



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 693 32 802 T2 2004.01.29**

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 673 532 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **693 32 802.9**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US93/12006**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **94 903 568.7**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 94/014137**

(86) PCT-Anmeldetag: **10.12.1993**

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: **23.06.1994**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **27.09.1995**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **26.03.2003**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **29.01.2004**

(51) Int Cl.7: **G06K 9/00**

G06K 9/20, G01N 33/48, G06F 15/00,

G02B 21/00

(30) Unionspriorität:

990030 14.12.1992 US

(73) Patentinhaber:

Gravelly Research Corp., Raleigh, N.C., US

(74) Vertreter:

**Riebling, P., Dipl.-Ing. Dr.-Ing., Pat.-Anw., 88131
Lindau**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

**AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LI, LU,
MC, NL, PT, SE**

(72) Erfinder:

GRAVELY, T., Benjamin, Raleigh, US

(54) Bezeichnung: **BILDAUFNAHMESYSTEM**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

- [0001] Diese Erfindung bezieht sich allgemein auf den Bereich von Bildaufnahmesystemen, die in der Mikroskopie eingesetzt werden und insbesondere auf eine elektro-optische Bildaufnahmevorrichtung, die dazu ausgebildet ist, in Kombination mit einem optischen System eingesetzt zu werden, wie beispielsweise einem herkömmlichen Mikroskop, das ein Videoabbild anzeigt in Echtzeit, dreifarbig und beugungsbegrenzt, welche in der Transmissions- (Durchlicht-) und Reflexions- (Auflicht-) Mikroskopie eingesetzt werden kann.
- [0002] Es ist bekannt, die Videotechnik auf die Abbildung von Mikroskop-Proben anzuwenden. Videokameras, Laserscanner und Lichtpunktscanner wurden alle bereits in der Mikroskopie angewendet.
- [0003] Beispielsweise wurden Lichtpunktscanner basierend auf der Technologie der Kathodenstrahlröhren (CRT) bei Mikroskopen Mitte der 50er Jahre angewendet und der „Hematrak“, gefertigt durch die Geometric Data Corporation, wurde von der Mitte der 70er Jahre bis zur Mitte der 80er Jahre zur spezifischen Aufgabe der Automatisierung des Testens von Blutobjektträgern in Krankenhäusern hergestellt. Das System setzte eine einzige optische Vergrößerung ein und wurde bei oder unter einer Standard-TV-Übertragungsaufösung betrieben, welche ungefähr 450×350 Pixel von Informationen im Sichtfeld ist.
- [0004] Während der Hematrak generell geeignet genug arbeitete um Blutzellen zu überprüfen, verursachte sein Mangel bei der Nutzung als Mikroskop mit breiter Anwendung seine weitere Verwendung. Weiterhin arbeitete er bei einer festen Vergrößerung und war eine kostenintensive Vorrichtung.
- [0005] Ein Scanner diesen Typs ist in der US-A-3,827,804 offenbart.
- [0006] Die vorliegende Erfindung ist auf ein Bildaufnahmesystem gerichtet und auf ein Verfahren zur Abbildung des allgemeinen Typs, offenbart in der US-A-3,827,804 und, wie definiert, jeweils in den Oberbegriffen der Ansprüche 1 und 13.
- [0007] Eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein scannendes Bildaufnahmesystem bereitzustellen, welches unter der Beugungsgrenze der Optiken arbeitet, mit welchen es verbunden ist, und ist daher ein Bildaufnahmesystem, welches an den obersten Grenzen der Auflösung arbeitet.
- [0008] Eine andere Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein scannendes Bildaufnahmesystem zu liefern, welches ein Ausgangssignal zur Anzeige auf einem Videoanzeige-Endgerät liefert.
- [0009] Gemäß der vorliegenden Erfindung wird ein Bildaufnahmesystem und ein Verfahren zur Abbildung bereitgestellt, wie jeweils in den Ansprüchen 1 und 13 definiert.
- [0010] Das Bildaufnahmesystem nach der Ausführungsform der Erfindung ist charakterisiert durch seine Fähigkeit, ein beugungsbegrenztes Ausgangssignal zu erzeugen, in Abhängigkeit einer Probe, die auf einer Probenebene positioniert ist. Das Bildaufnahmesystem beinhaltet eine Kathodenstrahlröhre, Abbildungsmittel beinhaltend ein optisches Linsensystem, beispielsweise ein herkömmliches Mikroskop-Linsensystem, beinhaltend eine Objektivlinse, und Mittel zur Abtastung. Die Kathodenstrahlröhre beinhaltet ein Punktscannermittel zur Erzeugung eines leuchtenden Punktes, welcher in einem Rastermuster scannt. Das Rastermuster ist aus einer vorbestimmten Anzahl von horizontalen Linien zusammengesetzt, welche vertikal über einen vorgegebenen und gleichen Abstand voneinander beabstandet sind. Ein leuchtender Punkt scannt korrespondierend in dem Rastermuster, wobei der Punkt in einer Objektebene positioniert ist. Die Objektebene und insbesondere der Objektebenen-Punkt wird durch das optische Linsensystem auf der Probenebene verkleinert. Die Größe des Objektebenen-Punktes und der (reziprok des) Vergrößerungsfaktor des optischen Linsensystems sind derart, dass das Abbild des Punktes auf der Probenebene die kleinste beugungsbegrenzte Größe ist, wie durch die Objektivlinse des optischen Linsensystems festgelegt.
- [0011] Das Bildaufnahmesystem gemäß der Ausführung der Erfindung ist dazu fähig, unter einer Reihe von Vergrößerungsleistungen zu arbeiten und beinhaltet die Fähigkeit, Teile des Sichtfeldes zu verstärken oder zu unterdrücken. Das System ist dazu fähig, eine Vergrößerungs-Zoom-Eigenschaft einzuschließen und ist zuverlässig und kostengünstig.
- [0012] Es wird nun Bezug genommen auf die beiliegenden Zeichnungen, in welchen:
- [0013] **Fig. 1a** stellt schematisch ein herkömmliches optisches Bildaufnahmesystem dar, wie beispielsweise ein zusammengesetztes Mikroskop;
- [0014] **Fig. 1b** stellt schematisch ein Bildaufnahmesystem dar, gemäß der Ausführungsform der vorliegenden Erfindung;
- [0015] **Fig. 2** stellt schematisch eine Kathodenstrahlröhre (CRT) dar, zum Einsatz in dem System, welches durch die vorliegende Erfindung ausgeführt ist;
- [0016] **Fig. 3** stellt eine normalisierte Phosphor-Signalabkling-Kurve dar, die die Helligkeit gegen die Zeit zeigt; und
- [0017] **Fig. 4** stellt die maximalen und minimalen Signalzustände eines beugungsbegrenzten Punktes dar, der durch das System gemäß der Ausführungsform der vorliegenden Erfindung erzeugt wird.
- [0018] Damit der Leser die vorliegende Erfindung vollständiger versteht, wird es aufschlussreich sein, bestimmte Begriffe mit Bezug auf das optische Diagramm eines herkömmlichen zusammengesetzten Mikroskops zu definieren, wie in **Fig. 1a** gezeigt. Wenn immer möglich, werden gleiche Bezugszeichen eingesetzt, wenn

diese sich auf ein herkömmliches Mikroskop beziehen und auf das Bildaufnahmesystem gemäß der Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, welche ein derartiges Mikroskop als Teil des Systems einsetzen kann. [0019] In einem herkömmlichen Mikroskop, allgemein als **10** bezeichnet, beleuchtet eine Lampe oder Glühbirne **12** eine Probe **S** auf einem Glasobjektträger **S'**, der in einer Objektträger- oder Probenebene **17** liegt, entsprechend durch eine Lenk- und Kondenser-Linse **14** und **16**. Eine Objektivlinse **18** erzeugt ein zwischenliegendes Abbild der Probe **S** in einer zwischenliegenden Abbildebene **20**. Der Durchmesser, ein Feldstopp **22**, der in dieser Ebene angeordnet ist, definiert das Sichtfeld (field of view, FOV), die das Probenabbild umgibt. Eine Augenstücklinse oder Lenklinse **24** erzeugt ein projiziertes Abbild der Probe **S**, entweder im Auge oder direkt auf einer Projektions- oder Endabbildebene **26**, die typischerweise **25** cm von der Augenstücklinse **24** entfernt ist. Gemäß den reziproken Gesetzen der optischen Systeme wird ein Objekt, das in der Projektionsabbildebene **26** angeordnet ist, durch die Optik rückwärts auf die Objektträger- oder Sammelebene **17** mit umgekehrten Linsenvergrößerungsfaktoren abgebildet werden.

