



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 10 2004 034 984 A1 2006.02.02

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: 10 2004 034 984.3

(22) Anmeldetag: 16.07.2004

(43) Offenlegungstag: 02.02.2006

(51) Int Cl.⁸: G02B 21/00 (2006.01)

(71) Anmelder:
Carl Zeiss Jena GmbH, 07745 Jena, DE

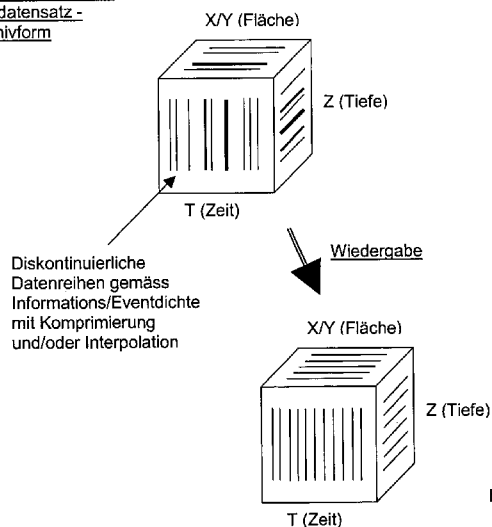
(72) Erfinder:
Wolleschensky, Ralf, 99510 Apolda, DE; Hecht,
Frank, 99425 Weimar, DE; Engelmann, Ralf, Dr.,
07745 Jena, DE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Erfassung von Bildern einer Probe mit einem Lichtrastermikroskop mit punktförmiger Lichtquellenverteilung**

(57) Zusammenfassung: Verfahren zur Erfassung von Bildern einer Probe mit einem Lichtrastermikroskop mit punktförmiger Lichtquellenverteilung, wobei detektierte Bilddaten, die dreidimensionalen Probenbereichen entsprechen, detektiert und abgespeichert werden, wobei eine Datenkompression erfolgt, indem auf der Probe nebeneinander und übereinander liegende Bilddaten bei der Kompression berücksichtigt werden. Vorteilhaft wird ein Bildstapel aufgenommen und jeweils benachbarte Bilder des Bildstapels zur Datenkompression herangezogen. Es werden zeitliche und/oder spektrale detektierte und abgespeicherte Daten zur Datenkompression herangezogen.

Mehrdimensionaler
Bilddatensatz -
Archivform



Beschreibung

Stand der Technik

[0001] Bilddatenserien von konfokalen bzw. 4D-Mikroskopen werden bezüglich der räumlichen wie zeitlichen Informationsdichte weitgehend 1:1 abgespeichert. Die resultierenden Datenmengen erreichen mittlerweile Größenordnungen, die mit üblichen, durchaus leistungsfähigen Rechnern nur noch zäh verarbeitet werden können. Die Archivierung der Bilddatenserien ist trotz DVD-Technik schwierig, und teilweise nur noch über Netzwerk auf teuren Fileservern möglich. Die lokale oder gar mobile Ablage wird aus Datensicherheitsgründen ebenfalls oft bevorzugt. Zudem steigen die Scangeschwindigkeiten moderner parallelisierender konfokaler bzw. 4D-Mikroskope deutlich an, was eine weitere Vergrößerung der Datenmengen bedeutet.

Aufgabenstellung

Neue vorgeschlagene Lösung:

[0002] Die Erfindung beschreibt eine Methode zum effizienten Datenmanagement in der Mikroskopie. Durch Weglassen bzw. Komprimierung von Informationen bei geringer Eventdichte in einer Dimension soll Platz für die Speicherung von mehr Informationen in anderen Dimensionen mit höherer Eventdichte geschaffen werden. Das entsprechende Datenformat stellt eine Neuheit in der schnellen konfokalen bzw. 4D-Mikroskopie dar.

[0003] Zur Lösung des Problems soll in der konfokalen bzw. 4D-Mikroskopie ein neuartiges, effizientes Datenmanagement benutzt werden. Dies ist insbesondere erforderlich, da in Zukunft Langzeitexperimente mit hoher zeitlicher Auflösung in allen drei Raumdimensionen durchgeführt werden (= 4D).

[0004] Die Lösung besteht darin, dass die Informationsdichte gemäss der Eventdichte der Dimensionen angepasst wird. Dies bedeutet zunächst, dass bei geringer Eventdichte Informationen übersprungen und später durch Interpolation zurückgewonnen werden. Desweiteren wird der Datensatz komprimiert, und zwar ebenfalls verschieden stark entsprechend der Informationsdichte. Zudem erfolgt eine Wichtung der Dimensionen gegeneinander; bei geringer zeitlicher Eventdichte wird die räumliche Information höher aufgelöst, bei hoher zeitlicher Eventdichte dagegen niedriger. Innerhalb der Raumdimensionen ist wiederum X/Y (Fläche) höher gewichtet als Z (Tiefe). Für eine flüssige Komprimierung, Interpolation und spätere Darstellung solcher Bilddatenserien ist zudem eine günstige Belastung der eingesetzten Rechner erforderlich. Es bietet sich an, diese auf dem Framegrabber oder der Graphikkarte durchzuführen oder diese Komponenten zumindest mitzubelasten.

[0005] Das erforderliche diskontinuierliche und intelligente Datenformat für multimodale Bildinformationen incl. späterer Informationsrückgewinnung durch Interpolation existiert in der konfokalen bzw. 4D-Mikroskopie bisher nicht.

[0006] Soll, D.R. et al. beschreiben 2003 in Scientific World Journ. 3:827-841 eine softwarebasierte Bewegungsanalyse von mikroskopischen Daten von Kernen und Pseudopodien lebender Zellen in allen 3 Raumdimensionen. Diese Datensätze erreichen trotz moderater Aufnahmegeschwindigkeit erhebliche Grösse, so dass die Ergebnisse z.T. nur mathematisch und nicht visuell dargestellt werden.

[0007] Abdul-Karim, M.A. et al. beschreiben 2003 in Microvasc. Res., 66:113-125 eine Langzeitanalyse von Blutgefässveränderungen im lebenden Tier, wobei Fluoreszenzbilder in Intervallen über mehrere Tage aufgenommen wurde. Die 3D-Datensätze wurden mit adaptiven Algorithmen ausgewertet, um die Bewegungstrajektorien schematisch darzustellen. Die Grösse der Datensätze stellt ein Problem dar, Originalstrukturen wurden nicht rekonstruiert.

[0008] Grossmann, R. et al. beschreiben 2002 in Glia, 37:229-240 eine 3D-Analyse der Bewegungen von Mikrogliazellen der Ratte, wobei die Daten über bis zu 10 Stunden aufgenommen wurden. Gleichzeitig kommen nach traumatischer Schädigung auch schnelle Reaktionen der Glia vor, so dass eine hohe Datenrate und entsprechendes Datenvolumen entsteht.

Ausführungsbeispiel

[0009] Abb. 1 zeigt eine Prinzipdarstellung der ereignisabhängigen Datenreduktion in 4 Dimensionen und der Entzerrung bei der Wiedergabe.

[0010] In [Fig. 1a](#) ist ein mehrdimensionaler kompletter Bilddatensatz dargestellt, bezüglich der aufgenommenen Koordinaten X,Y,Z und der dazugehörigen Aufnahmezeit t. Anhand der unterschiedlichen Strichdicke ist schematisch dargestellt, daß die Datenkomprimierung innerhalb des Bilddatensatzes unterschiedlich sein kann, dickere Linien stehen beispielsweise für eine höhere Komprimierung als dünnere Linien.

[0011] In [Fig. 1b](#) ist der endgültig abgespeicherte Datensatz dargestellt, der zur Wiedergabe für den Benutzer dient.

[0012] Dieser hat vorteilhaft die Möglichkeit, zeitlich oder räumlich je nach Einstellung mit unterschiedlicher Auflösungsbeobachtung oder aufzeichnen zu können.

[0013] [Fig. 2](#) zeigt schematisch den Ablauf der Datenreduzierung von der Aufnahme bis zur endgültigen Datenspeicherung.

[0014] Hier ist die gezielte Datenreduktion schematisch dargestellt:

- Datenaufnahme 1:1, über Kamera bzw. Framegrabber
- Zwischenablage der Daten, z.B. RAM oder Grafikboard
- Komprimierung/Datenreduktion durch CPU oder Grafikboard
- Endgültige Speicherung der Bilddaten auf Festplatte

[0015] Prinzipiell kann die Datenreduzierung nach unterschiedlichen Vorgaben erfolgen:

1. Automatisch:

[0016] Bei geringer zeitlicher Eventdichte könnte die räumliche Information höher aufgelöst abgespeichert werden während zeitliche Informationen (beispielsweise durch Weglassen eines Zeittaktes) übersprungen werden können.

[0017] Bei starken zeitlichen Änderungen (sehr schnell bewegte Probenanteile) könnte die Zeitauflösung voll beibehalten werden und die räumliche Auflösung verringert werden.

