

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges
Eigentum

Internationales Büro

(43) Internationales
Veröffentlichungsdatum
3. August 2017 (03.08.2017)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2017/129298 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61B 6/00 (2006.01) G01N 23/04 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2016/079890

(22) Internationales Anmeldedatum:
6. Dezember 2016 (06.12.2016)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2016 201 095.6
26. Januar 2016 (26.01.2016) DE

(71) Anmelder: SIEMENS HEALTHCARE GMBH
[DE/DE]; Henkestr. 127, 91052 Erlangen (DE).

(72) Erfinder: BARTL, Peter; Schenkstr. 140, 91052 Erlangen
(DE). RADICKE, Marcus; Friedenstr. 4a, 90587
Veitsbronn (DE). SUTTER, Sven-Martin; Sudetenring
24a, 91074 Herzogenaurach (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW,

BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK,
DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,
GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP,
KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD,
ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI,
NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU,
RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH,
TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA,
ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW,
GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST,
SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG,
KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH,
CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE,
IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO,
RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM,
GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

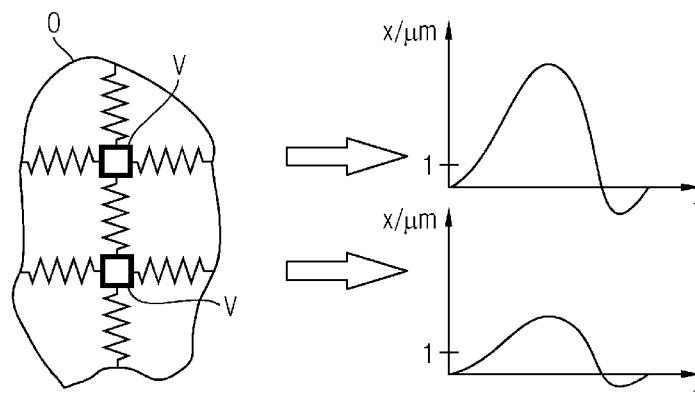
Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz
3)

(54) Title: METHOD AND X-RAY DEVICE FOR AN INTERFEROMETRIC X-RAY EXAMINATION

(54) Bezeichnung : VERFAHREN UND RÖNTGENVORRICHTUNG ZUR INTERFEROMETRISCHEN
RÖNTGENUNTERSUCHUNG

FIG 2



(57) Abstract: The invention relates to a method for an interferometric X-ray examination and to an X-ray device (1) for an interferometric X-ray examination. An object to be examined (O) in a beam path is irradiated with at least one coherent beam (S) of an interferometric emitter/detector assembly (F, G₁, D), while at least one phase grating (G₁) is arranged in the beam path, said phase grating being used to generate a respective self-image of the phase grating as an interference pattern (M) at at least one distance (d). A change of the interference pattern (I) is used to determine a micro movement of at least one voxel (V) of the object to be examined (O), and the movement of the at least one voxel (V) is stored and/or output and/or displayed as an image.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2017/129298 A1



Die Erfindung betrifft ein Verfahren einer interferometrischen Röntgenuntersuchung und eine Röntgenvorrichtung (1) zur interferometrischen Röntgenuntersuchung, wobei ein Untersuchungsobjekt (O) in einem Strahlengang mit mindestens einem kohärenten Strahl (S) einer interferometrischen Strahler-Detektor-Anordnung (F, G₁, D) durchstrahlt wird, während im Strahlengang zumindest ein Phasengitter (G1) angeordnet ist, durch welches jeweils ein Selbstabbild des Phasengitters als Interferenzmuster (M) in mindestens einem Abstand (d) erzeugt wird, wobei eine Änderung des Interferenzmusters (I) zur Bestimmung einer Mikro-Bewegung mindestens eines Voxels (V) des Untersuchungsobjektes (O) verwendet wird und die Bewegung des mindestens einen Voxels (V) gespeichert und/oder ausgegeben und/oder bildlich dargestellt wird.

Beschreibung

Verfahren und Röntgenvorrichtung zur interferometrischen
Röntgenuntersuchung

5

- Die Erfindung betrifft ein Verfahren einer interferometrischen Röntgenuntersuchung, wobei ein Untersuchungsobjekt in einem Strahlengang mit mindestens einem kohärenten Strahl einer interferometrischen Strahler-Detektor-
- 10 Anordnung durchstrahlt wird, während im Strahlengang zumindest ein Phasengitter angeordnet ist, durch welches jeweils ein Selbstabbild des Phasengitters als Interferenzmuster in mindestens einem Abstand erzeugt wird. Weiterhin betrifft die Erfindung eine Röntgenvorrichtung zur interferometrischen
- 15 Röntgenuntersuchung eines Untersuchungsobjektes mit einer interferometrischen Strahler-Detektor-Anordnung mit einem Strahlengang, in dem das Untersuchungsobjekt angeordnet werden kann, wobei im Strahlengang zumindest ein Phasengitter angeordnet ist, durch welches jeweils ein Selbstabbild des
- 20 Phasengitters als Interferenzmuster in mindestens einem Abstand erzeugt wird, und einem Computersystem mit zumindest einem Programmspeicher, in dem Programmcode abgespeichert ist, der im Betrieb der Röntgenvorrichtung ausgeführt wird.
- 25 Die interferometrische Röntgenbildgebung (IR) ist eine Variante der Phasenkontrastbildgebung und basiert auf dem Einbringen von einem, zwei oder drei Gittern in den Strahlengang einer Strahler-Detektor-Anordnung eines Röntgenabbildungssystems. Typischerweise werden die Gitter der Reihe nach in
- 30 Strahlrichtung mit G_0 , G_1 und G_2 bezeichnet.

- Das erste Gitter G_0 ist ein Absorptionsgitter und befindet sich im Strahlengang nahe dem Fokus der Röntgenquelle und wird daher auch Quellengitter genannt. Es sorgt bei einem Fo-
- 35 kus, der zu groß ist, um eine kohärente Röntgenstrahlung abzugeben, für die Einhaltung der für die Bildgebung wichtigen Kohärenzbedingung, indem er eine Vielzahl von quasikohärenten Einzelstrahlen erzeugt. Ist der Röntgenfokus sehr klein, wie

er bei einer Mikrofokusröhre auftritt, dann wird das Quellen-
gitter G_0 nicht gebraucht und kann weggelassen werden. Das
Quellengitter G_0 ist normalerweise als Liniengitter aufge-
baut, so dass die Kohärenzbedingung in einer Richtung erfüllt
5 ist. Es kann jedoch auch Schachbrett-ähnlich aufgebaut werden
und damit in zwei Richtungen die notwendige Kohärenz erfül-
len. Die Abstände der Gitterlamellen sind typischerweise so
ausgestaltet, dass der Lau-Effekt erfüllt wird, so dass in
der Bildebene eine konstruktive Überlagerung der einzelnen
10 Aussparungen des stattfindet.

Das zweite Gitter G_1 wird in der Regel als Phasengitter aus-
gelegt. Bei der Auslegung wird der Talbot-Effekt genutzt,
welcher bezogen auf eine ausgewählte Röntgenenergie bezie-
15 hungsweise Röntgenwellenlänge in bestimmten Abständen zum
Phasengitter G_1 ein Selbstabbild des Gitters in Form eines
dort entstehenden Interferenzmusters erzeugt. Durch Einfügen
eines Untersuchungsobjekts in den Strahlengang wird das
Selbstabbild des Phasengitters G_1 gestört. Aus diesen Störun-
20 gen können die Bildinformationen Absorption, differentielle
Phasenverschiebung sowie Dunkelfeld gewonnen werden.

