

(19)



Deutsches  
Patent- und Markenamt



(10) **DE 10 2007 029 730 B4** 2017.06.08

(12)

## Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2007 029 730.2**

(22) Anmeldetag: **27.06.2007**

(43) Offenlegungstag: **08.01.2009**

(45) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: **08.06.2017**

(51) Int Cl.: **G01N 23/04 (2006.01)**

**A61B 6/00 (2006.01)**

**A61B 6/03 (2006.01)**

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

(73) Patentinhaber:

**Paul Scherer Institut, Villigen, CH; Siemens  
Healthcare GmbH, 91052 Erlangen, DE**

(74) Vertreter:

**Berg, Peter, Dipl.-Ing., 80339 München, DE**

(72) Erfinder:

**Baumann, Joachim, Dr., 81925 München,  
DE; Engelhardt, Martin, 81247 München, DE;  
Freudenberger, Jörg, Dr., 90542 Eckental,**

**DE; Hempel, Eckhard, Dr., 90765 Fürth, DE;  
Hoheisel, Martin, Dr., 91056 Erlangen, DE; Honal,  
Matthias, Dr., 81925 München, DE; Mertelmeier,  
Thomas, Dr., 91058 Erlangen, DE; Popescu,  
Stefan, Dr., Brugg, CH; Schuster, Manfred, Dr.,  
80686 München, DE; David, Christian, Dr., 79787  
Lauchringen, DE; Pfeiffer, Franz, Dr., Brugg, CH**

(56) Ermittelter Stand der Technik:

**siehe Folgeseiten**

(54) Bezeichnung: **Mess-System mit einem Phasenkontrast-Kontrastmittel und dessen Verwendung zur nicht-invasiven Bestimmung von Eigenschaften eines Untersuchungsobjektes**

(57) Hauptanspruch: Mess-System zur nicht-invasiven Bestimmung von Eigenschaften eines Untersuchungsobjektes und/oder von Vorgängen und/oder Zuständen in einem Untersuchungsobjekt durch Bestimmung der relativen Phasenverschiebung mindestens zweier benachbarter kohärenter Röntgenstrahlen, die das Untersuchungsobjekt auf einem definierten Weg durchdringen, mit:

1.1. einer Röntgenquelle, welche mittelbar oder unmittelbar die mindestens zwei zueinander kohärenten Röntgenstrahlen mit einer Wellenlänge  $\lambda$  erzeugt,

1.2. einem Detektorsystem, welches in einem Abstand  $z_1$  vom Untersuchungsobjekt angeordnet ist und geeignet ist, die relative Phasenverschiebung  $\Phi$  der mindestens zwei Röntgenstrahlen zu bestimmen,

1.3. einem Phasenkontrast-Kontrastmittel (Suspension), bestehend aus einer Basisflüssigkeit und einer Vielzahl darin befindlicher Partikel, wobei sich der Brechungsindex der Basisflüssigkeit  $n_B$  vom Brechungsindex der Partikel  $n_P$  unterscheidet, und

1.4. dem Untersuchungsobjekt, welches einen zu beobachtenden Raum aufweist, der eine lichte Weite  $L$  in Ausbreitungsrichtung der Mess-Strahlen besitzt, wobei

1.5. die Partikel im Phasenkontrast-Kontrastmittel einen mittleren Radius  $r$  aufweisen, der die folgenden geometrischen Beziehungen erfüllt:

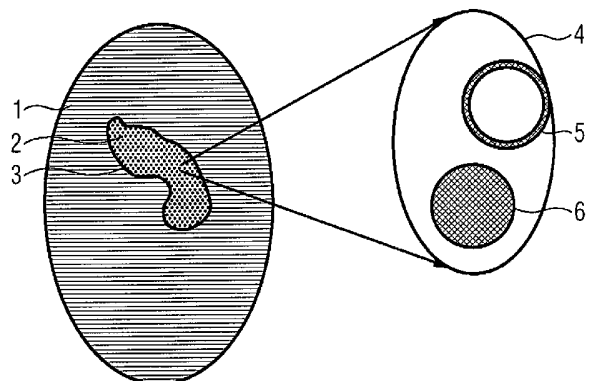
$$r \gg \sqrt[4]{2\lambda z_1 L^2}$$

und

$$2r = \kappa \frac{\lambda}{\delta_P - \delta_B} ,$$

wobei  $\kappa$  einen Wertebereich von 1% bis 99% annehmen kann und  $\delta_P$  beziehungsweise  $\delta_B$  dem reellen Dekrement des Brechungsindex  $n_P$  beziehungsweise  $n_B$  entspricht, wobei

1.6 die Partikel einen äußeren Mantel und einen Kern, jeweils mit unterschiedlichem Brechungsindex, aufweisen.



(19)



Deutsches  
Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2007 029 730 B4** 2017.06.08

(56) Ermittelter Stand der Technik:

US	7 351 221	B2
US	2002 / 0 165 445	A1
US	2005/02 86 680	A1
US	49 38 901	A
EP	17 31 099	A1
EP	18 10 698	A1
WO	2004/0 71 535	A1

**MOMOSE, A. (u.a.): Blood Vessels: Depiction  
at Phase-Contrast X-ray Imaging without Contrast  
Agents in the Mouse and Rat-Feasibility Study,  
Radiology, 2000, S. 593-596**

**Beschreibung**

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein Mess-System zur nicht-invasiven Bestimmung von Eigenschaften eines Untersuchungsobjektes und/oder von Vorgängen und/oder Zuständen in einem Untersuchungsobjekt durch Bestimmung der relativen Phasenverschiebung mindestens zweier benachbarter kohärenter Röntgenstrahlen, die das Untersuchungsobjekt auf einem definierten Weg durchdringen.