2. Durch Benutzervorgaben:

[0018] Der Benutzer legt anhand seiner Erwartungen fest, ob und wie er mit stark räumlich oder stark zeitlich veränderlichen Vorgängen rechnet und auf dieser Vorgabe wird die entsprechende Datenkomponente reduziert bzw. beibehalten.

[0019] Der Benutzer kann auch ein- oder mehrdimensional bestimmte Bildbereiche (Regions of Interest) festlegen, für die eine bestimmte Datenkompression vorgenommen oder automatisch eingestellt wird.

[0020] Beispielsweise bei Ca⁺ imaging oder Kaede Farbstoffen ist die zeitliche Information [Fig. 3](#) zeigt beispielhaft ein zugrundeliegendes schnelles Mikroskopsystem, welches Bilddaten in bisher unüblich großem Umfang generiert.

[0021] Schematisch dargestellt ist ein Linienscanner mit einer Zeilenlichtquelle und einem Zeilendetektor, wobei über einen Y Scanner eine in X Richtung liegende Beleuchtungszeile über die Probe bewegt wird, In einer Softwareebene werden die mit dem Zeilendetektor detektierten Bilddaten wie in [Fig. 2](#) dargestellt abgespeichert.

[0022] Über eine Tischverstellung oder eine Z Verstellung der Fokussiereinrichtung wird eine vertikale Verstellung generiert, so dass Probenkoordinaten in X,Y und Z Richtung zeitabhängig abgespeichert werden.

[0023] [Fig. 4](#) zeigt schematisch ein Laserscanningmikroskop **1**, das im wesentlichen aus fünf Komponenten aufgebaut ist: einem Strahlungsquellenmodul **2**, das Anregungsstrahlung für die Laserscanningmikroskopie erzeugt, einem Scanmodul **3**, das die Anregungsstrahlung konditioniert und zum Scannen über eine Probe geeignet ablenkt, einem zur Vereinfachung nur schematisch gezeigten Mikroskopmodul **4**, das die vom Scanmodul bereitgestellte scannende Strahlung in einem mikroskopischen Strahlengang auf eine Probe richtet, sowie einem Detektormodul **5**, das optische Strahlung von der Probe erhält und detektiert. Das Detektormodul **5** kann dabei, wie es in [Fig. 4](#) dargestellt ist, spektral mehrkanalig ausgeführt sein.

[0024] Zur allgemeinen Beschreibung eines punktwise abtastenden Laser Scanning Mikroskopes wird auf DE 19702753A1 verwiesen, die somit Bestandteil der hier vorliegenden Beschreibung ist.

[0025] Das Strahlungsquellenmodul **2** erzeugt Beleuchtungsstrahlung, die für die Laserscanningmikroskopie geeignet ist, also insbesondere Strahlung, die Fluoreszenz auslösen kann. Je nach Applikation weist das Strahlungsquellenmodul dazu mehrere Strahlungsquellen auf. In einer dargestellten Ausführungsform werden zwei Laser **6** und **7** im Strahlungsquellenmodul **2** vorgesehen, denen jeweils ein Lichtventil **8** sowie ein Abschwächer **9** nachgeschaltet sind und die ihre Strahlung über ein Koppelstelle **10** in eine Lichtleitfaser **11** Einkoppeln. Das Lichtventil **8** wirkt als Strahlableiter, mit dem eine Strahlabschaltung bewirkt werden kann, ohne den Betrieb der Laser in der Lasereinheit **6** bzw. **7** selbst abschalten zu müssen. Das Lichtventil **8** ist beispielsweise als AOTF ausgebildet, das zur Strahlabschaltung den Laserstrahl vor der Einkopplung in die Lichtleitfaser **11** in Richtung einer nicht dargestellten Lichtfalle ablenkt.

[0026] In der beispielhaften Darstellung der Fig. 4 weist die Lasereinheit **6** drei Laser B, C, D auf, wohingegen die Lasereinheit **7** nur einen Laser A beinhaltet. Die Darstellung ist also beispielhaft für eine Kombination aus Einzel- und Multiwellenlängenlaser, die einzeln oder auch gemeinsam an eine oder mehrere Fasern angekoppelt sind. Auch kann die Ankopplung über mehrere Fasern gleichzeitig erfolgen, deren Strahlung später nach Durchlaufen einer Anpaßoptik durch Farbvereiner gemischt wird. Es ist somit möglich, verschiedenste Wellenlängen oder -bereiche für die Anregungsstrahlung zu verwenden.

[0027] Die in die Lichtleitfaser **11** eingekoppelte Strahlung wird mittels verschieblichen Kollimationsoptiken **12** und **13** über Strahlvereinigungsspiegel **14**, **15** zusammengeführt und in einer Strahlformungseinheit hinsichtlich des Strahlprofils verändert.

[0028] Die Kollimatoren **12**, **13** sorgen dafür, daß die vom Strahlungsquellenmodul **2** an das Scanmodul **3** zugeführte Strahlung in einen Unendlichstrahlengang kollimiert wird. Dies erfolgt jeweils vorteilhaft mit einer einzelnen Linse, die durch Verschiebung entlang der optischen Achse unter Steuerung (einer nicht dargestellten) zentralen Ansteuereinheit eine Fokussierungsfunktion hat, indem der Abstand zwischen Kollimator **12**, **13** und dem jeweiligen Ende der Lichtleitfaser veränderbar ist.

[0029] Die Strahlformungseinheit, welche später noch eingehend erläutert wird, erzeugt aus dem rotations-symmetrischen, gaußförmig profilierten Laserstrahl, wie er nach den Strahlvereinigungsspiegeln **14**, **15** vorliegt, einen zeilenförmigen Strahl, der nicht mehr rotations-symmetrisch ist, sondern im Querschnitt zur Erzeugung eines rechteckig beleuchteten Feldes geeignet ist.

[0030] Dieser auch als zeilenförmig bezeichnete Beleuchtungsstrahl dient als Anregungsstrahlung und wird über einen Hauptfarbteiler **17** und eine noch zu beschreibende Zoomoptik zu einem Scanner **18** geleitet. Auf den Hauptfarbteiler wird später ebenfalls noch eingegangen, hier sei lediglich erwähnt, daß er die Funktion hat, vom Mikroskopmodul **4** zurückkehrende Probenstrahlung von der Anregungsstrahlung zu trennen.

[0031] Der Scanner **18** lenkt den zeilenförmigen Strahl ein- oder zweiachsig ab, wonach er durch ein Scanobjektiv **19** sowie eine Tubuslinse und ein Objektiv des Mikroskopmoduls **4** in einen Fokus **22** gebündelt wird, der in einem Präparat bzw. in einer Probe liegt. Die optische Abbildung erfolgt dabei so, daß die Probe in einer Brennpunktlinie mit Anregungsstrahlung beleuchtet wird.

[0032] Derart im linienförmigen Fokus angeregte Fluoreszenz-Strahlung gelangt über Objektiv und Tubuslinse des Mikroskopmoduls **4** und das Scanobjektiv **19** zurück zum Scanner **18**, so daß in Rückrichtung nach dem Scanner **18** wieder ein ruhender Strahl vorliegt. Man spricht deshalb auch davon, daß der Scanner **18** die Fluoreszenz-Strahlung descantet.

[0033] Der Hauptfarbteiler **17** läßt die in anderen Wellenlängenbereichen als die Anregungsstrahlung liegende Fluoreszenz-Strahlung passieren, so daß sie über einen Umlenkspiegel **24** im Detektormodul **5** umgelenkt und dann analysiert werden kann. Das Detektormodul **5** weist in der Ausführungsform der Fig. 4 mehrere spektrale Kanäle auf, d.h. die vom Umlenkspiegel **24** kommende Fluoreszenz-Strahlung wird in einem Nebenfärbteiler **25** in zwei spektrale Kanäle aufgeteilt.

[0034] Jeder spektrale Kanal verfügt über eine Schlitzblende **26**, die eine konfokale oder teil-konfokale Abbildung bezüglich der Probe **23** realisiert und deren Größe die Tiefenschärfe, mit der die Fluoreszenz-Strahlung detektiert werden kann, festlegt. Die Geometrie der Schlitzblende **26** bestimmt somit die Schnittebene innerhalb des (dicken) Präparates, aus der Fluoreszenz-Strahlung detektiert wird.

[0035] Der Schlitzblende **26** ist noch ein Blockfilter **27** nachgeordnet, das unerwünschte, in das Detektormodul **5** gelangte Anregungsstrahlung abblockt. Die derart abseparierte, aus einem bestimmten Tiefenabschnitt stammende, zeilenförmig aufgefächerte Strahlung wird dann von einem geeigneten Detektor **28** analysiert. Analog zum geschilderten Farbkanal ist auch der zweite spektrale Detektionskanal aufgebaut, der ebenfalls eine Schlitzblende **26a**, ein Blockfilter **27a** sowie einen Detektor **28a** umfaßt.

