



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2007 023 293 B3** 2008.09.25

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2007 023 293.6**

(22) Anmeldetag: **16.05.2007**

(43) Offenlegungstag: –

(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **25.09.2008**

(51) Int Cl.⁸: **G01B 9/02 (2006.01)**
G01B 11/22 (2006.01)

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(73) Patentinhaber:
Universität zu Lübeck, 23562 Lübeck, DE

(74) Vertreter:
BOEHMERT & BOEHMERT, 24105 Kiel

(72) Erfinder:
**Hüttmann, Gereon, Dr., 23564 Lübeck, DE; Koch,
Peter, 23558 Lübeck, DE**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:
DE10 2006 031822 B3
DE10 2004 033187 B3
DE 199 29 406 A1
DE 195 20 305 A1
DE 102 04 194 A1
US 62 68 921 B1
US 43 09 109 A
WO 2005/0 32 360 A1
WO 02/0 84 263 A1
Koch, P. et al.: Linear optical coherence tomography system with extended measurement range.
In: Optics letters, Vol. 31, No. 19, Oct. 2006, pp. 2882-2884;
Fercher, A.F. et al.: Optical coherence tomography - principles and applications. In: Rep. Prog. Phys. 66 (2003) 239-303;

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Optischen Kohärenztomographie**

(57) Zusammenfassung: Verfahren zur optischen Kohärenztomographie für eine Mehrzahl beliebig beabstandeter Tiefenintervalle einer Probe, wobei das Interferenzsignal durch Überlagerung des alle Intervalle durchlaufenden Probenlichts mit einer Mehrzahl von Referenzlichtstrahlen unterschiedlicher Referenzarmlänge erzeugt wird, wobei jedem Tiefenintervall ein Referenzarm zugeordnet wird, die Abstände je zweier Tiefenintervalle den Differenzen der Referenzarmlängen der den Tiefenintervallen zugeordneten Referenzarmen entsprechen, und das Probenlicht mit allen Referenzlichtstrahlen simultan auf einem linearen Bildsensor zur Interferenz gebracht wird, und wobei jeder Referenzlichtstrahl einen anderen Winkel mit dem Probenlichtstrahl einschließt.

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Optischen Kohärenztomographie, also ein Verfahren zur Erzeugung optischer Interferenzmuster zur Ermittlung der Laufzeitverteilung des aus einer Probe zurückkehrenden Lichts.

[0002] Interferometer und Verfahren zur Ermittlung der Laufzeitverteilung von reflektiertem bzw. gestreutem Licht zur Untersuchung einer – meist biologischen – Probe sind unter der Bezeichnung „Optical Coherence Tomography (OCT)“ geläufig. Beispielsweise wird in DE 199 29 406 A1 ein solches Verfahren zur mikroskopischen Auflösung von Oberflächenstrukturen wie auch zur Messung der Rückstreuung aus verschiedenen Tiefenlagen der Probe vorgestellt. Das dort beschriebene Interferometer basiert auf dem bekannten Michelson-Interferometer und verwendet Licht aus dem nahen Infrarotspektrum mit kurzer Kohärenzlänge. Das Licht wird zuerst in einen Proben- und einen Referenzanteil aufgeteilt, auf die Probe bzw. auf einen Spiegel gelenkt, dort zurückgestreut bzw. reflektiert, nach Einkopplung in Lichtleitfasern in eine Detektionseinheit geführt und dort zur Interferenz gebracht.

[0003] In der Ausgestaltung als „Time-Domain OCT“ (TD-OCT) befindet sich ein Punktdetektor, insbesondere eine Photodiode, in der Detektionseinheit, und die Referenzarmlänge wird mittels einer geeigneten, i. a. periodisch bewegten Vorrichtung (Phasenmodulator) verändert. Interferenz tritt auf, wenn Streutiefe in der Probe und aktuelle Referenzarmlänge sich höchstens um die Kohärenzlänge des Lichts unterscheiden. Während einer Periode des Phasenmodulators wird so ein Tiefenintervall (i. F. Messtiefe) von typisch 2 Millimeter im Probeninnern untersucht. Die vom Detektor erfasste Lichtintensität wird als Funktion der Zeit aufgezeichnet, demoduliert und mit der zugleich bekannten Referenzarmlänge korreliert, um letztlich die tiefenabhängige Streustärke der Probe zu bestimmen.

