



(10) **DE 10 2011 077 406 B4** 2013.03.21

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2011 077 406.8**

(22) Anmeldetag: **10.06.2011**

(43) Offenlegungstag: **13.12.2012**

(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **21.03.2013**

(51) Int Cl.: **A61B 19/00 (2011.01)**
A61B 6/00 (2011.01)

Innerhalb von drei 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:
Siemens Aktiengesellschaft, 80333, München, DE

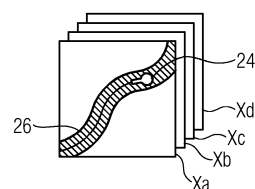
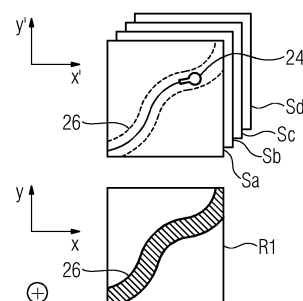
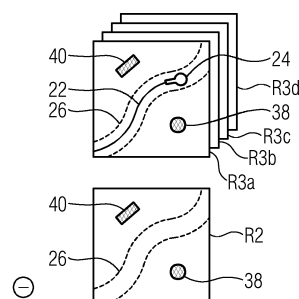
(72) Erfinder:
Kyriakou, Yiannis, Dr., 91080, Spardorf, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:

DE 10 2009 037 243 A1
US 2008 / 0 091 171 A1
US 2008 / 0 137 935 A1
US 2008 / 0 281 205 A1
US 2010 / 0 161 023 A1
US 2011 / 0 038 517 A1

(54) Bezeichnung: **Verfahren zum Lokalisieren eines bewegbaren Objekts und Röntgenbildaufnahmeverrichtung**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Lokalisieren eines bewegbaren Objekts (24), welches Röntgenstrahlung stärker absorbiert als biologisches Gewebe, in einem Vorgang des Verbringens des bewegbaren Objekts (24) innerhalb eines Gefäßes (26) eines biologischen Objekts (28, 30). Das Verfahren bedient sich hierzu dreier Röntgenbilddatensätze (R1, R2, R3a, R3b, R3c, R3d), welche geeignet miteinander verarbeitet werden. Die Erfindung betrifft auch eine Röntgenbildaufnahmeverrichtung (10) mit einer Schnittstelle (18), über welche eine Bildverarbeitungseinheit (16) mit einem Katheter (20, 22) zum Gewinnen eines Bilddatensatzes betreffend einen Innenraum eines Gefäßes (26) verbindbar ist.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Lokalisieren eines bewegbaren Objekts, welches Röntgenstrahlung stärker absorbiert als biologisches Gewebe, in einem Vorgang des Verbringens des bewegbaren Objekts innerhalb eines Gefäßes eines biologischen Objekts. Die Erfindung betrifft auch eine Röntgenbildaufnahmeverrichtung mit einer Röntgenröhre, einem Röntgenstrahlendetektor und einer Bildverarbeitungseinheit.

[0002] Es ist bekannt, zur Untersuchung der Herzkranz- bzw. Koronargefäße eines Patienten Röntgenstrahlung einzusetzen. Hierbei wird üblicherweise Kontrastmittel verabreicht, welches über die Blutbahn in das Koronargefäß gelangt und dieses im Röntgenbild deutlich hervortreten lässt. Auf diese Art ist es möglich, die Geometrie bzw. Morphologie des Koronargefäßes zu erfassen. Informationen über die Physiologie der Koronargefäßinnenwand lassen sich jedoch nicht gewinnen.

[0003] Um die Gefäßinnenwand näher zu untersuchen, ist es bekannt, in das Gefäß einen Katheter mit einem Ultraschallkopf einzuführen und ein als IVUS (Intravascular Ultrasound) bezeichnetes Verfahren auszuführen. Das Verfahren liefert Ultraschallschnittbilder mit hoher räumlicher Auflösung der Gefäßinnenwand. Jedoch ist es schwierig, das so aufgenommene Ultraschallbild einer bestimmten Position des Katheters innerhalb des Koronargefäßes zuzuordnen.

[0004] In diesem Zusammenhang ist es bekannt, ein Röntgenbild aufzunehmen, wenn der Katheter in einer Ausgangsstellung im Gefäß positioniert ist. Über die sich aus dem Röntgenbild ergebende Form des Gefäßes sowie eine bekannte Geschwindigkeit, mit der der Katheter durch das Gefäß gezogen wird, während mit ihm Ultraschallbilder aufgenommen werden, lässt sich dann grob auf die jeweilige Position des Ultraschallkopfes im Gefäß zu einem bestimmten Zeitpunkt zurückschließen.

[0005] Alternativ kann während des Ziehens des Katheters durch das Gefäß kontinuierlich durchleuchtet bzw. eine Röntgenbildserie aufgenommen werden, ohne dass Kontrastmittel verabreicht wird. Die jeweilige Position des Ultraschallkopfes im Röntgenbild lässt sich dann mittels eines Segmentierverfahrens identifizieren. Dieses Verfahren hat jedoch den Nachteil, dass eine eindeutige Identifikation des Katheters nicht immer möglich ist. So können weitere Objekte im Körper des Patienten einen ähnlichen Kontrast wie der IVUS-Katheter aufweisen und deshalb die eindeutige Identifikation erschweren. Beispiele hierfür sind Implantate (z. B. Komponenten eines Herzschrittmachers), Operationsnähte (z. B. aufgrund eines Bypasses) oder Kalkablagerungen im Gefäß.

[0006] Da das angiographische Röntgenbild mit Kontrastmittel zu einem anderen Zeitpunkt aufgenommen wird als die Röntgenbildserie während der Bewegung des Katheters können sich Bewegungen des Patienten negativ auf einen anschließenden Bildabgleich auswirken und eine Korrelation beider Bilddatensätze erschweren. Häufig sind solche Bewegungen unvermeidbar, insbesondere wenn es sich um durch Atmung oder Herzschlag verursachte Bewegungen handelt.

