

(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
20. Dezember 2012 (20.12.2012)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2012/171935 A2

(51) Internationale Patentklassifikation:
G01B 11/25 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2012/061154

(22) Internationales Anmeldedatum:
13. Juni 2012 (13.06.2012)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2011 077 564.1 15. Juni 2011 (15.06.2011) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme
von US): **SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH**
[DE/DE]; Fabrikstr. 31, 64625 Bensheim (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **PFEIFFER, Joachim**
[DE/DE]; Jakobsweg 21, 64625 Bensheim (DE). **THIEL,
Frank** [DE/DE]; Am Lohberg 12, 64372 Ober-Ramstadt
(DE).

(74) Anwalt: **SOMMER, Peter**; Sommer Patentanwalt,
Augustaanlage 32, 68165 Mannheim (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY,
BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM,
DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP,
KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD,
ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI,
NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW,
SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM,
TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM,
ZW.

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW,
GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ,
TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ,
RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY,
CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT,
LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE,
SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA,
GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: METHOD FOR THE OPTICAL THREE-DIMENSIONAL MEASUREMENT OF A DENTAL OBJECT

(54) Bezeichnung : VERFAHREN ZUR OPTISCHEN DREIDIMENSIONALEN VERMESSUNG EINES DENTALEN OBJEKTS

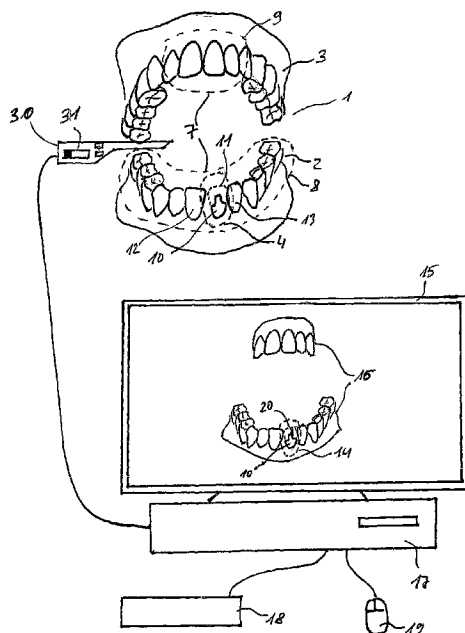


Fig. 2

(57) Abstract: The invention relates to a method for the optical three-dimensional measurement of a dental object (1), wherein a first region (4) of the dental object (1) is measured using a first optical three-dimensional measurement method, wherein the first optical three-dimensional measurement method is based on a triangulation method and on a fringe projection method. According to the invention, a powdering occurs at least on the first region (4), wherein first image data (14) are generated. Using a less precise, second optical three-dimensional measurement method, a second region (7) of the dental object (1) is subsequently measured without previous powdering, wherein second image data (16) are generated. Afterwards, the first image data (14) are combined with the second image data (16) to form an overlapping three-dimensional exposure (21).

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur optischen dreidimensionalen Vermessung eines dentalen Objekts (1), wobei unter Verwendung eines ersten optischen dreidimensionalen Messverfahrens ein erster Bereich (4) des dentalen Objekts (1) vermessen wird, wobei das erste optische dreidimensionale Messverfahrens auf einem Triangulationsverfahren und auf einem Streifenprojektionsverfahren beruht. Dabei erfolgt zumindest an dem ersten Bereich (4) eine Puderung, wobei erste Bilddaten (14) erzeugt werden. Unter Verwendung eines weniger präzisen zweiten optischen dreidimensionalen Messverfahrens wird anschliessend ein zweiter Bereich (7) des dentalen Objekts (1) ohne vorangegangene Puderung vermessen, wobei zweite Bilddaten (16) erzeugt werden. Danach werden die ersten Bilddaten (14) mit den zweiten Bilddaten (16) zu einer überlagerten dreidimensionalen Aufnahme (21) zusammengeführt.



Erklärungen gemäß Regel 4.17:

— *Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv)*

Veröffentlicht:

— *ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe g)*

- 1 -

Beschreibung

Verfahren zur optischen dreidimensionalen Vermessung eines dentalen Objekts

Technisches Gebiet

5 Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur optischen dreidimensionalen Vermessung eines dentalen Objekts, wobei unter Verwendung eines ersten optischen dreidimensionalen Messverfahrens ein erster Bereich des dentalen Objekts vermessen wird, wobei zumindest an dem ersten Bereich eine Puderung erfolgt, und wobei erste Bilddaten erzeugt werden.
10

Stand der Technik

Aus dem Stand der Technik sind mehrere Verfahren zur optischen dreidimensionalen Vermessung eines dentalen Objektes bekannt. Insbesondere sind optische dreidimensionale Verfahren, wie das Triangulationsverfahren, das konfokale Mikroskopieverfahren oder das Weißlichtinterferometrieverfahren bereits bekannt.
15

Aus DE 199 63 333 A1 ist ein weiteres optisches dreidimensionales Verfahren offenbart, wobei ein Farbmuster bekannter Struktur bestehend aus mehreren Musterelementen auf das Projekt projiziert wird. Dieses projizierte Farbmuster wird aufgenommen, wobei in einem weiteren Verfahrensschritt jedem der Musterelemente ein Projektionswinkel zugeordnet wird, mit dem sich bei bekannter Relativposition zwischen Kamera und Projektor die dreidimensionalen Koordinaten betrachteter Objektpunkte ermittelt werden können.
20
25

In WO 2004/010076 A1 ist eine Weiterentwicklung dieses Verfahrens offenbart, wobei die Projektionsdaten des Farbmusters unter Verwendung eines redundanten Codes codiert werden.
30

- 2 -

Bei dem bekannten Streifenprojektionsverfahren wird das Messobjekt aus parallelen hellen und dunklen Streifen unterschiedlicher Breite beleuchtet. In einem weiteren Schritt wird das projizierte Streifenmuster unter einem be-
5 kannten Blickwinkel zur Projektion mittels einer Kamera aufgenommen. Unter Verwendung eines sogenannten Phasenschiebeverfahrens wird eine Projektionskoordinate bestimmt, die die Nummer des Streifens wiedergibt. Die Nummer des Streifens im Projektor entspricht einer Bildkoordinate in
10 der Kamera. Bei einer bekannten Kameraposition und einer bekannten Projektorposition relativ zur Objekt kann der Schnittpunkt, der durch den jeweiligen Streifen spezifiziert ist, und der Geraden, die durch die Koordinate in der Kamera spezifiziert ist, berechnet werden. Für jeden der
15 Messpunkte wird auf diese Weise die dreidimensionale Koordinate der Oberfläche bestimmt.

Bei der Weißlichtinterferometrie wird ein Licht geringer Kohärenzlänge verwendet, so dass farbige Indifferenzen entstehen, wenn die Weglängen im Referenz- und Objektstrahl
20 nahezu gleich sind. Beim Verändern der Weglänge wird das Interferenzmuster verändert, so dass anhand des Interferenzmusters der Abstand zur Oberfläche des Messobjekts bestimmt werden kann.

Bei dem dreidimensionalen konfokalen Mikroskopieverfahren
25 wird die Oberfläche des dentalen Objekts schrittweise abgetastet, wobei eine Fokalebene schrittweise verschoben wird. Das Licht außerhalb der Fokalebene wird mittels einer Lochblende möglichst ausgeblendet. Aus den gemessenen Bilddaten der einzelnen Schritte unterschiedlicher Fokalebenen kann
30 anschließend ein dreidimensionales Modell des vermessenen Objekts berechnet werden.

- 3 -

Ein Nachteil des Streifenprojektionsverfahrens ist, dass für eine präzise Aufnahme eine nicht spiegelnde Oberfläche des vermessenen Objekts Voraussetzung ist. Dafür wird das dentale Objekt meist mit einem speziellen Puder vor der Aufnahme beschichtet. Nach der Aufnahme wird die aufgetragene Puderschicht entfernt.

Bei einer fehlenden Puderung wird lediglich eine geringe Genauigkeit erreicht, da Aufnahmefehler durch ungleichmäßige Reflexionen erzeugt werden.