**[0002]** Außerdem betrifft die Erfindung auch eine Verwendung zur nicht-invasiven Bestimmung von Eigenschaften eines Untersuchungsobjektes und/oder von Vorgängen und/oder Zuständen in einem Untersuchungsobjekt durch Bestimmung der relativen Phasenverschiebung mindestens zweier benachbarter kohärenter Röntgenstrahlen, die das Untersuchungsobjekt auf einem definierten Weg durchdringen.

**[0003]** Grundsätzlich sind ähnliche Mess-Systeme und Verfahren zur nicht-invasiven Bestimmung von Eigenschaften eines Untersuchungsobjektes und/oder von Vorgängen und/oder Zuständen in einem Untersuchungsobjekt durch Bestimmung der relativen Phasenverschiebung bekannt. Beispielhaft wird auf die europäische Patentanmeldung EP 1 447 046 A1 und die deutschen Patentanmeldungen der Anmelderin mit den Aktenzeichen DE 10 2006 017 290 A1, DE 10 2006 015 358 A1, DE 10 2006 017 291 A1, DE 10 2006 015 356 A1 und DE 10 2006 015 355 A1 verwiesen.

**[0004]** Aus dem Fachartikel von MOMOSE et al. "Blood Vessels: Depiction at Phase-Contrast X-ray Imaging without Contrast Agents in the Mouse and Rat-Feasibility Study" Radiology, 2000, S. 593–596, ist eine Vorrichtung und ein Verfahren bekannt zur Bestimmung von Eigenschaften eines Untersuchungsobjektes durch Bestimmung der relativen Phasenverschiebung kohärenter Röntgenstrahlen, wobei ein Röntgenstrahl das Untersuchungsobjekt auf einem definierten Weg durchdringt, unter anderem mit Verwendung eines Phasenkontrast-Kontrastmittels.

**[0005]** Weiterhin ist aus der Druckschrift WO 2004/07 15 35 A1 eine Vorrichtung und ein Verfahren mit einer Röntgen-Phasenkontrastmessung zur Bestimmung von Eigenschaften eines Untersuchungsobjektes bekannt, wobei verschiedene Arten von Phasenkontrast-Kontrastmitteln verwendet werden.

**[0006]** Im Übrigen wird noch auf die Druckschriften US 2005/02 86 680 A1 und EP 1 731 099 A1 als allgemeiner Stand der Technik verwiesen.

**[0007]** Es ist im Bereich der Computertomographie auch allgemein bekannt, Phasenkontrastmittel mit stark erhöhten Röntgenabsorptionswerten zu verwenden, um den Kontrast zwischen Gebieten mit und ohne eingeleagertem Kontrastmittel besser differenzieren zu können.

**[0008]** Zur Verbesserung der Bilddarstellung ist es also einerseits gewünscht, zur Erreichung eines möglichst hohen Kontrastes Mittel zu finden, die eine Phasenverschiebung der das Untersuchungsobjekt durchdringenden Röntgenstrahlung in ausgewählten Bereichen möglichst anheben. Aufgrund der Eigenart der Phasenkontrastmessung, zumindest bei einer nicht aufintegrierenden Betrachtung, führen Phasenunterschiede von mehr als  $\pi/2$  wieder zu geringerem Kontrast. Auch Phasenverschiebungen von mehrfachem von  $\pi/2$  können nicht zu höheren Kontrasten führen. Je nach Mess-Bedingungen kann dies teilweise sogar dazu führen, dass mit Hilfe des Kontrastmittels eine Reduktion der integrierend gemessenen Phasenverschiebung herbeizuführen ist, um am Detektor eine Phasenverschiebung im ansteigenden Bereich von 0 bis  $\pi/2$  zu erhalten.

**[0009]** Es ist Aufgabe der Erfindung, ein Mess-System und dessen Verwendung zur nicht-invasiven Bestimmung von Eigenschaften eines Untersuchungsobjektes und/oder von Vorgängen und/oder Zuständen in einem Untersuchungsobjekt durch Bestimmung der relativen Phasenverschiebung dahingehend zu verbessern, dass Strukturen im Untersuchungsobjekt besser erkennbar werden, also die relativen Phasenverschiebungen sich möglichst im Bereich von 0 bis  $\pi/2$  bewegen.

**[0010]** Diese Aufgabe wird durch die Merkmale der unabhängigen Patentansprüche gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind Gegenstand untergeordneter Ansprüche.

**[0011]** Demgemäß schlagen die Erfinder ein Mess-System zur nichtinvasiven Bestimmung von Eigenschaften eines Untersuchungsobjektes und/oder von Vorgängen und/oder Zuständen in einem Untersuchungsobjekt durch Bestimmung der relativen Phasenverschiebung mindestens zweier benachbarter kohärenter Röntgenstrahlen, die das Untersuchungsobjekt auf einem definierten Weg durchdringen, vor, enthaltend:

- eine Röntgenquelle, welche mittelbar oder unmittelbar die mindestens zwei zueinander kohärenten Röntgenstrahlen mit zumindest einer Wellenlänge  $\lambda$  erzeugt,
- ein Detektorsystem, welches in einem Abstand  $z_1$  vom Untersuchungsobjekt angeordnet ist und geeignet ist, die relative Phasenverschiebung  $\Phi$  der mindestens zwei Röntgenstrahlen zu bestimmen, und
- ein Phasenkontrast-Kontrastmittel (Suspension), bestehend aus einer Basisflüssigkeit und einer Vielzahl darin befindlicher Partikel, wobei sich der Brechungsindex der Basisflüssigkeit  $n_B$  vom Brechungsindex der Partikel  $n_P$  unterscheidet.