[0020] Bezug nehmend nun auf **Fig. 1b** ist das Bildaufnahmesystem gemäß der Ausführungsform der vorliegenden Erfindung dort dargestellt und beinhaltet im allgemeinen Mittel sowie beispielsweise ein optisches System **10'**, ein Punktscannermittel, allgemein mit **30** bezeichnet, und Sensormittel **40**. In einer weiteren Ausführungsform der Erfindung wird das elektrische Ausgangssignal von dem Sensormittel **40** auf eine Videoanzeigevorrichtung **60** ausgegeben.

[0021] Bezug nehmend nun auf **Fig. 2** nimmt das Punktscannermittel die Form einer herkömmlichen Kathodenstrahlröhre (CRT) **30** an. Die CRT beinhaltet eine Glashülle **32** mit einem Mittel zur Erzeugung eines Elektronenstrahles, wie beispielsweise eine Elektronenkanone **34**, welche an einem Ende positioniert ist, und einen im Wesentlichen flachen Bildschirm **36**, der mit Phosphor **38** beschichtet ist, welcher an dem entgegengesetzten Ende positioniert ist. Individuelle Phosphorpunkte **39** werden angeregt, wenn ein Elektrodenstrahl **35** in einem Rastermuster über den Bildschirm **36** läuft. Das Ablenssystem **31** ist dazu angepasst, um in Rastermustern zu scannen, welches eine vorgegebene Anzahl von horizontalen Linien beinhaltet, vertikal voneinander durch einen vorgegebenen und gleichen Abstand beabstandet. Der Elektronenstrahl **35** ist dazu angepasst, um sequentiell den Phosphor **38** auf dem Bildschirm **36** anzuregen, um einen leuchtenden Punkt **39** in der Ebene **26'** von **Fig. 1b** zu erzeugen, der korrespondierend in dem Rastermuster scannt. Die Ebene **26'** korrespondiert mit der Projektionsabbildungsebene **26** von **Fig. 1a** und ist hierin bezeichnet als die Projektebene **26'**, da es die Ebene ist, in welcher das Objekt, nämlich der leuchtende Punkt **39**, liegt.

[0022] Für eine detaillierte Beschreibung der Funktionsweise einer CRT **30** wird der Leser auf jeden der zahlreichen Texte zu diesem Thema verwiesen.

[0023] Das Bildaufnahmesystem **10'** beinhaltet ebenso optische Linsenmittel oder Linsensysteme **18'**, **22'**, **24'** zum Fokussieren der Objektebene **26'** auf eine Sammelebene **17** in einer beugungsbegrenzten Art, so dass das Abbild des Punktes **39** die kleinste beugungsbegrenzte Größe ist, wie durch das optische Linsensystem **10'** begrenzt. In seiner einfachsten Form ähnelt im Wesentlichen das optische Linsensystem **10'** dem eines herkömmlichen optischen Mikroskops von **Fig. 1a**, ohne die Lampe **12** und die Lenklinse **14**.

[0024] Ebenso beinhaltet in dem Bildaufnahmesystem, das durch die vorliegende Erfindung ausgeführt ist, ist das Mittel **40** zur sensorischen Aufnahme der Wechselwirkung des Punktes **39** mit einem korrespondierenden Ort auf der Probe **S** und zur Zeugung eines modulierten Ausgangssignals proportional hierzu. Das Mittel **40** beinhaltet im Allgemeinen eine oder mehrere Fotomultiplier-Röhren, in Abhängigkeit der Anzahl der Farben, die ausgegeben werden sollen.

[0025] Bezug nehmend wieder auf **Fig. 1b**, gemäß dem Bildaufnahmesystem der vorliegenden Erfindung, wenn der CRT-Bildschirm **36** in der Objektebene **26'** angeordnet wird, korrespondierend zu der Projektionsabbildungsebene **26**, wird das Abbild des scannenden Punktes **39** durch die Linsen **24'** und **18'** verkleinert und wird auf den Objektträger **S'** fokussiert, um abtastend über die Probe **S** zu laufen. Die Linsen **24'** und **18'** korrespondieren jeweils zu den Augenstück- oder Lenklinsen **24** und Objektivlinsen **18** in **Fig. 1a** und sind hierin aus Gründen der besseren Übersichtlichkeit ähnlich bezeichnet. Das Licht, welches durch die Probe **S** hindurchgesendet wird, wird durch die Linse **16** gesammelt und wird durch einen der Farbfilter **50** geleitet und das gefilterte Licht wird in die jeweiligen drei Fotomultiplier-Röhren (PMT) **40** eingeleitet. Die elektrischen Ausgangssignale der PMT auf Leitungen **42** werden dann in die Signalverstärker **44** eingegeben. Die Verstärkersignale werden in die Leitungen **46** eingegeben, hin zu jedem der roten, grünen und blauen Eingänge einer Farbvideoanzeigevorrichtung oder Monitor **60**, wodurch das Bild des gescannten Teiles der Probe **S** auf dem Anzeigemonitor **60** wieder hergestellt wird. Man beachte, dass, während die vorhergehende Diskussion auf den Betrieb des Bildaufnahmesystems in Kombination mit einem Transmissionsmikroskop gerichtet ist, das Bildaufnahmesystem ebenfalls in Kombination mit einem Reflexionsmikroskop betrieben werden kann, mit kleinen Modifikationen, die für den Fachmann des Standes der Technik hinlänglich bekannt sind. Zusätzlich dazu kann die Anzahl der Farbdetektorkanäle jede erdenkliche Größe annehmen und das Bildaufnahmesystem kann ebenso als Schwarz-Weiß-Modell betrieben werden, unter Einsatz eines PMT **40** und ohne die Farbfilter **50**, falls dies eine spezielle Anwendung erfordert.

[0026] Es wird nachdrücklich hierin betont, dass das Bildaufnahmesystem gemäß der Ausführungsform der

vorliegenden Erfindung an der Beugungsgrenze der Optik (oder insbesondere des Mikroskops), an der es angebracht ist, arbeitet. Es wird durch den Anmelden angenommen, dass zuvor kein derartiges Bildaufnahmesystem erdacht wurde. Durch das Arbeiten an der Beugungsgrenze entstehen Vorteile, nämlich dahingehend, dass die Auflösung bedeutend erhöht ist. Zusätzlich dazu hat das Bildaufnahmesystem die Fähigkeit, auf der Probe zu zoomen und das Ausgangssignal zu erhöhen oder zu unterdrücken, um die Detektierbarkeit eines Teils der Probe zu ändern. Mit dem zuvor erwähnten, im Gedächtnis und aus der Diskussion, welche nun folgt, wird der Leser zum Verständnis der physikalischen Parameter des vorliegenden Bildaufnahmesystems kommen.

[0027] Beziehung zwischen dem CRT-Punkt und Rastergröße und optischen Komponenten des Mikroskops
Um eine beugungsbegrenzte Auflösung des Punktes **39** (Fig. 1b) zu erreichen, wird der CRT-Punktradius durch die Beugungsgrenze der Optik bestimmt. Die gescannte Feldgröße wird durch den Durchmesser des Feldstopps **22** in der zwischenliegenden Abbildungsebene **20** begrenzt. Die Tafel 1 zeigt die beugungsbegrenzten Punktgrößen in drei Abbildungsebenen eines herkömmlichen Mikroskops für eine typische Auswahl von Leistungen der Objektivlinse **18**. Die Spalte **(8)** ist die Anzahl der beugungsbegrenzten Bildelemente über das Sichtfeld.