Die übrigen genannten dreidimensionalen optischen Verfahren ohne vorangehende Puderung bieten für bestimmte Anwendungen, wie die Vermessung eines Präparationsgebiets zur Planung einer dentalen Restauration, eine nur unzureichende Genauigkeit.

Es gibt jedoch Messaufgaben für die nicht die höchstmögliche Genauigkeit bei der Vermessung erforderlich ist. Solche Messaufgaben sind zum Beispiel die Vermessung des gesamten Kiefers, die Vermessung der Gegenzähne eines Präparationsgebietes und eine Übersichtsaufnahmen.

Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht daher darin ein Verfahren zur optischen dreidimensionalen Vermessung eines dentalen Objekts bereitzustellen, wobei eine schnelle und einfache Vermessung bei einer ausreichenden Genauigkeit die jeweilige Messaufgabe ermöglicht wird.

Darstellung der Erfindung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur optischen dreidimensionalen Vermessung eines dentalen Objekts, wobei unter Verwendung eines ersten optischen dreidimensionalen Messverfahrens ein erster Bereich des dentalen Objekts vermessen wird. Das erste optische dreidimensionale Messverfahrens beruht dabei auf einem Triangulationsverfahren und auf

- 4 -

einem Streifenprojektionsverfahren. Vor der Vermessung erfolgt zumindest an dem ersten Bereich eine Puderung, wobei erste Bilddaten erzeugt werden. Anschließend wird unter Verwendung eines weniger präzisen zweiten optischen dreidimensionalen Messverfahrens ein zweiter Bereich des dentalen Objekts ohne vorangegangene Puderung vermessen, wobei zweite Bilddaten erzeugt werden. Die ersten Bilddaten werden danach mit den zweiten Bilddaten zu einer überlagerten dreidimensionalen Aufnahme zusammengeführt.

10 Das erste optische dreidimensionale Messverfahren ermöglicht eine präzise Vermessung des dentalen Objekts bei möglichst geringen Abweichungen von den tatsächlichen Abmessungen des Objekts und kann beispielsweise das trigonometrische Streifenprojektionsverfahren mit vorangehender Puderung des Objekts sein. Der erste Bereich erfordert eine
15 präzise Vermessung und kann beispielsweise eine Präparation und Nachbarzähne dieser Präparation zum Einsetzen einer geplanten Restauration umfassen. Die ersten Bilddaten beinhalten eine dreidimensionale Struktur des ersten Bereichs des dentalen Objekts und können in einem Speicher
20 abgelegt sein. Das zweite optische dreidimensionale Messverfahren weist zwar eine geringere Präzision auf, kann jedoch auf eine einfachere und schnellere Art und Weise als das erste Messverfahren durchgeführt werden. Die Vorteile
25 des zweiten Messverfahrens gegenüber dem ersten Messverfahren können sein, dass das zweite Messverfahren weniger empfindlich gegenüber Verwacklungen des Handstücks beim Vermessen ist, dass eine Puderung des Objekts zur Verhinderung störender Reflexionen nicht erforderlich ist, dass bei der
30 Vermessung Farbinformationen des Objekts gewonnen werden können und dass die Vermessung kontinuierlich während einer Überflugbewegung (on-the-fly-fähig) über das zu vermessende Objekt und nicht schrittweise durch mehrere einzelne Auf-

- 5 -

nahmen aus unterschiedlichen Raumwinkeln erfolgt. Die erzeugten zweiten Bilddaten können ebenfalls in einem Speicher abgelegt werden. Anschließend werden die ersten Bilddaten mit den zweiten Bilddaten mittels eines Computers zu
5 einer überlagerten dreidimensionalen Aufnahme zusammengeführt, die eine erforderliche Präzision am ersten Bereich und am zweiten Bereich des aufgenommenen dentalen Objekts aufweist.

Ein Vorteil dieses Verfahrens ist, dass eine für die spezielle
10 zielle Messaufgabe optimierte schnelle, einfache und den entsprechenden Genauigkeitsanforderungen dieser Messaufgabe genügende dreidimensionale Vermessung ermöglicht wird.

Ein weiterer Vorteil dieses Verfahrens ist, dass beim Zusammenführen der beiden Bilddaten Abweichungen zwischen den
15 ersten Bilddaten und den zweiten Bilddaten und damit optische Fehler registriert werden, die anschließend korrigiert werden können.

Beim ersten Messverfahren wird durch die Puderung der erste Bereich, der eine Präparationsstelle sein kann, in einem
20 ersten Schritt mit einem Puder gegen Reflexionen beschichtet und in einem zweiten Schritt mittels eines dentalen Handstücks, das auf dem Streifenprojektionsverfahren beruht, vermessen. Zur Verbesserung der Präzision kann beim ersten präzisen Messverfahren kurzwelliges blaues Licht
25 verwendet werden, um die Aufnahmegenauigkeit zu verbessern. Vorzugsweise kann ein blaues Licht mit einer Wellenlänge von 400 nm bis 500 nm verwendet werden.

Der zweite Bereich wird mittels des zweiten Messverfahrens vermessen, welches im Bezug auf Reflexionen weniger emp-
30 findlich ist, so dass der zweite Bereich ohne einer vorangehenden Puderung auskommt.

- 6 -

Vorteilhafterweise kann das zweite optische dreidimensionale Messverfahren dem ersten optischen dreidimensionalen Messverfahren entsprechen mit dem Unterschied, dass eine Gitterperiode eines Projektionsgitters größer ist und keine
5 Puderung des zweiten Bereichs erfolgt.

Das zweite Messverfahren beruht damit, wie das erste Messverfahren, auf dem Streifenprojektionsverfahren, wobei jedoch die zweite Gitterperiode des Projektionsgitters beim zweiten Verfahren größer als die erste Gitterperiode des
10 Projektionsgitters beim ersten Verfahren ist und keine Puderung des zweiten Bereichs erforderlich ist. Dadurch ist das zweite Messverfahren zwar weniger präzise aber einfacher in der Durchführung. Die erste Gitterperiode des Projektionsgitters kann zwischen 300 μm und 400 μm , vorzugsweise 350 μm , und die zweite Gitterperiode des Projektionsgitters kann zwischen 600 μm und 800 μm , vorzugsweise 700 μm , betragen.

Vorteilhafterweise kann das zweite optische dreidimensionale Messverfahren auf einem konfokalen Mikroskopieverfahren
20 beruhen.

Das konfokale Mikroskopieverfahren zur dreidimensionalen Vermessung ist weniger empfindlich bezüglich Spiegelungen an der Oberfläche des Objekts als das Streifenprojektionsverfahren und ermöglicht somit eine dreidimensionale Erfassung ohne Puderung des Objekts. Somit kann der zweite Bereich unter Verwendung des konfokalen Mikroskopieverfahrens ohne Puderung vermessen werden. Dabei kann auch die Farbe des Objekts erfasst werden. Der Nachteil dieses Verfahrens ist, dass die Auflösung, die von den Abmessungen
25 der Konfokalebene abhängig ist, geringer als beim Streifenprojektionsverfahren ist und dass die Dauer der Vermessung deutlich länger ist als beim Streifenprojektionsverfahren.

- 7 -

Vorteilhafterweise kann das zweite optische dreidimensionale Messverfahren auf einem Weisslichtinterferometrieverfahren beruhen.

Dadurch kann der zweite Bereich mittels eines dentalen
5 Handstücks, das auf dem Weißlichtinterferometrieverfahren beruht, vermessen werden. Das Weißlichtinterferometrieverfahren ist weniger empfindlich bei Spiegelungen an der Oberfläche des Objekts und ermöglicht somit eine dreidimensionale Formerfassung des zweiten Bereichs ohne Puderung.
10 Zusätzlich zur dreidimensionalen Vermessung können auch Farbinformationen der Oberfläche des Objekts gewonnen werden.

Vorteilhafterweise kann das zweite optische dreidimensionale Messverfahren auf einem Triangulationsverfahren mit
15 farblichen Mustern beruhen.

