

(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  
10. August 2017 (10.08.2017)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer  
**WO 2017/133845 A1**

- (51) **Internationale Patentklassifikation:**  
*G06T 11/00* (2006.01) *G01N 23/04* (2006.01)
- (21) **Internationales Aktenzeichen:** PCT/EP2017/000139
- (22) **Internationales Anmeldedatum:**  
3. Februar 2017 (03.02.2017)
- (25) **Einreichungssprache:** Deutsch
- (26) **Veröffentlichungssprache:** Deutsch
- (30) **Angaben zur Priorität:**  
10 2016 001 247.1  
4. Februar 2016 (04.02.2016) DE
- (71) **Anmelder:** **YXLON INTERNATIONAL GMBH**  
[DE/DE]; Essener Bogen 15, 22419 Hamburg (DE).
- (72) **Erfinder:** **HEROLD, Frank**; Waldemar-Bonsels-Weg 3,  
22926 Ahrensburg (DE). **KLEIN, Philipp**; Thedestrasse 1,  
22767 Hamburg (DE).
- (74) **Anwalt:** **DTS PATENT- UND RECHTSANWÄLTE**;  
Schneckenbühl Und Partner MBB, St.-Anna-Str. 15, 80538  
München (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, KH,  
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 FOR RECONSTRUCTING A TEST OBJECT IN AN X-RAY CT METHOD IN AN X-RAY CT SYSTEM WITHOUT A MANIPULATOR

(54) **Bezeichnung :** VERFAHREN ZUR REKONSTRUKTION EINES PRÜFOBJEKTS BEI EINEM RÖNTGEN-CT-VERFAHREN IN EINER RÖNTGEN-CT-ANLAGE OHNE MANIPULATOR

(57) **Abstract:** The invention relates to a method for reconstructing a test object in an x-ray CT method in an x-ray CT system, which has an x-ray source having a focus and has an x-ray detector but does not have a manipulator, wherein, in advance, the positions of at least three markers, which are fixedly connected to an object, are precisely determined. Then, the test object is fastened to the object in a stationary manner by means of suitable measures, wherein this fastening occurs for the duration of the creation of recordings of the test object, then the object is moved together with the test object on an arbitrary path between the x-ray source and the x-ray detector by the x-ray CT system and recordings are created during this movement, the projection geometry of each individual recording is calculated from the known positions of the markers in relation to each other in the recording, and then a CT reconstruction of the test object is performed by means of a suitable algorithm on the basis of the association of the individual recordings with the respective projection geometries.

(57) **Zusammenfassung:** Die Erfindung befasst sich mit einem Verfahren zur Rekonstruktion eines Prüfobjekts bei einem Röntgen-CT-Verfahren in einer Röntgen-CT-Anlage, die eine Röntgenquelle mit Fokus, einen Röntgendetektor aber keinen Manipulator aufweist, wobei vorab die Positionen von mindestens drei Markern, die fest mit einem Objekt verbunden sind, präzise bestimmt werden, danach wird das Prüfobjekt mittels geeigneter Maßnahmen ortsfest am Objekt festgelegt, wobei diese Festlegung für die Dauer der Erstellung von Aufnahmen des Prüfobjekts erfolgt, danach wird das Objekt mit dem Prüfobjekt auf einer beliebigen Bahn zwischen Röntgenquelle und Röntgendetektor durch die Röntgen-CT-Anlage bewegt und während dieser Bewegung Aufnahmen erstellt, die Projektionsgeometrie jeder einzelnen Aufnahme wird aus den bekannten relativen Positionen der Marker zueinander in der jeweiligen Aufnahme berechnet, danach wird anhand der Zuordnung der einzelnen Aufnahmen zu der jeweiligen Projektionsgeometrie eine CT-Rekonstruktion des Prüfobjekts mittels eines geeigneten Algorithmus durchgeführt.



Verfahren zur Rekonstruktion eines Prüfobjekts bei einem Röntgen-CT-Verfahren  
in einer Röntgen-CT-Anlage ohne Manipulator

Die Erfindung befasst sich mit einem Verfahren zur Rekonstruktion eines  
5 Prüfobjekts bei einem Röntgen-CT-Verfahren in einer Röntgen-CT-Anlage, die  
eine Röntgenquelle mit Fokus, einen Röntgendetektor aber keinen Manipulator  
aufweist.