**[0012]** Erfindungsgemäß ist das Mess-System so ausgestaltet, dass, entsprechend einem im Untersuchungsobjekt zu beobachtenden Raum, der eine lichte Weite  $L$  in Ausbreitungsrichtung der Mess-Strahlen besitzt, für die Partikel im Phasenkontrast-Kontrastmittel ein mittlerer Radius  $r$  gewählt wird, der die geometrische Beziehung

$$r \gg \sqrt[4]{2\lambda z_1 L^2}$$

erfüllt. Bezüglich des Begriffes „mittlerer Radius“ wird darauf hingewiesen, dass hiermit bei Partikeln allgemeiner Form der Radius einer partikelumhüllenden Sphäre zu verstehen ist, deren Radius  $r$  die am häufigsten vorkommenden Durchtrittslängen der Strahlung wiedergibt.

**[0013]** Weiterhin erfindungsgemäß wird die Partikelgröße entsprechend den geometrischen Verhältnissen des zu beobachtenden Raumes so gewählt, dass die folgende geometrische Beziehung

$$2r = \kappa \frac{\lambda}{\delta_P - \delta_B}$$

erfüllt wird, wobei  $\kappa$  einen Wertebereich von 1% bis 99% annehmen kann und  $\delta_P$  beziehungsweise  $\delta_B$  dem reellen Dekrement des Brechungsindex  $n_P$  beziehungsweise  $n_B$  entspricht.

**[0014]** Insbesondere kann das Mess-System in einer bevorzugten Ausbildung im Kontrastmittel Partikel verwenden, die konvex, insbesondere als Vollkugel oder Zylinder oder als Polyeder, ausgebildet sind. Erfindungsgemäß weisen die Partikel einen äußeren Mantel und einen Kern, mit jeweils unterschiedlichem Brechungsindex, auf.

**[0015]** Weiterhin kann das Mess-System derart ausgestaltet sein, dass die Röntgenquelle und der Detektor ortsfest relativ zum Untersuchungsobjekt angeordnet sind. Bei einer solchen Anordnung wird das Untersuchungsobjekt selbst relativ zur Strahlungsquelle und zum Detektor bewegt. Alternativ kann auch die Röntgenquelle und der Detektor rotierbar relativ zum Untersuchungsobjekt ausgebildet werden, so dass die Röntgenquelle und der Detektor entsprechend einem an sich bekannten medizinischen CT um das Untersuchungsobjekt rotieren.

**[0016]** Das Mess-System kann weiterhin einen Detektor aufweisen, der flächig ausgebildet ist und eine Vielzahl einzelner Detektorelemente aufweist.

**[0017]** Das Kontrastmittel als Teil des Mess-Systems zur Röntgen-Phasenkontrast-Messung besteht aus einer Suspension, welche eine Basisflüssigkeit und eine Vielzahl darin befindlicher Partikel aufweist, wobei sich der Brechungsindex der Basisflüssigkeit  $n_B$  vom Brechungsindex der Partikel  $n_P$  unterscheidet.

**[0018]** Bei diesem Kontrastmittel ist eine Partikelgröße vorgesehen, welche die folgende geometrische Beziehung

$$2r = \kappa \frac{\lambda}{\delta_P - \delta_B}$$

erfüllt, wobei  $r$  dem Partikelradius entspricht,  $\kappa$  einen Wertebereich von 1% bis 99% annehmen kann,  $\delta_P$  beziehungsweise  $\delta_B$  dem reellen Dekrement des Brechungsindex  $n_P$  beziehungsweise  $n_B$  entspricht und  $\lambda$  die Wellenlänge der verwendeten Röntgenstrahlung darstellt.

**[0019]** Außerdem wird eine Verwendung des Mess-Systems zur nichtinvasiven Bestimmung von Eigenschaften eines Untersuchungsobjektes und/oder von Vorgängen und/oder Zuständen in einem Untersuchungsobjekt beansprucht.

**[0020]** Die verwendeten Partikel können vorzugsweise konvex ausgebildet sein, wobei Formen entsprechend einer Vollkugel oder eines Ellipsoids oder eines Zylinders oder eines Polyeders bevorzugt werden. Bei der Verwendung solcher Partikel weisen diese erfindungsgemäß einen äußeren Mantel und einen Kern mit jeweils unterschiedlichem Brechungsindex auf.

**[0021]** Nach einer nicht erfindungsgemäßen Ausführungsform wird auch ein Verfahren zur nicht-invasiven Bestimmung von Eigenschaften eines Untersuchungsobjektes und/oder von Vorgängen und/oder Zuständen in einem Untersuchungsobjekt durch Bestimmung der relativen Phasenverschiebung mindestens zweier benachbarter kohärenter Röntgenstrahlen, die das Untersuchungsobjekt auf einem definierten Weg durchdringen, vorgeschlagen, wobei:

- in das Untersuchungsobjekt ein Kontrastmittel bestehend aus einer Suspension, mit einer Basisflüssigkeit und einer Vielzahl darin befindlicher Partikel, appliziert wird, wobei sich der Brechungsindex der Basisflüssigkeit  $n_B$  vom Brechungsindex der Partikel  $n_P$  unterscheidet,
- mit Hilfe einer Röntgenquelle mindestens zwei zueinander kohärente Röntgenstrahlen der Wellenlänge  $\lambda$  erzeugt werden und das Untersuchungsobjekt einschließlich des applizierten Kontrastmittels durchstrahlt wird, und
- mit einem Detektorsystem, welches in einem Abstand  $z_1$  vom Untersuchungsobjekt angeordnet ist und die relative Phasenverschiebung  $\Phi$  der mindestens zwei Röntgenstrahlen beim Durchtritt durch das Untersuchungsobjekt und durch die Partikel im Kontrastmittel bestimmt wird.