Das bekannte Triangulationsverfahren mit farblichen Mustern hat den Vorteil, dass die Vermessung keiner vorangehenden Puderung des zweiten Bereichs bedarf und dass zusätzliche Farbinformationen des dentalen Objekts gewonnen werden können.
20

Vorteilhafterweise können bei Durchführung des zweiten optischen dreidimensionalen Messverfahrens Farbinformationen des dentalen Objekts erzeugt werden.

Dadurch können zusätzlich zu den dreidimensionalen Abmessungen des vermessenen Objekts Farbinformationen des Objekts gewonnen werden. Diese Farbinformationen des zweiten Bereichs, beispielsweise der Nachbarzähne, können zur Planung der Restauration verwendet werden, um den Farbton der geplanten Restauration an den Farbton der Nachbarzähne an-
30 zupassen.

- 8 -

Vorteilhafterweise kann der erste Bereich des dentalen Objekts eine Präparationsstelle in der Mundhöhle eines Patienten sein.

Dadurch umfasst der erste mit dem ersten präzisieren Mess-
5 verfahren aufgenommene Bereich die Präparationsstelle zum Einsetzen einer Restauration. Die Nachbarzähne, die gegenüberliegenden Zähne, der restliche Kieferbereich und/oder das die Präparationsstelle umgebende Zahnfleisch können anschließend mittels des zweiten weniger präzisen Messverfah-
10 rens vermessen werden.

Vorteilhafterweise kann der zweite Bereich des dentalen Objekts einen Gegenzahn, einen zum ersten Bereich benachbarten Nachbarzahn oder einen gesamten Kiefer umfassen.

Dadurch werden die genannten Strukturen mit einer geringe-
15 ren Präzision erfasst und dienen lediglich zur Orientierung und Planung der einzusetzenden Restauration, die sowohl in ihrer Form und/oder in ihrer Farbgestaltung an die Nachbarzähne und die Gegenzähne angepasst wird.

Vorteilhafterweise kann der zweite Bereich den ersten Be-
20 reich des dentalen Objekts umfassen.

Dadurch wird der erste Bereich sowohl mittels des ersten Messverfahrens als auch mittels des zweiten weniger präzisen Messverfahrens erfasst.

Vorteilhafterweise können die ersten Bilddaten mit den
25 zweiten Bilddaten verglichen werden und dadurch fehlerhafte Stellen in den ersten Bilddaten erkannt werden.

Dadurch können beispielsweise optische Fehler, die durch fehlerhafte Puderung des ersten Bereichs verursacht wurden erkannt werden. Eine Verwacklung des verwendeten Handstücks
30 während der Vermessung des ersten Bereichs mittels der ersten Messmethode kann ebenfalls zu Aufnahmefehlern führen,

- 9 -

die durch den Vergleich mit den zweiten Bilddaten erkannt werden können.

Vorteilhafterweise können die fehlerhaften Stellen in den ersten Bilddaten korrigiert werden.

- 5 Die Korrektur der fehlerhaften Stellen kann automatisiert unter Verwendung bekannter Mustererkennungsalgorithmen oder manuell durch den Benutzer erfolgen. Das Ergebnis der Korrektur ist eine fehlerlose Aufnahme, die sowohl den ersten als auch den zweiten Bereich umfasst.
- 10 Vorteilhafterweise können der zweite Bereich und der erste Bereich sich nicht überschneiden.

Dadurch wird der erste Bereich des Objekts nur unter Verwendung der ersten Messmethode vermessen.

- Ein weiterer Gegenstand der Erfindung ist eine Vermessungs-
15 vorrichtung zur optischen dreidimensionalen Vermessung eines dentalen Objekts, umfassend erste Mittel zur Verwendung eines ersten präzisen optischen dreidimensionalen Messverfahrens, das auf einem Triangulationsverfahren und auf einem Streifenprojektionsverfahren beruht. Die ersten Mittel
20 umfassen ein erstes Projektionsgitter mit einer ersten Gitterkonstante. Die Vermessungsvorrichtung umfasst zusätzlich zweite Mittel zur Verwendung eines zweiten weniger präzisen optischen dreidimensionalen Messverfahrens. Die Vermessungsvorrichtung umfasst darüber hinaus einen Schalter und
25 Verstellmittel, um die Vermessungsvorrichtung zwischen einem ersten Modus zum Betrieb nach dem ersten Verfahren und einem zweiten Modus zum Betrieb nach dem zweiten Verfahren zu schaltet. Beim Umschalten vom ersten Modus in den zweiten Modus mittels der Verstellmittel werden die zweiten
30 Mittel anstelle der ersten Mittel im Strahlengang der Vermessungsvorrichtung angeordnet.

- 10 -

Die Vermessungsvorrichtung ermöglicht die Durchführung des oben genannten erfinderischen Verfahrens. Im ersten Modus kann das dentale Objekt unter Verwendung des ersten präzisen optischen Messverfahrens und im zweiten Modus unter
5 Verwendung des zweiten weniger präzisen optischen Messverfahrens vermessen werden. Abhängig vom eingestellten Modus werden die ersten Mittel oder die zweiten Mittel in den Strahlengang der Vermessungsvorrichtung eingebracht. Das erste Projektionsgitter kann unterschiedliche Projektions-
10 muster, wie parallele Streifen, aufweisen. Der Schalter kann manuell durch einen Benutzer betätigbar sein.

Ein Vorteil der Vermessungsvorrichtung ist, dass das dentale Objekt wahlweise unter Verwendung des ersten Messverfahrens oder des zweiten Messverfahrens mit derselben Vermes-
15 sungsvorrichtung erfasst werden kann. Dadurch ist ein Wechsel der Vermessungsvorrichtung nicht erforderlich, so dass die Dauer der gesamten Vermessung verkürzt wird.

Vorteilhafterweise kann das zweite Messverfahren dem ersten Messverfahren entsprechen mit dem Unterschied, dass die
20 zweiten Mittel ein zweites Projektionsgitter mit einer zweiten Gitterkonstante umfassen, das in den Strahlengang der Messvorrichtung einbringbar ist. Die zweite Gitterkonstante des zweiten Projektionsgitters ist größer als die erste Gitterkonstante des ersten Projektionsgitters.

25 Das zweite Messverfahren mit der größeren Gitterkonstanten führt zwar zu einer geringeren Auflösung der erzeugten Bilddaten als beim ersten Messverfahren, hat jedoch den Vorteil, dass eine Puderung des dentalen Objekts zur Verhinderung von Spiegelungen nicht erforderlich ist. Die Wer-
30 te der Gitterkonstanten beziehen sich auf die Abstände zwischen den parallelen Linien des Projektionsmusters in der Objektebene.

- 11 -

Vorteilhafterweise kann die erste Gitterkonstante des ersten Projektionsgitters in einer Objektebene zwischen 300 μm und 400 μm , vorzugsweise 350 μm , betragen. Die zweite Gitterkonstante des zweiten Projektionsgitters in der Objektebene kann zwischen 600 μm und 800 μm , vorzugsweise 750 μm , betragen.

Vorteilhafterweise kann beim Umschalten vom ersten Modus in den zweiten Modus das zweite Projektionsgitter an die Stelle des ersten Projektionsgitters mittels einer mechanischen Schwenkvorrichtung in den Strahlengang geschwenkt werden.

Dadurch ermöglicht die mechanische Schwenkvorrichtung auf eine einfache Art und Weise beim Umschalten die zweiten Mittel an die Stelle der ersten Mittel im Strahlengang der Vermessungsvorrichtung anzuordnen. Die mechanische Schwenkvorrichtung kann beispielsweise eine Schwenkachse aufweisen, die parallel zum Strahlengang der Vermessungsvorrichtung ausgerichtet ist, wobei die ersten Mittel und die zweiten Mittel schwenkbar mit der Schwenkachse verbunden sind. Durch die Drehung der Schwenkachse werden die ersten und zweiten Mittel um einen bestimmten Drehwinkel derart gedreht, dass sie wahlweise in den Strahlengang der Vermessungsvorrichtung eingebracht werden. Die Schwenkachse kann durch einen Elektromotor, wie einen Schrittmotor, angetrieben sein, der mittels einer Steuerungsvorrichtung entsprechend angesteuert wird.