Wird zur Abtastung ein medizinischer Standarddetektor be-
nutzt, so reicht im Allgemeinen die Pixelauflösung dieses De-
25 tektors nicht aus, um das Interferenzmuster auszulesen. In
diesem Fall wird das Einbringen eines weiteren Analysengit-
ters G_2 notwendig. Dieses Gitter wird von der Gitterperiode
an das ungestörte Selbstabbild des Gitters G_1 angepasst.
Durch Verschieben eines der im Strahlengang befindlichen Git-
30 ter, typischerweise wird hierfür meist das Analysengitter G_2
genutzt, und Auslesen des Detektors ohne Untersuchungsobjekt
und mit Untersuchungsobjekt können die Bildinformationen Ab-
sorption, differentielle Phasenverschiebung sowie Dunkelfeld
gewonnen werden. Das Verschieben des Gitters mit wird in der
35 Literatur als Phase-Stepping bezeichnet. Beispielsweise wird
auf die Druckschrift F. Pfeiffer et al., "Hard X-ray dark-
field imaging using a grating interferometer", Nature Materi-
als 7 (2008), verwiesen.

Durch die Auswertung der gewonnenen Bildinformationen lassen sich sowohl zweidimensionale als auch dreidimensionale Darstellungen eines Untersuchungsobjektes erzeugen, welche in
5 allgemein bekannter Weise zur Diagnostik eines Patienten genutzt werden können.

Es ist Aufgabe der Erfindung eine weitere Nutzungsmöglichkeit einer interferometrischen Röntgenuntersuchung zu finden.

10

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

15 Die Erfinder haben erkannt, dass es möglich ist, mit Hilfe einer interferometrischen Röntgenabtastung eines Untersuchungsobjektes kleinste Bewegungen innerhalb des Untersuchungsobjekts im Mikrometerbereich, nachfolgend Mikrobewegung von Voxel des Untersuchungsobjektes genannt, zu quantifizieren.
20 Eine solche Mikrobewegung liegt dabei unterhalb der Größenordnung eines Detektorpixels und kann daher durch eine reine Absorptionsmessung eines solchen pixelierten Detektors nicht erkannt werden.

25 In der Theorie der IR-Bildaufnahme werden Gitter oder das Objekt definiert bewegt und daraus eine Intensitätsmodulationskurve (Sinuskurve oder Dreieckskurve) rekonstruiert. Bewegen sich Teile des Untersuchungsobjekts, im Bereich der verwendeten Gitterkonstante des Phasengitters, so kann man dies als
30 Phase-Stepping benutzen oder als zusätzliches, überlagertes, Phase-Stepping interpretieren. Die Periodenlänge und Amplitude ist dann ein neuer freier Parameter. Hieraus könnten diagnostisch wichtige Informationen gewonnen werden. Bei sonstigen bildgebenden Röntgenuntersuchungen können solche Bewegungen,
35 die im Größenbereich der Gitterkonstante eines Phasengitters liegen, aufgrund der mangelnden Auflösung der Röntgendetektoren, die Absorptionssignale abbilden, nicht oder kaum gemessen werden.

Es wird daher ein Verfahren vorgeschlagen, welches die Objektbewegung als Phase-Stepping beziehungsweise zusätzliches Phase-Stepping interpretiert.

5

Wird ein Untersuchungsobjekt abgetastet, welches einer konstanten Bewegung unterliegt, so können die pixelweise aufgenommenen Messwerte beziehungsweise Bilddaten mit dem freien Parameter der Objektbewegung, vorzugsweise senkrecht zu den Gitterlamellen falls eindimensionale Röntgengitter verwendet werden, gefittet werden. Bei dem Fit wird eine Funktion, welche die Phase und Amplitude des Interferenzmusters beschreibt, an die aufgenommenen Messwerte angepasst, so dass aus der gefitteten Funktion zusätzlich zu den typischen Informationen einer IR-Bildgebung zur Absorption, Phase und Dunkelfeld, auch die Information zur Objektbewegung entnommen werden kann. Eine Darstellung des freien Parameters „Objektbewegung“ jeweils vom besten Fit, liefert dann ein Gesamtbild in dem die Bewegungen jeweils innerhalb eines Pixels quantitativ dargestellt werden. Hierbei kann die Bewegung des Objekts grundsätzlich in beliebiger Richtung erfolgen. Gemessen wird jedoch - bei eindimensionalen Röntgengittern - nur der Richtungsanteil der Bewegung, der senkrecht zu den Gitterlamellen orientiert ist.

25

Durch ein solches Verfahren wird eine Diagnostik möglich, die sich auf bereichsweise von der Umgebung abweichende Bewegungen von Bereichen des Untersuchungsobjektes stützt. Wird also eine Bewegung gemessen, die anders als deren Umgebung oder anders als theoretisch erwartet, ausfällt detektiert, kann dies auf einen pathologischen Befund hinweisen. Beispielsweise könnte so im Bereich einer Vene oder Arterie, die einen weitgehend homogenen Fluss mit gleichbleibender Richtung erwarten lässt, ein Gebiet mit auftretenden Turbulenzen, also entgegen der Hauptbewegungsrichtung auftretende Ströme, erkannt werden.

35

In einer weiteren Alternative kann bei einer periodischen und makroskopischen Bewegung des Untersuchungsobjektes oder von Teilen des Untersuchungsobjektes der zeitliche Verlauf beziehungsweise die Periodendauer der Bewegung ermittelt werden.

5 Als periodische oder zyklische Bewegung wird dabei die Bewegung des Herzens oder eines Blutbolus, oder der Lunge beziehungsweise des Brustkorbes aufgrund der Atmung, oder auch des Darmes aufgrund der Peristaltik verstanden. Diese Makro-Bewegungen können durch entsprechende Messungen wie EKG, Spirometrie, etc. aufgenommen werden und deren Messwerte zur
10 Triggerung der interferometrischen Aufnahmen genutzt werden, um bestimmte zeitliche Bereiche der Makro-Bewegung zu selektieren und so die Detektionsmöglichkeit der geringen Mikro-Bewegung ausnutzen. Möglich wäre auch ein Fit der gesamten
15 Makro-Bewegungsperiode über eine Vielzahl von Messzeitpunkten. Aus der gesamten Makro-Bewegungsperiode kann dann zur Darstellung die maximale Makro-Bewegungsamplitude extrahiert und dargestellt werden. Ergänzend kann in einer besonderen Ausführung auch eine Art Lupenfunktion verwirklicht werden.
20 indem auf Anforderung die komplette Bewegungskurve einzelner Pixel angezeigt wird.

Falls sich bei den Messungen ein beobachtetes beziehungsweise interessantes Teilobjekt des Untersuchungsobjektes um mehr
25 als einen Pixel bewegt, verändert sich auch der Absorptionswert dieses Pixels. In diesem Fall kann eine Erweiterung des Phase-Stepping-Fits auf benachbarte Pixel automatisch durchgeführt werden.