[0004] Das Interferometer nach der WO 2002/084263 A1 arbeitet im Unterschied zur TD-OCT ohne bewegte Teile, insbesondere ohne den üblichen Phasenmodulator zur Veränderung der Lichtlaufzeit im Referenzarm. Vielmehr tritt das aus dem Probenarm und dem Referenzarm des Interferometers zurückkehrende Licht an zwei verschiedenen Orten in die Auswerteeinheit ein, in der es räumlich überlagert wird, wobei anhand der räumlichen Intensitätsverteilung in diesem überlagerten Bereich die Laufzeitverteilung des Lichts im Probenarm bestimmt wird. Es entsteht in Analogie zum bekannten Doppelspaltversuch ein Muster aus Interferenzstreifen (Fringes) auf einem Detektionsschirm. Dabei ergibt sich aufgrund der Laufzeitverteilung des Lichts eine Intensitätsverteilung entlang einer Linie auf dem Detektionsschirm;

daher stammt die Bezeichnung „Lineare OCT“, mit der dieses Verfahren von der TD-OCT unterschieden wird.

[0005] Eine typische Ausgestaltung dieses Schirms, insbesondere für die rechnergestützte Auswertung, ist ein linearer Bildsensor, z. B. eine CCD-Kamera. Gängig ist auch die Bezeichnung Zeilensensor, wenn dieser nicht aus mehreren, sondern nur aus einer einzelnen Zeile von lichtsensitiven Pixeln aufgebaut ist.

[0006] Die Messtiefe der Linearen OCT (L-OCT) ist allerdings im Gegensatz zur TD-OCT begrenzt durch die Zahl der zur Verfügung stehenden Pixel, da mindestens 4 Pixel pro axialer Auflösung, die in der Regel 5 bis 15 μm beträgt, benötigt werden (Koch P, Hellemanns V, Hüttmann G (2006) Linear OCT System with extended measurement range. Opt Lett 31:2882–2884, DE 10 2006 031 822.6).

[0007] Mit gängigen Detektoren mit 1000 bis 2000 Pixel lassen sich nur Messtiefen von unter 5 mm realisieren. Werden größere Messbereiche gewünscht, ist es bis heute keine technisch gut praktikable Lösung einen Sensor mit höherer Pixeldichte zu verwenden (Pixelanzahl ca. 10.000), da diese teuer in der Fertigung und überdies schwer auszulesen sind.

[0008] Zwar kann beim Aufbau der WO 2002/084263 A1 die Messtiefe besonders einfach vergrößert werden, indem man bei der Überlagerung auf dem Zeilensensor den Referenzstrahl gegen den Probenstrahl verschwenkt. Aber dies hat zugleich eine feinere räumliche Struktur des Betrages des elektrischen Feldes – und damit der Lichtintensitätsverteilung – unmittelbar am Detektor zur Folge. Man erhält dann eine sehr viel höhere Anzahl von Interferenzstreifen auf derselben Detektorfläche. Insbesondere treten nun üblich mehrere Interferenzstreifen pro Pixel auf. Das Abtasttheorem verlangt aber zur Abtastung eines Sinuswellenzuges mindestens zwei Abtastungen pro Vollwelle. Die Unterabtastung des Interferenzsignals ist mit Vollwelle. Die Unterabtastung des Interferenzsignals ist mit Zeilensensoren sehr ungünstig, da diese nur integrierend über Pixelflächen messen können, so dass ein zu niedrig abgetastetes Signal nicht ohne weiteres rekonstruiert werden kann. Für eine zweckmäßige Auswertung ist die Unterabtastung zu vermeiden.

[0009] Die DE 10 2004 033 187 B3 als auch die DE 10 2006 031 822 zeigen Wege auf, wie man der Unterabtastung bei verschwenkter Überlagerung entgegenzutreten kann, indem man durch Maskierung des Zeilensensors oder durch gezielte Gitterbeugung der zu überlagernden Strahlen für Interferenzmuster sorgt, deren Fringes mit gängigen Sensoren gut zu erfassen sind.

