

(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
5. März 2015 (05.03.2015)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2015/028069 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61B 6/03 (2006.01) A61B 6/00 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2013/067911

(22) Internationales Anmeldedatum:
29. August 2013 (29.08.2013)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(71) Anmelder: SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT
[DE/DE]; Wittelsbacherplatz 2, 80333 München (DE).

(72) Erfinder: KYRIAKOU, Yiannis; Schlesierstr. 8a, 91080
Spardorf (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, DK,
DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,
GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KN, KP,

KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, 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).

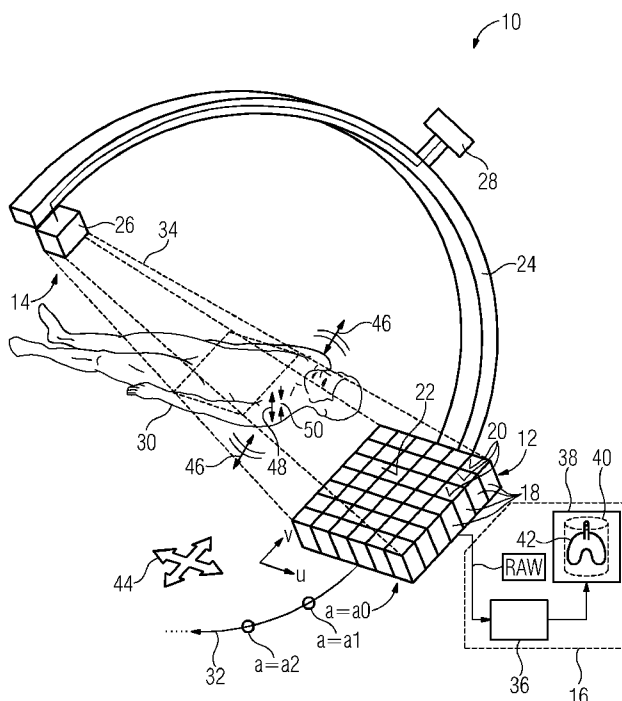
Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz
3)

(54) Title: COMPUTED TOMOGRAPHY HAVING MOTION COMPENSATION

(54) Bezeichnung : COMPUTERTOMOGRAPHIE MIT BEWEGUNGSKOMPENSATION

FIG 1



(57) Abstract: The invention relates to a method for
producing a digital volume model (40) of a body volume (30)
by means of a sensor device (12), which sensor device (12)
comprises a plurality of radiation sensors (18), of which each
produces a pixel value in a projection. In order to produce the
volume model (40), a plurality of projections from different
projection angles (a) are produced and the volume model (40)
is computed from sensor positions of the radiation sensors
(18) and pixel values of the radiation sensors, wherein for at
least one projection angle (a), the sensor positions are
corrected by means of a respective correction vector for rigid
motion compensation. The problem addressed by the
invention is that of also compensating the non-rigid motion of
the body volume, i.e., the deformation, in the computation of
the volume model (40). This problem is solved in that, in
order to correct the sensor positions, the projection surface
(22) provided by the totality of the radiation sensors (18) is
divided into a plurality of sub-surfaces and a separate
correction vector is determined for each of the sub-surfaces
independently of each other.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Erzeugen eines digitalen Volumenmodells (40) eines Körpervolumens (30) mittels einer Sensoreinrichtung (12), die mehrere Strahlungssensoren (18) umfasst, von denen jeder bei einer Projektion einen Pixelwert erzeugt, wobei zum Erzeugen des Volumenmodells (40) mehrere Projektionen aus unterschiedlichen Projektionswinkeln (a) erzeugt werden und aus Sensorpositionen der Strahlungssensoren (18) und ihren Pixelwerten das Volumenmodell (40) berechnet wird und hierbei für zumindest einen Projektionswinkel (a) die Sensorpositionen mittels eines jeweiligen Korrekturvektors für eine rigide Bewegungskompensation korrigiert werden. Es sollen beim Berechnen des Volumenmodells (40) auch nicht-rigide Bewegung des Körpervolumens, d.h. Deformationen, kompensiert werden. Hierzu wird für die Korrektur der Sensorpositionen die durch die Gesamtheit der Strahlungssensoren (18) bereitgestellte Projektionsfläche (22) in mehrere Teilflächen aufgeteilt und zu den Teilflächen unabhängig voneinander jeweils ein eigener Korrekturvektor ermittelt.

Beschreibung

Computertomographie mit Bewegungskompensation

5 Die Erfindung betrifft eine Tomographieanlage und ein Verfahren zum Erzeugen eines Volumenmodells eines Körpervolumens. Mittels des Volumenmodells kann beispielsweise eine Volumengrafik des Körpervolumens, also z.B. eines Körperinneren eines Patienten, erzeugt werden. Das Volumenmodell wird auf der
10 Grundlage von Pixelwerten mehrerer Projektionen des Körpervolumens gebildet, wobei die Projektionen aus unterschiedlichen Projektionswinkeln auf eine Projektionsfläche erzeugt werden. Beim Berechnen des Volumenmodells aus den Projektionen wird eine Bewegung kompensiert, welche das Körpervolumen zwischen
15 den Projektionszeitpunkten gemacht hat. Die erfindungsgemäße Tomographieanlage kann beispielsweise ein als röntgenbasierter Computertomograph ausgestaltet sein.

Zum Erzeugen jeder Projektion wird eine Strahlung, z.B. Röntgenstrahlung, als Strahlenbündel durch das Körpervolumen, also beispielsweise den Patienten, hindurch auf Strahlungssensoren eines Detektors projiziert. Die Gesamtheit der Strahlen definiert typischerweise einen Strahlenfächer (konventionelle CT – konventionelle Computertomographie) oder einen Kegelstrahl (Kegelstrahl-CT, Cone-Beam-CT). Durch die Gesamtheit
25 der Strahlungssensoren, also die Matrix der Strahlungssensoren, ist insgesamt die Projektionsfläche bereitgestellt. Jeder Strahlungssensor erzeugt einen Pixelwert. Jedes Pixel stellt also ein einzelnes Flächenelement der Projektionsfläche dar. Durch Rotieren der Strahlungsquelle und des Detektors mit seiner Projektionsfläche wird das Körpervolumen aus
30 unterschiedlichen Projektionswinkeln durchleuchtet.

Die Berechnung des Volumenmodells kann auf der aus der Computertomographie bekannten Rekonstruktion des Strahlenverlaufs
35 der Strahlen basieren, mit welchen das Körpervolumen durchleuchtet wird: Zu einem gegebenen Projektionswinkel wird der

Strahlenverlauf ausgehend von der Position jedes Strahlungssensors hin zur Strahlungsquelle rekonstruiert.

Durch die Rekonstruktion der Strahlenverläufe für alle Pixelwert der Projektionen und für alle Projektionswinkel ergibt sich zu einzelnen Volumenelementen des Körpervolumens ein Wert z.B. für die Absorptionseigenschaft des in dem Volumenelement befindlichen Materials bezüglich der verwendeten Strahlung. Ein solcher einem Volumenelement zugeordneter Wert heißt auch Voxel-Wert (Voxel - Volumen Element). Eine geeignete Werteangabe für Absorptionskoeffizienten sind Hounsfield-Einheiten (HU). Die Summe der Volumenelemente und der zu ihnen ermittelten Voxel-Werte bilden das beschriebene digitale Volumenmodell, das als sogenannter 3D-Bilddatensatz bereitgestellt sein kann. Bei einem Menschen oder einem Tier kann in einem Volumenmodell auf die Lage und Form von Gewebe, Knochen und Organen rückgeschlossen werden.

Um Projektionen aus unterschiedlichen Projektionswinkeln zu erhalten, werden der Detektor und die Strahlungsquelle entlang einer vorgegebenen Trajektorie um das Körpervolumen herum bewegt. In der Regel handelt es sich um eine Drehbewegung um ein Drehzentrum, in welchem das Körpervolumen angeordnet ist. Die Trajektorie kann also eine Kreisbahn oder eine Helix sein. Dabei folgt der Detektor in der Regel nicht genau der planmäßigen Trajektorie. Aufgrund von gewichtsbedingten Verformungen der Trägerstruktur des Detektors kann es zu einer Abweichung der Sensorposition jedes Strahlungssensors kommen. Diese Abweichung der Sensorposition ist bei der Rekonstruktion des Strahlenverlaufs zu berücksichtigen, damit die richtigen Pixelwerte miteinander kombiniert werden, wenn es um die Berechnung der Absorptionskoeffizienten eines bestimmten Volumenelements geht.

Hierzu kann man die Abweichungen der tatsächlichen Trajektorie des Detektors und der Strahlungsquelle von der planmäßigen Trajektorie als relative Bewegung zwischen dem Fokus (Strahlungsquelle) und dem Detektor beschreiben und entspre-

chend Detektorpositionsvektoren U und V als Beschreibung der Lage der Projektionsebene im Raum sowie einen Quellenvektor S für die Position des Fokus definieren. Für jeden Projektionswinkel sind solche Vektoren U , V , S definiert, um bei den Rekonstruktionen der Strahlenverläufe die Sensorposition beziehungsweise die Quellenposition zu korrigieren, d.h. an die realen Gegebenheiten anzupassen. Detektiert man dann noch die Bewegung des Körpervolumens, indem man beispielsweise einen Patienten in einen Computertomographen mit einer Kamera filmt und daraus seine Eigenbewegung ableitet, kann man noch einen Objektvektor O für jeden Projektionswinkel festlegen, um auch diese Bewegung des Körpervolumens bei der Rekonstruktion zu kompensieren. Anders ausgedrückt, kann man für jeden Projektionswinkel eine perspektivische Transformationsmatrix von 3×4 Elementen festlegen, die der Rekonstruktion eines Strahlenverlaufs zugrunde gelegt werden kann.

Mittels der Detektorpositionsvektoren U , V kann angegeben werden, wie sich der Detektor gegenüber seiner konstruktiv vorgesehenen Position z.B. aufgrund der Verformungen der Trägerstruktur verschoben hat, wenn der Detektor einen bestimmten Projektionswinkel eingenommen hat. Genauso lässt sich mittels des Quellenvektors S die Verschiebung der Strahlungsquelle bezüglich ihrer konstruktiv vorgesehenen Lage beschreiben. Die jeweilige konstruktiv vorgesehene Lage ergibt sich aus der Bauform der mechanischen Aufhängung des Detektors mit den Strahlungssensoren sowie der Strahlungsquelle, also z.B. aus dem Bauplan. Beispielsweise können also die Detektorpositionsvektoren U , V und der Quellenvektor S besagen, dass sich der Detektor um einen Millimeter abgesenkt hat und sich die Strahlungsquelle beispielsweise um einen halben Millimeter nach vorne neigt, jeweils bezüglich der Position, die der Detektor beziehungsweise die Strahlungsquelle bei idealsteifer mechanischer Aufhängung aufweisen würden.

