

(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
26. August 2010 (26.08.2010)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2010/094805 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61B 5/00 (2006.01) G01B 11/24 (2006.01)
A61B 5/107 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2010/052241

(22) Internationales Anmeldedatum:
23. Februar 2010 (23.02.2010)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2009 001 086.6
23. Februar 2009 (23.02.2009) DE

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

(72) Erfinder; und

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

(74) Anwalt: **SOMMER, Peter**; 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, RO, RS, RU, 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, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, 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, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Erklärungen gemäß Regel 4.17:

— Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv)

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: HANDHELD DENTAL CAMERA AND METHOD FOR OPTICAL 3D MEASUREMENT

(54) Bezeichnung : HANDGEHALTENE DENTALE KAMERA UND VERFAHREN ZUR OPTISCHEN 3D-VERMESSUNG

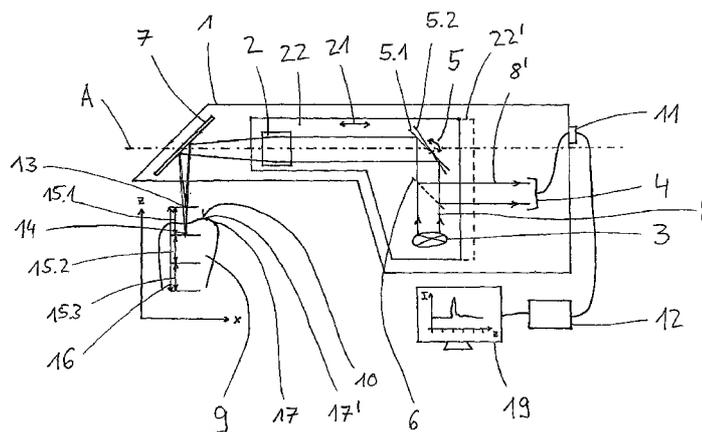


Fig. 1

(57) Abstract: The invention relates to a handheld dental camera (1) for optical 3D measurement comprising a chromatic lens (2) and a polychromatic light source (3) that create a chromatic depth measurement range (15.1, 15.2, 15.3, 15.4) and a color sensor (4) for spectral analysis. The handheld dental camera (1) according to the invention furthermore has an adjustable scan unit (20) with which the chromatic depth measurement range (15.1, 15.2, 15.3, 15.4) can be gradually shifted such that at least one second chromatic depth measurement range (15.2, 15.3, 15.4) in at least a second position of the scan unit (20') connects to a first chromatic depth measurement range (15.1) in a first position of the scan unit (20) or partially overlaps with the first chromatic depth measurement range (15.1) and in this manner an enlarged, total depth measurement range (16) is formed from the at least two depth measurement ranges (15.1, 15.2, 15.3, 15.4). The invention further relates to a method for optical 3D measurement by means of the handheld dental camera (1) according to the invention.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



WO 2010/094805 A1

**Veröffentlicht:**

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

— vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eingehen (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe h)

Die Erfindung betrifft eine handgehaltene dentale Kamera (1) zur optischen 3D-Vermessung, die ein chromatisches Objektiv (2) und eine polychromatische Lichtquelle (3), welche einen chromatischen Tiefenmessbereich (15.1, 15.2, 15.3, 15.4) ergeben, sowie einen Farbsensor (4) zur spektralen Analyse umfasst. Die handgehaltene dentale Kamera (1) weist weiterhin eine verstellbare Scaneinheit (20) auf, mit welcher der chromatische Tiefenmessbereich (15.1, 15.2, 15.3, 15.4) schrittweise verschiebbar ist, so dass an einen ersten chromatischen Tiefenmessbereich (15.1) in einer ersten Stellung der Scaneinheit (20) mindestens ein zweiter chromatischer Tiefenmessbereich (15.2, 15.3, 15.4) in mindestens einer zweiten Stellung der Scaneinheit (20') anschließt oder sich mit dem ersten chromatischen Tiefenmessbereich (15.1) teilweise überlappt und auf diese Weise aus den mindestens zwei Tiefenmessbereichen (15.1, 15.2, 15.3, 15.4) ein vergrößerter, gesamter Tiefenmessbereich (16) gebildet wird. Weiterhin betrifft die Erfindung ein Verfahren zur optischen 3D-Vermessung mittels der erfindungsmäßigen handgehaltene dentale Kamera (1).

- 1 -

Beschreibung

Handgehaltene dentale Kamera und Verfahren zur optischen
3D-Vermessung

Technisches Gebiet

5 Die Erfindung betrifft eine handgehaltene dentale Kamera zur optischen 3D-Vermessung unter Verwendung einer konfokalen Messmethode, die ein chromatisches Objektiv, eine polychromatische Lichtquelle und einen Farbsensor umfasst und ein Verfahren zur Verwendung der erfindungsmäßigen dentalen
10 Kamera.

Stand der Technik

Aus dem Stand der Technik ist die konfokale Mikroskopie bekannt und wird unter anderem in der Patentschrift US 3,013,467 offenbart.

15 Die chromatische konfokale Messmethode stellt eine Möglichkeit dar, eine Durchfokussierung ohne mechanisch bewegte Teile zu realisieren und damit die Messzeit in der Regel deutlich zu verringern, welche von G. Molesini 1983 in Verbindung mit einem Spektrometer vorgeschlagen wurde
20 (GB 2144537 und DE 3428593 C2). Ein Beispiel für eine erfolgreiche Applikation der chromatischen konfokalen Messmethode wird von H.J. Tiziani und H.-M. Uhde im Fachartikel „Three-dimensional image sensing by chromatic confocal microscopy“ in Applied Optics, Vol. 33, No. 1, April 1994, auf
25 den Seiten 1838 bis 1843 dargestellt. Die spektrale Analyse erfolgt hierbei mit drei Farbfiltern. Damit sind der erreichbare Tiefenmessbereich und die Tiefenauflösung jedoch begrenzt.

In der Patentschrift DE 103 21 885 A1 wird eine chromatische konfokale Anordnung mit einer brechkraftvariablen Komponente, beispielsweise mit einer diffraktiven Komponente,
30

- 2 -

offenbart. Die in Figur 2 dieser Patentschrift dargestellte optische Anordnung ist zur Gewinnung der konfokalen Signale über der Wellenlänge zur Beleuchtung einer Reihe von Mikrolinsen angeordnet und zur Analyse ein Spektrometer mit einer Flächenkamera nachgeordnet, so dass Linienprofile in einem einzigen flächigen Kamerabild mittels eines Linien-Spektrometers aufgenommen werden können. In der Veröffentlichung „Chromatic confocal detection for speed microtopography measurements“ von A. K. Ruprecht, K. Körner, T.F. Wiesendanger, H.J. Tiziani, W. Osten in Proceedings of SPIE, Vol. 5302-6, S. 53-60, 2004 wird in der Abbildung 4 ein chromatischer konfokaler Liniensensor zur linienhaften Topografiemessung offenbart. Dort ist zur Gewinnung der konfokalen Signale über der Wellenlänge der chromatischen konfokalen Anordnung ein Linien-Spektrometer nachgeordnet, so dass Linienprofile von einer Objektoberfläche in einem einzigen Kamerabild unter Einsatz einer einzigen Flächenkamera und eines Linien-Spektrometers aufgenommen werden können. Der Einsatz eines Spektrometers gestattet grundsätzlich eine höhere spektrale Auflösung im Vergleich zu einer Anordnung mit drei Farbfiltern oder einer RGB-Farbkamera oder auch einer Vierkanal-Farbkamera und ist damit vorteilhafter.

In der Dissertation von J. Schmoll mit dem Titel „3D-Spektrofotometrie extragalaktischer Emissionslinien“, eingereicht bei der Universität Potsdam im Juni 2001, wird auf den Seiten 12 bis 13 die Linsenraster-Direktankopplung beschrieben, die von Courtes et al. erstmals 1988 beim TIGER-Spektrografen eingesetzt wurde. Hierbei wird das Linsenraster um einen Winkel gegen die Dispersionsrichtung verdreht. Diese Technik gilt in der Auswertung durch die Verschiebung benachbarter Spektren als kompliziert und der Flächensensor

- 3 -

wird in seiner Fläche nicht ökonomisch ausgenutzt, da der Flächenfüllfaktor gering ist. In wissenschaftlichen Arbeiten werden hier auch die Begriffe 3D-Spektrofotometrie und abbildende Spektroskopie sowie auch Integral-Field-
5 Spektrofotometrie verwendet.