30 Die „Auswahl“ des benachbarten Pixels beziehungsweise der benachbarten Pixel kann durch die Teilanalyse des Starts der Bewegung berechnet werden. Hierbei liegt ein benachbarter Pixel nicht notwendigerweise senkrecht zu den Gitterlamellen. Diese Methode setzt allerdings voraus, dass zwischen dem bewegten Teilobjekt und dem Hintergrund ein Unterschied in der
35 Absorption vorliegt.

Das hier beschriebene Verfahren eröffnet die Möglichkeit, Gefäße invasive Techniken und ohne Gabe von Kontrastmitteln darzustellen. Damit wird ein potentielles Risiko für den Patienten eliminiert. Zudem wird die Möglichkeit eröffnet,
5 nicht nur Gefäße als solche darzustellen, sondern auch Informationen über einen vorliegenden Fluss beziehungsweise Reflux zu erhalten.

Entsprechend dem oben beschriebenen Grundgedanken schlagen
10 die Erfinder ein Verfahren einer interferometrischen Röntgenuntersuchung vor, wobei ein Untersuchungsobjekt in einem Strahlengang mit mindestens einem kohärenten Strahl einer interferometrischen Strahler-Detektor-Anordnung durchstrahlt wird, während im Strahlengang zumindest ein Phasengitter angeordnet ist, durch welches jeweils ein Selbstabbild des Phasengitters als Interferenzmuster in mindestens einem Abstand
15 erzeugt wird, wobei erfindungsgemäß zur Bestimmung einer Mikro-Bewegung mindestens eines Voxels des Untersuchungsobjektes die Veränderung des Interferenzmusters bestimmt und genutzt wird und die Bewegung des mindestens einen Voxels, also die relative Ortsveränderung des betrachteten Voxels im Untersuchungsobjekt und in der Strahler-Detektor-Anordnung, gespeichert und/oder ausgegeben und/oder bildlich dargestellt wird.
20

In eine vorteilhaften Fortbildung dieses Verfahren wird weiter vorgeschlagen, dass ein pixelauflösender Detektor mit einer Vielzahl an Pixel verwendet wird und mindestens ein zweidimensionales Bild, bestehend aus einer Vielzahl von Pixelabbildungen der Mikro-Bewegung aus einer pixelweisen Änderung
30 der Intensität des durch das Phasengitter erzeugten Interferenzmusters dargestellt wird. Unter Mikro-Bewegung wird dabei die Ortsveränderung eines Voxels im Untersuchungsobjekt verstanden, die im Bereich der Gitterkonstanten des Phasengitters, also entsprechend der üblicherweise verwendeten Röntgenenergien bei der Untersuchung von Patienten und des anzuwendenden Talbot-Lau-Effektes im Mikrometerbereich
35 $(1\mu\text{m} \leq \Delta x \leq 100\mu\text{m}, \text{ vorzugsweise } 1\mu\text{m} \leq \Delta x \leq 10\mu\text{m})$ liegt.

Vorteilhaft kann zur Bestimmung der Mikro-Bewegung mindestens eines Voxels im Untersuchungsobjekt eine Intensitätsabfolge beziehungsweise ein Intensitätsverlauf für mindestens ein Pixel an zwei ausgewählten aufeinander folgenden Zeitpunkten
5 bestimmt werden. Ist der Abstand der beiden Zeitpunkte definiert, ergibt sich aus der reinen Ortsveränderung beziehungsweise Bewegung eine Geschwindigkeit des betrachteten Voxels.

Weiterhin kann die Bestimmung der Mikro-Bewegung des mindestens einen Voxels mehrfach an unterschiedlichen Phasenpunkten eines überlagernden Makro-Bewegungszyklus erfolgen. Unter Makro-Bewegung wird dabei eine Bewegung verstanden, die sich im Millimeter- bis Zentimeter-Bereich ($0,1\text{mm} \leq \Delta x \leq 10\text{cm}$, vorzugsweise $1\text{mm} \leq \Delta x \leq 1\text{cm}$) bewegt, wie er beispielsweise
15 bei der Atmung oder dem Herzschlag entsteht. Mit diesem Verfahren kann beispielsweise während einer Ruhephase eines ausgewählten Bewegungszyklus gemessen werden.

Außerdem kann die Bestimmung der Mikro-Bewegung des mindestens einen Voxels auch mehrfach an mindestens einem gleichen Phasenpunkt in aufeinander folgenden Makro-Bewegungszyklen ausgeführt werden, so dass der zusätzliche Effekt der Makro-Bewegung ausgeblendet wird.

Zur Bestimmung des Makro-Bewegungszyklus ist es möglich, ein am Untersuchungsobjekt abgeleitetes Triggersignal abzuleiten und anhand des so ermittelten Makro-Bewegungszyklus, insbesondere der Zyklusdauer und der Zyklusphase, vorgegebene Phasenpunkte im Bewegungszyklus zu verwenden, um die Mikro-
30 Bewegung des mindestens einen Voxels im Untersuchungsobjekt von der Makro-Bewegung abzukoppeln und damit detektierbar werden zu lassen.

Beispielhaft kann als Makro-Bewegungszyklus einer der Zyklen Atmung, Herzschlag oder Peristaltik oder eine kombinierte
35 Überlagerung daraus verwendet werden.

Während die oben beschriebenen Verfahren sich auf eine unmittelbar gemessene Veränderung des Interferenzmusters ohne Bewegung eines der Röntgengitter beziehen, kann erfindungsgemäß auch die relative Änderung des Interferenzmusters ermittelt werden, welche der Änderung des Interferenzmusters aufgrund einer gesteuerten Gitterbewegung, also des Phase-Steppings, überlagert ist. Hierfür wird also die Abweichung der Änderung des Interferenzmusters von einer erwarteten Variation des Interferenzmusters aufgrund eines vorgenommenen Phase-Steppings bestimmt und als durch die Mikro-Bewegung verursacht unterstellt. Wird also das Phase-Stepping beispielsweise in einer typischen Sinusform oder Sägezahnform ausgeführt und weichen die Messwerte von einer solchen Form ab, so kann diese Abweichung extrahiert und als Bewegungsindikator für die jeweils den Untersuchungsstrahl betreffenden Voxel im Untersuchungsobjekt betrachtet werden.

Vorteilhaft ist es weiterhin, wenn detektierte Mikro-Bewegungen bei einer bildlichen Darstellung farblich kodiert werden, indem beispielsweise Bewegungen in unterschiedliche Richtungen mit unterschiedlicher Farbgebung dargestellt werden. Hierbei können beispielsweise zwei Grundfarben jeweils für eine Bewegungsrichtung genutzt werden und durch deren Intensität oder Helligkeit die Größe der Bewegung kodiert werden. Alternativ kann auch, gegebenenfalls unabhängig von der Bewegungsrichtung, die Stärke der ermittelten Bewegung farblich, gegebenenfalls unterschiedlich farblich, kodiert werden.