[0036] Die Verwendung einer konfokalen Schlitz-Apertur im Detektormodul **5** ist nur beispielhaft. Natürlich kann auch ein Einzelpunktscanner realisiert sein. Die Schlitzblenden **26**, **26a** sind dann durch Lochblenden ersetzt und die Strahlformungseinheit kann entfallen. Im übrigen sind für eine solche Bauweise alle Optiken rotationssymmetrisch ausgeführt. Dann können natürlich statt einer Einzelpunktabtastung und -detektion auch prinzipiell beliebige Mehrpunktanordnungen, wie Punktwolken oder Nipkow-Scheibenkonzepte, verwendet werden, wie sie später noch anhand [Fig. 6](#) und [Fig. 7](#) erläutert werden. Wesentlich ist dann allerdings, daß der Detektor **28** ortsauflösend ist, da eine parallele Erfassung mehrerer Probenpunkte beim Durchlauf des Scanners erfolgt.

[0037] In [Fig. 4](#) ist zu sehen, daß die nach den beweglichen, d.h. verschieblichen Kollimatoren **12** und **13** vorliegenden Gauß'schen Strahlenbündel über eine Spiegeltreppe in Form der Strahlvereinigungsspiegel **14**, **16** vereinigt und bei der gezeigten Bauweise mit konfokaler Schlitzblende anschließend in ein Strahlbündel mit rechteckigem Strahlquerschnitt konvertiert werden. In der Ausführungsform der [Fig. 1](#) wird in der Strahlformungseinheit ein Zylinderteleskop **37** verwendet, dem eine Asphäreneinheit **38** nachgeordnet ist, auf das eine Zylinderoptik **39** folgt.

[0038] Nach der Umformung liegt ein Strahl vor, der in einer Profilebene im wesentlichen ein rechteckiges Feld ausleuchtet, wobei die Intensitätsverteilung entlang der Feldlängsachse nicht gaußförmig, sondern kastenförmig ist.

[0039] Die Beleuchtungsanordnung mit der Asphäreneinheit **38** kann zur gleichmäßigen Füllung einer Pupille zwischen einer Tubuslinse und einem Objektiv dienen. Damit kann die optische Auflösung des Objektivs voll ausgeschöpft werden. Diese Variante ist somit auch zweckmäßig in einem Einzelpunkt oder Multipunkt scannenden Mikroskopsystem, z. B. in einem linien-scannenden System (bei letzterem zusätzlich zu der Achse, in der auf bzw. in die Probe fokussiert wird).

[0040] Die z. B. linienförmig konditionierte Anregungsstrahlung wird auf den Hauptfarbteiler **17** gelenkt. Dieser ist in einer bevorzugten Ausführungsform als spektral-neutraler Teilerspiegel gemäß der DE 10257237 A1 ausgeführt, deren Offenbarungsgehalt hier vollumfänglich einbezogen ist. Der Begriff „Farbteiler“ umfaßt also auch nichtspektral wirkende Teilersysteme. Anstelle des beschriebenen spektral unabhängigen Farbteilers kann auch ein homogener Neutralteiler (z.B. 50/50, 70/30, 80/20 o.ä.) oder ein dichroitischer Teiler Verwendung finden. Damit applikationsabhängig eine Auswahl möglich ist, ist der Hauptfarbteiler vorzugsweise mit einer Mechanik versehen, die einen einfachen Wechsel ermöglicht, beispielsweise durch ein entsprechendes Tellerrad, das einzelne, austauschbare Teiler enthält.

[0041] Ein dichroitischer Hauptfarbteiler ist besonders dann vorteilhaft, wenn kohärente, d. h. gerichtete Strahlung detektiert werden soll, wie z.B. Reflexion, Stokes'sche bzw. anti-Stokes'sche Raman-Spektroskopie, kohärente Raman-Prozesse höherer Ordnung, allgemein parametrische nicht-lineare optische Prozesse, wie Second Harmonic Generation, Third Harmonic Generation, Sum Frequency Generation, Zwei- und Mehrphotonenabsorption bzw. Fluoreszenz. Mehrere dieser Verfahren der nicht-linearen optischen Spektroskopie erfordern den Einsatz zweier oder mehrerer Laserstrahlen, die kollinear überlagert werden. Hierbei erweist sich die dargestellte Strahlvereinigung der Strahlung mehrerer Laser als besonders vorteilhaft. Grundsätzlich können die in der Fluoreszenzmikroskopie weitverbreiteten dichroitischen Strahlteiler verwendet werden. Auch ist es für Raman-Mikroskopie vorteilhaft vor den Detektoren holografische Notch-Teiler oder -Filter zu Unterdrückung des Rayleigh-Streuanteils zu verwenden.

[0042] In der Ausführungsform der [Fig. 4](#) wird die Anregungsstrahlung bzw. Beleuchtungsstrahlung dem Scanner **18** über eine motorisch steuerbare Zoom-Optik **41** zugeführt. Damit kann der Zoom-Faktor angepaßt werden und das abgetastete Sehfeld ist in einem bestimmten Verstellbereich kontinuierlich variierbar. Besonders vorteilhaft ist eine Zoom-Optik, bei der während Anpassung der Fokusslage und des Abbildungsmaßstabes die Pupillenlage im kontinuierlichen Durchstimmvorgang erhalten bleibt. Die in [Fig. 4](#) dargestellten, durch Pfeile symbolisierten, drei motorischen Freiheitsgrade der Zoom-Optik **41** entsprechen genau der Zahl der Freiheitsgrade, die zur Anpassung der drei Parameter, Abbildungsmaßstab, Fokus-, Pupillenlage, vorgesehen sind. Besonders bevorzugt ist eine Zoom-Optik **41**, an deren ausgangsseitigen Pupille eine feste Blende **42**

angeordnet ist. In einer praktischen einfachen Realisierung kann die Blende **42** auch durch die Begrenzung der Spiegelfläche des Scanners **18** vorgegeben sein. Die ausgangsseitige Blende **42** mit der Zoom-Optik **41** erreicht, daß unabhängig vom Verstellen der Zoomvergrößerung immer ein festgelegter Pupillendurchmesser auf das Scanobjektiv **19** abgebildet wird. Somit bleibt die Objektivpupille auch bei beliebiger Verstellung der Zoomoptik **41** vollständig ausgeleuchtet. Die Verwendung einer eigenständigen Blende **42** verhindert vorteilhaft das Auftreten ungewollter Streustrahlung im Bereich des Scanners **18**.

[0043] Mit der Zoom-Optik **41** wirkt das Zylinderteleskop **37** zusammen, das ebenfalls motorisch betätigbar ist und der Asphäreinheit **38** vorgeordnet ist. Dies ist in der Ausführungsform der Fig. 2 aus Gründen eines kompakten Aufbaus gewählt, muß aber nicht so sein.

[0044] Wird ein Zoom-Faktor kleiner 1,0 gewünscht, wird das Zylinderteleskop **37** automatisch in den optischen Strahlengang eingeschwenkt. Es verhindert, daß die Aperturblende **42** unvollständig ausgeleuchtet ist, wenn das Zoomobjektiv **41** verkleinert ist. Das einschwenkbare Zylinderteleskop **37** gewährleistet somit, daß auch bei Zoom-Faktoren kleiner 1, d. h. unabhängig von der Verstellung der Zoomoptik **41** am Ort der Objektivpupille stets eine Beleuchtungslinie konstanter Länge vorliegt. Im Vergleich zu einem einfachen Sehfeld-Zoom sind somit Laserleistungsverluste in dem Beleuchtungsstrahl vermieden.

[0045] Da beim Einschwenken des Zylinderteleskops **37** ein Bildhelligkeitssprung in der Beleuchtungslinie unvermeidlich ist, ist in der (nicht dargestellten) Steuereinheit vorgesehen, daß die Vorschubgeschwindigkeit des Scanners **18** oder ein Verstärkungsfaktor der Detektoren im Detektormodul **5** bei aktiviertem Zylinderteleskop **37** entsprechend angepaßt ist, um die Bildhelligkeit konstant zu halten.

[0046] Neben der motorisch angetriebenen Zoomoptik **41** sowie dem motorisch aktivierbaren Zylinderteleskop **37** sind auch im Detektormodul **5** des Laserscanningmikroskops der Fig. 1 fernsteuerbare Justierelemente vorgesehen. Zur Kompensation von Farbblängsfehlern sind beispielsweise vor der Schlitzblende eine Rundoptik **44** sowie eine Zylinderoptik **39** und unmittelbar vor dem Detektor **28** eine Zylinderoptik **39** vorgesehen, die jeweils in axialer Richtung motorisch verschiebbar sind.

[0047] Zusätzlich ist zur Kompensation eine Korrekturereinheit **40** vorgesehen, die nachfolgend kurz beschrieben wird.