Verfahren zur dreidimensionalen Rekonstruktion von röntgentransparenten  
10 Prüfobjekten unter Berücksichtigung einer bestimmten Projektionsgeometrie aus  
Projektionen sind aus dem Bereich der Computertomographie bekannt. Für eine  
solche Rekonstruktion eines Prüfobjekts aus Projektionen unterschiedlicher  
Projektionsrichtungen in einer Röntgen-CT-Vorrichtung ist eine exakte Kenntnis  
15 der Projektionsgeometrie jeder einzelnen Projektion erforderlich. Im Sinne der  
Röntgen-Bildgebung beschreibt die Projektionsgeometrie die relative Lage des  
Prüfobjekts zum Fokus der Röntgenquelle und dem Röntgendetektor. Zur  
Überprüfung der tatsächlichen Projektionsgeometrie in jeder Projektion müssen  
markante Punkte des Prüfobjekts in Projektionen unterschiedlicher  
20 Projektionsrichtungen exakt wiedergefunden werden. Bei transparenten  
Prüfobjekten können diese Punkte durch unbekannte Objektstrukturen überlagert  
werden, so dass im schlimmsten Fall die Punkte gar nicht erkannt werden,  
beziehungsweise deren Position nicht fehlerfrei bestimmbar ist.

Marker sind spezielle Objekte mit bekannten Eigenschaften. Im Rahmen dieser  
25 Anmeldung wird unter einem Marker ein Objekt verstanden, das mindestens ein  
Bildmerkmal aufweist, das bei jeder durchgeführten Projektion eindeutig  
lokalisierbar ist. Zur Bestimmung der Projektionsgeometrie aus einer Projektion  
müssen mindestens drei Bildmerkmale bestimmt werden können. Dazu müssen  
die Marker in mindestens drei Positionen innerhalb einer Projektion bestimmt  
30 werden, die nicht in einer zur Trajektorie gehörenden Ebene liegen. Diese  
Bildmerkmale können entweder innerhalb eines einzelnen Objekts vorhanden  
(beispielsweise die Ecken eines Dreiecks) oder an mehreren Objekten ausgebildet

sein (beispielsweise drei Kugeln). Dabei können schon kleine Fehler in der Positionsbestimmung zu großen Fehlern in der rekonstruierten Projektionsgeometrie führen. Typischerweise liegen die verwendeten Projektionen auf einem Kreis um das Prüfobjekt. Die Strecke des Fokuspunktes der Röntgenquelle wird hierbei als Trajektorie beziehungsweise genauer als Kreistrajektorie bezeichnet. Es sind aber auch andere Trajektorien möglich, wie beispielsweise Helix-Trajektorien.

Die Projektionen müssen wie oben ausgeführt – aus verschiedenen Projektionsrichtungen aufgenommen werden. Je nachdem, wie vollständig das Prüfobjekt entlang der sogenannten Trajektorie im Sinne des Tuy-Smith Theorems (alle Ebenen durch ein Prüfobjekt müssen die Trajektorie der Röntgenquelle in mindestens einem Punkt schneiden) abgebildet wurde, desto detaillierter ist die Abbildung des rekonstruierten Volumens.

Daher wird nach dem Stand der Technik zur Rekonstruktion ein möglichst präziser Manipulator verwendet, um eine bestimmte Trajektorie abzufahren. Das Problem hierbei ist jedoch, dass je präziser so ein Manipulator-System ist, desto kostenintensiver ist die Herstellung, wobei der Anstieg exponentiell angesetzt werden kann. Klassischer Weise besteht ein Manipulator zur industriellen Computertomographie aus einer Anordnung orthogonaler Linearachsen und in der Regel mindestens einer Rotationsachse, um das Prüfobjekt rotieren zu können. Bei einer standardmäßigen Kreistrajektorie und einem Detektor mit 1.000 Pixeln Breite werden typischer Weise mehr als 1.000 Projektionen benötigt, um das Volumen zu rekonstruieren. Allerdings erfüllt die Kreistrajektorie das Tuy-Smith Theorem nur für die mittlere Schicht, so dass komplexere Trajektorien vorzuziehen sind. Je mehr unterschiedliche Details aus möglichst wenigen Projektionsrichtungen abgebildet werden, desto weniger Projektionen werden benötigt, um ein Volumen hoher Qualität abzubilden. Um eine Projektion für die Rekonstruktion des Prüfobjekts verwenden zu können, muss aufgrund der Projektionsgeometrie das Prüfobjekt innerhalb der Projektionsfläche abgebildet werden. Die Projektionsgeometrie muss zum Zeitpunkt der Rekonstruktion

bekannt sein, um eine eindeutige Zuordnung der Aufnahmen zu der Projektionsgeometrie, unter der sie jeweils aufgenommen wurde, zu ermöglichen und daraus dann mit einem bekannten Rekonstruktionsalgorithmus die dreidimensionale Wiedergabe des Prüfobjekts zu berechnen.