Vorteilhafterweise kann das erste und das zweite Projektionsgitter mittels eines digitalen Lichtprojektors (engl. Digital Light Projector, abgekürzt DLP) erzeugt werden. Beim Umschalten vom ersten Modus in den zweiten Modus wird der digitale Lichtprojektor mittels einer Steuerungsvorrichtung so angesteuert, dass das zweite Projektionsgitter statt des ersten Projektionsgitters erzeugt wird und ein

- 12 -

Linienmuster mit der gewünschten Gitterkonstanten in der Objektebene auf das Objekt projiziert wird.

Durch die Verwendung des digitalen Lichtprojektors wird eine schnelle Umschaltung zwischen dem ersten und dem zweiten
5 Modus ermöglicht. Der digitale Lichtprojektor kann beispielsweise Elemente aus Flüssigkristallen aufweisen. Ein Vorteil ist, dass keine mechanischen Verstellmittel zum Umschalten erforderlich sind und dadurch die Lebensdauer und die Betriebssicherheit der Vermessungsvorrichtung verbessert werden.
10

Vorteilhafterweise können die zweiten Mittel zur Verwendung eines konfokalen Mikroskopieverfahrens geeignet sein und eine Lichtquelle, eine erste Lochblende, eine zweite Lochblende, einen Strahlteiler und/oder einen Detektor umfassen.
15 Die zweiten Mittel sind im zweiten Modus derart angeordnet, dass ein von der Lichtquelle abgestrahlter Beleuchtungsstrahl die erste Lochblende durchstrahlt und mittels Fokussierungsmittel auf eine zu vermessende Fokusebene fokussiert wird. Die zweite Lochblende so angeordnet ist,
20 dass ein vom Objekt in der Fokusebene zurückgestreute Beobachtungsstrahl durch die zweite Lochblende zum Detektor gelangt und die Beobachtungsstrahlen außerhalb der Fokusebene ausgeblendet werden.

Dadurch wird im zweiten Modus eine Vermessung mittels des
25 konfokalen Mikroskopieverfahrens durchgeführt, das neben der Erfassung der dreidimensionalen Struktur auch die Erfassung der Farbe des dentalen Objekts ermöglicht.

Vorteilhafterweise können die zweiten Mittel zur Verwendung eines Weisslichtinterferometrierfahrens geeignet sein und
30 eine breitbandige Weisslichtquelle sowie einen Interferometer umfassen.

- 13 -

Der Interferometer kann beliebig gestaltet sein. Die Weißlichtquelle weist ein breites möglichst kontinuierliches Spektrum auf.

Vorteilhafterweise können die zweiten Mittel zur Verwendung
5 eines Triangulationsverfahren mit farblichen Mustern mehrere Lichtquellen unterschiedlicher Farbe oder eine Lichtquelle mit mehreren Filtern unterschiedlicher Farbe und ein Projektionsgitter zur Erzeugung der projizierten farblichen Mustern umfassen.

10 Dadurch können klar von einander abgegrenzte farbliche Muster, wie parallele Linien unterschiedlicher Farbe, erzeugt werden, die auf das dentale Objekt projiziert werden. Für den ersten Modus und für den zweiten Modus kann dieselbe Lichtquelle und dasselbe Projektionsgitter verwendet wer-
15 den, wobei beim Umschalten in den zweiten Modus Farbfilter in den Strahlengang eingeschwenkt werden. In einer solchen vorteilhaften Ausgestaltung weist die Lichtquelle ein breites Spektrum mit Wellenlängen der verwendeten Farben für das Farbmuster auf.

20

Kurzbeschreibung der Zeichnungen

Die Erfindung wird anhand der Zeichnungen erläutert. Es zeigt, die

- Fig. 1 eine Skizze einer Vorrichtung zur Durchführung
25 des vorliegenden mit zwei Handstücken;
Fig. 2 eine Skizze einer Vorrichtung zur Durchführung des vorliegenden mit einem Handstück;
Fig. 3 eine Skizze einer ersten Ausführungsform der Vermessungsvorrichtung aus Fig. 2;

- 14 -

Fig. 4 eine Skizze einer zweiten Ausführungsform der Vermessungsvorrichtung aus Fig. 2;

Fig. 5 eine Skizze einer dritten Ausführungsform der Vermessungsvorrichtung aus Fig. 2.

5

Ausführungsbeispiel

Die Fig. 1 zeigt eine Skizze zur Verdeutlichung des vorliegenden Verfahrens zur optischen dreidimensionalen Vermessung eines dentalen Objekts 1, das einen Unterkiefer 2 und
10 einen Oberkiefer 3 umfasst. Das dentale Objekt 1 kann auch nur Teile des Unterkiefers 2 oder des Oberkiefers 3 umfassen. Ein erster Bereich 4, der durch eine gestrichelte Linie umrandet ist, wird unter Verwendung einer ersten präzisen Messvorrichtung 5 vermessen, die zur Durchführung eines
15 ersten präzisen optischen dreidimensionalen Messverfahrens geeignet ist. Die erste Messvorrichtung 5 kann ein dentales Handstück sein, wobei das erste Messverfahren auf einem Triangulationsverfahren und auf einem Streifenprojektionsverfahren beruht. Vor der Vermessung mittels der ersten
20 Messvorrichtung 5 wird der erste Bereich 4 mit einem Puder beschichtet, das Lichtreflexionen zur Verbesserung der Messgenauigkeit verhindert. Anschließend wird mittels einer zweiten weniger präzisen Messvorrichtung 6 ein zweiter Bereich 7 des dentalen Objekts 1 vermessen, der die gesamte
25 untere Zahnreihe 8 und Gegenzähne 9 umfasst. Der erste Bereich 4 kann beispielsweise eine Präparation 10 für eine herzustellende Restauration 11 umfassen. Der erste Bereich 4 muss präzise vermessen werden, um eine genaue Passung der Restauration 11 an die Präparation 10 zu gewährleisten. Die
30 zweite Messvorrichtung 6 ist zur Verwendung eines weniger präzisen zweiten optischen dreidimensionalen Messverfahrens geeignet. Das zweite Messverfahren kann beispielsweise, wie

- 15 -

das erste Messverfahren, ein Streifenprojektionsverfahren jedoch unter Verwendung eines Projektionsgitters mit einer größeren Gitterperiode und ohne einer vorangehenden Puderung sein. Als das zweite Messverfahren können auch andere
5 Verfahren, wie das konfokale Mikroskopieverfahren oder das Weißlichtinterferometrieverfahren verwendet werden. Die untere Zahnreihe 8 umfasst auch Nachbarzähne 12, 13. Bei der Planung der Restauration 11 werden die Form und die Ausrichtung der mittels des ersten Messverfahrens aufgenommenen Präparation 10 und der mittels des zweiten Messverfahrens aufgenommenen Nachbarzähne 12, 13 und der Gegenzähne 9 verwendet. Während der Vermessung des ersten Bereichs 4 mittels der ersten Vermessungsvorrichtung 5 werden erste Bilddaten 14 des ersten Bereichs erzeugt, die mittels der
15 Anzeigevorrichtung 15 dargestellt sind. Bei der Vermessung des zweiten Bereichs 7 mittels der zweiten Vermessungsvorrichtung 6 werden zweite Bilddaten 16 erzeugt, die in Überlagerungen mit den ersten Bilddaten mittels der Anzeigevorrichtung 15 angezeigt werden. Die ersten Bilddaten 14 und
20 die zweiten Bilddaten 16 werden an den Computer 17 übermittelt und zu einem dreidimensionalen Modell verrechnet, das mittels der Anzeigevorrichtung 15 aus unterschiedlichen Blickrichtungen betrachtet werden kann. Der erste Bereich 4 ist vom zweiten Bereich 8 des dentalen Objekts 1 umfasst,
25 so dass die Präparationssehnen sowohl mittels der ersten Messvorrichtung 5 als auch mittels der zweiten Messvorrichtung 6 vermessen werden. Durch Vergleich der ersten Bilddaten 14 und der zweiten Bilddaten 16 können Aufnahmefehler im Bereich der Präparation festgestellt und korrigiert werden.
30 Den. Die Korrektur kann automatisch unter Verwendung bekannter Mustererkennungsverfahren oder manuell durch den Benutzer mittels der Eingabemittel 18 und 19 korrigiert werden. Der Aufnahmefehler 20 kann beispielsweise eine Er-

- 16 -

höhung sein, die durch mangelnde Puderung und damit durch überhöhte Reflexionen hervorgerufen wird. Dieser Aufnahme- fehler 20 kann mittels der Mustererkennungsverfahren er- kannt werden oder manuell mittels der Eingabemittel 18, 19
5 markiert werden. Die ersten Bilddaten 14 des ersten Be- reichs und die zweiten Bilddaten 16 des zweiten Bereichs 7 werden zu einer überlagerten dreidimensionalen Aufnahme 21 zusammengeführt, die mittels der Anzeigevorrichtung 15 an- gezeigt wird.