Die chromatische konfokale Messmethode hat den Vorteil, dass die Kamera im Prinzip ohne mechanisch bewegte Teile realisiert werden kann und dass die Datenrate gering ist, da man für einen Messpunkt nur ein einziges Farbspektrum
10 aufnehmen muss.

Die chromatische konfokale Messmethode hat jedoch den Nachteil, dass eine spektralbreitbandige Lichtquelle verwendet werden muss, die ein möglichst breites und kontinuierliches Wellenlängenspektrum aufweist. Als Lichtquellen sind daher
15 vor allem Halogen- und Xenon-Gasentladungslampen geeignet. Diese Lichtquellen sind bauartbedingt vergleichsweise unhandlich und groß. Eine kompakte Lichtquelle, wie eine Laserdiode oder eine Superlumineszenzdiode ist für die chromatische konfokale Messmethode weniger geeignet, da sie ty-
20 pischerweise ein eher schmales Wellenlängenspektrum aufweist. Der Tiefenmessbereich ist daher stark eingeschränkt und für die Vermessung von relativ großen Objekten, wie von Zähnen, nicht geeignet.

Bei einer klassischen scannenden konfokalen Messmethode mit
25 einem mechanischen Tiefenscan wird die Position eines einzigen Fokuspunktes durch mechanisches Verschieben einzelner Linsenelemente der Optik oder durch Verschieben der gesamten Optik relativ zum Objekt verschoben. Als Lichtquelle wird eine Lichtquelle mit einem möglichst schmalen Wellen-
30 spektrum gewählt, um die Ausdehnung des Fokuspunktes gering zu halten. Zur Vermessung eines einzelnen Messpunktes muss demnach die Optik schrittweise mechanische entlang der ge-

- 4 -

samten Messtiefe verschoben, für jede Position der Optik ein Datensatz aufgenommen und anschließend aus den gesamten ermittelten Datensätzen ein Höhenwert bestimmt werden. Die Auflösung der Höhenwerte hängt dabei von der Schrittweite
5 der einzelnen mechanischen Verschiebe-Schritte der Optik ab. Daher hat die klassische scannende konfokale Messmethode den Nachteil, dass für eine gute Auflösung sehr hohe Datenmengen anfallen und verarbeitet werden müssen.

Die klassische scannende konfokale Messmethode hat dafür
10 den Vorteil, dass sich kompakte Lichtquellen, wie LED und LD einsetzen lassen, die ein schmalbandiges Wellenlängenspektrum aufweisen.

Die Aufgabe dieser Erfindung besteht demnach darin, eine konfokale Vorrichtung bereitzustellen und ein konfokales
15 Verfahren zu realisieren, welches eine schnelle optische 3D-Vermessung des Messobjekts ermöglicht, wobei eine kompakte Lichtquelle verwendet werden kann und wobei geringe Datenraten anfallen.

Darstellung der Erfindung

20 Diese Aufgabe wird durch die erfindungsmäßige handgehaltene dentale Kamera und das erfindungsmäßige Verfahren gelöst.

Die erfindungsgemäße handgehaltene dentale Kamera zur optischen 3D-Vermessung umfasst ein chromatisches Objektiv, eine polychromatische Lichtquelle und einen Farbsensor, wobei
25 die polychromatische Lichtquelle einen Beleuchtungsstrahl (8) abstrahlt, der mittels des chromatischen Objektivs auf eine Oberfläche eines Messobjekts zumindest bezüglich einer Wellenlänge fokussierbar ist. Der Beleuchtungsstrahl wird von der Oberfläche als ein Beobachtungsstrahl zurückge-
30 strahlt und ist mittels des Farbsensors detektierbar. Die

- 5 -

Fokuspunkte verschiedener Wellenlängen des Beleuchtungsstrahls bilden einen chromatischen Tiefenmessbereich.

Weiterhin weist die handgehaltene dentale Kamera eine verstellbare Scaneinheit auf, die zumindest das chromatische
5 Objektiv umfasst. Der chromatische Tiefenmessbereich ist mittels der Scaneinheit schrittweise verschiebbar, so dass an einen ersten chromatischen Tiefenmessbereich in einer ersten Stellung der Scaneinheit mindestens ein zweiter chromatischen Tiefenmessbereich in einer zweiten Stellung
10 der Scaneinheit anschließt oder sich mit dem ersten chromatischen Tiefenmessbereich teilweise überlappt. Auf diese Weise wird aus den mindestens zwei verschiedenen Tiefenmessbereichen ein vergrößerter, gesamter Tiefenmessbereich gebildet.

15 Die handgehaltene dentale Kamera zur optischen 3D-Vermessung kann eine handgehaltene Kamera sein, die insbesondere für dentale intraorale Aufnahmen von Zähnen geeignet ist und die Prinzipien der chromatisch konfokalen und der scannenden konfokalen Tiefenvermessung vereint.

20 Bei der chromatischen konfokalen Messmethode erfolgt die Vermessung ohne mechanische Verstellung der Optik, indem die Fokuspunkte unterschiedlichen Wellenlängen über die gesamte Messtiefe verteilt werden und unter Verwendung der spektralen Analyse diejenige Wellenlänge ermittelt wird,
25 deren Fokuspunkt auf der Oberfläche liegt. Von dieser Wellenlänge kann dann auf die Fokusslage, also die z-Koordinate der Objektoberfläche geschlossen werden. Die Auflösung der z-Koordinate hängt vor allem von der kontinuierlichen Verteilung der Wellenlängen im Spektrum des verwendeten Be-
30 leuchtungsstrahls und der Genauigkeit der spektralen Analyse ab.

- 6 -

Dafür wird die polychromatische Lichtquelle verwendet, deren als Beleuchtungsstrahl abgestrahlter Spektralbereich mehrere Wellenlängen umfasst. Dieser Beleuchtungsstrahl wird mit einem chromatischen Objektiv auf das Messobjekt
5 fokussiert. Da ein chromatisches Objektiv den Effekt der chromatischen Abberationen verstärkt, werden Fokuspunkte für die unterschiedlichen Wellenlängen des Beleuchtungsstrahls deutlich auseinandergezogen. Die Fokuspunkte der kürzesten und der längsten Wellenlänge des Spektralbereichs
10 des Beleuchtungsstrahls können bis zu 5 mm auseinander liegen und bilden den chromatischen Tiefenmessbereich der handgehaltenen dentalen Kamera. Innerhalb dieses chromatischen Tiefenmessbereichs kann jeder Wellenlänge ein Höhenwert zugeordnet werden.

15 Durch dieses auseinanderziehen der Fokuspunkte liegt nur der Fokuspunkt einer einzelnen Wellenlänge oder zumindest eines sehr schmalen Wellenlängenbereichs des Spektralbereichs des Beleuchtungstrahls genau auf der Oberfläche des Messobjekts und dominiert damit das spektrale Intensitäts-
20 profil des Beobachtungsstrahls.

Der Beobachtungsstrahl wird mit einem Farbsensor detektiert, der in der Lage ist einen breiten Spektralbereich aufzunehmen und die einzelnen Wellenlängen voneinander zu unterscheiden. Dazu ist insbesondere ein Spektrometer oder
25 auch ein CCD-Sensor geeignet.

Damit kann die Wellenlänge mit maximaler Intensität des Beobachtungsstrahls ermittelt werden und dem Messpunkt der Oberfläche ein Höhenwert entsprechend dieser Wellenlänge zugeordnet werden, soweit der Messpunkt innerhalb des chromatischen Tiefenmessbereichs liegt.
30

Bei der vorliegenden Erfindung werden kompakte polychromatische Lichtquellen, wie LED, Laserdioden (LD) und Super-

- 7 -

lumineszenzdioden (SLD), verwendet deren Wellenlängenspektrum im Vergleich zu Halogen- oder Xenon-Gasentladungslampen schmal ist. Um trotzdem einen ausreichend großen Tiefenmessbereich vermessen zu können, wird die chromatisch konfokale Messmethode mit der klassisch scannenden konfokalen Messmethode kombiniert.