5

Aufgabe der Erfindung ist es, ein Verfahren bereitzustellen, mit dem eine Rekonstruktion eines Prüfteils, zumindest eines Teilbereichs desselben, mit einem möglichst geringen apparativen Aufwand erreicht werden kann.

- 10 Die Aufgabe wird durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Patentanspruchs 1 gelöst. Das erfindungsgemäße Verfahren beschreibt ein Röntgen-CT-Verfahren zur dreidimensionalen Rekonstruktion eines Prüfteils in einer Röntgen-CT-Anlage. Im Gegensatz zu den aus dem Stand der Technik bekannten Verfahren, die einen möglichst präzisen Manipulator benötigen, muss beim erfindungsgemäßen
- 15 Verfahren die Projektionsgeometrie nicht mit Hilfe eines solchen Manipulators vorher hergestellt werden. Daher ist es möglich, auch ein Prüfobjekt zu rekonstruieren, das sich auf einer freien Bahn zwischen Röntgenröhre und Röntgendetektor bewegt. Beispielsweise kann sich das Prüfobjekt im freien Fall, beispielsweise auf einer Schraubenbahn (analog zu einer Helix-Trajektorie)
- 20 beziehungsweise auf einer Schussbahn befinden oder eine Rampe herunterrollen. Bei der Röntgen-Bildgebung müssen Röntgenquelle und Röntgendetektor fix zueinander im Raum angeordnet sein. Die Projektionsgeometrie zu jeder Projektion wird durch einen externen Betrachter aus dem jeweiligen Röntgenbild anhand der bekannten relativen Positionen der Marker zueinander berechnet. Das
- 25 Prüfobjekt beziehungsweise die Projektionsgeometrie sind zum Zeitpunkt der einzelnen Aufnahme noch unbekannt. Dieses Problem wird dadurch gelöst, dass eine fixe Anordnung von Markern ortsfest während der Erstellung der Aufnahmen mit dem Prüfobjekt verbunden sind. Durch die Verwendung der Marker wird somit nachträglich die exakte Position des Prüfobjektes im dreidimensionalen Raum
- 30 bestimmt. Dabei kann die Position der Marker zufällig gewählt sein. Lediglich die Abstände zueinander dürfen nicht veränderlich sein. Dies bedeutet, dass sich die Marker während der Messung auch in fixen Positionen zum Prüfobjekt befinden.

Erfindungsgemäß ist es nötig, vorab die Positionen der Marker am Objekt präzise zu bestimmen. Bevorzugt wird das Objekt mit den Markern dafür mittels eines Koordinatenmess-Systems vermessen. Die Positionen jedes einzelnen projizierten Markers auf der Projektionsfläche werden in jeder einzelnen Aufnahme  
5 (Projektion) bestimmt. Mit Hilfe einer geeigneten Optimierungsrechnung unter Einbeziehung des Projektionsmodells kann daraus die Position der Marker im dreidimensionalen Raum bestimmt werden. Es müssen nicht alle Marker in jeder Projektion sichtbar sein, aber es müssen von allen Markern genügend Positionen in der Projektionsebene ermittelt worden sein. Hierbei ist darauf zu achten, dass  
10 für verschiedene Projektionsrichtungen die Marker korrekt wiedererkannt werden. Dies kann durch eine zufällige Anordnung der Marker erleichtert werden, da es bei symmetrischer Lageverteilung der Marker je nach Perspektive leichter zu Überlagerungen und damit zu Verwechslungen kommen kann. Durch die Verwendung der Marker kann nachträglich die exakte Position des Prüfobjektes im  
15 dreidimensionalen Raum (Projektionsgeometrie) bestimmt werden. Anschließend erfolgt dann mittels eines aus dem Stand der Technik bekannten Algorithmus (beispielsweise im Rahmen der Verwendung der Software „CERA Xplorer“ der Firma Siemens Healthcare GmbH) eine dreidimensionale Rekonstruktion des Prüfobjekts. Durch das erfindungsgemäße Verfahren ist es nicht mehr nötig  
20 überhaupt einen Manipulator in Röntgen-CT-Verfahren zu verwenden und der Kostenfaktor Manipulator wird eliminiert.