[0010] Es ist bis heute kaum mit vertretbarem Auf-

wand möglich, ein OCT-System für einen Messtiefenbereich von mehreren Zentimetern auszulegen. Gerade dies wäre für einige medizinische Anwendungen wünschenswert. Immerhin ist es aber bereits gelungen, lokalisierte Strukturen, insbesondere Grenzflächen, die in der Probe einen Abstand von mehreren Zentimetern zueinander in Strahlrichtung aufweisen, mit ein und demselben OCT-Scan zu untersuchen.

[0011] Fercher et al. („Optical coherence tomography – principles and applications“, Rep. Prog. Phys. 66 (2003), 239–303) haben ein OCT-System zur Messung der Funduslänge vorgeschlagen, das „Dual Beam OCT“ genannt wird. Hierbei wird das Licht einer breitbandigen Lichtquelle in zwei Anteile aufgeteilt, die dann zeit- bzw. wegstreckenversetzt wieder überlagert werden. Mit diesem Licht wird dann die Probe beleuchtet. Auf diese Weise werden im Wesentlichen zwei OCT Signale erzeugt, die um den eingepprägten Laufzeitunterschied verschoben sind. Damit ist es möglich, die Signalanteile der Retina in die Nähe des Signals von der Cornea zu verschieben. Beide überlagerten Signale können dann mit einem TD-OCT mit einer Messtiefe von z. B. 2 mm erfasst werden. Es entstehen aber eben nur Signale aus dem Nahbereich der Cornea und aus dem der Retina, während dazwischen liegenden Strukturen zu keinem Signal führen können. Der effektive Messbereich umfasst zwei weit voneinander beabstandete Tiefenintervalle.

[0012] Beispielsweise für die Implantation von Kunstlinsen zur Behandlung des Grauen Stars ist es notwendig, die Abstände zwischen den optischen Elementen des menschlichen Auges genau zu kennen. Insbesondere muss die Gesamttiefe, d. h. der Abstand zwischen Corneavorderseite und Retina (Funduslänge) bekannt sein. Eine noch präzisere Auswahl der Kunstlinse gelingt, wenn zusätzlich noch alle anderen Ebenenabstände zwischen der Cornea (Vorder- und Rückseite), Linse (Vorder- und Rückseite) und Retina bekannt sind. Das wesentliche technische Problem bei dieser Anwendung ist die große Messtiefe, die erforderlich ist, um den gesamten Fundus mit einer Länge von ca. 40 mm aufnehmen zu können. Zur Bestimmung dieser Ebenenabstände werden zurzeit bevorzugt Geräte verwendet, die auf der Basis der TD-OCT Technologie entwickelt worden sind.

[0013] Der Nachteil des Ansatzes von Fercher et al. liegt in der Überlagerung der Signale selbst. Nachdem sie überlagert worden sind, können die Signale der Cornea nicht mehr von denen der Retina unterschieden werden. Da menschliche Augen erhebliche Unterschiede in der Funduslänge aufweisen, ist relativ schwer sicherzustellen, dass beide Signale in jedem Fall separierbar erfasst werden.

[0014] In anderen Vorrichtungen werden die unterschiedlichen Lauflängen. im Referenzarmstrahlengang mittels eines Stufenspiegels eingepragt. In der DE 102 04 194 A1 wird eine Vorrichtung beschrieben, bei der mit einem rotierend angeordneten Satz von Referenzspiegeln verschiedene Strukturen in verschiedenen Tiefen der Probe gemessen werden können. In dieser Anordnung erfolgt die eigentliche Messung aber im Sinne eines zeitaufgelösten OCTs, d. h. die optische Weglänge im Probenarm muss zur Vermessung der Streuamplituden an jeder gewählten Stelle über einen gewissen Bereich variiert werden.