Tafel 1. Die optischen Spezifikationen eines herkömmlichen Mikroskops

(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)	(8)
FOV	Augenst.	Obj.	Obj.	R_0	R_1	R_2	Elem
(mm)	Vergr.	Vergr.	NA	(μm)	(μm)	(μm)	FOV
20	10	10	0.30	1.12	11.18	111.8	1785
		40	0.75	0.45	17.89	178.9	1118
		100	1.30	0.26	25.81	258.1	775

R_0 ist der Radius des kleinsten auflösbaren Elementes in der Objektträgerebene **17** (Fig. 1 b), berechnet aus dem Rayleigh-Auflösungskriterium.

$$R_0 = 0.61\lambda/NA \quad (1)$$

wobei $\lambda = 550 \text{ nm}$, ist die ausgewählte Wellenlänge, die der Mitte des sichtbaren Spektrums entspricht und NA ist die numerische Apertur der Objektivlinse **18**. Der Radius des Abbildes von R_0 in der zwischenliegenden Abbildungsebene **20** zwischen der Objektivlinse **18** und der Augenstücklinse **24** ist

$$R_1 = R_0 \times \text{Vergr}_{\text{obj}} \quad (2)$$

[0028] In der zwischenliegenden Ebene **20** definiert der Feldstopp **22** den Durchmesser des Sichtfeldes für das ganze System, $D_1 = \text{FOV} = 20 \text{ mm}$ in diesem Beispiel. Der Radius des Abbildes von R_1 in der Projektionsabbildungsebene **26** ist

$$R_2 = R_1 \times \text{Vergr}_{\text{Aug}} \quad (3)$$

[0029] An dem Ort der Projektionsabbildungsebene **26** kann ein reales Bild auf dem Bildschirm gezeigt werden. Der Durchmesser des Sichtfelds in der Projektionsabbildungsebene ist

$$D_2 = D_1 \times \text{Vergr}_{\text{Aug}} \quad (4)$$

und der Durchmesser des Sichtfeldes in der Objektträgerebene **17** ist

$$D_0 = D_1 / \text{Vergr}_{\text{obj}} \quad (5).$$

[0030] Während diese Diskussion sich speziell auf ein Mikroskop bezieht, welches eine festgelegte Linsenleistung besitzt und eine festgelegte zwischenliegende Abbildungsebenen-Feldstopp-Größe besitzt, sind solche Abmachungen künstlich erzeugt und sollen für die vorliegende Erfindung nicht eingrenzend aufzufassen sein.

[0031] Die Anzahl der aufgelösten Elemente über das Sichtfeld für jede Objektivlinse **18**, gezeigt in der Spalte (8) ist

$$(6) \quad N = \frac{D_0}{R_0} = \frac{\text{FOV}}{R_1} = \frac{D_2}{R_2}.$$

N ist daher eine Funktion der Numerischen Apertur der Objektivlinse **18** und des Durchmessers des Feldstopps in der dazwischenliegenden Abbildungsebene **20**.

[0032] Aus der Tafel ersichtlich ist die maximale Anzahl der aufgelösten Elemente von 1785, was für die geringste Verstärkungsoption eintritt. Der kleinste Punktradius in der projizierten Abbildungsebene ist $R_2 = 111,8 \mu\text{m}$ aus Spalte (7), was ebenso für die kleinste Verstärkungsoption eintritt. Der projizierte Abbildungsfelddurchmesser ist $D_2 = 20 \text{ cm}$ aus der Gleichung (4) und ist konstant über die gesamten Objektiv-Verstärkungsoptionen.

[0033] Um eine beugungsbegrenzte Auflösung für alle optischen Leistungen sicherzustellen, muss der Scanner CRT **30** einen Punktradius erzeugen, der kleiner oder gleich dem kleinsten Wert von R_2 in der Tafel ist. Um mit dem Sichtfeld (FOV) des Mikroskops übereinzustimmen, muss der Scanbereich auf dem CRT **30** mit D_2 vergleichbar sein. Da Videoscannermuster eine rechteckige Form (Rasterscan) haben und ein typisches Mikroskop-Sichtfeld kreisförmig ist, sollte die Diagonale des gescannten Musters mit dem Kreisdurchmesser D_2 übereinstimmen. Der Augenstück-Feldstopp **22'** könnte ebenso in einer rechteckigen Form hergestellt werden, um mit dem gescannten CRT-Muster übereinzustimmen. Ein zufälliges Scanmuster könnte ebenso eingesetzt werden, um die Ränder der Muster abzufahren, und andere spezialisierte Funktionen, aber die geometrisch-optischen Basis-Beziehungen zur beugungsbegrenzten Auflösung und Vollfeldanzeige bleiben dieselben. Es soll daher bemerkt werden, dass das Höhen- und Breitenverhältnis des Scanmusters auf dem CRT **30** und dem Anzeigemonitor **60** dieselben sein müssen, entweder 4 : 5, 3 : 4, 1 : 1, oder jeden anderen gewünschten Wert.

Beziehung zwischen Phosphorabklingzeit und Rasterscanraten

[0034] Eine herkömmliche Art und Weise zur Festlegung des Kontrastes eines optischen Systems, wie beispielsweise das System **10'**, ist, ein Muster zu benutzen, welches aus einem Feld von parallelen schwarzen und weißen Streifen derselben Breite besteht. Theoretisch haben die schwarzen Streifen 0% Transmission und die weißen (oder durchsichtigen) Streifen haben 100% Transmission. Da der Punkt senkrecht zu den Streifen abgetastet wird, kann die Modulation des hindurchgelassenen Lichtsignals bestimmt werden aus der Formel

$$(7) \quad \text{Modulation} = \frac{\text{max signal} - \text{min signal}}{\text{max signal} + \text{min signal}},$$

welches ebenso als Bildkontrast bezeichnet wird. Der Leser wird auf klassische Texte verwiesen, wie beispielsweise Kapitel 11 des Modern Optical Engineering, McGraw Hill, 1966, von Warren Smith. Die Signalmodulation wird zur Verminderung der Streifenbreiten gemessen und eines Graphen der Modulation vs. Streifenbreite; oder die Auflösung kann gezeichnet werden. Für dieses Beispiel ist die Modulation für einen beugungsbegrenzten Punkt gewünscht, der eine beugungsbegrenzte Streifenbreite überstreicht. Die Modulation für diese Bedingungen ist eine Funktion der Scangeschwindigkeit und der Phosphor-Abkling-Charakteristika. Die Beziehung wird nun abgeleitet.

[0035] Alle CRT-Phosphoren weisen nach der Anregung durch einen Elektronenstrahl **35** eine Abnahme in der Intensität auf. Die Signalabklingperiode ist normalerweise als Zeitintervall definiert, in welchem die Phosphorintensität auf 10% der anfänglichen Intensität abnimmt. Manchmal wird eine 1%-ige Phosphorintensität dazu benutzt, um die Signalabklingzeit zu definieren. Signalabklingzeiten und Signalabklingkurvenformen variieren weit zwischen den Phosphortypen und den Betriebsbedingungen. Mathematische Darstellungen von Si-

gnalabklingkurven beinhalten exponentielle und Leistungs-Gesetzmäßigkeitsformeln, sind aber im Allgemeinen nicht bekannt. Üblicherweise sind die einzigen zu Verfügung stehenden Darstellungen gemessene Kurven.

[0036] Eine spezielle Beziehung existiert zwischen der Scanrate eines Lichtpunktes 39 und dem Kontrast des Abbildes. Die Scanrate bestimmt die PIXEL-VERWEIL-DAUER oder die Zeit des Vorhandenseins des optischen Punktes über ein einziges Auflösungselement. Das Wort Pixel bedeutet üblicherweise ein "picture element (Bildelement)", aber, wie hier benutzt, bedeutet es ein "beugungsbegrenztes picture element (Bildelement)", dessen Dimension in der Gleichung (1) definiert ist. Falls der Punkt 39 schnell über den Bildschirm 36 scannt, so dass die Pixelverweildauer viel kürzer ist, als die Phosphorabklingzeit, dann werden die vorhergehenden Auflösungselemente fortfahren, Licht auszusenden, nachdem der Elektronenstrahl 35 darüber hinweggefahren ist. Das Ergebnis ist eine Verminderung des Kontrastes eines Signals.