Neben dem erfindungsgemäßen Verfahren schlagen die Erfinder auch eine Röntgenvorrichtung zur interferometrischen Röntgenuntersuchung eines Untersuchungsobjektes vor, wobei dieses zumindest die folgenden Merkmale aufweist:

- eine interferometrische Strahler-Detektor-Anordnung mit einem Strahlengang, in dem das Untersuchungsobjekt angeordnet werden kann, wobei im Strahlengang zumindest ein Phasengitter angeordnet ist, durch welches jeweils ein Selbstabbild des

Phasengitters als Interferenzmuster in mindestens einem Abstand erzeugt wird,

- ein Computersystem mit zumindest einem Programmspeicher, in dem Programmcode abgespeichert ist, der im Betrieb der Röntgenvorrichtung ausgeführt wird,
5 - wobei erfindungsgemäß auch Programmcode gespeichert ist, der im Betrieb das Verfahren gemäß einem der voranstehenden Verfahrensansprüche ausführt.

10 Bei einer solchen Röntgenvorrichtung kann zur Verbesserung der Dosisleistung ein zusätzliches Absorptions- oder Quellengitter nach dem Strahler angeordnet werden, wodurch auch Foklen mit größerem geometrischen Durchmesser genutzt werden können, da das Quellengitter eine Vielzahl von quasikohärenten Röntgenstrahlen erzeugt, die jeweils für sich die für die
15 Interferometrie notwendige Kohärenzbedingung erfüllen.

Weiterhin kann ein zusätzliches Absorptions- oder Analysegitter zwischen dem Phasengitter und dem Detektor angeordnet
20 sein, um das hinter dem Phasengitter entstandene Interferenzmuster durch Phase-Stepping auch mit den üblichen in der Klinik verwendeten und relativ gering auflösenden pixelierten Detektoren abtasten zu können.

25 Es wird darauf hingewiesen, dass selbstverständlich die verwendeten Gitter die allgemein bekannten und in der einschlägigen Literatur häufig beschriebenen Bedingungen für ein Talbot-Lau-Interferometer einhalten müssen, wobei die Gitterkonstanten selbstverständlich auf eine in der Strahler-Detektor-Anordnung verwendete Röntgenenergie beziehungsweise Wellenlänge abgestimmt sein müssen. Vorteilhafterweise sollte hier
30 eine Röntgenenergie gewählt werden, welche einen relativ hohen Dosisleistungsanteil des gesamten verwendeten Spektrums aufweist.

35

Im Folgenden wird die Erfindung mit Hilfe der Figuren näher beschrieben, wobei nur die zum Verständnis der Erfindung notwendigen Merkmale dargestellt sind. Hierbei werden die fol-

genden Bezugszeichen verwendet: 1: Strahler-Detektor-Anordnung; 2: Phase-Stepping-Vorrichtung; 3: Steuerelement; 4: Steuer- und Recheneinheit; I-V: Verfahrensschritte; a: Abstand zwischen Phasengitter und Selbstabbild des Phasengitters beziehungsweise Analysengitter; D: pixelauflösender Röntgendetektor; E: Detektorelemente; F: Fokus; G_0 : Quellengitter; G_1 : Phasengitter; G_2 : Analysengitter; M: Interferenzmuster; O: Untersuchungsobjekt; S: Röntgenstrahl; V: Voxel.

10 Es zeigen im Einzelnen:

FIG 1: Schematische Darstellung eines erfindungsgemäßen Röntgensystems;

15 FIG 2: Darstellung eines 2D-Ausschnittes aus einem Untersuchungsobjekt mit zwei symbolisiert dargestellten Voxel mit zugeordneter Mikro-Bewegung (rechts);

FIG 3: Darstellung einer zyklischen Makro-Bewegung in einem Untersuchungsobjekt;

20 FIG 4: Flussdiagramm eines beispielhaften erfindungsgemäßen Verfahrens.

Die Figur 1 zeigt eine schematisierte Darstellung einer beispielhaften erfindungsgemäßen Röntgenvorrichtung mit einer Strahler-Detektor-Anordnung, die eine Talbot-Lau-Gitteranordnung aufweist. Die hier schematisch dargestellte Röntgenvorrichtung soll stellvertretend für beispielsweise projektive Röntgensystem oder C-Bogensysteme stehen.

30 Diese erfindungsgemäße Strahler-Detektor-Vorrichtung 1 weist als Strahler einen Fokus F und einem in eine Vielzahl von Detektorelementen pixelierten energiediskriminierenden Detektor D auf, zwischen denen sich einen Strahlengang ausbildet. In diesem Strahlengang befindet sich unmittelbar hinter dem Fokus F ein als Absorptionsgitter ausgebildetes Quellengitter G_0 , welches quasikohärente Röntgenstrahlung in Form einer
35 Vielzahl von in sich kohärenten Röntgenstrahlen S erzeugt. Es folgt darauf ein Phasengitter G_1 , welches ein Interferenzmuster M erzeugt, das in einem Abstand a ein Selbstabbild des

Phasengitters erzeugt. Unter Zuhilfenahme des nachfolgenden Analysengitters G_2 kann in einem Phase-Stepping-Modus mithilfe der Phase-Stepping-Vorrichtung 2, die das Analysengitter G_2 schrittweise während der Messung verschiebt, und dem nachfolgenden Detektor D das Interferenzmuster M pixelweise an den Detektorelementen E ausgelesen werden. Die Steuerung der Phase-Stepping-Vorrichtung 2 erfolgt durch ein Steuersegment 3. Dieses Steuersegment 3 kann auch einen Teil der Steuer- und Recheneinheit 4 darstellen, die im Übrigen die Steuerung des Röntgensystems betreibt und gegebenenfalls auch Bildrekonstruktionen auf der Basis gemessener Projektionen ausführt. Insgesamt sind dabei für die Durchführung zumindest der erfindungsgemäßen Verfahrensschritte und auch der an sich bekannten Betriebsweise einer interferometrischen Röntgenvorrichtung Computerprogramme $\text{Prg}_1 - \text{Prg}_n$ in einem Speicher der Steuer- und Recheneinheit 4 abgelegt, welche im Betrieb ausgeführt werden.

Zwischen dem Quellgitter G_0 und dem Analysengitter G_1 befindet sich im Strahlengang ein Untersuchungsobjekt O, das aus einer Vielzahl an Voxel V besteht, wobei auch eine Bewegung eines solchen Voxels V oder eines sonstigen Teilbereiches des Untersuchungsobjektes O oder des gesamten Untersuchungsobjektes O zu einer Veränderung des Interferenzmusters M führt.

Ist das Untersuchungsobjekt ein Patient, so führt beispielsweise der Herzschlag, die Atmung oder auch die Peristaltik zu makroskopischen Bewegungen, also Makro-Bewegungen, die in den meisten Fällen zyklisch auftreten. Außerdem können mikroskopische Bewegungen, also Mikro-Bewegungen, von Voxel V stattfinden, die im Größenbereich der Gitterkonstanten des Phasengitters G_1 liegen, deren Einfluss auf das Interferenzmuster ebenfalls messbar ist und eine Aussage bezüglich solcher Mikro-Bewegungen erlaubt.

