

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

(19) Weltorganisation für geistiges
Eigentum

Internationales Büro

(43) Internationales
Veröffentlichungsdatum
10. August 2017 (10.08.2017)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2017/133876 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61B 6/03 (2006.01) H01J 35/14 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01) H01J 35/30 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2017/050629

(22) Internationales Anmeldedatum:
13. Januar 2017 (13.01.2017)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2016 101 787.6
2. Februar 2016 (02.02.2016) DE

(71) Anmelder: HELMHOLTZ-ZENTRUM DRESDEN -
ROSSENDORF E. V. [DE/DE]; Bautzner Landstraße
400, 01328 Dresden (DE).

(72) Erfinder: BARTHEL, Frank; Talstraße 18, 01328
Dresden (DE). HAMPEL, Uwe; Zur Sternwarte 32, 01454
Radeberg (DE). BIEBERLE, André; Winterbergstraße
14c, 01277 Dresden (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,

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

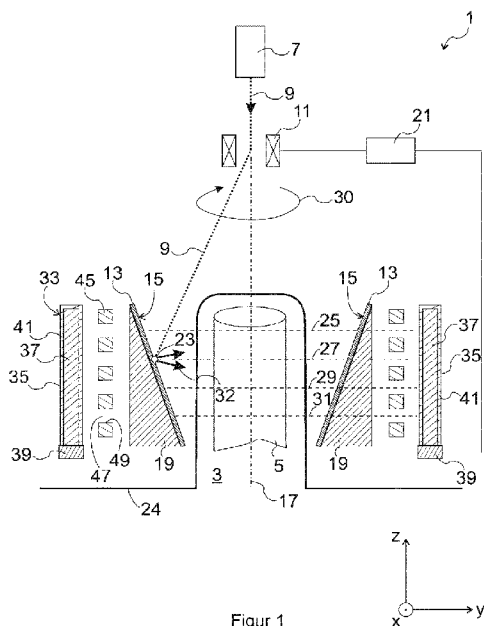
(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW,
GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST,
SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG,
KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH,
CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR,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

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz
3)

(54) Title: TOMOGRAPHY DEVICE

(54) Bezeichnung : TOMOGRAPHIEVORRICHTUNG



Figur 1

(57) Abstract: The invention relates to a tomography device with means for generating an electron beam; a deflecting device for deflecting the electron beam; a target; a controller for controlling the deflecting device using control data such that the electron beam encounters the target at a point of incidence and the point of incidence is guided along multiple paths which run on different planes, wherein x-ray radiation is produced at the point of incidence; and multiple x-ray detectors for detecting the x-ray radiation. Each x-ray detector has a detector element, which extends over all of the planes and which comprises a scintillator material, and a light detector for detecting scintillation light and generating a detector signal, and on the basis of the control data, each detector signal is assigned to the plane on which the point of incidence of the electron beam on the target is located when the detector signal is generated.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft eine Tomographievorrichtung mit Mitteln zum Erzeugen eines Elektronenstrahls; einer Ablenkvorrichtung zum Ablenken des Elektronenstrahls; einem Target; einer Steuervorrichtung zur Steuerung der Ablenkvorrichtung mittels Steuerungsdaten derart, dass der Elektronenstrahl an einem Auftreffpunkt auf das Target auftrifft und der Auftreffpunkt entlang mehrerer, in unterschiedlichen Ebenen verlaufender Bahnen geführt wird, wobei an dem Auftreffpunkt Röntgenstrahlung entsteht; und mehreren Röntgendetektoren zum Erfassen der Röntgenstrahlung, wobei jeder der Röntgendetektoren ein sich über alle Ebenen hinweg erstreckendes Detektorelement mit Szintillatormaterial und einen Lichtdetektor zum Erfassen von Szintillationslicht und Erzeugen eines Detektorsignals aufweist; wobei jedes der Detektorsignale basierend

auf den Steuerungsdaten derjenigen Ebene zugeordnet wird, in der sich der Auftreffpunkt des Elektronenstrahls auf dem Target während der Erzeugung des Detektorsignals befindet.

Tomographievorrichtung

Die Erfindung betrifft eine Tomographievorrichtung zur Elektronenstrahl-
Röntgencomputertomographie, mittels derer eine dreidimensionale Abbildung der
5 inneren Struktur eines Untersuchungsobjekts ermöglicht ist.