[0037] Die Wirkungen können durch die Fig. 3 und 4 dargestellt werden. Fig. 3 repräsentiert eine normalisierte Phosphorsignalabklingkurve, welche die Helligkeit gegen die Zeit zeigt. Angenommen, die Pixelverweildauer ist als 1/4 der totalen Abklingzeit gewählt und die Kurve in vier gleiche Zeitzonen dividiert. Die Fläche in jeder Zone ist in der Tafel auf der rechten Seite gezeigt und repräsentiert den totalen Lichtfluss, der während des Zeitintervalls ausgesendet wird. Fig. 4, Fall (a), zeigt aufeinander folgende Positionen des Lichtpunktes während der vier Zeitzonen, wenn er über eine Gruppe von parallelen schwarzen und weißen Streifen scannt, deren Breite der Beugungsgrenze der Optiken entspricht. Jede Punktposition repräsentiert eine Pixelverweildauer. Fig. 4, Fall (b), zeigt den Fall (a), eine Pixelverweildauer später.

[0038] Fall (a) und Fall (b) repräsentieren die Minimum- und Maximum-Signalzustände der Position eines scannenden Punktes, der über die Streifen läuft, für die gegebene Pixelverweildauer. Das Leuchten der Pixel 1, 2, 3 und 4 wird Bruchteile der Abklingkurve sein, wie gezeigt. Das totale Licht, welches durch die Probe hindurchgelassen wird, wird die Summe der Lichtflusses sein, der jedes Pixel beleuchtet, während der Transmission jedes Pixels, welches als entweder schwarz (0% Transmission) oder weiß (100% Transmission) definiert war.

[0039] Für dieses Beispiel ist die Abbildmodulation oder der Kontrast, der von den zwei Zuständen folgt, 0,5195 oder 51,95%. Jede Pixelverweildauer könnte in diesem Beispiel genutzt werden und das Verfahren könnte wiederholt werden, um den sich daraus ergebenden Kontrast festzulegen. Es ist herkömmliche Praxis, in der Entwicklung von optischen Bildaufnahmesystemen, zu spezifizieren, dass die Abbildmodulation größer als 50% sein soll bei der spezifizierten Auflösung. Entwicklungswerte bis auf 30% können ausreichend sein. Die Grenze der visuellen Detektion ereignet sich bei Abbildungsmodulationswerten im Bereich von 2–3,5%.

[0040] Die direkte Wechselwirkung zwischen dem Scanpunkt 39 und der Probe S ist die einzige Wechselwirkung, welche die Phosphorabklingzeit auf die Punktverweildauer bezieht. Hochentwickeltere Berechnungsmethoden können eingesetzt werden, aber ausreichende Werte können mit dieser einfachen Methode erreicht werden. Der Kontrast ist ebenso durch Streueffekte oder andere Effekte beeinflusst, weg von der Probe S.

[0041] Die horizontalen und vertikalen Scanzeiten des Rasters auf dem CRT 30 sind durch die Punktverweildauer festgelegt. Die horizontale Scanperiode ist

$$T_h = t \times N_h + t_h \quad (8)$$

,
wobei t = Pixelverweildauer,
 N_h = Anzahl der horizontalen Pixel,
und t_h = horizontale Rückführ- und Löszeit.
[0042] Die horizontale Scanfrequenz ist dann

$$W_h = T_h^{-1} \quad (9)$$

.
[0043] Die vertikale Scanperiode ist

$$T_v = T_h \times N_v + t_v \quad (10)$$

,
wobei T_h = horizontale Scanperiode aus der Gleichung (7),
 N_v = Anzahl der vertikalen Pixel,
 t_v = vertikale Rückführ- und Löszeit.

[0044] Die vertikale Scanfrequenz ist dann

$$W_v = T_y^{-1} \quad (11)$$

[0045] An diesem Punkt müssen die folgenden Parameter definiert werden: die Phosphorpunktgröße, die einen beugungsbegrenzten Punkt **39** auf der Probenebene **17** ergibt, für alle Objektivleistungen; die Scanraten, welche einen vorgegebenen Kontrast für ein beugungsbegrenztes Pixel erzielen; und eine Scanrastergröße, welche ein volles Sichtfeld beleuchten wird.

Frequenzantwort auf die Detektorschaltkreise

[0046] Die nächste Komponente des Bildaufnahmesystems erfordert die Umwandlung der optischen Information in elektronische Information. Die oben genannten Verfahren stellen sicher, dass die Pixeldaten unter maximaler Auflösung mit gutem Kontrast erzeugt werden.

[0047] Um die Auflösung beizubehalten, muss die Frequenzantwort der Sensormittel oder PMTs **40** der inversen Pixelverweildauer entsprechen oder diese überschreiten. Die elektronische Schaltkreisfrequenzantwort wird üblicherweise in Form eines Graphen dargestellt, der Frequenz vs. die Modulation, auf eine Art und Weise, die zu den optischen Modulation-/Kontrastdefinitionen sehr ähnlich ist, die oben gegeben wurden. Typische Spezifikationen geben die Frequenzantwort bei 3 db roll-off an oder 50% Modulation. Falls die optische Modulation bei dem Objektträger 50% ist und die elektrische Verstärkungsmodulation 50% ist, hat das sich ergebende Signal eine Modulation von 25%, was einem konstruktiven Minimum nahe kommt. Die Frequenzantwort könnte auf 1 db (79%) oder 0 db roll-off zur besseren Modulation spezifiziert werden. Der Leser wird bemerken, dass PMTs aus dem Stand der Technik gut bekannt sind, und daher ist es nicht notwendig, spezifische PMTs oder Verstärkungsschaltkreise zu beschreiben, sondern besser die Bedingungen für einen geeigneten Betrieb davon zu beschreiben, in dem speziellen Bildaufnahmesystem der vorliegenden Erfindung. Frequenzbandbreiten von 20 MHz und darüber sind typisch, welche die 3,75 MHz-Bandbreite von herkömmlichen Televisionsstandards durch einen bedeutenden Betrag überschreiten. Gemäß den Bedingungen, die oben aufgelistet sind, können sich die Standard-Televisions-Scanraten und Verstärkerbandbreiten nicht an die beugungsbegrenzten Anforderungen eines herkömmlichen Mikroskopabbildes annähern.

Auflösung und Kontrast des Anzeigemonitors

[0048] Die Signale von den PMT-Verstärkern **44** auf den Leitungen **46** beinhalten die gesamte Information, die aus dem Bildaufnahmesystem verfügbar ist. Die verstärkten Ausgangssignale können direkt auf dem Videoanzeigemonitor **60** angezeigt werden oder digitalisiert werden und einer Digitalverarbeitungsvorrichtung zugeführt werden oder anderen Permanentspeichermedien für eine spätere Anzeige, Analyse oder Telekommunikation. Die Spezifikationen des Anzeigemonitors **60** legen die endgültige visuelle Qualität des Abbildes fest. Falls der Monitor **60** die Anzahl der Farbpixel anzeigen kann, die in dem Signal von dem Verstärker **44** enthalten sind, dann können die Auflösung und das Sichtfeld des herkömmlichen Mikroskopabbildes reproduziert werden. Die Videoverstärker-Bandbreite und Phosphorcharakteristik des Monitors werden die Auflösung und den Kontrast des Monitors festlegen und folglich seine Fähigkeit, die originalen elektronischen Ausgangssignale aus dem Mikroskopverstärker **44** genau zu repräsentieren. Für Monitore mit weniger Pixel, als in dem Signal von dem Bildaufnahmesystem beinhaltet, kann zwischen dem Sichtfeld und der Auflösung abgewogen werden, was in einer vollen Auflösung in einem kleineren Sichtfeld mündet.