Die Figur 2 zeigt einen 2D-Ausschnitt aus einem Untersuchungsobjekt O, in dem symbolisiert zwei Voxel V gezeigt sind, die elastisch mit ihrer Umgebung verbunden sind. Diese elastische Verbindung wird durch die gezeigten Federn, an de-

nen die Voxel hängen symbolisiert. Grundsätzlich sind solche Voxel allerdings dreidimensional elastisch mit ihren benachbarten Voxel verbunden. Wirkt auf solche Voxel eine Kraft ein, so entsteht eine Bewegung in Richtung der einwirkenden Kraft, die rechts eindimensional als ein Weg x über die Zeit t dargestellt ist. Beispielsweise kann solch ein Voxel zu einer Wand einer Arterie eines Patienten gehören, die im Normalfall eine gewisse Elastizität aufweist und durch den sich ändernden Blutdruck aufgrund der Herztätigkeit zu einer typischen Bewegung führt. Hieraus ergibt sich ein typisches Bewegungsmuster im Bereich der Arterie. Tritt nun an der Arterie eine pathologische Situation auf, zum Beispiel eine Verkalkung der Arterienwand, so verändert sich dieses typische Bewegungsmuster hin zu einer verringerten Bewegung, da die Elastizität der Arterie abnimmt, und lässt sich entsprechend durch das vorgeschlagene Untersuchungsverfahren erkennen.

Da solche Untersuchungen auch in Bereichen durchgeführt werden sollen, die einer ständigen zyklischen Bewegung, beispielsweise bedingt durch Atmung, Herztätigkeit oder Peristaltik, führen, kann es sinnvoll sein, solche makroskopischen zyklischen Bewegungen unmittelbar oder mittelbar über andere Messwerte zu detektieren und entsprechend der Kenntnis solcher zyklischen Bewegungen die Messung der Mikro-Bewegung so zu triggern, dass die Messungen jeweils in einer Ruhephase oder einer Phase möglichst gleichmäßiger Bewegung stattfindet. Die Figur 3 zeigt schematisch eine solche zyklische Bewegung $x(t)$ über die Zeit t , wobei die Zyklusdauer einer Periode der Makro-Bewegung mit T bezeichnet ist. Außerdem sind die oben genannten zwei typischen Phasenabschnitte maximaler Ruhe beziehungsweise gleichmäßiger Bewegung schraffiert dargestellt.

Ein beispielhaftes erfindungsgemäßes Verfahren wird außerdem nochmals mit der Figur 4 als Flussdiagramm dargestellt. Dabei erfolgt im Schritt **I** eine Messung ohne Objektbewegung, also z.B. kurz vor dem Start einer neuen Periode einer Makro-Bewegung oder wenn die Bewegung pro Periode sehr ähnlich ist,

dann auch jeweils zu gleichen Phasenzeitpunkten innerhalb der Periode. Für diese Messung erfolgt ein Phase-Stepping eines Röntgengitters. Dieses kann jeweils zwischen zwei Perioden stattfinden. Diese Messung wird parallel zu nachfolgend beschriebenen Messungen durchgeführt. Die Daten werden also

5 doppelt verwendet. Hieraus lässt sich die maximale Amplitude eines Sinus- oder Dreiecks-Fits bestimmen. Dies entspricht dem bekannten Prinzip einer Phase-Stepping-Messung mit einem Talbot-Lau-Interferometer.

10

Im zweiten Schritt **II** wird ein Zeitfenster innerhalb der Periode, entsprechend einer direkten Antwort beziehungsweise Reaktion auf einen externen Impuls, gewählt. Dies entspricht vereinfacht dem späteren „Fit der Bewegung“.

15

Im dritten Schritt **III** erfolgt eine Messung von mindestens vier Aufnahmen - aufgrund der vier Freiheitsgrade - innerhalb des Zeitfensters, wobei es zur Verbesserung der Messgenauigkeit günstig erscheint, mindestens 8 bis 32 Aufnahmen auszu-

20 werten. Die Aufnahmen können bei sehr ähnlichen Perioden auch auf mehrere Perioden aufgeteilt werden.

Im vierten Schritt **IV** erfolgt der Fit der Messwerte mit einem zusätzlichen freien Parameter „Ort“, vorzugsweise kann dies

25 iterativ geschehen. Als Randbedingung für den Fit kann eine Einschränkung auf Werte zwischen 0 und 1, sowie zusätzliche Randbedingungen z.B. monoton steigende Werte, dienen. Ein möglicher Optimierungsparameter für die Iteration kann z.B. die Güte des Fits * Amplitude des Sinus sein.

30

Im Ergebnis erhält man pro Pixel unter anderem eine maximale Auslenkung der Mikro-Bewegung im jeweils gewählten Zeitfenster.

35 Diese maximale Auslenkung ist ein neuer diagnostisch nutzbarer Parameter, der im fünften Schritt **V** beispielsweise als zweidimensionale Darstellung ausgegeben werden kann. Eine solche Darstellung ermöglicht es beispielsweise die Verkal-

kungen beziehungsweise Verhärtungen kleiner Adern aufgrund ihrer Beeinflussung der Beweglichkeit ihrer Umgebung aufzufinden.

- 5 Ergänzend kann über eine Lupenfunktion beim Auswählen eines Pixels zusätzliche Detailinformation, zum Beispiel die Bewegungskurve beziehungsweise deren Fit angezeigt werden.

10 Insgesamt wird mit der Erfindung also vorgeschlagen, im Rahmen einer interferometrischen Röntgenuntersuchung durch Messung einer Änderung des Interferenzmusters eine Bewegung im Mikrometerbereich mindestens eines Voxels eines Untersuchungsobjektes zu bestimmen, wobei die Bewegung, also die relative Ortsveränderung des Voxels im Untersuchungsobjekt und
15 in der Strahler-Detektor-Anordnung, des mindestens einen Voxels gespeichert und/oder ausgegeben und/oder bildlich dargestellt wird.

Obwohl die Erfindung im Detail durch das bevorzugte Ausführungsbeispiel näher illustriert und beschrieben wurde, so ist
20 die Erfindung nicht durch die offenbarten Beispiele eingeschränkt und andere Variationen können vom Fachmann hieraus abgeleitet werden, ohne den Schutzzumfang der Erfindung zu verlassen. Insbesondere beschränkt sich die Erfindung nicht
25 auf die nachfolgend angegebenen Merkmalskombinationen, sondern es können auch für den Fachmann offensichtlich ausführbare andere Kombinationen und Teilkombination aus den offenbarten Merkmalen gebildet werden.

Patentansprüche

1. Verfahren einer interferometrischen Röntgenuntersuchung, wobei ein Untersuchungsobjekt (O) in einem
5 Strahlengang mit mindestens einem kohärenten Strahl (S) einer interferometrischen Strahler-Detektor-Anordnung (F, G₁, D) durchstrahlt wird, während im Strahlengang zumindest ein Phasengitter (G₁) angeordnet ist, durch welches jeweils ein Selbstabbild des Phasengitters als
10 Interferenzmuster (M) in mindestens einem Abstand (d) erzeugt wird, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass zur Bestimmung einer Mikro-Bewegung mindestens eines Voxels (V) des Untersuchungsobjektes (O) die Veränderung des Interferenzmusters (I) bestimmt und genutzt
15 wird und die Bewegung des mindestens einen Voxels (V) gespeichert und/oder ausgegeben und/oder bildlich dargestellt wird.
2. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 1,
20 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass ein pixelauflösender Detektor (D) mit einer Vielzahl an Pixel (P) verwendet wird und mindestens ein zweidimensionales Bild (B) der Mikro-Bewegung aus einer pixelweisen Änderung der Intensität des durch das Phasengitter (G₁) erzeugten Interferenzmusters (M) dargestellt wird.
25
3. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 2, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass zur Bestimmung der Mikro-Bewegung mindestens eines
30 Voxels (V) im Untersuchungsobjekt (O) eine Intensitätsabfolge oder ein Intensitätsverlauf für mindestens ein Pixel (P) an zwei ausgewählten aufeinander folgenden Zeitpunkten bestimmt wird.
- 35 4. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 3, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Bestimmung der Mikro-Bewegung des mindestens einen Voxels (V) mehrfach an unterschiedlichen Phasenpunkten

eines überlagernden Makro-Bewegungszyklus (Makro-Bewegung $\rightarrow \Delta x \sim \text{mm- bis cm-Bereich}$) erfolgt.

5. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Bestimmung der Mikro-Bewegung des mindestens einen Voxels (V) mehrfach an mindestens einem gleichen Phasenpunkt aufeinander folgender Makro-Bewegungszyklen erfolgt.
6. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 4 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass der Makro-Bewegungszyklus (Z) durch ein am Untersuchungsobjekt abgeleitetes Triggersignal bestimmt wird und anhand des so ermittelten Makro-Bewegungszyklus vorgegebene Phasenpunkte (p_i) im Bewegungszyklus zur Bestimmung der Bewegung des mindestens einen Voxels (V) im Untersuchungsobjekt verwendet werden.
7. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 4 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass als Makro-Bewegungszyklus einer der Zyklen Atmung, Herzschlag oder Peristaltik oder eine kombinierte Überlagerung daraus verwendet wird.
8. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Änderung des Interferenzmusters sich ausschließlich auf eine Änderung bezieht, die der Änderung des Interferenzmusters (M) aufgrund einer gesteuerten Gitterbewegung überlagert ist.
9. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass bei einer bildlichen Darstellung der detektierten Mikro-Bewegungen, Bewegungen in unterschiedliche Richtungen mit unterschiedlicher Farbgebung dargestellt werden.

10. Röntgenvorrichtung (1) zur interferometrischen Röntgenuntersuchung eines Untersuchungsobjektes (O), insbesondere eines Patienten, aufweisend:
- 5 10.1. ein interferometrisches Strahler-Detektor-Anordnung (F, G_1 , D) mit einem Strahlengang, in dem das Untersuchungsobjekt (O) angeordnet werden kann, wobei im Strahlengang zumindest ein Phasengitter (G_1) angeordnet ist, durch welches jeweils ein Selbstabbild des Phasengitters (G_1) als Interferenzmuster (M) in mindestens
- 10 einem Abstand (d) erzeugt wird,
- 10.2. ein Computersystem (4) mit zumindest einem Programmspeicher, in dem Programmcode (Prg_1 - Prg_m) abgespeichert ist, der im Betrieb der Röntgenvorrichtung ausgeführt
- 15 wird,
- dadurch gekennzeichnet, dass
- 10.3. auch Programmcode (Prg_{m+1} - Prg_n) gespeichert ist, der im Betrieb das Verfahren gemäß einem der voranstehenden Verfahrensansprüche ausführt.
- 20
11. Röntgenvorrichtung (1) gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass ein Quellengitter (G_0) nach dem Strahler (F) angeordnet ist.
- 25
12. Röntgenvorrichtung (1) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 9 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass ein zusätzliches Analysengitter (G_2) zwischen dem Phasengitter (G_1) und dem Detektor
- 30 (D) angeordnet ist.