[0048] Die Schlitzblende **26** bildet zusammen mit einer vorgeordneten Rundoptik **44** sowie der ebenfalls vorgeordneten ersten Zylinderoptik **39** sowie der nachgeordneten zweiten Zylinderoptik ein Pinhole-Objektiv der Detektoranordnung **5**, wobei das Pinhole hier durch die Schlitzblende **26** realisiert ist. Um eine unerwünschte Detektion von im System reflektierter Anregungsstrahlung zu vermeiden, ist der zweiten Zylinderlinse **39** noch das Blockfilter **27** vorgeschaltet, das über geeignete spektrale Eigenschaften verfügt, um lediglich gewünschte Fluoreszenzstrahlung zum Detektor **28**, **28a** gelangen zu lassen.

[0049] Ein Wechsel des Farbteilers **25** oder des Blockfilters **27** bringt unvermeidlich einen gewissen Kipp- oder Keilfehler bei Einschwenken mit sich. Der Farbteiler kann einen Fehler zwischen Probenbereich und Schlitzblende **26**, das Blockfilter **27** einen Fehler zwischen Schlitzblende **26** und Detektor **28** nach sich ziehen. Um zu verhindern, daß dann eine Neujustierung der Lage der Schlitzblende **26** bzw. des Detektors **28** erforderlich ist, ist zwischen der Rundoptik **44** und der Schlitzblende **26**, d.h. im Abbildungsstrahlengang zwischen Probe und Detektor **28** eine planparallele Platte **40** angeordnet, die unter Steuerung eines Controllers in verschiedene Kippstellungen gebracht werden kann. Die planparallele Platte **40** ist dazu in einer geeigneten Halterung verstellbar angebracht.

[0050] Fig. 5 zeigt, wie mit Hilfe der Zoom-Optik **41** innerhalb des zur Verfügung stehenden maximalen Scanfeldes SF ein Bereich (region of interest) ROI ausgewählt werden kann. Beläßt man die Ansteuerung des Scanners **18** so, daß die Amplitude sich nicht verändert, wie dies beispielsweise bei Resonanz-Scanner zwingend erforderlich ist, bewirkt eine an der Zoom-Optik eingestellte Vergrößerung größer 1,0 eine Einengung des ausgewählten Bereiches ROI zentriert um die optische Achse des Scanfeldes SF.

[0051] Resonanzscanner sind beispielsweise in Pawley, Handbook of Biological Confocal Microscopy, Plenum Press 1994, Seite 461ff beschrieben.

[0052] Steuert man den Scanner so an, daß er ein Feld asymmetrisch zur optischen Achse, d. h. zur Ruhelage der Scannerspiegel abtastet, so erhält man im Zusammenhang mit einer Zoomwirkung eine Offsetverschiebung OF des ausgewählten Bereiches ROI. Durch die bereits erwähnte Wirkung des Scanners **18**, zu de-

scannen, und durch den nochmaligen Durchlauf durch die Zoom-Optik **41**, wird die Auswahl des interessierenden Bereiches ROI im Detektionsstrahlengang wieder in Richtung auf den Detektor hin aufgehoben. Somit kann man eine beliebige innerhalb des Scanbildes SF liegende Auswahl für den Bereich ROI treffen. Zusätzlich kann man für verschiedene Auswahlen des Bereiches ROI Bilder gewinnen und diese dann zu einem hochauflösenden Bild zusammensetzen.

[0053] Möchte man den ausgewählten Bereich ROI nicht nur um einen Offset OF gegenüber der optischen Achse verschieben, sondern auch zusätzlich drehen, ist eine Ausführungsform zweckmäßig, die in einer Pupille des Strahlenganges zwischen Hauptfarbteiler **17** und Probe **23** ein Abbe-König-Prisma vorsieht, das bekanntermaßen eine Bildfelddrehung zur Folge hat. Auch diese wird in Richtung auf den Detektor hin wieder aufgehoben. Nun kann man Bilder mit verschiedenen Offsetverschiebungen OF und verschiedenen Drehwinkeln messen und anschließend zu einem hochauflösenden Bild verrechnen, beispielsweise gemäß einem Algorithmus, wie er in der Veröffentlichung, Gustafsson, M., „Doubling the lateral resolution of wide-field fluorescence microscopy using structured illumination“, in „Three-dimensional and multidimensional microscopy: Image acquisition processing VII“, Proceedings of SPIE, Vol. 3919 (2000), p 141-150, beschrieben ist.

[0054] Fig. 6 zeigt eine weitere mögliche Bauweise für ein Laserscanningmikroskop **1**, bei dem ein Nipkow-scheiben-Ansatz zur Verwirklichung kommt. Das Lichtquellenmodul **2**, das in Fig. 6 stark vereinfacht dargestellt ist, beleuchtet über ein Minilinsenarray **65** durch den Hauptfarbteiler **17** hindurch eine Nipkow-Scheibe **64**, wie sie beispielsweise in US 6.028.306, WO 88 07695 oder DE 2360197 A1 beschrieben ist. Die über das Minilinsenarray **65** beleuchteten Pinholes der Nipkow-Scheibe werden in die im Mikroskopmodul **4** befindliche Probe abgebildet. Um auch hier die probenseitige Bildgröße variieren zu können, ist wiederum die Zoom-Optik **41** vorgesehen.

[0055] In Abwandlung zur Bauweise der Fig. 4 ist beim Nipkow-Scanner die Beleuchtung im Durchgang durch den Hauptfarbteiler **17** vorgenommen und die zu detektierende Strahlung wird ausgespiegelt.

[0056] Darüber hinaus der Detektor **28** nun ortsauflösend ausgeführt, damit die mit der Nipkow-Scheibe **64** erreichte Multipunktbeleuchtung auch entsprechend parallel abgetastet wird. Ferner ist zwischen der Nipkow-Scheibe **64** und der Zoom-Optik **41** eine geeignete feststehende Optik **63** mit positiver Brechkraft angeordnet, welche die durch die Pinholes der Nipkow-Scheibe **64** divergent austretende Strahlung in geeignete Bündeldurchmesser umwandelt. Der Hauptfarbteiler **17** ist für den Nipkow-Aufbau der Fig. 3 ein klassischer dichroitischer Strahlteiler, d. h. nicht der zuvor erwähnte Strahlteiler mit schlitzförmig oder punktförmig reflektierendem Bereich.

[0057] Die Zoom-Optik **41** entspricht der zuvor erläuterten Bauweise, wobei natürlich der Scanner **18** durch die Nipkow-Scheibe **64** überflüssig wird. Er kann dennoch vorgesehen werden, wenn man die anhand Fig. 5 erläuterte Auswahl eines Bereiches ROI vornehmen möchten. Gleiches gilt für das Abbe-König-Prisma.

[0058] Einen alternativen Ansatz mit Multipunktabtastung zeigt in schematischer Darstellung Fig. 7, bei der mehrere Lichtquellen schräg in die Scannerpupille einstrahlen. Auch hier läßt sich durch Nutzung der Zoom-Optik **41** zur Abbildung zwischen Hauptfarbteiler **17** und Scanner **18** eine Zoomfunktion wie in Fig. 5 dargestellt realisieren. Durch gleichzeitiges Einstrahlen von Lichtbündeln unter verschiedenen Winkeln in einer zur Pupille konjugierten Ebene, werden Lichtpunkte in einer zur Objektebene konjugierten Ebene erzeugt, die vom Scanner **18** gleichzeitig über einen Teilbereich des gesamten Objektfeldes geführt werden. Die Bildinformation entsteht durch Auswertung sämtlicher Teilbilder auf einem ortsauflösenden Matrixdetektor **28**.

[0059] Als weitere Ausführungsform kommt eine Multipunkt-Abtastung, wie in US 6.028.306 beschrieben, in Frage, deren Offenbarung vollumfänglich diesbezüglich hier einbezogen wird. Auch hier ist ein ortsauflösender Detektor **28** vorzusehen. Die Probe wird dann durch eine Multipunktlichtquelle beleuchtet, die durch einen Strahlexpander mit nachgeordneten Mikrolinsenarray realisiert wird, das eine Multiaperturenplatte so beleuchtet, daß dadurch eine Multipunktlichtquelle realisiert ist.

[0060] Im folgenden wird ein vorteilhaftes erfindungsgemäßes Verfahren näher erläutert:

Die Implementierung beschreibt eine Methode zur verlustbehafteten Datenkompression von 3D und 4D Daten bei der Abspeicherung der Bilddaten mit einem Mikroskopsystem. Eine Datenkomprimierung von Bildstapeln in den 3 Dimensionen x, y und z wird durch die zwei Schritte der 3D-digitalen Cosinustransformation und der Quantisierung der Ergebnisse der 3D-digitalen Cosinustransformation erreicht.

[0061] Durch die Verwendung einer 3-dimensionalen digitalen Cosinustransformation und anschließender

Quantisierung läßt sich das Verhältnis von Bildqualität zu Datenmenge der komprimierten Daten gegenüber dem 2-dimensionalen Verfahren für die einzelnen Ebenen eines Bildstapels wesentlich verbessern.