Zoom-Modus

[0049] Der Anzeigebildschirm des Monitors **60** repräsentiert eine konstante Fenstergröße, die den Inhalt von einem gescannten Bereich auf dem Objektträger zeigt. Falls der gescannte Bereich auf dem Objektträger verkleinert wird, wird immer noch die volle Größe auf dem Monitor **60** angezeigt, wodurch ein Vergrößerungs-Zoom-Effekt gegeben ist. Mit anderen Worten verursacht das Variieren der Größe des Rastermusters auf der Punkt-Scan-Vorrichtung, dass sich das Raster der Probe dementsprechend ändert und hierbei verursacht, dass ein größerer oder kleinerer Teil der Probe innerhalb des Ausgangssignals beinhaltet ist und eine variable Vergrößerung durch die Anzeigevorrichtung oder andere Signalverarbeitungsvorrichtungen liefert. Wenn mit Niederleistungs-Objektiven **18'** eingesetzt, die eine große Anzahl von Pixeln im Sichtfeld haben, kann jeder Bereich in Vergrößerung gezoomt werden, so dass die Anzeigeaufklärung mit der Beugungsgrenze der Optiken übereinstimmt. Falls es beispielsweise 1700 Pixel über das Mikroskopabbild gibt und nur 1200 Pixel über den Monitorbildschirm, kann die Zoomeigenschaft dafür genutzt werden, um das Raster herunterzu-

schrumpfen, um nur 1200 Pixel auf der Probe abzudecken, so dass die Auflösung auf der Anzeige **60** mit der Abbildungsauflösung bei dem reduzierten Sichtfeld übereinstimmt oder dieses übersteigt.

[0050] Eine andere Charakteristik der Zoomeigenschaft ist die konstante Helligkeit in dem Abbild für jede Zoomvergrößerungs-Einstellung. Die Helligkeit des Rasters auf dem Scanner CRT **30** ist durch die Beziehung gegeben

$$(12) \quad H_p = k \times \frac{I}{A},$$

wobei I der Elektronenstrahl-Strom, A die Fläche des gescannten Rasters und k ein konstanter Faktor ist. Die Fußnote p bezieht sich auf den Phosphor **38**. Die Gleichung (12) ist über einen weiten Bereich und Strahlstrom-Einstellungen linear. Wenn die gescannte Fläche für konstante Strahlströme reduziert wird, erhöht sich die Helligkeit umgekehrt proportional der Änderung der Fläche.

[0051] Wenn die Vergrößerung eines optischen Systems geändert wird, so beispielsweise durch Änderung der Objektivlinsen **18** in einem Mikroskop, dann fällt Licht durch das Linsensystem und folglich ändert sich die Helligkeit des Abbildes direkt proportional zur Änderung des Fläche des Abbildes. Die Helligkeitsänderung kann durch die Beziehung

$$H_1 = H_0 \times A \quad (13)$$

repräsentiert werden, wobei H_0 die anfängliche Bildhelligkeit ist. Falls H_0 von einem Phosphor herrührt, welcher die Gleichung (12) erfüllt, dann wird die Gleichung (13) zu

$$(14) \quad H_1 = \left[k \times \frac{I}{A} \right] A = k \times I.$$

[0052] Die Gleichung (14) zeigt, dass ein Wechsel in der Vergrößerung aufgrund der Änderung der Rastergröße keine Wirkung auf die Helligkeit des Abbildes hat. Die Variation in der Phosphorhelligkeit kompensiert exakt die Variation in der Fläche. Da das mechanische System nicht geändert wird, ändert sich auch der Fokus nicht. Die Zoomeigenschaft erzeugt daher eine Änderung in der Vergrößerung mit keiner Änderung in der Helligkeit oder dem Fokus.

Kontrastvergrößerung oder -unterdrückung durch Punktmodulation

[0053] In allen herkömmlichen Mikroskopen vom Typ des Scannens ist die Punkthelligkeit konstant, wenn er über die Probe **S** läuft. Das Modulieren der Punkthelligkeit als Funktion des Abbildinhaltes kann ein wirkungsvolles Werkzeug zur Bilddetaillierung sein. Punktmodulation erfordert, dass die Schaltkreise des Scanner CRT **30** einen Videoverstärker und -treiber beinhalten, welcher zum Modulieren des Elektronenstrahls geeignet ist bei einer Frequenzbandbreite, die nicht geringer ist, als die der PMT-Verstärkerschaltkreise **44**.

[0054] Falls die Punkthelligkeit vermindert wird, wenn er über ein dunkles Objekt läuft, wird das sich ergebende Signal eine verstärkte dunkle Schwingung zeigen. Die Eigenschaft kann in vielen Anwendungen das Bedürfnis für herkömmlichen Mikroskopkontrast Verstärkungsaccessoires eliminieren (so wie beispielsweise "differenzielle Interferenzkontraste", Dunkelfelderhellung und andere Phasenkontrastkomponenten), während die volle Bildauflösung beibehalten bleibt. Dieser Modus wird als Kontrasterhöhung bezeichnet oder als positives Feedback oder als Normalsignalmodus.

[0055] Umgekehrt, falls die Punkthelligkeit erhöht wird wenn er über ein dunkles Objekt läuft, wird das Signal eine reduzierte dunkle Schwingung zeigen oder möglicherweise überhaupt keine dunkle Schwingung. Dieser Modus wird als Kontrastunterdrückung bezeichnet oder als negatives Feedback oder als umgekehrter/invertierter Signalmodus. In dem Kontrastunterdrückungsmodus können Teile von Abbildungen ausgeblendet werden oder sehr viel weniger hervorstechend werden.

[0056] Das Signal, welches eingesetzt wird, um die Helligkeit des Scanner CRT **30** zu modulieren, wird aus dem aktuellen Probenabbildsignal abgeleitet, aus einem oder mehreren der PMT-Kanäle. Das Signal aus dem Einzelkanal kann entweder im normalen oder invertierten Modus eingesetzt werden oder verschiedenartige Kanäle können gemischt und im normalen oder invertierten Modus eingesetzt werden. Auf diese Art und Weise können farbige Objekte in dem Abbild selektiv verstärkt oder unterdrückt werden.

[0057] Zum Beispiel bei der Prüfung von Blutfetten könnte die Kombination von Farben für rote Blutzellen in den Scanner CRT Videoverstärker eingeführt werden, in einem negativen Feedbackmodus, um die roten Blutzellen von dem Erscheinen im Abbild zu unterdrücken oder zu eliminieren. Das ist keine Datenverarbeitungseigenschaft, die auf die Ausgangsabbilddaten arbeitet, sondern eine Eigenschaft, welche während der Erzeugung des Abbildes wirkt. Jeder Farbkanal oder Kombination von Farbkanälen könnte als Positiv- oder Negativfeedback für den Scanner CRT kombiniert und eingesetzt werden.

[0058] Die zuvor erwähnte Punktintensitätsmodulation könnte ebenso bei Elektronenstrahl-Bildaufnahmesystemen angewendet werden.

Ein Beispiel

[0059] Um die vorhergehende Beschreibung der Erfindung darzustellen, wird nun ein spezifisches Beispiel beschrieben.

a) CRT-Punktgröße und -Rastergröße. Die Information in Tabelle 1 und die umgebenden Gleichungen beschreiben ein herkömmliches optisches System. Die Information in diesem Abschnitt definiert das Folgende:

kleinster CRT-Punktgrößenradius = 111,8 μm ,

CRT-Rastergröße = 20 cm diagonal.

Die CRT-Hülle, Kanonenkonstruktion und Hochspannung sind in Kombination spezifiziert, um die Spezifikation einzuhalten. Für den Fachmann des Standes der Technik sind viele Kombinationen verfügbar. Dieses Beispiel nimmt ein 3 : 4-Höhen- und Breitenverhältnis an.

b) Phosphorabklingzeit und Rasterscanrate. Je schneller die Phosphorabklingzeit, desto schneller die Scanrate. Allgemein ist ein sehr schneller Phosphor für eine Scanrate gefordert, die schnell genug ist, um ein direktes Abbilden auf einem Videomonitor zu erlauben. Phosphor in der P46-Familie haben 1 Abklingzeiten von ungefähr 100 ns. Angenommen, die Pixelverweildauer wird so gewählt, dass diese 1/3 der Phosphorabklingzeit ist oder 33 ns, für einen 1024 \times 768 Pixelmonitor, dann ist die Horizontalperiode aus der Gleichung (8)

$$T_h = t \times N_h + t_h = 33\text{ns} \times 1024 + 6\mu\text{s} = 39,8 \mu\text{s},$$

wobei die Lösch- und Zurückführzeit von 6 μs gewählt wurde. Die Horizontalfrequenz ist 25 kHz. Die Vertikalperiode aus Gleichung (10) ist

$$T_v = T_h \times N_v + t_v = 39,8 \text{ ns} \times 768 + 10 \text{ ms} = 38,6 \text{ ms},$$

wobei die vertikale Lösch- und Rückführzeit von 10 ms gewählt wurde. Die vertikale Frequenz ist 25,9 Hz. Um in einem direkt gesehenen Bild unerwünschtes Flimmern zu vermeiden, kann ein Anzeigemonitor mit lang anhaltenden Phosphoren gefordert werden.

c) Videoverstärkerbandbreite. Für eine Pixelverweildauer von 33 ns ist eine Verstärkerbandbreite von 30,3 MHz \pm 1 db gefordert. Die Videoverstärker in dem Anzeigemonitor müssen mindestens dieselbe Bandbreite haben, um die Auflösung des Signals beizubehalten.