FIG 1

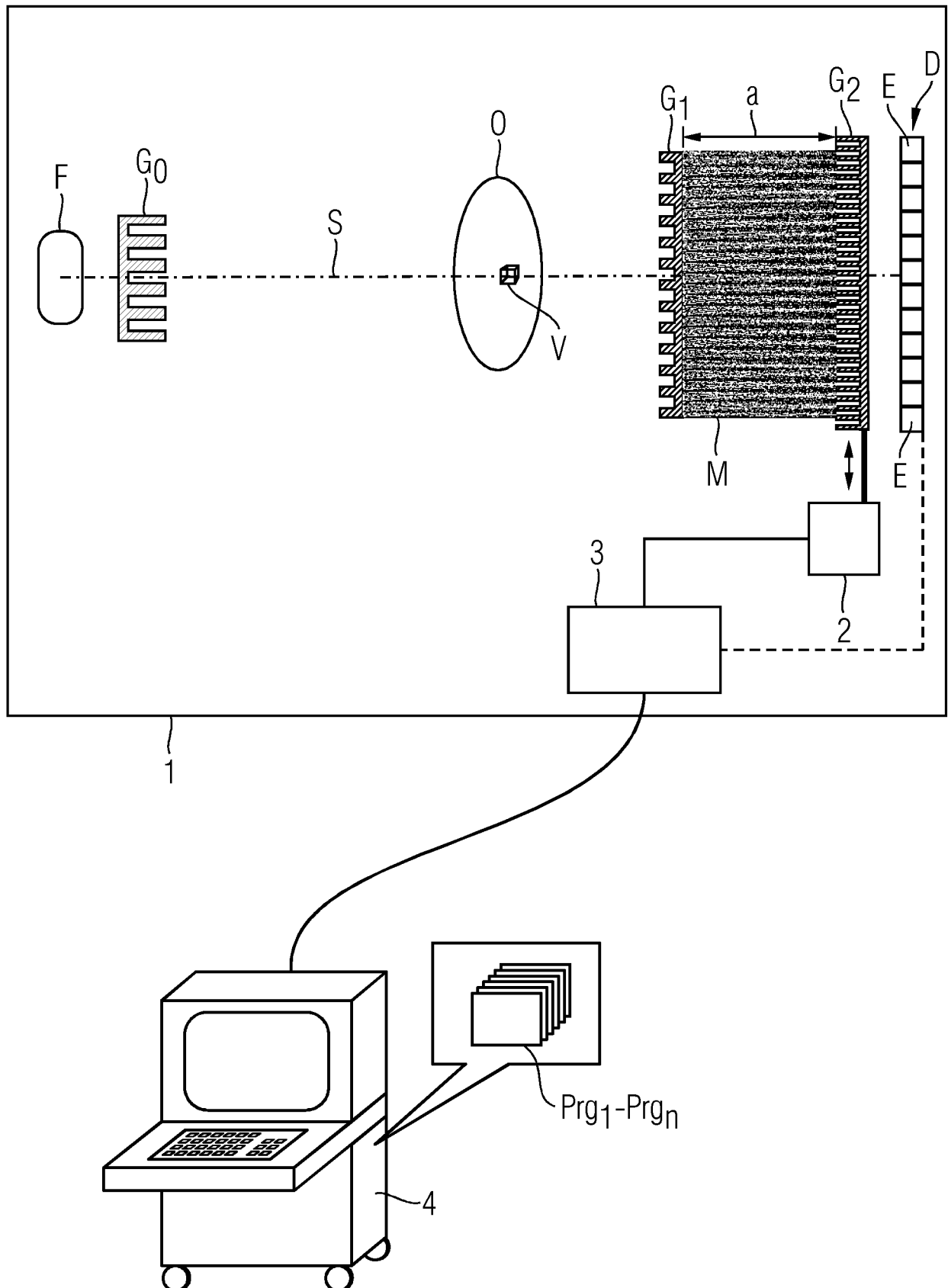


FIG 2

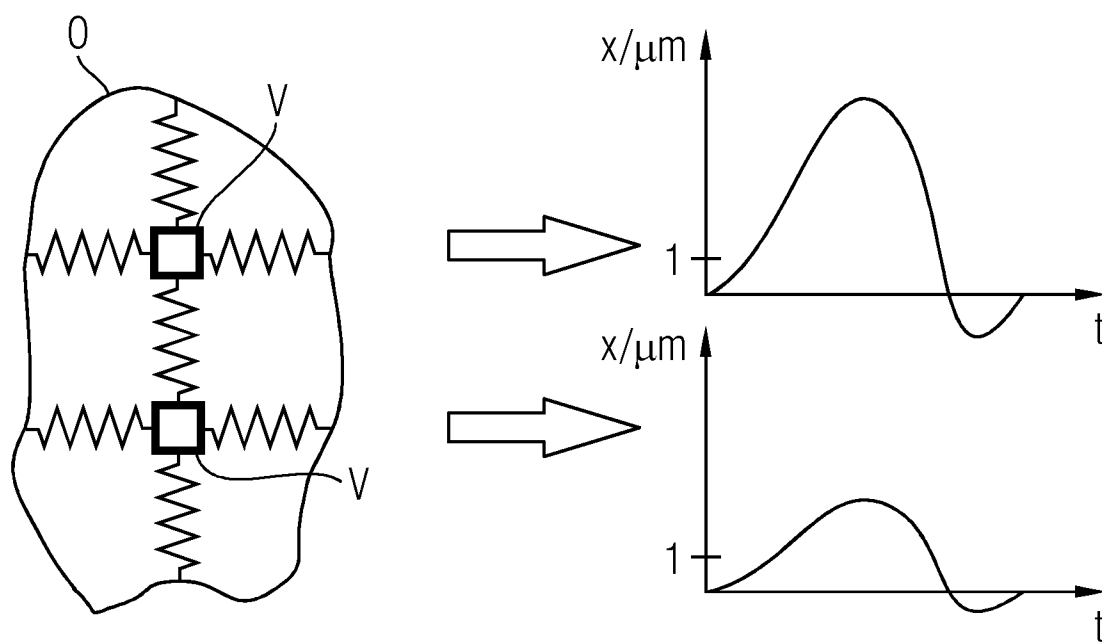


FIG 3

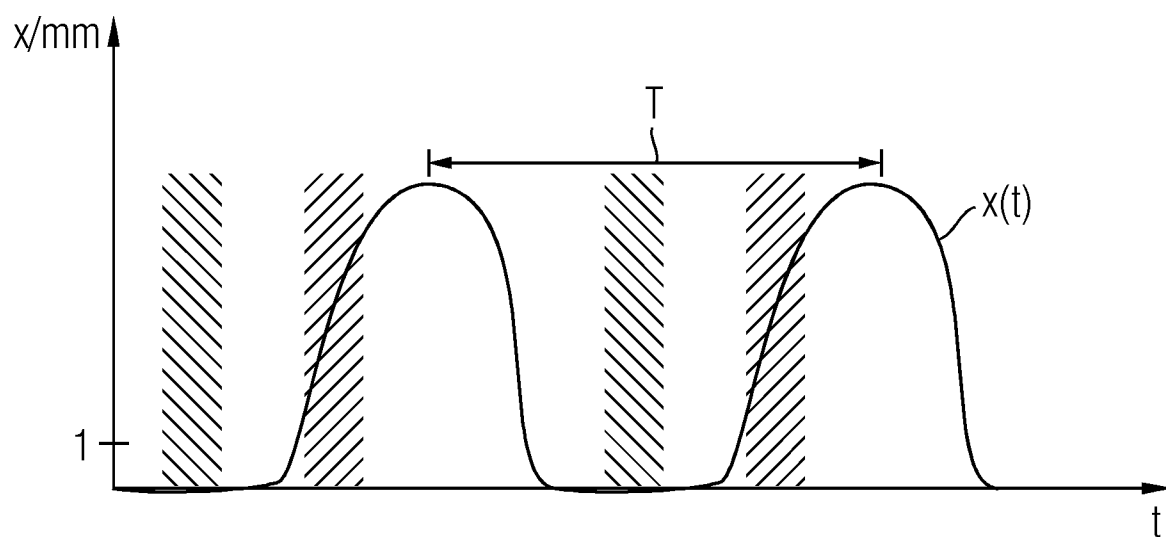
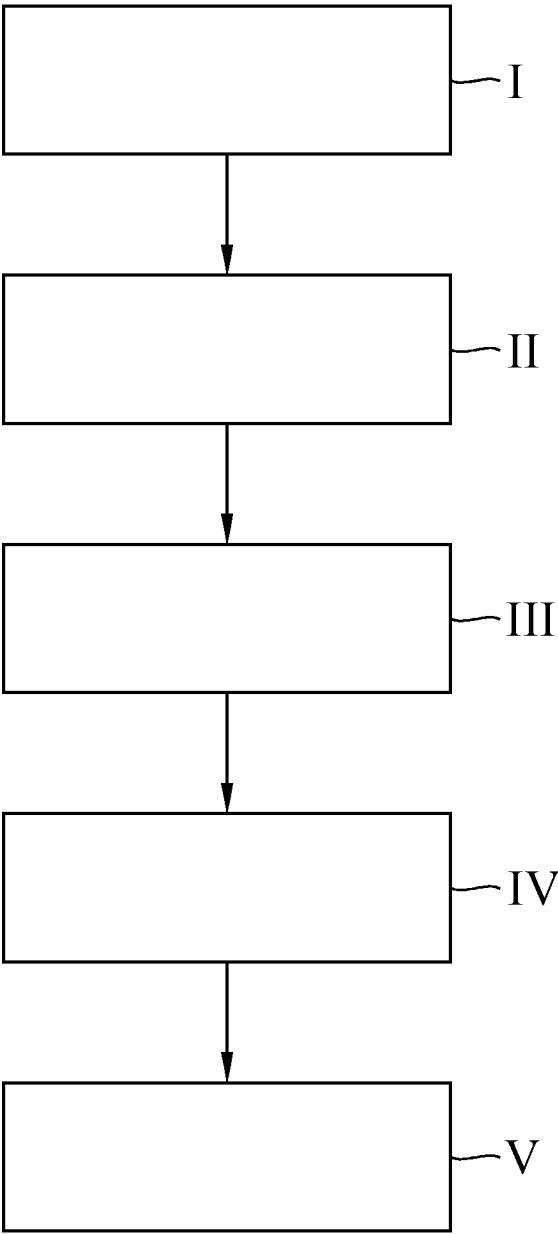


FIG 4



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2016/079890

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B6/00 G01N23/04
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
G01N A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	KAYE S MORGAN ET AL: "A sensitive x-ray phase contrast technique for rapid imaging using a single phase grid analyzer", OPTICS LETTERS, OPTICAL SOCIETY OF AMERICA, vol. 38, no. 22, 15 November 2013 (2013-11-15), pages 4605-4608, XP001586046, ISSN: 0146-9592, DOI: 10.1364/OL.38.004605 [retrieved on 2013-11-06] abstract page 4606, left-hand column, paragraph 5 page 4608, left-hand column, paragraph 5 - right-hand column, paragraph 1 figures 1,2 ----- -/-	1-12



