



(10) **DE 10 2009 001 086 A1** 2010.09.02

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2009 001 086.6**

(22) Anmeldetag: **23.02.2009**

(43) Offenlegungstag: **02.09.2010**

(51) Int Cl.⁸: **G01B 11/24** (2006.01)

G03C 9/08 (2006.01)

G03B 35/02 (2006.01)

G02B 27/22 (2006.01)

A61C 19/04 (2006.01)

(71) Anmelder:

**Sirona Dental Systems GmbH, 64625 Bensheim,
DE**

(74) Vertreter:

**Sommer, P., Dipl.-Wirtsch.-Ing., Pat.-Anw., 68165
Mannheim**

(72) Erfinder:

Thiel, Frank, 64331 Weiterstadt, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:

DE 10 2007 005726 A1

DE 10 2006 026775 A1

DE 699 28 453 T2

EP 07 62 143 B1

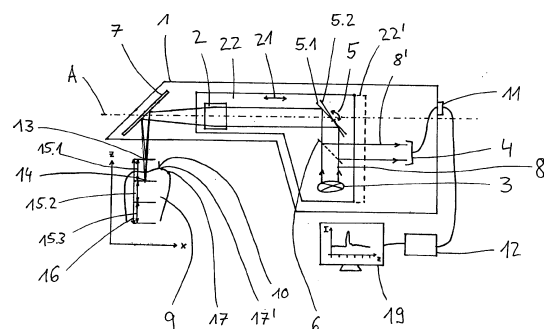
Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Handgehaltene dentale Kamera und Verfahren zur optischen 3D-Vermessung**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft eine handgehaltene dentale Kamera (1) zur optischen 3-D-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 einem 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 3-D-Vermessung mittels der erfindungsmäßigen handgehaltenen dentalen Kamera (1).



Beschreibung

Technisches Gebiet

[0001] 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 Kamera.

Stand der Technik

[0002] Aus dem Stand der Technik ist die konfokale Mikroskopie bekannt und wird unter anderem in der Patentschrift US 3,013,467 offenbart.

[0003] 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 (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 den Seiten 1838 bis 1843 dargestellt. Die spektrale Analyse erfolgt hierbei mit drei Farbfiltern. Damit sind der erreichbare Tiefenmessbereich und die Tiefenauflösung jedoch begrenzt.

[0004] In der Patentschrift DE 103 21 885 A1 wird eine chromatische konfokale Anordnung mit einer brechkraftvariablen Komponente, beispielsweise mit einer diffraktiven Komponente, offenbart. Die in [Fig. 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 [Abb. 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.

[0005] 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 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-Spektrofotometrie verwendet.

[0006] 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 aufnehmen muss.

[0007] 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 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 typischerweise ein eher schmales Wellenlängenspektrum aufweist. Der Tiefenmessbereich ist daher stark eingeschränkt und für die Vermessung von relativ großen Objekten, wie von Zähnen, nicht geeignet.

[0008] Bei einer klassischen scannenden konfokalen Messmethode mit 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 Wellenspektrum gewählt, um die Ausdehnung des Fokuspunktes gering zu halten. Zur Vermessung eines einzelnen Messpunktes muss demnach die Optik schrittweise mechanische entlang der gesamten 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 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.

[0009] Die klassische scannende konfokale Messmethode hat dafür den Vorteil, dass sich kompakte Lichtquellen, wie LED und LD einsetzen lassen, die ein schmalbandiges Wellenlängenspektrum aufweisen.

[0010] Die Aufgabe dieser Erfindung besteht demnach darin, eine konfokale Vorrichtung bereitzustellen und ein konfokales 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

[0011] Diese Aufgabe wird durch die erfindungsmäßige handgehaltene dentale Kamera und das erfindungsmäßige Verfahren gelöst.

[0012] Die erfindungsgemäße handgehaltene dentale Kamera zur optischen 3D-Vermessung umfasst ein chromatisches Objektiv, eine polychromatische Lichtquelle und einen Farbsensor, wobei 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 zurückgestrahlt und ist mittels des Farbsensors detektierbar. Die Fokuspunkte verschiedener Wellenlängen des Beleuchtungsstrahls bilden einen chromatischen Tiefenmessbereich.