10 Die Fig. 2 zeigt eine Vorrichtung zur Durchführung eines alternativen Verfahrens, wobei im Vergleich zur Vorrichtung aus Fig.1 eine einzelne Messvorrichtung 30 verwendet wird, die einen Schalter 31 aufweist. In einem ersten Modus der Messvorrichtung 30 wird das erste präzise Messverfahren
15 verwendet und in einem zweiten Modus wird das zweite weni- ger präzise Messverfahren verwendet. Im ersten Modus kann das Projektionsgitter mit einer kleineren Gitterperiode in den Strahlengang der Messvorrichtung 30 eingebracht werden, wobei eine vorangehende Puderung des ersten Bereichs 4 er-
20 forderlich ist. Im zweiten Modus wird ein Projektionsgitter mit einer größeren Gitterperiode im Strahlengang der Mess- vorrichtung 30 angebracht, so dass die Vermessung im zwei- ten Modus auch ohne vorangehende Puderung erfolgen kann. Im ersten Schritt wird die Messvorrichtung im ersten Modus zur
25 Vermessung des ersten Bereichs 4 verwendet. Im zweiten Schritt wird die Messvorrichtung in den zweiten Modus umge- schaltet und zur Vermessung des zweiten Bereichs 7 des den- talen Objekts 1 verwendet.

Die Fig. 3 zeigt eine Ausführungsform der Vermessungsvor-
30 richtung 30 aus Fig. 2, die ein erstes Projektionsgitter 40 mit einer ersten Gitterkonstante von 350 mm und ein zweites Projektionsgitter 41 mit einer größeren Gitterkonstanten

- 17 -

von 700 mm aufweist. Das erste Projektionsgitter 40 und das zweite Projektionsgitter 41 sind schwenkbar über die Stege 42 und 43 mit einer Schwenkachse 44 verbunden. Die Schwenkachse 44 ist parallel zu einem Strahlengang 45 eines von
5 einer ersten Lichtquelle 46 ausgehenden Beleuchtungsstrahls angeordnet. Bei betätigen des Schalters 31 wird die Vermessungsvorrichtung 30 auf den ersten Modus in den zweiten Modus umgeschaltet. Dabei wird die Schwenkachse 44 um 180° gedreht, so dass das zweite Gitter 41 im Strahlengang 45
10 des Beleuchtungsstrahls positioniert wird. Dadurch kann nun im zweiten Modus unter Verwendung des zweiten Verfahrens mit der größeren Gitterkonstante das dentale Objekt 1, wie ein einzelner Zahn oder eine Gruppe von Zähnen, vermessen werden. Beim Umschalten aus dem zweiten Modus in den ersten
15 Modus wird die Schwenkachse 44 nochmals um 180° gedreht, so dass das erste Projektionsgitter 40 wieder im Strahlengang 45 positioniert wird. Der vom dentalen Objekt 1 zurückgestreute Beobachtungsstrahl 47 wird über zwei Strahlumlenker 48 zu einem Detektor 49 umgelenkt. Aus den erzeugten Bild-
20 daten wird dann anschließend eine dreidimensionale Aufnahme des dentalen Objekts 1 erzeugt. Die Schwenkachse 44 ist in einem ersten Lager 50 und einem zweiten Lager 51 drehbar gelagert, wobei die Lager 50 und 51 Kugellager sein können. Die Schwenkachse 44 ist mittels eines Elektromotors 52, wie
25 eines Schrittmotors, angetrieben, der mittels einer Motorsteuerung 53 entsprechend beim Betätigen des Schalters 31 angesteuert wird.

Die Fig. 4 zeigt eine weitere Ausführungsform der Vermessungsvorrichtung 30 aus Fig. 2, wobei diese Ausführungsform
30 sich von der in Fig. 3 dargestellten Ausführungsform dadurch unterscheidet, dass das erste und das zweite Projektionsgitter durch einen digitalen Lichtprojektor 54 erzeugt werden, der durch eine Steuerungsvorrichtung 55 entspre-

- 18 -

chend angesteuert wird, wenn der Schalter 31 in den ersten Modus oder in den zweiten Modus geschaltet wird. Der digitale Lichtprojektor 54 kann aus Flüssigkristallelementen (LCD) aufgebaut sein.

5 Die Fig. 5 zeigt eine weitere Ausführungsform der Vermessungsvorrichtung 30 aus Fig. 2, wobei das zweite Verfahren ein konfokales Mikroskopieverfahren ist. Auf der ersten oberen Seite der Schwenkachse 44 sind die ersten Mittel für den ersten Modus und auf der zweiten unteren Seite der
10 Schwenkachse 44 sind die zweiten Mittel für den zweiten Modus angeordnet. Beim Umschalten der Vermessungsvorrichtung 30 vom ersten Modus in den zweiten Modus wird die Schwenkachse 44 um 180° gedreht, so dass die zweiten Mittel in den Strahlengang 45 der Vermessungsvorrichtung 30 gelangen. Die
15 ersten Mittel für den ersten Modus umfassen eine erste Lichtquelle 46 und das erste Projektionsgitter 40. Die zweiten Mittel umfassen eine zweite Lichtquelle 60 eine erste Lochblende 61, eine zweite Lochblende 62 und ein Fokussiermittel 63. Die zweite Lichtquelle 60 kann eine mono-
20 chromatische Lichtquelle wie ein Laser sein. Beim Umschalten in den zweiten Modus durch die Drehung der Schwenkachse 44 um 180° gelangt die zweite Lichtquelle 60 an die Stelle der ersten Lichtquelle 46, die erste Lochblende 61 gelangt in den Strahlengang 41, die zweite Lochblende und das Fo-
25 kussiermittel 63 gelangen in einen Strahlengang 64 des Beobachtungsstrahls 47. Dadurch wird im zweiten Modus die Vermessung des dentalen Objekts 1 unter Verwendung des konfokalen Mikroskopieverfahrens ermöglicht. Die Schwenkachse 44 ist, wie die erste Ausführungsform aus Fig. 3, in einem
30 ersten Lager 50 und einem zweiten Lager 51 drehbar gelagert, wobei die Lager 50 und 51 Kugellager sein können. Die Schwenkachse 44 ist mittels eines Elektromotors 52, wie ei-

- 19 -

nes Schrittmotors, angetrieben, der mittels einer Motorsteuerung 53 entsprechend angesteuert wird.