[0062] Der 3D-Bildstapel wird in Kuben von benachbarten Voxeln unterteilt. Ein Kubus hat m-Voxel in x-Richtung, n-Voxel in y-Richtung und o-Voxel in z-Richtung. Dabei können die einzelnen Kuben auch unterschiedliche Anzahl von Voxeln in den entsprechenden Dimensionen haben.

[0063] Im ersten Schritt werden für jeden Kubus die Werte S(w,v,u) berechnet:

$$S(w,v,u) = \frac{C_w \cdot C_v \cdot C_u}{8} \cdot \prod_{z=0}^{o-1} \prod_{y=0}^{n-1} \prod_{x=0}^{m-1} F(z,y,x,w,v,u) \quad (I)$$

mit

$$F(z,y,x,w,v,u) = I(z,y,x) \cdot \cos \frac{(2x+1)\pi u}{2m} \cdot \cos \frac{(2y+1)\pi v}{2n} \cdot \cos \frac{(2z+1)\pi w}{2o} \quad (II)$$

$$\begin{aligned} u &= 0..m-1, \\ v &= 0..n-1, \\ w &= 0..o-1, \end{aligned}$$

$$C_u, C_v, C_w = 1/\sqrt{2} \quad \text{für } u, v = 0,$$

und

$$C_u, C_v, C_w = 1, \text{ sonst.}$$

[0064] I(z,y,x) ist die Intensität des Voxels mit den Koordinaten x, y und z relativ zum ersten Voxel des Kubus. Die n·m·o Gleitkommawerte S(w,v,u) werden anschließend mit Quantisierungsfaktoren Q(w,v,u) multipliziert und in ganze Zahlen Z(w,v,u) gewandelt.

[0065] In einem weiteren Schritt werden die Werte Z(w,v,u) in ein Array

$$T(i) = Z(S_w(i), S_v(i), S_u(i)) \quad (III)$$

$i = 0 \dots n \cdot m \cdot o - 1$

geschrieben. Die Werte $Sw(i)$, $Sv(i)$ und $Su(i)$ werden so gewählt, dass es zu jedem Element von Z genau ein Element von T gibt. Es ist sinnvoll, Bei der Wahl von $Sw(i)$, $Sv(i)$ und $Su(i)$ für niedrige Werte von i auch niedrige Werte $Sw(i)$, $Sv(i)$ und $Su(i)$ zu verwenden.

[0066] Im letzten Schritt können die Werte $T(i)$ mit verlustlosen Komprimierungsverfahren wie Huffman-Kodierung, Arithmetische Kodierung und Lauflängenkodierung weiter komprimiert werden.

[0067] Bei der Dekomprimierung der Daten wird zunächst die verlustlose Komprimierung rückgängig gemacht. Anschließend werden die Daten mit der Umkehrfunktion von (III) wieder in Werte $Z(w,v,u)$ gewandelt.

[0068] Durch Division durch die Quantisierungsfaktoren $Q(w,v,u)$ erhält man die Gelijkommawerte $S'(w,v,u)$.

[0069] Die dekomprimierten Daten werden dann über die 3D inverse digitale Cosinustransformation bestimmt:

$$I'(z,y,x) = \frac{1}{8} \sum_{w=0}^{o-1} \sum_{v=0}^{n-1} \sum_{u=0}^{m-1} Cw \cdot Cv \cdot Cu \cdot F'(z,y,x,w,v,u) \quad (IV)$$

mit

$$F'(z,y,x,w,v,u) = S'(w,v,u) \cdot \cos \frac{(2 \cdot x + 1) \cdot \pi \cdot u}{2 \cdot m} \cdot \cos \frac{(2 \cdot y + 1) \cdot \pi \cdot v}{2 \cdot n} \cdot \cos \frac{(2 \cdot z + 1) \cdot \pi \cdot w}{2 \cdot o} \quad (V)$$

$$x = 0 \dots m-1,$$

$$y = 0 \dots n-1,$$

$$z = 0 \dots o-1,$$

$$Cu, Cv, Cw = 1 / \sqrt{2} \quad \text{für } u, v = 0,$$

und

$$Cu, Cv, Cw = 1, \text{ sonst.}$$

[0070] Die Stärke der Komprimierung kann über die Quantisierungsfaktoren $Q(w,v,u)$ gesteuert werden.

[0071] Das Verfahren lässt sich auch dann einsetzen, wenn Zeitserien von Bildstapeln komprimiert werden sollen. Dabei ist es auch möglich nur ausgewählte Bildstapel einer Zeitserie zu komprimieren.

[0072] Die beschriebene Erfindung stellt eine bedeutende Ausweitung der Anwendungsmöglichkeiten von schnellen konfokalen Laserscanmikroskopen dar. Die Bedeutung einer solchen Weiterentwicklung lässt sich anhand der zellbiologischen Standardliteratur und den dort beschriebenen schnellen zellulären und subzellulären Vorgängen¹ und den eingesetzten Untersuchungsmethoden mit einer Vielzahl von Farbstoffen² ablesen.

[0073] Siehe z.B.:

¹B. Alberts et al. (2002): Molecular Biology of the Cell; Garland Science.

^{1,2}G. Karp (2002): Cell and Molecular Biology: Concepts and Experiments; Wiley Text Books.

^{1,2}R. Yuste et al. (2000): Imaging neurons – a laboratory Manual; Cold Spring Harbor Laboratory Press, New York.

²R.P. Haugland (2003): Handbook of fluorescent Probes and research Products, 10th Edition; Molecular Probes Inc. and Molecular Probes Europe BV.

[0074] Die Erfindung hat insbesondere große Bedeutung für die folgenden Prozesse und Vorgänge:

Entwicklung von Organismen

[0075] Die beschriebene Erfindung ist u.a. für die Untersuchung von Entwicklungsprozessen geeignet, die sich vor allem durch dynamische Prozesse im Zehntelsekunden bis hin zum Stundenbereich auszeichnen. Beispielanwendungen auf der Ebene von Zellverbänden und ganzen Organismen sind z.B. hier beschrieben:

- Abdul-Karim, M.A. et al. beschreiben 2003 in Microvasc. Res., 66:113-125 eine Langzeitanalyse von Blutgefäßveränderungen im lebenden Tier, wobei Fluoreszenzbilder in Intervallen über mehrere Tage aufgenommen wurde. Die 3D-Datensätze wurden mit adaptiven Algorithmen ausgewertet, um die Bewegungstrajektorien schematisch darzustellen.
- Soll, D.R. et al. beschreiben 2003 in Scientific World Journ. 3:827-841 eine softwarebasierte Bewegungsanalyse von mikroskopischen Daten von Kernen und Pseudopodien lebender Zellen in allen 3 Raumdimensionen.
- Grossmann, R. et al. beschreiben 2002 in Glia, 37:229-240 eine 3D-Analyse der Bewegungen von Mikrogliazellen der Ratte, wobei die Daten über bis zu 10 Stunden

aufgenommen wurden. Gleichzeitig kommen nach traumatischer Schädigung auch schnelle Reaktionen der Glia vor, so dass eine hohe Datenrate und entsprechendes Datenvolumen entsteht.

[0076] Das betrifft insbesondere folgende Schwerpunkte:

- Analyse lebender Zellen in einer 3D Umgebung, deren Nachbarzellen empfindlich auf Laserbeleuchtung reagieren und die von der Beleuchtung der 3D-ROI geschützt werden müssen;
- Analyse lebender Zellen in einer 3D Umgebung mit Markierungen, die gezielt durch Laserbeleuchtung in 3D gebleicht werden sollen, z.B. FRET-Experimente;
- Analyse lebender Zellen in einer 3D Umgebung mit Markierungen, die gezielt durch Laserbeleuchtung gebleicht und gleichzeitig auch ausserhalb der ROI beobachtet werden sollen, z.B. FRAP- und FLIP-Experimente in 3D;
- Gezielte Analyse lebender Zellen in einer 3D Umgebung mit Markierungen und Pharmaka, die manipulationsbedingte Änderungen durch Laserbeleuchtung aufweisen, z.B. Aktivierung von Transmittern in 3D;
- Gezielte Analyse lebender Zellen in einer 3D Umgebung mit Markierungen, die manipulationsbedingte Farbänderungen durch Laserbeleuchtung aufweisen, z.B. paGFP, Kaede;
- Gezielte Analyse lebender Zellen in einer 3D Umgebung mit sehr schwachen Markierungen, die z.B. eine optimale Balance von Konfokalität gegen Detektionsempfindlichkeit erfordern.
- Lebende Zellen in einem 3D-Gewebeverband mit variierenden Mehrfachmarkierungen, z.B. CFP, GFP, YFP, DsRed, HcRed u.ä.
- Lebende Zellen in einem 3D-Gewebeverband mit Markierungen, die funktionsabhängige Farbänderungen aufweisen, z.B. Ca⁺⁺-Marker
- Lebende Zellen in einem 3D-Gewebeverband mit Markierungen, die entwicklungsbedingte Farbänderungen aufweisen, z.B. transgene Tiere mit GFP
- Lebende Zellen in einem 3D-Gewebeverband mit Markierungen, die manipulationsbedingte Farbänderungen durch Laserbeleuchtung aufweisen, z.B. paGFP, Kaede
- Lebende Zellen in einem 3D-Gewebeverband mit sehr schwachen Markierungen, die eine Einschränkung der Konfokalität zugunsten der Detektionsempfindlichkeit erfordern.