[0013] Weiterhin weist die handgehaltene dentale Kamera eine verstellbare Scaneinheit auf, die zumindest das chromatische 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 chromatischer Tiefenmessbereich in einer zweiten Stellung 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.

[0014] 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.

[0015] 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, 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 Beleuchtungsstrahls und der Genauigkeit der spektralen Analyse ab.

[0016] Dafür wird die polychromatische Lichtquelle verwendet, deren als Beleuchtungsstrahl abgestrahlter Spektralbereich mehrere Wellenlängen umfasst. Dieser Beleuchtungsstrahl wird mit einem chromatischen Objektiv auf das Messobjekt 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 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.

[0017] Durch dieses auseinanderziehen der Fokuspunkte liegt nur der Fokuspunkt einer einzelnen Wellenlänge oder zumindest eines sehr schmalen Wellenlängenbereichs des Spektralbereichs des Beleuchtungsstrahls genau auf der Oberfläche des Messobjekts und dominiert damit das spektrale Intensitätsprofil des Beobachtungsstrahls.

[0018] 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 auch ein CCD-Sensor geeignet.

[0019] 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.

[0020] Bei der vorliegenden Erfindung werden kompakte polychromatische Lichtquellen, wie LED, Le-

serdioden (LD) und Superlumineszenzdioden (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.

[0021] 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.

[0022] 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 auseinandergezogenen 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 aus der Summe der aneinander anschließenden oder überlappenden chromatischen Tiefenmessbereiche.

[0023] Beispielsweise kann der chromatische Tiefenmessbereich, der sich mit einer kompakten Lichtquelle, wie einer LED, LD oder SLD erreichen lässt, 0,5 mm betragen. Soll ein gesamter Tiefenmessbereich von 20 mm vermessen werden, so kann dies in 40 Schritten mit einer Schrittweite von 0,5 mm geschehen.

[0024] Trotz eines schmalen chromatischen Tiefenmessbereichs kann so eine Messtiefe erreicht werden, die das Vermessen eines Objekts, wie eines Zahns, ermöglicht.

[0025] Ein Vorteil gegenüber der rein chromatisch konfokalen Methode ist, dass kompaktere Lichtquellen, wie LED, LD und SLD, verwendet werden können, da bereits ein geringer Spektralbereich $\Delta\lambda$ ausreichend ist. Auf die unhandlichen und großen Licht-

quellen, wie die Halogen- und Xenon-Gasentladungslampen, die typischerweise bei der chromatischen konfokalen Messmethode verwendet werden, kann daher verzichtet werden.

[0026] Ein weiterer Vorteil der erfinderischen handgehaltenen dentalen 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.

[0027] Vorteilhafterweise kann die Scaneinheit in genau zwei Stellungen gebracht werden, nämlich von der einen Endstellung unmittelbar in eine andere Endstellung.

[0028] Dadurch kann ein doppelt so großer Tiefenmessbereich vermessen werden, als es bei der rein chromatisch konfokalen Methode möglich wäre und das mechanische Verschieben ist gegenüber der klassisch scannenden konfokalen Methode vereinfacht, da von der Scaneinheit nur zwei Positionen angefahren werden, die jeweils mit einem Endanschlag realisiert werden können.

[0029] Vorteilhafterweise umfasst die handgehaltene dentale Kamera ein Umlenkmittel, wobei das Umlenkmittel zwischen dem chromatischen Objektiv und dem Messobjekt angeordnet ist, wobei der Beleuchtungsstrahl mittels des Umlenkmittels zum Messobjekt hin quer zur Längsachse der handgehaltenen dentalen Kamera umlenkbar ist.

[0030] Das Umlenkmittel kann ein Prisma oder ein Spiegel, der mit 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 zugänglichen Richtung in der Mundhöhle des Patienten ermöglichen.

[0031] Vorteilhafterweise kann die Lichtquelle eine Halogen- oder Xenon-Gasentladungslampe mit einem Spektrum der Wellenlänge zwischen 500 nm und 2000 nm sein.