Bei der scannenden konfokalen Messmethode wird ein einzelner Fokuspunkt durch schrittweise mechanisches Verschieben der Optik entlang der Messtiefe verschoben, wobei aus den ermittelten Intensitäten des Beobachtungsstrahls ermittelt wird, bei welchem Schritt des mechanischen Verschiebens der Optik der Fokuspunkt genau auf der Oberfläche liegt. Von diesem Schritt, bei dem ein Maximum der Intensität des Beleuchtungsstrahls aufgetreten ist, kann dann auf die Fokusslage geschlossen werden. Die Auflösung der z-Koordinate, also des Höhenwertes, wird bei dieser Methode durch die Schrittweite des mechanischen Verschiebens der Optik bestimmt.

Mit der Scaneinheit der handgehaltenen dentalen Kamera, die zumindest das chromatische Objektiv umfasst, können die durch das Verwenden der polychromatischen Lichtquelle und des chromatischen Objektivs auseinandergesetzten mehreren Fokuspunkte gleichzeitig entlang der Messtiefe verschoben werden. Die Schrittweite kann so gewählt werden, dass sie möglichst genau der Länge des chromatischen Tiefenmessbereichs entspricht. Damit können mehrere chromatische Tiefenmessbereiche, die entlang der z-Achse aneinander anschließen oder überlappen, nacheinander vermessen werden und aus den ermittelten Datensätzen ein 3D-Datensatz für einen vergrößerten gesamten Tiefenmessbereich ermittelt werden. Dieser vergrößerte Tiefenmessbereich ergibt sich

- 8 -

aus der Summe der aneinander anschließenden oder überlap-
penden chromatischen Tiefenmessbereiche.

Beispielsweise kann der chromatische Tiefenmessbereich, der
sich mit einer kompakten Lichtquelle, wie einer LED, LD o-
5 der SLD erreichen lässt, 0,5mm betragen. Soll ein gesamter
Tiefenmessbereich von 20mm vermessen werden, so kann dies
in 40 Schritten mit einer Schrittweite von 0,5mm geschehen.

Trotz eines schmalen chromatischem Tiefenmessbereichs kann
so eine Messtiefe erreicht werden, die das Vermessen eines
10 Objekts, wie eines Zahns, ermöglicht.

Ein Vorteil gegenüber der rein chromatisch konfokalen Me-
thode ist, dass kompaktere Lichtquellen, wie LED, LD und
SLD, verwendet werden können, da bereits ein geringer
Spektralbereich $\Delta\lambda$ ausreichend ist. Auf die unhandlichen
15 und großen Lichtquellen, wie die Halogen- und Xenon- Gas-
entladungslampen, die typischerweise bei der chromatischen
konfokalen Messmethode verwendet werden, kann daher ver-
zichtet werden.

Ein weiterer Vorteil der erfinderischen handgehaltenen den-
20 talen Kamera ist, dass die Anzahl der nötigen mechanischen
Schritte der Scaneinheit im Vergleich zur rein scannenden
konfokalen Methode deutlich reduziert und damit auch die zu
verarbeitende Datenmenge deutlich verringert wird.

Vorteilhafterweise kann die Scaneinheit in genau zwei Stel-
25 lungen gebracht werden, nämlich von der einen Endstellung
unmittelbar in eine andere Endstellung.

Dadurch kann ein doppelt so großer Tiefenmessbereich ver-
messen werden, als es bei der rein chromatisch konfokalen
Methode möglich wäre und das mechanische Verschieben ist
30 gegenüber der klassisch scannenden konfokalen Methode ver-
einfacht, da von der Scaneinheit nur zwei Positionen ange-

- 9 -

fahren werden, die jeweils mit einem Endanschlag realisiert werden können.

Vorteilhafterweise umfasst die handgehaltene dentale Kamera ein Umlenkmittel, wobei das Umlenkmittel zwischen dem chromatischen Objektiv und dem Messobjekt angeordnet ist, wobei
5 der Beleuchtungsstrahl mittels des Umlenkmittels zum Messobjekt hin quer zur Längsachse der handgehaltenen dentalen Kamera umlenkbar ist.

Das Umlenkmittel kann ein Prisma oder ein Spiegel, der mit
10 einem festen Winkel von 45° zum Beleuchtungsstrahl angeordnet ist, sein, so dass der Beleuchtungsstrahl in einem Winkel von 90° zum Messobjekt umgelenkt wird. Dadurch kann die erfinderische handgehaltene dentale Kamera sehr kompakt gebaut werden und intraorale Aufnahmen aus einer schwer zu-
15 gänglichen Richtung in der Mundhöhle des Patienten ermöglichen.

Vorteilhafterweise kann die Lichtquelle eine Halogen- oder Xenon-Gasentladungslampe mit einem Spektrum der Wellenlänge zwischen 500 nm und 2000 nm sein.

20 Dadurch wird ein breites Wellenlängenspektrum bereitgestellt, so dass der chromatische Tiefenmessbereich größer ist und der erforderliche gesamte Tiefenmessbereich in nur wenigen Schritten abgedeckt werden kann. Da Halogen- und Xenon-Gasentladungslampen allerdings zu groß sind, um sie
25 in einer kompakten handgehaltenen dentalen Kamera zu integrieren, können sie beispielsweise über einen Lichtleiter an die handgehaltene dentale Kamera angeschlossen werden.

Vorteilhafterweise kann die Lichtquelle eine Superlumineszenzdiode (SLD) sein.

30 Eine Superlumineszenzdiode (SLD) ist eine Diode mit einem relativ breiten Wellenlängenspektrum, die gegenüber Laser-

- 10 -

dioden vergleichbare Ausgangsleistungen bei einem äußerst geringen spektralen Rauschen aufweist.

Die Verwendung einer SLD hat den Vorteil, dass die SLD aufgrund ihrer kompakten Bauweise in eine handgehaltene dentale Kamera integrierbar ist und trotz der Kompaktheit ein
5 relativ breites Wellenlängenspektrum bereitgestellt wird.

Vorteilhafterweise kann die Superlumineszenzdiode (SLD) ein Spektrum mit einer Wellenlänge zwischen 900 nm und 1000 nm aufweisen.

10 Es gibt verschiedene Arten von Superlumineszenzdioden mit unterschiedlichen Wellenlängenbereichen. Die SLD mit einem Wellenlängenbereich zwischen 900nm und 1000nm weist jedoch eine relativ konstante Intensität bezogen auf die Wellenlängen auf. Der Farbsensor muss dabei dem wellenlängenabhängigen Intensitätsprofil entsprechend so gewählt werden,
15 dass die wellenlängenabhängige Nachweiseffizienz nicht gegen Null geht.

Vorteilhafterweise kann die Superlumineszenzdiode (SLD) ein Spektrum mit einer Wellenlänge zwischen 1500 nm und 1650 nm
20 aufweist.

Dadurch wird ein breiteres Wellenlängenspektrum bereitgestellt, so dass die Anzahl der mechanischen Scanschritte reduziert werden kann.

Vorteilhafterweise kann die Lichtquelle eine weisslicht LED
25 sein.

Aufgrund der Kompaktheit einer weisslicht LED ist es möglich diese in handgehaltene dentale Kamera zu integrieren und das breitere Spektrum einer weisslicht LED ermöglicht es die Anzahl der mechanischen Scanschritte zu reduzieren.

- 11 -

Vorteilhafterweise kann der chromatische Tiefenmessbereich eine Länge zwischen 0,5 mm und 5 mm aufweisen.

Dadurch ist die erfinderische handgehaltene dentale Kamera besonders gut für die Vermessung von Zähnen geeignet. Da-
5 durch kann beispielsweise ein gesamter Tiefenmessbereich von 30 mm in lediglich sechs Schritten von jeweils 5 mm vermessen werden.

Vorteilhafterweise weist die handgehaltene dentale Kamera eine Datenverarbeitungseinheit oder einen Anschluss auf, an
10 den eine Datenverarbeitungseinheit anschließbar ist. Mit der Datenverarbeitungseinheit kann für jeden chromatischen Tiefenmessbereichen ein Datensatz aufgenommen und erzeugt werden. Diese verschiedenen Datensätze können dann zu einem gesamten 3D-Datensatz über den gesamten Tiefenmessbereich
15 zusammenfügt werden.

Dadurch kann die handgehaltene dentale Kamera in einer kompakten Bauweise ausgeführt sein und ein Tiefenmessbereich abgedeckt werden, der es ermöglicht ganze Zähne zu vermes-
sen.