35

Um für jeden Projektionswinkel die relative Lageveränderung des Detektors (Detektorpositionsvektoren U , V) und der Strahlungsquelle (Quellenvektor S) zueinander herauszufinden, kann

auf eine Offline-Kalibrierungsmaßnahme zurückgegriffen werden, bei welcher ein Phantom mit bekannter Geometrie abge-
lichtet wird. Es können aber auch spezielle Algorithmen ver-
wendet werden, welche die Geometrie allgemein auf der Grund-
lage von Bilddaten eines Patienten bestimmen können (Y. Ky-
riakou et al., „Simultaneous misalignment correction for
approximate curcular cone-beam computed tomography“, in:
Physics in Medicine and Biology, 53, 6267, 2008). Durch die
Erfindung wird z.B. dieser Algorithmus weitergebildet.

10

Mittels der Detektorpositionsvektoren U , V , dem Objektvektor
 O und dem Quellenvektor S kann eine Bewegungskompensation
durchgeführt werden. Die Bewegungskorrektur ist bisher rigi-
de, das heißt es werden nur translatorische Bewegungen in ei-
ne Raumrichtung durch eine entsprechende Verschiebung mittels
der genannten Korrekturvektoren kompensiert, d.h. herausge-
rechnet. Dies gilt sowohl für die Objektbewegung als auch ei-
ne Verlagerung des Detektors bezüglich der Strahlungsquelle.
Das Objekt wird dabei also als idealsteifer Körper angesehen,
der sich bei der Bewegung nicht verformt. Alle Teile des Ob-
jekts führen unter dieser Annahme stets eine Bewegung in die-
selbe Richtung aus.

15

20

25

Was im Stand der Technik also nicht geht, ist der Ausgleich
von flexiblen, nicht-rigiden Bewegungen, also Deformationen,
eines Körpervolumens. Diese können aber z.B. durch Atembewe-
gungen eines Patienten verursacht werden. Solche nicht-
rigiden Bewegungen verhindern bei den Methoden aus dem Stand
der Technik aber eine konsistente Bildrekonstruktion.

30

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, nicht-rigide Bewe-
gungen bei der Berechnung eines Volumenmodells zu kompensie-
ren.

35

Die Aufgabe wird durch die unabhängigen Patentansprüche ge-
löst. Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind durch
die Unteransprüche gegeben.

Auch bei dem erfindungsgemäßen Verfahren wird ein Volumenmodell auf Grundlage mehrerer, bei unterschiedlichen Projektionswinkeln erzeugten Projektionen berechnet. Bei der Rekonstruktion des Strahlenverlaufs wird die Sensorposition jedes Strahlensensors für zumindest einen Projektionswinkel mittels zumindest eines Korrekturvektors korrigiert. Wie aus dem Stand der Technik bekannt ist, ist jeder Korrekturvektor dazu ausgelegt, die Abweichung der Lage der Projektionsfläche von der planmäßigen Bewegungstrajektorie zu beschreiben oder zu kompensieren. Durch die Korrekturvektoren wird insbesondere in bekannter Weise erreicht, dass auf Grundlage der korrigierten Sensorposition ein Volumenmodell erzeugt wird, welches ein vorbestimmtes Optimierungskriterium erfüllt, bei dem sich also die Bildeigenschaften gegenüber einem Volumenmodell, das aus nicht-korrigierten Sensorpositionen berechnet wurde, verbessern, also z.B. die Abbildungsverzerrung verringert ist.

Nach dem Stand der Technik wird die Lage der Projektionsfläche mittels der beschriebenen Detektorpositionsvektoren U und V bei gegebenem Projektionswinkel insgesamt verschoben, also eine rigide Bewegung nachempfunden. Erfindungsgemäß ist dagegen nun vorgesehen, für einen oder mehrere oder alle der Projektionswinkel jeweils die Projektionsfläche in mehrere Teilflächen aufzuteilen und zu den Teilflächen unabhängig voneinander jeweils einen eigenen Korrekturvektor zu ermitteln. Pro Projektionswinkel gibt es also nicht nur je einen Korrekturvektor U , V , sondern mehrere Korrekturvektoren u_1 , u_2 bis u_n und v_1 , v_2 bis v_n , mit n der Gesamtanzahl der Teilflächen. Jede Teilfläche kann dabei ein oder mehrere Pixel umfassen. Die Teilflächen stellen also mit anderen Worten Segmente der Projektionsfläche dar. Sie können beispielsweise kachelförmig, also rechteckig, sein.

Die Korrekturvektoren können zu den aus dem Bauplan der Tomographieanlage bekannten Koordinaten addiert werden, also jeweils eine projektionswinkelabhängige Lageveränderung beschreiben, oder als absolute Positionsvektoren mit projekti-

onswinkelabhängig Koordinaten definiert sein. Für beide Fälle sind die Vektoren hier als Korrekturvektoren bezeichnet. Im Zusammenhang der Erfindung ist unter einem Korrekturvektor allgemein eine Angabe über eine räumliche Verschiebung der

5 zugehörigen Teilfläche zu verstehen. Bevorzugt handelt es sich bei den Korrekturvektoren um 3D-Vektoren. Pro Teilfläche können auch zwei Korrekturvektoren eine Verschiebung u in eine erste Raumrichtung und eine weitere Verschiebung v in eine zweite Raumrichtung beschreiben, wobei u und v beispielsweise

10 orthogonal zueinander ausgerichtet sein können. Die Korrekturvektoren lassen sich z.B. wie die beiden bekannten Detektorpositionsvektoren U und V in dem eingangs beschriebenen Verfahren verwenden.

15 Indem nun für jede Teilfläche ein eigener Korrekturvektor für einen bestimmten Projektionsvektor ermittelt wird, kann es also sein, dass durch entsprechende Werte von Korrekturvektoren zweier oder mehrerer Teilflächen die beiden Teilflächen rechnerisch gegeneinander verschoben werden. Eigentlich be-

20 deutet dies, dass sich die Strahlungssensoren gegeneinander bewegen. Dies ist aber mechanisch nicht möglich, da sie in einem Detektor fest miteinander verbunden sind. Was durch diese rechnerische Nachahmung der Relativbewegung von Teilflächen eigentlich kompensiert wird, ist eine Deformation des

25 Körpervolumens. Anstatt also bei der Berechnung des Volumenmodells aufwändig ein weiches, deformierbares Körpervolumen nachzubilden, wird ein starres Körpervolumen angenommen und beispielsweise die Deformation eines Organs eines Patienten durch bewegliche Teilflächen der Projektionsfläche model-

30 liert, die sich gegeneinander verschieben können. Insgesamt ergeben sich so also für den gesamten Aufnahmevorgang bei der Bewegung der Projektionsfläche um das Körpervolumen für die Teilflächen unabhängige Sub-Trajektorien, die durch die Korrekturvektoren für jeden Positionswinkel und für jede Teil-

35 fläche beschrieben werden. Mit anderen Worten werden also Verzerrungen im Körpervolumen durch eine rechnerische Verschiebung der Teilflächen gegeneinander kompensiert, die be-

vorzugt räumlich ist. Hierdurch kann eine Vielzahl von Verzerrungen erfolgreich kompensiert werden.

Für die Rekonstruktion des Strahlenverlaufs von einem bestimmten Strahlungssensor, also von einem bestimmten Pixel, hin zur Strahlungsquelle wird im Stand der Technik in der Regel die gefilterte Rückprojektion verwendet, die mittels des bekannten Feldkamp-Rekonstruktionsalgorithmus (FDK - Feldkamp-Rekonstruktion) durchgeführt werden kann. Der FDK-Algorithmus kann sich allerdings als ungeeignet erweisen, wenn die Projektionsfläche, wie erfindungsgemäß vorgesehen, in mehrere Teilflächen aufgeteilt wird. Eine vorteilhafte Weiterbildung des erfindungsgemäßen Verfahrens sieht deshalb vor, dass das Volumenmodell mittels einer algebraischen Rekonstruktionstechnik (ART) ermittelt wird. Eine algebraische Rekonstruktionstechnik basiert auf dem Ansatz, z.B. die Absorptionskoeffizienten des Volumenmodells iterativ zu berechnen und hierbei in jedem Iterationsschritt eine Korrektur eines Absorptionskoeffizienten in Abhängigkeit von einer Verbesserung eines oder mehrerer Optimierungskriterien vorzunehmen. Hierdurch wird bei einer ART zwischen jeder Iteration das Rekonstruktionsergebnis mit den gemessenen Daten verglichen, so dass die Konsistenz zu den Daten gewährleistet bleibt, auch wenn die Koordinaten der Teilflächen mittels der Korrekturvektoren gegeneinander verschoben werden, was ja nicht der realen Anordnung der Strahlungssensoren entspricht.

Ein Beispiel für einen ART-Algorithmus ist das Verfahren, das in der Veröffentlichung von Neukirchen et al. (C. Neukirchen, M. Giordano, and S. Wiesner, „An iterative method for tomographic x-ray perfusion estimation in a decomposition model-based approach.“ Medical Physics, vol. 37, no. 12, pp. 6125-6141, Dec 2010). Aus der DE 10 2011 086 771 A1 ist ebenfalls ein ART-Algorithmus bekannt. Die darin vorgesehene Berücksichtigung eines zeitlichen Ablaufs ist bei der vorliegenden Erfindung wegen der Bewegungskompensation nicht nötig. Generell kann auch eine andere ART, insbesondere eine nach der Kaczmarz-Methode, verwendet werden.

Die erwähnten nicht-rigiden Bewegungen, also beispielsweise eine Verformung eines Organs im Inneren des Körpervolumens, äußert sich bei einer Berechnung des Volumenmodells in un-

5 scharfen, verschwommenen Bereichen, beispielsweise einer verwischten Kontur eines Organrandes.

Bevorzugt werden die Korrekturvektoren iterativ optimiert. Hat man also ein Volumenmodell einmal berechnet, so kann eine

10 nicht-rigide Bewegung weiter kompensiert werden, indem die Korrekturvektoren weiter verändert werden und das Volumenmodell mit den veränderten Korrekturvektoren erneut berechnet.

Eine solche Veränderung oder Optimierung der Korrekturvektoren wird gemäß einer Ausführungsform der Erfindung ebenfalls anhand eines Optimierungskriteriums ermittelt. Als besonders

15 geeignet hat sich hier ein Optimierungskriterium erwiesen, gemäß welchem auf der Grundlage der Voxel-Werte des zunächst berechneten Volumenmodells, also z.B. der Absorptionskoeffizienten der einzelnen Volumenelemente, ein Entropiewert E für

20 das Volumenmodell berechnet wird. Hierzu kann beispielsweise die folgende Formel zugrunde gelegt werden:

$$E = \sum_{q=0}^Q (h(q) \log h(q)) .$$

Hierbei wird angenommen, dass sich in dem Volumenmodell Voxel-Werte, wie die Absorptionskoeffizienten, mit Werten in einem Intervall von 0 bis Q befinden. In dem Volumenmodell werden dann alle Voxel-Werte mit einem bestimmten Wert q ge-

25 zählt, was die absolute Anzahl H(q) ergibt. Hieraus wird dann das normalisierte Histogramm $h(q) = H(q) / N$ berechnet, wobei N die Gesamtanzahl der Volumenelemente ist. Befinden sich in dem Volumenmodell unscharfe, verschwommene Kanten, so ist die Entropie E des Volumenmodells größer als im Falle von schar-

30 fen Kanten. Es gilt also, die Entropie E durch Verändern der Korrekturvektoren zu minimieren.