Eine vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass das Prüfobjekt in einem Gefäß, insbesondere einem Gitterkorb oder einem Hohlkörper, der  
25 insbesondere die Form eines Zylinders aufweist, festgelegt ist und an dem Gefäß die Marker befestigt sind. Das Gefäß muss geeignet sein, das Prüfobjekt zu fixieren. Die Fixierung des Prüfobjekts kann beispielsweise durch Über- oder Unterdruck geschehen oder durch entsprechendes Füllmaterial oder  
30 konventionelle Befestigungsvorrichtungen wie Greifer, Klammern, Gurte oder Spannvorrichtungen. Für eine Kreistrajektorie ist ein Zylinder eine vorteilhafte Form; dieser kann als tonnenförmiges Gefäß ausgebildet sein.

Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass das Gefäß aus einem Material mit einem möglichst geringen Massenschwächungskoeffizienten besteht. Dadurch wird eine möglichst geringe Überlagerung der Abbildung des Prüfobjekts durch das Gefäß erreicht.

5

Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass das Material der Marker einen Massenschwächungskoeffizienten aufweist, der deutlich verschieden von demjenigen des Prüfobjekts ist, insbesondere um mindestens 20% von diesem abweicht. Dadurch wird gewährleistet, dass man im Durchleuchtungsbild einen deutlichen Unterschied zwischen der Abbildung des Markers/der Marker und den Strukturen des Prüfobjekts erkennt.

10

Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass alle Marker aus demselben Material und/oder Kugeln sind. Wenn alle Marker aus demselben Material sind, kann die Segmentierung der Marker innerhalb der Projektion vereinfacht werden, da nur nach einem bestimmten Grauwertbereich gesucht werden muss. Die Kugelform ist eine äußerst geeignete Form für einen Marker, da der Schwerpunkt einer Kugel aufgrund der Punktsymmetrie aus allen Projektionsrichtungen exakt bestimmt werden kann und Kugeln mechanisch sehr präzise gefertigt werden können. Besonders bevorzugt ist es deshalb, wenn alle Marker Kugeln sind. Durch die Einbeziehung der Eigenschaften der Marker als kugelförmig, kann dies als Vorwissen ausgenutzt werden, da aufgrund der Symmetrie der Schwerpunkt der Kugel immer auf denselben Raumpunkt in der Projektion abgebildet wird.

15

20

25

Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass die beliebige Bahn ein freier Fall, eine Schraubenbahn, eine ballistische Bahn, insbesondere eine Schussbahn, oder ein Abrollen auf einer Rampe ist.

30

Eine weitere vorteilhafte kostensparende Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass die Röntgenquelle und der Röntgendetektor fix zueinander im Raum angeordnet sind und deren Ausrichtung zueinander nicht mit höchster Präzision

erfolgen muss, da die Projektionsgeometrie sich aus der Anordnung der Marker berechnen lässt.

5 Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass die Marker einen möglichst weiten Abstand voneinander aufweisen aber während der Erstellung der Aufnahmen so im Strahlengang der Röntgenröhre liegen, dass sie noch im Röntgendetektor erfasst werden. Die Positionsbestimmung der Marker wird robuster, je weiter einzelne Marker voneinander entfernt sind. Je größer der Abstand zwischen zwei Markern ist, desto genauer kann der Abstand der Marker  
10 auf der Projektion gemessen werden. Idealerweise werden die Marker daher nahe den Rändern der Projektion abgebildet und somit die relativen Abstände von weitentfernten Markern verwendet.

15 Eine weitere vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung sieht vor, dass die direkt von der Belichtungszeit des Röntgendetektors abhängende Bewegungsunschärfe in den Aufnahmen durch die Auswertung der Marker jeweils bestimmt wird. Durch einen in der Regel iterativen Ansatz kann die Bewegungsunschärfe modelliert und herausgerechnet und somit die Detailauflösung erhöht werden.

20 Alle in den Unteransprüchen angegebenen Merkmale der vorteilhaften Weiterbildungen sind sowohl für sich jeweils einzeln als auch in beliebigen Kombinationen zur Erfindung gehörig.

25 Im Folgenden wird ein vorteilhaftes Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen Verfahrens erläutert.

Das erfindungsgemäße Verfahren läuft in einer konventionellen Röntgen-CT-Anlage (beispielsweise dem Modell „Y.MU56TB“ der Firma YXLON International GmbH) ab, wobei der bislang verwendete Manipulator weggelassen wird. Als  
30 Röntgenröhre wird beispielsweise das Modell „Y.TU-225-D04“ der Firma YXLON International GmbH und als Röntgendetektor beispielsweise das Modell „XRD 0822 AP18 IND“ der Firma PerkinElmer verwendet.

