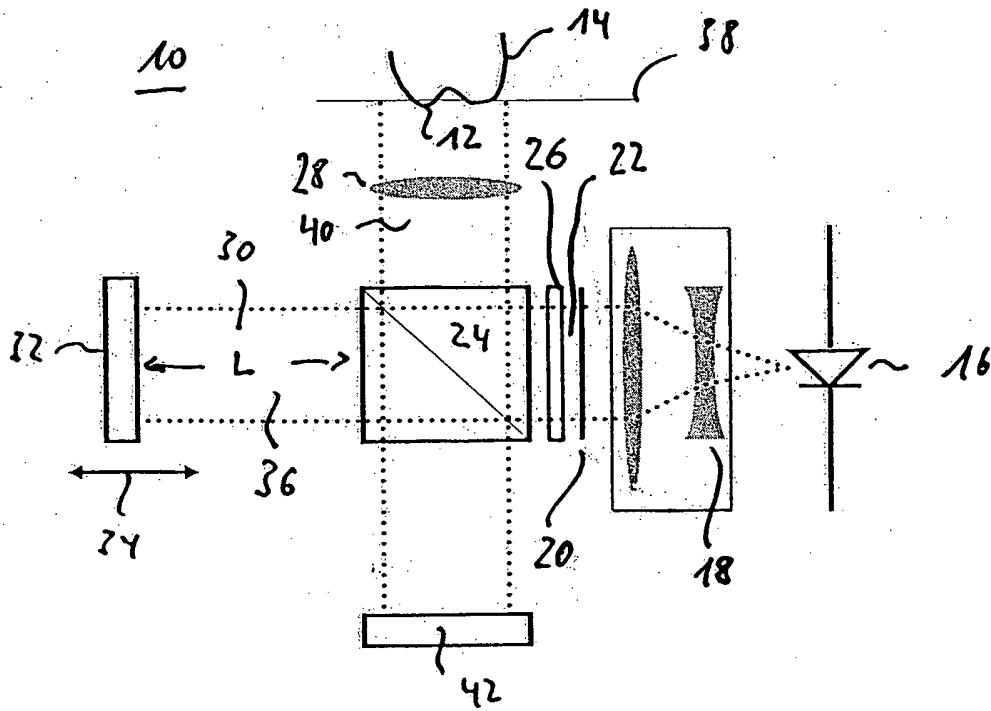


Fig. 1

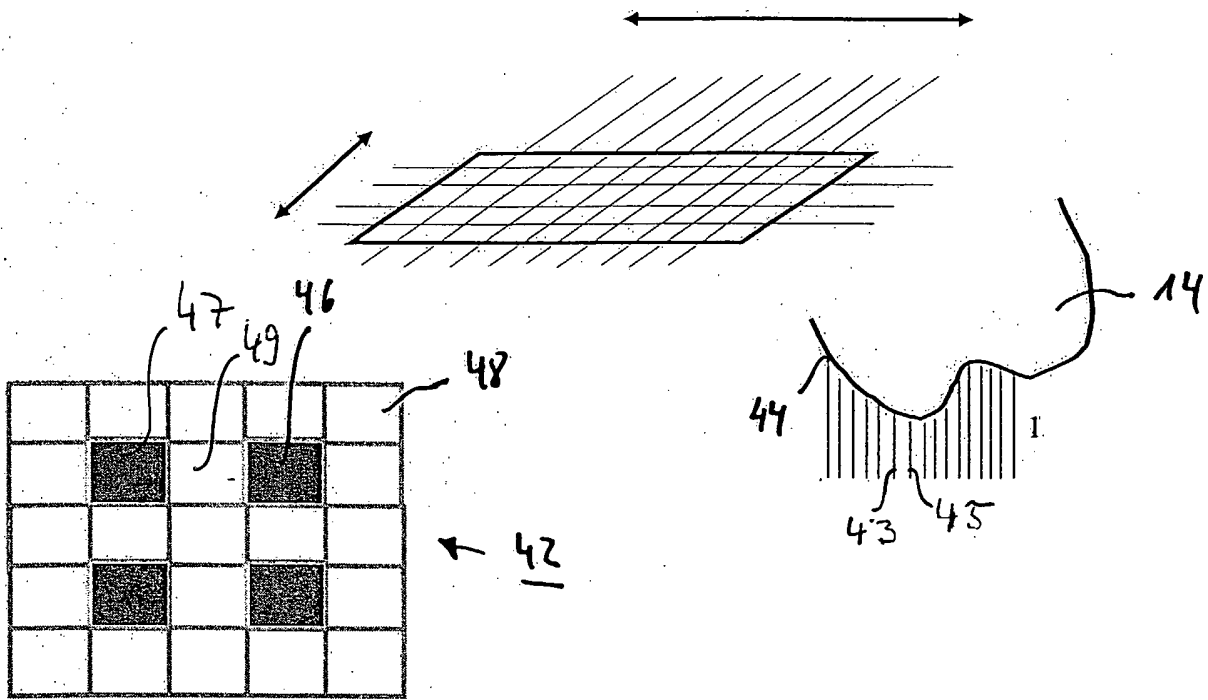