35

Hierzu wird bei dem erfindungsgemäßen Verfahren bevorzugt eine Gradientenabstiegsmethode verwendet, die insbesondere mit einer adaptiven Schrittweite durch Verändern einer entsprechenden Skalierungskonstante c für jeden Iterationsschritt k realisiert wird. Als besonders einfach für das erfindungsgemäße Verfahren umsetzbares Gradientenabstiegsverfahren hat sich das Newton-Verfahren erwiesen. Hierbei werden die zu optimierenden Korrekturvektoren zu einem Gesamtvektor x zusammengefasst. Bei einer Iteration vom Iterationsschritt k zum anschließenden Iterationsschritt $k + 1$ ergeben sich die neuen Korrekturvektoren $x(k+1)$ als:

$$x(k+1) = x(k) + c(k) d(k).$$

Zu dem Vektor $x(k)$ kommt also ein mit der Skalierungskonstante $c(k)$ skaliertes Korrekturvektor $d(k)$, welcher die Newton-Richtung für die Korrektur beschreibt. Dieser Korrekturzusatz ergibt sich bevorzugt wie folgt:

$$d(k) = f''(x(k))^{-1} (-f'(x(k))).$$

Hierbei ist $f(x(k))$ der Wert der Kostenfunktion (z.B. der obige Entropiewert E), wie er sich mit den Korrekturvektoren $x(k)$ ergeben hat. Die Berechnungsvorschrift zum Berechnen der Kostenfunktion in Abhängigkeit von den zusammengefassten Korrekturvektoren $x(k)$ ist also gemäß der Gleichung für $d(k)$ einmal in Bezug auf die Vektorwerte der Korrekturvektoren $x(k)$ abzuleiten, so dass sich $f'(x(k))$ ergibt, und dann ein zweites Mal abzuleiten, damit sich $f''(x(k))$ ergibt.

Da die Berechnungsvorschrift für $f(x(k))$ sehr komplex sein kann, wird gemäß einer bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens die an sich bekannte Sekantenmethode verwendet, um eine besonders schnelle Berechnung der beschriebenen ersten und zweiten Ableitung zu realisieren.

Um mit möglichst wenig Iterationsschritten zu geeigneten Korrekturvektoren zu kommen und insbesondere, um die Korrekturvektoren mit geeigneten Anfangswerten zu initialisieren, sieht eine vorteilhafte Weiterbildung des Verfahrens vor, A-priori-Wissen über das Körpervolumen des Objekts bei der Berechnung der Korrekturvektoren zu berücksichtigen. Gemäß einer Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens berücksichtigt hierzu das Optimierungskriterium zumindest in einer Initialisierungsphase (die z.B. die erste oder die ersten beiden oder ersten fünf oder ersten zehn Iterationen umfassen kann) bei der Berechnung der Korrekturvektoren, dass das Volumenmodell durch die mittels der Korrekturvektoren beschriebenen Sensorpositionen von einem vorgegebenen Soll-Volumenmodell des Körpervolumens gemäß einem vorgegebenen Fehlermaß geringer abweichen soll als bei Verwendung nicht-korrigierter Sensorpositionen. Beispielsweise kann als Soll-Volumenmodell ein zuvor ermittelter CT-Datensatz, ein statistisches Modell des Objekts, eine Annahme über die Objektgröße und/oder -zusammensetzung zugrunde gelegt werden. Je genauer das Objekt bekannt ist, desto besser, genauer und schneller kann die iterative Optimierung der Korrekturvektoren konvergieren. Als Fehlermaß kann beispielsweise die Summe der Quadrate von Differenzen zwischen dem Soll-Volumenmodell und dem berechneten Volumenmodell zugrunde gelegt werden. Wird beispielsweise als das Körpervolumen ein Kopf eines Patienten durch das Volumenmodell nachgebildet, so kann das elliptische Profil eines Kopfes als Soll-Volumenmodell zugrunde gelegt werden. Ergibt sich dann durch die aktuellen Korrekturvektoren ein nicht-elliptisches Volumenmodell, so wird dies als Abweichung von der elliptischen Form des Soll-Volumenmodells durch einen entsprechend großen Fehler widergespiegelt. Diese Abweichung kann z.B. bei dem oben beschriebenen Newton-Verfahren ebenfalls bei der Berechnung des Korrekturzusatz $d(k)$ verwendet werden.

In Bezug auf die Aufteilung der gesamten Projektionsfläche in die beschriebenen Teilflächen ist das erfindungsgemäße Verfahren sehr flexibel. Es können sogar gebogene, ovale oder

sattelförmige Detektoren in einfacher Weise durch ebene Teilflächen nachgebildet werden und das Volumenmodell, das auf Grundlage von Projektionen, die mit solchen Detektoren gewonnen wurden, ebenfalls iterativ in der beschriebenen Weise

5 durch die Korrekturvektoren optimiert und an die Detektorform angepasst werden kann, ohne dass zuvor die Detektorform überhaupt bekannt gewesen sein muss.

Genauso ist es möglich, dass zwei oder mehr baulich getrennte

10 Detektoren verwendet werden, d.h. die Projektionsfläche also aus den getrennten Detektorflächen von zwei oder mehr Detektoren gebildet ist. Jede der Detektorflächen kann z.B. durch eine Teilfläche nachgebildet sein. Das (virtuelle) Verschieben der Teilflächen mittels der Korrekturvektoren bildet dann

15 auch eine Relativbewegung der Detektorflächen aufgrund einer mechanischen Deformation ihrer mechanischen Aufhängung nach.

Bevorzugt ist aber auch innerhalb einer geschlossenen Detektorfläche ein Aufteilung in mehrere Teilflächen vorgesehen.

20 Hierdurch wird dann neben der verhältnismäßig geringen Deformation des Detektors selbst eben auch die nicht-rigide Bewegung des Körpervolumens, also dessen Deformation, effektiv kompensiert.

25 Eine weitere Ausführungsform des Verfahrens berücksichtigt auch den besonderen Fall, dass der Körper oder die Projektionsfläche tatsächlich eine rigide Bewegung ausführen, also entweder alle Volumenelemente oder alle Strahlungssensoren die gleiche translatorische oder lineare Bewegung ausführen.

30 Damit hierzu nicht umständlich jeder Korrekturvektor der Teilflächen in einem oder mehreren Iterationsschritten entsprechend identisch angepasst werden müssen, um die rigide Bewegung zu kompensieren, sieht die Weiterbildung vor, dass zusätzlich für zumindest einen Projektionswinkel zumindest

35 ein weiterer Korrekturvektor für eine Quellenposition der Strahlungsquelle und/oder für eine Objektposition des Körpervolumens ermittelt wird und damit das Volumenmodell berechnet wird. Hierdurch kann die rigide Bewegung durch Anpassen eines

einzigem Verschiebungsvektors kompensiert werden, wodurch eine iterative Optimierung besonders schnell konvergieren kann.

Damit das Optimierungsverfahren schnell konvergiert, das
5 heißt nur wenige Iterationsschritte und damit wenige Berechnungen zum Erzeugen des Volumenmodells nötig sind, kann auch eine besondere Initialisierung der Korrekturvektoren vorgesehen sein. Eine vorteilhafte Weiterbildung des Verfahrens sieht in diesem Zusammenhang vor, dass für zumindest einen
10 der Projektionswinkel zur Initialisierung der zugehörigen Korrekturvektoren diese so eingestellt werden, als ob die Projektionsfläche aus strukturell fest verbundenen Teilflächen zusammengesetzt wäre. Mit anderen Worten wird die Projektionsfläche als eine starre Fläche angesehen, so dass sich
15 eben keine Bewegungen der Teilflächen gegeneinander durch entsprechende Werte der Korrekturvektoren ergeben können. Es wird also, wie an sich aus dem Stand der Technik bekannt, z.B. nur eine einzige Korrektur mittels der Detektorpositionsvektoren U und V vorgenommen. Vorteil dieser Ausführungsform ist, dass eine erste Iteration der Berechnung des Volumenmodells mittels der Feldkamp-Rekonstruktion möglich ist. Diese ist dann zwar nicht konsistent und liefert ein initial schlechtes, aber dennoch objektbezogenes Volumenmodell. Ausgehend von diesem initialen Volumenmodellen kann dann eine
20 erste Korrektur der Werte der Korrekturvektoren erfolgen, diesmal unabhängig für jeden Korrekturvektor.

Ist das bereits beschriebene A-priori-Wissen über die Form und/oder Zusammensetzung des Körpervolumens und/oder die Sensorpositionen innerhalb der Projektionsfläche bekannt, so
30 kann dieses natürlich ebenfalls bei der Initialisierung der Korrekturvektoren durch Festlegen entsprechender Werte bereits mit berücksichtigt werden.

35 Das erfindungsgemäße Verfahren eignet sich prinzipiell dazu, jede strahlungsbasierte Tomographieanlage zu betreiben, also beispielsweise einen Positronen-Emissions-Tomographen (PET),

einen Magnetresonanztomographen (MRT) oder einen Röntgentomographen.

Entsprechend umfasst die Erfindung auch eine Tomographieanlage mit einer Sensoreinrichtung, die mehrere, zusammen eine Projektionsfläche bildende Strahlungssensoren umfasst. Die Sensoreinrichtung kann also beispielsweise einen einzelnen Detektor, wie beispielsweise einen Flachdetektor, oder auch mehrere Detektoren umfassen, wie es z.B. bei einer Biplanar-
10 Anlage der Fall ist.

Die Tomographieanlage weist des Weiteren eine Projektionseinrichtung auf, die dazu ausgelegt ist, die Sensoreinrichtung, also den Detektor oder die Detektoren, entlang einer geplanten Bewegungstrajektorie um ein Körpervolumen zu bewegen, also beispielsweise um einen Patienten, und dabei aus unterschiedlichen Projektionswinkeln jeweils eine Projektion zu erzeugen. Hierzu wird mittels einer Strahlungsquelle, also beispielsweise einer Röntgenstrahlenquelle, Strahlung erzeugt, deren Strahlen durch das Körpervolumen hindurch auf die Projektionsfläche projiziert werden. Die Projektionseinrichtung kann beispielsweise einen an sich bekannten C-Arm umfassen, welcher sowohl die Sensoreinrichtung als auch die Strahlungsquelle trägt.
20

Schließlich gehört zu der Tomographieanlage noch eine Bilderzeugungseinrichtung, also beispielsweise eine Rechneranlage, welche dazu ausgelegt ist, bei jeder Projektion, also jeder Aufnahme des Körpervolumens, von jedem Strahlungssensor einen Pixelwert zu empfangen. Die Pixelwerte jeder einzelnen Aufnahme bilden in an sich bekannter Weise einen 2D-Bilddatensatz. Aus allen Projektionen erzeugt dann die Bilderzeugungseinrichtung das beschriebene Volumenmodell des Körpervolumens. Hierbei führt die Bilderzeugungseinrichtung eine Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens durch.
30
35

Bevorzugt ist die erfindungsgemäße Tomographieanlage als röntgenbasierter Computertomograph ausgestaltet, das heißt die Strahlungsquelle umfasst eine Röntgenstrahlenquelle.