**[0022]** Im Folgenden wird die Erfindung mit Hilfe der Figuren näher beschrieben, wobei nur die zum Verständnis der Erfindung notwendigen Merkmale dargestellt sind.

**[0023]** Fig. 1: Darstellung eines Untersuchungsobjektes mit einer mit Phasenkontrast-Kontrastmittel gefüllten Öffnung;

**[0024]** Fig. 2: Schematische Darstellung von Röntgenstrahlen beim Durchtritt durch ein Partikel des erfindungsgemäßen Kontrastmittels;

**[0025]** Fig. 3: Funktionsverlauf der nullten, ersten und zweiten Ortsableitung der Phasenverschiebung  $\Phi(x)$ ;

**[0026]** Fig. 4: Intensitätsverlauf gegenüber einer Transversalkoordinate eines Phasenkontrastbildes von einer Sphäre mit Radius  $r$ ;

**[0027]** Fig. 5: Schematische Darstellung eines erfindungsgemäßen Phasenkontrast-Kontrastmittels mit kleinen Sphären mit Radius  $r$  in einer Öffnung mit der Größe  $L$ .

**[0028]** Abhängig von spezifischen Anwendungsfällen, beispielsweise der medizinischen Diagnostik von Blutgefäßen, des Verdauungstraktes oder respiratorischer Organe, Bild Darstellungen von Marken in medizinischen, pharmazeutischen und biologischen Untersuchungen, nicht destruktiven Untersuchungen von dünnen Spalten, schmalen Löchern oder Poren in Werkstücken oder der Bildgebung von sich vermischenden Pudern, Flüssigkeiten oder Gasen und Ähnlichem sind unterschiedliche spezielle Ausführungsformen der Mess-Systeme notwendig. Unabhängig hiervon kann jedoch die zugrundeliegende erfinderische Idee bezüglich des Kontrastmittels für die Phasenkontrastuntersuchung wie folgt beschrieben werden:

Bei Kontrastmitteluntersuchungen wird ein Material, welches eine Kontur ausfüllt, welche dargestellt werden soll, ausgetauscht gegen ein anderes Material, welches eine signifikant höhere oder niedrigere Massendichte aufweist. Entsprechend der Formel

$$\delta = \frac{r_0 N_A \rho Z \lambda^2}{2\pi A_r} \quad [1]$$

für das reelle Dekrement  $\delta$  führt eine Änderung des Materials zu einer Änderung des refraktiven Index und bedingt eine Variation in der Phasenverschiebung. In dieser Gleichung (1) bedeuten:  $r_0$  der klassische Elektronenradius,  $N_A$  die Avogadro'sche Zahl,  $Z$  die Kernladungszahl,  $A_r$  die relative Atommasse und  $p$  die Massendichte. Wenn die Änderung der Phasenverschiebung größer als 1% von  $\pi$  ist, kann mit einer bekannten

Messmethode der Phasenkontrast-Bildgebung diese Variation gemessen und bildlich dargestellt werden. Dies betrifft auch solche Phasenkontrastmessungen, welche eine quantitative Bestimmung der Phase in jedem Pixel ermöglichen.

**[0029]** Als Kontrastmittel können nicht erfindungsgemäß homogene Materialien mit unterschiedlicher Massendichte verwendet werden, die ein bestehendes Material in einer gegebenen Kontur ersetzen. In diesem Fall basiert der Phasenkontrasteffekt ausschließlich auf den Unterschieden in der Massendichte  $\rho$  und dem reellen Dekrement  $\delta$  entsprechend der zuvor erwähnten Gleichung.

**[0030]** Phasenkontrast kann jedoch auch auf Formen und Größen, in welchen das Kontrastmittel vorliegt, basieren. Das Kontrastmittel kann beispielsweise in einer dispersionsartigen Konsistenz, zum Beispiel als Brei oder flüssige Suspension mit darin verteilten kleinen Kugeln wohl definierter Größe und Form, vorliegen.

**[0031]** Die **Fig. 1** zeigt ein Kontrastmittel **2**, gefüllt mit kleinen Kugeln **5** und **6**, welches eine Öffnung **3** in einem Untersuchungsobjekt oder Organ **1** füllt. Derartige Kugeln können beispielsweise als Hohlkugeln **5**, also als Sphären mit einer dünnen Wand und einem Kugellinneren, welches aus einem zur Wand unterschiedlichen Material besteht, ausgebildet sein. Dieses Innere kann beispielsweise aus Gas, Flüssigkeit oder Feststoffen bestehen. Andererseits können die Kugeln nicht erfindungsgemäß auch als Vollkugeln **6** aus einem einzigen Material ausgebildet werden, wie es im Detail **4** gezeigt ist.