20 Vorteilhafterweise ist die Scaneinheit mit einer Frequenz zwischen 1Hz und 1000Hz mechanische verstellbar.

Dadurch kann die Oberfläche des Messobjekts in relativ kurzer Zeit vermessen werden. Bei einer handgehaltenen Kamera ist es besonders wichtig, dass das Aufnahmezeitintervall
25 möglichst kurz ist, da ein Benutzer die Kamera nur für sehr kurze Intervalle wirklich ruhig halten kann.

Vorteilhafterweise ist ein schwenkbarer Spiegel zwischen der Lichtquelle und der Oberfläche des Objekts angeordnet, so dass durch ein schrittweises Verkippen dieses schwenkba-
30 ren Spiegels der Beleuchtungsstrahl schrittweise in latera-

- 12 -

ler Richtung über die gesamte Oberfläche des Messobjekts bewegt werden kann.

Je nach Ausführungsform ist als Beleuchtungsstrahl ein Array, welches die Oberfläche des Messobjekts insgesamt abdeckt, eine Zeile oder ein einzelner Punkt in der xy-Ebene vorgesehen. Handelt es sich um eine Zeile, so muss diese in der Richtung senkrecht zur Zeile schrittweise über das Objekt bewegt und jeweils eine Aufnahme gemacht werden, so dass aus den einzelnen Datensätzen ein Datensatz für das gesamte Messobjekt zusammengesetzt werden kann. Ein Punkt muss entsprechend in x- und in y-Richtung schrittweise über das Objekt bewegt werden und ein gesamter Datensatz des Messobjekts aus den einzelnen Datensätzen zusammengesetzt werden.

Ein weiterer Gegenstand der Erfindung ist ein Verfahren zur optischen 3D-Vermessung, bei dem ein Beleuchtungsstrahl einer polychromatischen Lichtquelle, der durch ein chromatisches Objektiv auf eine Oberfläche eines Messobjekts zumindest bezüglich einer Wellenlänge fokussiert wird und der von der Oberfläche als ein Beobachtungsstrahl zurückgestrahlte Beleuchtungsstrahl mit einem Farbsensor detektiert wird. Dabei bilden die Fokuspunkte verschiedener Wellenlängen des Beleuchtungsstrahls einen chromatischen Tiefenmessbereich. Eine Scaneinheit, die zumindest das chromatische Objektiv umfasst, wird schrittweise verschoben, so dass an einen erster chromatischer Tiefenmessbereich in einer ersten Stellung der Scaneinheit mindestens ein zweiter chromatischer Tiefenmessbereich in einer zweiten Stellung der Scaneinheit angeschlossen wird oder mit dem ersten chromatischen Tiefenmessbereich teilweise überlappt wird. Auf diese Weise wird aus den mindestens zwei Tiefenmessbereichen ein vergrößerter, gesamter Tiefenmessbereich gebildet.

- 13 -

Ein Vorteil des erfinderischen Verfahrens ist, dass die Vermessung im Vergleich zum klassischen scannenden Verfahren schneller erfolgt, da die Scaneinheit nicht kontinuierlich, sondern nur zwischen einigen mindestens zwei festgestellten Stellungen mechanisch verstellt wird.

Ein weiterer Vorteil des erfinderischen Verfahrens ist, dass geringere Datenraten anfallen, die unter Verwendung der vorhandenen Methoden in einer relativ kurzen Zeit analysiert werden können.

Vorteilhafterweise wird die Scaneinheit genau einmal von einer Endstellung unmittelbar in eine andere Endstellung verschoben.

Dadurch kann ein größerer Tiefenmessbereich vermessen werden, als es bei der rein chromatischen konfokalen Methode möglich wäre und das Verschieben der Scaneinheit kann einfacher erfolgen, als es bei der klassischen scannenden konfokalen Methode möglich ist, da nur zwei Positionen angefahren werden, die entsprechend jeweils mit einem Endanschlag versehen werden können.

Vorteilhafterweise wird der Beleuchtungsstrahl mittels eines Umlenkmittels zum Messobjekt umgelenkt.

Dadurch wird der Beleuchtungsstrahl in seiner Richtung auf eine einfache Weise beispielsweise mittels eines Umlenkspiegels verstellt.

Vorteilhafterweise wird eine Lichtquelle mit einem Spektralbereich von 300nm bis 2000nm verwendet.

Dadurch kann in einem einzelnen Schritt ein relativ großer chromatischer Tiefenmessbereich abgetastet werden, so dass zur Vermessung des gesamten Objekts nur wenige Schritte notwendig sind.

- 14 -

Vorteilhafterweise wird eine Lichtquelle mit einem Spektralbereich von 900nm bis 1000nm oder von 1500nm bis 1650nm verwendet.

Dadurch werden zwar mehr Schritte zur Vermessung des gesamten Projekts benötigt, es können jedoch kompakte Lichtquellen, wie LED, LD und SLD, verwendet werden.

Vorteilhafterweise werden Fokuspunkte für verschiedene Wellenlängen aufgefächert, so dass sich ein Länge des chromatischen Tiefenmessbereichs zwischen 0,5mm und 5mm ergibt.

10 Dadurch werden weniger Verschiebe-Schritte der Scaneinheit benötigt, was ein schnelleres Vermessen des Messobjekts ermöglicht.

Vorteilhafterweise wird für jeden chromatischen Tiefenmessbereich ein Datensatz aufgenommen wird, wobei die Datensätze innerhalb der handgehaltenen dentalen Kamera gespeichert und zu einem 3D-Datensatz des Messobjekts zusammengefügt oder an eine Datenverarbeitungseinheit übermittelt werden.

Sind nur geringe Datenmengen zu verarbeiten können durch eine Verarbeitung dieser Daten innerhalb der Kamera Übertragungszeiten eingespart werden. Bei größeren Datenmengen kann es vorteilhaft sein, die Datenverarbeitung außerhalb der Kamera vorzunehmen.

Vorteilhafterweise wird die Scaneinheit mit einer Frequenz zwischen 1 Hz und 1000 Hz verschoben.

25 Dadurch kann die Oberfläche des Messobjekts in relativ kurzer Zeit vermessen werden und eine entsprechende handgehaltene dentale Kamera kann daher von Hand gehalten werden, um eine Aufnahme zu machen.

Vorteilhafterweise wird der Beleuchtungsstrahl durch schrittweises Verkippen eines schwenkbaren Spiegels in la-

- 15 -

teraler Richtung über die gesamte Oberfläche des Messobjekts bewegt.

Dadurch kann das gesamte Messobjekt erfasst werden, auch wenn der Beleuchtungsstrahl nur punkt- oder zeilenförmig
5 auf das Objekt auftrifft.

Vorteilhafterweise erfolgt das Verschieben der Scaneinheit zum Vermessen der einzelnen chromatischen Messbereiche, die den gesamten Messbereich ergeben, in mehreren Schritten. Anschließend wird dann die Scaneinheit in einem weiteren
10 Schritt wieder in die erste Stellung gebracht, wobei dieser Messzyklus der Scaneinheit solange wiederholt wird, bis die Messung abgeschlossen ist.

Dadurch wird der Beleuchtungsstrahl schrittweise von einem oberen Ende des gesamten Tiefenmessbereichs bis zu einem
15 unteren Ende des gesamten Tiefenmessbereichs verstellt werden und zur Vermessung des nächsten benachbarten Messpunktes wieder in die Ausgangsstellung am oberen Ende des gesamten Tiefenmessbereichs gebracht werden. Dieser Messzyklus ermöglicht eine schnellere Vermessung der gesamten O-
20 berfläche.

Vorteilhafterweise erfolgt das Verschieben der Scaneinheit zum Vermessen der einzelnen chromatischen Messbereiche, die den gesamten Messbereich ergeben, in mehreren Schritten. Anschließend wird die Scaneinheit wieder in Schritten in
25 die erste Stellung gebracht, wobei dieser Messzyklus der Scaneinheit solange wiederholt wird, bis die Messung abgeschlossen ist.

Durch diesen Messzyklus wird der Schritt, bei denen der Beleuchtungsstrahl wieder in die Ausgangsstellung verstellt
30 wird, eingespart, so dass die Dauer der Messung verkürzt wird.