5 Um auch eine bereits vorhandene Tomographieanlage in der Weise weiterbilden zu können, dass sie zur Durchführung einer Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens ertüchtigt wird, umfasst die Erfindung auch ein Computerprogrammprodukt, das heißt einen Programmcode, der auf zumindest einem Spei-
10 chermedium gespeichert ist. Dieses Programmprodukt ist dazu ausgelegt, bei Ausführen durch eine Prozessoreinrichtung der Tomographieanlage eine Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens durchzuführen.

15 Im Folgenden ist die Erfindung noch einmal anhand eines konkreten Ausführungsbeispiels erläutert. Hierzu zeigen:

FIG 1 eine schematische Darstellung einer Ausführungsform der erfindungsgemäßen Tomographieanlage,

20

FIG 2 eine Skizze zur Veranschaulichung einer rigiden Bewegung einer Projektionsfläche der Tomographieanlage von FIG 1,

25 FIG 3 eine Skizze zu der erfindungsgemäßen Aufteilung der Projektionsfläche von FIG 2 in Teilflächen,

FIG 4 eine Skizze zur Veranschaulichung der virtuellen Verformung der Projektionsfläche bei der erfindungsgemäßen Kompensation einer nicht-rigiden Bewegung eines Körpervolumens,

30

FIG 5 ein Flussdiagramm zu einer Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens, das durch die Tomographieanlage von FIG 1 durchgeführt werden kann, und

35

FIG 6 eine Skizze zur Veranschaulichung einer Initialisierungsphase des Verfahrens gemäß FIG 5.

Bei den im Folgenden erläuterten Ausführungsbeispielen handelt es sich um bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung. Bei den Ausführungsbeispielen stellen aber die beschriebenen
5 Komponenten der Ausführungsformen jeweils einzelne, unabhängig voneinander zu betrachtende Merkmale der Erfindung dar, welche die Erfindung jeweils auch unabhängig voneinander weiterbilden und damit auch einzeln oder in einer anderen als der gezeigten Kombination als Bestandteil der Erfindung anzu-
10 sehen sind. Des Weiteren sind die beschriebenen Ausführungsformen auch durch weitere der bereits beschriebenen Merkmale der Erfindung ergänzbar.

In FIG 1 ist eine Tomographieanlage 10 gezeigt, bei der es
15 sich beispielsweise um eine Röntgen-C-Bogen-Anlage handeln kann. Die Tomographieanlage 10 kann eine Sensoreinrichtung 12, eine Projektionseinrichtung 14 und eine Bilderzeugungseinrichtung 16 umfassen.

20 Die Sensoreinrichtung kann einen Detektor mit mehreren Strahlungssensoren 18 umfassen, von denen in der FIG 1 der Übersichtlichkeit halber nur einige mit einem Bezugszeichen versehen sind. Sensoreintrittsflächen 20 der einzelnen Strahlungssensoren 18 bilden zusammen eine Projektionsfläche 22,
25 also die insgesamt für eine vorbestimmte Strahlung sensitive Detektorfläche. Jede einzelne Sensoreintrittsfläche 20 bildet ein Pixel der Projektionsfläche 22. Der Detektor kann z.B. ein Flachdetektor sein. Die Projektionsfläche 22 ist dann
eben.

30

Die Projektionseinrichtung 14 kann ein Trägerelement 24, beispielsweise einen C-Bogen, aufweisen, welcher die Sensoreinrichtung 12 und eine Strahlungsquelle 26 der Projektionseinrichtung tragen kann. Die Strahlungsquelle 26 kann beispielsweise eine Röntgenstrahlungsquelle sein. Durch eine Steuerungseinrichtung 28 kann eine Bewegung der Trägereinrichtung 24
35 mit der Sensoreinrichtung 12 und der Strahlungsquelle 26 um einen Körper 30 durchgeführt werden. Bei dem Körper 30 kann

es sich beispielsweise um einen zu untersuchenden Patienten handeln. Der Körper 30 stellt ein zu untersuchendes Körpervolumen dar.

5 Die Steuereinrichtung 28 kann hierbei die Sensoreinrichtung 12 entlang einer vorgegebenen Trajektorie 32 in an sich bekannter Weise bewegen und an vorbestimmten Aufnahmepunkten, die durch einen Projektionswinkel α bezüglich des Körpers 30 definiert sind, die Strahlungsquelle 26 aktivieren. In FIG 1
10 sind beispielsweise Raumpositionen der Sensoreinrichtung 12 für Projektionswinkel α_0 , α_1 , α_2 angedeutet. Bei Aktivieren der Strahlungsquelle 26 erzeugt diese einen Strahlenfächer oder einen Kegelstrahl 34 aus der Strahlung. Die Strahlung durchdringt den Körper 30 und erreicht die Projektionsfläche
15 22. Die einzelnen Strahlungssensoren 18 detektieren dann die durch ihre jeweilige Sensorfläche 20 eingedrungene Strahlungsmenge und/oder Strahlungsintensität und erzeugen einen korrespondierenden Pixelwert. Die Menge der Pixelwerte wird als Rohdaten RAW an die Bilderzeugungseinrichtung 16 übertragen.
20 Mit Rohdaten RAW sind hierbei die Pixelwerte der Strahlungssensoren 18 für alle Projektionswinkel α gemeint.

Die Bilderzeugungseinrichtung 16 kann eine Bildverarbeitung 36 und eine Anzeigeeinrichtung 38 umfassen. Die Bildverarbeitung 36 kann beispielsweise einen oder mehrere Computer umfassen. Die Anzeigeeinrichtung 38 kann beispielsweise einen Bildschirm umfassen. Die Bildverarbeitung 36 berechnet aus
25 allen Pixelwerten, das heißt den Rohdaten RAW, ein Volumenmodell 40 des durchleuchteten Bereichs des Körpers 30. Das Volumenmodell 40 kann hierbei die Form und Lage von inneren Organen 42 des Körpers 30 nachbilden, wie beispielsweise einer Lunge eines Patienten.
30

Bei der Berechnung des Volumenmodells 40 wird durch die Bildverarbeitung 36 berücksichtigt, dass sich beispielsweise die
35 Trägereinrichtung 24 z.B. aufgrund ihres Eigengewichtes sowie des Gewichtes der Strahlungsquelle 26 und der Sensoreinrichtung 12 in Abhängigkeit von dem eingenommenen Projektionswin-

kel a verformen kann und deshalb die Projektionsfläche 22 zwischen den einzelnen Aufnahmen, d.h. beim Anfahren der Projektionswinkel a_1 , a_2 , a_3 und den weiteren Projektionswinkeln, eine Relativbewegung 44 bezüglich der Strahlungsquelle 26 durchführt. Die Relativbewegung 44 bewirkt, dass für einen gegebenen Projektionswinkel a die Sensoreinrichtung 12 bezüglich der Strahlungsquelle 26 in eine Richtung u und eine Richtung v verschoben sein kann, wenn man die tatsächliche Position mit der Position vergleicht, die gemäß dem Konstruktionsplan der Tomographieanlage 10 vorgesehen ist.

Die Bildverarbeitung 36 berücksichtigt auch, dass der Körper 30 seine Position aufgrund einer translatorischen Bewegung 46 in der Tomographieanlage 10 verändern kann, so dass die Objektposition des Körpers 30 in der Tomographieanlage 10 sich zwischen den Projektionswinkeln a verändert. Die Bildverarbeitung 36 berücksichtigt auch, dass sich die Organe 42 durch eine nicht-rigide Bewegung, beispielsweise durch eine Atembewegung des Patienten, gegeneinander verschieben und ihre Form verändern, dass also das Körpervolumen z.B. eine Ausdehnung 48 oder Kompression 50 erfahren kann. Bei der Bildverarbeitung 36 führt dies aber nicht dazu, dass das Volumenmodell 40 die Organe 42 unscharf abbildet.

Zur Verdeutlichung des von der Bildverarbeitung 36 zur Kompensation der Bewegung und Verformung durchgeführten Verfahrens beim Erzeugen des Volumenmodells 40 ist in FIG 2 eine Abstraktion der Darstellung der Tomographieanlage 10 auf die für die folgenden Erläuterungen wesentlichen Merkmale vorgenommen.

FIG 2 zeigt die Projektionsfläche 22 aus der Sicht der Strahlungsquelle 26. Durch die Relativbewegung 44 der Sensoreinrichtung 12 bezüglich der Strahlungsquelle 26 verändert die Projektionsfläche 22 zwischen einzelnen Projektionen an den unterschiedlichen Projektionswinkeln a entlang eines Richtungsvektors U und eines Richtungsvektors V ihre Position bezüglich der Strahlungsquelle 26. Diese rigide Bewegung der

Projektionsfläche 22 kann gemäß dem Stand der Technik durch entsprechende Kalibrierungsverfahren oder iterative Bildoptimierungsverfahren kompensiert werden. Dagegen ist es nicht möglich, das Ausdehnen 48 und Komprimieren 50 des Körpervolumens des Körpers 30 auf diese Weise zu kompensieren.

Die Bildverarbeitung 36 nimmt daher eine in FIG 3 veranschaulichte Aufteilung der Projektionsfläche 22 in Teilflächen 52 vor, von denen in FIG 3 der Übersichtlichkeit halber nur einige mit einem Bezugszeichen versehen sind. Jede Teilfläche 52 kann beispielsweise die Form einer Kachel oder eines Quadrats aufweisen. Jede Teilfläche 52 kann dabei mehrere Pixel, das heißt mehrere Sensoreintrittsflächen 20, umfassen, wie dies in FIG 3 für eine Teilfläche veranschaulicht ist. Die Bildverarbeitung 36 legt zugrunde, dass jede Teilfläche 52 sich bei der Bewegung entlang der Trajektorie 32 unabhängig von den anderen Teilflächen 52 bewegen kann. Mit anderen Worten wird bei gegebenem Projektionswinkel α für jede Teilfläche 52 angenommen, dass sie sich um eine Strecke $u_1, u_2, \dots$, un entlang des Richtungsvektors u und entsprechend um eine Strecke $v_1, v_2, \dots, v_n$ entlang der Bewegungsrichtung v bewegt hat. Insgesamt wird die Projektionsfläche 22 also in dem gezeigten Beispiel in n Teilflächen aufgeteilt, wobei in FIG 3 $n = 12$ gilt. Die Strecken u_1, u_2 bis u_n , v_1, v_2 bis v_n bilden Freiheitsgrade bei der Optimierung des Volumenmodells 40, die beispielsweise in einem rekursiven Verfahren schrittweise dahingehend angepasst werden können, dass auch die Ausdehnung 48 und Kompression 50 des durchleuchteten Körpervolumens des Körpers 30 beim Berechnen des Volumenmodells kompensiert werden, so dass die Organe 42 scharf in dem Volumenmodell abgebildet sind. Die Vektoren u_1, u_2 bis u_n und v_1, v_2 bis v_n stellen Korrekturvektoren dar, wobei $u_1, u_2, \dots, u_n$ und v_1, v_2 bis v_n bevorzugt jeweils ein dreidimensionaler Vektor ist. Sie können auch absolute Positionsangaben der Teilflächen 52 sein.