Das erfindungsgemäße Verfahren basiert auf der Verwendung einer dreidimensionalen Anordnung von Markern, die in der Röntgenprojektion sichtbar sind und an einem zylinderförmigen Gefäß angebracht sind. Als Marker werden  
5 Kugeln verwendet, da der Schwerpunkt einer Kugel aufgrund der Punktsymmetrie aus allen Projektionsrichtungen exakt bestimmt werden kann und Kugeln mechanisch sehr präzise gefertigt werden können. Die Marker und das Gefäß sind aus Materialien, deren Massenschwächungskoeffizienten deutlich verschieden von dem Massenschwächungskoeffizienten des Prüfobjekts sind, beispielsweise  
10 differieren die Massenschwächungskoeffizienten um über 50% voneinander. Dadurch erkennt man im Durchleuchtungsbilds einen deutlichen Unterschied zwischen der Abbildung der Marker beziehungsweise des Gefäßes und den Strukturen des Prüfobjekts.

15 Neben dem Material der Marker ist auch deren Größe und Anzahl zu beachten. Insbesondere die Wahl einer geeigneter Größe und des Materials hängen stark voneinander ab. Die Anzahl der Marker sollte sich an der Größe, Form und der genutzten Vergrößerung des zu rekonstruierenden Volumens orientieren. Da auch für die Marker nur ein begrenzter Raum zur Verfügung steht, kann auch deren  
20 Größe und Anzahl miteinander konkurrieren.

Eine ungünstige Materialwahl kann darüber hinaus ungewollte Nebeneffekte, wie beispielsweise Röntgenstreuung mit sich bringen und muss daher ebenfalls auf den Anwendungsfall abgestimmt sein. Eine allgemeine Regel zur korrekten Wahl  
25 der drei Faktoren lässt sich nicht formulieren. Stattdessen sollte die Wahl für jeden Anwendungsfall individuell erfolgen.

Die Anordnung der Marker muss sicherstellen, dass in jedem Projektionsbild eines CT-Scans ausreichend viele Marker abgebildet werden. Um diese Anforderung  
30 unabhängig vom Prüfobjekt gewährleisten zu können, erfolgt die Anordnung der Marker, wie oben ausgeführt, um das Prüfobjekt herum an dem Gefäß. Die Verteilung der Marker kann dabei völlig willkürlich erfolgen, so lange die zuvor

genannte Bedingung dadurch nicht verletzt wird. Je nach Anwendungsfall kann es sinnvoll sein, einen Mindestabstand zwischen benachbarten Markern nicht zu unterschreiten, um Überlagerungen mehrere Marker im Projektionsbild möglichst zu vermeiden. Die Anzahl der Marker darf ein Minimum von drei Markern nicht  
5 unterschreiten, kann aber beliebig groß sein, sofern dadurch die vorangegangenen Kriterien nicht verletzt werden. In Projektionsbildern mit Prüfobjekt können sich dessen Strukturen mit den Markerprojektionen überlagern. Sollte das Ergebnis der Rekonstruktion dadurch negativ beeinflusst werden, kann dies durch eine geschickte Anordnung der Marker reduziert werden.

10

Die relative Lage der Marker zueinander wird vor Erstellung der Aufnahmen mittels eines bekannten, hochgenauen Vermessungsverfahrens, beispielsweise mittels einer Koordinatenmessvorrichtung, ermittelt.

15

In dem Gefäß ist ein Prüfobjekt festgelegt, so dass das Prüfobjekt während der gesamten Erstellung der Aufnahmen desselben in der Röntgen-CT-Anlage ortsfest zu dem Gefäß und somit zu den Markern ist. Die Fixierung des Prüfobjekts kann beispielsweise durch Über- oder Unterdruck geschehen oder durch  
entsprechendes Füllmaterial oder konventionelle Befestigungsvorrichtungen, wie  
20 Greifer, Klammern, Gurte oder Spannvorrichtungen.

In den Projektionsbildern müssen die Marker gefunden und identifiziert werden.

25

Die durch die Abbildung eines Markers entstehende Struktur im Röntgenbild wird im Folgenden als Markerprojektion bezeichnet. Zur Bestimmung der  
Bildkoordinate einer solchen zweidimensionalen Markerprojektion ist es  
notwendig, dass ein eindeutiger Ankerpunkt für diese definiert werden kann.