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

10 February 2017

Date of mailing of the international search report

28/02/2017

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Baranski, Jörg

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2016/079890

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 2 478 842 A1 (KONICA MINOLTA MED & GRAPHIC [JP]) 25 July 2012 (2012-07-25) paragraph [0110] figure 4	1-12
X	----- WO 2012/164090 A1 (TOTAL SA [FR]; UNIV PAU ET DES PAYS DE L ADOUR [FR]; CREUX PATRICE [FR]) 6 December 2012 (2012-12-06) page 9, line 24 - page 10, line 13 figure 1	1-12
A	----- LEWIS R A ET AL: "Dynamic imaging of the lungs using x-ray phase contrast; Dynamic imaging of the lungs using x-ray phase contrast", PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY, INSTITUTE OF PHYSICS PUBLISHING, BRISTOL GB, vol. 50, no. 21, 7 November 2005 (2005-11-07), pages 5031-5040, XP020084409, ISSN: 0031-9155, DOI: 10.1088/0031-9155/50/21/006 paragraph [003.] figure 1	1-12
A	----- KAMEL FEZZAA ET AL: "Ultrafast X-Ray Phase-Contrast Imaging of the Initial Coalescence Phase of Two Water Droplets", PHYSICAL REVIEW LETTERS, vol. 100, no. 10, 30 September 2007 (2007-09-30), XP055343788, US ISSN: 0031-9007, DOI: 10.1103/PhysRevLett.100.104501 figures 1, 4	1-12
A	----- IM KYOUNG-SU ET AL: "Particle tracking velocimetry using fast x-ray phase-contrast imaging", APPLIED PHYSICS LETTERS, A I P PUBLISHING LLC, US, vol. 90, no. 9, 2 March 2007 (2007-03-02), pages 91919-091919, XP012096235, ISSN: 0003-6951, DOI: 10.1063/1.2711372 pages 091919-1, right-hand column, paragraph 3 - pages 091919-2, right-hand column, paragraph 1 ----- -/--	1-12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2016/079890

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JULIAN MOOSMANN ET AL: "X-ray phase-contrast in vivo microtomography probes new aspects of Xenopus gastrulation", NATURE, vol. 497, no. 7449, 15 May 2013 (2013-05-15), pages 374-377, XP055343759, United Kingdom ISSN: 0028-0836, DOI: 10.1038/nature12116 figures 1,2 -----	1-12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2016/079890

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 2478842	A1	25-07-2012	EP 2478842 A1 25-07-2012
		US 2012224670 A1 06-09-2012	
		WO 2011033798 A1 24-03-2011	

WO 2012164090	A1	06-12-2012	AU 2012264596 B2 30-07-2015
			AU 2012264597 B2 30-07-2015
			BR 112013030645 A2 29-11-2016
			BR 112013030647 A2 29-11-2016
			CA 2837788 A1 06-12-2012
			CA 2837789 A1 06-12-2012
			EP 2715324 A1 09-04-2014
			EP 2715325 A1 09-04-2014
			RU 2013157371 A 20-07-2015
			US 2014086385 A1 27-03-2014
			US 2014133623 A1 15-05-2014
			WO 2012164090 A1 06-12-2012
			WO 2012164091 A1 06-12-2012

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
 INV. A61B6/00 G01N23/04
 ADD.

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
 G01N A61B

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	KAYE S MORGAN ET AL: "A sensitive x-ray phase contrast technique for rapid imaging using a single phase grid analyzer", OPTICS LETTERS, OPTICAL SOCIETY OF AMERICA, Bd. 38, Nr. 22, 15. November 2013 (2013-11-15), Seiten 4605-4608, XP001586046, ISSN: 0146-9592, DOI: 10.1364/OL.38.004605 [gefunden am 2013-11-06] Zusammenfassung Seite 4606, linke Spalte, Absatz 5 Seite 4608, linke Spalte, Absatz 5 - rechte Spalte, Absatz 1 Abbildungen 1,2 ----- -/-	1-12

☒ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen ☒ Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

10. Februar 2017

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

28/02/2017

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde
 Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Baranski, Jörg

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	EP 2 478 842 A1 (KONICA MINOLTA MED & GRAPHIC [JP]) 25. Juli 2012 (2012-07-25) Absatz [0110] Abbildung 4	1-12
X	----- WO 2012/164090 A1 (TOTAL SA [FR]; UNIV PAU ET DES PAYS DE L ADOUR [FR]; CREUX PATRICE [FR]) 6. Dezember 2012 (2012-12-06) Seite 9, Zeile 24 - Seite 10, Zeile 13 Abbildung 1	1-12
A	----- LEWIS R A ET AL: "Dynamic imaging of the lungs using x-ray phase contrast; Dynamic imaging of the lungs using x-ray phase contrast", PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY, INSTITUTE OF PHYSICS PUBLISHING, BRISTOL GB, Bd. 50, Nr. 21, 7. November 2005 (2005-11-07), Seiten 5031-5040, XP020084409, ISSN: 0031-9155, DOI: 10.1088/0031-9155/50/21/006 Absatz [003.] Abbildung 1	1-12
A	----- KAMEL FEZZAA ET AL: "Ultrafast X-Ray Phase-Contrast Imaging of the Initial Coalescence Phase of Two Water Droplets", PHYSICAL REVIEW LETTERS, Bd. 100, Nr. 10, 30. September 2007 (2007-09-30), XP055343788, US ISSN: 0031-9007, DOI: 10.1103/PhysRevLett.100.104501 Abbildungen 1, 4	1-12
A	----- IM KYOUNG-SU ET AL: "Particle tracking velocimetry using fast x-ray phase-contrast imaging", APPLIED PHYSICS LETTERS, A I P PUBLISHING LLC, US, Bd. 90, Nr. 9, 2. März 2007 (2007-03-02), Seiten 91919-091919, XP012096235, ISSN: 0003-6951, DOI: 10.1063/1.2711372 Seiten 091919-1, rechte Spalte, Absatz 3 - Seiten 091919-2, rechte Spalte, Absatz 1 ----- -/--	1-12

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	JULIAN MOOSMANN ET AL: "X-ray phase-contrast in vivo microtomography probes new aspects of Xenopus gastrulation", NATURE, Bd. 497, Nr. 7449, 15. Mai 2013 (2013-05-15), Seiten 374-377, XP055343759, United Kingdom ISSN: 0028-0836, DOI: 10.1038/nature12116 Abbildungen 1,2 -----	1-12

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2016/079890

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 2478842	A1	25-07-2012	EP 2478842 A1 25-07-2012
			US 2012224670 A1 06-09-2012
			WO 2011033798 A1 24-03-2011

WO 2012164090	A1	06-12-2012	AU 2012264596 B2 30-07-2015
			AU 2012264597 B2 30-07-2015
			BR 112013030645 A2 29-11-2016
			BR 112013030647 A2 29-11-2016
			CA 2837788 A1 06-12-2012
			CA 2837789 A1 06-12-2012
			EP 2715324 A1 09-04-2014
			EP 2715325 A1 09-04-2014
			RU 2013157371 A 20-07-2015
			US 2014086385 A1 27-03-2014
			US 2014133623 A1 15-05-2014
			WO 2012164090 A1 06-12-2012
			WO 2012164091 A1 06-12-2012