[0015] In den Vorrichtungen gemäß DE 195 20 305 A1, US 4,309,109 und US 6,268,921 B1 werden ebenfalls Stufenspiegel verwendet. In diesen Fällen werden aber nicht einzelne Schichten in der Probe selektiert, sondern die Stufentiefe wird hier so gewählt, dass sie kleiner als die Kohärenzlänge der verwendeten Quelle ist. Dadurch kann auf eine kontinuierliche Veränderung der optischen Weglänge in einem der beiden Arme des Interferometers ganz verzichtet werden. Stattdessen ist es nun möglich, die Streuamplituden tiefenaufgelöst aus den Interferenzsignalen des Probenlichts mit den Referenzlichtanteilen, die von den einzelnen Stufen des Spiegels reflektiert werden, zu rekonstruieren. Die Signalentstehung entspricht im wesentlichen der der zeitaufgelösten OCT mit dem Unterschied, dass hier keine kontinuierlichen Signale mehr erfasst werden, sondern lediglich Interferenzamplituden an einzelnen Stützstellen ermittelt werden. Alle hier vorgestellten Verfahren leiden unter großen Schwierigkeiten bei der Herstellung von Stufenspiegeln mit Stufenhöhen von wenigen μm und vielen hundert Stufen.

[0016] Wenn die Anzahl der Stufen im Spiegel sehr groß wird, entspricht die Wirkungsweise eher der eines optischen Gitters. Eine entsprechende Vorrichtung ist in WO 2005/032360 A1 beschrieben. Optische Gitter lassen sich vergleichsweise einfach herstellen, da nun nicht mehr exakt 90° Stufen gefertigt werden müssen. Sie haben aber den für diese Anwendung nachteiligen Effekt der Lichtbeugung. In allen bisher beschriebenen Verfahren werden breitbandige Lichtquellen benutzt, deren Licht das Gitter unter einem wellenlängenabhängigen Winkel verlässt. Um eine Weißlichtinterferenz zu erhalten muss die optische Anordnung nun dazu ausgelegt sein, alle an einer Gitterlinie gebeugten Lichtkomponenten auf einer einzigen Sensorzelle zusammenzuführen. Das kann in der vorgestellten einfachen Anordnung prinzipiell nicht gelingen, da hier das Gitter im so genannten Littrow-Winkel angeordnet werden muss. Deshalb befinden sich die einzelnen Gitterlinien in verschiedenen Tiefen z und können von einer Optik mit endlicher Tiefenschärfe nicht alle perfekt auf den Bildsensor abgebildet werden.

[0017] Es ist daher Aufgabe der Erfindung, ein Ver-

fahren zur OCT für von einander separierten, beliebig weit beabstandeten Tiefenintervalle einer Probe vorzuschlagen, wobei das Interferenzsignal durch Überlagerung des alle Intervalle durchlaufenden Probenlichts mit einer Mehrzahl von Referenzlichtstrahlen unterschiedlicher Referenzarmlänge erzeugt wird, so dass das Interferenzsignal nach Anteilen einer beliebigen Auswahl der Intervalle separiert werden kann.

[0018] Die Aufgabe wird gelöst durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 1. Die Unteransprüche geben vorteilhafte Ausgestaltungen an.

[0019] Es ist offensichtlich, dass die Abstände der zu untersuchenden Tiefenintervalle durch die Festlegung der Differenzen der Referenzarmlängen erfolgt, wie dies auch von Fercher vorgeschlagen wurde.

[0020] Die Zerlegung von Signalen, die sich etwa durch Überlagerung gleichartiger Signale aus verschiedenen Quellen bilden, ist ein wohlbekanntes Problem der Nachrichtentechnik (einfaches Beispiel: Radio). Normalerweise separiert man solche Signale durch filtern nach bekannten Charakteristika, die bereits quellenseitig eingepägt sind (z. B. Frequenzband). Auf die OCT mit mehreren Referenzarmen ist dies durchaus übertragbar, wenn man das Gesamtsignal als Überlagerung von Signalen einer Mehrzahl von Interferometern begreift, die einen gemeinsamen Probenarm aufweisen.

[0021] Zur Zuordnung der Interferenzsignale zu den einzelnen Messbereichen ist dem jeweiligen Referenzarm ein Charakteristikum einzuprägen, das die nachträgliche Zerlegung des Gesamtsystems wieder erlaubt. Dies ist der Grundgedanke der Erfindung, der sich in erstaunlich einfacher Weise umsetzen lässt.