- 16 -

Kurzbeschreibung der Zeichnungen

Ausführungsbeispiele der Erfindung sind in der Zeichnung dargestellt. Es zeigt die

- Fig. 1 eine handgehaltene dentale Kamera;
5 Fig. 2 ein erstes Schema einer Messsequenz
Fig. 3 eine zweites Schema einer Messsequenz.

Ausführungsbeispiel

- Die Fig. 1 zeigt ein Ausführungsbeispiel einer erfindungs-
mäßigen handgehaltenen dentalen Kamera 1 zur 3D-Vermessung.
10 Die handgehaltene dentale Kamera 1 umfasst eine Scanein-
heit, welche in diesem Ausführungsbeispiel aus einem chro-
matisches Objektiv 2, eine polychromatische Lichtquelle 3,
einem schwenkbaren Spiegel 5 und einem Strahlteiler 6 be-
steht und innerhalb der handgehaltenen dentalen Kamera 1
15 entlang der Längsachse A verschiebbar ist. Weiterhin um-
fasst die handgehaltene dentale Kamera 1 einen Farbsensor
4, ein Umlenkmittel 7, beispielsweise einen Umlenkspiegel,
und einen Anschluss 11, an dem man eine Datenverarbeitungs-
einheit 12 anschließen kann.
- 20 Die polychromatische Lichtquelle 3 sendet einen Beleuch-
tungsstrahl 8 aus, der den Strahlteiler 6, beispielsweise
ein halbdurchlässiger Spiegel oder ein Strahlteiler Prisma,
möglichst ungehindert durchläuft und vom schwenkbaren Spie-
gel 5 in Richtung des chromatischen Objektivs 2 umgelenkt
25 wird. Der Beleuchtungsstrahl 8 wird von dem chromatische
Objektiv fokussiert und von dem Umlenkmittel 7 zum Messob-
jekt 9 hin, beispielsweise ein Zahn, umgelenkt. Die Ober-
fläche 10 des Messobjekts 9 reflektiert einen Teil des Be-
leuchtungsstrahls 8, der als Beobachtungsstrahl 8' in die
30 handgehaltene dentale Kamera 1 zurückgestrahlt wird. Der
Beobachtungsstrahl 8' wird von dem Umlenkmittel 7 zum chro-

- 17 -

matischen Objektiv 2 umgelenkt, durchläuft das chromatische
Objektiv 2, wird vom schwenkbaren Spiegel 5 zum Strahltei-
ler 6 umgelenkt und wird möglichst vollständig durch den
Strahlteiler 6 zum Farbsensor 4, beispielsweise ein CCD-
5 Sensor, umgelenkt. Die vom CCD-Sensor aufgenommenen Bildda-
ten werden über den Anschluss 11 an eine Datenverarbei-
tungseinheit 12 in Form eines PCs weitergeleitet.

Das erfinderische Verfahren der optischen 3D-Vermessung
weist sowohl Elemente einer chromatischen konfokalen Mess-
10 methode als auch Elemente einer scannenden konfokalen Mess-
methode auf.

Die polychromatische Lichtquelle 3 weist einen Spektralbe-
reich aus mehreren mindestens zwei Wellenlängen auf. Der
von der Lichtquelle 3 abgestrahlte Beleuchtungsstrahl um-
15 fasst also mindestens zwei von einander verschiedene Wel-
lenlängen. Als polychromatische Lichtquelle für die erfin-
derische handgehaltene dentale Kamera 1 kommt vor allem ei-
ne kompakte polychromatische Lichtquelle, wie eine LED, ei-
ne Laserdiode (LD) oder eine Superlumineszenzdiode (SLD) in
20 Frage. Als Lichtquelle können auch Halogen- oder Xenon-
Gasentladungslampen verwendet werden, die jedoch wegen ih-
rer Größe für die erfinderische handgehaltene dentale Kame-
ra 1 nur geeignet sind, wenn sie nicht in der Kamera 1
selbst angeordnet, sondern über einen Lichtleiter mit die-
25 ser verbunden sind.

Der Strahlteiler 6 ist ein halbdurchlässiges optisches Ele-
ment, das den Beleuchtungsstrahl zumindest teilweise unge-
hindert durchlässt und den Beobachtungsstrahl zur Detektion
zumindest teilweise auf den Farbsensor umlenkt.

30 Der schwenkbare Spiegel 5 ist ein Spiegel der um mindestens
eine Achse drehbar gelagert ist und mittels eines Elektro-
motors computergesteuert in seinem Winkel verstellt wird.

- 18 -

Durch das Verkippen des Spiegels in verschiedene Stellungen 5.1, 5.2 kann der Beleuchtungsstrahl 8 über das gesamte Messobjekt 9 bewegt werden, um für alle Punkte 17, 17' in der xy-Ebene des Messobjekts 9 einen Höhenwert, also eine z-Wert zu ermitteln und zu einem 3D-Datensatz des Messobjekts 9 zusammensetzen zu können.

Das chromatische Objektiv 2 ist ein optisches Element, das den Effekt der chromatischen Aberration verstärkt, so dass die Fokuspunkte für die unterschiedlichen Wellenlängen des Beleuchtungsstrahls 8 deutlich auseinandergezogen werden. Dadurch ergibt sich ein chromatischer Tiefenmessbereich 15.1, der sich von der Position eines ersten Fokuspunkts 13, der dem chromatischen Objektiv 2 am nächsten ist, bis zu der Position eines zweiten Fokuspunkts 14, der von dem chromatischen Objektiv 2 am weitesten entfernt ist, erstreckt. Innerhalb dieses chromatischen Tiefenmessbereichs 15.1 kann ein Höhenwert ermittelt werden. Die Messgenauigkeit hängt von dem Abstand der dazwischen liegenden Fokuspunkte der weiteren im Beleuchtungsstrahl 8 vorkommenden Wellenlängen ab.

Die Scaneinheit 20 ist eine Einheit, die beispielsweise mittels eines elektronisch gesteuerten Elektromotors innerhalb der handgehaltenen dentalen Kamera 1 entsprechend dem Pfeil 21 entlang der Längsachse A der handgehaltenen dentalen Kamera 1 verschoben wird, so dass sich die Fokuspunkte 13, 14 des Beleuchtungsstrahls 8 entlang der z-Achse, also entlang des Tiefenmessbereichs 15.1 quer zur Längsachse A der handgehaltenen dentalen Kamera 1, verschieben. So kann nach dem Vermessen eines ersten Tiefenmessbereichs 15.1 in einer ersten Stellung der Scaneinheit die Scaneinheit in eine zweite Stellung 20' verschoben werden, wodurch sich die Fokuspunkte 13, 14 soweit verschieben, dass die Positi-

- 19 -

on des Fokuspunkt 13 in der zweiten Stellung der Scaneinheit mit der Position des Fokuspunkts 14 in der ersten Stellung der Scaneinheit übereinstimmt. So schließt der Tiefenmessbereich 15.2 der zweiten Stellung der Scaneinheit
5 an den Tiefenmessbereich der ersten Stellung der Scaneinheit an. Entsprechend können weitere Tiefenmessbereiche 15.3 an den Tiefenmessbereich 15.2 angeschlossen werden, in dem die Scaneinheit in weitere Stellungen entlang einer Längsachse A der handgehaltenen dentalen Kamera 1 verschoben
10 wird.