Patentansprüche

1. Verfahren zur optischen dreidimensionalen Vermessung eines dentalen Objekts (1), wobei unter Verwendung ei-
5 nes ersten optischen dreidimensionalen Messverfahrens ein erster Bereich (4) des dentalen Objekts (1) vermessen wird, wobei das erste optische dreidimensionale Messverfahrens auf einem Triangulationsverfahren und auf einem Streifenprojektionsverfahren beruht, wobei
10 zumindest an dem ersten Bereich (4) eine Puderung erfolgt, und wobei erste Bilddaten (14) erzeugt werden, **dadurch gekennzeichnet, dass** unter Verwendung eines weniger präzisen zweiten optischen dreidimensionalen Messverfahrens ein zweiter Bereich (7) des dentalen
15 Objekts (1) ohne vorangegangene Puderung vermessen wird, wobei zweite Bilddaten (16) erzeugt werden, wobei die ersten Bilddaten (14) mit den zweiten Bilddaten (16) zu einer überlagerten dreidimensionalen Aufnahme (21) zusammengeführt werden.
- 20 2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite optische dreidimensionale Messverfahren dem ersten optischen dreidimensionalen Messverfahren entspricht mit dem Unterschied, dass eine Gitterperiode eines Projektionsgitters größer ist und keine
25 Puderung des zweiten Bereichs (7) erfolgt.
3. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite optische dreidimensionale Messverfahren auf einem konfokalen Mikroskopieverfahren beruht.
- 30 4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite optische dreidimensionale

- 21 -

nale Messverfahren auf einem Weisslichtinterferometrieverfahren beruht.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite optische dreidimensionale Messverfahren auf einem Triangulationsverfahren mit farblichen Mustern beruht.
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass bei Durchführung des zweiten optischen dreidimensionalen Messverfahrens Farbinformationen des dentalen Objekts (1) erzeugt werden.
7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass der erste Bereich des dentalen Objekts eine Präparationsstelle (10) in der Mundhöhle eines Patienten ist.
8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass der zweite Bereich des dentalen Objekts einen Gegenzahn (9), einen zum ersten Bereich (4) benachbarten Nachbarzahn (12, 13) oder einen gesamten Kiefer (2) umfasst.
9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass der zweite Bereich (7) den ersten Bereich (4) des dentalen Objekts (1) umfasst.
10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die ersten Bilddaten (14) mit den zweiten Bilddaten (16) verglichen werden und dadurch fehlerhafte Stellen in den ersten Bilddaten (14) erkannt werden.
11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die fehlerhaften Stellen in den ersten Bilddaten (14) korrigiert werden.

- 22 -

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass der zweite Bereich (7) und der erste Bereich (4) sich nicht überschneiden.
13. Vermessungsvorrichtung zur optischen dreidimensionalen Vermessung eines dentalen Objekts (1), umfassend erste Mittel (40, 54) zur Verwendung eines ersten optischen dreidimensionalen Messverfahrens, das auf einem Triangulationsverfahren und auf einem Streifenprojektionsverfahren beruht, wobei die ersten Mittel ein erstes Projektionsgitter (40, 54) mit einer ersten Gitterkonstante umfassen, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Vermessungsvorrichtung zweite Mittel (41, 54, 60, 61, 62, 63) zur Verwendung eines zweiten weniger präzisen optischen dreidimensionalen Messverfahrens umfasst, wobei die Vermessungsvorrichtung einen Schalter (31) und Verstellmittel (44, 52, 53, 55) umfasst, um die Vermessungsvorrichtung zwischen einem ersten Modus zum Betrieb nach dem ersten Verfahren und einem zweiten Modus zum Betrieb nach dem zweiten Verfahren zu schalten, wobei beim Umschalten vom ersten Modus in den zweiten Modus mittels der Verstellungsmittel (44, 52, 53, 55) die zweiten Mittel (41, 54, 60, 61, 62, 63) anstelle der ersten Mittel (40, 54) in einem Strahlengang (45, 64) der Vermessungsvorrichtung angeordnet werden und wobei das zweite Messverfahren dem ersten Messverfahren entspricht mit dem Unterschied, dass die zweiten Mittel ein zweites Projektionsgitter (41) mit einer zweiten Gitterkonstante umfassen, das in den Strahlengang (45) der Messvorrichtung (30) einbringbar ist, wobei die zweite Gitterkonstante größer als die erste Gitterkonstante ist.

- 23 -

14. Vermessungsvorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Gitterkonstante des ersten Projektionsgitters (40) in einer Objektebene zwischen 300 μm und 400 μm beträgt und dass die zweite
5 Gitterkonstante des zweiten Projektionsgitters (41) in der Objektebene zwischen 600 μm und 800 μm beträgt.
15. Vermessungsvorrichtung nach Anspruch 13 oder 14, dadurch gekennzeichnet, dass beim Umschalten vom ersten Modus in den zweiten Modus das zweite Projektionsgitter (41) an die Stelle des ersten Projektionsgitters
10 (40) mittels einer mechanischen Schwenkvorrichtung (44) in den Strahlengang (45) geschwenkt wird.
16. Vermessungsvorrichtung nach Anspruch 13 oder 14, dadurch gekennzeichnet, dass das erste und das zweite
15 Projektionsgitter (40, 41) mittels eines digitalen Lichtprojektors (54) erzeugt wird, wobei beim Umschalten vom ersten Modus in den zweiten Modus der digitale Lichtprojektor (54) mittels einer Steuerungsvorrichtung (55) so angesteuert wird, dass das zweite Projek-
20 tionsgitter (41) statt des ersten Projektionsgitters (40) erzeugt wird und auf das Objekt projiziert wird.
17. Vermessungsvorrichtung zur optischen dreidimensionalen Vermessung eines dentalen Objekts (1), umfassend erste Mittel (40, 54) zur Verwendung eines ersten optischen
25 dreidimensionalen Messverfahrens, das auf einem Triangulationsverfahren und auf einem Streifenprojektionsverfahren beruht, wobei die ersten Mittel ein erstes Projektionsgitter (40, 54) mit einer ersten Gitterkonstante umfassen, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Ver-
30 messungsvorrichtung zweite Mittel (41, 54, 60, 61, 62, 63) zur Verwendung eines zweiten weniger präzisen optischen dreidimensionalen Messverfahrens umfasst, wo-

- 24 -

bei die Vermessungsvorrichtung einen Schalter (31) und Verstellmittel (44, 52, 53, 55) umfasst, um die Vermessungsvorrichtung zwischen einem ersten Modus zum Betrieb nach dem ersten Verfahren und einem zweiten Modus zum Betrieb nach dem zweiten Verfahren zu schalten, wobei beim Umschalten vom ersten Modus in den zweiten Modus mittels der Verstellungsmittel (44, 52, 53, 55) die zweiten Mittel (41, 54, 60, 61, 62, 63) anstelle der ersten Mittel (40, 54) in einem Strahlengang (45, 64) der Vermessungsvorrichtung angeordnet werden und wobei die zweiten Mittel zur Verwendung eines konfokalen Mikroskopieverfahrens eine Lichtquelle (60), eine erste Lochblende (61), eine zweite Lochblende (62), einen Strahlteiler und/oder einen Detektor (49) umfassen, wobei im zweiten Modus ein Beleuchtungsstrahl der Lichtquelle (60) die erste Lochblende (61) durchstrahlt, auf eine zu vermessende Fokusebene fokussiert wird, wobei die zweite Lochblende (62) so angeordnet ist, dass ein vom Objekt in der Fokusebene zurückgestreuter Beobachtungsstrahl (47) durch die zweite Lochblende (62) zum Detektor (49) gelangt und die Beobachtungsstrahlen außerhalb der Fokusebene ausgeblendet werden.

18. Vermessungsvorrichtung zur optischen dreidimensionalen Vermessung eines dentalen Objekts (1), umfassend erste Mittel (40, 54) zur Verwendung eines ersten optischen dreidimensionalen Messverfahrens, das auf einem Triangulationsverfahren und auf einem Streifenprojektionsverfahren beruht, wobei die ersten Mittel ein erstes Projektionsgitter (40, 54) mit einer ersten Gitterkonstante umfassen, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Vermessungsvorrichtung zweite Mittel (41, 54, 60, 61, 62, 63) zur Verwendung eines zweiten weniger präzisen op-

- 25 -

tischen dreidimensionalen Messverfahrens umfasst, wobei die Vermessungsvorrichtung einen Schalter (31) und Verstellmittel (44, 52, 53, 55) umfasst, um die Vermessungsvorrichtung zwischen einem ersten Modus zum Betrieb nach dem ersten Verfahren und einem zweiten Modus zum Betrieb nach dem zweiten Verfahren zu schalten, wobei beim Umschalten vom ersten Modus in den zweiten Modus mittels der Verstellungsmittel (44, 52, 53, 55) die zweiten Mittel (41, 54, 60, 61, 62, 63) anstelle der ersten Mittel (40, 54) in einem Strahlengang (45, 64) der Vermessungsvorrichtung angeordnet werden und wobei die zweiten Mittel zur Verwendung eines Weisslichtinterferometrieverfahrens eine breitbandige Weisslichtquelle und einen Interferometer umfassen.