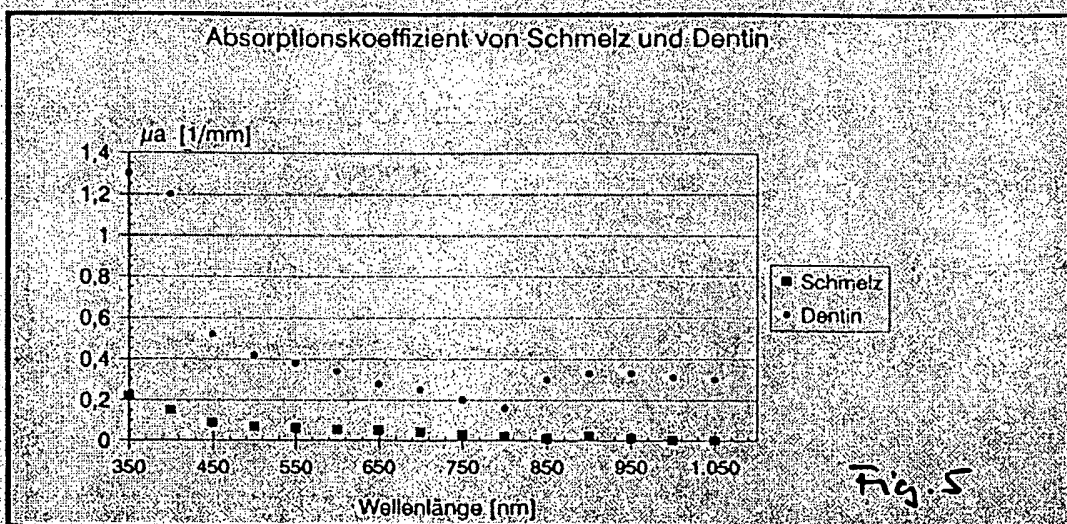
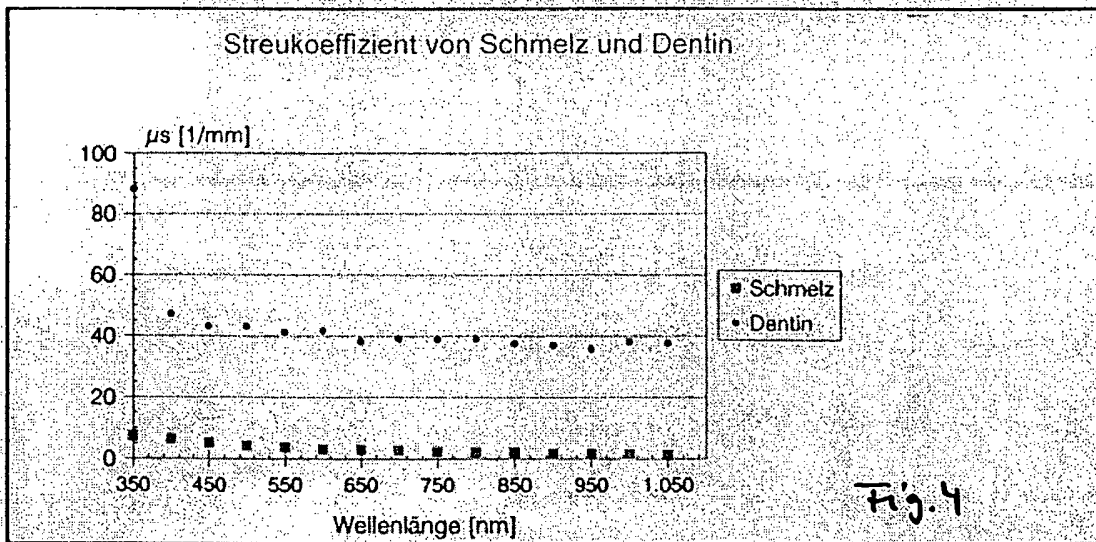
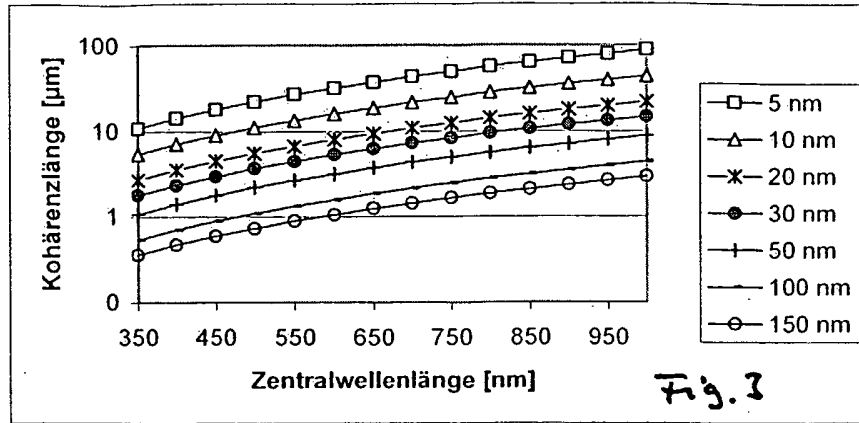