Der Farbsensor 4 ist ein lichtempfindlicher Sensor, der in der Lage ist ein Wellenlängenspektrum aufzunehmen und die Intensität der einzelnen Wellenlänge wiederzugeben. Dadurch kann ein wellenlängenabhängiges Intensitätsprofil des Beobachtungsstrahls 8 und damit die Wellenlänge mit der maximalen Intensität ermittelt werden, aus der sich der Höhenwert, also der z-Wert, ergibt. In der dargestellten Ausführungsform ist als Farbsensor ein CCD-Sensor vorgesehen, der Farbsensor könnte aber auch als ein Spektrometer ausgeführt
15 sein. Der Farbsensor 4 ist über einen Anschluss 11 an eine Datenverarbeitungseinheit 12, beispielsweise einen Computer und eine Ausgabeeinheit 19 angeschlossen. So können die in verschiedenen Stellungen der Scaneinheit 20 für verschiedene chromatischen Tiefenmessbereich 15.1-4 nacheinander ermittelten Datensätze gespeichert und zu einem gesamten 3D-Datensatz des Messobjekts über den gesamten Tiefenmessbereich 16 zusammengefügt werden.
20

Die Fig. 2 zeigt eine schematische Skizze zur Verdeutlichung eines Verschiebezykluses der Scaneinheit 20 in mehreren Schritten. Nach der Aufnahme des ersten chromatischen Messbereichs 15.1 werden die Fokuspunkte zwischen den äußeren Fokuspunkten 13 und 14 in einem ersten Schritt 23 zum
30

- 20 -

zweiten chromatischen Tiefenmessbereich 15.2 verschoben. Nach der Aufnahme des zweiten chromatischen Tiefenmessbereichs 15.2 werden die Fokuspunkte in einem zweiten Schritt 24 zum dritten chromatischen Tiefenmessbereich 15.3 verschoben. Nach der Aufnahme des dritten chromatischen Tiefenmessbereichs 15.3 werden die Fokuspunkte in einem dritten Schritt 25 zum vierten chromatischen Tiefenmessbereich 15.4 verschoben. In einem vierten Schritt 26 wird die Scaneinheit 20 wieder in ihre ursprüngliche Position gebracht, so dass die Fokuspunkte 13 und 14 wieder den ersten chromatischen Tiefenmessbereich 15.1 einschliessen.

Typischerweise wird zwischen den einzelnen Schritten des beschriebenen Messzykluses für den jeweilig in z-Richtung eingestellten Tiefenmessbereich 15.1, 15.2, 15.3, 15.4 der gesamte zu vermessende Bereich der xy-Ebene abgescannt, indem der Beleuchtungsstrahl durch schrittweises Verkippen des schwenkbaren Spiegels 5 schrittweise in x- und/oder y-Richtung versetzt wird. Der beschriebene Zyklus zur Verschiebung des chromatischen Tiefenmessbereichs wird also typischerweise zum Vermessen eines Objekts nur einmal durchlaufen.

Es besteht aber auch die Möglichkeit für jeden zu vermessenden Punkt in der xy-Ebene, also für jede Stellung 5.1, 5.2 des schwenkbaren Spiegels 5, den beschriebenen Messzyklus einmal zu durchlaufen.

Wird diese Variante gewählt, so kann der beschriebene Messzyklus auch dahingehend verändert werden, dass, wie in Fig. 3 als Skizze zur Verdeutlichung eines alternativen Verschiebezykluses der Scaneinheit in mehreren Schritten dargestellt, die ersten drei Schritte 23, 24 und 25 wie in der Erläuterung zu Fig. 2 beschrieben, erfolgen, dann aber im vierten Schritt 30 die Fokuspunkte vom vierten chromati-

- 21 -

schen Tiefenmessbereich 15.4 zum dritten chromatischen Tiefenmessbereich 15.3 verschoben werden, nach der Aufnahme des dritten Tiefenmessbereichs 15.3 in einem fünften Schritt 31 zum zweiten Tiefenmessbereich 15.2 verschoben
5 werden und nach der Aufnahme des zweiten Tiefenmessbereichs 15.2 in einem letzten sechsten Schritt 32 zum ersten Tiefenmessbereich 15.1 verschoben werden. Die Verstellung der chromatischen Tiefenmessbereiche in den ersten drei Schritten 23, 24 und 25 erfolgt dabei zur Vermessung eines Mess-
10 punktes 17 aus Fig. 1, wobei anschließend der Beleuchtungsstrahl 8 durch Verkippen des schwenkbaren Spiegels 5 in seitlicher Richtung verstellt wird, so dass die Verstellung zwischen den chromatischen Tiefenmessbereichen im vierten, fünften und sechsten Schritt 30, 31 und 32 zur Vermessung
15 eines benachbarten Messpunktes 17' aus Fig. 1 erfolgt. Dieser Messzyklus des Beleuchtungsstrahls wird so lange wiederholt, bis die Vermessung der Oberfläche 10 abgeschlossen ist.

- 22 -

Bezugszeichenliste

	1	handgehaltene dentale Kamera	
	2	Objektiv	
	3	Lichtquelle	
5	4	Farbsensor	
	5	schwenkbarer Spiegel	
	5.1	Stellung	
	5.2	Stellung	
	6	Strahlteiler	
10	7	Umlenkmittel	
	8	Beleuchtungsstrahl	
	8'	Beobachtungsstrahl	
	9	Messobjekt	
	10	Oberfläche	
15	11	Anschluss	
	12	Datenverarbeitungseinheit	
	13	Fokuspunkt	
	14	Fokuspunkt	
	15.1	chromatischer Tiefenmessbereich	
20	15.2	chromatischer Tiefenmessbereich	
	15.3	chromatischer Tiefenmessbereich	
	15.4	chromatischer Tiefenmessbereich	
25	16	gesamter Tiefenmessbereich	
	17	Messpunkt	

- 23 -

	17'	Messpunkt
	18	Abstand
	19	Anzeigeeinrichtung
	20	Scaneinheit
5	20'	Scaneinheit in einer zweiten Stellung
	21	Bewegungsrichtung der Scaneinheit
	23	Schritt
	24	Schritt
	25	Schritt
10	26	Schritt
	30	Schritt
	31	Schritt
	32	Schritt

PATENTANSPRÜCHE

1. Handgehaltene dentale Kamera (1) zur optischen 3D-
Vermessung, umfassend ein chromatisches Objektiv (2),
eine polychromatische Lichtquelle (3) und einen Farb-
5 sensor (4), wobei die polychromatische Lichtquelle (3)
einen Beleuchtungsstrahl (8) abstrahlt, der mittels des
chromatischen Objektivs (2) auf eine Oberfläche (10)
eines Messobjekts (9) zumindest bezüglich einer Wellen-
länge fokussierbar ist, wobei der Beleuchtungsstrahl
10 (8) von der Oberfläche (10) als ein Beobachtungsstrahl
(8') zurückgestrahlt und mittels des Farbsensors (4)
detektierbar ist, wobei die Fokuspunkte (13, 14) ver-
schiedener Wellenlängen des Beleuchtungsstrahls (8) ei-
nen chromatischen Tiefenmessbereich (15.1, 15.2, 15.3,
15 15.4) bilden, **dadurch gekennzeichnet, dass** die handge-
haltene dentale Kamera (1) eine verstellbare Scanein-
heit (20) aufweist, die zumindest das chromatische Ob-
jektiv (2) umfasst, und dass der chromatische Tiefen-
messbereich (15.1, 15.2, 15.3, 15.4) mittels der Sca-
20 neinheit (20) schrittweise verschiebbar ist, so dass an
einen erster chromatischer Tiefenmessbereich (15.1) in
einer ersten Stellung der Scaneinheit (20) mindestens
ein zweiter chromatischen Tiefenmessbereich (15.2,
15.3, 15.4) in mindestens einer zweiten Stellung der
25 Scaneinheit (20') anschließt oder sich mit dem ersten
chromatischen Tiefenmessbereich (15.1) teilweise über-
lappt und auf diese Weise aus den mindestens zwei Tie-
fenmessbereichen (15.1, 15.2, 15.3, 15.4) ein vergrö-
Berter, gesamter Tiefenmessbereich (16) gebildet wird.
- 30 2. Handgehaltene dentale Kamera (1) nach Anspruch 1, da-
durch gekennzeichnet, dass die Scaneinheit (20) in ge-

- 25 -

nau zwei Stellungen von der einen Endstellung unmittelbar in die andere Endstellung bringbar ist.

3. Handgehaltene dentale Kamera (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 2, dadurch gekennzeichnet, dass die handgehaltene dentale Kamera (1) ein Umlenkmittel (7) umfasst, wobei das Umlenkmittel (7) zwischen dem chromatischen Objektiv (2) und dem Messobjekt (9) angeordnet ist, wobei der Beleuchtungsstrahl (8) mittels des Umlenkmittels (7) quer zur Längsachse (A) der handgehaltenen dentalen Kamera (1) zum Messobjekt (9) hin umlenkbar ist.
4. Handgehaltene dentale Kamera (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtquelle (3) eine Halogen- oder Xenon-Gasentladungslampe mit einem Strahlungsspektrum von 300 nm bis 2000 nm ist.
5. Handgehaltene dentale Kamera (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtquelle (3) eine Superlumineszenzdiode (SLD) ist.
6. Handgehaltene dentale Kamera (1) nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Superlumineszenzdiode (SLD) ein Strahlungsspektrum von 900 nm bis 1000 nm aufweist.
7. Handgehaltene dentale Kamera (1) nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Superlumineszenzdiode (SLD) ein Strahlungsspektrum von 1500 nm bis 1650 nm aufweist.
8. Handgehaltene dentale Kamera (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtquelle (3) eine weisslicht LED ist.