**[0032]** Variationen in der Wechselwirkungsdicke oder dem reellen Dekrement im Objekt oder dem Kontrastmittel beeinflussen die Wellenfront. Die Phasenverschiebung  $\Phi$  eines Strahls auf seinem Pfad durch ein Objekt relativ zum Vakuum ist gegeben durch

$$\Phi(x, y) = -\frac{2\pi}{\lambda} \int_{-\infty}^{+\infty} \delta(x, y, z) dz . \quad [2]$$

**[0033]** Zum Zwecke der Vereinfachung kann angenommen werden, dass das Objekt eine homogene Kugel mit einem Radius  $r$  und einem reellen Dekrement  $\delta_0$  ist. Weiterhin kann sich auf eine zweidimensionale Geometrie beschränkt werden, wobei  $x$  die transversale Richtung und  $z$  die Ausbreitungsrichtung der Strahlung **10** – symbolisiert durch die von links nach rechts verlaufenden Pfeile – darstellt, wie es in der **Fig. 2** gezeigt ist. Mit dieser Vereinfachung ergibt sich für die Phasenverschiebung  $\Phi$  eines Strahls auf seinem Pfad durch die gezeigte Kugel **6** die folgende Gleichung

$$\Phi(x) = -\frac{2\pi}{\lambda} \int_{-\sqrt{r^2-x^2}}^{+\sqrt{r^2-x^2}} \delta_0 dz = -\frac{2\pi}{\lambda} 2\delta_0 \sqrt{r^2 - x^2}. \quad [3]$$

**[0034]** Der Verlauf dieser Funktion  $\Phi(x)$  ist in der **Fig. 3** am Bezugszeichen **7** dargestellt. Der Gradient der Phasenverschiebung bestimmt die Richtung der Wellenausbreitung. Im achsenparallelen Fall wird die Winkelabweichung der einfallenden Wellenfront  $\Delta\theta$  angenähert durch die Gleichung

$$\Delta\theta(x) = -\frac{\lambda}{2\pi} \frac{\partial}{\partial x} \Phi(x) = 2\delta_0 \frac{x}{\sqrt{r^2 - x^2}}. \quad [4]$$

**[0035]** Die funktionelle Relation von  $\Delta\theta$  ist in der **Fig. 3** am Bezugszeichen **8** dargestellt. Für den Fresnel-Propagationsfall kann unter Verwendung des Kirchhoff-Integrals die Intensität in der Bildgebung bei  $z_1$  angenähert werden durch die Gleichung

$$I(x) = I_0 \left( \frac{z_0}{z_0 + z_1} \right)^2 \left[ 1 + \frac{2\pi}{\lambda} \frac{z_0 z_1}{z_0 + z_1} \frac{\partial^2}{\partial x^2} \Phi(x) \right] \quad [5]$$

und für eine homogene Kugel gilt:

$$I(x) = I_0 \left( \frac{z_0}{z_0 + z_1} \right)^2 \left[ 1 + \frac{z_0 z_1}{z_0 + z_1} 2\delta_0 \frac{r^2}{(r^2 - x^2)^{3/2}} \right] \quad [6]$$

**[0036]** Dieses funktionale Verhalten ist in der **Fig. 3** am Bezugszeichen **9** gezeigt. Entsprechend der Gleichung 6 divergiert die Intensität an dem Rand der Kugel oder des Zylinders, also für  $x \rightarrow r$ .

**[0037]** Diese Betrachtungen gelten zwar nur näherungsweise, jedoch erlauben sie ein Studium der Tendenz von Objektgrößen und Formen, von röntgenoptischen Materialeigenschaften und der Geometrie des Strahlpfades. Auch die Intensitäts-Oszillation, die in genaueren Simulationen und Experimenten beobachtet wird, zeigt neben der Amplitude eine signifikante Breite. Während die Amplitude der Oszillation durch die Kohärenzlänge am Beobachtungspunkt stark beeinflusst wird, variiert die Weite der Oszillation nicht signifikant. Die Breite der Oszillation kann durch das Energiespektrum der räumlichen Frequenz beschrieben werden und es ergibt sich ein funktionaler Zusammenhang, wie er in der **Fig. 4** dargestellt ist.

**[0038]** Die dominante räumliche Frequenz  $f$  korreliert mit der Oszillation und ist gegeben durch die Gleichung:

$$f = \sqrt{\frac{1}{2\lambda z_1}} \quad [7].$$

**[0039]** Die Weite der Oszillation kann angenähert werden durch die Gleichung:

$$\Delta r = \frac{1}{f} \quad [8].$$

**[0040]** Hohlkugeln werden abgebildet als schwarz-weiße Kontrastringe an den Kanten. Dies ist eine generelle Eigenschaft der Phasenkontrast-Bildgebung, die nicht auf mathematische Kugeln beschränkt ist, sondern an allen Objektkanten erkennbar wird. Diese Eigenschaft entsteht durch den Laplace-Operator der Verteilung des refraktiven Index, welcher im zweiten Term der Gleichung [5] zu finden ist.

**[0041]** Die Anwendung von Hohlkugeln oder Kugeln als Kontrastmittel führt zu klar sichtbaren Kanten im Phasenkontrastbild in Form von schwarz-weißen Ringen, wie es beispielsweise in der **Fig. 5** am Beispiel von Hohlkugeln gezeigt ist, welche mit Hilfe von Standardmethoden in der Bildverarbeitung detektiert werden können. Dies gilt so lange diese schwarz-weißen Ringe klar separat voneinander erkennbar sind. Im praktischen Gebrauch kann das Kontrastmittel beispielsweise eine Dispersion mit einer Vielzahl von kleinen Kugeln sein, welche in einer Öffnung oder in einem Organ angeordnet sind, um bildlich dargestellt zu werden. In solchen Anwendungen können entlang des optischen Pfades viele Hohlkugeln hintereinander positioniert sein. Damit solche einzelnen Kugeln bezüglich ihrer Kanten individuell beobachtet werden können, müssen die Radien der Kugeln beziehungsweise die Radien der verwendeten Partikel die folgende Bedingung erfüllen:

$$r^2 \gg L\sqrt{2\lambda z_1} \quad [9],$$

wobei  $L$  die Länge des Strahlungsweges durch eine Öffnung oder ein Organ beschreibt. Diese Bedingung kann umgeschrieben werden zu:

$$r \gg (2\lambda z_1 L)^{1/4} \quad [10].$$

**[0042]** Wenn also beispielsweise die Größe  $L$  der Öffnung ein Zentimeter, eine Wellenlänge von  $\lambda = 0,05$  nm entsprechend einer Photonenenergie von 24,8 keV und der Abstand zwischen Objekt und Bild beziehungsweise Detektor  $z_1 = 0,2$ m beträgt, so muss der Radius  $r$  der Kugeln groß gegenüber 200  $\mu$ m betragen. Dieses Beispiel illustriert, dass in der Praxis durch eine Variation der Wellenlänge, der Objektbildstanz und des Sphärenradius viele Anwendungsfälle ermöglicht werden. Die Bedingung der Gleichung [10] ergibt eine untere Grenze für den Radius der verwendeten Kugeln oder Partikelgrößen.

