



(19)
 Bundesrepublik Deutschland
 Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2005 034 332 A1** 2007.01.25

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2005 034 332.5**

(22) Anmeldetag: **22.07.2005**

(43) Offenlegungstag: **25.01.2007**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 3/12** (2006.01)

A61B 3/13 (2006.01)

A61B 3/14 (2006.01)

(71) Anmelder:

Carl Zeiss Meditec AG, 07745 Jena, DE; Carl Zeiss Jena GmbH, 07745 Jena, DE

(72) Erfinder:

Dick, Manfred, Dr., 07926 Gefell, DE; Mohr, Thomas, 07743 Jena, DE; Bublitz, Daniel, Dr., 07743 Jena, DE

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

DE 196 26 433 A1

DE 25 12 427 A1

US2005/02 67 343 A1

US 59 97 141 A

US 59 82 497 A

US 59 26 283 A

US 37 60 174 A

US 63 73 568 B1

EP 11 14 608 B1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

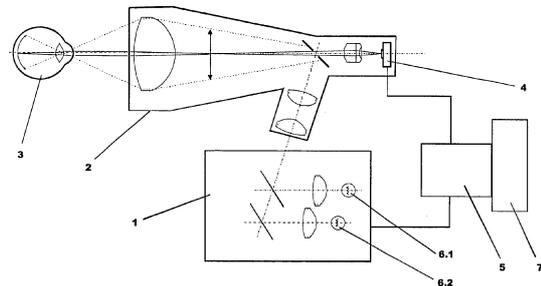
Rechercheantrag gemäß § 43 Abs. 1 Satz 1 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Einrichtung und Verfahren zur Beobachtung, Dokumentation und/oder Diagnose des Augenhintergrundes**

(57) Zusammenfassung: Die vorliegende Erfindung betrifft eine Einrichtung und ein Verfahren zur Beobachtung, Dokumentation und/oder Diagnose des Augenhintergrundes, wobei die Diagnose durch Auswertung der dokumentierten Abbilder des Augenhintergrundes erfolgt.

Die erfindungsgemäße Einrichtung besteht aus einem ophthalmologischen Untersuchungsgerät, einem multispektralen, sequentiellen Beleuchtungsmodul 1, einem Bildaufnahmemodul 4, einem Steuer- und Sicherheitsmodul 5 und einer Auswerteeinheit 7, bei der das an das ophthalmologische Untersuchungsgerät angekoppelte Beleuchtungsmodul 1 mindestens zwei, in Intensität und Dauer einzeln regelbare Einzellichtquellen 6.1 und 6.2 beinhaltet, von denen monochromatisches Licht verschiedener Wellenlängen abgestrahlt wird. Vom ophthalmologischen Untersuchungsgerät wird das vom Beleuchtungsmodul 1 kommende Licht über das zu untersuchende Auge 3 auf dem Bildaufnahmemodul 4 abgebildet. Vom Steuer- und Sicherheitsmodul 5 wird die zeitliche Abfolge, Dauer und Intensität der einzelnen Lichtquellen 6.1 und 6.2 gesteuert und die Lichtbelastung überwacht. Eine Auswerteeinheit 7 wertet die vom Bildaufnahmemodul 4 übermittelten Aufnahmen des Fundus aus.

Die erfindungsgemäße Lösung dient der Aufnahme von monochromatischen Bildern der Retina, beispielsweise rot, grün, blau oder auch infra-rot, und der Aufnahme von Fluoreszenzbildern.



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine Einrichtung und ein Verfahren zur Beobachtung, Dokumentation und/oder Diagnose des Augenhintergrundes, wobei die Diagnose durch Auswertung der dokumentierten Abbilder des Augenhintergrundes, insbesondere den darin enthaltenen augendiagnostischen Merkmalen der Retina, erfolgt.

Stand der Technik

[0002] Nach dem bekannten Stand der Technik sind neben klassischen ophthalmologischen Geräten zur Untersuchung des Augenhintergrundes auch Laser-Scann-Systeme oder multispektrale Sensorsysteme mit optischer Strahlseparation im Beobachtungsstrahlengang bekannt. Die Systeme verfügen dabei meist über Mittel zur digitalen Bildaufnahme und -bearbeitung.

[0003] Bei den klassischen Funduskameras wirkt sich die Verwendung von mechanisch schwenkbaren Filtern zur Aufnahme von monochromatischen Aufnahmen, wie beispielsweise rot, grün, blau (RGB) nachteilig aus. Obwohl die Retina für Farbaufnahmen breitbandig mit weißem Licht, z. B. von Halogenlampen oder Xenon – Blitzlampen, beleuchtet wird, erfolgt die elektronische Auswertung nur in einem sehr schmalbandigen Bereich. Dazu werden Farbmasken auf den elektronischen Bildaufnahmesensor der Dokumentationskamera gelegt. Außerdem wird bei klassischen Funduskameras mit optischer Beobachtung die Retina kontinuierlich beleuchtet, so dass die Lichtbelastung für das zu untersuchende Auge besonders hoch ist. Die für die Diagnostik erforderliche schmalbandige Anregung im Bereich von 20 – 40 nm kann hierbei nur durch kostenintensive Filter realisiert werden, die zudem im Millisekunden-Bereich in und aus dem Strahlengang geschwenkt werden müssen. Ein Ophthalmoskop zur Beobachtung und Photographie des Augenhintergrundes, welches für diese Gruppe charakteristisch ist, wird in der DE 25 12 427 A1 beschrieben.

[0004] Ein Augengerät mit einem optischen Bestrahlungssystem zum Bestrahlen eines Auges eines Patienten wird in der EP 1 114 608 B1 beschrieben. Das optische Bestrahlungssystem besteht hierbei aus einer Vielzahl von LEDs und einem optischen System zum Zusammenführen der optischen Lichtstrahlen der LEDs. Das Gerät verfügt weiterhin über eine Lichtmengensteuereinrichtung zum Verändern eines Verhältnisses der Lichtemissionsmengen der LEDs im Zusammenwirken mit dem Einführen und/oder dem Entfernen des Schutzfilters, das verhindert, dass der Behandlungslaserstrahl in das Auge eines Bedieners eintritt.

[0005] Die US 5,997,141 A offenbart ebenfalls ein Augengerät mit einem Bestrahlungssystem zum Bestrahlen eines Auges eines Patienten, welches eine Vielzahl von LEDs sowie eine Lichtmengensteuereinrichtung zum Steuern einer Bestrahlungslichtmenge von jeder der LEDs aufweist.

[0006] Eine programmierbare Lichtquelle wird in der US 3,760,174 A beschrieben. Auch hier kann durch einzeln gesteuerte LEDs gewährleistet werden, dass ein bestimmtes Bestrahlungsspektrum bereitgestellt wird. In der Regel handelt es sich bei dem bereitgestellten Bestrahlungsspektrum um ein gemischtes Lichtsignal.

[0007] Bei der Verwendung von Laser-Scann-Systemen zur Untersuchung des Augenhintergrundes ist zum einen eine gleichzeitige Beobachtung nicht möglich und zum anderen sind die für konfokale Abbildungen notwendigen Laserquellen relativ teuer. Zudem muss der Laserstrahl zur Durchführung eines flächenhaften Scans der Retina über entsprechend aufwendige Einrichtungen abgelenkt werden.

[0008] Im Gegensatz dazu kann bei der Verwendung eines zweidimensionalen Multispektralspektrometers auf Einrichtungen zur Ablenkung verzichtet werden. Mit den in US 5,926,283 A1 und US 5,982,497 A1 beschriebenen Anordnungen können simultan spektral-getrennte, zweidimensionale Bilder des zu untersuchenden Objektes in Realzeit ermittelt werden.

[0009] Die bei multispektralen, z. B. „Quad-View“-Systemen vorgesehene optische Strahlseparation im Beobachtungsstrahlengang ist optisch nur sehr aufwendig realisierbar, was durch Probleme mit Reflexions- und Streulicht noch verstärkt wird. Außerdem sind hierbei nur geringe Bildwinkel von etwa 20° erreichbar. Auch hier ist die Lichtbelastung des zu untersuchenden Auges durch eine breitbandige Anregung mit weißem Licht sehr groß, außerdem gibt es Probleme mit Reflektionen und Streulicht im Beobachtungsstrahlengang.

[0010] Nach dem Stand der Technik werden Fundusaufnahmen mit Farbkamera aufgenommen, die eine Auflösung von 5-8 Megapixel aufweisen. Um die sehr hohen Lichtleistungen, die bei diesen unempfindlichen Kameras nötig sind zu erzeugen, werden Kombinationen von Halogenlampen (Beobachtung) und Blitzlampen

(Dokumentation) eingesetzt. Diese Systeme haben den Nachteil, dass sehr hohe Lichtleistungen eingesetzt werden müssen, um Fundusbilder mit der nötigen Dynamik zu erzeugen. Außerdem hat der Einsatz von Blitzlampen eine sehr komplizierte Steuerelektronik und erhöhten Serviceaufwand für den Ersatz ausgebrannter Blitzlampen zur Folge. Außerdem wird für viele Anwendungen, die mit der Funduskamera realisiert werden sollen die hohe Auflösung von 5-8 Megapixel nicht benötigt. Vielmehr werden oft empfindliche Sensoren benötigt, um die sehr schwachen Lichtsignale zu registrieren. Dies wird dadurch noch verstärkt, dass die bei den Aufnahmen nötige Lichtdosis weiter gesenkt werden soll, um die Lichtbelastung des zu untersuchenden Auges zu minimieren.