- 26 -

9. Handgehaltene dentale Kamera (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass der chromatische Tiefenmessbereich (15.1, 15.2, 15.3, 15.4) eine Länge zwischen 0,5 mm und 5 mm aufweist.
- 5 10. Handgehaltene dentale Kamera (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die handgehaltene dentale Kamera (1) eine Datenverarbeitungseinheit (12) aufweist oder einen Anschluss aufweist, an den eine Datenverarbeitungseinheit (12) anschließbar
10 ist, wobei für jeden chromatischen Tiefenmessbereich (15.1, 15.2, 15.3, 15.4) ein Datensatz aufnehmbar und in der Datenverarbeitungseinheit (12) speicherbar ist und diese verschiedenen Datensätze zu einem gesamten 3D-Datensatz über den gesamten Tiefenmessbereich (16)
15 zusammenfügbar sind.
11. Handgehaltene dentale Kamera (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Scanneinheit (20) mit einer Frequenz zwischen 1Hz und 1000Hz mechanisch verstellbar ist.
- 20 12. Handgehaltene dentale Kamera (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass ein um mindestens eine Achse quer zur Längsachse (A) der dentalen Kamera (1) schwenkbarer Spiegel (5) zwischen der Lichtquelle (3) und der Oberfläche (10) des Messobjekts
25 (9) angeordnet ist, so dass durch ein schrittweises Verkippen des schwenkbaren Spiegels (5) der Beleuchtungsstrahl (8) schrittweise quer zur Längsachse (A) der dentalen Kamera (1) bewegbar ist.
13. Verfahren zur optischen 3D-Vermessung, wobei ein Beleuchtungsstrahl (8) einer polychromatischen Lichtquelle (3), der durch ein chromatisches Objektiv (2) auf eine Oberfläche (10) eines Messobjekts (9) zumindest
30

- 27 -

bezüglich einer Wellenlänge fokussiert wird und der von der Oberfläche (10) als ein Beobachtungsstrahl (8') zurückgestrahlte Beleuchtungsstrahl (8) mit einem Farbsensor (4) detektiert wird, wobei die Fokuspunkte (13, 14) verschiedener Wellenlängen des Beleuchtungsstrahls (8) einen chromatischen Tiefenmessbereich (15.1, 15.2, 15.3, 15.4) bilden, **dadurch gekennzeichnet, dass** eine Scaneinheit (20), die zumindest das chromatische Objektiv (2) umfasst, schrittweise verschoben wird, so dass an einen erster chromatischen Tiefenmessbereich (15.1) in einer ersten Stellung der Scaneinheit (20) mindestens ein zweiter chromatischen Tiefenmessbereich (15.2, 15.3, 15.4) in mindestens einer zweiten Stellung der Scaneinheit angeschlossen wird oder mit dem ersten chromatischen Tiefenmessbereich (15.1) teilweise überlappt wird und auf diese Weise aus den mindestens zwei Tiefenmessbereichen (15.1, 15.2, 15.3, 15.4) ein vergrößerter, gesamter Tiefenmessbereich (16) gebildet wird.

14. Verfahren nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Scaneinheit (20) genau einmal von einer Endstellung unmittelbar in eine andere Endstellung verschoben wird.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass der Beleuchtungsstrahl (8) mittels eines Umlenkmittels (7) zum Messobjekt (9) hin quer zur Längsachse (A) der handgehaltenen dentalen Kamera (1) umgelenkt wird.

16. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass eine Lichtquelle (3) mit einem Spektralbereich von 300nm bis 2000nm verwendet wird.

- 28 -

17. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass eine Lichtquelle (3) mit einem Spektralbereich von 900nm bis 1000nm oder von 1500nm bis 1650nm verwendet wird.
- 5 18. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass Fokuspunkte (13, 14) für verschiedene Wellenlängen aufgefächert werden, so dass sich ein Länge des chromatischen Tiefenmessbereichs (15.1, 15.2, 15.3, 15.4) zwischen 0,5mm und 5mm ergibt.
- 10 19. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass für jeden chromatischen Tiefenmessbereich (15.1, 15.2, 15.3, 15.4) ein Datensatz aufgenommen wird, wobei die Datensätze innerhalb der Kamera (1) gespeichert und zu einem 3D-Datensatz des Messobjekts (2) zusammengefügt oder an eine Datenverarbeitungseinheit (12) übermittelt werden.
- 15 20. Handgehaltene dentale Kamera (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die handgehaltene dentale Kamera (1) eine Datenverarbeitungseinheit (12) aufweist oder einen Anschluss aufweist, an den eine Datenverarbeitungseinheit (12) anschließbar ist, wobei für jeden chromatischen Tiefenmessbereich (15.1, 15.2, 15.3, 15.4) ein Datensatz aufnehmbar und in der Datenverarbeitungseinheit (12) speicherbar ist
- 20 und diese verschiedenen Datensätze zu einem gesamten 3D-Datensatz über den gesamten Tiefenmessbereich (16) zusammenfügbar sind.
- 25 21. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass die Scaneinheit (20) mit einer
- 30 Frequenz zwischen 1 Hz und 1000 Hz verschoben wird.

- 29 -

22. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 20, dadurch gekennzeichnet, dass der Beleuchtungsstrahl (8) durch schrittweises Verkippen eines um mindestens eine Achse quer zur Längschse (A) der dentalen Kamera (1) schwenkbaren Spiegels (5) quer zur Längsachse (A) der dentalen Kamera (1) bewegt wird.
23. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 21, dadurch gekennzeichnet, dass das Verschieben der Scaneinheit (20) zum Vermessen der einzelnen chromatischen Messbereiche (15.1, 15.2, 15.3, 15.4), die den gesamten Messbereich (16) ergeben, in mehreren Schritten (23, 24, 25) erfolgt und anschließend die Scaneinheit (20) in einem weiteren Schritt (26) wieder in die erste Stellung gebracht wird, wobei dieser Messzyklus der Scaneinheit (20) solange wiederholt wird, bis die Messung abgeschlossen ist.
24. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 21, dadurch gekennzeichnet, dass das Verschieben der Scaneinheit (20) zum Vermessen der einzelnen chromatischen Messbereiche (15.1, 15.2, 15.3, 15.4), die den gesamten Messbereich (16) ergeben, in mehreren Schritten (23, 24, 25) erfolgt und anschließend die Scaneinheit (20) wieder in Schritten (30, 31, 32) in die erste Stellung gebracht wird, wobei dieser Messzyklus der Scaneinheit solange wiederholt wird, bis die Messung abgeschlossen ist.