19. Vermessungsvorrichtung zur optischen dreidimensionalen Vermessung eines dentalen Objekts (1), umfassend erste Mittel (40, 54) zur Verwendung eines ersten optischen dreidimensionalen Messverfahrens, das auf einem Triangulationsverfahren und auf einem Streifenprojektionsverfahren beruht, wobei die ersten Mittel ein erstes Projektionsgitter (40, 54) mit einer ersten Gitterkonstante umfassen, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Vermessungsvorrichtung zweite Mittel (41, 54, 60, 61, 62, 63) zur Verwendung eines zweiten weniger präzisen optischen dreidimensionalen Messverfahrens umfasst, wobei die Vermessungsvorrichtung einen Schalter (31) und Verstellmittel (44, 52, 53, 55) umfasst, um die Vermessungsvorrichtung zwischen einem ersten Modus zum Betrieb nach dem ersten Verfahren und einem zweiten Modus zum Betrieb nach dem zweiten Verfahren zu schalten, wobei beim Umschalten vom ersten Modus in den zweiten Modus mittels der Verstellungsmittel (44, 52,

- 26 -

53, 55) die zweiten Mittel (41, 54, 60, 61, 62, 63)
anstelle der ersten Mittel (40, 54) in einem Strahlen-
gang (45, 64) der Vermessungsvorrichtung angeordnet
werden und wobei die zweiten Mittel zur Verwendung ei-
5 nes Triangulationsverfahren mit farblichen Mustern
mehrere Lichtquellen unterschiedlicher Farbe oder eine
Lichtquelle mit mehreren Filtern unterschiedlicher
Farbe und ein Projektionsgitter zur Erzeugung der pro-
jizierten farblichen Mustern umfassen.