Aufgabenstellung

[0011] Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Lösung zur Aufnahme von empfindlichen als auch hochauflösenden Bildern der Retina zur Verfügung zu stellen, aus denen durch elektronische Nachbearbeitung und Auswertung Aussagen über mögliche Erkrankungen diagnostiziert werden können. Dabei soll die, vorzugsweise non-mydratische Lösung Bildwinkel von bis zu 45° ermöglichen und die Lichtbelastung des zu untersuchenden Auges auf ein Minimum reduzieren.

[0012] Erfindungsgemäß wird die Aufgabe durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. Bevorzugte Weiterbildungen und Ausgestaltungen sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

[0013] Die erfindungsgemäße Lösung dient der Aufnahme von monochromatischen Bildern der Retina, beispielsweise rot, grün, blau oder auch infra-rot und der Aufnahme von Fluoreszenzbildern. Insbesondere lassen sich auch Fluoreszenzbilder im Infraroten Spektralbereich, unter Anwendung des Farbstoffes „Iodocyaningreen“ (kurz: ICG) aufnehmen.

Ausführungsbeispiel

[0014] Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines Ausführungsbeispiels beschrieben. Dazu zeigen

[0015] [Fig. 1](#): eine Prinzipdarstellung einer Funduskamera zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens,

[0016] [Fig. 2](#): ein ungünstig gewähltes Teilbild und das Ergebnis der resultierenden Korrelationsfunktion und

[0017] [Fig. 3](#): ein geeignetes Teilbild und das Ergebnis der resultierenden Korrelationsfunktion.

[0018] Die erfindungsgemäße Einrichtung zur Beobachtung, Dokumentation und/oder Diagnose des Augenhintergrundes besteht aus einem ophthalmologischen Untersuchungsgerät, einem multispektralen, sequentiellen Beleuchtungsmodul, einem Bildaufnahmemodul, einem Steuer- und Sicherheitsmodul und einer Auswerteeinheit.

[0019] Eine Prinzipdarstellung einer Funduskamera zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens ist in [Fig. 1](#) dargestellt. Hierbei wird das vom multispektralen, sequentiellen Beleuchtungsmodul **1** ausgehende Licht über die Funduskamera **2** auf das Auge **3** abgebildet. Das vom Auge **3** reflektierte Licht wird von der Funduskamera **2** auf das Bildaufnahmemodul **4** abgebildet. Von einem Steuer- und Sicherheitsmodul **5** wird die zeitliche Abfolge, Dauer und Intensität der einzelnen Lichtquellen **6.1** und **6.2** des Beleuchtungsmoduls **1** gesteuert und die Lichtbelastung des Auges **3** überwacht. Die außerdem noch vorhandene Auswerteeinheit **7** regelt das Steuer- und Sicherheitsmodul **5** und verarbeitet die vom Bildaufnahmemodul **4** gelieferten Bilder hinsichtlich Kontrast, Bildschärfe, Farbfehler, Pixelfehler, Randabfall, Verzeichnungen, örtlichem Versatz u. ä. wertet diese auch aus. In einer besonderen Ausgestaltungsvariante ist zwischen dem Beleuchtungsmodul **1** und der Funduskamera **2** ein Lichtleiter zur Übertragung des Lichtes der einzelnen Lichtquellen **6.1** und **6.2** angeordnet.

[0020] Das an das ophthalmologische Untersuchungsgerät angekoppelte Beleuchtungsmodul weist dabei mindestens zwei, in Intensität, Zeitpunkt und Dauer einzeln regelbare Einzellichtquellen auf, von denen monochromatisches Licht verschiedener Wellenlängen, vorzugsweise im Bereich von 350 – 900 nm abgestrahlt wird.

[0021] Vom ophthalmologischen Untersuchungsgerät wird das vom Beleuchtungsmodul kommende Licht über das zu untersuchende Auge auf dem Bildaufnahmemodul abgebildet, wobei das ebenfalls an das oph-

thalmologische Untersuchungsgerät angekoppelte Bildaufnahmemodul auf die Wellenlängen des vom Beleuchtungsmoduls emittierten Lichtes abgestimmt und mit deren Leuchtdauern synchronisiert ist.

[0022] Vom Steuer- und Sicherheitsmodul wird die zeitliche Abfolge, Dauer und Intensität der einzelnen Lichtquellen des Beleuchtungsmoduls gesteuert und die Lichtbelastung überwacht. Die Auswerteeinheit regelt das Ansteuer- und Sicherheitsmodul und bewertet, korrigiert, verbessert, kombiniert zur Auswertung die vom Bildaufnahmemodul übermittelten Aufnahmen des Fundus.

[0023] In einer vorteilhaften Ausgestaltung werden für das Beleuchtungsmodul Einzellichtquellen verwendet, deren Ein- und Ausschaltverzögerung unter 1 ms liegt. Das bedeutet, dass sich jede Strahlung innerhalb einer Zeit kleiner 1 ms von 0 auf 100% Intensität ein und auch innerhalb dieser Zeit von 100% auf 0% Intensität wieder ausschalten lässt.

[0024] Die von den möglichst schmalbandigen Einzellichtquellen erzeugten Strahlenbündel stimmen an der Koppelstelle zum ophthalmologischen Untersuchungsgerät in Apertur und Öffnungswinkel überein und erzeugen eine Abbildung mit möglichst konstantem Winkelspektrum. Die Erfindung basiert auf dem Prinzip der geometrischen Teilung von Beleuchtungs- und Beobachtungsstrahlengang. Neben der in den meisten Funduskameras genutzten Ringpupillenbeleuchtung sind prinzipiell auch andere geometrischen Teilungen von Beleuchtungs- und Beobachtungsstrahlengang möglich.

[0025] Eine weitere Ausführung könnte eine kreisförmige Abbildung für den Beleuchtungsstrahlengang erzeugen. Der Beobachtungsstrahlengang ist dann ebenfalls kreisförmig und die beiden Strahlengänge liegen nebeneinander. Die optische Leistung der Einzellichtquellen sollte hierbei an der Schnittstelle mindestens 1 Milliwatt betragen.

[0026] Als Einzellichtquellen können hierbei insbesondere LEDs mit und ohne vorgeschaltete Filter oder auch Dioden-Laser verwendet werden, wobei eine möglichst gute Abdeckung des Farbraums erreicht werden sollte. In der Praxis orientiert man sich dabei an verfügbaren LEDs mit möglichst hoher Leistung. Im Einzelnen werden die Einzellichtquellen so ausgewählt, dass sowohl empfindliche und hochauflösende Bilder der Retina aufgenommen, als auch durch elektronische Nachbearbeitung und Auswertung Aussagen über mögliche Erkrankungen diagnostiziert werden können.

[0027] Beispielsweise kann eine, infrarotes Licht abstrahlende LED als Monitor-LED zur Einstellung des Bildes verwendet werden. Blaues Licht abstrahlende LEDs werden für Fluoreszenzaufnahmen verwendet. Bei der Verwendung von 2 LEDs, die blaues (488nm) und grünes (532 oder 550nm) Licht abstrahlen, kann die Makulapigmentdichte, d. h. die Xantophyll-Konzentration, bestimmt werden. Bei einer speziellen Methode der Fluoreszenz-Angiographie kann durch die Verwendung des Farbstoffes ICG, der im Bereich 730 – 780 nm angeregt wird, das Gefäßsystem der Aderhaut untersucht werden.

[0028] LEDs mit den Farben Rot, Grün und Blau (RGB) sind beispielsweise für die Bestimmung eines resultierenden Farbbildes erforderlich. Bei dem sogenannten Quadview-Analogon werden vier LEDs mit speziellen gelben und grünen Wellenlängen verwendet. Dadurch ist es beispielsweise möglich einen skallierbaren Unterschied zwischen Sauerstoff-gesättigtem und ungesättigtem Blut zu detektieren.

[0029] Bei Verwendung von LEDs mit speziell abgestimmten Emissionswellenlängen ist durch elektronische Nachbearbeitung und Auswertung der monochromen Aufnahmen der Retina eine umfangreiche Diagnostik möglich. Die Anzahl der verwendeten LEDs ist dabei nicht begrenzt.

[0030] Vom Steuer- und Sicherheitsmodul werden insbesondere nur die Einzellichtquellen mit entsprechender Dauer und Intensität angesteuert, die für die jeweilige Untersuchung erforderlich sind. Das Steuer- und Sicherheitsmodul synchronisiert das Bildaufnahmemodul mit dem Beleuchtungsmodul, so dass zu jeder Wellenlänge eine, vorzugsweise auch mehrere zugehörige Bilder mit optimalem Kontrast, d. h. mit möglichst hohem Signal-Rausch-Verhältnis, realisiert werden. Mittels des Mikrolinsen-Arrays soll dabei der Füllfaktor der elektronischen Sensoren, der üblich im Bereich von 40 ... 60% liegt, deutlich auf $\geq 90\%$ gesteigert werden. Als Bildaufnahmemodul wird beispielsweise eine empfindliche monochromatische Digitalkamera mit einer mittleren Auflösung von ca. 1 Megapixel verwendet. Der Bildwandelchip der Kamera kann dabei ein Mikrolinsenarray enthalten, um eine möglichst hohe Flächenfülldichte zu erreichen.