Bei der Elektronenstrahl-Röntgencomputertomographie wird ein in einer
Vakuumkammer geführter Elektronenstrahl mittels eines elektromagnetischen
Ablenksystems über ein Target geführt. Das Target kann z.B. ein ringförmiges oder
10 ringabschnittsförmiges Metalltarget sein. An der Auftreffposition des
Elektronenstrahls auf dem Target entsteht Röntgenstrahlung, sodass mittels des im
Wesentlichen trägheitslosen Elektronenstrahls ein schnell beweglicher
Röntgenbrennfleck erzeugt werden kann. Mit der Röntgenstrahlung kann ein
Untersuchungsobjekt, z.B. ein Patient, durchleuchtet werden. Die durch das
15 Untersuchungsobjekt hindurchtretende und von diesem geschwächte
Röntgenstrahlung wird mittels eines Röntgendetektors erfasst, z.B. mittels eines mit
leichtem axialen Versatz zum Target angeordneten kreis- oder teilkreisförmigen
Röntgendetektors. Es werden Strahlschwächungsprofile bei Durchstrahlung des
Untersuchungsobjekts aus unterschiedlichen Richtungen erstellt und aus den
20 Messdaten durch Anwendung tomographischer Bildrekonstruktionsverfahren die
Dichteverteilung in der durchstrahlten Schnittebene berechnet. Die Elektronenstrahl-
Röntgencomputertomographie wird z.B. in der medizinischen Diagnostik eingesetzt,
insbesondere zur Bildgebung des schlagenden Herzens.

25 In der Prozesstomographie kann das Prinzip der Elektronenstrahltomographie z.B.
genutzt werden, um Schnittbildfolgen von Strömungsvorgängen mit hoher zeitlicher
und räumlicher Auflösung zu erzeugen. Dies ist für Strömungen möglich, die
Fluidbestandteile mit unterschiedlichen Strahlungsschwächungswerten enthalten,
das heißt Fluidbestandteile mit unterschiedlicher mittlerer Dichte oder mittlerer
30 Kernladungszahl. Die dreidimensionale Verteilung des
Röntgenschwächungskoeffizienten der strömenden Fluide wird dabei aus einem Satz
von zweidimensionalen Schnittbildern rekonstruiert, indem in der durch die
Elektronenstrahl-Umlaufbahn vorgegebenen Scanebene nacheinander mehrere

Schnittbilder aufgenommen werden und aus deren Zeitverlauf die dreidimensionale Strömungsstruktur rekonstruiert wird. Da hierbei die an sich dreidimensionale Strömungsstruktur jedoch lediglich aus einer Schnittbildfolge von zweidimensionalen, nacheinander in ein und derselben Scanebene aufgenommenen Schnittbildern
5 rekonstruiert wird, ist der Informationsgewinn eingeschränkt. Das tatsächliche dreidimensionale Aussehen der Strömungsstruktur kann nicht direkt erfasst werden, und die rekonstruierte dreidimensionale Strömungsstruktur kann von der tatsächlichen dreidimensionalen Strömungsstruktur abweichen.

10 Die DE 103 56 601 A1, die DE 10 2008 005 718 A1 und die DE 10 2009 002 114 B4 beschreiben Anordnungen zur Elektronenstrahltomographie, mittels derer dreidimensionale Abbildungen der inneren Struktur von Untersuchungsobjekten ermöglicht sind. Diese Anordnungen erfordern mehrere Röntgendetektorbögen, die entlang einer Axialrichtung zueinander versetzt angeordnet sind, wobei jeder der
15 Röntgendetektorbögen aus mehreren Einzeldetektoren besteht, sodass diese Anordnungen mit einem komplexen Aufbau einhergehen. Die DE 103 56 601 A1 beschreibt zudem eine Anordnung zur dreidimensionalen Röntgentomographie mit einem Einebenen-Lineardetektor, wobei mittels eines gestuften Targets Brennfleckbahnen in mehreren z-Ebenen erzeugt werden und die Röntgenstrahlung
20 mittels des an einer vorgegebenen z-Position angeordneten Einebenen-Lineardetektors erfasst wird, sodass die resultierenden Durchstrahlebenen nicht parallel zueinander sind.

Herkömmliche Elektronenstrahl-Röntgencomputertomographen sind somit nur
25 eingeschränkt zum dreidimensionalen Abbilden der inneren Struktur von Untersuchungsobjekten, insbesondere von zeitlich veränderlichen Untersuchungsobjekten, geeignet und/oder erfordern dazu einen komplizierten Aufbau.