[0032] 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 in einer kompakten handgehaltenen dentalen Kamera zu integrieren, können sie beispielsweise über einen Lichtleiter an die handgehaltene dentale Kamera angeschlossen werden.

[0033] Vorteilhafterweise kann die Lichtquelle eine Superlumineszenzdiode (SLD) sein.

[0034] Eine Superlumineszenzdiode (SLD) ist eine Diode mit einem relativ breiten Wellenlängenspektrum, die gegenüber Laserdioden vergleichbare Ausgangsleistungen bei einem äußerst geringen spektralen Rauschen aufweist.

[0035] 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 relativ breites Wellenlängenspektrum bereitgestellt wird.

[0036] Vorteilhafterweise kann die Superlumineszenzdiode (SLD) ein Spektrum mit einer Wellenlänge zwischen 900 nm und 1000 nm aufweisen.

[0037] Es gibt verschiedene Arten von Superlumineszenzdiode mit unterschiedlichen Wellenlängenbereichen. Die SLD mit einem Wellenlängenbereich zwischen 900 nm und 1000 nm weist jedoch eine relativ konstante Intensität bezogen auf die Wellenlängen auf. Der Farbsensor muss dabei dem wellenlängenabhängigen Intensitätsprofil entsprechend so gewählt werden, dass die wellenlängenabhängige Nachweiseffizienz nicht gegen Null geht.

[0038] Vorteilhafterweise kann die Superlumineszenzdiode (SLD) ein Spektrum mit einer Wellenlänge zwischen 1500 nm und 1650 nm aufweisen.

[0039] Dadurch wird ein breiteres Wellenlängenspektrum bereitgestellt, so dass die Anzahl der mechanischen Scanschritte reduziert werden kann.

[0040] Vorteilhafterweise kann die Lichtquelle eine weisslicht LED sein.

[0041] 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.

[0042] Vorteilhafterweise kann der chromatische Tiefenmessbereich eine Länge zwischen 0,5 mm und 5 mm aufweisen.

[0043] Dadurch ist die erfinderische handgehaltene dentale Kamera besonders gut für die Vermessung von Zähnen geeignet. Dadurch kann beispielsweise ein gesamter Tiefenmessbereich von 30 mm in lediglich sechs Schritten von jeweils 5 mm vermessen werden.

[0044] Vorteilhafterweise weist die handgehaltene dentale Kamera eine Datenverarbeitungseinheit oder einen Anschluss auf, an den eine Datenverarbeitungs-

einheit anschließbar ist. Mit der Datenverarbeitungseinheit kann für jeden chromatischen Tiefenmessbereich ein Datensatz aufgenommen und erzeugt werden. Diese verschiedenen Datensätze können dann zu einem gesamten 3D-Datensatz über den gesamten Tiefenmessbereich zusammenfügt werden.

[0045] Dadurch kann die handgehaltene dentale Kamera in einer kompakten Bauweise ausgeführt sein und ein Tiefenmessbereich abgedeckt werden, der es ermöglicht ganze Zähne zu vermessen.

[0046] Vorteilhafterweise ist die Scaneinheit mit einer Frequenz zwischen 1 Hz und 1000 Hz mechanische verstellbar.

[0047] Dadurch kann die Oberfläche des Messobjekts in relativ kurzer Zeit vermessen werden. Bei einer handgehaltenen Kamera ist es besonders wichtig, dass das Aufnahmezeitintervall möglichst kurz ist, da ein Benutzer die Kamera nur für sehr kurze Intervalle wirklich ruhig halten kann.

[0048] Vorteilhafterweise ist ein schwenkbarer Spiegel zwischen der Lichtquelle und der Oberfläche des Objekts angeordnet, so dass durch ein schrittweises Verkippen dieses schwenkbaren Spiegels der Beleuchtungsstrahl schrittweise in lateraler Richtung über die gesamte Oberfläche des Messobjekts bewegt werden kann.

[0049] 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.

[0050] 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 ei-

nen 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.

[0051] 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.