In FIG 4 ist veranschaulicht, wie für einen gegebenen Projektionswinkel α zur Kompensation der nicht-rigiden Bewegung des

Körpers 30 sich die Teilflächen 52 durch entsprechende Werte der Strecken $u_1, u_2, \dots, u_n, v_1, v_2, \dots, v_n$ virtuell gegeneinander verschoben haben können. In FIG 4 haben sie sich auseinander bewegt. Natürlich bedeutet dies nicht, dass die Sensoreinrichtung 12 sich tatsächlich in dieser Weise verformt hat, also der Detektor 18 auseinander gefallen ist. Vielmehr korrespondiert die Veränderung der Positionen der Teilflächen 52 mittels der Streckenangaben $u_1, u_2, \dots, u_n, v_1, v_2, \dots, v_n$ im Ergebnis mit solchen Rohdaten RAW, wie sie sich ergeben würden, wenn die Projektionsfläche 22, wie in FIG 3 gezeigt, unverändert bliebe und sich das Körpervolumen 30 verformen würde.

Jede Strecke $u_1, u_2, \dots, u_n, v_1, v_2, \dots, v_n$ ist dabei als ein Vektor beschrieben. Die Kombination aus dem Vektor u_1, v_1 beschreiben dabei eine Lageveränderung, um welchen die entsprechende Teilfläche 52 als verschoben gedacht werden muss, um die nicht-rigide Bewegung des Körpervolumens im Bereich der entsprechenden Teilfläche 52 zu kompensieren. Entsprechende gilt für die übrigen Streckenangaben $u_2, \dots, u_n, v_2, \dots, v_n$.

In FIG 5 ist ein Verfahren veranschaulicht, welches durch die Bildverarbeitung 36 durchgeführt werden kann, um die beschriebenen Korrekturvektoren u_1, u_2 bis u_n und v_1, v_2 bis v_n zu erhalten. Die Bildverarbeitung 36 kann hierbei die Korrekturvektoren $u_1, u_2, \dots, u_n$ für einen gegebenen Projektionswinkel α zu einer Matrix $U(\alpha) = [u_1(\alpha), u_2(\alpha), \dots, u_n(\alpha)]$ zusammenfassen. Genauso kann für die Bewegung entlang der Bewegungsrichtung v bei gegebenem Projektionswinkel α für die Teilflächen eine Matrix $V(\alpha) = [v_1(\alpha), v_2(\alpha), \dots, v_n(\alpha)]$ zusammengefasst werden. Zusätzlich kann vorgesehen sein, dass auch für die Strahlungsquelle 26 ein Vektor $s(\alpha)$ für eine Bewegungskorrektur der Strahlungsquelle 26 vorgesehen ist. Sind mehrere Strahlungsquellen vorhanden, so können die Quellenpositionen ebenfalls zu einer Matrix $S(\alpha)$ zusammengefasst sein. Eine rigide Bewegung des Körpers 30 kann entweder durch die Matrizen S, U, V kompensiert werden oder aber auch eine zusätzliche Objektposition $O(\alpha)$ definiert werden.

Durch die Matrizen U, V wird über alle Projektionswinkel a eine Multisegment-Trajektorie definiert, d.h. eine Trajektorie für jede Teilfläche 52. Die Herausforderung besteht nun
5 darin, die richtigen Vektormatrizen zu bestimmen, um eine konsistente Geometrie der Tomographieanlage 10 und/oder Bewegungsschätzung des Körpers 30 zu erreichen. Konsistent meint hier, dass bei der Berechnung des Volumenmodells 40 aus den Rohdaten RAW Pixelwerte als Eingangswerte bereitgestellt werden sollen, wie sie sich bei ideal steifen mechanischen Komponenten und starrem, bewegungslosem Körper 30 ergeben würden.
10

Durch die nun mögliche, individuelle und unabhängige (virtuelle oder rechnerische) Bewegung der Teilflächen 52 ist eine
15 herkömmliche Feldkamp-Rekonstruktion für die Berechnung des Volumenmodells 40 nicht so einfach möglich. Dennoch kann für eine Initialisierung nach einem Schritt S10 des Empfangs der Rohdaten RAW als eine Initialisierung 54 in einem Schritt S12 eine virtuelle FDK-Rekonstruktion durchgeführt werden. Um
20 diese berechnen zu können, werden die Teilflächen 52, wie in FIG 6 veranschaulicht, zunächst künstlich zu einem starren Detektor mit einer starren Projektionsfläche 22' zusammengefasst. Hierdurch kann eine normale FDK-Rekonstruktion erfolgen. Diese ist aber nicht konsistent, das heißt sie kompensiert nicht die Relativbewegungen in der Tomographieanlage 10. Dafür liefert sie aber initial ein erstes Volumenmodell
25 (Init-VOL), in dem verhältnismäßig verschwommen die Organe 52 nachgebildet sind. Auch in dieser Phase kann der FDK-Algorithmus initiale Vektormatrizen (S, O, U, V) als Eingabewerte für die Trajektorien der starren Projektionsfläche 22', der Strahlungsquelle 26 und des Körpers 30 erhalten.
30

Diese initialen Vektormatrizen müssen dann im Laufe einer
35 iterativen Optimierung 56 verändert werden. Das Ergebnis dieser Optimierung sind neue Vektormatrizen 58, in denen für alle Subsegmente des Detektors, also die Teilflächen 52, und für alle Quellenpositionen (d.h. die Matrix S(a)) die geeig-

neten Sub-Trajektorien errechnet worden ist, durch welche z.B. die nicht-rigiden Bewegungen 48, 50 kompensiert sind.

Hierdurch kann dann abschließend in einem Rekonstruktions-
5 schritt S14 ein bewegungskompensiertes rekonstruiertes Volumen (Recon Vol) als das Volumenmodell 40 (VOL) berechnet und z.B. auf der Anzeigeeinrichtung 38 als Volumengraphik dargestellt werden. Für die Rekonstruktion des Körpervolumens im Schritt S14 und auch während der iterativen Optimierung 46
10 wird bevorzugt anstelle des FDK-Algorithmus die Optimierung mittels eines iterativen Rekonstruktionsverfahrens, insbesondere einer ART, durchgeführt. Hierzu wird für jede Iteration in einem Schritt S16 das Volumenmodell auf der Grundlage der aktuellen Vektormatrize [S, U, V, O] neu berechnet. Anschließend wird in einem Schritt S18 zu dem aktuellen Volumenmodell
15 eine Entropie der Voxel-Werte, z.B. der Absorptionskoeffizienten, berechnet. Die Entropie kann beispielsweise als der beschriebene Entropiewert E berechnet werden. Generell kann hier aber zusätzlich oder alternativ eine andere Kostenfunktion zugrunde gelegt werden als die Entropie. Es sollte hier
20 eine Funktion gewählt werden, deren Wert eine Abweichung von einem Idealzustand angibt, also z.B. den Unterschied zu einem Soll-Volumenmodell.

25 Nun kann auf Grundlage des im Schritt S18 berechneten Kostenwerts eine Konvergenz der Rekonstruktion hinsichtlich der typischen Bewegungs- und Misalignment-Effekte erreicht werden. Die Berechnung des initialen Volumens im Schritt S12 weist in diesem Zusammenhang den besonderen Vorteil auf, dass sich ein
30 erster Entropiewert überhaupt berechnen lässt, was bei einem initialen Volumen Init VOL mit den Werten 0 nicht möglich wäre.

In einem Schritt S20 kann nun beispielsweise mittels eines
35 Gradienten-Abstiegsverfahrens in der beschriebenen Weise eine Optimierung OPT für die Vektormatrizen U, V und, falls gewünscht, auch für die Quellenposition S und die Objektposition O durchgeführt werden, um deren Werte im Sinne eines ver-

besserten Volumenmodells zu verändern. Diese multiparametrische Optimierung innerhalb der iterativen Rekonstruktion 56 z.B. mit der zusätzlichen Kostenfunktion Entropie führt zur der Schätzung der Sub-Trajektorien für die einzelnen Segmente
5 oder Teilflächen 52, d.h. zu geeigneten Werten für $U(a)$, $V(a)$ für alle Projektionswinkel a . Diese Funktionalität ähnelt dann im Ergebnis einer flexiblen Bewegungskompensation, da sowohl der Detektor, also allgemein die Sensoreinrichtung 12, als auch Objektbewegungsparameter des Körpers 30 erfasst werden.
10

Es ist auch möglich, den Schritt S18 und den Schritt S20 in den Schritt S16 als einen Bestandteil eines iterativen ART-Algorithmus zu integrieren.
15

Um die Initialisierung in Schritt S12 gezielter vornehmen zu können, also ein geeignetes Initialvolumen Init VOL bereitstellen zu können, kann als Eingabe auch A-priori-Wissen benutzt werden. Beispielsweise kann ein zuvor ermittelter Bild-
20 datensatz, also ein zuvor ermitteltes Volumenmodell, beispielsweise ein CT-Datensatz, ein statistisches Modell, oder aber auch Angaben über die Struktur der Tomographieanlage 10 und das Aussehen und die Beschaffenheit des Körpers 30 zugrunde gelegt werden.

25
Insgesamt wird also bei der Erfindung die nicht-rigide Bewegung des untersuchten Objekts dadurch kompensiert, dass die Sensoreinrichtung 12 als deformierbarer, nicht-starrer Detektor behandelt wird, dessen Teilflächen 52 sich frei gegeneinander bewegen können. Die Grundidee ist hier, statt einer globalen Geometrie der gesamten Projektionsfläche 22 hier eine lokale Geometrie innerhalb der Projektionsfläche 22 für jede einzelne Projektion aus einem Projektionswinkel a zu definieren. Das Ergebnis sind die Vektormatrizen für die Detektorpositionsvektoren $U(a)$ und $V(a)$, welche pro Projektions-
35 winkel a für die Teilbereiche 52 des Detektors eine optimierte Position beschreiben. Im einfachsten Fall ist es ausreichend, nur neue Detektorpositionen mittels der Projektions-

matrizen U , V zu bestimmen, um die Geometrie oder Bewegung abzuschätzen. Hierbei ist dann ein starres Rotationszentrum und nur eine Quelle als Annahme zugrunde zulegen.

5 Allgemein ergibt die Erfindung ein Verfahren zum Erzeugen eines mehrere Volumenelemente umfassenden digitalen Volumenmodells (40) eines Körpervolumens (30) mittels einer Sensor-
einrichtung (12), die mehrere Strahlungssensoren (18) um-
fasst, die zusammen eine Projektionsfläche (22) bilden, wobei
10 jeder Strahlungssensor (18) ein Pixel (20) der Projektions-
fläche (22) darstellt und bei einer Projektion, bei welcher
das Körpervolumen (30) mit Strahlen (34) durchstrahlt wird,
einen Pixelwert erzeugt, und wobei zum Erzeugen des Volumen-
modells (40) mehrere Projektionen aus unterschiedlichen Pro-
15 jektionswinkeln (a) durch Bewegen der Projektionsfläche (22)
entlang einer planmäßigen Bewegungstrajektorie (32) erzeugt
werden und die Projektionen zu dem Volumenmodell (40) kombi-
niert werden, indem zu den Volumenelementen jeweils ein Ab-
sorptionskoeffizient mittels einer Rekonstruktion eines
20 Strahlenverlaufs der Strahlen (34) auf der Grundlage der Pi-
xelwerte (RAW) und einer jeweiligen Sensorposition des den
jeweiligen Pixelwert erzeugenden Strahlungssensors (18) be-
rechnet wird, wobei für zumindest einen Projektionswinkel (a)
die Sensorpositionen mittels eines jeweiligen Korrekturvek-
25 tors korrigiert werden, der dazu ausgelegt ist, eine Abwei-
chung der Lage der Projektionsfläche (22) von der planmäßigen
Bewegungstrajektorie (32) zu beschreiben, damit das auf der
Grundlage der korrigierten Sensorpositionen berechnete Volu-
menmodell (40) ein vorbestimmtes Optimierungskriterium er-
30 füllt, dadurch gekennzeichnet, dass für die Korrektur der
Sensorpositionen für einen oder mehrere oder alle der Projek-
tionswinkel (a) jeweils die Projektionsfläche (22) in mehrere
Teilflächen (52) aufgeteilt wird und zu den Teilflächen (52)
unabhängig voneinander jeweils ein eigener Korrekturvektor
35 ($u_1, v_1; u_2, v_2; u_n, v_n$) ermittelt wird.