[0007] In der US 2010/0161023 A1 ist ein Verfahren zum Lokalisieren eines Katheters in z. B. einer Koronararterie beschrieben. Bei dem Katheter handelt es sich um ein Objekt, welches Röntgenstrahlung stärker absorbiert als biologisches Gewebe. Es wird ein Röntgenbild als Referenzbild ermittelt, welches ohne Injektion eines Kontrastmittels gewonnen wird. Mittels des Referenzbildes wird in weiteren Röntgenbildern durch Vergleich mit dem Referenzbild die Struktur eines Gefäßes ermittelt, in welchem sich der Katheter befindet, wobei für die Folgebilder ein Kontrastmittel in das Gefäß injiziert sein kann. Während des Vorschiebens des Katheters wird kontinuierlich ein Bilddatenstrom erzeugt, in welchem die Lage des Katheters automatisch ermittelt wird.

[0008] In der DE 10 2009 037 243 A1 ist ein Verfahren zur hervorgehobenen Darstellung von Objekten bei interventionellen angiographischen Untersuchungen beschrieben. Bei dem Verfahren wird ein Leerbild eines Gefäßes ohne Kontrastmittel sowie wenigstens ein Füllungsbild eines mit Kontrastmittel gefüllten Gefäßbaums und wenigstens ein Negativbild mit eingeführtem Objekt, beispielsweise einem Katheter, gewonnen. Durch Subtraktion des Leer- und des Füllungsbildes wird ein Subtraktionsbild erzeugt.

[0009] In der US 2011/0038517 A1 ist ein Verfahren zum Erzeugen einer 3D-Bildsequenz aus einer Zeitserie von 2D-Röntgenprojektionen einer Körperregion eines Patienten beschrieben. Aus den 2D-Röntgenprojektionen wird zunächst ohne zeitliche Auflösung ein 3D-Volumenmodell der Körperregion ermittelt und anschließend mittels einer Registrierung das 3D-Volumenmodell an einzelne 2D-Röntgenprojektionen aus unterschiedlichen Zeitabschnitten angepasst. Das Verfahren ist besonders für eine 4D-DAS (digitale Subtraktionsangiographie) geeignet.

[0010] Es ist Aufgabe der Erfindung, ein sich innerhalb eines Gefäßes bewegendes Objekt noch zuverlässiger zu lokalisieren und in Zusammenhang mit dem geometrischen Verlauf des Gefäßes zu bringen.

[0011] Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren, welches die Merkmale des Patentanspruchs 1 aufweist, sowie eine Röntgenbildaufnahmeverrichtung mit den Merkmalen des Patentanspruchs 11 gelöst.

[0012] Das erfindungsgemäße Verfahren dient zum Lokalisieren eines bewegbaren Objekts, welches Röntgenstrahlung stärker absorbiert als biologisches Gewebe, in einem Vorgang des Verbringens des bewegbaren Objekts innerhalb eines Gefäßes eines biologischen Objekts. Das Verfahren umfasst die folgenden erfindungsgemäßen Schritte:

- a) vor oder nach dem Verbringen des bewegbaren Objekts Gewinnen eines ersten Röntgenbilddatensatzes bezüglich zumindest eines Teilbereichs des biologischen Objekts, welcher das Gefäß zumindest teilweise umfasst, wobei das Gefäß Kontrastmittel in einer ersten Konzentration enthält;
- b) vor oder nach dem Verbringen des bewegbaren Objekts Gewinnen eines zweiten Röntgenbilddatensatzes, welcher Daten betreffend den Teilbereich umfasst, wobei das Gefäß das Kontrastmittel in einer geringeren Konzentration als der ersten Konzentration oder kein Kontrastmittel enthält;
- c) während des Verbringens des bewegbaren Objekts Gewinnen zumindest eines dritten Röntgenbilddatensatzes, welcher Daten betreffend den Teilbereich umfasst, wobei das Gefäß das Kontrastmittel in einer geringeren Konzentration oder kein Kontrastmittel enthält;
- d) Berechnen eines Subtraktionsbilddatensatzes aus dem zweiten und dritten Röntgenbilddatensatz, wobei einander räumlich zuordenbare Datenwerte des zweiten und dritten Röntgenbilddatensatzes voneinander abgezogen werden;
- e) Durchführen eines Segmentierverfahrens bezüglich des Subtraktionsbilddatensatzes, sodass Daten, welche dem bewegbaren Objekt zuordenbar sind, identifiziert werden;
- f) Zuordnen von Daten des ersten Röntgenbilddatensatzes zu Daten des Subtraktionsbilddatensatzes durch Ermitteln einer vorgebbaren geometrischen Zuordnungsvorschrift und
- g) anhand des ersten Röntgenbilddatensatzes und der identifizierten, dem bewegbaren Objekt zuordenbaren Daten, Lokalisieren des bewegbaren Objekts innerhalb des Gefäßes.

[0013] Insbesondere dadurch, dass der Subtraktionsbilddatensatz gewonnen wird, bevor das bewegbare Objekt über das Segmentierverfahren identifiziert wird, wird sichergestellt, dass Daten zu Objekten, welche fälschlicherweise als das bewegbare Objekt identifiziert werden könnten, in dem Subtraktionsbilddatensatz nicht mehr vorliegen. Dies gilt insbesondere für zeitlich statische Fremdobjekte. Gegenüber ihnen tritt das bewegbare Objekt während des Verbringens innerhalb des Gefäßes im Subtraktionsbilddatensatz deutlich hervor und kann im Rahmen eines automatisierten Segmentierverfahrens sehr einfach identifiziert werden. Auf diese Art ist eine zuverlässige Lokalisierung des bewegbaren Objekts möglich.