30

Ermöglicht wird dies durch die Verwendung kugelförmiger Marker. Die perspektivische Projektion einer kugelförmigen Struktur resultiert immer in einer  
kreisförmigen Abbildung. Dies gilt unabhängig von der Lage oder Orientierung des  
kugelförmigen Markers. Als Ankerpunkt für die Markerprojektion bietet sich daher  
deren Schwerpunkt an. Die Bestimmung des Schwerpunktes einer kreisförmigen

Fläche liefert auch auf digitalen Bilddaten robuste Ergebnisse, sofern sich die Markerprojektion über ausreichend viele Bildpunkte erstreckt. Die eigentliche Auflösung des Röntgendetektors und damit des gesamten Röntgen-CT-Systems spielt dann eine untergeordnete Rolle. Dank der Sub-Pixel-genauen Bestimmung des Schwerpunktes einer Markerprojektion befinden sich Abweichungen in einer  
5 Größenordnung, die äußerst gering, quasi zu vernachlässigen sind.

Um aus der Position der Marker Rückschlüsse auf die Position und Lage des Prüfbjekts in der Röntgen-CT-Anlage – und somit die Projektionsgeometrie –  
10 ziehen zu können, muss sichergestellt werden, dass sich die relative Position der Marker zum Prüfbjekt nicht verändert. Dies erfolgt durch die oben genannte Fixierung des Prüfbjekts in dem Gefäß.

Nur wenn bekannt ist, wo ein Marker im Projektionsbild zu sehen ist, kann dessen  
15 Lage im Raum festgestellt und später zur Zuordnung der Projektionsgeometrie zu der jeweiligen Aufnahme genutzt werden. Die Herausforderung bei der Extraktion der Markerprojektionen besteht in der Unterscheidung zwischen diesen und anderen im Projektionsbild abgebildeten Strukturen. So befinden sich Teile des Gefäßes ebenfalls innerhalb des auf den Röntgendetektor projizierten Volumens.  
20 Die Extraktion der Markerprojektionen erfolgt dabei in zwei Schritten. Zunächst werden alle im Bild abgebildeten Strukturen separat erfasst. Danach wird anhand geeigneter Kriterien festgelegt, welche dieser Strukturen einer Markerprojektion entspricht und welche nicht.

25 Der Algorithmus zur Bestimmung der sichtbaren Marker in einem Projektionsbild lässt sich in drei logische Schritte gliedern. Zunächst werden die sichtbaren Strukturen vom Hintergrund separiert. Dabei entsteht ein Binärbild gleicher Größe, welches jeden Pixel als Vordergrund oder Hintergrund klassifiziert.

30 Aufgrund der sphärischen Form der Marker können einige Annahmen über die Abbildung durch diese erzeugte Struktur im Projektionsbild zur Identifizierung genutzt werden. So kann davon ausgegangen werden dass ein minimal

umschließendes Rechteck, welches entlang der Achsen im Bildkoordinatensystem um eine Marker-Struktur aufgespannt wird, nahezu quadratisch ist. Demnach entspricht dessen Seitenverhältnis nahezu dem Wert eins. Darüber hinaus muss die gesamte Struktur innerhalb eines maximalen Radius um das Strukturzentrum liegen, ohne dass sich als Hintergrund klassifizierte Pixel innerhalb dieses Radius befinden. Auch die Fläche der Strukturen kann genutzt werden, um zu evaluieren, ob es sich um eine Marker-Struktur handeln kann. Dabei ist jedoch zu beachten, dass sich die Marker an unterschiedlichen Positionen im Raum befinden und demnach unterschiedlich stark vergrößert abgebildet werden. Es ist also sinnvoll, die zulässige Fläche in einem Intervall zu definieren, sofern deren Lage im Raum entsprechend eingegrenzt werden kann.

Anhand dieser Kriterien lässt sich überprüfen, ob eine Struktur eine Markerprojektion darstellt oder nicht. Alle anderen Strukturen sind für den weiteren Verlauf der Positionsbestimmung nicht relevant und können verworfen werden.

Danach wird für jede Struktur, die einen Marker darstellt, der Schwerpunkt ermittelt. Die aus dem Projektionsbild extrahierte Information entspricht dann einer Menge an Bildkoordinaten, die jeweils die Position einer Markerprojektion im Röntgenbild repräsentieren. Hiernach schließt sich eine Optimierungsrechnung an, um die Position der Marker im dreidimensionalen Raum zu bestimmen. Somit ist für jedes Projektionsbild die Projektionsgeometrie bekannt und somit auch die genaue Position und Ausrichtung des Prüfobjekts in der Röntgen-CT-Anlage.