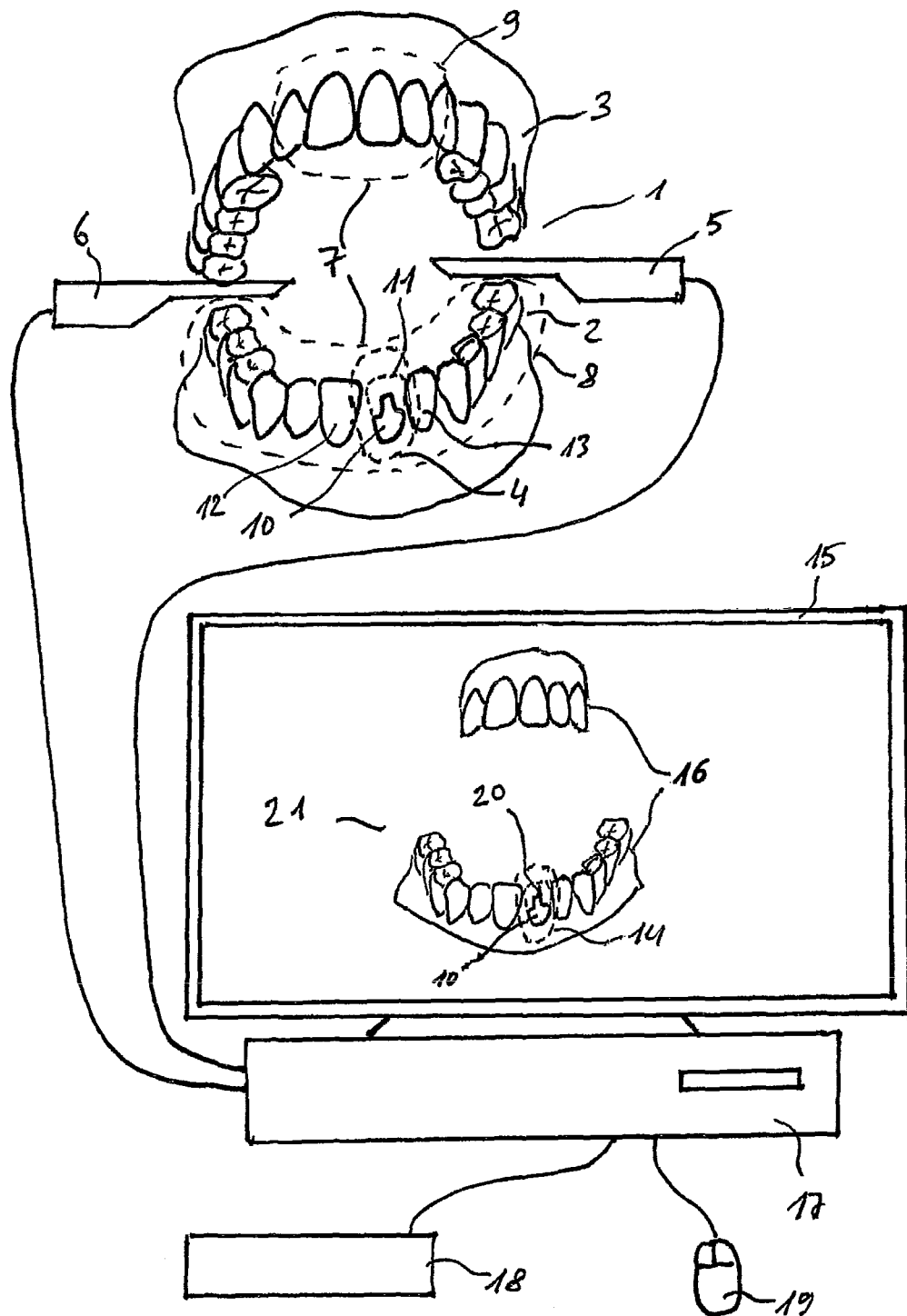


Fig. 1

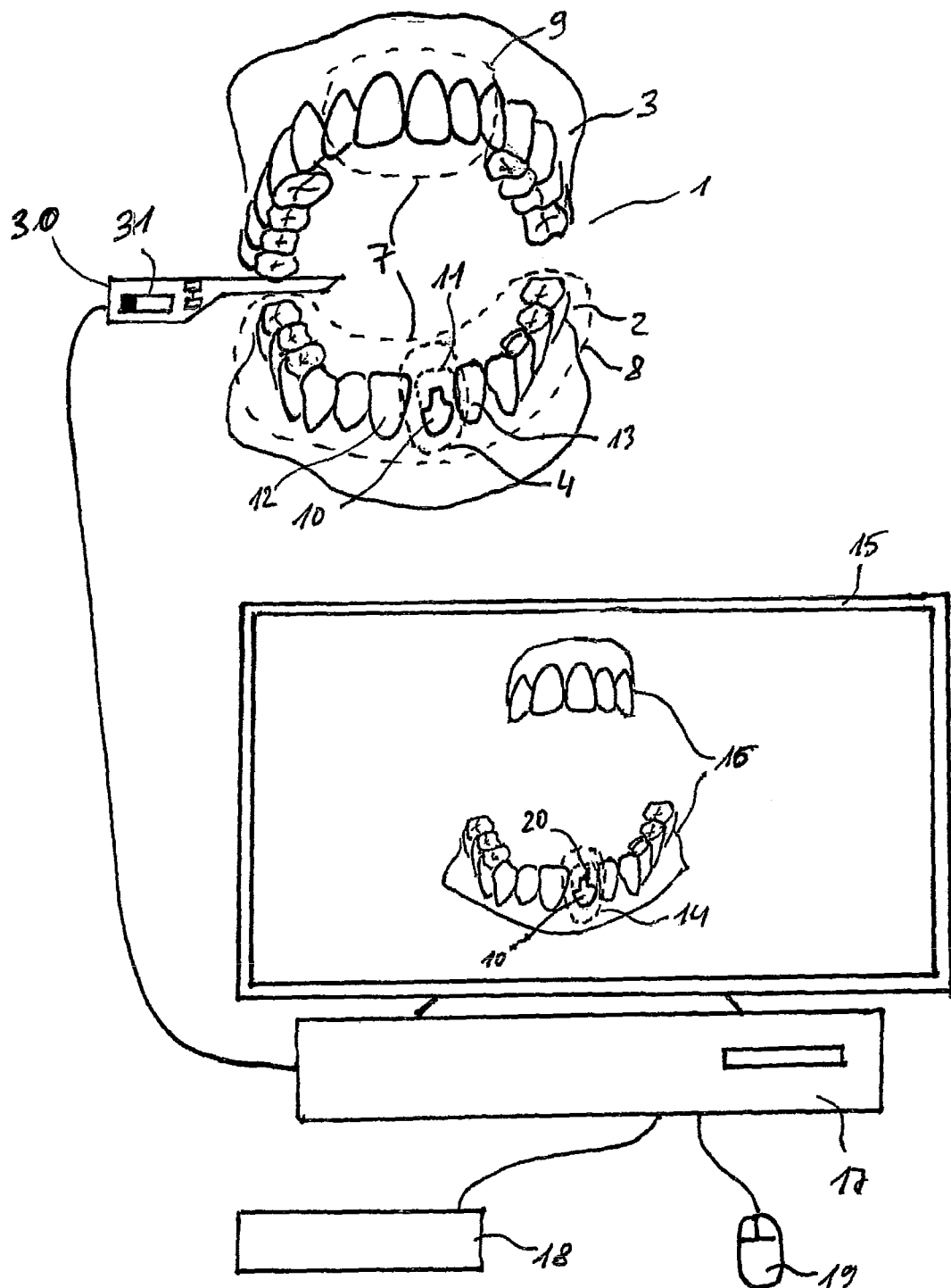


Fig. 2

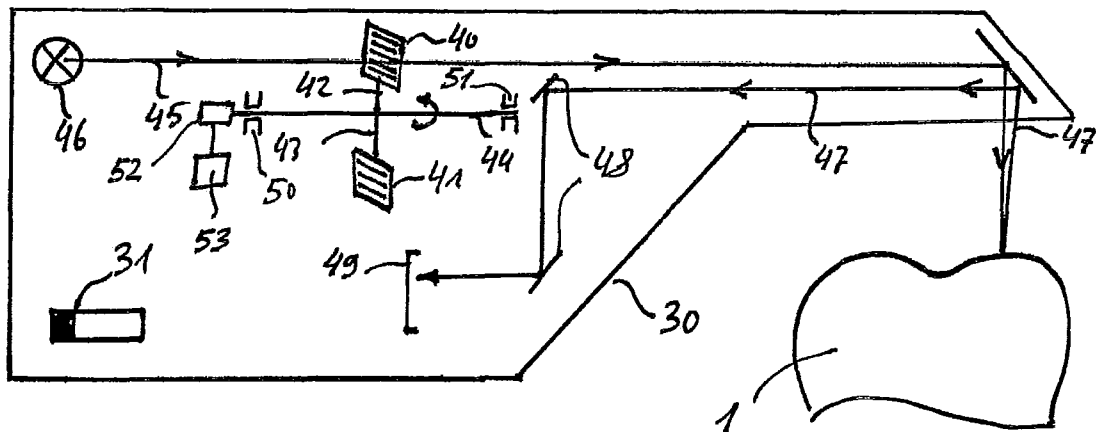


Fig. 3

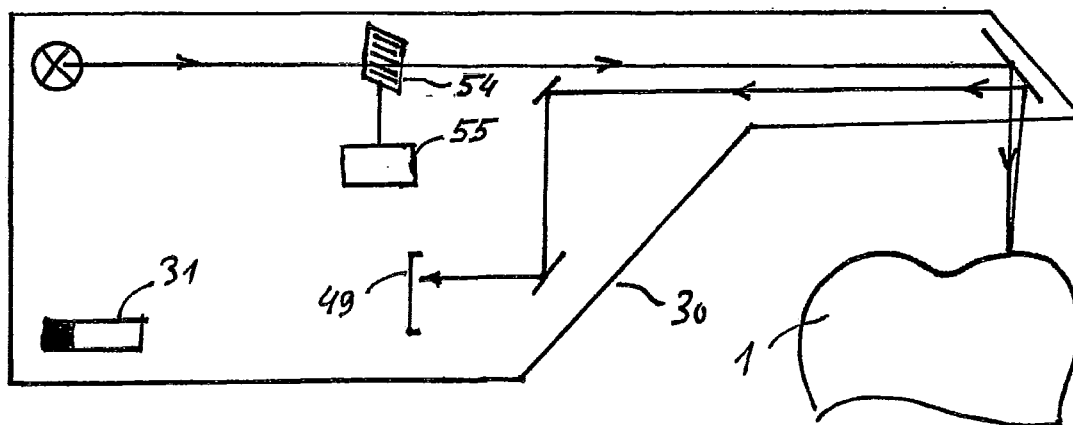


Fig. 4

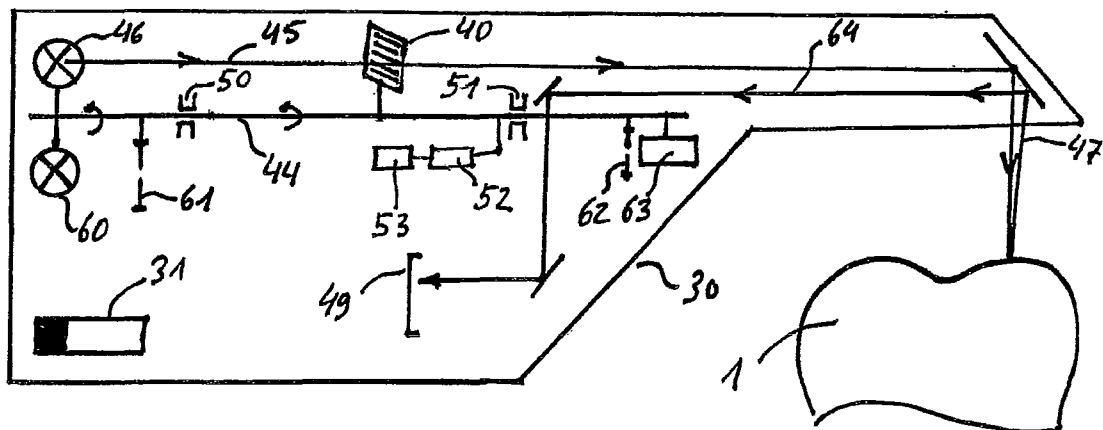


Fig. 5

专利名称(译)	用于牙科物体的光学三维测量的方法		
公开(公告)号	EP2721371A2	公开(公告)日	2014-04-23
申请号	EP2012730189	申请日	2012-06-13
[标]申请(专利权)人(译)	西诺德牙科设备有限公司		
申请(专利权)人(译)	西诺德牙科设备GMBH		
当前申请(专利权)人(译)	西诺德牙科设备GMBH		
[标]发明人	PFEIFFER JOACHIM THIEL FRANK		
发明人	PFEIFFER, JOACHIM THIEL, FRANK		
IPC分类号	G01B11/25 A61C13/00 G01B9/02 G01B11/24 G01B21/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/1076 A61B5/1077 A61B5/1079 A61B5/4547 A61C9/006 A61C9/0073 A61C13/0004 G01B9/0209 G01B11/2441 G01B11/2513 A61B5/0088 A61C1/088 A61C19/04 G06T7/0012 G06T11/60		
代理机构(译)	SOMMER , PETER		
优先权	102011077564 2011-06-15 DE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种牙科物体 (1) 的光学三维测量方法，其中牙科物体 (1) 的第一区域 (4) 使用第一光学三维测量方法测量，其中第一光学三维测量方法是基于三角测量法和条纹投影法。根据本发明，粉化至少在第一区域 (4) 上发生，其中产生第一图像数据 (14)。使用不太精确的第二光学三维测量方法，随后在没有预先粉化的情况下测量牙科对象 (1) 的第二区域 (7)，其中生成第二图像数据 (16)。然后，将第一图像数据 (14) 与第二图像数据 (16) 组合以形成重叠的三维曝光 (21)。