[0022] Zur Erläuterung der Erfindung soll zuerst ein TD-OCT betrachtet werden. Wie eingangs beschrieben ist das zu messende Signal die Lichtintensität des Interferenzlichts als Funktion der Zeit. Die Zeit spielt hierbei jedoch hauptsächlich die Rolle einer Hilfsgröße zur Übersetzung z. B. in momentane Positionen eines Referenzspiegels. Hat man nun mehrere Referenzarme simultan zu betreiben, so müssten sich die Referenzspiegel mit vorgegebenen, unterschiedlichen Geschwindigkeiten bewegen, um eine Zerlegung der Messlichtanteile auf die verschiedenen Referenzarme zu ermöglichen. Jeder einzelne Referenzarm würde infolge seiner eingepägten Geschwindigkeit zu einem Durchlauf von Interferenzfringes auf dem Punktdetektor mit einer charakteristischen Frequenz führen. Das Gesamtsignal, aufgezeichnet als Zeitreihe, wäre nach diesen Frequenzen zu filtern, um die Anteile zu isolieren.

[0023] Dieser Ansatz hat einige technische Nachteile. Phasenmodulatoren sind nicht nur teuer, sondern

überdies von erheblich nicht-linearem Verhalten gekennzeichnet. Tatsächlich müssen etwa bei Vorrichtungen, die über das Strecken von Glasfasern mittels Piezo-Aktuatoren die Referenzarmlänge ändern, komplexe Regelungen eingebaut werden, um eine näherungsweise konstante Änderungsgeschwindigkeit zu realisieren. Andere Phasenmodulatoren wie etwa rotierende Prismen lassen eine solche Linearisierung gar nicht zu. Infolgedessen wäre die „charakteristische Frequenz eines Referenzarms“ (s. o.) Schwankungen unterworfen, die die angestrebte Signalzerlegung erschweren würden.

[0024] Die vorstehende Lösung für das Separationsproblem ist technisch nicht unaufwendig und somit keine bevorzugte Ausgestaltung der Erfindung. Gleichwohl weist sie den richtigen Weg, der mittels eines L-OCT sehr einfach beschriftet werden kann.

[0025] Beim L-OCT bilden sich ausgedehnte Interferenzmuster $I(x)$ entlang der Zeilensensor-(Pixel-)Koordinate x aus, die die Gestalt amplitudenmodulierter Trägerwellen besitzen. Die Trägerwelle wird durch die Interferenz-Fringes gebildet, wohingegen die Amplitudenmodulation das eigentlich interessierende Probensignal darstellt.

[0026] Erfindungsgemäß werden nun Interferenzmuster, die sich aus der Überlagerung des Probenlichts mit mehreren Referenzlichtstrahlen ergeben, dadurch zerlegbar, dass die einzelnen Referenzlichtstrahlen jeweils unter einem eigenen, für den Referenzarm charakteristischen Winkel gegen den Probenstrahl auf den Zeilensensor treffen.

[0027] Es ist sofort einzusehen, dass die Interferenzlichtanteile, die von jedem einzelnen Referenzarm herrühren, zu einer jeweils anderen Fringe-Frequenz auf dem Detektor führen müssen. Von daher lassen sich die Frequenzen der verschiedenen Trägerwellen ein für alle mal apparativ festlegen, z. B. indem Proben- und Referenzlicht in Fasern geführt wird, wobei die Faserenden unter vorab bestimmten Winkeln zueinander gegenüber dem Detektor angeordnet werden.

[0028] Natürlich kann man die Referenzarme auch variabel verschwenkbar ausbilden und so eine auf das jeweilige Messproblem einstellbare Anordnung gestalten.

[0029] Die von den verschiedenen Referenzarmen herrührenden unterschiedlichen Trägerfrequenzen lassen sich mit den im Stand der Technik zitierten Methoden (z. B. Masken oder Gitter) immer so einrichten, dass sie – jede für sich – mit der durch den Zeilensensor apparativ vorgegebenen Abtastrate gut erfasst werden können. Dabei ist zu beachten, dass jede Trägerwelle ihrerseits zur ausreichenden Abtastung ihrer Amplitudenmodulation geeignet sein muss,

die letztlich erfasst werden soll.