Insgesamt ist durch das Beispiel gezeigt, wie eine gleichzei-
tige Geometriekalibrierung der Tomographieanlage 10 und eine

nicht-rigide Bewegungskompensation des Körpervolumens des Körpers 30 auf der Basis einer multiparametrischen und auf einer Kostenfunktion basierten Bildoptimierung erreicht werden kann. Hierzu wird die Rekonstruktion unter der Annahme
5 eines Multisegment-Detektors für die Tomographie mit einer initial unbekannten geometrischen Anordnung zugrunde gelegt. Als weiterer Vorteil ergibt sich hierbei, dass eine allgemeine Trajektoriendefinition auch für gebogene, ovale oder sattelförmige Detektoren ermittelt werden kann, die dann durch
10 die beschriebene iterative Optimierung optimiert werden kann. Durch die Vektormatrize $S(a)$ ist das Verfahren auch für ein oder mehrere Quellen-Systeme verwendbar.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Erzeugen eines digitalen Volumenmodells (40) eines Körpervolumens (30) mittels einer Sensoreinrichtung (12), die mehrere Strahlungssensoren (18) umfasst, von denen jeder bei einer Projektion, bei welcher das Körpervolumen (30) mit einer Strahlung (34) durchstrahlt wird, einen Pixelwert erzeugt, wobei zum Erzeugen des Volumenmodells (40) mehrere Projektionen aus unterschiedlichen Projektionswinkeln (a) erzeugt werden und das Volumenmodell (40) in Abhängigkeit von Sensorpositionen der Strahlungssensoren (18) und ihren Pixelwerten berechnet wird und hierbei für zumindest einen Projektionswinkel (a) jeweils die Sensorpositionen mittels zumindest eines Korrekturvektors für eine rigide Bewegungskompensation korrigiert werden, dadurch gekennzeichnet, dass zur Korrektur der Sensorpositionen für einen oder mehrere oder alle Projektionswinkel (a) eine durch die Gesamtheit der Strahlungssensoren (18) bereitgestellte Projektionsfläche (22) in mehrere Teilflächen (52) aufgeteilt und für die Teilflächen (52) unabhängig voneinander jeweils zumindest ein eigener Korrekturvektor ($u_1, v_1; u_2, v_2; u_n, v_n$) verwendet wird.
- 25 2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei Voxel-Werte des Volumenmodells mittels einer algebraischen Rekonstruktionstechnik, ART, ermittelt werden.
- 30 3. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Korrekturvektoren ($u_1, v_1; u_2, v_2; u_n, v_n$) iterativ optimiert werden (56) und hierbei ein durch das Optimierungskriterium definiertes Fehlermaß iterativ verringert wird.
- 35 4. Verfahren nach Anspruch 3, wobei das Optimierungskriterium umfasst, dass eine auf der Grundlage von Voxel-Werten des Volumenmodells (40) berechnete Entropie (S18) durch die korrigierten Sensorpositionen im Vergleich zu den unkorrigierten Sensorpositionen verkleinert wird.

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei das Optimierungskriterium umfasst, dass das Volumenmodell (40) durch die korrigierten Sensorpositionen von einem vorgegebenen Soll-Volumenmodell des Körpervolumens (30) gemäß einem vorgegebenen Fehlermaß geringer abweicht als mit unkorrigierten Sensorpositionen.

6. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Strahlungssensoren (18) durch zumindest zwei baulich getrennte Detektoren bereitgestellt sind und hierdurch die Projektionsfläche (22) räumlich getrennte, durch die jeweiligen Strahlungssensoren (18) des Detektors gebildete Detektorflächen umfasst und jede Detektorfläche durch zumindest eine der Teilflächen (52) beschrieben wird.

7. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei innerhalb eines zumindest einen Teil der Strahlungssensoren (18) umfassenden Detektors dessen geschlossene Detektorfläche in mehrere Teilflächen (52) aufgeteilt wird.

8. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei zusätzlich für zumindest einen Projektionswinkel (a) zumindest ein weiterer Korrekturvektor für eine Quellenposition (S) einer Strahlungsquelle (26) der Strahlen und/oder für eine Objektposition (O) des Körpervolumens (30) ermittelt und damit das Volumenmodell (40) erzeugt wird.

9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei für zumindest einen der Projektionswinkel (a) zur Initialisierung die Korrekturvektoren ($u_1, v_1; u_2, v_2; u_n, v_n$) eingestellt werden, wie sie sich durch strukturell fest verbundene Teilflächen (22') ergeben würden.

10. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei für zumindest einen der Projektionswinkel (a) zur Initialisierung (54) die Korrekturvektoren auf der Grundlage von A-priori-Wissen über eine Form und/oder eine Zusammensetzung

des Körpervolumens (30) und/oder die Sensorpositionen innerhalb der Projektionsfläche (22) eingestellt werden.

11. Tomographieanlage (10) mit:

- 5 - einer Sensoreinrichtung (12) mit mehreren, zusammen eine Projektionsfläche (22) bildenden Strahlungssensoren (18),
- einer Projektionseinrichtung (14), die dazu ausgelegt ist, die Sensoreinrichtung (12) entlang einer geplanten Bewegungstrajektorie (32) um ein Körpervolumen (30) zu bewegen und für
- 10 mehrere Projektionen aus jeweils einem anderen Projektionswinkel (a) jeweils mittels einer Strahlungsquelle (26) Strahlen (34) durch das Körpervolumen (30) hindurch auf die Projektionsfläche (22) zu projizieren,
- eine Bilderzeugungseinrichtung (16), welche dazu ausgelegt
- 15 ist, bei jeder Projektion von jedem Strahlungssensor (18) einen Pixelwert zu empfangen und aus allen Projektionen ein Volumenmodell (40) des Körpervolumens (30) zu erzeugen, dadurch gekennzeichnet, dass
- Bilderzeugungseinrichtung (16) dazu eingerichtet ist, ein
- 20 Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche durchzuführen.

12. Tomographieanlage (10) nach Anspruch 11, wobei die Projektionseinrichtung (14) zum Erzeugen der Strahlen (34) eine

25 Röntgenstrahlenquelle aufweist und die Tomographieanlage (10) als röntgenbasierter Computertomograph ausgestaltet ist.

13. Computerprogrammprodukt mit einem auf zumindest einem Speichermedium gespeicherten Programmcode, welcher dazu ausgelegt ist, bei Ausführen durch eine Proessoreinrichtung einer Tomographieanlage ein Verfahren nach einem der Ansprüche

30 1 bis 9 durchzuführen.