[0052] 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.

[0053] Vorteilhafterweise wird die Scaneinheit genau einmal von einer Endstellung unmittelbar in eine andere Endstellung verschoben.

[0054] 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.

[0055] Vorteilhafterweise wird der Beleuchtungsstrahl mittels eines Umlenkmittels zum Messobjekt umgelenkt.

[0056] Dadurch wird der Beleuchtungsstrahl in seiner Richtung auf eine einfache Weise beispielsweise mittels eines Umlenkspiegels verstellt.

[0057] Vorteilhafterweise wird eine Lichtquelle mit einem Spektralbereich von 300 nm bis 2000 nm verwendet.

[0058] 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.

[0059] Vorteilhafterweise wird eine Lichtquelle mit einem Spektralbereich von 900 nm bis 1000 nm oder von 1500 nm bis 1650 nm verwendet.

[0060] Dadurch werden zwar mehr Schritte zur Vermessung des gesamten Projekts benötigt, es können jedoch kompakte Lichtquellen, wie LED, LD und SLD, verwendet werden.

[0061] Vorteilhafterweise werden Fokuspunkte für verschiedene Wellenlängen aufgefächert, so dass sich eine Länge des chromatischen Tiefenmessbereichs zwischen 0,5 mm und 5 mm ergibt.

[0062] Dadurch werden weniger Verschiebe-Schritte der Scaneinheit benötigt, was ein schnelleres Vermessen des Messobjekts ermöglicht.

[0063] 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.

[0064] 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.

[0065] Vorteilhafterweise wird die Scaneinheit mit einer Frequenz zwischen 1 Hz und 1000 Hz verschoben.

[0066] 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.

[0067] Vorteilhafterweise wird der Beleuchtungsstrahl durch schrittweises Verkippen eines schwenkbaren Spiegels in lateraler Richtung über die gesamte Oberfläche des Messobjekts bewegt.

[0068] Dadurch kann das gesamte Messobjekt erfasst werden, auch wenn der Beleuchtungsstrahl nur punkt- oder zeilenförmig auf das Objekt auftrifft.

[0069] 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 Schritt wieder in die erste Stellung gebracht, wobei dieser Messzyklus der Scaneinheit solange wiederholt wird, bis die Messung abgeschlossen ist.

[0070] Dadurch wird der Beleuchtungsstrahl schrittweise von einem oberen Ende des gesamten Tiefenmessbereichs bis zu einem 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 Ver-

messung der gesamten Oberfläche.

[0071] 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 die erste Stellung gebracht, wobei dieser Messzyklus der Scaneinheit solange wiederholt wird, bis die Messung abgeschlossen ist.

[0072] Durch diesen Messzyklus wird der Schritt, bei denen der Beleuchtungsstrahl wieder in die Ausgangsstellung verstellt wird, eingespart, so dass die Dauer der Messung verkürzt wird.

Kurzbeschreibung der Zeichnungen

[0073] Ausführungsbeispiele der Erfindung sind in der Zeichnung dargestellt. Es zeigt die

[0074] [Fig. 1](#) eine handgehaltene dentale Kamera;

[0075] [Fig. 2](#) ein erstes Schema einer Messsequenz

[0076] [Fig. 3](#) eine zweites Schema einer Messsequenz.

Ausführungsbeispiel

[0077] Die [Fig. 1](#) zeigt ein Ausführungsbeispiel einer erfindungsmäßigen handgehaltenen dentalen Kamera **1** zur 3D-Vermessung. Die handgehaltene dentale Kamera **1** umfasst eine Scaneinheit, welche in diesem Ausführungsbeispiel aus einem chromatisches Objektiv **2**, eine polychromatische Lichtquelle **3**, einem schwenkbaren Spiegel **5** und einem Strahlteiler **6** besteht und innerhalb der handgehaltenen dentalen Kamera **1** entlang der Längsachse A verschiebbar ist. Weiterhin umfasst die handgehaltene dentale Kamera **1** einen Farbsensor **4**, ein Umlenkmittel **7**, beispielsweise einen Umlenkspiegel, und einen Anschluss **11**, an dem man eine Datenverarbeitungseinheit **12** anschließen kann.