- Letztgenannter Punkt in Kombination mit den Vorangehenden.

Transportvorgänge in Zellen

[0077] Die beschriebene Erfindung ist für die Untersuchung von innerzellulären Transportvorgängen exzellent geeignet, da hierbei recht kleine motile Strukturen, z.B. Proteine, mit hoher Geschwindigkeit (meist im Bereich von Hundertstelsekunden) dargestellt werden müssen. Um die Dynamik von komplexen Transportvorgängen zu erfassen, kommen oft auch Anwendungen wie FRAP mit ROI-Bleichen zum Einsatz. Beispiele für solche Studien sind z.B. hier beschrieben:

- Umenishi, F. et al. beschreiben 2000 in *Biophys J.*, 78:1024-1035 eine Analyse der räumlichen Beweglichkeit von Aquaporin in GFP-transfizierten Kulturzellen. Hierzu wurden in den Zellmembranen Punkte gezielt lokal gebleicht und die Diffusion der Fluoreszenz in der Umgebung analysiert.
- Gimpl, G. et al. beschreiben 2002 in *Prog. Brain Res.*, 139:43-55 Experimente mit ROI-Bleichen und Fluoreszenzimaging zur Analyse der Mobilität und Verteilung von GFP-markierten Oxytocin-Rezeptoren in Fibroblasten. Dabei stellen sich hohe Anforderungen an die räumliche Positionierung und Auflösung sowie die direkte zeitliche Folge von Bleichen und Imaging.
- Zhang et al. beschreiben 2001 in *Neuron*, 31:261-275 live cell Imaging von GFP-transfizierten Nervenzellen, wobei die Bewegung von Granuli durch kombiniertes Bleichen und Fluoreszenzimaging analysiert wurde. Die Dynamik der Nervenzellen stellt dabei hohe Anforderungen an die Geschwindigkeit des Imaging.

Wechselwirkungen von Molekülen

[0078] Die beschriebene Erfindung ist insbesondere für die Darstellung molekularer und anderer subzellulärer Wechselwirkungen geeignet. Hierbei müssen sehr kleine Strukturen mit hoher Geschwindigkeit (im Bereich um die Hundertstelsekunde) dargestellt werden. Um die für die Wechselwirkung notwendige räumliche Position der Moleküle aufzulösen, sind auch indirekte Techniken wie z.B. FRET mit ROI-Bleichen einzusetzen. Beispielanwendungen sind z.B. hier beschrieben:

- Petersen, M.A. und Dailey, M.E. beschreiben 2004 in *Glia*, 46:195-206 eine Zweikanalaufnahme lebender Hippokampuskulturen der Ratte, wobei die zwei Kanäle für die Marker Lectin und Sytox räumlich in 3D und über einen längeren Zeitraum aufgezeichnet werden.
- Yamamoto, N. et al. beschreiben 2003 in *Clin. Exp. Metastasis*, 20:633-638 ein Zweifarbibimaging von humanen fibrosarcoma Zellen, wobei grünes und rotes fluoreszentes Protein (GFP und RFP) simultan in Echtzeit beobachtet wurde.
- Bertera, S. et al. beschreiben 2003 in *Biotechniques*, 35:718-722 ein Multicolorimaging von transgenen Mäusen markiert mit Timer reporter Protein, welches seine Farbe nach Synthese von grün in rot ändert. Die Bildaufnahme erfolgt als schnelle Serie 3-dimensional im Gewebe am lebenden Tier.

Signalübertragung zwischen Zellen

[0079] Die beschriebene Erfindung ist für die Untersuchung von meist extrem schnellen Signalübertragungsvorgängen hervorragend sehr gut geeignet. Diese meist neurophysiologischen Vorgänge stellen höchste Anforderungen an die zeitliche Auflösung, da die durch Ionen vermittelten Aktivitäten sich im Bereich von Hundertstel- bis kleiner als Tausendstelsekunden abspielen. Beispielanwendungen von Untersuchungen im Muskel- oder Nervensystem sind z.B. hier beschrieben:

- Brum G et al. beschreiben 2000 in *J Physiol*. 528: 419-433 die Lokalisation von schnellen Ca⁺ Aktivitäten in Muskelzellen des Frosches nach Reizung mit Caffeine als Transmitter. Die Lokalisation und Mikrometer-genaue Auflösung gelang nur durch Einsatz eines schnellen, konfokalen Mikroskopes.
- Schmidt H et al. beschreiben 2003 in *J Physiol*. 551:13-32 eine Analyse von Ca⁺ Ionen in Nervenzellfortsätzen von transgenen Mäusen. Die Untersuchung von schnellen Ca⁺-Transienten in Mäusen mit veränderten Ca⁺ bindenden Proteinen konnte nur mit hochauflösender konfokaler Mikroskopie durchgeführt werden, da auch die Lokalisation der Ca⁺ Aktivität innerhalb der Nervenzelle und deren genaue zeitliche Kinetik eine wichtige Rolle spielt.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Erfassung von Bildern einer Probe mit einem Lichtrastermikroskop mit punktförmiger Lichtquellenverteilung, wobei detektierte Bilddaten, die dreidimensionalen Probenbereichen entsprechen, detektiert und abgespeichert werden, wobei eine Datenkompression erfolgt, indem auf der Probe nebeneinander und übereinander liegende Bilddaten bei der Kompression berücksichtigt werden.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei ein Bildstapel aufgenommen wird und jeweils benachbarte Bilder des Bildstapels zur Datenkompression herangezogen werden.
3. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei zeitliche und/oder spektrale detektierte und abgespeicherte Daten zur Datenkompression herangezogen werden.
4. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei eine vorherige Einstellung des bei der Datenkompression erfaßten Volumens erfolgt.
5. Verfahren zum Erfassen von Bildern mit einem Laser Scanning- Mikroskop, insbesondere nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei eine Datenkompression in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit zeitlicher Änderungen und/oder der räumlichen Auflösung des aufgenommenen Bildes vorgenommen wird.
6. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei eine Datenkompression in unterschiedlichen Bildbereichen unterschiedlich vorgenommen wird.
7. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei die Kompressionsrate anhand der Aufnahme von Bildserien automatisch erstellt wird.
8. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei Eingabemittel zur Vorgabe des Kompressionsgrades von Bildbereichen und/oder zeitlichen Abschnitten einer Bildserie vorgesehen sind.
9. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei eine Abspeicherung von x,y,z,t Datensätzen in einem Datenspeicher erfolgt, der in unterschiedlichen Speicherbereichen einen unterschiedlichen Kompressionsgrad der Datenspeicherung aufweist.
10. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, in einem Resonanzscanner, Nipkowscanner oder Multipunktscanner.
11. Verwendung von Anordnungen und/oder Verfahren nach mindestens einem der vorangehenden Ansprüche zur Untersuchung von Entwicklungsprozessen, insbesondere dynamischer Prozesse im Zehntelsekunden bis hin zum Stundenbereich, insbesondere auf der Ebene von Zellverbänden und ganzen Organismen, insbesondere nach mindestens einem der folgenden Punkte:
 - Analyse lebender Zellen in einer 3D Umgebung, deren Nachbarzellen empfindlich auf Laserbeleuchtung reagieren und die von der Beleuchtung der 3D-ROI geschützt werden müssen;
 - Analyse lebender Zellen in einer 3D Umgebung mit Markierungen, die gezielt durch Laserbeleuchtung in 3D gebleicht werden sollen, z.B. FRET-Experimente;
 - Analyse lebender Zellen in einer 3D Umgebung mit Markierungen, die gezielt durch Laserbeleuchtung gebleicht und gleichzeitig auch ausserhalb der ROI beobachtet werden sollen, z.B. FRAP- und FLIP-Experimente in 3D;
 - Gezielte Analyse lebender Zellen in einer 3D Umgebung mit Markierungen und Pharmaka, die manipulationsbedingte Änderungen durch Laserbeleuchtung aufweisen, z.B. Aktivierung von Transmittern in 3D;
 - Gezielte Analyse lebender Zellen in einer 3D Umgebung mit Markierungen, die manipulationsbedingte Farbänderungen durch Laserbeleuchtung aufweisen, z.B. paGFP, Kaede;
 - Gezielte Analyse lebender Zellen in einer 3D Umgebung mit sehr schwachen Markierungen, die z.B. eine optimale Balance von Konfokalität gegen Detektionsempfindlichkeit erfordern.
 - Lebende Zellen in einem 3D-Gewebeverband mit variierenden Mehrfachmarkierungen, z.B. CFP, GFP, YFP, DsRed, HcRed u.ä.
 - Lebende Zellen in einem 3D-Gewebeverband mit Markierungen, die funktionsabhängige Farbänderungen aufweisen, z.B. Ca⁺-Marker
 - Lebende Zellen in einem 3D-Gewebeverband mit Markierungen, die entwicklungsbedingte Farbänderungen aufweisen, z.B. transgene Tiere mit GFP
 - Lebende Zellen in einem 3D-Gewebeverband mit Markierungen, die manipulationsbedingte Farbänderungen durch Laserbeleuchtung aufweisen, z.B. paGFP, Kaede
 - Lebende Zellen in einem 3D-Gewebeverband mit sehr schwachen Markierungen, die eine Einschränkung der Konfokalität zugunsten der Detektionsempfindlichkeit erfordern.
 - Letztgenannter Punkt in Kombination mit den Vorangehenden.
12. Verwendung von Anordnungen und/oder Verfahren nach mindestens einem der vorangehenden Ansprüche für die Untersuchung von innerzellulären Transportvorgängen, insbesondere zur Darstellung kleine

motile Strukturen, z.B. Proteine, mit hoher Geschwindigkeit (meist im Bereich von Hundertstelsekunden) insbesondere für Anwendungen wie FRAP mit ROI-Bleichen