FIG 1

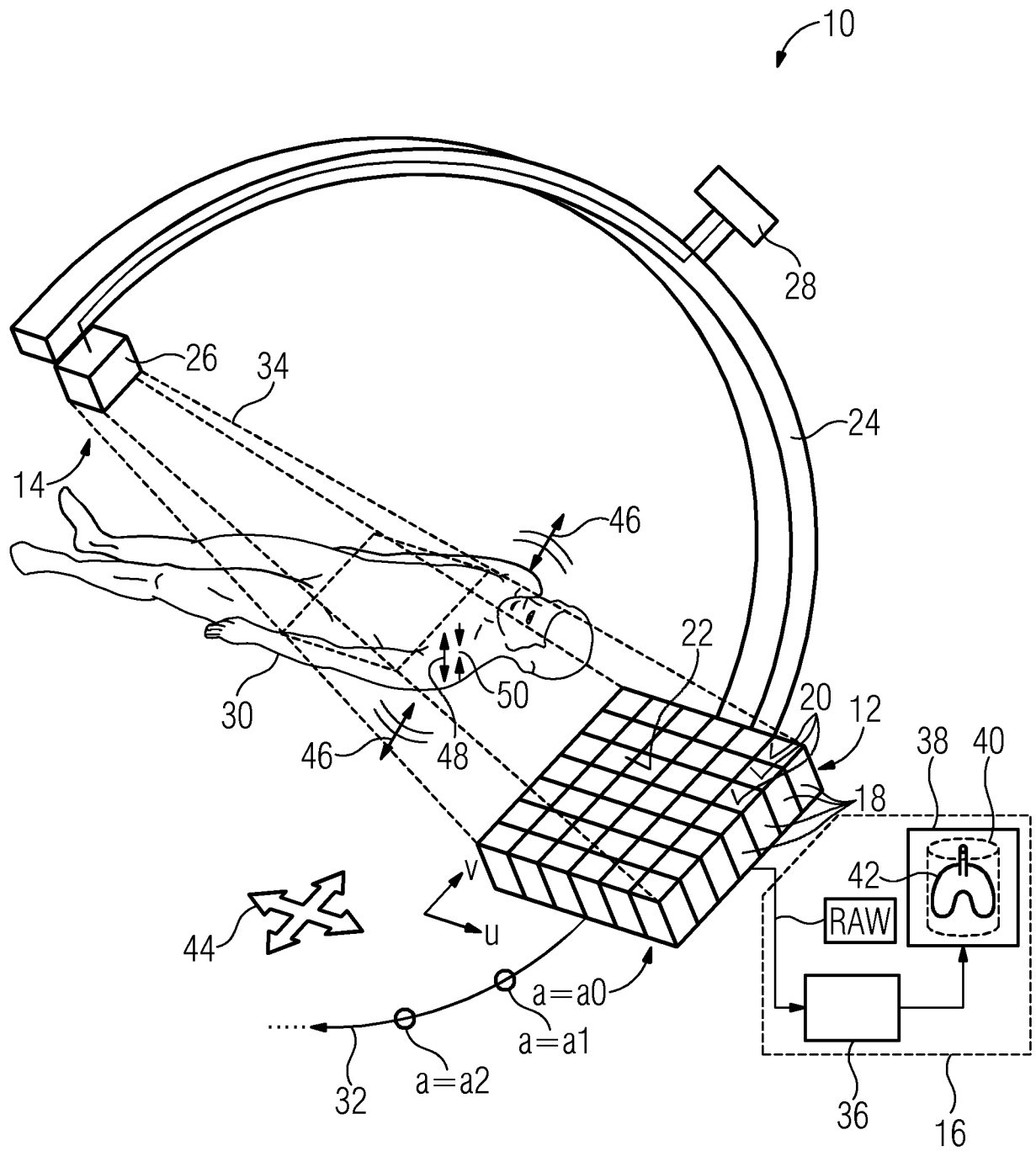


FIG 2

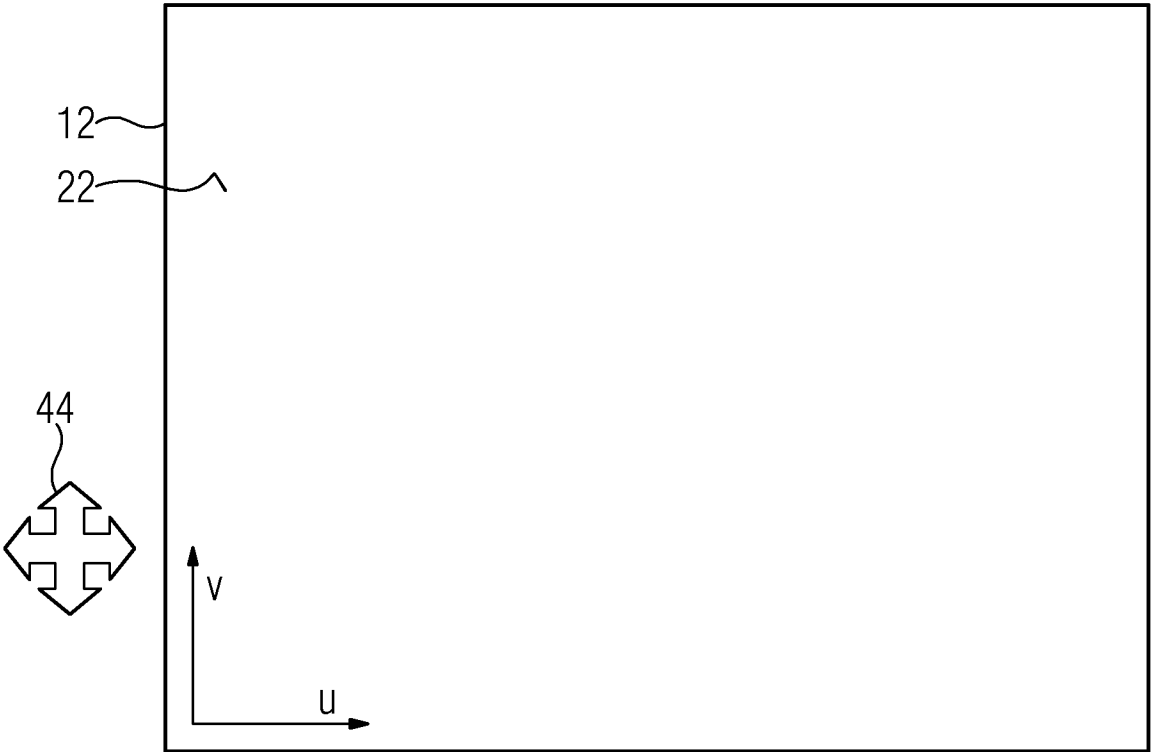


FIG 3

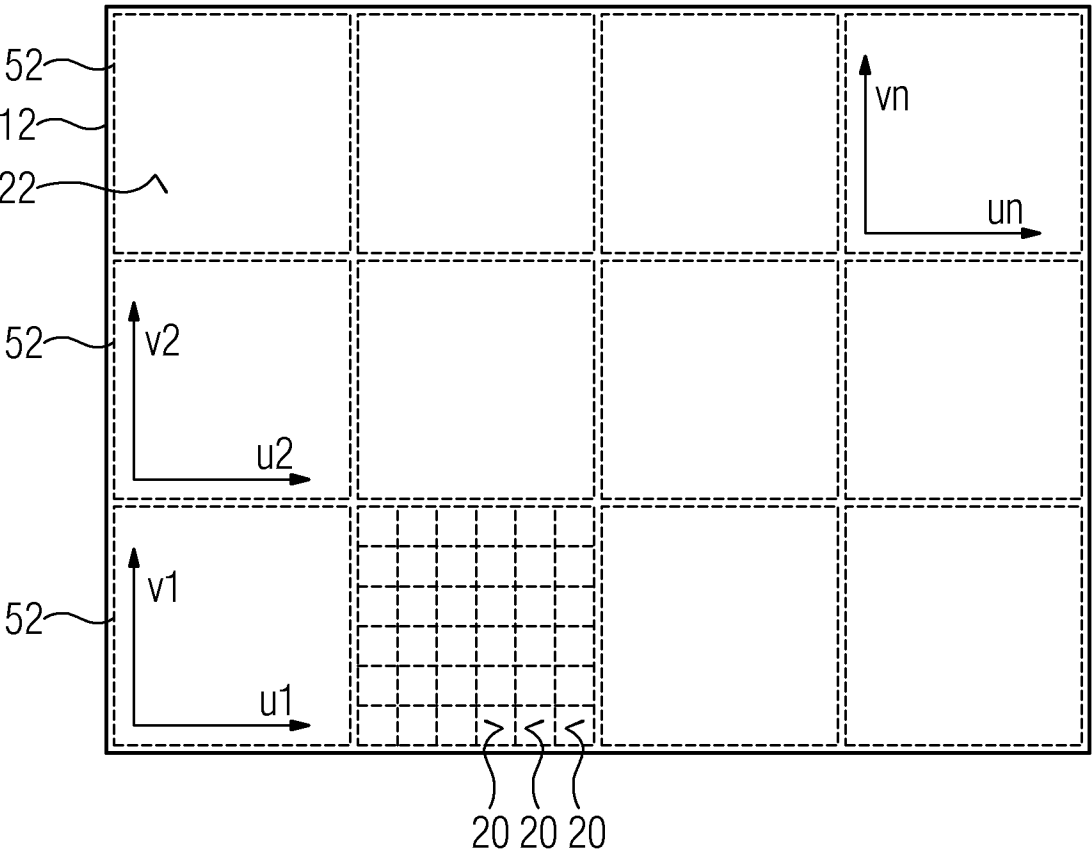


FIG 4

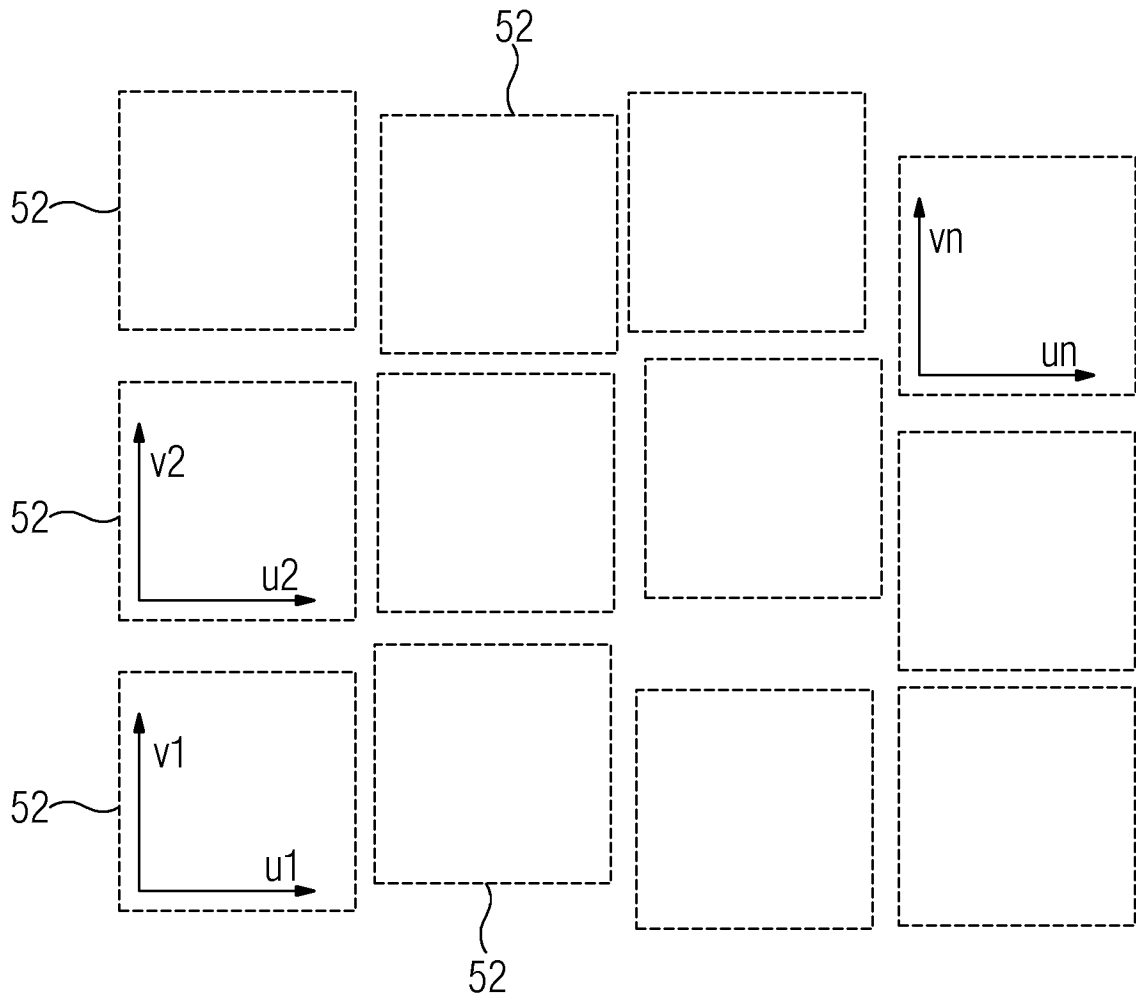


FIG 5

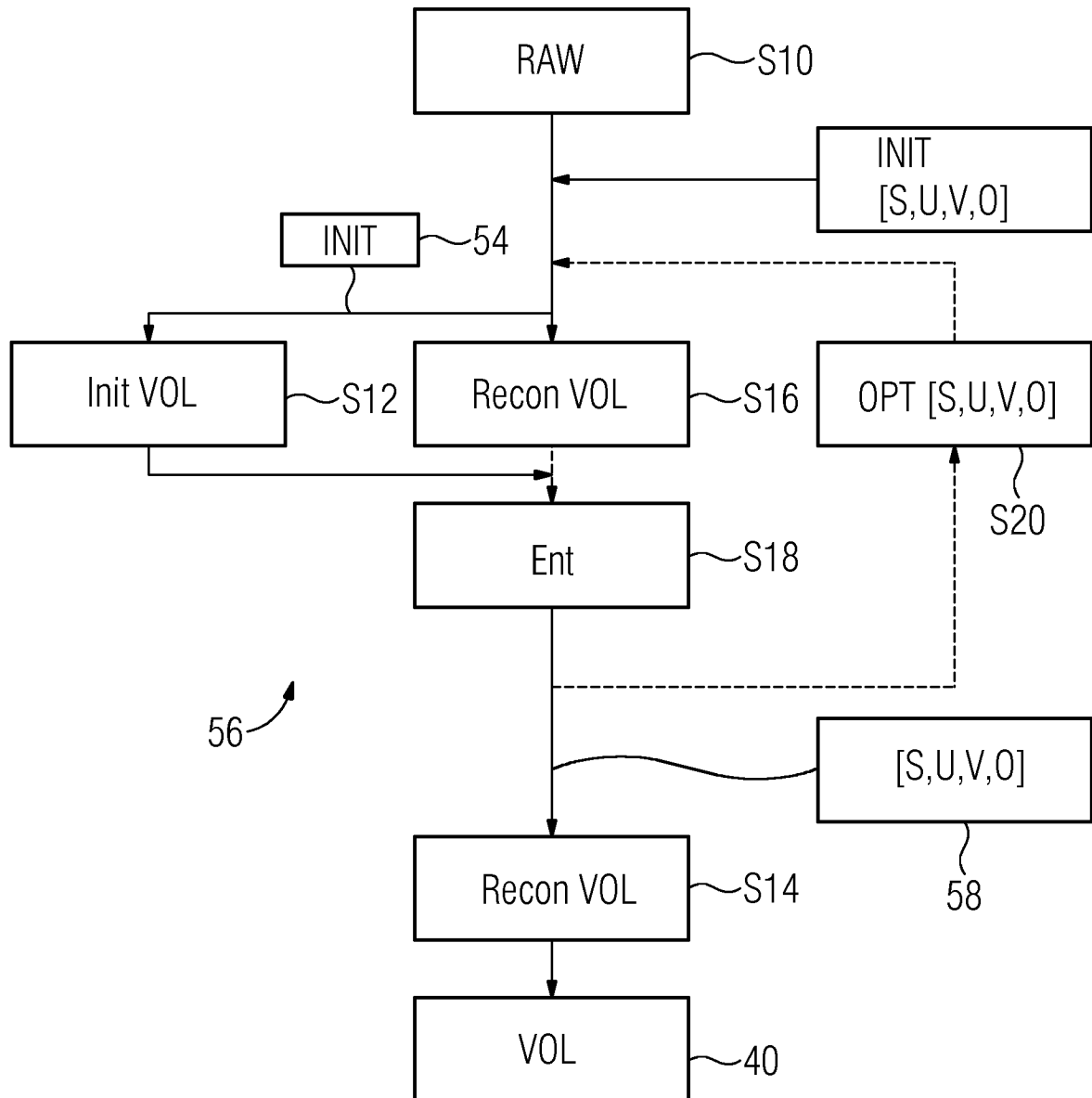
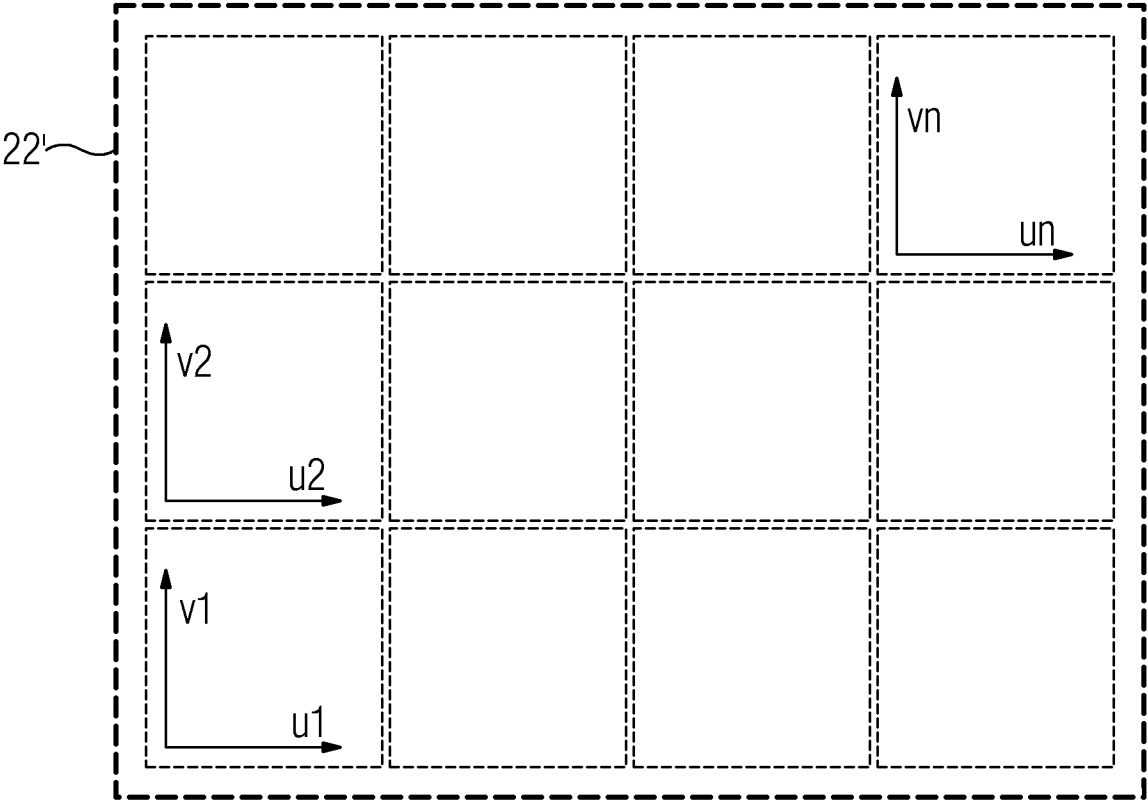


FIG 6



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2013/067911

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B6/03 A61B6/00
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)
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.
Y	EP 1 346 689 A2 (GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC [US]) 24 September 2003 (2003-09-24) abstract; figures 1, 3 paragraph [0013] - paragraph [0014] paragraph [0016] paragraph [0020] paragraph [0042] - paragraph [0044] -----	1-13
Y	US 5 579 359 A (TOTH THOMAS L [US]) 26 November 1996 (1996-11-26) abstract; figures 1, 2, 4, 7, 8 column 1, line 44 - column 3, line 10 column 4, line 34 - column 5, line 13 ----- -/--	1-13



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

8 November 2013

Date of mailing of the international search report

18/11/2013

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

Kocian, Anne

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2013/067911

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2003/142787 A1 (JABRI KADRI N [US] ET AL) 31 July 2003 (2003-07-31) abstract; figures 2,8 paragraph [0031] paragraph [0035] paragraph [0040] - paragraph [0042] paragraph [0046] - paragraph [0047] -----	1-13
A	US 2004/260170 A1 (WOOD CHRIS H [US] ET AL) 23 December 2004 (2004-12-23) abstract; figures 6,7,8 paragraph [0003] paragraph [0008] - paragraph [0009] paragraph [0042] - paragraph [0047] -----	1-13
A	US 2011/158488 A1 (COHEN AMIT [IL] ET AL) 30 June 2011 (2011-06-30) abstract; figures 2, 3 paragraph [0020] paragraph [0035] - paragraph [0044] paragraph [0032] - paragraph [0034] -----	1-13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2013/067911

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)		Publication date
EP 1346689	A2	24-09-2003	CN	1443512 A		24-09-2003
			CN	1444182 A		24-09-2003
			EP	1346688 A2		24-09-2003
			EP	1346689 A2		24-09-2003
			JP	2003265458 A		24-09-2003
			JP	2003305035 A		28-10-2003

US 5579359	A	26-11-1996	DE	19650527 A1		26-06-1997
			IL	119775 A		22-09-1999
			JP	3914601 B2		16-05-2007
			JP	H09285462 A		04-11-1997
			US	5579359 A		26-11-1996

US 2003142787	A1	31-07-2003	DE	10303086 A1		31-07-2003
			FR	2836577 A1		29-08-2003
			JP	4286012 B2		24-06-2009
			JP	2003244542 A		29-08-2003
			US	2003142787 A1		31-07-2003

US 2004260170	A1	23-12-2004	CA	2530203 A1		29-12-2004
			EP	1636756 A2		22-03-2006
			US	2004260170 A1		23-12-2004
			WO	2004114218 A2		29-12-2004