**[0043]** Auf der anderen Seite zeigt der Ausdruck für die Intensitäts-Oszillation beziehungsweise Intensitäts-Modulation der Gleichungen [5] beziehungsweise [6], dass der Kontrast, also die Oszillations-Amplitude, mit kleiner werdendem Radius ansteigt. Es sollte daher für jeden Anwendungsfall die optimale Bedingung bezüglich des Radius  $r$  der verwendeten Kugeln so gewählt werden, dass er innerhalb der Bedingung der Gleichungen [5], [6] und [10] liegt. Die Gleichung [10] gilt für ideale Fälle von scharfen Übergängen zwischen den Kugeln

des Kontrastmittels und des umgebenden Materials, das heißt bei diskontinuierlichen Änderungen im Refraktions-Index. Ein weicherer Übergang des Refraktions-Index kann die Breite der Oszillation  $\Delta r$  vergrößern. Das Gleiche gilt bezüglich der Rauheit der Oberfläche der Kontrastmittelkugeln. Die Kohärenzlänge wird gemäß einer ersten Betrachtung weniger beeinflusst, jedoch beeinflusst sie die Oszillations-Amplitude derart, dass eine Reduktion der Kohärenzlänge die Oszillations-Amplitude ebenfalls reduziert und hohe Anforderungen bezüglich der Kohärenzlänge bestehen. Typische Kohärenzlängen sind größer als  $1 \mu\text{m}$ .

[0044] Entsprechend diesen zuvor beschriebenen Überlegungen ergeben sich die Bedingungen für die eingangs beschriebenen Phasenkontrast-Kontrastmittel, insbesondere für die darin enthaltenen Partikel.

### Patentansprüche

1. Mess-System zur nicht-invasiven Bestimmung von Eigenschaften eines Untersuchungsobjektes und/oder von Vorgängen und/oder Zuständen in einem Untersuchungsobjekt durch Bestimmung der relativen Phasenverschiebung mindestens zweier benachbarter kohärenter Röntgenstrahlen, die das Untersuchungsobjekt auf einem definierten Weg durchdringen, mit:

- 1.1. einer Röntgenquelle, welche mittelbar oder unmittelbar die mindestens zwei zueinander kohärenten Röntgenstrahlen mit einer Wellenlänge  $\lambda$  erzeugt,
- 1.2. einem Detektorsystem, welches in einem Abstand  $z_1$  vom Untersuchungsobjekt angeordnet ist und geeignet ist, die relative Phasenverschiebung  $\Phi$  der mindestens zwei Röntgenstrahlen zu bestimmen,
- 1.3. einem Phasenkontrast-Kontrastmittel (Suspension), bestehend aus einer Basisflüssigkeit und einer Vielzahl darin befindlicher Partikel, wobei sich der Brechungsindex der Basisflüssigkeit  $n_B$  vom Brechungsindex der Partikel  $n_P$  unterscheidet, und
- 1.4. dem Untersuchungsobjekt, welches einen zu beobachtenden Raum aufweist, der eine lichte Weite  $L$  in Ausbreitungsrichtung der Mess-Strahlen besitzt, wobei
- 1.5. die Partikel im Phasenkontrast-Kontrastmittel einen mittleren Radius  $r$  aufweisen, der die folgenden geometrischen Beziehungen erfüllt:

$$r \gg \sqrt[4]{2\lambda z_1 L^2}$$

und

$$2r = \kappa \frac{\lambda}{\delta_P - \delta_B},$$

wobei  $\kappa$  einen Wertebereich von 1% bis 99% annehmen kann und  $\delta_P$  beziehungsweise  $\delta_B$  dem reellen Dekrement des Brechungsindex  $n_P$  beziehungsweise  $n_B$  entspricht, wobei

1.6 die Partikel einen äußeren Mantel und einen Kern, jeweils mit unterschiedlichem Brechungsindex, aufweisen.

2. Mess-System gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Partikel konvex ausgebildet sind.

3. Mess-System gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Partikel als Vollkugel ausgebildet sind.

4. Mess-System gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Partikel als Zylinder ausgebildet sind.

5. Mess-System gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Partikel als Polyeder ausgebildet sind.

6. Mess-System gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Röntgenquelle und das Detektorsystem ortsfest relativ zum Untersuchungsobjekt angeordnet sind.

7. Mess-System gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Röntgenquelle und das Detektorsystem rotierbar relativ zum Untersuchungsobjekt angeordnet sind.



8. Mess-System gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Detektorsystemflächig ausgebildet ist und eine Vielzahl einzelner Detektorelemente aufweist.

9. Verwendung des Mess-Systems gemäß einem der vorangehenden Patentansprüche 1 bis 8 zur nicht-invasiven Bestimmung von Eigenschaften eines Untersuchungsobjektes und/oder von Vorgängen und/oder Zuständen in einem Untersuchungsobjekt.