[0060] Aus der Tafel 1 kann gesehen werden, dass das Sichtfeld und die Auflösung des Anzeigemonitors mit dem direkten Ansehen in einem herkömmlichen Mikroskop, wie oben erwähnt von ungefähr 40 \times Objektivvergrößerung, übereinstimmen. Für das 10 \times Objektiv muss das Abbild auf ungefähr 1024/1785 = 57% des vollen Feldes für den Monitor gezoomt werden, um die Auflösung des optischen Systems anzuzeigen. Bei 100 \times Objektivvergrößerung kann der Monitor mehr Pixel anzeigen, als das optische System auflösen kann.

[0061] Die zuvor erwähnten Ausführungsformen und Beispiele sollen nur als erläuternd betrachtet werden, aber nicht als einschränkend für die vorliegende Erfindung, und diese Modifikationen, welche innerhalb der Bedeutung und des Bereichs der Äquivalenz der Ansprüche liegen, sind hierin eingeschlossen.

Patentansprüche

1. Bildaufnahmesystem zur Erzeugung eines Ausgangssignals zur Darstellung einer Probe (**S**), welche auf einer Ebene (**S'**) positioniert ist und beinhaltend:

(a) einen Punktscanner (**30**), beinhaltend eine Kathodenstrahlröhren-/CRT-Lichtquelle, beinhaltend Elektro-

nenstrahl-Erzeugungsmittel (31, 34) und einen Phosphorbildschirm (36, 38), zur Erzeugung eines leuchtenden Punktes (39), angepasst für das elektronische Scannen in einem Rastermuster, welches Rastermuster ein Feld beinhaltet mit einer vorbestimmten Anzahl von horizontalen Zeilen, welche vertikal um eine vorbestimmte und gleiche Distanz voneinander beabstandet sind, wobei der Punkt in einer Objektebene (26') liegt;

(b) Mittel (18', 24'), beinhaltend eine Objektivlinse (18'), zur Abbildung der Objektebene (26') auf der Probenebene (S'), und welche Mittel einen Vergrößerungsfaktor haben, so dass das Abbild des Punktes (39) auf der Probenfläche kleiner ist, als die Punktgröße auf der Objektebene; und

(c) Mittel (40) zur Messung der Wechselwirkung des Punktes (39) mit einem korrespondierenden Ort auf der Probe (S) und zum Erzeugen eines sich daraus ergebenden modulierten Ausgangssignals, welches dazu proportional ist;

dadurch gekennzeichnet, dass

(d) das Bildaufnahmesystem dazu fähig ist, ein Ausgangssignal der Probe (S) auf der Probenebene (S') zu erzeugen, welches eine räumliche Auflösung besitzt, definiert durch den Beugungs-Grenzwert, und beinhaltend:

(i) Mittel (18', 24') zur Abbildung eines durch Beugung begrenzten Punktes (39) auf der Probe, und

(ii) Mittel (40) zur Messung der Wechselwirkung des Punktes (39) mit der Probe, dessen Frequenzantwort so angepasst ist, dass sie kompatibel sind mit dem durch Beugung begrenzten Ausgang der Probe;

(e) wobei das Abbild des Punktes in der Probenebene den Radius (R_0) des kleinsten auflösbaren Punktes hat, wie definiert durch die Beugungs-Grenzen der Objektivlinse (18'), berechnet aus dem Auflösungskriterium von Rayleigh:

$$R_0 = 0.61 \lambda / NA$$

wobei λ die gewählte Wellenlänge ist, die das Zentrum des sichtbaren Spektrums von Licht des leuchtenden Punktes (39) repräsentiert; und NA die numerische Apertur der Objektivlinse (18') ist; und

(f) der Radius (R_2) des Objektflächenpunktes kleiner oder gleich dem Radius (R_0) des kleinsten auflösbaren Punktes in der Probenebene ist, multipliziert mit dem Vergrößerungsfaktor der Mittel zur Abbildung (18', 24'); wobei ein durch Beugung begrenztes Ausgangssignal, repräsentierend die Probenebene, produziert wird, so dass es auf einer Anzeigen-Vorrichtung (60) angezeigt werden kann oder an eine Digitalverarbeitungs-Vorrichtung ausgegeben werden kann.

2. Ein Bildaufnahmesystem nach Anspruch 1, worin die Mittel zur Messung eine Vielzahl von Photomultiplier-Mitteln (40) beinhalten, wobei jedes der Photomultiplier-Mittel einen Eingang zur Messung der Wechselwirkung des Punktes (39) mit der Probe (S) hat und zum Produzieren entsprechender modulierter Ausgangssignale proportional dazu; und

worin ein Farbfiltermittel (50) korrespondierend zu jedem Photomultiplier-Mittel (40) zwischen der Probenebene (S') und dem korrespondierenden Photomultiplier-Mittel positioniert ist.

3. Ein Bildaufnahmesystem nach Anspruch 2, worin die Photomultiplier-Mittel (40) drei Photomultiplier-Rohre beinhalten; und worin die Photomultiplier-Mittel die Farbfilter (50) rot, grün und blau beinhalten.

4. Ein Bildaufnahmesystem nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, worin das Mittel zum Abbilden eines leuchtenden Punktes ein optisches Linsensystem beinhaltet.

5. Ein Bildaufnahmesystem nach Anspruch 4, worin das Linsensystem ein konventionelles optisches Linsensystem eines Mikroskops ist.

6. Ein Bildaufnahmesystem nach Anspruch 4 oder 5, worin die Probenebene (S') eine vorbestimmte Anzahl von Pixeln beinhaltet, wobei jedes der Pixel einen Durchmesser hat, der gleich dem Beugungs-Grenzwertes der Objektivlinse (18') des optischen Linsensystems ist und worin die Scannrate des leuchtenden Punktes (39) durch die Nachleuchtzeit/Abklingzeit des Phosphors (38) definiert ist, gemäß den folgenden Beziehungen: die Verweildauer des leuchtenden Punktes über einem einzigen, durch Beugung begrenzten Pixel ist mindestens 1/10 der Verzögerungszeit des Phosphors, gemessen von voller Intensität zu 1% der Intensität; und worin die Zeit, die für das Scannen einer einzigen horizontalen Zeile benötigt wird, gleich ist der Anzahl der Pixel in der horizontalen Zeile multipliziert mit der Verweildauer plus der Zeit, die benötigt wird, den Punkt von dem letzten Pixel der letzten Zeile auf das erste Pixel der nachfolgenden Zeile zurückzufahren; und worin die Zeit, die für das vertikale Scannen des Feldes benötigt wird gleich ist der horizontalen Scannzeit, multipliziert mit der Anzahl der vertikalen Pixel plus die Zeit, die erforderlich ist für das Rückfahren des Punktes vom letzten

Pixel in der letzten Zeile zum ersten Pixel der ersten Zeile.

7. Ein Bildaufnahmesystem nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, worin die Mittel (40) zur Messung eine Frequenzantwort haben von mindestens der reziproken Pixel-Verweildauer mit weniger als 1 dB Reduktion in der Ausgangssignal-Modulation von der maximalen Frequenzantwort.

8. Ein Bildaufnahmesystem nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, worin die Intensität des leuchtenden Punktes (39) moduliert wird, wenn er über die Probenebene (S') scannt, um die Signalvariation zu ändern, verursacht durch die Probe (S); wobei das Ausgangssignal verstärkt oder unterdrückt wird, je nach Anforderung, um die Detektierbarkeit eines Teils der Probe zu ändern.