[0031] Die Auswerteeinheit verarbeitet die vom Bildaufnahmemodul gelieferten Bilder hinsichtlich Kontrast, Bildschärfe, Farbfehler, Pixelfehler, Randabfall, Verzeichnungen, örtlichem Versatz u. ä. weiter. Dabei werden

mindestens ein aber vorzugsweise mehrere Bilder bei verschiedenfarbigen Beleuchtungszuständen mit einer Belichtungszeit von einigen Millisekunden aufgezeichnet.

[0032] Insbesondere werden von der Auswerteeinheit die vom Bildaufnahmemodul gelieferten Einzelbilder hinsichtlich deren Qualität bewertet, vorhandene Bildfehler, wie beispielsweise Bildschärfe, Pixelfehler, Randabfall und Verzerrungen korrigiert, die Qualität der Aufnahmen hinsichtlich Kontrast und Schärfe verbessert und relevante Informationen für die funktionelle Diagnostik extrahiert.

[0033] Beispielsweise kann von der Auswerteeinheit aus den vom Bildaufnahmemodul gelieferten verschiedenen monochromatischen Bildern ein farbiges Bild des Fundus ermittelt werden. Es ist aber auch möglich, dass die Auswerteeinheit aus den vom Bildaufnahmemodul gelieferten Einzelbildern ein Bild mit einer Auflösung bis in den Sub-Pixelbereich ermittelt. Hierbei wird in beiden Fällen ein vorhandener örtlicher Versatz korrigiert, so dass die Einzelbilder exakt übereinander gelegt werden.

[0034] In einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Lösung ist das ophthalmologische Untersuchungsgerät eine Funduskamera, die vorzugsweise nach dem non-mydratischen Prinzip arbeitet. Die Abbildung sollte dabei vorzugsweise ins Unendliche erfolgen und von der Augenlinse auf die Retina fokussiert werden.

[0035] Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren zur Beobachtung, Dokumentation und/oder Diagnose des Augenhintergrundes wird mit Hilfe eines ophthalmologischen Untersuchungsgerätes das Licht eines multispektralen, sequentiellen Beleuchtungsmoduls über das Auge auf ein Bildaufnahmemodul abgebildet. Das an das ophthalmologische Untersuchungsgerät angekoppelte, aus mindestens zwei, in Intensität und Dauer einzeln regelbare Einzellichtquellen bestehende Beleuchtungsmodul strahlt dazu monochromatisches Licht verschiedener Wellenlängen, vorzugsweise im Bereich von 350 – 900 nm ab, die vom ophthalmologischen Untersuchungsgerät über das zu untersuchende Auge auf das ebenfalls an das ophthalmologische Untersuchungsgerät angekoppelte Bildaufnahmemodul, welches auf die Wellenlängen des vom multispektralen Beleuchtungsmoduls emittierten Lichtes abgestimmt und mit deren Leuchtdauer synchronisiert ist, abgebildet wird. Vom vorhandenen Steuer- und Sicherheitsmodul wird die zeitliche Abfolge, Dauer und Intensität der Einzellichtquellen des Beleuchtungsmoduls gesteuert und die Lichtbelastung des zu untersuchenden Auges überwacht. Die Auswerteeinheit regelt das Ansteuer- und Sicherheitsmodul und bewertet, korrigiert, verbessert, kombiniert zur Auswertung die vom Bildaufnahmemodul übermittelten Aufnahmen des Fundus.

[0036] In einer vorteilhaften Ausgestaltung werden für das Beleuchtungsmodul Einzellichtquellen verwendet, deren Ein- und Ausschaltverzögerung unter 1 ms liegt. Das bedeutet, dass sich jede Strahlung innerhalb einer Zeit kleiner 1 ms von 0 auf 100% Intensität ein und auch innerhalb dieser Zeit von 100% auf 0% Intensität wieder ausschalten lässt.

[0037] Die von den möglichst schmalbandigen Einzellichtquellen erzeugten Strahlenbündel stimmen an der Koppelstelle zum ophthalmologischen Untersuchungsgerät in Apertur und Öffnungswinkel überein und erzeugen vorzugsweise eine kreisförmige oder kreisringförmige Abbildung mit möglichst konstantem Winkelspektrum. Die optische Leistung der Einzellichtquellen sollte hierbei an der Schnittstelle mindestens 1 Milliwatt betragen.

[0038] Vom Steuer- und Sicherheitsmodul werden insbesondere nur die Einzellichtquellen mit entsprechender Dauer und Intensität angesteuert, die für die jeweilige Untersuchung erforderlich sind. Das Steuer- und Sicherheitsmodul synchronisiert das Bildaufnahmemodul mit dem Beleuchtungsmodul, so dass zu jeder Wellenlänge eine, vorzugsweise aber auch mehrere zugehörige Bilder mit optimalem Kontrast, d. h. mit möglichst hohem Signal-Rausch-Verhältnis, realisiert werden. Als Bildaufnahmemodul wird beispielsweise eine empfindliche Monochromkamera mit mittlerer Auflösung von ca. 1 Megapixel verwendet. Der Bildwandelchip der Kamera kann dabei ein Mikrolinsenarray enthalten, um eine möglichst hohe Flächenfülldichte zu erreichen.

[0039] Die zeitliche Reihenfolge der einzelnen Spektralfarben ist vorteilhaft so zu wählen, dass zeitlich zuerst die Wellenlänge emittiert wird, die die geringste Reizung des Auges, insbesondere des Pupillenreflexes, verursacht. Vorteilhaft sollte daher zunächst eine Aufnahme ohne eine Reizung im infraroten Bereich, gefolgt von einer Aufnahme im roten Bereich, bei einer geringen Reizung erfolgen. Nachdem eine Aufnahme im blauen Bereich, bei relativ geringer Reizung erfolgte, wird abschließend eine Aufnahme im grünen Bereich gemacht, bei der das Auge am empfindlichsten ist und eine maximale Reizung erfolgt.

[0040] Weiterhin ist für die Aufnahme von farbigen Fundusbildern die Intensität der einzelnen Spektralfarben

vorteilhaft an die Verteilung der Farbinformation der Retina anzupassen. Die Retina weist vor allem Rot-Anteile auf (ca. 60 ... 80%), gefolgt von Anteilen im grünen Bereich (20 ... 30%). Der Anteil von blauen Farbinformationen ist am geringsten (5 ... 15%). Vorteilhaft sollte daher die multispektrale Beleuchtung einen relativ hohen Rot-Anteil aufweisen.

[0041] Wie bereits beschrieben können als Einzellichtquellen hierbei insbesondere LEDs mit und ohne vorgeschaltete Filter oder auch Dioden-Laser verwendet werden, wobei die Einzellichtquellen so ausgewählt, dass sowohl empfindliche und hochauflösende Bilder der Retina aufgenommen, als auch durch elektronische Nachbearbeitung und Auswertung Aussagen über mögliche Erkrankungen diagnostiziert werden können.

[0042] Die Auswerteeinheit verarbeitet die vom Bildaufnahmemodul gelieferten Bilder hinsichtlich Kontrast, Bildschärfe, Farbfehler, Pixelfehler, Randabfall, Verzeichnungen, örtlichem Versatz u. ä. weiter. Dabei werden mindestens ein aber vorzugsweise mehrere Bilder bei verschiedenfarbigen Beleuchtungszuständen mit einer Belichtungszeit von einigen Millisekunden aufgezeichnet.

[0043] Insbesondere werden von der Auswerteeinheit die vom Bildaufnahmemodul gelieferten Einzelbilder hinsichtlich deren Qualität bewertet, vorhandene Bildfehler, wie beispielsweise Bildschärfe, Pixelfehler, Randabfall und Verzeichnungen korrigiert, die Qualität der Aufnahmen hinsichtlich Kontrast und Schärfe verbessert und relevante Informationen für die funktionelle Diagnostik extrahiert.

[0044] Die Bilder der Funduskamera zeigen durch eine kreisförmige Maske den Fundus des zu untersuchenden Auges. Es werden Bilder bzw. Filmsequenzen von mehreren Bildern des Augenhintergrundes aufgezeichnet und ausgewertet. Da alle Bilder der Sequenz mit dem ersten Bild verglichen werden, muss darauf geachtet werden, dass das erste Bild möglichst scharf ist und keine Bewegungsunschärfen oder Interfaceartefakte enthält. Es wird in jedem Bild ein quadratisches Teilbild mit $2^n \times 2^n$ Pixel ($n = 6 \dots 8$) aus der mittleren Bildregion ausgewählt. Das Teilbild wird für jeden Film so gewählt, dass möglichst viele scharfe Strukturen in dem Teilbild enthalten sind, weil dadurch die Genauigkeit der Korrelation verbessert wird. Die Teilbilder werden mit TB1...TBn bezeichnet. Die Kreuzkorrelationsfunktionen der Bilder der Sequenz gegen das erste Bild der Sequenz werden mit $K(TBn; TB1)$ bezeichnet. Die Kreuzkorrelationsfunktion ergibt sich dann nach:

$$F[K(TBn ; TB1)] = F[TBn] \cdot F[TB1]^*$$

$$K(TBn ; TB1) = F^{-1}[F[TBn] \cdot F[TB1]^*].$$

wobei

F der Operator für die Fouriertransformation und
 F^{-1} der Operator für die Rücktransformation ist und
 * komplex konjugiert bedeutet.