Das Prüfobjekt bewegt sich in der Röntgen-CT-Anlage auf einer vollkommen frei wählbaren – eventuell auch vom Zufall bestimmten – Bahn. So kann das Objekt – samt des Gefäßes, in dem es fixiert ist – auf einer Wurfbahn durch die Röntgen-CT-Anlage geworfen werden. Dabei kann es um verschiedene Rotationsachsen gleichzeitig – was einer seine Raumrichtung ändernden Rotationsachse entspricht – rotieren (quasi eine Taumelbewegung vollführen). Es könnte auch eine Rampe zwischen Röntgenröhre und Röntgendetektor installiert sein, auf dem das zylinderförmige Gefäß rollt. Besonders vorteilhaft ist es, wenn das Gefäß mittels

geeigneter Führungen und der Schwerkraft folgend eine Schraubenbahn durchläuft. Mittels des erfindungsgemäßen Verfahrens ist eine Rekonstruktion des Prüfobjekts, das sich auf jeder beliebigen Trajektorie durch die Röntgen-CT-Anlage bewegt, möglich.

5

Da sich das Prüfobjekt während der Aufnahmen ständig in Bewegung befindet, ist auch eine gewisse Unschärfe bezüglich der tatsächlichen Projektionsgeometrie vorhanden. Diese ist nicht eindeutig, da sie sich aufgrund der Bewegung während der Aufnahmedauer, die eine gewisse zeitliche Ausdehnung hat, ändert. Diese Unschärfe wird geringer, je kürzer die Belichtungszeit des Röntgendetektors ist. Eine Korrektur kann aber auch durch die Auswertung der Marker erfolgen, indem diese Unschärfe bestimmt wird und durch einen in der Regel iterativen Ansatz die Bewegungsunschärfe bezüglich des Prüfobjekts modelliert und herausgerechnet und somit die Detailauflösung erhöht wird.

15

Schlussendlich kann anhand der bekannten Projektionsgeometrien in Verbindung mit den zugeordneten Projektionsbildern durch Anwendung aus dem Stand der Technik bekannter Methoden und Algorithmen eine sehr gute dreidimensionale Rekonstruktion des Prüfobjekts erfolgen – beispielsweise mittels der Software „CERA Xplorer“ der Firma Siemens Healthcare GmbH.

20

## Patentansprüche

1. Verfahren zur Rekonstruktion eines Prüfobjekts bei einem Röntgen-CT-Verfahren in einer Röntgen-CT-Anlage, die eine Röntgenquelle mit Fokus,  
5 einen Röntgendetektor aber keinen Manipulator aufweist,  
wobei vorab die Positionen von mindestens drei Markern, die fest mit einem Objekt verbunden sind, präzise bestimmt werden,  
danach wird das Prüfobjekt mittels geeigneter Maßnahmen ortsfest am Objekt festgelegt, wobei diese Festlegung für die Dauer der Erstellung von  
10 Aufnahmen des Prüfobjekts erfolgt,  
danach wird das Objekt mit dem Prüfobjekt auf einer beliebigen Bahn zwischen Röntgenquelle und Röntgendetektor durch die Röntgen-CT-Anlage bewegt und während dieser Bewegung Aufnahmen erstellt,  
die Projektionsgeometrie jeder einzelnen Aufnahme wird aus den  
15 bekannten relativen Positionen der Marker zueinander in der jeweiligen Aufnahme berechnet,  
danach wird anhand der Zuordnung der einzelnen Aufnahmen zu der jeweiligen Projektionsgeometrie eine CT-Rekonstruktion des Prüfobjekts mittels eines geeigneten Algorithmus durchgeführt.  
20
2. Verfahren nach Patentanspruch 1, wobei das Objekt ein Gefäß ist, insbesondere ein Gitterkorb oder ein Hohlkörper, der insbesondere die Form eines Zylinders aufweist.
- 25 3. Verfahren nach Patentanspruch 2, wobei das Gefäß aus einem Material mit einem möglichst geringen Massenschwächungskoeffizienten besteht.
4. Verfahren nach einem der vorstehenden Patentansprüche, wobei das Material der Marker einen Massenschwächungskoeffizienten aufweist, der  
30 deutlich verschieden von demjenigen des Prüfobjekts ist, insbesondere um mindestens 20% von diesem abweicht.