9. Ein Bildaufnahmesystem nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, worin das Ausgangssignal in einen Verstärker (44) eingespeist wird, um ein verstärktes Ausgangssignal zu produzieren, welches für eine weitere Aufbereitung geeignet ist.

10. Ein Bildaufnahmesystem nach Anspruch 9, worin das verstärkte Ausgangssignal an eine visuelle Anzeigen-Vorrichtung (60) oder an eine Digitalverarbeitungs-Vorrichtung ausgegeben wird.

11. Ein Bildaufnahmesystem nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, worin das Mittel zur Messung ein Photomultiplier-Rohr (40) beinhaltet.

12. Ein Bildaufnahmesystem nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche, worin das Bildaufnahmesystem weiterhin ein Zoom-Mittel beinhaltet, zum Verändern der Größe des Rastermusters auf dem CRT (30);

wobei der Rasterbereich auf der Probe (S) dementsprechend geändert wird, wodurch hierbei ein kleinerer oder größerer Teil der Probe dazu veranlasst wird, innerhalb des Ausgangssignals enthalten zu sein, wodurch eine variable Vergrößerung zu einer Anzeigen-Vorrichtung (60) oder einer Digitalverarbeitungs-Vorrichtung geliefert wird, und worin das Ausgangssignal-Niveau konstant bleibt und die optischen Schärfbedingungen des Bildaufnahmesystems konstant bleiben, aus dem sich eine variable Vergrößerung des Bildes ergibt, mit konstanter Helligkeit und Schärfe.

13. Ein Verfahren zur Abbildung einer Probe (S), die in der Probenebene (S') liegt, und die Schritte beinhaltet:

(a) Erzeugung eines leuchtenden Punktes (39) in einer Objektebene (26'), worin der Punkt (39) durch eine CRT-Lichtquelle ausgesendet wird, beinhaltend ein Elektronenstrahl-Erzeugungsmittel (31, 34) und einen Phosphorschirm (36, 38);

(b) elektronisches Scannen des leuchtenden Punktes (39) in einem Rastermuster;

(c) Führen des sich bewegenden leuchtenden Punktes durch ein Abbildungssystem (18', 24'), beinhaltend eine Objektivlinse (18'), so dass ein Abbild des Punktes auf der Probenfläche (S') gebildet wird, wobei der Vergrößerungsfaktor des Abbildungssystems so ist, dass die Punktgröße der Probenebene kleiner ist als die Punktgröße der Objektebene; und

(d) Messen der Wechselwirkung des Punktes (39) mit dem korrespondierenden Ort auf der Probe (S) und Erzeugen eines modulierten Ausgangssignals proportional hierzu; dadurch gekennzeichnet, durch:

(e) Erzeugen eines Abbildes des Punktes in der Probenebene mit dem Radius (R_0) des kleinsten auflösbaren Punktes wie definiert durch die Beugungs-Grenzwerte der Objektivlinse (18'), berechnet aus dem Auflösungskriterium nach Rayleigh:

$$R_0 = 0.61 \lambda / NA$$

wobei λ die gewählte Wellenlänge ist, die das Zentrum des sichtbaren Spektrums von Licht des leuchtenden Punktes (39) repräsentiert; und NA die numerische Apertur der Objektivlinse (18') ist; und

(f) der Radius (R_2) des Objektflächenpunktes kleiner oder gleich dem Radius (R_0) des kleinsten auflösbaren Punktes in der Probenebene ist, multipliziert mit dem Vergrößerungsfaktor des Abbildungssystems (18', 24'); wobei ein durch Beugung begrenztes Ausgangssignal repräsentierend die Probenebene (S') produziert wird.

14. Das Verfahren nach Anspruch 13, worin der Schritt des Scannens weiterhin das Bereitstellen einer Probenebene (S') beinhaltet, die eine vorbestimmte Anzahl von Pixeln beinhaltet, wobei jedes der Pixel einen

Durchmesser hat, der gleich des Beugungs-Grenzwertes der Objektivlinse (**18'**) des optischen Linsensystems ist und worin die Scannrate des leuchtenden Punktes (**39**) durch die Nachleuchtzeit/Abklingzeit definiert ist, gemäß den folgenden Beziehungen:

die Verweildauer des leuchtenden Punktes (**39**) über einem einzigen, durch Beugung begrenzten Pixel ist mindestens 1/10 der Verzögerungszeit des Phosphors (**38**), gemessen von voller Intensität zu 1% der Intensität; und

worin die Zeit, die für das Scannen einer einzigen horizontalen Zeile benötigt wird, gleich ist der Anzahl der Pixel in der horizontalen Zeile, multipliziert mit der Verweildauer plus der Zeit, die benötigt wird, den Punkt von dem letzten Pixel der letzten Zeile auf das erste Pixel der nachfolgenden Zeile zurückzufahren; und worin die Zeit, die für das vertikale Scannen des Feldes benötigt wird, gleich ist der horizontalen Scannzeit, multipliziert mit der Anzahl der vertikalen Pixel plus der Zeit, die erforderlich ist für das Rückfahren des Punktes vom letzten Pixel in der letzten Zeile zum ersten Pixel der ersten Zeile.

15. Das Verfahren nach Anspruch 13 oder 14, worin der Schritt des Messens der Wechselwirkung des Punktes (**39**) mit dem korrespondierenden Probenort weiterhin eine Frequenzantwort beinhaltet von mindestens der reziproken Pixel-Verweildauer mit weniger als 1 dB Reduktion in der Ausgangssignal-Modulation von der maximalen Frequenzantwort.

16. Das Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 13 bis 15, weiterhin beinhaltend den Schritt des Veränderns der Intensität des leuchtenden Punktes (**39**), wenn er über die Probenebene (**S'**) scannt, um die Signalvariation zu ändern, verursacht durch die Probe, so dass das Ausgangssignal verstärkt oder unterdrückt wird, je nach Anforderung, um die Detektierbarkeit eines Teils der Probe zu ändern.

17. Das Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 13 bis 16, welches weiterhin den Schritt der Verstärkung des modulierten Ausgangssignals beinhaltet, um ein verstärktes Ausgangssignal zu produzieren, welches für eine weitere Aufbereitung geeignet ist.

18. Das Verfahren nach Anspruch 17, worin das verstärkte Ausgangssignal an eine visuelle Anzeigen-Vorrichtung (**60**) oder an eine Digitalverarbeitungs-Vorrichtung ausgegeben wird.

19. Das Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche **13** bis **18**, worin der Schritt des Messens das Bereitstellen eines Photomultiplier-Rohrs (**40**) beinhaltet, welches die Wechselwirkung des Punktes (**39**) mit dem korrespondierenden Ort auf der Probe (**S**) misst und welches ein moduliertes Ausgangssignal proportional dazu erzeugt.

20. Das Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 13 bis 19, welches weiterhin den Schritt beinhaltet:

Variieren der Größe des Rastermusters, so dass der Rasterbereich auf der Probe (**S**) dementsprechend geändert wird, wodurch hierbei ein kleinerer oder größerer Teil der Probe dazu veranlasst wird, innerhalb des Ausgangssignals enthalten zu sein, und Liefern einer variablen Vergrößerung zu einer Anzeigen-Vorrichtung (**60**) oder einer Digitalverarbeitungs-Vorrichtung, und worin das Ausgangssignal-Niveau konstant bleibt und die optischen Schärfbedingungen des Bildaufnahmesystems konstant bleiben, aus dem sich eine variable Vergrößerung des Bildes ergibt, mit konstanter Helligkeit und Schärfe.