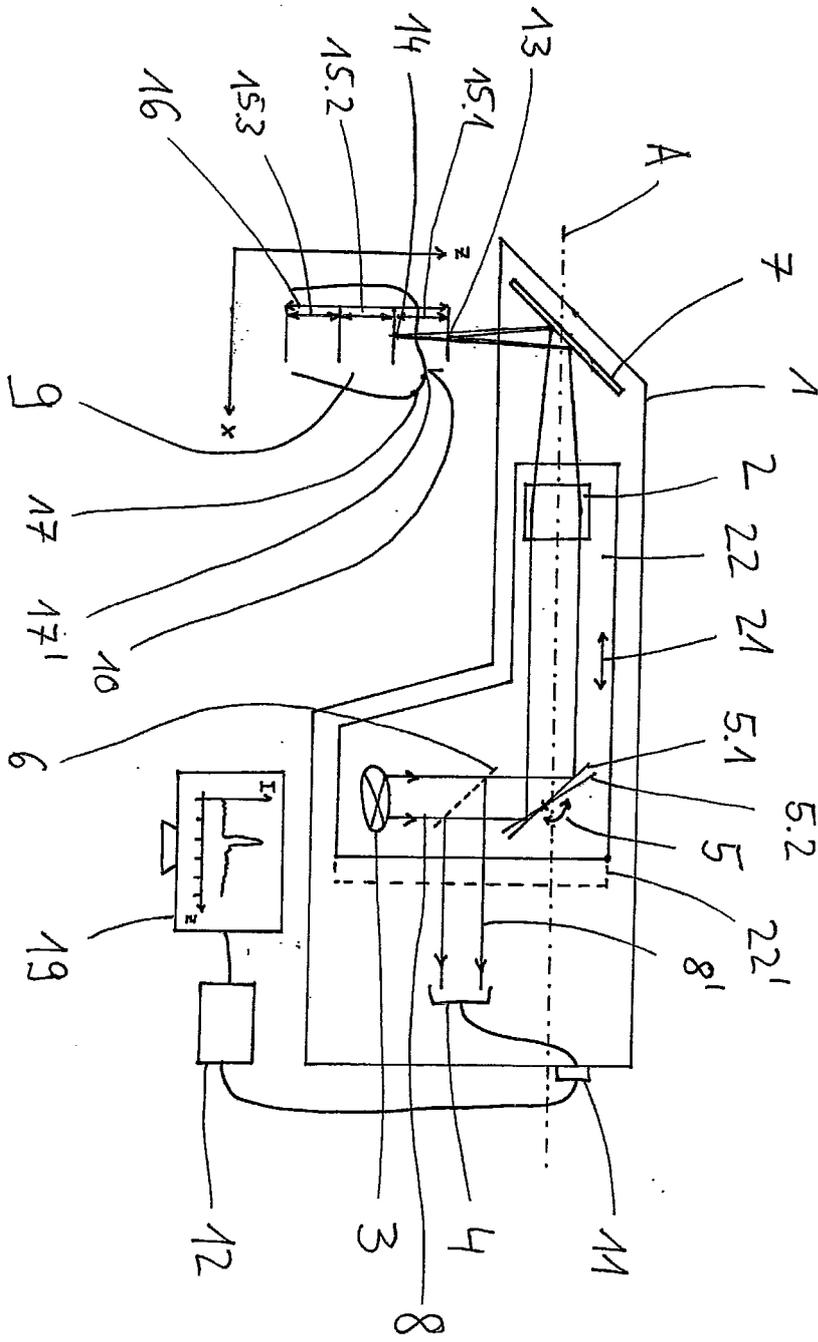


Fig. 1

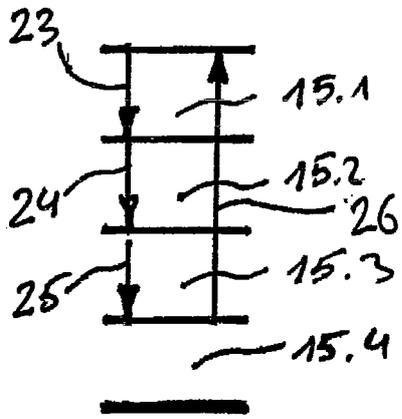


Fig. 2

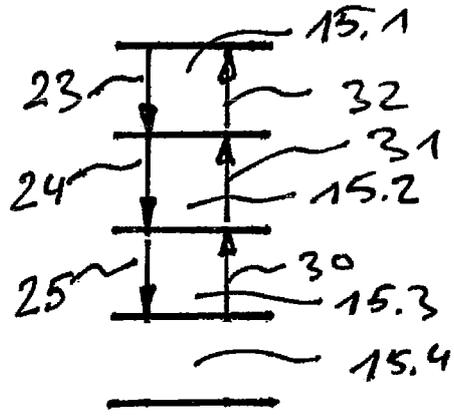


Fig. 3

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2010/052241

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B5/00 A61B5/107 G01B11/24
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B G01B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	DE 10 2007 005726 A1 (SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH [DE]) 7 August 2008 (2008-08-07) the whole document	1-3, 9-15, 18-24 4-8, 16, 17
Y	DE 10 2007 005625 A1 (GAUS HARRY [DE]) 7 August 2008 (2008-08-07) paragraph [0108]	4, 16
Y	WO 2005/116578 A2 (CARL MAHR HOLDING GMBH [DE]; LEHMANN PETER [DE]) 8 December 2005 (2005-12-08) page 3, line 26 - page 4, line 2	5-8, 17
A	US 6 019 721 A (HOLMES DAVID P [US] ET AL) 1 February 2000 (2000-02-01) column 2, line 19 - line 65; figure 2	1-24

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- *&* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

1 July 2010

Date of mailing of the international search report

14/07/2010

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Schindler, Martin

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No PCT/EP2010/052241

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
DE 102007005726 A1	07-08-2008	EP 2137489 A1 WO 2008092791 A1 US 2009279103 A1	30-12-2009 07-08-2008 12-11-2009

DE 102007005625 A1	07-08-2008	NONE	

WO 2005116578 A2	08-12-2005	DE 102004026193 A1 US 2010020329 A1 US 2007165240 A1	22-12-2005 28-01-2010 19-07-2007

US 6019721 A	01-02-2000	NONE	

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2010/052241

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES INV. A61B5/00 A61B5/107 G01B11/24 ADD.		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
B. RECHERCHIERTE GEBIETE		
Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) A61B G01B		
Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen		
Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe) EPO-Internal		
C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	DE 10 2007 005726 A1 (SIRONA DENTAL SYSTEMS GMBH [DE]) 7. August 2008 (2008-08-07)	1-3, 9-15, 18-24
Y	das ganze Dokument	4-8, 16, 17
Y	DE 10 2007 005625 A1 (GAUS HARRY [DE]) 7. August 2008 (2008-08-07) Absatz [0108]	4, 16
Y	WO 2005/116578 A2 (CARL MAHR HOLDING GMBH [DE]; LEHMANN PETER [DE]) 8. Dezember 2005 (2005-12-08) Seite 3, Zeile 26 - Seite 4, Zeile 2	5-8, 17
A	US 6 019 721 A (HOLMES DAVID P [US] ET AL) 1. Februar 2000 (2000-02-01) Spalte 2, Zeile 19 - Zeile 65; Abbildung 2	1-24
<input type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen <input checked="" type="checkbox"/> Siehe Anhang Patentfamilie		
* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen : *A* Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist *E* älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist *L* Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt) *O* Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht *P* Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist *T* Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist *X* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden *Y* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist *Z* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche 1. Juli 2010		Absenddatum des internationalen Recherchenberichts 14/07/2010
Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Bediensteter Schindler, Martin

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2010/052241

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
DE 102007005726 A1	07-08-2008	EP 2137489 A1	30-12-2009
		WO 2008092791 A1	07-08-2008
		US 2009279103 A1	12-11-2009

DE 102007005625 A1	07-08-2008	KEINE	

WO 2005116578 A2	08-12-2005	DE 102004026193 A1	22-12-2005
		US 2010020329 A1	28-01-2010
		US 2007165240 A1	19-07-2007

US 6019721 A	01-02-2000	KEINE	

专利名称(译)	手持式牙科相机和用于光学3D测量的方法		
公开(公告)号	EP2398379A1	公开(公告)日	2011-12-28
申请号	EP2010711026	申请日	2010-02-23
[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	THIEL FRANK		
发明人	THIEL, FRANK		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/107 G01B11/24		
CPC分类号	G01B11/24 A61B5/0068 A61B5/0088 A61B5/1077 G01B2210/50		
代理机构(译)	SOMMER , PETER		
优先权	102009001086 2009-02-23 DE		
其他公开文献	EP2398379B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于光学三维测量的手持式牙科摄像机(1)，包括彩色透镜(2)和产生彩色深度测量范围(15.1,15.2,15.3,15.4)的彩色光源(3)和彩色传感器。(4)用于光谱分析。根据本发明的手持式牙科照相机(1)还具有可调节的扫描单元(20)，利用该可调节的扫描单元可以逐渐地移动色度深度测量范围(15.1,15.2,15.3,15.4)，使得至少一个第二色度深度测量范围(15.2,15.3,15.4)在扫描单元(20)的至少第二位置连接到扫描单元(20)的第一位置的第一色度深度测量范围(15.1)或者与第一色度部分重叠深度测量范围(15.1)并且以这种方式从至少两个深度测量范围(15.1,15.2,15.3,15.4)形成扩大的总深度测量范围(16)。本发明还涉及借助于根据本发明的手持式牙科照相机(1)进行光学3D测量的方法。