[0045] Die Größe der Teilbilder muss optimiert werden, um die Geschwindigkeit und Genauigkeit des Verfahrens zu optimieren. Die Geschwindigkeit für die Berechnung der schnellen 2-dimensionalen FFT eines $m \times m$ Pixel großen Bildes ist proportional zu:

$$m^2 \cdot \ln(m)$$

[0046] Im Ergebnis der 2-dimensionalen FFT, bei der erst von jeder Zeile und dann von jeder Spalte die FFT berechnet wird, entsteht ein 2-dimensionales Bild im Fourierraum. Die Größe m der Teilbilder muss so gewählt werden, dass sie erstens deutlich größer als die maximal zu erwartende Verschiebung der Bilder ist und zweitens eine Mindestgröße nicht unterschreitet, damit sich die durch das Pixelrauschen der Kamerabilder verursachten Fehler in der Korrelationsfunktion über die Teilbilder herausmitteln. Für die typischen Bilder vom Augenhintergrund erweisen sich $m = 64, 128$ und 256 Pixel als sinnvoll.

[0047] Als nächstes wird in der Kreuzkorrelationsfunktion der Pixel mit der maximalen Helligkeit bestimmt. Ist der Pixel mit den Koordinaten $(0, 0)$ der Hellste, so sind die beiden Bilder nicht gegeneinander verschoben. Ist ein anderer Pixel in der Korrelationsfunktion der hellste, so gibt der Abstand und die Richtung zum Koordinatenursprung die Stärke und Richtung der Verschiebung an (Korrelationsbilder werden im Ursprung periodisch in x- und y-Richtungen fortgesetzt). Die Genauigkeit der Bestimmung der Verschiebung beträgt maximal ein Pixel.

- [0048]** Von der Auswerteeinheit können die um den bestimmten Wert der Verschiebung korrigierten Bilder überlagert und farbige bzw. gemittelte monochromatische Bilder ermittelt werden.
- [0049]** Das Grundprinzip der Bildmittelung besteht darin, die Bilder gegeneinander zu korrelieren um die Bildverschiebung zwischen den Aufnahmen zu bestimmen. Mit Hilfe dieser Daten können mehrere Bilder pixelrichtig überlagert und gemittelt werden. Dadurch erhält man Bilder mit geringerem Pixelrauschen d. h. besserem Bildkontrast.
- [0050]** Im Einzelnen kann der bestimmte Wert der Verschiebung dazu genutzt werden mehrere, bei einer Farbe aufgenommene Einzelbilder ohne Fehler zu überlagern und zu mitteln, um Bilder mit einem höheren Kontrast, d. h. einem geringeren Rauschen, also mit einer höheren Dynamik zu erhalten.
- [0051]** Es ist aber auch möglich, den bestimmten Wert der Verschiebung dazu zu nutzen, bei unterschiedlichen Farben aufgenommene Einzelbilder (Farbteilbilder) ohne Fehler zu überlagern und so ein Farbbild des Fundus zu bestimmen. Dies hat den Vorteil, dass farbige LEDs mit sehr hoher spektraler Intensität eingesetzt werden können. Die Farbinformationen des Fundusbildes erhält man bei dieser Art der Messung durch die farbige Beleuchtung, anstatt durch eine Farbmaske vor dem Empfängerchip.
- [0052]** Es könnten zum Beispiel bei der Live-Fundusbeobachtung alle Teilbilder im Videotakt gemessen, gespeichert und anschließend überlagert werden. Dadurch wäre gar keine gepulste Aufnahme mit Blitzlichtquelle mehr notwendig und man würde trotzdem Bilder mit vergleichbarer oder höherer Dynamik erhalten.
- [0053]** Es zeigt sich, dass dieses Verfahren Bilder mit einer mindestens 10-fach größeren Helligkeit erzeugt, als bei der Verwendung einer Weißlichtquelle mit RGB-Kamera.
- [0054]** Eine weitere Modifikation des Verfahrensschrittes bestände darin, das die Farbteilbilder jeweils über unterschiedliche Bildzahlen gemittelt würden. Der Grund dafür liegt in den spektralen Eigenschaften des Fundus. Ein Farbbild vom Fundus trägt den Hauptteil der Informationen im roten Teilbild (weil der Augenhintergrund rötlich ist). Deshalb würde man sehr viel mehr Teilbilder im roten Farbbereich mitteln, als von den anderen Farbteilbildern. Nach der Überlagerung würde das Bild rauschärmer erscheinen und man erhält so das beste Signal/Rausch-Verhältnis in der kürzesten Messzeit.
- [0055]** Der wesentlichste Vorteil des Verfahrens besteht in der Möglichkeit die Auflösung der Bilder erheblich zu vergrößern.
- [0056]** Dazu wird ein Verfahren verwendet, das zum Stand der Technik gezählt werden kann, das aber in einem Punkt wesentlich abgeändert wird. Dieses Verfahren soll jetzt kurz beschrieben werden.
- [0057]** Als erstes nimmt man n^2 Bilder auf, die gegeneinander jeweils in der x- und unabhängig in der y-Richtung um den n-ten Teil eines Pixels verschoben sind. Die n^2 vom Bildaufnahmemodul gelieferten und um jeweils den n-ten Teil eines Pixel in x- und y-Richtung verschoben aufgenommenen Bilder werden von der Auswerteeinheit in ein n-mal so großes Bildfeld pixelweise eingeschrieben, dass jeweils n Spalten und n Zeilen für die anderen Bilder frei bleiben, d. h. die n^2 Bilder werden ineinander geschachtelt. Das in jeder Richtung n-mal so große, volle Bildfeld wird danach fouriertransformiert und durch die Fouriertransformation der Verteilung eines Korrekturbildes geteilt. Anschließend wird dieses Bild durch eine inverse Fouriertransformation zurücktransformiert und so ein Bild mit n-facher Auflösung bestimmt. Die Korrektur im Fourierraum wird nötig, da die ineinander geschachtelten Bilder mit relativ zu großen Pixeln aufgenommen wurden. Dazu werden wie beschrieben die auflösungsgesteigerten Bilder (vorzugsweise im Fourierraum) mit einem Korrekturbild entfaltet. Das Korrekturbild hat die selbe Pixelzahl wie das auflösungsgesteigerte Bild, wobei alle Pixel den Wert Null aufweisen mit Ausnahme eines quadratischen Bildbereiches mit $n \times n$ Pixeln mit den Werten $1/n^2$. Dieses Korrekturbild wird in den Fourierraum transformiert und der Betrag dieser komplexen Funktion gebildet. Das auflösungsgesteigerte Bild wird ebenfalls in den Fourierraum transformiert und durch den Betrag der Fouriertransformierten (FFT der Korrekturfunktion) geteilt. Das so berechnete Bild wird in den Ortsraum zurücktransformiert und ist jetzt einem Bild mit n-facher Auflösung mathematisch fast vollständig äquivalent.
- [0058]** Beispielsweise wird für die Verdoppelung der Auflösung ein Bild mit einer Auflösung von 1000×1000 Pixel aufgenommen. Als zweites wird das Bild auf dem Bildaufnahmemodul für eine weitere Aufnahme erst einen halben Pixel horizontal, dann einen halben Pixel vertikal, danach einen halben Pixel horizontal zurück und danach einen halben Pixel vertikal zurück verschoben. Wenn man die vier so erhaltenen Bilder ineinander schachtelt erhält man ein Bild mit doppelter Auflösung in beiden Richtungen. Allerdings sind die Pixel mit denen

das Gesamtbild mit doppelter Auflösung aufgenommen wurde, doppelt so groß als sie sein müssten, so dass das Bild zwar die doppelte Auflösung hat, aber die Schärfe des Bildes schlechter ist, als die eines Bildes einer Kamera mit 4 Megapixel. Dieses Problem kann behoben werden, wenn das geschachtelte Bild im Fourierraum korrigiert wird, indem das Bild fouriertransformiert und durch den komplexen Betrag der Fouriertransformation der Verteilung eines Korrekturbildes geteilt wird. Das Korrekturbild ist ein Bild mit 1000×1000 Pixel mit dem Wert Null und 2×2 Pixel mit dem Wert $1/4$. Nach der Rücktransformation des so korrigierten Bildes erhält man ein Bild mit echter doppelter Auflösung in jeder Raumrichtung.

[0059] Eine Verdreifachung der Auflösung kann dabei durch Aufnahme von 9 Bildern mit einer Verschiebung von jeweils einem Drittel Pixel erreicht werden. Höhere Auflösungserhöhungen machen meist keinen Sinn mehr, da durch die Fourierkorrektur auch das im Bild enthaltene Rauschen verstärkt wird.

[0060] Der wesentliche Unterschied zum Stand der Technik kann nun so beschrieben werden, dass die Bilder nicht aktiv gegeneinander verschoben werden, sondern es wird die Sakadenbewegung der Augen für die Bildverschiebung im Subpixelbereich ausgenutzt. Das bedeutet, dass man statistische Bildverschiebungen durch die Sakadenbewegung aufzeichnet. Man muss dann nicht mehr die Bildverschiebungen mit Subpixelgenauigkeit einstellen, sondern nur noch die Bildverschiebung durch eine Korrelation mit Subpixelgenauigkeit berechnen.