13. Verwendung von Anordnungen und/oder Verfahren nach mindestens einem der vorangehenden Ansprüche für die Darstellung molekularer und anderer subzellulärer Wechselwirkungen, insbesondere der Darstellung sehr kleine Strukturen mit hoher Geschwindigkeit vorzugsweise unter Verwendung indirekter Techniken wie z.B. FRET mit ROI-Bleichen zur Auflösung submolekularer Strukturen

14. Verwendung von Anordnungen und/oder Verfahren nach mindestens einem der vorangehenden Ansprüche schnellen Signalübertragungsvorgängen, insbesondere neurophysiologischen Vorgängen mit hoher zeitlicher Auflösung, da die durch Ionen vermittelten Aktivitäten sich im Bereich von Hundertstel- bis kleiner als Tausendstelsekunden abspielen, insbesondere bei Untersuchungen im Muskel- oder Nervensystem

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

Fig.1

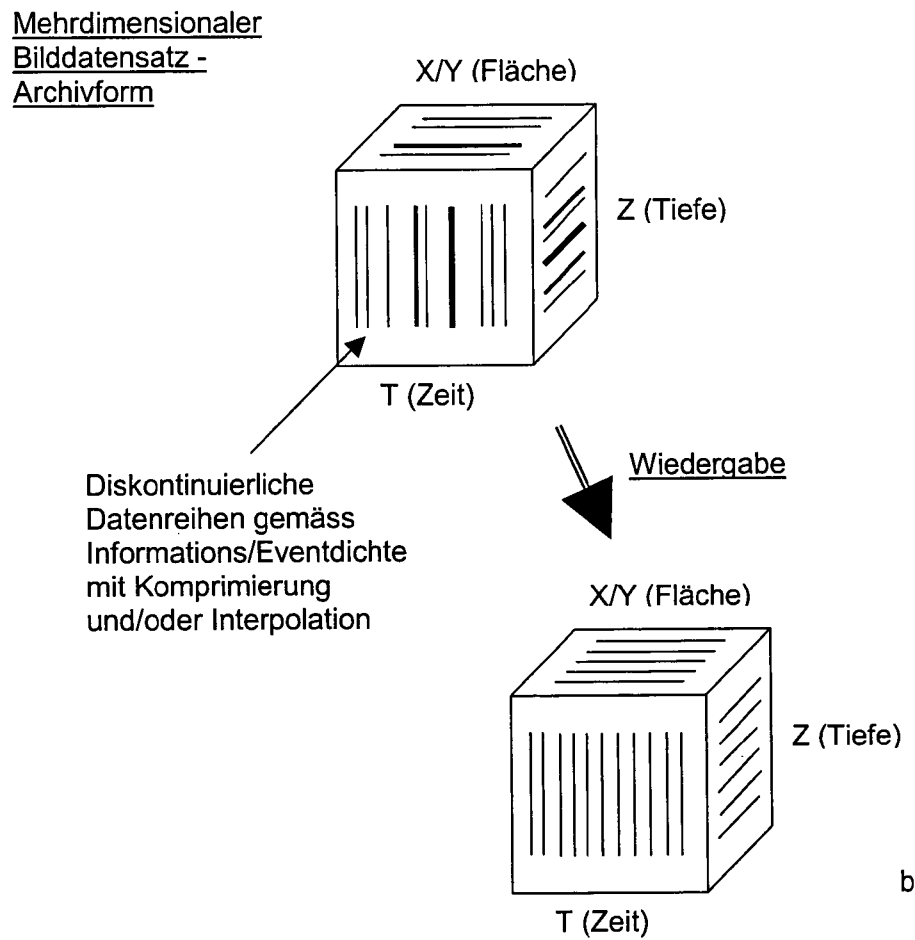


Fig.2

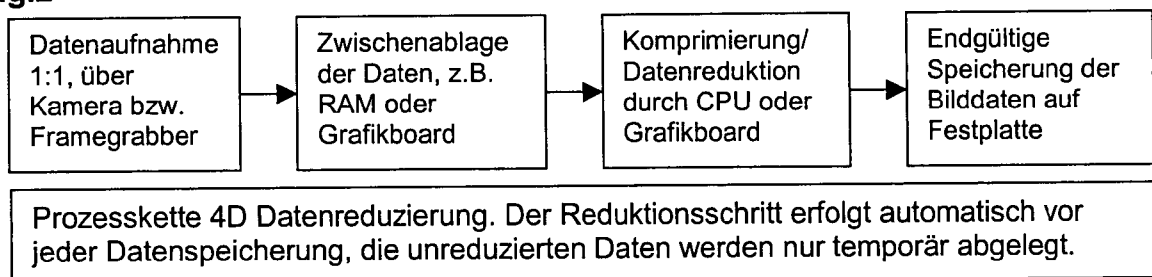
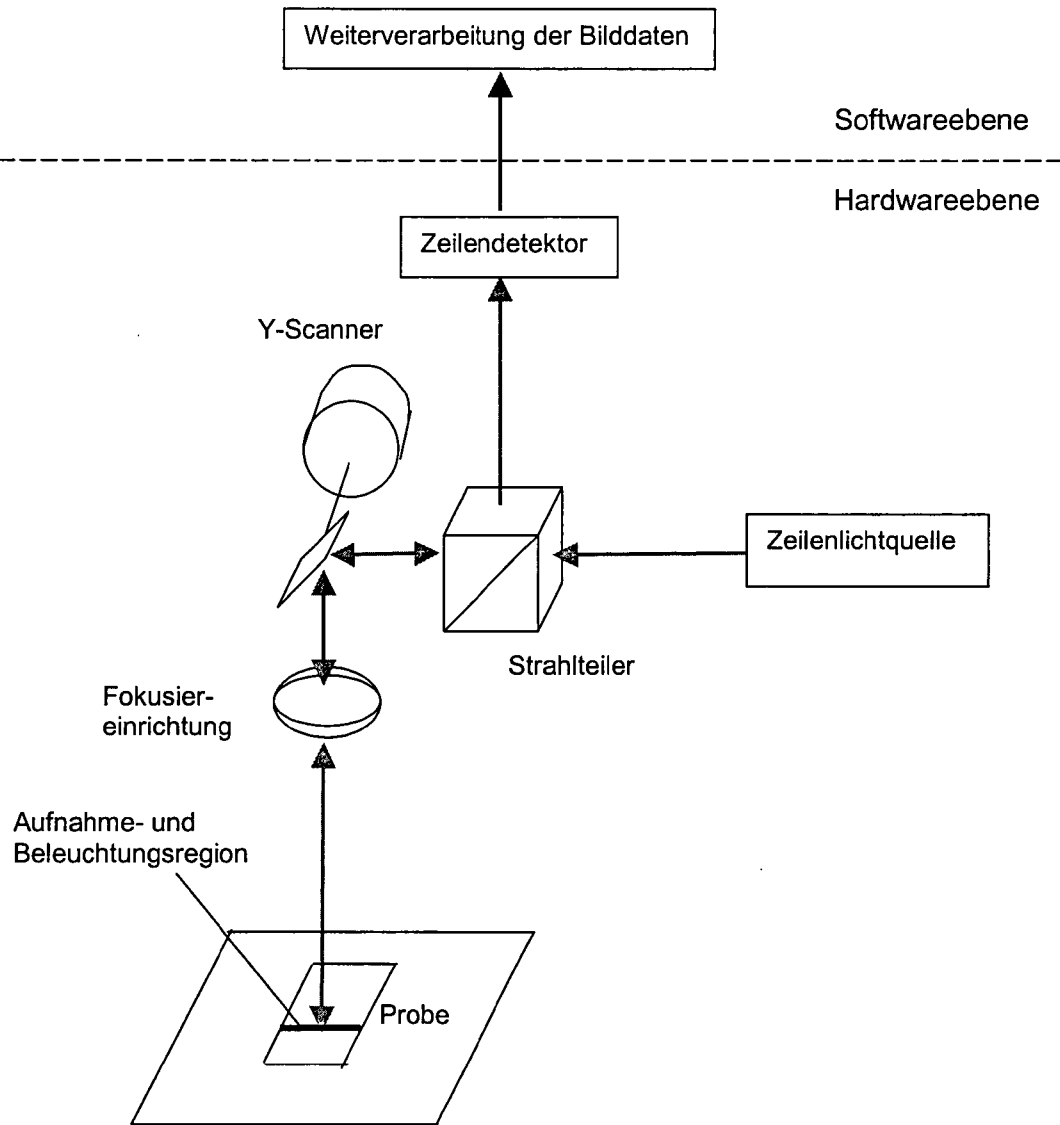