30 Durch die Erfindung wird ein unkompliziert aufgebauter Elektronenstrahl-Röntgencomputertomograph bereitgestellt, mittels dessen auf einfache Art und Weise ein dreidimensionales Abbilden der inneren Struktur eines Untersuchungsobjektes ermöglicht ist.

Gemäß der Erfindung wird eine Tomographievorrichtung zur Elektronenstrahl-Röntgentomographie bereitgestellt, mittels derer eine dreidimensionale Abbildung der inneren Struktur eines Untersuchungsobjekts ermöglicht ist. Die Tomographievorrichtung kann eine Aufnahme (auch als Aufnahmeraum bezeichnet) zum Aufnehmen eines Untersuchungsobjekts darin aufweisen, das abzubildende Untersuchungsobjekt wird demgemäß in der Aufnahme positioniert.

Die Tomographievorrichtung weist Mittel zum Erzeugen eines Elektronenstrahls auf (auch als Elektronenstrahlerzeuger bezeichnet), z.B. eine Elektronenkanone. Die Tomographievorrichtung weist zudem eine Ablenkvorrichtung zum Ablenken und geführten Bewegen des Elektronenstrahls auf. Die Ablenkvorrichtung ist zum Ablenken und Positionieren des Elektronenstrahls mittels elektrischer und/oder magnetischer Felder ausgebildet. Die Ablenkvorrichtung kann somit eine elektronenoptische Ablenkvorrichtung sein, die zum Positionieren des Elektronenstrahls mittels elektromagnetischer Felder ausgebildet ist.

Die Tomographievorrichtung weist ein Target zum Abbremsen des Elektronenstrahls unter Erzeugung von Röntgenstrahlung auf. Das Target (Ziel bzw. Zielmaterial) ist ein Material, das zum Auftreffen des Elektronenstrahls darauf vorgesehen ist, wobei die Elektronen des Elektronenstrahls unter Erzeugung von Röntgenstrahlung abgebremst werden. Der Elektronenstrahl wird mittels der Ablenkvorrichtung zu vorgegebenen Positionen auf dem Target gelenkt. Im Auftreffpunkt des Elektronenstrahls auf dem Target entsteht Röntgenstrahlung, die zum Durchstrahlen des Untersuchungsobjekts verwendet wird. Das Target kann z.B. aus einem Metall bestehen oder eine röntgenerzeugungsaktive Schicht aus einem Metall aufweisen, wobei das Metall z.B. Wolfram sein kann.

Die Tomographievorrichtung weist zudem eine Steuervorrichtung zur Steuerung (d.h. zum Ansteuern) der Ablenkvorrichtung auf. Die Steuervorrichtung ist zur Steuerung der Ablenkvorrichtung mittels Steuerungsdaten ausgebildet. Die Steuerungsdaten definieren den zeitlichen Verlauf der Ablenkung des Elektronenstrahls durch die Ablenkvorrichtung, sodass durch die Steuerungsdaten die mittels der Ablenkvorrichtung hervorgerufene Bewegungsführung des Elektronenstrahls definiert

ist. Die Steuerungsdaten definieren somit auch den zeitlichen Verlauf der Auftreffposition des Elektronenstrahls auf dem Target. Die Steuervorrichtung ist zum Ansteuern der Ablenkvorrichtung basierend auf den Steuerungsdaten derart ausgebildet, dass der Elektronenstrahl (insbesondere der Elektronenstrahl-
5 Auftreffpunkt) den mittels der Steuerungsdaten vorgegebenen Bewegungsablauf vollführt. Die Steuerung der Ablenkvorrichtung gemäß den Steuerungsdaten kann z.B. erfolgen, indem von der Steuervorrichtung dementsprechende Steuerungssignale an die Ablenkvorrichtung übermittelt werden. Zum Übermitteln der
10 Steuerungssignale kann die Steuervorrichtung durch eine Datenverbindung mit der Ablenkvorrichtung verbunden sein.

Die Steuervorrichtung ist (mittels entsprechender Steuerungsdaten) zur Steuerung der Ablenkvorrichtung derart ausgebildet, dass der Elektronenstrahl von der Steuervorrichtung mittels der Ablenkvorrichtung auf vorgegebene Positionen auf dem
15 Target gelenkt werden kann, sodass der Elektronenstrahl an einer vorgegebenen Auftreffposition bzw. einem vorgegebenen Auftreffpunkt auf dem Target auftrifft. An dem Auftreffpunkt des Elektronenstrahls auf dem Target entsteht Röntgenstrahlung, die zum Durchstrahlen des Untersuchungsobjekts verwendet wird. Die Auftreffposition des Elektronenstrahls auf dem Target wird auch als Elektronenstrahl-
20 Auftreffpunkt, Elektronenstrahl-Auftreffposition, Röntgenbrennfleck oder kurz Brennfleck bezeichnet.