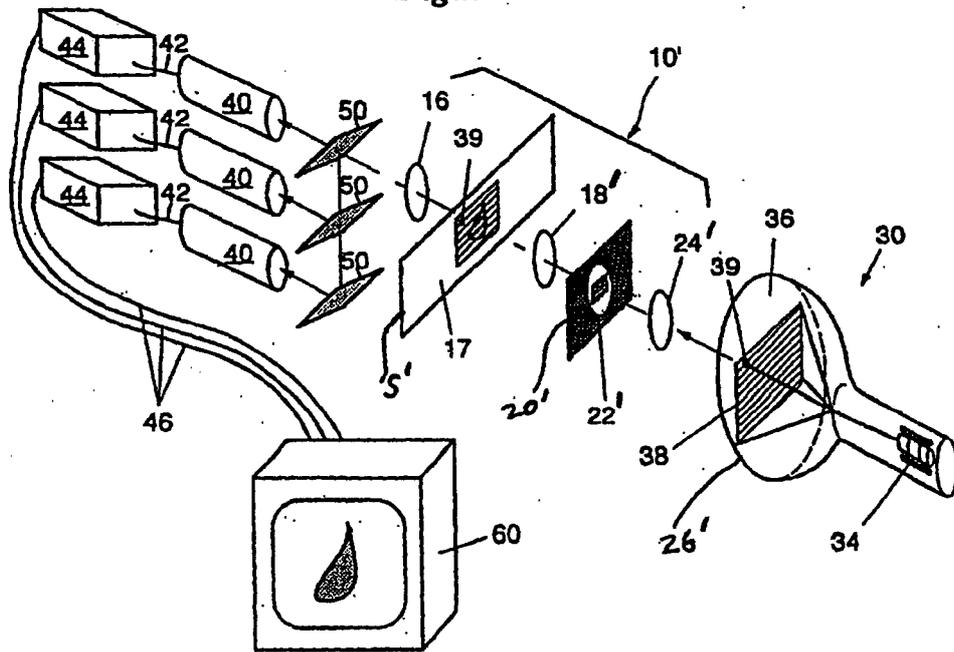
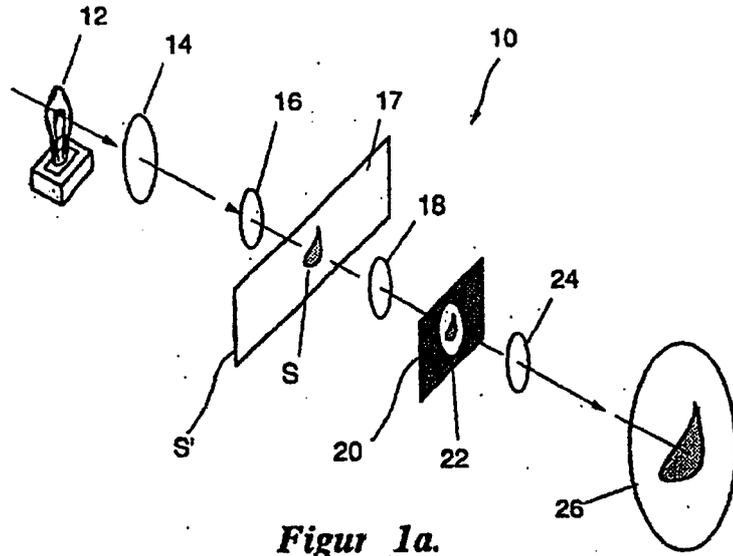
21. Das Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 13 bis 20, welches weiterhin die Schritte beinhaltet:

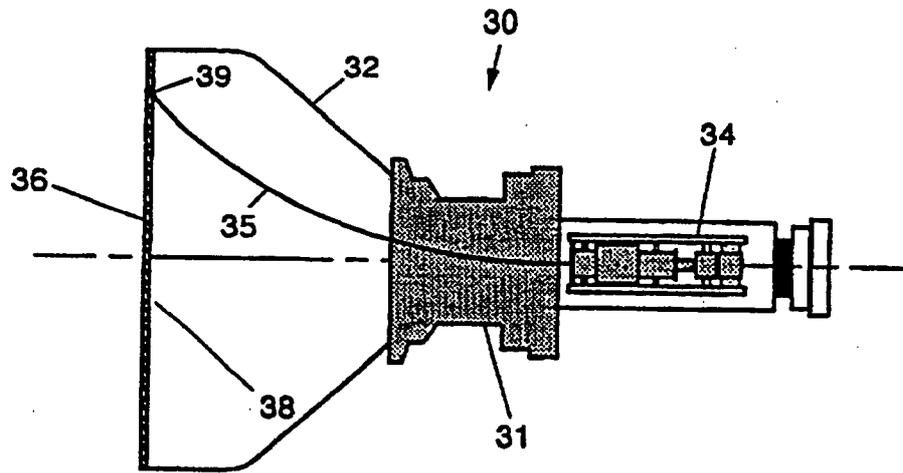
Leiten des modulierten Ausgangssignals durch eine Serie von Farbfiltern (**50**);
Aufteilen des modulierten Ausgangssignals in eine Anzahl von separaten Komponenten, welche gleich zur Anzahl der Filter ist, um eine entsprechende Anzahl von gefilterten, modulierten Ausgangssignalen zu erzeugen;
Einspeisen jedes der gefilterten, modulierten Ausgangssignale in ein entsprechendes Detektor-Rohr (**40**) und Ausleiten eines elektrischen Signals von jedem Detektor-Rohr, proportional zur Amplitude des jeweiligen gefilterten, modulierten Ausgangssignals.

22. Das Verfahren nach Anspruch 21, worin der Schritt des Filterns ein Hindurchtreten des modulierten Ausgangssignals durch Rot-, Grün-, und Blaufilter (**50**) beinhaltet.

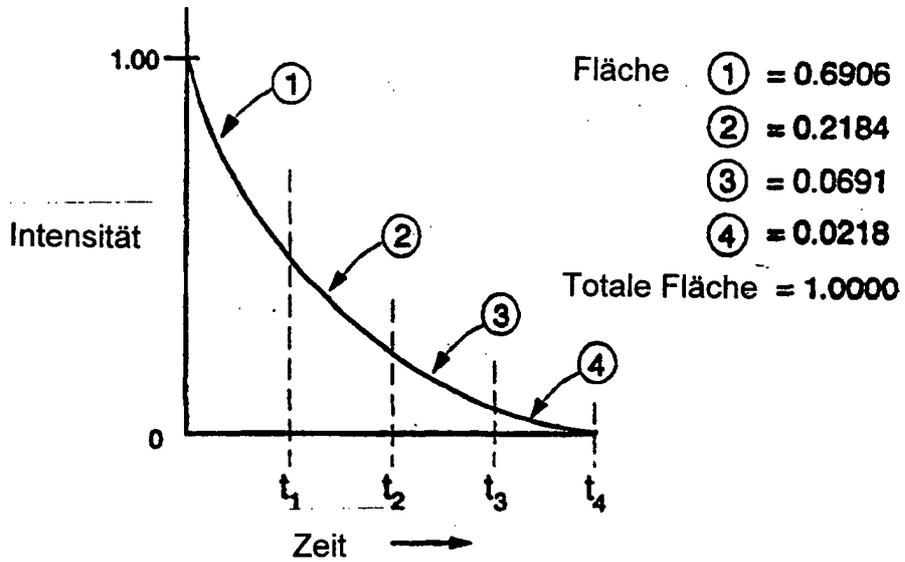
Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

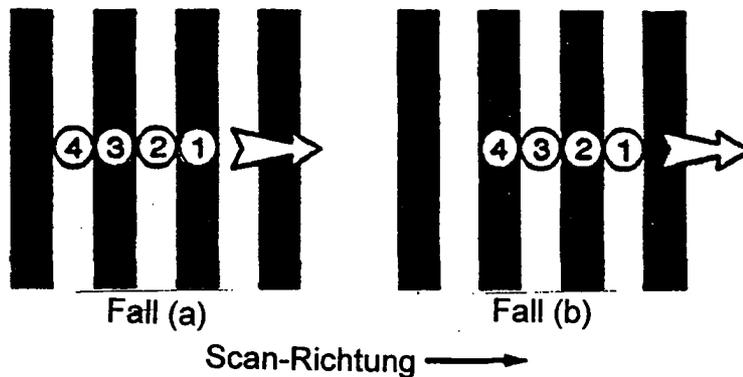




Figur 2



Figur 3



Pixel	Fluss	Pixel	Fluss
1.	0.0000	1.	0.6906
2.	0.2184	2.	0.0000
3.	0.0000	3.	0.0691
4.	0.0218	4.	0.0000
Total	0.2402	Total	0.7597

Modulation = $(0.7597 - 0.2404) / 1.0000 = 0.5195$

Figur 4