[0014] Da sich gemäß Schritt f) die mit Kontrastmittel aufgenommenen Daten des ersten Röntgenbilddatensatzes über die geometrische Zuordnungsvorschrift eindeutig mit dem lokalisierten bewegbaren Objekt in geometrischen Zusammenhang bringen lassen, ist es möglich, komplementäre Datensätze zu einem aussagekräftigeren resultierenden Datensatz zu kombinieren. Insbesondere ist mittels des in Schritt a) gewonnenen ersten Röntgenbilddatensatzes ein geometrischer Verlauf des Gefäßes eindeutig bestimmbar. Das bewegbare Objekt, welches im Rahmen der Schritte b) bis e) sehr zuverlässig identifiziert wird, kann dann in Zusammenhang mit diesem geometrischen Verlauf gebracht werden, sodass eine sehr exakte Lokalisierung in Schritt g) möglich ist.

[0015] Da vorgesehen ist, dass lediglich in Schritt a) Kontrastmittel für die bessere Sichtbarmachung des Gefäßes verabreicht wird, die Gewinnung des zweiten und dritten Röntgenbilddatensatzes jedoch ohne ein solches auskommt, kann die physiologische Belastung eines Patienten besonders gering gehalten werden. Auch die von einem Patienten während des Verfahrens insgesamt aufgenommene Röntgendosis ist sehr gering.

[0016] Schritte a) und b) werden vorzugsweise ausgeführt, ohne dass sich das bewegbare Objekt bereits in dem Teilbereich befindet. Alternativ kann jedoch vorgesehen sein, dass das bewegbare Objekt in einer Ausgangsstellung bereits in dem Teilbereich positioniert ist und sich während des Gewinnens des zweiten Röntgenbilddatensatzes nicht bewegt. Vorzugsweise wird Schritt b) ohne die Gabe von Kontrastmittel ausgeführt.

[0017] Vorzugsweise wird Schritt c) bei derselben Kontrastmittelkonzentration ausgeführt wie Schritt b).

[0018] Besonders bevorzugt ist es, wenn der Schritt c) zeitlich auf die Schritte a) und b) folgt, wobei in Schritt c) zeitlich aufeinanderfolgend mehrere dritte Röntgenbilddatensätze gewonnen werden und dann für jeden der dritten Röntgenbilddatensätze jeweils gemäß den Schritten d) bis g) im Weiteren das Lokalisieren des bewegbaren Objekts erfolgt. Die in den Schritten a) und b) gewonnenen ersten und zweiten Röntgenbilddatensätze stellen dann insbesondere Referenzbilddatensätze dar, während die in Schritt c) gewonnenen Röntgenbilddatensätze dann insbesondere die eigentlichen Messdatensätze bilden, welche unter Zuhilfenahme der Referenzbilddatensätze weiterverarbeitet werden. Durch die ersten und zweiten Röntgenbilddatensätze sind dann insbesondere statische Röntgenbilder bereitgestellt, während die dritten Röntgenbilddatensätze in einer stroboskopischen Serie oder kontinuierlich im Rahmen einer Durchleuchtung gewonnen werden. Auf diese Art kann die Bewegung des bewegbaren Objekts innerhalb des Gefäßes besonders gut nachvollzogen

werden, da jeder Position des bewegbaren Objekts dann ein jeweiliger dritter Röntgenbilddatensatz zugeordnet ist. Besonders bevorzugt ist es, wenn die Schritte a), b) und c) zeitlich in dieser Reihenfolge aufeinanderfolgen. Es kann jedoch auch vorgesehen sein, dass der Schritt b) vor dem Schritt a) ausgeführt wird.

[0019] Vorzugsweise wird zumindest während des Gewinnens des dritten Röntgenbilddatensatzes ein weiterer Bilddatensatz betreffend einen Innenraum des Gefäßes mit Hilfe des innerhalb des Gefäßes befindlichen bewegbaren Objekts gewonnen. Jedem dritten Röntgenbilddatensatz kann dann insbesondere eindeutig einer unter den mehreren der weiteren Bilddatensätze zugeordnet werden. Die dritten Röntgenbilddatensätze und die weiteren Bilddatensätze liegen dann insbesondere zeitlich korreliert vor, sodass sich ein besonders aussagekräftiger kombinierter Messdatensatz ergibt. Insbesondere kann es sich bei dem weiteren Bilddatensatz um einen Bilddatensatz handeln, welcher mittels eines Verfahrens ohne die Nutzung von Röntgenstrahlung gewonnen wurde. Dann stehen komplementäre Messdatensätze zur Verfügung, die besonders aussagekräftig sind.

[0020] Vorzugsweise wird der weitere Bilddatensatz der Position des lokalisierten bewegbaren Objekts innerhalb des Gefäßes zugeordnet. Diese Ausführungsform ist besonders dann vorteilhaft, wenn der weitere Bilddatensatz für sich alleine betrachtet keine oder nur unzureichende Rückschlüsse auf die Position des bewegbaren Objekts innerhalb des Gefäßes zulässt. Diese fehlende Ortsinformation wird dann insbesondere durch die Röntgenbilddatensätze im Rahmen des vorliegenden Verfahrens bereitgestellt.

[0021] Besonders bevorzugt ist es dann, wenn das bewegbare Objekt einen Katheter umfasst und der weitere Bilddatensatz mittels eines intravaskulären Ultraschallverfahrens gewonnen wird. Das intravaskuläre Ultraschallverfahren kann dann Daten bezüglich einer Beschaffenheit der Gefäßinnenwand bereitstellen, welche sich insbesondere aus den Röntgenbilddatensätzen nicht ermitteln lassen. Andererseits können dann diese Ultraschalldaten eindeutig einer bestimmten Gefäßposition zugeordnet werden. Die physiologische Beschaffenheit einer Gefäßinnenwand lässt sich auf diese Art einem bestimmten Abschnitt des Gefäßes zuordnen. Es sind besonders präzise medizinische Diagnosen möglich.