Die Steuervorrichtung ist (mittels entsprechender Steuerungsdaten) zur Steuerung der Ablenkvorrichtung derart eingerichtet, dass der Elektronenstrahl derart über das
25 Target geführt wird, dass der Elektronenstrahl-Auftreffpunkt nacheinander mehrere Bahnen auf dem Target beschreibt bzw. durchläuft. Die von dem Elektronenstrahl-Auftreffpunkt auf dem Target beschriebenen Bahnen werden auch als Brennfleckbahnen bezeichnet. Die Steuervorrichtung ist zur Steuerung der Ablenkvorrichtung derart ausgebildet, dass jede der Brennfleckbahnen in einer
30 anderen Ebene verläuft; diese Ebenen werden auch als Bahnebenen oder Strahlbahnebenen bezeichnet, wobei alle diese Bahnebenen parallel zueinander sind.

Somit ist die Steuervorrichtung zur Steuerung der Ablenkvorrichtung mittels Steuerungsdaten derart ausgebildet, dass der Elektronenstrahl von der Steuervorrichtung mittels der Ablenkvorrichtung derart führbar ist (und beim Betreiben der Tomographievorrichtung derart geführt wird), dass der

5 Elektronenstrahl-Auftreffpunkt nacheinander entlang mehrerer, in unterschiedlichen Bahnebenen verlaufender Brennfleckbahnen über das Target wandert, wobei alle diese Bahnebenen parallel zueinander sind und somit eine gemeinsame Normalenrichtung aufweisen (auch als Bahnebenen-Normalenrichtung bezeichnet). Die Bahnebenen-Normalenrichtung bezeichnet die Richtung des Normalenvektors

10 der Bahnebenen. An dem Elektronenstrahl-Auftreffpunkt entsteht Röntgenstrahlung, die zur Untersuchung des Untersuchungsobjektes verwendet wird. Der Elektronenstrahl-Auftreffpunkt wird somit entlang mehrerer Brennfleckbahnen geführt (z.B. entlang von mindestens zwei Brennfleckbahnen oder z.B. entlang von mindestens drei Brennfleckbahnen, z.B. entlang von zwei, drei oder vier

15 Brennfleckbahnen), wobei jede dieser Brennfleckbahnen in einer anderen Bahnebene verläuft.

Die Tomographievorrichtung weist zudem eine Detektorvorrichtung mit mehreren Detektoren zum Erfassen der Röntgenstrahlung auf. Die Detektoren werden auch als

20 Röntgendetektoren oder Einzeldetektoren bezeichnet, d.h. vorliegend wird mit dem Begriff Röntgendetektor ein Einzeldetektor zum Erfassen von Röntgenstrahlung bezeichnet. Ein solcher Detektor bzw. Röntgendetektor wird daher auch als Röntgeneinzeldetektor bezeichnet.

25 Jeder der Röntgendetektoren bzw. Einzeldetektoren weist ein Detektorelement auf, das sich entlang der Bahnebenen-Normalenrichtung über alle Bahnebenen hinweg erstreckt und ein Szintillatormaterial aufweist, von dem bei darauf auftreffender Röntgenstrahlung mittels Szintillation Szintillationslicht erzeugt wird. Das Szintillatormaterial ist ein Material, das bei Auftreffen der Röntgenstrahlung darauf

30 Licht abgibt, insbesondere durch Szintillation erzeugtes Licht. Das durch Szintillation erzeugte Licht wird auch als Szintillationslicht bezeichnet. Das Szintillationslicht ist elektromagnetische Strahlung mit einer anderen Wellenlänge als die Röntgenstrahlung. Das Szintillationslicht kann z.B. im sichtbaren Spektralbereich

liegen, aber z.B. auch im ultravioletten oder infraroten Spektralbereich. Die Detektorelemente dienen zum Umwandeln der Röntgenstrahlung in Szintillationslicht und werden daher auch als Konversionselemente bezeichnet.