Es folgen 4 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

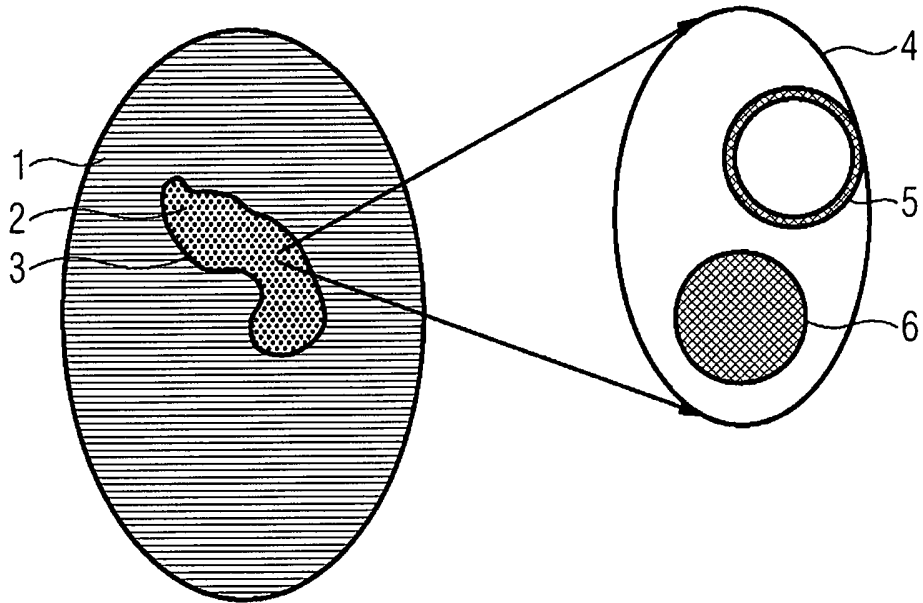


FIG 2