[0022] Wenn sich das Gefäß im Wesentlichen periodisch bewegt, werden vorzugsweise der erste und zweite und/oder der erste und dritte und/oder der zweite und dritte Röntgenbilddatensatz bei gleicher Phasenlage der periodischen Bewegung gewonnen. Auf diese Art kann sichergestellt werden, dass die im ersten, zweiten und/oder dritten Röntgenbilddatensatz

erfassten Teilbereich des biologischen Objekts identisch sind bzw. Koordinatensysteme aufweisen, welche zusammenfallen. Fehler, welche durch die Verarbeitung von Daten aus verschiedenen Röntgenbilddatensätzen resultieren, welche nicht derselben geometrischen Position zuordenbar sind, werden vermieden.

[0023] Vorzugsweise wird dann die periodische Bewegung mittels einer Messeinheit erfasst und ein Zeitpunkt für das Gewinnen des ersten und/oder zweiten und/oder dritten Röntgenbilddatensatzes anhand von Daten, welche von der Messeinheit bereitgestellt werden, festgelegt. Die periodische Bewegung kann beispielsweise durch die rhythmische Pumpbewegung eines Herzens verursacht sein. Dann bietet sich vorzugsweise die Erfassung der periodischen Bewegung mittels eines Elektrokardiogramms an und als Messeinheit wird dann insbesondere ein EKG(Elektrokardiogramm)-Gerät bereitgestellt. Ein EKG-Signal kann insbesondere als Taktgeber für die Aufnahme der Röntgenbilddatensätze dienen, sodass ein Verwaschen von Bildkonturen während der Aufnahme verhindert wird.

[0024] Neben einer unvermeidbaren Bewegung des Gefäßes, welche durch die Pumpbewegung des Herzens herrührt, kann auch eine Bewegung, welche von der Atmung des Patienten herrührt, unvermeidlich sein. Bewegt sich das Gefäß also gemäß einer Überlagerung von einer ersten und einer zweiten periodischen Bewegung, so wird vorzugsweise die erste periodische Bewegung mittels der Messeinheit erfasst, und die zweite periodische Bewegung dadurch erfasst, dass zeitlich aufeinanderfolgend mehrere erste und/oder zweite und/oder dritte Röntgenbilddatensätze gewonnen werden. In Schritt d) erfolgt dann vorzugsweise die räumliche Zuordnung der Datenwerte in Abhängigkeit von der erfassten ersten und zweiten räumlichen Bewegung. Dies kann alternativ oder zusätzlich auch für das Ermitteln der vorgebbaren geometrischen Zuordnungsvorschrift in Schritt f) vorgesehen sein. Insbesondere kann auf diese Art die erste von der zweiten periodischen Bewegung separiert und individuell im Rahmen einer Bildverarbeitung berücksichtigt werden. Unerwünschte Messfehler in den Röntgenbilddatensätzen, welche auf eine Bewegung des Gefäßes zurückzuführen sind, lassen sich so vermeiden.

[0025] Vorzugsweise erfolgt in Schritt f) das Ermitteln der Zuordnungsvorschrift mittels eines Registrierens des ersten Röntgenbilddatensatzes mit dem zweiten Röntgenbilddatensatz und/oder dem dritten Röntgenbilddatensatz und/oder dem Subtraktionsbilddatensatz. Alternativ oder zusätzlich kann vorgesehen sein, dass in Schritt f) das Ermitteln der Zuordnungsvorschrift mittels einer Koordinatentransformation zwischen einem Koordinatensystem, welches dem ersten Röntgenbilddatensatz zugeordnet ist,

und einem Koordinatensystem, welches dem zweiten Röntgenbilddatensatz und/oder dem dritten Röntgenbilddatensatz und/oder dem Subtraktionsbilddatensatz zugeordnet ist, erfolgt. Letztere Alternative ist insbesondere dann ausreichend, wenn die mit den einzelnen Röntgenbilddatensätzen verknüpften Koordinatensysteme vollständig bekannt sind. Sind diese jedoch nicht vollständig bekannt, so kann eine Ermittlung selbiger mittels des Verfahrens zur Bildregistrierung erfolgen. Auf diese Art wird sichergestellt, dass tatsächlich nur solche Daten miteinander verarbeitet werden, welche sich einer identischen geometrischen Position zuordnen lassen. Die Lokalisierung kann so mit besonders hoher Genauigkeit erfolgen.

[0026] Eine erfindungsgemäße Röntgenbildaufnahmeverrichtung umfasst eine Röntgenröhre, einen Röntgenstrahlendetektor und eine Bildverarbeitungseinheit. Sie umfasst ferner eine Schnittstelle, über welche die Bildverarbeitungseinheit hinsichtlich eines Austauschs von Signalen mit einem Katheter zum Gewinnen eines Bilddatensatzes verbindbar ist. Der Bilddatensatz betrifft hierbei einen Innenraum des Gefäßes. Schließlich ist die Bildverarbeitungseinheit dazu ausgebildet, das erfindungsgemäße Verfahren auszuführen. Insbesondere können zwei für sich genommen autarke Vorrichtungen, nämlich eine Röntgenvorrichtung und ein Gerät für den intravaskulären Ultraschall, vorgesehen sein, welche sich mittels der Schnittstelle und der speziell ausgebildeten Bildverarbeitungseinheit zu der erfindungsgemäßen Röntgenbildaufnahmeverrichtung kombinieren lassen. Durch die Kombination der Einzelbilddaten der jeweiligen Teilsysteme wird ein synergetischer Effekt erzielt und ein besonders aussagekräftiger Kombinationsbilddatensatz bereitgestellt.

[0027] Die mit Bezug auf das erfindungsgemäße Verfahren vorgestellten bevorzugten Ausführungsformen und deren Vorteile gelten entsprechend für die erfindungsgemäße Röntgenbildaufnahmeverrichtung.