[0030] Das Abtastkriterium für amplitudenmodulierte Signale besagt, dass die Trägerfrequenz wenigstens doppelt so groß sein muss wie die höchste Frequenz des Signals. Das Interferenzsignal, das durch Interferenz des Probenlichts mit irgendeinem Referenzlichtstrahl entsteht, besitzt ein Frequenzband und eine Mittenfrequenz (Trägerfrequenz). Dieses gesamte Frequenzband muss unterhalb der Nyquist-Frequenz liegen, die apparativ durch die Pixel des Detektors festgelegt ist.

[0031] Daraus ergibt sich eine wichtige Einschränkung des erfindungsgemäßen Vorgehens: Wenn mehrere Referenzarme verwendet werden, ist jeder einzelne so einzurichten, dass das seinem Interferenzsignal zugehörige Frequenzband vollständig abgetastet wird und dabei möglichst nicht mit den Frequenzbändern der anderen Arme überlappt. Anderenfalls erschwert das Übersprechen benachbarter Signale die gewünschte Separation. Dadurch wird weiterhin der gesamte messbare Bereich in seiner Länge, d. h. in der Summe aller einzelnen Messbereiche, begrenzt.

[0032] Das unmittelbar auf dem Detektor messbare Interferenzsignal ist bei Verwendung mehrerer, unter verschiedenen Winkeln einstrahlender Referenzarme nichts anderes als die Superposition einer Mehrzahl amplitudenmodulierter Intensitätssignale. Idealerweise überdecken die Frequenzbänder dieser Signale ohne Überschneidung den vom Detektor abtastbaren Frequenzbereich (zwischen Null und Nyquist-Frequenz).

[0033] Die Separation der Signale ist dann leicht durch bekannte Nachbearbeitungsschritte zu erreichen, z. B. durch Fouriertransformation, Filtern der relevanten Frequenzen und Fourierreücktransformation.

[0034] Abschließend sei noch darauf hingewiesen, dass mehrere Referenzlichtstrahlen ebenfalls untereinander interferieren können. Die Weglängenunterschiede zwischen den Referenzarmen können jedoch immer so eingerichtet werden, dass diese Interferenzen nicht auf den Detektor fallen.

Patentansprüche

1. Verfahren zur optischen Kohärenztomographie für eine Mehrzahl beliebig beabstandeter Tiefenintervalle einer Probe, wobei das Interferenzsignal durch Überlagerung des alle Intervalle durchlaufenden Probenlichts mit einer Mehrzahl von Referenzlichtstrahlen unterschiedlicher Referenzarmlänge erzeugt wird, wobei: jedem Tiefenintervall ein Referenzarm zugeordnet wird,
– die Abstände je zweier Tiefenintervalle den Diffe-

renzen der Referenzarmmlängen der den Tiefenintervallen zugeordneten Referenzarme entsprechen, und das Probenlicht mit allen Referenzlichtstrahlen simultan auf einem linearen Bildsensor zur Interferenz gebracht wird, und
– jeder Referenzlichtstrahl einen anderen Winkel mit dem Probenlichtstrahl einschließt.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass ein Interferenzmuster auf dem linearen Bildsensor erzeugt wird, dass sich als Superposition einer Mehrzahl amplitudenmodulierter Signale mit unterschiedlichen Trägerfrequenzen ergibt.

3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass jedes der superponierten amplitudenmodulierten Signale durch Auswahl des Winkels zwischen Probenlichtstrahl und jeweils einem der Referenzlichtstrahlen so eingerichtet wird, dass sein gesamtes Frequenzband unterhalb der Nyquist-Frequenz des linearen Bildsensors liegt.

4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Frequenzbänder aller superponierten amplitudenmodulierten Signale nicht überlappend unterhalb der Nyquist-Frequenz des linearen Bildsensors eingerichtet werden.

Es folgt kein Blatt Zeichnungen