5. Verfahren nach einem der vorstehenden Patentansprüche, wobei die Marker alle aus demselben Material und/oder Kugeln sind.
- 5 6. Verfahren nach einem der vorstehenden Patentansprüche, wobei die beliebige Bahn ein freier Fall, eine Schraubenbahn, eine ballistische Bahn, insbesondere eine Schussbahn, oder ein Abrollen auf einer Rampe ist.
- 10 7. Verfahren nach einem der vorstehenden Patentansprüche, wobei die Röntgenquelle und der Röntgendetektor fix zueinander im Raum angeordnet sind und deren Ausrichtung zueinander nicht mit höchster Präzision erfolgt ist.
- 15 8. Verfahren nach einem der vorstehenden Patentansprüche, wobei die Marker einen möglichst weiten Abstand voneinander aufweisen aber während der Erstellung der Aufnahmen so im Strahlengang der Röntgenröhre liegen, dass sie noch im Röntgendetektor erfasst werden.
- 20 9. Verfahren nach einem der vorstehenden Patentansprüche, wobei die direkt von der Belichtungszeit des Röntgendetektors abhängende Bewegungsunschärfe in den Aufnahmen durch die Auswertung der Marker jeweils bestimmt wird.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2017/000139

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
INV. G06T11/00 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)  
G06T G01N  
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, COMPENDEX, INSPEC, 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	FABIAN STOPP ET AL: "A Geometric Calibration Method for an Open Cone-Beam CT System", 12TH INTERNATIONAL MEETING ON FULLY 3D IMAGE RECONSTRUCTION, 16 June 2013 (2013-06-16), pages 106-109, XP055361289, Lake Tahoe, California	1-6,8,9
A	the whole document ----- -/--	7

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  4 April 2017	Date of mailing of the international search report  19/04/2017
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  Werling, Alexander

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2017/000139

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X,P	<p>Philipp Klein ET AL: "Comparison of Reconstruction Methods for Computed Tomography with Industrial Robots using Automatic Object Position Recognition", 19th World Conference on Non-Destructive Testing 2016, 13 June 2016 (2016-06-13), pages 1-8, XP055361119, Retrieved from the Internet: URL:<a href="http://www.ndt.net/article/wcndt2016/papers/molc2.pdf">http://www.ndt.net/article/wcndt2016/papers/molc2.pdf</a> [retrieved on 2017-04-03] the whole document</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-9
X,P	<p>Philipp Klein ET AL: "Automatic Object Position Recognition: Increasing the Position-Accuracy in Robot CT", 6th Conference on Industrial Computed Tomography, February 2016 (2016-02), XP055361576, Wels, Austria Retrieved from the Internet: URL:<a href="http://www.ndt.net/search/docs.php3?id=18752">http://www.ndt.net/search/docs.php3?id=18752</a> [retrieved on 2017-04-04] the whole document</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-9

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES  
 INV. G06T11/00 G01N23/04  
 ADD.

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

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)  
 G06T G01N

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, COMPENDEX, INSPEC, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	FABIAN STOPP ET AL: "A Geometric Calibration Method for an Open Cone-Beam CT System", 12TH INTERNATIONAL MEETING ON FULLY 3D IMAGE RECONSTRUCTION, 16. Juni 2013 (2013-06-16), Seiten 106-109, XP055361289, Lake Tahoe, California	1-6,8,9
A	das ganze Dokument ----- -/--	7



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

4. April 2017

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

19/04/2017

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

Werling, Alexander

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X,P	<p>Philipp Klein ET AL: "Comparison of Reconstruction Methods for Computed Tomography with Industrial Robots using Automatic Object Position Recognition", 19th World Conference on Non-Destructive Testing 2016, 13. Juni 2016 (2016-06-13), Seiten 1-8, XP055361119, Gefunden im Internet: URL:<a href="http://www.ndt.net/article/wcndt2016/papers/molc2.pdf">http://www.ndt.net/article/wcndt2016/papers/molc2.pdf</a> [gefunden am 2017-04-03] das ganze Dokument</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-9
X,P	<p>Philipp Klein ET AL: "Automatic Object Position Recognition: Increasing the Position-Accuracy in Robot CT", 6th Conference on Industrial Computed Tomography, Februar 2016 (2016-02), XP055361576, Wels, Austria Gefunden im Internet: URL:<a href="http://www.ndt.net/search/docs.php3?id=18752">http://www.ndt.net/search/docs.php3?id=18752</a> [gefunden am 2017-04-04] das ganze Dokument</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-9