[0028] Anhand von Ausführungsbeispielen wird die Erfindung im Folgenden näher erläutert. Es zeigen:

[0029] [Fig. 1](#) eine schematische Darstellung einer Untersuchung des Herzens eines Patienten mittels eines Ausführungsbeispiels der erfindungsgemäßen Röntgenbildaufnahmeverrichtung und

[0030] [Fig. 2](#) eine schematische Darstellung der Bildverarbeitungsschritte im Rahmen des Verfahrens.

[0031] In den Figuren sind gleiche oder funktionsgleiche Elemente mit den gleichen Bezugszeichen versehen.

[0032] [Fig. 1](#) zeigt eine Röntgenbildaufnahmeverrichtung **10** mit einer Röntgenröhre **12** und einem Röntgenstrahlendetektor **14**. Die Röntgenröhre **12** sendet Röntgenstrahlung in Richtung des Röntgenstrahlendetektors **14** aus und kann auf diese Art zweidimensionale Bilder in einem Erfassungsbereich **E** gewinnen. Diese werden einem Rechner **16** bereitgestellt. Die Röntgenstrahlung dient im Ausführungsbeispiel der Untersuchung eines Koronargefäßes **26** des Herzens **28** eines Patienten **30**, welcher im Erfassungsbereich **E** gelagert ist. In das Koronargefäß **26** kann Kontrastmittel eingeführt werden, um das Gefäß in einem Röntgenbild **34** hinsichtlich seiner Kontur und geometrischen Form besser sichtbar zu machen. Statt der gezeigten monoplanaren Röntgenbildaufnahmeverrichtung kann alternativ eine biplanare Vorrichtung eingesetzt werden.

[0033] Zusätzlich zu dem Röntgensystem ist auch ein IVUS-Gerät **20** für den intravaskulären Ultraschall vorgesehen, wobei das IVUS-Gerät **20** einen Katheterstrang **22** umfasst, mithilfe dessen ein Ultraschallkopf **24** in das Koronargefäß **26** eingeführt und in ihm bewegt wird. Der Ultraschallkopf **24** umfasst einen Ultraschallsender sowie einen Ultraschall-detektor, mithilfe derer Bilddaten gewonnen werden, welche die Gefäßinnenwand des Koronargefäßes **26** beschreiben. Diese Bilddaten werden über eine Schnittstelle **18** dem Rechner **16** zur weiteren Verarbeitung zugeleitet, sodass diese in Form eines Ultraschallbildes **36** gemeinsam mit dem Röntgenbild **34** auf einem Bildschirm **32** darstellbar sind.

[0034] Mittels der Röntgenbildaufnahmeverrichtung **10** können auch stroboskopartig mehrere Röntgenbilder sukzessive nacheinander aufgenommen und zu dem resultierenden Röntgenbild **34** überlagert werden, welches dann detail- und kontrastreicher ist. Die mehreren Röntgenbilder sollten dann zu Zeitpunkten gewonnen werden, bei welchen sich das Koronargefäß **26** im Erfassungsbereich **E** in derselben geometrischen Position befindet. Um dies sicherzustellen, ist ein EKG(Elektrokardiogramm)-Gerät **42** vorgesehen, welches den Herzschlag des Herzens **28** erfasst. Auf diese Weise wird sichergestellt, dass Röntgenbilder immer in derselben Herzphase aufgenommen und so Bewegungen des Koronargefäßes **26** soweit wie möglich bei der Erstellung des Röntgenbildes **34** eliminiert werden.

[0035] [Fig. 2](#) zeigt schematisch wie im Rahmen eines Bildverarbeitungsverfahrens der Ultraschallkopf **24** lokalisiert und in Zusammenhang mit dem Röntgenbild **34** gebracht wird. In einem ersten Schritt wird Kontrastmittel in das Koronargefäß **26** eingeführt und es wird wie oben beschrieben mittels der Röntgenbildaufnahmeverrichtung **10** eine Serie von Röntgenbildern unter EKG-Triggerung aufgenommen. Die Überlagerung dieser einzelnen Röntgenbilder liefert den Röntgenbilddatensatz **R1**, in welchem das Ko-

ronargefäß **26** aufgrund des Kontrastmittels hinsichtlich seiner geometrischen Form und Ausdehnung deutlich hervortritt. Der Ultraschallkopf **24** ist hierbei bereits in den Körper des Patienten **30** eingeführt, befindet sich jedoch noch nicht innerhalb des Erfassungsbereiches E.

[0036] In einem zweiten Schritt wird die Gabe des Kontrastmittels beendet, sodass aufgrund des kontinuierlichen Blutflusses durch das Koronargefäß **26** alsbald kein Kontrastmittel mehr in dem Koronargefäß **26** vorhanden ist. Wiederum wird mittels der Röntgenbildaufnahmevorrichtung **10** eine Serie von Röntgenbildern unter EKG-Triggerung aufgenommen, welche zu einem Röntgenbilddatensatz R2 überlagert werden. Aufgrund des fehlenden Kontrastmittels zeichnet sich das Koronargefäß **26** kaum im Röntgenbilddatensatz R2 ab, was in [Fig. 2](#) durch die gestrichelten Linien angedeutet ist. Dagegen treten ein Teil **38** eines Herzschrittmachers des Patienten **30** sowie eine operative Naht **40** im Röntgenbilddatensatz R2 deutlich hervor. Alternativ kann bei Gewinnung dieses Röntgenbilddatensatzes R2 der Ultraschallkopf **24** jedoch auch bereits im Erfassungsbereich E vorliegen (jedoch statisch bzw. unbewegt). Die Gewinnung des Röntgenbilddatensatzes R2 erstreckt sich zumindest über die Dauer eines Atem- bzw. Herzschlagzyklus.