- 5 Jeder der Röntgendetektoren weist einen Lichtdetektor (auch als Lichtwandler bezeichnet) auf, der zum Erfassen des Szintillationslichts und Erzeugen eines Detektorsignals basierend auf dem erfassten Szintillationslicht ausgebildet ist. Das von dem Lichtdetektor eines Röntgendetektors erzeugte Detektorsignal bildet zugleich das Detektorsignal des Röntgendetektors und wird daher auch als
- 10 Röntgendetektor-Signal bezeichnet.

- Somit weist jeder der Röntgendetektoren einen Lichtdetektor auf, der derart angeordnet und ausgebildet ist, dass von ihm das von dem Konversionselement des Röntgendetektors erzeugte Szintillationslicht erfassbar ist. Ein derartiger
- 15 Lichtdetektor kann z.B. als Photodetektor ausgebildet sein, der Lichtdetektor kann z.B. eine Photodiode, ein Photomultiplier, ein Phototransistor oder Photowiderstand sein. Der Lichtdetektor ist derart ausgebildet, dass von ihm darauf auftreffendes Szintillationslicht in ein als Detektorsignal des Röntgendetektors fungierendes (z.B. elektrisches) Signal umgewandelt wird, mittels dessen das Szintillationslicht (z.B. die
- 20 Intensität des Szintillationslichts) erfassbar ist, und wird auch als Szintillationslicht-Detektor bezeichnet.

- Jeder der Röntgendetektoren weist somit ein Konversionselement und einen Szintillationslicht-Detektor auf, wobei das Konversionselement zum Umwandeln von
- 25 darauf auftreffender Röntgenstrahlung in Szintillationslicht ausgebildet ist, und wobei der Szintillationslicht-Detektor zum Erfassen des Szintillationslichts und Erzeugen eines Detektorsignals basierend auf dem erfassten Szintillationslicht ausgebildet ist. Insbesondere kann vorgesehen sein, dass jeder der Röntgendetektoren ein einziges Konversionselement und einen einzigen Szintillationslicht-Detektor aufweist.

30

Beim Betreiben der Tomographievorrichtung wird der Elektronenstrahl-Auftreffpunkt gemäß den Steuerungsdaten nacheinander entlang der unterschiedlichen Brennfleckbahnen geführt, wobei jede der Brennfleckbahnen in einer anderen

Bahnebene liegt, sodass die Röntgenstrahlung nacheinander in den unterschiedlichen Bahnebenen emittiert wird.

Die Menge der Bahnebenen weist zwei äußere Bahnebenen auf, nämlich die
5 Bahnebene mit der kleinsten Koordinate bezüglich der Bahnebenen-
Normalenrichtung und die Bahnebene mit der größten Koordinate bezüglich der
Bahnebenen-Normalenrichtung, diese beiden äußeren Bahnebenen werden auch als
Randebenen bezeichnet. Das Konversionselement jedes der Röntgendetektoren
erstreckt sich über alle Bahnebenen hinweg, d.h. jedes Konversionselement ist
10 derart dimensioniert und angeordnet, dass seine Ausdehnung entlang der
Bahnebenen-Normalenrichtung mindestens so groß ist wie der Abstand zwischen
den beiden äußeren Bahnebenen entlang der Bahnebenen-Normalenrichtung, und
dass es sich entlang der Bahnebenen-Normalenrichtung mindestens von der ersten
Randebene bis zu der zweiten Randebene erstreckt.

15 Das Konversionselement jedes Röntgendetektors bzw. Einzeldetektors erstreckt sich
also entlang der gemeinsamen Bahnebenen-Normalenrichtung eines Satzes
mehrerer zueinander paralleler Bahnebenen über alle diese Bahnebenen hinweg,
d.h. erstreckt sich mindestens von der Bahnebene mit der kleinsten Koordinate
20 bezüglich der Bahnebenen-Normalenrichtung bis zu der Bahnebene mit der größten
Koordinate bezüglich der Bahnebenen-Normalenrichtung. Somit schneidet jede der
parallelen Bahnebenen in der Verlängerung das Konversionselement. Mit anderen
Worten ausgedrückt, ist das szintillationsaktive Detektorelement bzw.
Konversionselement jedes Einzeldetektors derart dimensioniert und angeordnet,
25 dass es von jeder Bahnebene des Satzes paralleler Bahnebenen geschnitten wird,
wobei jede der Bahnebenen durch eine der Brennfleckbahnen verläuft.

Das Konversionselement jedes der Röntgendetektoren erstreckt sich über alle
Bahnebenen hinweg, sodass mittels jedes Konversionselements Röntgenstrahlung in
30 jeder der Bahnebenen erfassbar und mittels des zugehörigen Szintillationslicht-
Detektors in ein Detektorsignal umwandelbar ist. Somit kann mittels jedes der
Röntgendetektoren Röntgenstrahlung in jeder der Bahnebenen erfasst werden.