[0078] Die polychromatische Lichtquelle **3** sendet einen Beleuchtungsstrahl **8** aus, der den Strahlteiler **6**, beispielsweise ein halbdurchlässiger Spiegel oder ein Strahlteiler Prisma, möglichst ungehindert durchläuft und vom schwenkbaren Spiegel **5** in Richtung des chromatischen Objektivs **2** umgelenkt wird. Der Beleuchtungsstrahl **8** wird von dem chromatische Objektiv fokussiert und von dem Umlenkmittel **7** zum Messobjekt **9** hin, beispielsweise ein Zahn, umgelenkt. Die Oberfläche **10** des Messobjekts **9** reflektiert einen Teil des Beleuchtungsstrahls **8**, der als Beobachtungsstrahl **8'** in die handgehaltene dentale Kamera **1** zurückgestrahlt wird. Der Beobachtungsstrahl **8'** wird von dem Umlenkmittel **7** zum chromatischen

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

[0079] Das erfinderische Verfahren der optischen 3D-Vermessung weist sowohl Elemente einer chromatischen konfokalen Messmethode als auch Elemente einer scannenden konfokalen Messmethode auf.

[0080] Die polychromatische Lichtquelle **3** weist einen Spektralbereich aus mehreren mindestens zwei Wellenlängen auf. Der von der Lichtquelle **3** abgestrahlte Beleuchtungsstrahl umfasst also mindestens zwei von einander verschiedene Wellenlängen. Als polychromatische Lichtquelle für die erfinderische handgehaltene dentale Kamera **1** kommt vor allem eine kompakte polychromatische Lichtquelle, wie eine LED, eine Laserdiode (LD) oder eine Superlumineszenzdiode (SLD) in Frage. Als Lichtquelle können auch Halogen- oder Xenon-Gasentladungslampen verwendet werden, die jedoch wegen ihrer Größe für die erfinderische handgehaltene dentale Kamera **1** nur geeignet sind, wenn sie nicht in der Kamera **1** selbst angeordnet, sondern über einen Lichtleiter mit dieser verbunden sind.

[0081] Der Strahlteiler **6** ist ein halbdurchlässiges optisches Element, das den Beleuchtungsstrahl zumindest teilweise ungehindert durchlässt und den Beobachtungsstrahl zur Detektion zumindest teilweise auf den Farbsensor umlenkt.

[0082] Der schwenkbare Spiegel **5** ist ein Spiegel der um mindestens eine Achse drehbar gelagert ist und mittels eines Elektromotors computergesteuert in seinem Winkel verstellt wird.

[0083] 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.

[0084] 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 Fokus-

punkts **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.

[0085] 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 Position 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 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 wird.

[0086] 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 sein. Der Farbsensor **4** ist über einen Anschluss **11** an eine Datenverarbeitungseinheit **12**, beispielsweise einen Computer und eine Ausgabereinheit **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.

[0087] 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 Fo-

kuspunkten **13** und **14** in einem ersten Schritt **23** zum 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.

[0088] 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.

[0089] 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.

[0090] Wird diese Variante gewählt, so kann der beschriebene Messzyklus auch dahingehen 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 chromatischen 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 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 Messpunktes **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 eines benachbarten Messpunktes **17'** aus [Fig. 1](#) erfolgt. Dieser Messzyklus des Beleuchtungsstrahls wird so lange wiederholt,

bis die Vermessung der Oberfläche **10** abgeschlossen ist.