[0037] In einem dritten Schritt wird der Ultraschallkopf **24** in einer Ausgangsposition im Koronargefäß **26** platziert. Während der Ultraschallkopf **24** nun über den Katheterstrang **22** durch Zurückziehen aus seiner Ausgangsposition innerhalb des Koronargefäßes **26** verbracht wird, wird mittels der Röntgenbildaufnahmevorrichtung **10** (wiederum ohne Kontrastmittel) durchleuchtet bzw. eine Serie von Röntgenbilddatensätzen R3a bis R3d aufgenommen. In jedem dieser Röntgenbilddatensätze R3a, R3b, R3c und R3d nimmt der Ultraschallkopf **24** eine andere Position innerhalb des Koronargefäßes **26** ein. Das Teil **38** des Herzschrittmachers bzw. die Naht **40** sind statisch bzw. ortsfest und treten damit in den Röntgenbilddatensätzen R3a bis R3d jeweils an der gleichen geometrischen Position auf.

[0038] Um zu vermeiden, dass das Teil **38** bzw. die Naht **40** im Rahmen eines Segmentieralgorithmus, welcher im Rechner **16** abläuft, fälschlicherweise als Ultraschallkopf **24** identifiziert werden, wird nunmehr in einem vierten Schritt der Röntgenbilddatensatz R2 (welcher im Rechner **16** abgespeichert wurde) von jedem der Röntgenbilddatensätze R3a bis R3d abgezogen, sodass sich zugehörige Subtraktionsbilddatensätze Sa, Sb, Sc und Sd ergeben. Wie schematisch in [Fig. 2](#) dargestellt, fallen in diesen Subtraktionsbilddatensätzen Sa bis Sd die zum Teil **38** bzw. zur Naht **40** gehörigen Daten weg, sodass nur mehr der Ultraschallkopf **24** hervortritt. Im Rahmen des nun stattfindenden Segmentierverfahrens, lässt sich die-

ser eindeutig identifizieren und hinsichtlich seiner Lage mit den Koordinaten x' und y' lokalisieren.

[0039] Bevor die Subtraktion stattfindet (welche in [Fig. 2](#) durch das eingekreiste Minuszeichen symbolisiert ist) können die Röntgenbilddatensätze R2 und R3a bis R3d mittels eines Tiefpassfilters (z. B. eines Gauß'schen Filters) gefiltert werden, sodass sich negative Einflüsse durch Rauschen minimieren lassen. Um eine zuverlässige Subtraktion zu gewährleisten, werden die Röntgenbilddatensätze R2 und R3a bis R3d in derselben Herzphase gewonnen, was durch das EKG-Gerät **42** sichergestellt ist. Im Rahmen des Segmentierverfahrens können auch lokale Intensitätsmaxima detektiert werden, welche sich üblicherweise dem Ultraschallkopf **24** zuordnen lassen. Hierzu kann ein Schwellwertkriterium festgelegt werden.

[0040] Im Ausführungsbeispiel ist der Zusammenhang zwischen dem Koordinatensystem des Röntgenbilddatensatzes R1 mit den Koordinaten x und y sowie dem Koordinatensystem der Subtraktionsbilddatensätze Sa bis Sd mit den Koordinaten x' und y' bekannt. Der Ultraschallkopf **24** kann folglich hinsichtlich seiner Position innerhalb des Koronargefäßes **26** eindeutig lokalisiert werden. Auf diese Art ist es möglich, Bilder Xa bis Xd bereitzustellen, in welchen der Ultraschallkopf **24** innerhalb des Koronargefäßes **26** zu sehen ist. Dieser additive Bildbearbeitungsschritt ist durch das Pluszeichen symbolisiert. Die Bilder Xa bis Xd können nun anstelle des Röntgenbildes **34** auf dem Bildschirm **32** angezeigt werden. Zusätzlich kann nunmehr gemäß der jeweiligen Position des Ultraschallkopfes **24** im Koronargefäß **26** auf der rechten Seite des Bildschirms **32** die zu dieser Position gehörige Koronargefäßinnenwanddarstellung im Ultraschallbild **36** angezeigt werden. Diese Art der Darstellung ist sehr intuitiv und für einen behandelnden Arzt leicht nachvollziehbar.

[0041] Bisher wurde mittels des EKG-Geräts **42** lediglich eine Bewegung, welche vom Pumpen des Herzens herrührt, berücksichtigt. Es kann jedoch auch zusätzlich die durch die Atmung bedingte Bewegung des Koronargefäßes in Betracht gezogen werden. Hierfür wird der zweite Röntgenbilddatensatz R2 beispielsweise mit 15 Bildern pro Sekunde und vergleichsweise geringer Röntgendosis pro Bild aufgenommen. In dieser Bilderserie zeichnet sich dann eine Bewegung ab, welche durch eine Überlagerung der Atmungs- und Herzschlagbewegung zustande kommt. Die Herzschlagbewegung kann mittels der von dem EKG-Gerät **42** aufgenommenen Daten herausgerechnet werden. Folglich kann auf die Atembewegung zurückgeschlossen werden. Durch einen automatischen Vergleich der Einzelbilder der Bilderserie kann ein Bildzentrum ermittelt werden (COM, Center of Mass), dessen Bewegung dann die Atembewegung wiedergibt.

[0042] Auch die Röntgenbilddatensätze R3a bis R3d werden unter denselben Bedingungen aufgenommen, so dass über eine Bestimmung einer Kreuzkorrelation zwischen den Röntgenbilddatensätzen R2 und R3a bis R3d die jeweils für die Ermittlung des Subtraktionsbilddatensatzes zugrundeliegenden Bilddatensatzpaare ausgewählt werden können. Auf diese Art ist in den Subtraktionsbilddatensätzen Sa bis Sd die Atmungsbewegung eliminiert.