Die Tomographievorrichtung ist derart ausgebildet, dass von ihr jedes der Detektorsignale der Röntgendetektoren basierend auf den Steuerungsdaten, mittels derer die Steuerung der Ablenkvorrichtung durch die Steuervorrichtung erfolgt, einer der Bahnebenen zugeordnet wird, wobei die Detektorsignale jeweils derjenigen
5 Ebene zugeordnet werden, der die signalverursachende Röntgenstrahlung entstammt.

Die Tomographievorrichtung ist somit derart ausgebildet, dass von ihr die Zuordnung der Detektorsignale der Röntgendetektoren zu den einzelnen Bahnebenen über die
10 Auswertung der mittels der Steuervorrichtung anhand der Steuerungsdaten realisierten Ablenksteuerung erfolgt. Dadurch können die mittels eines Konversionselements generierten Detektorsignale, die immer mittels ein und desselben Szintillationslicht-Detektors erfasst werden, eindeutig der Ebene zugeordnet werden, in der die sie verursachende Röntgenstrahlung entstanden ist.

15 Jedes Detektorsignal wird durch Röntgenstrahlung in derjenigen Ebene verursacht, in der sich der Röntgenbrennfleck zur Zeit der Erzeugung des Detektorsignals befindet. Die Konversionselemente erstrecken sich über alle Ebenen hinweg, sodass die Röntgendetektoren unabhängig davon, in welcher Ebene sich der Brennfleck gerade befindet, ein Detektorsignal generieren. Daher können die Detektorsignale
20 allein anhand des signalerzeugenden Röntgendetektors zunächst nicht eindeutig einer der Ebenen zugeordnet werden.

Die Steuerungsdaten definieren die Bewegung des Elektronenstrahls und den
25 zeitlichen Verlauf der Auftreffposition des Elektronenstrahls auf dem Target, sodass anhand der Steuerungsdaten für jedes Detektorsignal die zum Zeitpunkt der Erfassung des Detektorsignals vorliegende Elektronenstrahl-Auftreffposition ermittelbar ist. Somit kann anhand der Steuerungsdaten jedem Detektorsignal die zum Zeitpunkt der Signalerfassung vorliegende Elektronenstrahl-Auftreffposition (und
30 somit auch die Bahnebene, in der sich diese Elektronenstrahl-Auftreffposition befindet) zugeordnet werden.

Die Tomographievorrichtung ist demgemäß derart ausgebildet, dass von ihr jedes

Detektorsignal der Röntgendetektoren basierend auf den Steuerungsdaten derjenigen Bahnebene zugeordnet wird, in der sich der Elektronenstrahl-Auftreffpunkt gemäß den Steuerungsdaten während der Erfassung des Detektorsignals (d.h. zur Zeit der Erzeugung des Detektorsignals durch den jeweiligen Röntgendetektor) befindet. Die Tomographievorrichtung ist also derart ausgebildet, dass von ihr jedes Detektorsignal basierend auf den Steuerungsdaten der während der Erzeugung des Detektorsignals von dem Elektronenstrahl angesteuerten Ebene zugeordnet wird.

Beim Betreiben der Tomographievorrichtung wird somit der Elektronenstrahl nacheinander entlang der Brennfleckbahnen in den unterschiedlichen Bahnebenen geführt, sodass nacheinander Röntgenstrahlung in diesen Ebenen erzeugt wird. Der zum Aufnehmen des Untersuchungsobjekts vorgesehene Aufnahmeraum der Tomographievorrichtung ist im Strahlengang der Röntgenstrahlung angeordnet, sodass das Untersuchungsobjekt von der Röntgenstrahlung durchstrahlt wird, wobei die Röntgenstrahlung geschwächt wird. Die Röntgendetektoren sind derart angeordnet, dass die Konversionselemente (oder zumindest eines oder einige der Konversionselemente) im Strahlengang der Röntgenstrahlung hinter dem Aufnahmeraum und somit im Strahlengang der von dem Untersuchungsobjekt geschwächten Röntgenstrahlung angeordnet sind, sodass von ihnen die von dem Untersuchungsobjekt geschwächte Röntgenstrahlung erfasst werden kann. Die durch das Untersuchungsobjekt hindurchgetretene Röntgenstrahlung wird mittels der Konversionselemente der Röntgendetektoren in Szintillationslicht umgewandelt, welches mittels der Szintillationslicht-Detektoren der Röntgendetektoren in ein Detektorsignal umgewandelt wird. Anhand der Steuerungsdaten wird jedes Detektorsignal derjenigen Ebene zugeordnet, der die signalverursachende Röntgenstrahlung entstammt.