[0061] Die Korrelationsauflösung kann erheblich vergrößert werden, wenn der Peak im Korrelationsbild, der meist mehrere Pixel in jede Richtung breit ist, durch eine Funktion, wie beispielsweise eine Parabel mit variabler Breite und Scheitelpunktslage angenähert wird. So kann die Lage des Maximums der Korrelationsfunktion und damit auch der relativen Bildverschiebung gegen das erste Bild mit Subpixelgenauigkeit bestimmt werden und genau das ermöglicht die Anwendung der eben beschriebenen Algorithmen zur Auflösungserhöhung.

[0062] Im einzelnen wird dazu von der Auswerteeinheit die Verschiebung der vom Bildaufnahmemodul gelieferten Bilder im Subpixelbereich ermittelt, indem das hellste Pixel des Korrelationsbildes und seine beiden nächsten Nachbarn in x-Richtung bestimmt und das Gleichungssystem

$$y_1 = A \cdot (x_1 - x_0)^2 + B$$

$$y_2 = A \cdot (x_2 - x_0)^2 + B$$

$$y_3 = A \cdot (x_3 - x_0)^2 + B$$

gelöst, der Wert der ermittelten Verschiebung in den ganzzahligen Teil und den Subpixelrest zerlegt und die Bilder so verschoben werden, dass der ganze Anteil der ermittelten Verschiebung kompensiert wird, wobei sich dieser Ablauf für die y-Richtung noch einmal wiederholt.

[0063] Zur Verdoppelung der Auflösung werden von der Auswerteeinheit die vom Bildaufnahmemodul gelieferten und um jeweils den ganzzahligen Teil in x- und y-Richtung verschoben aufgenommenen Bilder, in ein doppelt so großes Bildfeld pixelweise so eingeschrieben, dass die Werte mit geradzahligem Pixelindex das Teilbild 1 und die mit ungeradzahligem Pixelindex das Teilbild 2 bilden und für jedes Teilbild eine auf Null gesetzte Zählvariable zugeordnet ist, wobei ein Bild dessen Subpixelrest der Verschiebung zum Referenzbild zwischen 0.25 und 0.75 liegt zum Teilbild 1 addiert und die entsprechende Zählvariable um 1 erhöht wird, ein Bild dessen Subpixelrest der Verschiebung zum Referenzbild zwischen 0 und 0,25 oder 0,75 und 1 liegt zum Teilbild 2 addiert und die entsprechende Zählvariable um 1 erhöht wird, sich diese Prozedur für alle Bilder und äquivalent für die y-Richtung wiederholt und durch Division der Teilbilder durch die zugehörigen Zählvariablen ein Bild mit doppelter Auflösung entsteht.

[0064] Im Einzelnen müssen dazu die Verschiebungen der Bilder gegeneinander mit Subpixelgenauigkeit bestimmt werden. Dazu wird als erstes ein Masterteilbild ausgewählt, gegen das alle Einzelbilder gekreuzkorreliert werden.

[0065] Als nächster Schritt werden an den hellsten Pixel und seine nächsten beiden Nachbarn in x- und in y-Richtung der Korrelationsfunktion zwei Parabeln angepasst, indem das bereits genannte Gleichungssystem mit 3 Gleichungen und drei unbekanntem Parametern für die beiden Parabeln gelöst wird. Die Lage des Intensitätsmaximums gibt die Verschiebung der Bilder zum Masterbild an. Für die Berechnung des auflösungsgesteigerten Bildes wird ein neues Bild mit doppelter Auflösung in beiden Raumrichtungen angelegt, wobei jetzt 2×2 Pixel einem Pixel des Ursprungsbildes zugeordnet werden. Die Bilder der Sequenz werden um den gan-

zen Anteil der Pixelverschiebung zurückgeschoben. Damit sind nun die Bilder in jedem Fall um weniger als ein Pixel gegen das Masterbild verschoben. Als nächstes werden die Teilbilder zu dem Bild mit doppelter Auflösung addiert. Zu welchem der 4 Unterbilder die Teilbilder addiert werden, hängt von der Größe der Subpixelverschiebung ab. Die Subpixelverschiebung wird in Intervalle eingeteilt und jedes Intervall einem Unterbild zugeordnet. Die so addierten Unterbilder werden durch die jeweilige Anzahl an Bildern geteilt, um sie arithmetisch zu mitteln.

[0066] Durch diese Prozessschritte erhält man ein Bild mit der doppelten Auflösung. Dieses Bild unterscheidet sich aber von einem Bild, das mit einem doppelt so aufgelösten Kamerachip aufgenommen wurde. Da die Kamerapixel ja eine Größe haben, die der einfachen Auflösung entspricht, ist es zwar möglich durch mehrfaches sampeln mit Subpixelverschiebungen mehr Datenpunkte zu akquirieren. Durch die relativ zu großen Pixel der Kamera werden aber hohe Ortsfrequenzen im auflösungsgesteigerten Bild unterdrückt bzw. gedämpft. Dieser Effekt kann aber im Fourierraum durch einen entsprechenden inversen Filter kompensiert werden. Durch diesen Filter werden die hohen Ortsfrequenzen im Bild verstärkt. Damit erscheint das Bild schärfer aber auch verrauschter.

[0067] Der Algorithmus wird für eine Verdreifachung der Auflösung leicht abgeändert. In diesem Fall werden in jeder Richtung drei Teilbilder mit Subpixelverschiebungen in den Intervallen ($1/6 \dots 3/6$, $3/6 \dots 5/6$, $5/6 \dots 1/6$) angelegt und die Bilder nach der Größe der Subpixelverschiebung in diese Intervallklassen einsortiert.

[0068] Bei den bisher beschriebenen Verfahrensschritten ist es besonders wichtig Bilder zur weiteren Verarbeitung auszuwählen, die möglichst wenig oder keine Fehler beinhalten.

[0069] Die Größe m der Teilbilder muss so gewählt werden, dass sie erstens deutlich größer als die maximal zu erwartende Verschiebung der Bilder sind und zweitens eine Mindestgröße nicht unterschreitet, damit sich die durch das Pixelrauschen der Kamerabilder verursachten Fehler in der Korrelationsfunktion über die Teilbilder herausmitteln. Aus einer ungünstigen Wahl der Teilbilder können zusätzliche Fehler resultieren.

[0070] Treten beispielsweise starke Helligkeitsschwankungen an den Rändern der für die Berechnung der Korrelationsfunktion ausgewählten Teilbilder auf, so können Artefakte in der Kreuzkorrelationsfunktion verursacht werden. [Fig. 2](#) zeigt dazu einen ungünstig gewähltes Teilbild und das Ergebnis der resultierenden Korrelationsfunktion. Der hellste Pixel ist hierbei nicht zu ermitteln. Diese Artefakte können jedoch durch die Wahl eines geeigneten Teilbildes vermieden werden. Dazu zeigt [Fig. 3](#) ein geeignetes Teilbild mit dem Ergebnis der resultierenden Korrelationsfunktion. Aus diesem Grund ist für alle weiteren Auswertungen darauf zu achten, dass für die Teilbilder möglichst günstige Teilbilder ausgeschnitten werden.

[0071] Insbesondere sollte dafür ein Bereich aus dem Fundusbild ausgewählt werden, in dem klar in x- und y-Richtung strukturierte Bildelemente, wie Adern, Ablagerungen o. ä. vorkommen. Außerdem ist darauf zu achten, dass die Teilbilder entweder relativ gleichmäßig ausgeleuchtet sind oder dass die Helligkeit am Rand des Bildbereiches nicht stark variieren. Aus diesem Grund wurden bei den Angiographieaufnahmen, bei denen die Adern als helle Strukturen zu erkennen sind, ein Teilbild um die helle Papille des Auges ausgewählt.

[0072] Aus der Korrelationsfunktion zwischen Masterbild und einem Sequenzbild soll die für die Entwackelung wichtige Verschiebung mit Subpixelgenauigkeit bestimmt werden. Die Genauigkeit ist dabei um so höher, je schmaler und heller der Korrelationspeak ist. Deshalb muss ein möglichst wenig interlacetes und unscharfes Bild ausgewählt werden. Für die Berechnung des gemittelten und/oder auflösungsgesteigerten Bildes ist es auch sehr wichtig, unscharfe oder interlacete Bilder auszusortieren, da diese das Endbild der Algorithmen verschlechtern (verwaschen).

[0073] Ziel ist es deshalb einen Algorithmus für das Aussortieren der unscharfen bzw. interlaceten Bilder zu verwenden, der die ungeeigneten Bilder möglichst automatisch und schnell erkennt. Daher wurde versucht für die Ableitung der Messgröße für die Stärke der Bildschärfe und die Interlacefehler auf bereits berechnete Größen der Bilder zurückzugreifen.

[0074] Von der Auswerteeinheit werden die vom Bildaufnahmemodul gelieferten Bilder auf Interfacefehler untersucht, indem die 2 dimensionale Fouriertransformierte gebildet, der Ort der höchsten Ortsfrequenzen ermittelt (Summe der Pixelwerte der mittlere Zeile bzw. der mittleren Spalte des 2-dimensionalen Fourierbildes) und die beiden Werte dividiert werden. Bilder deren Quotient dieser beiden Größen deutlich von 1 abweicht, beinhalten Interfacefehler und werden nicht weiterverarbeitet.