[0043] Darüber hinaus können auch statische und gegebenenfalls redundante Bildinformationen in den Röntgenbilddatensätzen R2 und R3a bis R3d genutzt werden, um ein Bildrauschen in den Subtraktionsbilddatensätzen Sa bis Sd zu minimieren. Hierbei ist vorgesehen, aus dem Stand der Technik bekannte Bildbearbeitungsverfahren, wie sie z. B. in dem Artikel „Reduction of motion artefacts in non-gated dual-energy radiography“ von Yiannis Kyriakou et al., British Journal of Radiology, März 2009 (82), Seiten 235–242, Absatz „Motion-free merging“ beschrieben sind, anzuwenden.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Lokalisieren eines bewegbaren Objekts (24), welches Röntgenstrahlung stärker absorbiert als biologisches Gewebe, in einem Vorgang des Verbringens des bewegbaren Objekts (24) innerhalb eines Gefäßes (26) eines biologischen Objekts (28, 30) mit den Schritten:

a) vor oder nach dem Verbringen des bewegbaren Objekts (24) Gewinnen eines ersten Röntgenbilddatensatzes (R1) bezüglich zumindest eines Teilbereichs des biologischen Objekts (28, 30), welcher das Gefäß (26) zumindest teilweise umfasst, wobei das Gefäß (26) Kontrastmittel in einer ersten Konzentration enthält;

b) vor oder nach dem Verbringen des bewegbaren Objekts (24) Gewinnen eines zweiten Röntgenbilddatensatzes (R2), welcher Daten betreffend den zumindest einen Teilbereich umfasst, wobei das Gefäß (26) das Kontrastmittel in einer geringeren Konzentration als der ersten Konzentration oder kein Kontrastmittel enthält;

c) während des Verbringens des bewegbaren Objekts (24), Gewinnen zumindest eines dritten Röntgenbilddatensatzes (R3a, R3b, R3c, R3d), welcher Daten betreffend den zumindest einen Teilbereich umfasst, wobei das Gefäß (26) das Kontrastmittel in der geringeren Konzentration oder kein Kontrastmittel enthält;

d) Berechnen eines Subtraktionsbilddatensatzes (Sa, Sb, Sc, Sd) aus dem zweiten (R2) und dritten Röntgenbilddatensatz (R3a, R3b, R3c, R3d), wobei einander räumlich zuordenbare Datenwerte des zweiten (R2) und dritten Röntgenbilddatensatzes (R3a, R3b, R3c, R3d) voneinander abgezogen werden;

e) Durchführen eines Segmentierverfahrens bezüglich des Subtraktionsbilddatensatzes (Sa, Sb, Sc,

Sd), sodass Daten, welche dem bewegbaren Objekt (24) zuordenbar sind, identifiziert werden;

f) Zuordnen von Daten des ersten Röntgenbilddatensatzes (R1) zu Daten des Subtraktionsbilddatensatzes (Sa, Sb, Sc, Sd) durch Ermitteln einer vorgebbaren geometrischen Zuordnungsvorschrift und

g) anhand des ersten Röntgenbilddatensatzes (R1) und der identifizierten, dem bewegbaren Objekt zuordenbaren Daten, Lokalisieren des bewegbaren Objekts (24) innerhalb des Gefäßes (26).

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Schritt c) zeitlich auf die Schritte a) und b) folgt, wobei im Schritt c) zeitlich aufeinanderfolgend mehrere dritte Röntgenbilddatensätze (R3a, R3b, R3c, R3d) gewonnen werden und dann für jeden der dritten Röntgenbilddatensätze (R3a, R3b, R3c, R3d) jeweils gemäß den Schritten d) bis g) im Weiteren das Lokalisieren des bewegbaren Objekts (24) erfolgt.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, wobei zumindest während des Gewinnens des dritten Röntgenbilddatensatzes (R3a, R3b, R3c, R3d) ein weiterer Bilddatensatz (36) betreffend einen Innenraum des Gefäßes (26) mithilfe des innerhalb des Gefäßes (26) befindlichen bewegbaren Objekts (24) gewonnen wird.

4. Verfahren nach Anspruch 3, wobei der weitere Bilddatensatz (36) der Position des lokalisierten bewegbaren Objekts (24) innerhalb des Gefäßes (26) zugeordnet wird.

5. Verfahren nach Anspruch 3 oder 4, wobei das bewegbare Objekt einen Katheter (24) umfasst und der weitere Bilddatensatz (36) mittels eines intravasculären Ultraschall-Verfahrens gewonnen wird.

6. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei sich das Gefäß (26) im Wesentlichen periodisch bewegt und der erste (R1) und zweite (R2) und/oder der erste (R1) und dritte (R3a, R3b, R3c, R3d) und/oder der zweite (R2) und dritte Röntgenbilddatensatz (R3a, R3b, R3c, R3d) bei gleicher Phasenlage der periodischen Bewegung gewonnen werden.

7. Verfahren nach Anspruch 6, wobei die periodische Bewegung mittels einer Messeinheit, vorzugsweise mittels eines Geräts (42) zur Erfassung eines Elektrokardiogramms, erfasst wird und ein Zeitpunkt für das Gewinnen des ersten (R1) und/oder zweiten (R2) und/oder dritten Röntgenbilddatensatzes (R3a, R3b, R3c, R3d) anhand von Daten, welche von der Messeinheit (42) bereitgestellt werden, festgelegt wird.

8. Verfahren nach Anspruch 6 oder 7, wobei sich das Gefäß (26) gemäß einer Überlagerung von einer ersten und einer zweiten periodischen Bewegung bewegt, wobei die erste periodische Bewegung mittels

der Messeinheit (**42**) erfasst wird und die zweite periodische Bewegung dadurch erfasst wird, dass zeitlich aufeinanderfolgend mehrere erste (R1) und/oder zweite (R2) und/oder dritte Röntgenbilddatensätze (R3a, R3b, R3c, R3d) gewonnen werden, wobei im Schritt d) die räumliche Zuordnung der Datenwerte und/oder im Schritt f) das Ermitteln der vorgebbaren geometrischen Zuordnungsvorschrift in Abhängigkeit von der erfassten ersten und zweiten räumlichen Bewegung erfolgt.