Mit variierender Position des Elektronenstrahl-Auftreffpunktes innerhalb einer Ebene verändert sich auch die Durchstrahlrichtung, in der das Untersuchungsobjekt von der Röntgenstrahlung durchstrahlt wird. Somit können mittels der Röntgendetektoren für jede Ebene mehrere Projektionen des Untersuchungsobjekts bei unterschiedlichen Durchstrahlrichtungen erfasst werden. Eine Projektion kennzeichnet dabei das in der jeweiligen Ebene vorliegende Strahlschwächungsprofil für eine vorgegebene

Durchstrahlrichtung, welches durch die Gesamtheit der Signale mehrerer oder aller der Röntgendetektoren bei der jeweiligen Durchstrahlgeometrie gegeben ist. Die einer gemeinsamen Ebene zugeordneten Projektionen (bei unterschiedlichen Durchstrahlrichtungen) bilden einen dieser Ebene zugeordneten

5 Projektionsdatensatz.

Indem von der Tomographievorrichtung jedes der Detektorsignale derjenigen Ebene zugeordnet wird, in der sich der Elektronenstrahl-Auftreffpunkt während der Erzeugung des Detektorsignals befindet, kann die Tomographievorrichtung somit

10 derart ausgebildet sein, dass von ihr anhand der einer gemeinsamen Ebene zugeordneten Detektorsignale ein dieser Ebene zugeordneter Projektionsdatensatz des Untersuchungsobjekts erzeugbar ist. Mittels der Röntgendetektoren kann somit für jede der Ebenen ein Datensatz von Durchstrahlprojektionen aus unterschiedlichen Projektionswinkeln aufgenommen werden.

15 Indem der Elektronenstrahl-Auftreffpunkt nacheinander alle Bahnebenen durchläuft, kann von der Tomographievorrichtung für jede der Bahnebenen ein Projektionsdatensatz erzeugt werden. Die Tomographievorrichtung kann somit für jede der Ebenen zum Erzeugen eines der Ebene zugeordneten

20 Projektionsdatensatzes ausgebildet sein, sodass von der Tomographievorrichtung für jede der Bahnebenen ein zugeordneter Projektionsdatensatz generiert wird.

Aus jedem Projektionsdatensatz kann auf bekannte Art und Weise mittels tomographischer Bildrekonstruktionsverfahren die in dem zugehörigen durchstrahlten

25 Volumen vorliegende innere Struktur des Untersuchungsobjekts überlagerungsfrei ermittelt werden und z.B. in Form eines tomographischen Bildes veranschaulicht werden.

Indem mittels der Tomographievorrichtung für jede der Bahnebenen ein zugeordneter

30 Projektionsdatensatz erfassbar ist, kann mittels der Tomographievorrichtung für jede der Bahnebenen eine zugeordnete tomographische Abbildung bzw. ein zugeordnetes tomographisches Bild (z.B. in Form eines Schnittbildes) erfasst werden. Anhand der den unterschiedlichen Ebenen zugeordneten tomographischen Bilder kann eine

dreidimensionale Abbildung der inneren Struktur des Untersuchungsobjekts generiert werden. Somit ist mittels der Tomographievorrichtung eine dreidimensionale Abbildung der inneren Struktur des Untersuchungsobjekts ermöglicht (auch als 3D-Elektronenstrahl-Röntgencomputertomographie bezeichnet).

5

Indem jeder der Röntgendetektoren ein Konversionselement aufweist, das sich über alle der Bahnebenen hinweg erstreckt, kann mittels jedes der Röntgendetektoren Röntgenstrahlung in jeder der Bahnebenen erfasst werden, sodass die Anzahl der zur Abdeckung der Bahnebenen erforderlichen Detektoren gering gehalten werden

10 kann, wobei zudem die erforderliche Anzahl der Kanäle der Detektorelektronik gering gehalten werden kann. Dadurch kann die Tomographievorrichtung mit einem unkomplizierten Aufbau realisiert werden, wobei zudem die Kosten für das Detektormaterial gering gehalten werden können.