US 2011158488	A1	30-06-2011	EP	2470072 A1		04-07-2012
			JP	2013516219 A		13-05-2013
			US	2011158488 A1		30-06-2011
			US	2012027105 A1		02-02-2012
			US	2013170571 A1		04-07-2013
			WO	2011081688 A1		07-07-2011

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
 INV. A61B6/03 A61B6/00
 ADD.

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

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
 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.
Y	EP 1 346 689 A2 (GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC [US]) 24. September 2003 (2003-09-24) Zusammenfassung; Abbildungen 1, 3 Absatz [0013] - Absatz [0014] Absatz [0016] Absatz [0020] Absatz [0042] - Absatz [0044] -----	1-13
Y	US 5 579 359 A (TOTH THOMAS L [US]) 26. November 1996 (1996-11-26) Zusammenfassung; Abbildungen 1, 2, 4, 7, 8 Spalte 1, Zeile 44 - Spalte 3, Zeile 10 Spalte 4, Zeile 34 - Spalte 5, Zeile 13 ----- -/-	1-13



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

8. November 2013

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

18/11/2013

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

Kocian, Anne

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	US 2003/142787 A1 (JABRI KADRI N [US] ET AL) 31. Juli 2003 (2003-07-31) Zusammenfassung; Abbildungen 2,8 Absatz [0031] Absatz [0035] Absatz [0040] - Absatz [0042] Absatz [0046] - Absatz [0047] -----	1-13
A	US 2004/260170 A1 (WOOD CHRIS H [US] ET AL) 23. Dezember 2004 (2004-12-23) Zusammenfassung; Abbildungen 6,7,8 Absatz [0003] Absatz [0008] - Absatz [0009] Absatz [0042] - Absatz [0047] -----	1-13
A	US 2011/158488 A1 (COHEN AMIT [IL] ET AL) 30. Juni 2011 (2011-06-30) Zusammenfassung; Abbildungen 2, 3 Absatz [0020] Absatz [0035] - Absatz [0044] Absatz [0032] - Absatz [0034] -----	1-13

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2013/067911

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 1346689	A2	24-09-2003	CN 1443512 A 24-09-2003
			CN 1444182 A 24-09-2003
			EP 1346688 A2 24-09-2003
			EP 1346689 A2 24-09-2003
			JP 2003265458 A 24-09-2003
			JP 2003305035 A 28-10-2003
US 5579359	A	26-11-1996	DE 19650527 A1 26-06-1997
			IL 119775 A 22-09-1999
			JP 3914601 B2 16-05-2007
			JP H09285462 A 04-11-1997
			US 5579359 A 26-11-1996
US 2003142787	A1	31-07-2003	DE 10303086 A1 31-07-2003
			FR 2836577 A1 29-08-2003
			JP 4286012 B2 24-06-2009
			JP 2003244542 A 29-08-2003
			US 2003142787 A1 31-07-2003
US 2004260170	A1	23-12-2004	CA 2530203 A1 29-12-2004
			EP 1636756 A2 22-03-2006
			US 2004260170 A1 23-12-2004
			WO 2004114218 A2 29-12-2004
US 2011158488	A1	30-06-2011	EP 2470072 A1 04-07-2012
			JP 2013516219 A 13-05-2013
			US 2011158488 A1 30-06-2011
			US 2012027105 A1 02-02-2012
			US 2013170571 A1 04-07-2013
			WO 2011081688 A1 07-07-2011