Fig. 2



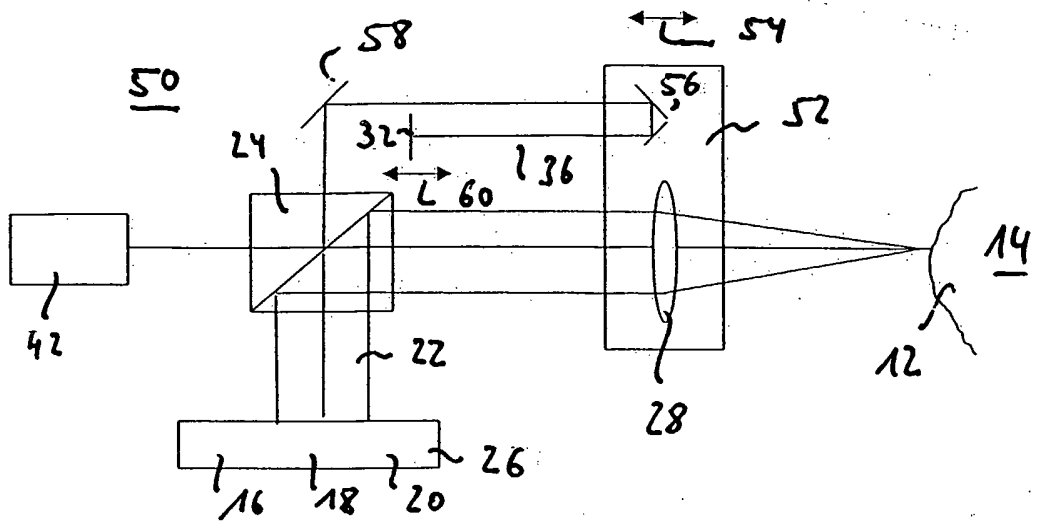


Fig. 6

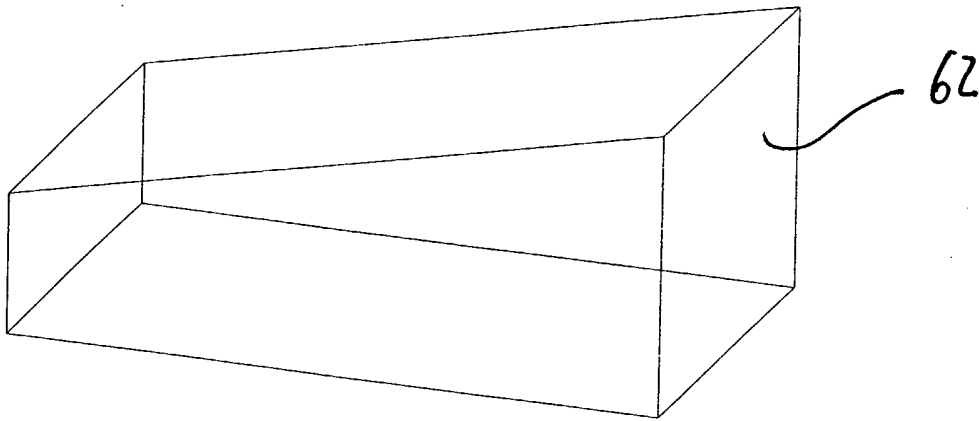


Fig. 7

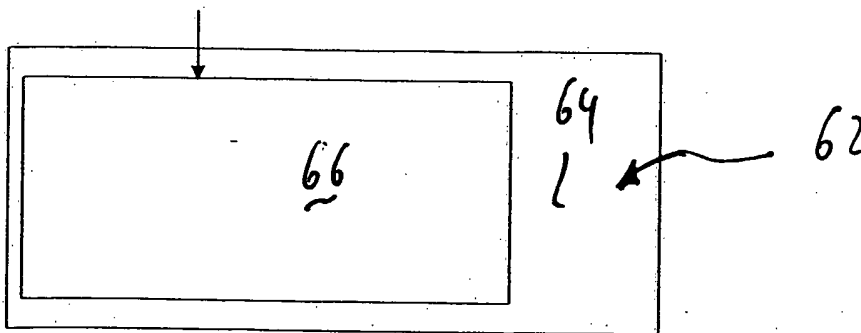


Fig. 8