[0075] Bei einer sogenannten Interlaced-Kamera werden 2 Halbbilder mit jeweils allen geraden Zeilen und einen Takt später allen ungeraden Zeilen ausgelesen. Die Zeit zwischen den Auslesevorgängen der beiden Halbbilder beträgt ca. 20 ms. In dieser Zeit kann sich das Bild des Fundus auf der Kamera verschieben, was zur Folge hat, dass die beiden Kamerahalbbilder gegeneinander verschoben sein können. Diese Verschiebung der beiden Halbbilder führt zu Bildfehlern bei der Bildmittelung und Auflösungssteigerung.

[0076] Da die beiden Halbbilder in beiden Richtungen gegeneinander verschoben sein können, ist es prinzipiell nicht möglich, die Interface-Fehler rechnerisch zu kompensieren. Um zu verhindern, dass Bilder mit diesen Artefakten von den Algorithmen zur Auflösungssteigerung verarbeitet werden und dadurch das Endbild verwaschen, müssen die entsprechenden Bilder sicher aussortiert werden.

[0077] Dies kann beispielsweise erfolgen, indem für die Berechnung der Korrelation ein Bildbereich ausgeschnitten und mit den Algorithmen der schnellen FFT in den Frequenzraum transformiert wird. Die Interfacefehler werden durch Bewegungen während der sequenzielle Aufnahme der Halbbilder mit geradem und ungeradem Zeilenindex verursacht. Diese Fehler führen zu typischen „ausgefranst“ vertikalen Kanten im Bild. Dadurch werden im Frequenzspektrum der Bildspalten die Frequenzkomponenten mit der höchsten Ortsfrequenz erhöht.

[0078] Diese Erhöhung ist aber im Frequenzspektrum der Zeilen nicht zu erkennen. Daher wird vom Bild (x_i, y_j) die 2-dimensionale FFT berechnet.

$$FFT_{Bild}(vx_i, vy_j)$$

mit

i, j 0 ... 256,
 x Zeilenkoordinate und
 y Spaltenkoordinate.

[0079] Von diesem Bild werden folgende zwei Größen abgeleitet:

$$S_{vx} = \sum_{\forall i} FFT_{Bild}(vx_i, vy_{127}) \quad S_{vy} = \sum_{\forall j} FFT_{Bild}(vx_{127}, vy_j)$$

[0080] Ist das Bild in x- und y- Richtung ähnlich strukturiert und treten keine Interlaceartefakte auf, so sollte der Quotient S_{vy}/S_{vx} nahe 1 liegen. Treten Interlaceartefakte auf, so wird sich der Quotient erhöhen. Für das Aussortieren der interlaceden Bilder hat sich folgende Schwelle als sinnvoll erwiesen:

$$\frac{S_{vy} - S_{vx} / 2}{S_{vx} / 2} < 4 \text{ Bilder sind nicht interlaced}$$

$$> 4 \text{ Bilder sind interlaced}$$

[0081] Diese Berechnung wird für das Masterbild und jedes Einzelbild der Sequenz empfohlen, wenn die Bilder vollautomatisch bearbeitet werden sollen.

[0082] Das Aussortieren von unscharfen Bildern ist deutlich schwieriger, da keine absolute Schwelle wie bei den Interlacefehlern definiert werden kann. Eine relative Wertung der Schärfe der einzelnen Bilder der Sequenz kann wie folgt realisiert werden. Es wird die Korrelationsfunktion aus Masterbild und Einzelbild berechnet. Der hellste Pixel dieser Funktion und seine nächsten beiden Nachbarn in x-Richtung werden durch eine Parabel mit der Gleichung

$$y = A \cdot (x - x_0)^2 + B$$

und den drei zu bestimmenden Parametern A, x_0 und B angenähert. Die Größe x_0 ist die gesuchte Verschiebung der beiden Bilder mit Subpixelgenauigkeit. Die Größe A ist ein Maß für die Breite der Kreuzkorrelationsfunktion zwischen Master- und Einzelbild und damit bei festem Masterbild ein relatives Maß für die Schärfe des Einzelbildes. Diese Rechnung wird für die y-Richtung wiederholt. Überschreitet einer der beiden Parameter A_x , A_y eine bestimmte angepasste Schwelle, so wird das Bild als zu unscharf aussortiert. Die Berechnung der Größen A_x , A_y erfordert keine wesentlich zusätzliche Rechenzeit, da sie bei der Bestimmung von x_0 als Zusatzergebnis anfällt.

[0083] Um das schärfste Bild aus einer Sequenz als Masterbild auszuwählen, kann der beschriebene Algo-

rithmus für die Autokorrelationsfunktion der Einzelbilder durchgeführt werden. Das schärfste Bild ist das Bild mit den kleinsten A-Parametern. Im Gegensatz zur Bestimmung der Schärfe der Einzelbilder bei der Korrelation gegen das Masterbild verursacht diese Rechnung aber erheblichen rechnerischen Mehraufwand.

[0084] Mit der erfindungsgemäßen Einrichtung und dem Verfahren zur Beobachtung, Dokumentation und/oder Diagnose des Augenhintergrundes wird eine Lösung zur Verfügung gestellt, die eine sequentielle, multispektrale Beleuchtung der Retina, bei hohen Bildwinkeln ermöglicht und die Lichtbelastung des zu untersuchenden Auges auf ein Minimum reduziert, indem nur mit den Wellenlängen angeregt wird, die auch der Auswertung dienen.

[0085] Das multispektrale, sequentielle, auf monochromatischen LEDs basierende Beleuchtungsmodul ermöglicht eine spektral schmal einstellbare und schnell schaltbare Beleuchtung des zu untersuchenden Objektes. Durch Überlagerung sequentieller Bilder, einer monochromen, empfindlichen, hochauflösenden Kamera ist es durch elektronische Nachbearbeitung möglich, sowohl Fluoreszenz, Monochrom- und Farbaufnahmen aufzuzeichnen als auch eine diagnostische Auswertung, bei geringst möglicher retinaler Strahlenbelastung durchzuführen.

[0086] Vorteilhaft ist dabei die Verwendung nur einer einzigen, monochromatischen Digitalkamera. Außer bei Fluoreszenz-Aufnahmen, bei dem ein Filter in den Beobachtungsstrahlengang eingeschwenkt wird, kann dann auf sämtliche mechanisch bewegten Teile wie Filter und Shutter verzichtet werden.

Patentansprüche

1. Einrichtung zur Beobachtung, Dokumentation und/oder Diagnose des Augenhintergrundes, bestehend aus einem ophthalmologischen Untersuchungsgerät, einem multispektralen, sequentiellen Beleuchtungsmodul (1), einem Bildaufnahmemodul (4), einem Steuer- und Sicherheitsmodul (5) und einer Auswerteeinheit (7), bei der das an das ophthalmologische Untersuchungsgerät angekoppelte Beleuchtungsmodul (1) aus mindestens zwei, in Intensität und Dauer einzeln regelbaren Einzellichtquellen (6.1, 6.2) besteht, von denen monochromatisches Licht verschiedener Wellenlängen abgestrahlt wird, vom ophthalmologischen Untersuchungsgerät das vom Beleuchtungsmodul (1) kommende Licht über das zu untersuchende Auge (3) auf dem Bildaufnahmemodul (4) abgebildet wird das ebenfalls an das ophthalmologische Untersuchungsgerät angekoppelte Bildaufnahmemodul (4) auf die Wellenlängen des vom Beleuchtungsmodul (1) emittierten Lichtes abgestimmt und mit deren Leuchtdauer synchronisiert ist, wobei vom Steuer- und Sicherheitsmodul (5) die zeitliche Abfolge, Dauer und Intensität der einzelnen Lichtquellen (6.1, 6.2) des Beleuchtungsmoduls (5) gesteuert und die Lichtbelastung überwacht wird und von der Auswerteeinheit (7) das Ansteuer- und Sicherheitsmodul (5) geregelt und die vom Bildaufnahmemodul (4) übermittelten Aufnahmen des Fundus bewertet, korrigiert, verbessert, kombiniert, ortsgenau überlagert und ausgewertet werden.

2. Einrichtung nach Anspruch 1, bei der das Beleuchtungsmodul (1) vorzugsweise monochromatische Strahlung im transparenten Bereich okulärer Medien von 350 – 900 nm und 1000 – 1150 nm abstrahlt, wobei die Einzellichtquellen (6.1, 6.2) eine spektrale Halbwertsbreite von unter 40 nm aufweisen.

3. Einrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 1 und 2, bei der für das Beleuchtungsmodul (1) Einzellichtquellen (6.1, 6.2) verwendet werden, deren Ein- und Ausschaltverzögerung unter 1 ms liegt.

4. Einrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 1 bis 3, bei der die von den Einzellichtquellen (6.1, 6.2) erzeugten Strahlenbündel an der Koppelstelle zum ophthalmologischen Untersuchungsgerät in Apertur und Öffnungswinkel übereinstimmen und dort eine Abbildung mit möglichst konstantem Winkelspektrum erzeugen.