Fig.3



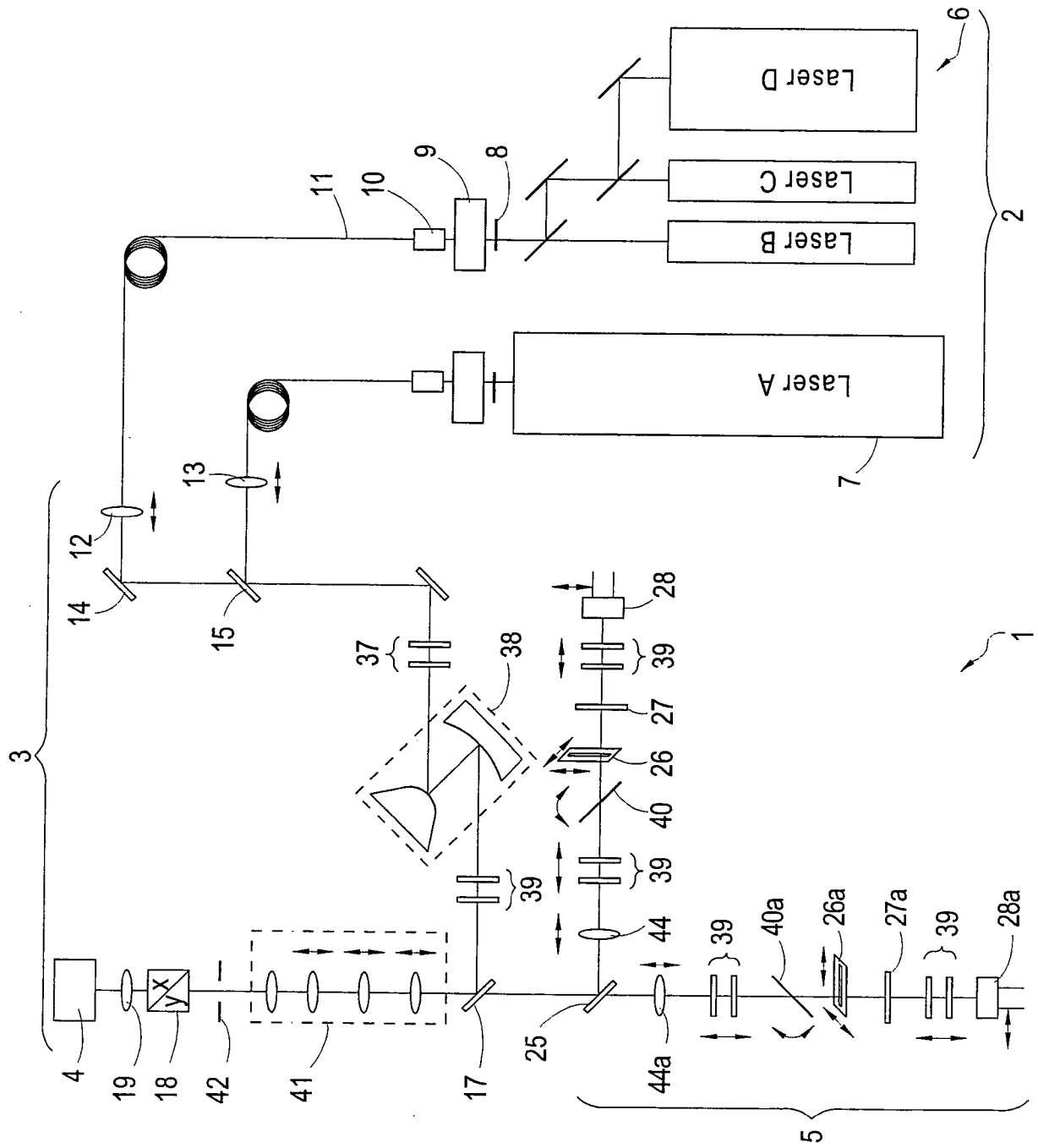


Fig.4

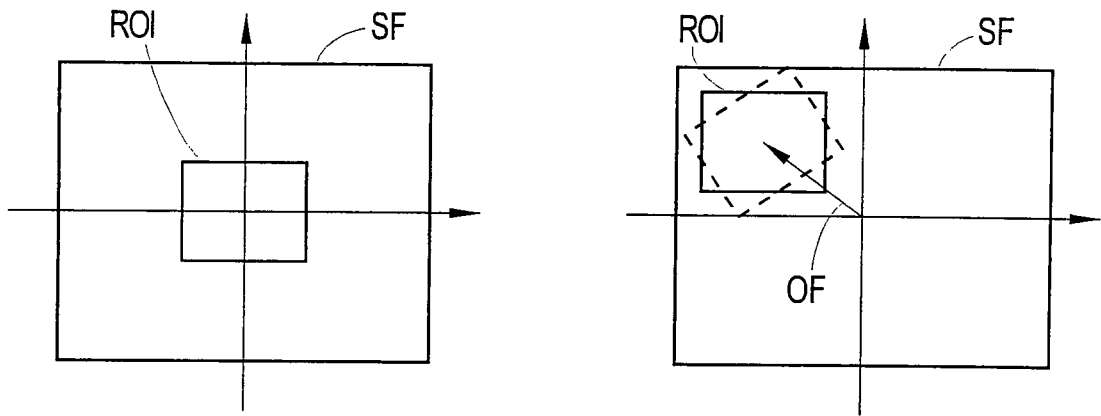


Fig.5

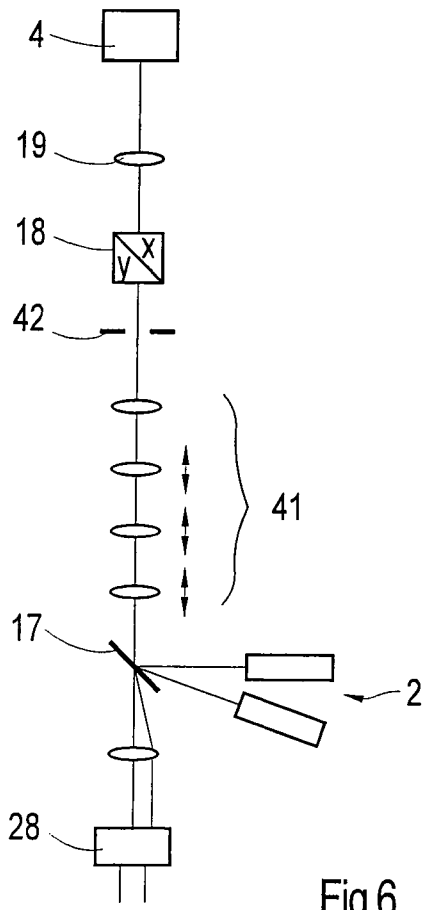


Fig.6

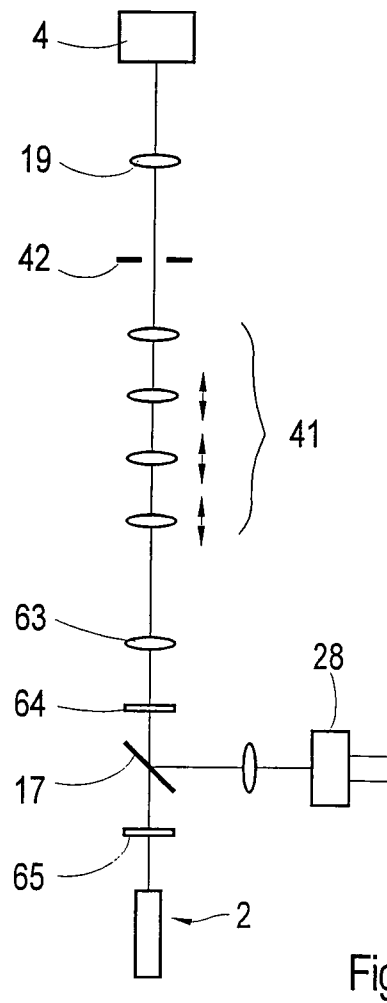


Fig.7