9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei im Schritt f) das Ermitteln der Zuordnungsvorschrift mittels eines Registrierens des ersten Röntgenbilddatensatzes (R1) mit dem zweiten Röntgenbilddatensatz (R2) und/oder dem dritten Röntgenbilddatensatz (R3a, R3b, R3c, R3d) und/oder dem Subtraktionsbilddatensatz (Sa, Sb, Sc, Sd) erfolgt.

10. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei im Schritt f) das Ermitteln der Zuordnungsvorschrift mittels einer Koordinatentransformation zwischen einem Koordinatensystem (x, y), welches dem ersten Röntgenbilddatensatz (R1) zugeordnet ist, und einem Koordinatensystem (x', y'), welches dem zweiten Röntgenbilddatensatz (R2) und/oder dem dritten Röntgenbilddatensatz (R3a, R3b, R3c, R3d) und/oder dem Subtraktionsbilddatensatz (Sa, Sb, Sc, Sd) zugeordnet ist, erfolgt.

11. Röntgenbildaufnahmeverrichtung (**10**) mit einer Röntgenröhre (**12**), einem Röntgenstrahlendetektor (**14**) und einer Bildverarbeitungseinheit (**16**), umfassend eine Schnittstelle (**18**), über welche die Bildverarbeitungseinheit (**16**) hinsichtlich eines Austauschs von Signalen mit einem Katheter (**20**, **22**) zum Gewinnen eines Bilddatensatzes (**36**) betreffend einen Innenraum eines Gefäßes (**26**) verbindbar ist, dadurch gekennzeichnet, dass die Bildverarbeitungseinheit (**16**) dazu ausgebildet ist, ein Verfahren gemäß einem der Ansprüche 1 bis 10 auszuführen.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

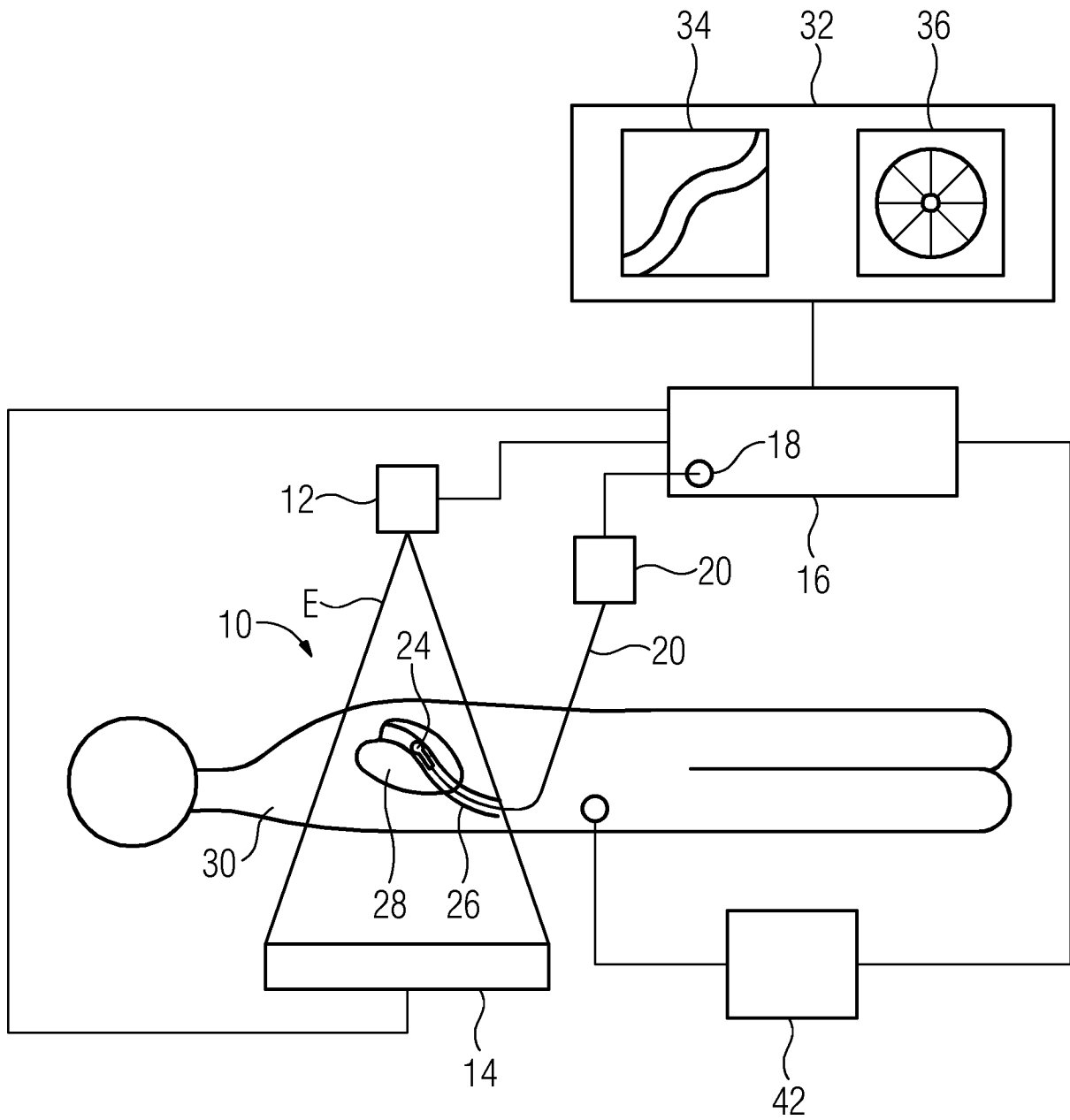


FIG 2