5. Einrichtung nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei der vom Steuer- und Sicherheitsmodul (5) nur die Einzellichtquellen (6.1, 6.2) mit entsprechender Dauer und Intensität angesteuert werden, die für das jeweilige Bild erforderlich sind.

6. Einrichtung nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei der vom Steuer- und Sicherheitsmodul (5) die Einzellichtquellen (6.1, 6.2) in der Reihenfolge der von ihnen hervorgerufenen Höhe der Reizung des Auges (3) angesteuert werden, beginnend mit der Einzellichtquelle (6.1, 6.2), die die geringste Reizung hervorruft.

7. Einrichtung nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei der vom Steuer- und Sicherheits-

modul (5) Dauer und Intensität der Einzellichtquellen (6.1, 6.2) an die Verteilung der Farbinformation des abzulichtenden Objektes angepasst wird.

8. Einrichtung nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei der vom Steuer- und Sicherheitsmodul (5) das Bildaufnahmemodul (4) synchron zum Beleuchtungsmodul (1) gesteuert wird, dass zu jeder Wellenlänge eine, oder vorzugsweise auch mehrere zugehörige Bilder mit optimalem Kontrast realisiert werden.

9. Einrichtung nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei der das Bildaufnahmemodul (4) eine empfindliche Monochromkamera enthält, deren Bildwandelchip ein Mikrolinsen-Array vorgeordnet ist.

10. Einrichtung nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei der von der Auswerteeinheit (7) die vom Bildaufnahmemodul (4) gelieferten Bilder hinsichtlich Kontrast, Bildschärfe, Farbfehler, Pixelfehler, Randabfall, Verzeichnungen, örtlichem Versatz u. ä. weiterverarbeitet werden.

11. Einrichtung nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei der von der Auswerteeinheit (7) aus mehreren vom Bildaufnahmemodul (4) gelieferten monochromatischen Bildern ein gemittelttes Bild oder ein farbiges Bild des Fundus ermittelt wird.

12. Einrichtung nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei der von der Auswerteeinheit (7) aus mehreren vom Bildaufnahmemodul (1) gelieferten Einzelbildern ein Bild mit einer n-fach größeren Auflösung in jeder Raumrichtung berechnet wird.

13. Einrichtung nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei der das ophthalmologische Untersuchungsgerät eine Funduskamera (2) ist, die nach dem mydriatischen oder non-mydriatischen Prinzip arbeitet.

14. Verfahren zur Beobachtung, Dokumentation und/oder Diagnose des Augenhintergrundes, bei dem mit Hilfe eines ophthalmologischen Untersuchungsgerätes das Licht eines multispektralen, sequentiellen Beleuchtungsmoduls (1) über das Auge (3) auf ein Bildaufnahmemodul (4) abgebildet wird, wobei das an das ophthalmologische Untersuchungsgerät angekoppelte, aus mindestens zwei, in Intensität und Dauer einzeln regelbare Einzellichtquellen (6.1, 6.2) bestehende Beleuchtungsmodul (1), monochromatisches Licht verschiedener Wellenlängen abstrahlt, welches vom ophthalmologischen Untersuchungsgerät über das zu untersuchende Auge (3) auf dem ebenfalls an das ophthalmologische Untersuchungsgerät angekoppelte Bildaufnahmemodul (4), welches auf die Wellenlängen des vom Beleuchtungsmodul emittierten Lichtes abgestimmt und mit deren Leuchtdauer synchronisiert ist, abgebildet wird, und bei dem vom Steuer- und Sicherheitsmodul (5) die zeitliche Abfolge, Dauer und Intensität der Einzellichtquellen (6.1, 6.2) des Beleuchtungsmoduls (1) gesteuert und die Lichtbelastung des zu untersuchenden Auges (3) überwacht und von der Auswerteeinheit (7) das Ansteuer- und Sicherheitsmodul (5) geregelt und die vom Bildaufnahmemodul (4) übermittelten Bilder des Fundus bewertet, korrigiert, verbessert, kombiniert, ortsgenau überlagert und ausgewertet werden.

15. Verfahren nach Anspruch 14, bei dem vom Beleuchtungsmodul (1) vorzugsweise monochromatische Strahlung im transparenten Bereich okulärer Medien von 350 – 900 nm und 1000 – 1150 nm abstrahlt wird, wobei die Einzellichtquellen eine spektrale Halbwertsbreite von unter 40 nm aufweisen.

16. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 14 und 15, bei dem die Einzellichtquellen (6.1, 6.2) des Beleuchtungsmoduls (1) eine Ein- und Ausschaltverzögerung von unter 1 ms aufweisen.

17. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 14 bis 16, bei dem die Einzellichtquellen (6.1, 6.2) Strahlenbündel erzeugen, die an der Koppelstelle zum ophthalmologischen Untersuchungsgerät in Apertur und Öffnungswinkel übereinstimmen und dort vorzugsweise eine kreisförmige oder kreisringförmige Abbildung mit möglichst konstantem Winkelspektrum erzeugen.

18. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 14 bis 17, bei dem die Steuer- und Sicherheitsmodul (5) nur die Einzellichtquellen (6.1, 6.2) mit entsprechender Dauer und Intensität ansteuert, die für die jeweiligen Bilder des Fundus erforderlich sind.

19. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 14 bis 18, bei dem das Steuer- und Sicherheitsmodul (5) die Einzellichtquellen (6.1, 6.2) in der Reihenfolge der von ihnen hervorgerufenen Höhe der Reizung des Auges (3) ansteuert, beginnend mit der Einzellichtquelle (6.1, 6.2), die die geringste Reizung hervorruft.

20. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 14 bis 19, bei dem das Steuer- und Sicherheitsmodul (4) Dauer und Intensität der Einzellichtquellen (6.1, 6.2) an die Verteilung der Farbinformation des abzulichtenden Objektes angepasst.

21. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 14 bis 20, bei dem die Steuer- und Sicherheitsmodul (5) das Bildaufnahmemodul (4) synchron zum multispektralen Beleuchtungsmodul (1) steuert, so dass zu jeder Wellenlänge eine, oder vorzugsweise auch mehrere zugehörige Bilder mit optimalem Kontrast realisiert werden.

22. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 14 bis 21, bei dem das Bildaufnahmemodul (4) eine empfindliche Monochromkamera enthält, deren Bildwandelchip ein Mikrolinsen-Array vorgeordnet ist.

23. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 14 bis 22, bei dem die Auswerteeinheit (7) die vom Bildaufnahmemodul (4) gelieferten Bilder hinsichtlich Kontrast, Bildschärfe, Farbfehler, Pixelfehler, Randabfall, Verzeichnungen, örtlichem Versatz u. ä. weiterverarbeitet.

24. Verfahren nach Anspruch 23, bei dem die Auswerteeinheit (7) aus mehreren vom Bildaufnahmemodul (4) gelieferten monochromatischen Bildern ein gemittelttes Bild oder ein farbiges Bild des Fundus ermittelt.

25. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 23 bis 24, bei der von der Auswerteeinheit (7) aus mehreren vom Bildaufnahmemodul (4) gelieferten Einzelbildern ein Bild mit einer n-fach größeren Auflösung in jeder Raumrichtung berechnet wird.

26. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 23 bis 25, bei dem die Auswerteeinheit (7) die Verschiebung der vom Bildaufnahmemodul (4) gelieferten Bilder durch Anwendung eines Korrelationsalgorithmus aus Ausschnitten der Bilder bestimmt.

27. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 23 bis 26, bei dem die Auswerteeinheit (7) die um den bestimmten Wert der Verschiebung korrigierten Bilder überlagert und ein farbiges bzw. ein gemittelttes monochromatisches Bild ermittelt.

28. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 23 bis 27, bei dem die Auswerteeinheit (7) die Verschiebung der vom Bildaufnahmemodul (4) gelieferten Bilder im Subpixelbereich ermittelt, indem das hellste Pixel eines Bildes und seine beiden nächsten Nachbarn in x-Richtung bestimmt und das Gleichungssystem

$$y_1 = A \cdot (x_1 - x_0)^2 + B$$

$$y_2 = A \cdot (x_2 - x_0)^2 + B$$

$$y_3 = A \cdot (x_3 - x_0)^2 + B$$

gelöst, der Wert der ermittelten Verschiebung in den ganzzahligen Teil und den Subpixelrest zerlegt und die Bilder so verschoben werden, dass der ganze Anteil der ermittelten Verschiebung kompensiert wird, wobei sich dieser Ablauf für die y-Richtung noch einmal wiederholt.

29. Verfahren nach Anspruch 28, bei dem die Auswerteeinheit (7) mehrere Bilder nach der Größe ihrer Subpixelverschiebungswerten in jeder Raumrichtung in n gleichbreite Intervallklassen einteilt, danach alle Bilder in einer Intervallklasse arithmetisch mittelt, die so entstehenden n^2 Unterbilder in ein n-mal so großes Bildfeld pixelweise so ineinander geschachtelt einschreibt, dass jeweils n Spalten und n Zeilen für die anderen Bilder frei bleiben, das n-mal so große, auflösungsgesteigerte Bild danach fouriertransformiert, durch den komplexen Betrag der Fouriertransformation der Verteilung eines Korrekturbildes teilt, das erhaltene Bild invers fouriertransformiert und so ein Bild mit n-facher Auflösung bestimmt, wobei das Korrekturbild die gleiche Auflösung hat wie das auflösungsgesteigerte Bild und alle Pixel des Korrekturbildes den Wert 0 haben mit Ausnahme eines Quadrates mit n·n Pixel mit den Werten $1/n^2$.