Bezugszeichenliste

1	handgehaltene dentale Kamera
2	Objektiv
3	Lichtquelle
4	Farbsensor
5	schwenkbarer Spiegel
5.1	Stellung
5.2	Stellung
6	Strahlteiler
7	Umlenkmittel
8	Beleuchtungsstrahl
8'	Beobachtungsstrahl
9	Messobjekt
10	Oberfläche
11	Anschluss
12	Datenverarbeitungseinheit
13	Fokuspunkt
14	Fokuspunkt
15.1	chromatischer Tiefenmessbereich
15.2	chromatischer Tiefenmessbereich
15.3	chromatischer Tiefenmessbereich
15.4	chromatischer Tiefenmessbereich
16	gesamter Tiefenmessbereich
17	Messpunkt
17'	Messpunkt
18	Abstand
19	Anzeigeeinrichtung
20	Scaneinheit
20'	Scaneinheit in einer zweiten Stellung
21	Bewegungsrichtung der Scaneinheit
23	Schritt
24	Schritt
25	Schritt
26	Schritt
30	Schritt
31	Schritt
32	Schritt

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- US 3013467 [0002]
- GB 2144537 [0003]
- DE 3428593 C2 [0003]
- DE 10321885 A1 [0004]

Zitierte Nicht-Patentliteratur

- 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 den Seiten 1838 bis 1843 [0003]
- „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 [0004]
- J. Schmoll mit dem Titel „3D-Spektrofotometrie extragalaktischer Emissionslinien”, eingereicht bei der Universität Potsdam im Juni 2001, wird auf den Seiten 12 bis 13 [0005]
- Courtes et al. erstmals 1988 beim TIGER-Spektrografen [0005]

Patentansprüche

1. Handgehaltene dentale Kamera (1) zur optischen 3D-Vermessung, umfassend ein chromatisches Objektiv (2), eine polychromatische Lichtquelle (3) und einen Farbsensor (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 Wellenlänge fokussierbar ist, wobei der Beleuchtungsstrahl (8) von der Oberfläche (10) als ein Beobachtungsstrahl (8') zurückgestrahlt und mittels des Farbsensors (4) detektierbar ist, 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 die handgehaltene dentale Kamera (1) eine verstellbare Scaneinheit (20) aufweist, die zumindest das chromatische Objektiv (2) umfasst, und dass der chromatische Tiefenmessbereich (15.1, 15.2, 15.3, 15.4) mittels der Scaneinheit (20) 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.

2. Handgehaltene dentale Kamera (1) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Scaneinheit (20) in genau 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.

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.

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 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) zusammenfügbar sind.

11. Handgehaltene dentale Kamera (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Scaneinheit (20) mit einer Frequenz zwischen 1 Hz und 1000 Hz mechanisch verstellbar ist.

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 (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 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 300 nm bis 2000 nm verwendet wird.

17. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass eine Lichtquelle (3) mit einem Spektralbereich von 900 nm bis 1000 nm oder von 1500 nm bis 1650 nm verwendet wird.

18. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass Fokuspunkte (13, 14) für verschiedene Wellenlängen aufgefächert werden, so dass sich eine Länge des chromatischen Tiefenmessbereichs (15.1, 15.2, 15.3, 15.4) zwischen 0,5 mm und 5 mm ergibt.

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.

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 und diese verschiedenen Datensätze zu einem gesamten 3D-Datensatz über den gesamten Tiefenmessbereich (16) zusammenfügbar sind.

21. Verfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass die Scaneinheit (20) mit einer Frequenz zwischen 1 Hz und 1000 Hz verschoben wird.

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 Längsachse (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.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