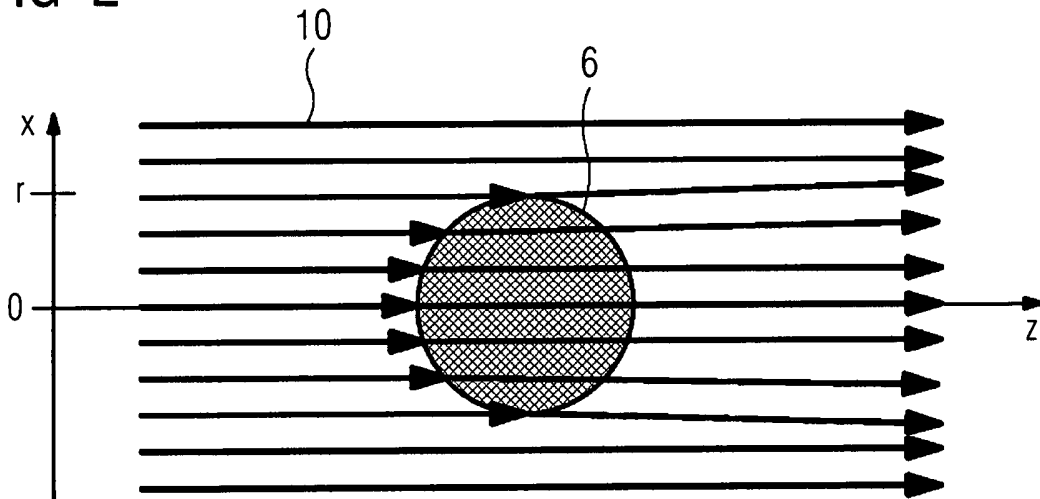


FIG 3

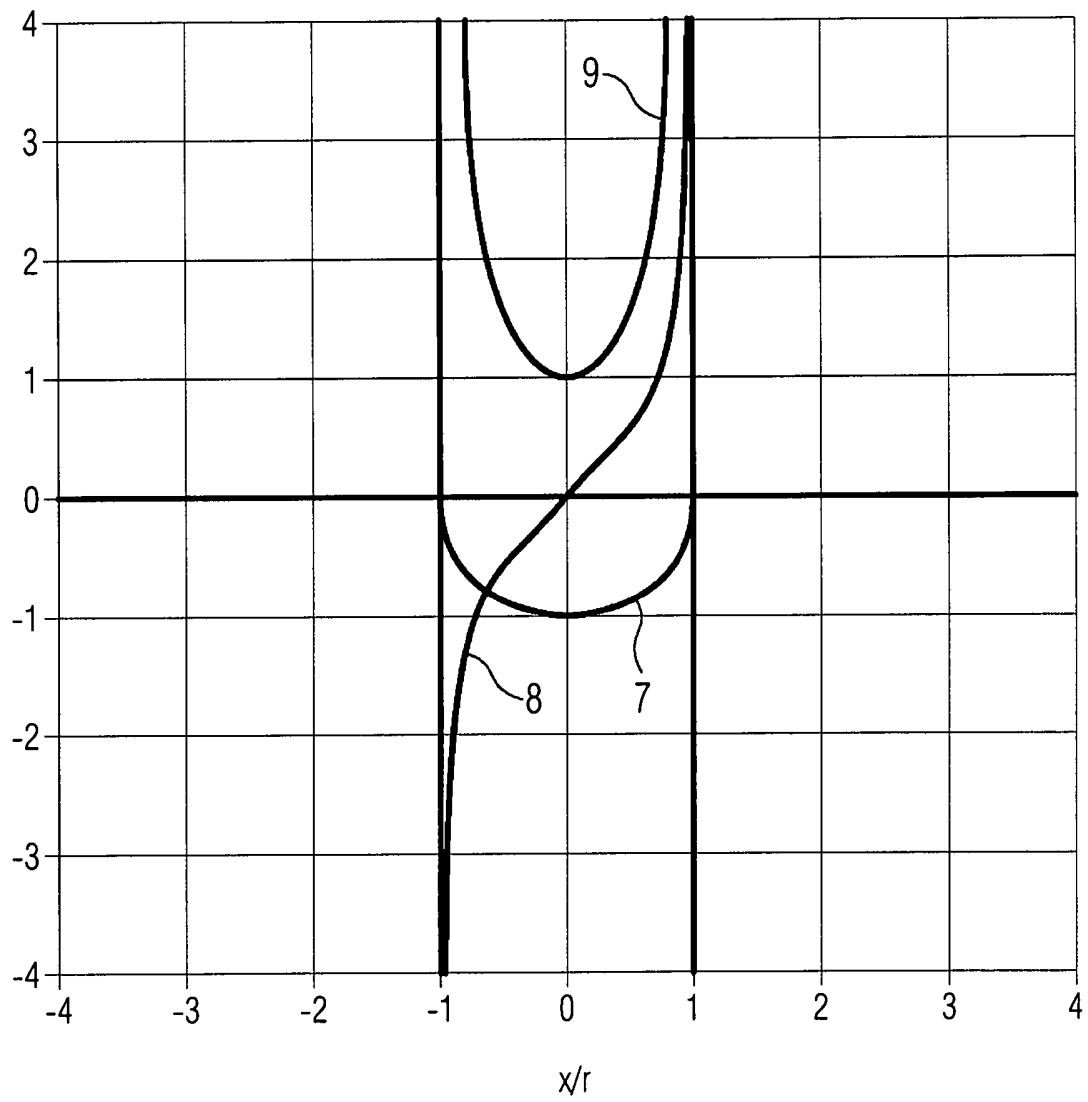


FIG 4

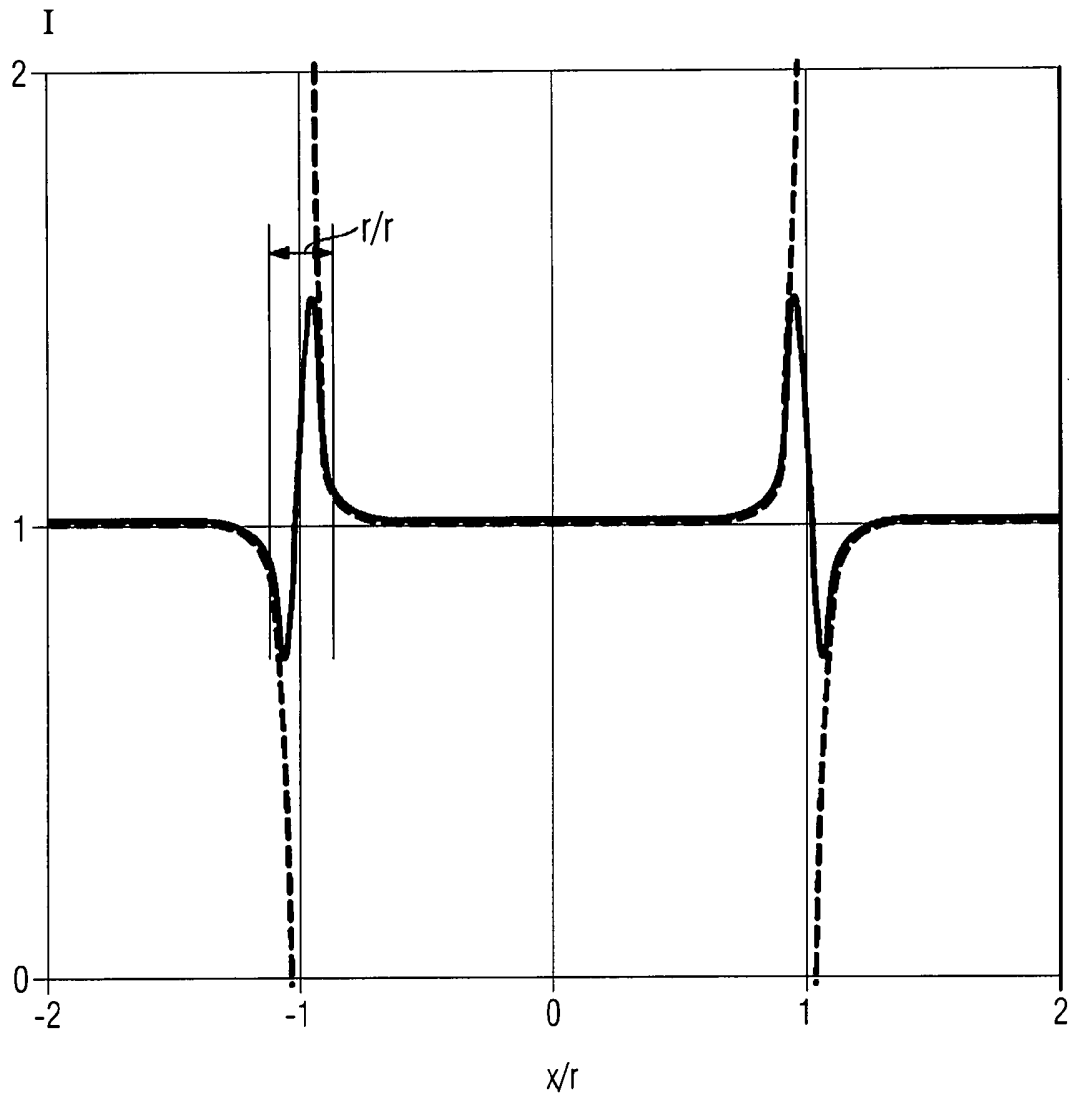


FIG 5