30. Verfahren nach Anspruch 29, bei dem die Auswerteeinheit die vom Bildaufnahmemodul (4) gelieferten und um jeweils den ganzzahligen Teil in x- und y-Richtung verschoben aufgenommenen Bilder, in ein doppelt so großes Bildfeld pixelweise so einschreibt, dass die Werte mit geradzahligem Pixelindex das Teilbild 1 und die mit ungeradzahligem Pixelindex das Teilbild 2 bilden und für jedes Teilbild eine auf Null gesetzte Zählvariable zugeordnet ist, wobei ein Bild dessen Subpixelrest der Verschiebung zum Referenzbild zwischen 0.25 und

0,75 liegt zum Teilbild 1 addiert und die entsprechende Zählvariable um 1 erhöht wird, ein Bild dessen Subpixelrest der Verschiebung zum Referenzbild zwischen 0 und 0,25 oder 0,75 und 1 liegt zum Teilbild 2 addiert und die entsprechende Zählvariable um 1 erhöht wird, sich diese Prozedur für alle Bilder und äquivalent für die y-Richtung wiederholt und durch Division der Teilbilder durch die zugehörigen Zählvariablen ein Bild mit doppelter Auflösung entsteht.

31. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 23 bis 30, bei dem die Auswerteeinheit (7) die vom Bildaufnahmemodul (4) gelieferten Bilder auf Interlacefehler untersucht, indem die Fouriertransformierte der gemittelten Zeilen und der gemittelten Spalten gebildet wird, in beiden Funktionen der Ort der höchsten Ortsfrequenz ermittelt und die beiden Werte dividiert werden, Bilder deren Quotient deutlich von 1 abweicht beinhalten Interlacefehler und werden nicht weiterverarbeitet.

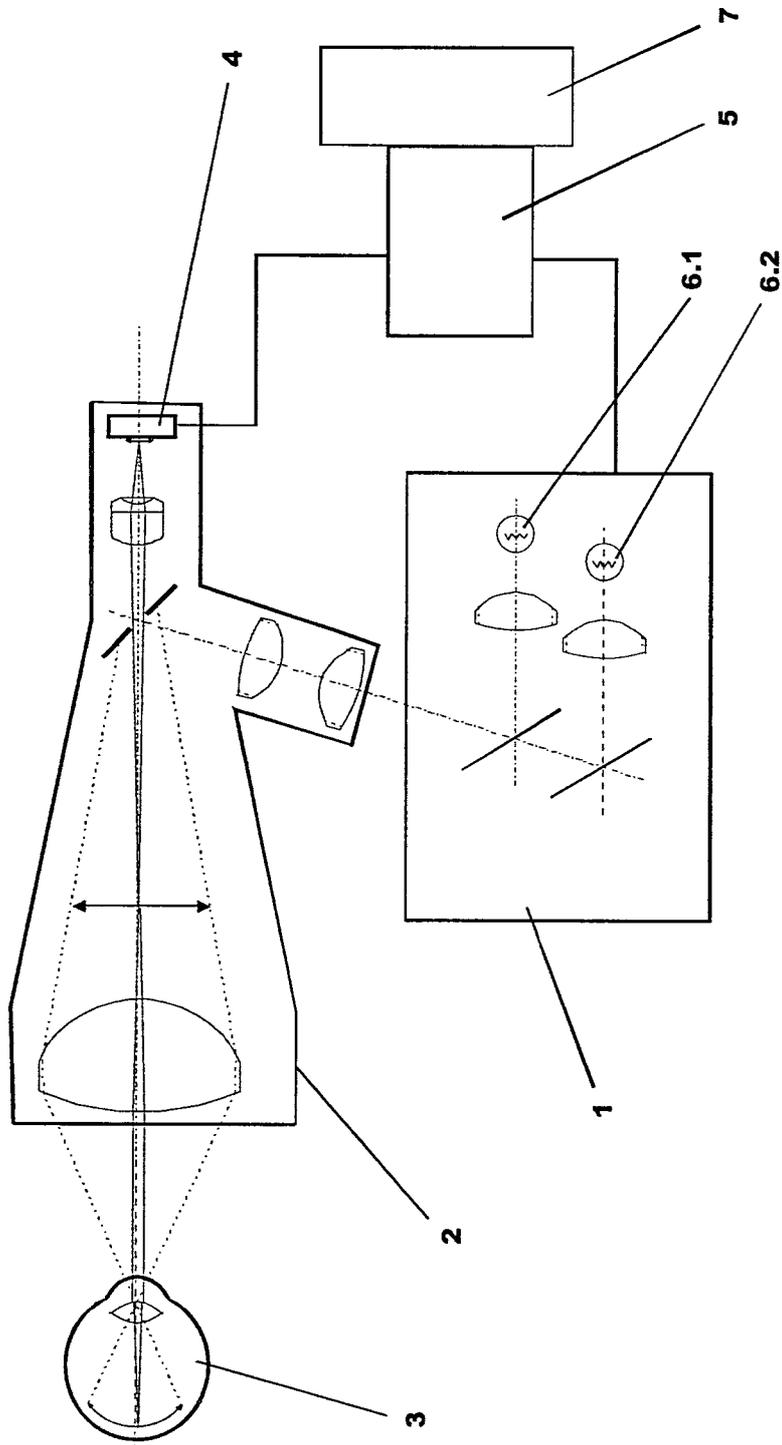
32. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 23 bis 31, bei dem die Auswerteeinheit (7) vom Bildaufnahmemodul (4) gelieferten unscharfe Bilder erkennt, indem das hellste Pixel eines Bildes und seine beiden nächsten Nachbarn in x-Richtung bestimmt und durch eine Parabel mit der Gleichung

$$y = A \cdot (x - x_0)^2 + B$$

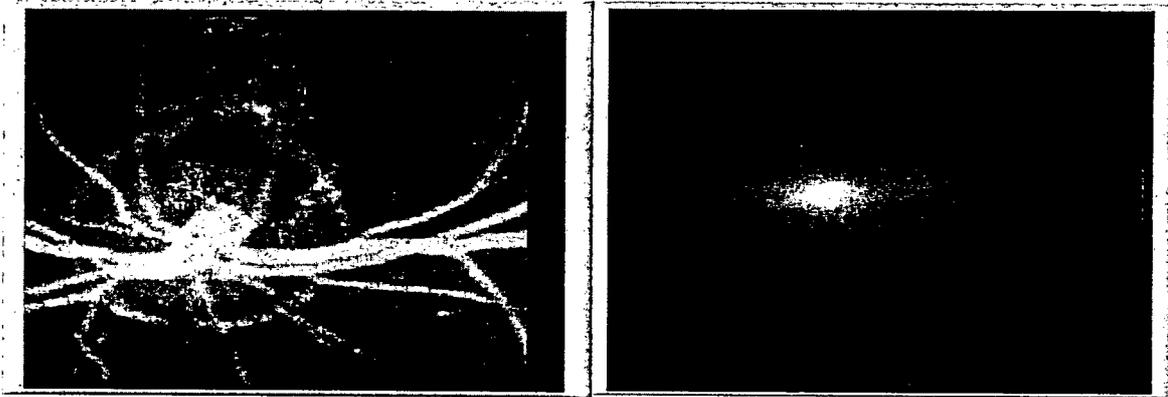
angenähert wird und aussondert, wenn der Wert A einen Grenzwert überschreitet, wobei sich dieser Ablauf für die y-Richtung noch einmal wiederholt.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

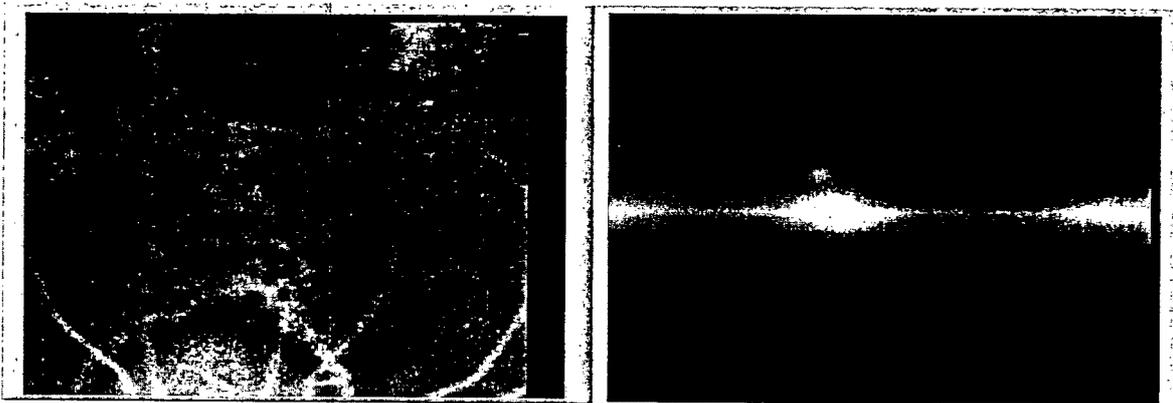
Anhängende Zeichnungen



Figur 1



Figur 2



Figur 3