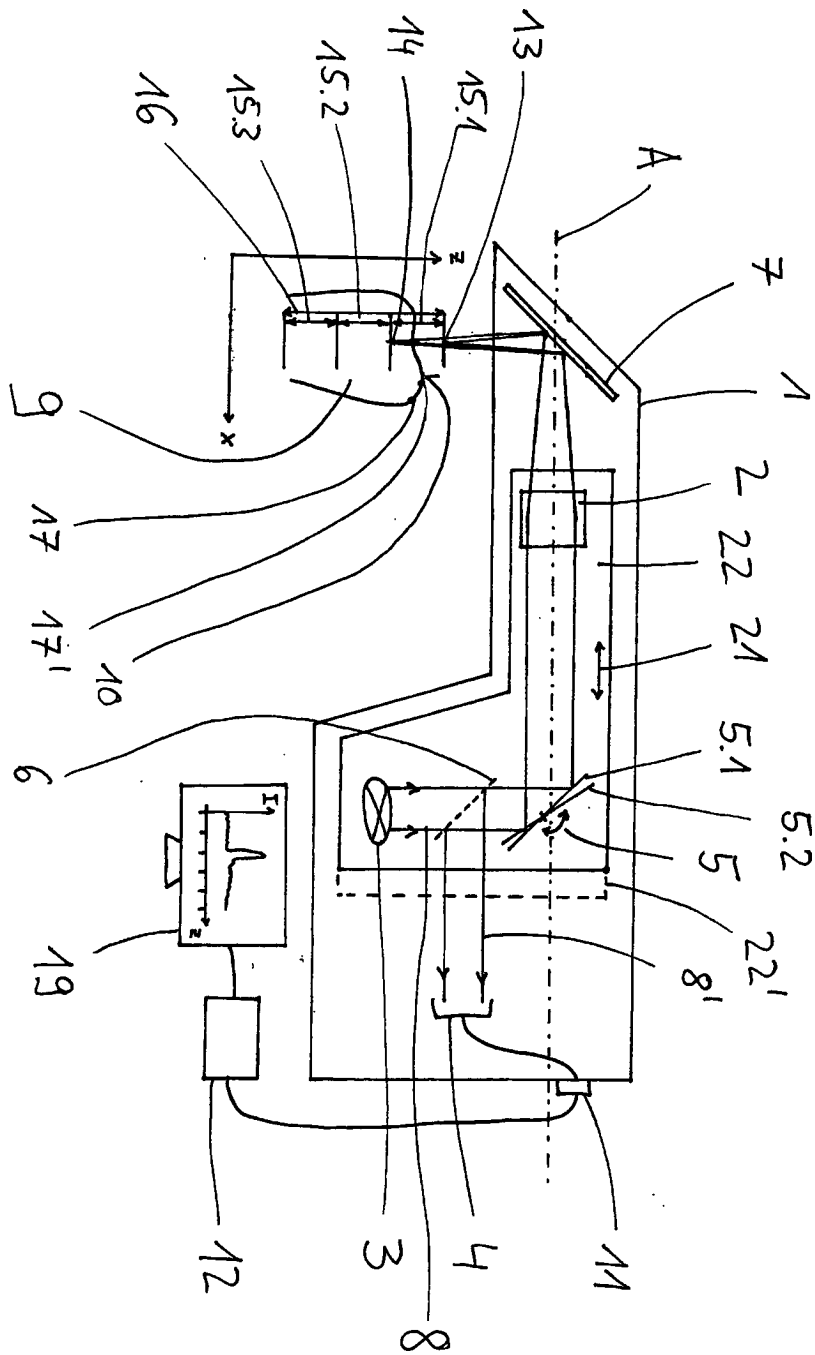


Fig. 1

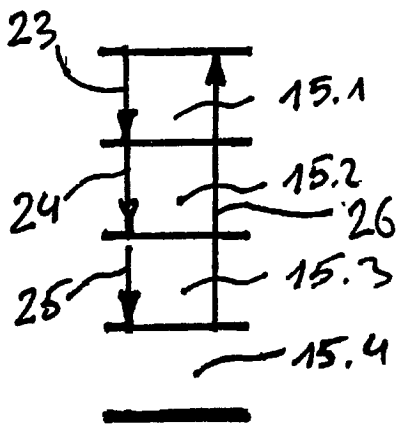


Fig. 2

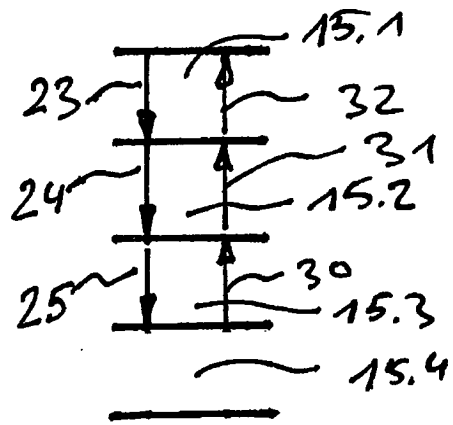


Fig. 3