15 Indem die Detektorsignale anhand der Steuerungsdaten den signalverursachenden Bahnebenen zugeordnet werden können, können mittels der Tomographievorrichtung tomographische Bilder an unterschiedlichen Positionen des Untersuchungsobjekts erzeugt werden, sodass ein dreidimensionales Abbilden des Untersuchungsobjekts ermöglicht ist, wobei trotz der geringen Detektoranzahl z.B. ein 3D-Datensatz von

20 Einzelprojektionen des Untersuchungsobjekts erhoben werden kann. Indem jeder Röntgendetektor mit lediglich einem einzigen Lichtdetektor ausgebildet ist, kann insbesondere die Anzahl der erforderlichen Lichtdetektoren gering gehalten werden.

Gemäß einer Ausführungsform weist jedes der (auch als Konversionselemente

25 bezeichneten) Detektorelemente an seiner Außenfläche eine Verspiegelung zum Reflektieren des Szintillationslichts auf, wobei die Verspiegelung die gesamte Außenfläche des Detektorelements bis auf einen als Austrittsfenster für das Szintillationslicht fungierenden Abschnitt (auch als Szintillationslicht-Austrittsfenster bezeichnet) überdeckt. Die Verspiegelung ist derart ausgebildet, dass von ihr das in

30 dem Konversionselement erzeugte Szintillationslicht an der Außenfläche des Konversionselements in dessen Inneres zurückreflektiert wird und somit am Verlassen des Konversionselements gehindert wird. Der als Austrittsfenster für das Szintillationslicht fungierende Abschnitt der Detektorelement-Außenfläche ist nicht

von der Verspiegelung bedeckt. Aufgrund der Verspiegelung kann das Szintillationslicht nur an dem Szintillationslicht-Austrittsfenster aus dem Konversionselement austreten.

- 5 Der Szintillationslicht-Detektor jedes Röntgendetektors ist derart angeordnet, dass von ihm durch das Szintillationslicht-Austrittsfenster hindurch aus dem Konversionselement des Röntgendetektors austretendes Szintillationslicht erfassbar ist. Aufgrund der Wellenlängenabhängigkeit der Reflektivität von Spiegeln ist sichergestellt, dass die Röntgenstrahlung trotz der für das Szintillationslicht
- 10 reflektierenden Verspiegelung in das Konversionselement eintreten kann. Die Verspiegelung kann z.B. als dichroitischer Spiegel (auch als Interferenzspiegel bezeichnet) ausgeführt sein oder als Metallschicht (z.B. in Form einer Metallbeschichtung).
- 15 Die Röntgendetektoren sind derart ausgebildet und angeordnet, dass sich das Konversionselement jedes Röntgendetektors entlang der Bahnebenen-Normalenrichtung über alle der Bahnebenen hinweg erstreckt. Es kann z.B. vorgesehen sein, dass jedes der Konversionselemente stabförmig ausgebildet ist und mit seiner Längsrichtung entlang der Bahnebenen-Normalenrichtung verlaufend
- 20 angeordnet ist. Zudem kann jeder Röntgendetektor derart ausgebildet sein, dass der Szintillationslicht-Detektor des Röntgendetektors an einem der beiden Stabenden bzw. Längsenden des stabförmigen Konversionselements angeordnet ist (z.B. an einer der beiden Stirnflächen des Konversionselements, die die Längsenden des stabförmigen Konversionselements bilden). Für den Fall, dass die
- 25 Konversionselemente mit einer Verspiegelung versehen sind, kann demgemäß auch das Szintillationslicht-Austrittsfenster an dem jeweiligen Längsende des stabförmigen Konversionselements ausgebildet sein, z.B. an der jeweiligen Stirnfläche.

- Gemäß einer Ausführungsform ist das Target ein Hohlkörper mit einer um eine
- 30 Gerade bzw. Achse umlaufenden inneren Mantelfläche, ein derartiges Target wird nachfolgend auch als Hohlkörper-Target bezeichnet. Die Achse, um die herum die innere Mantelfläche umläuft und die somit von der inneren Mantelfläche umschlossen wird, wird nachfolgend auch als Innenachse oder Zentralachse

bezeichnet. Die innere Mantelfläche des Hohlkörper-Targets wird auch als Innenseite des Hohlkörper-Targets bezeichnet. Es kann z.B. vorgesehen sein, dass das Target ein Hohlkörper mit einer inneren Mantelfläche in Form der (äußeren) Mantelfläche eines geraden oder schiefen Kegels oder Kegelstumpfes ist, insbesondere in Form
5 der Mantelfläche eines geraden oder schiefen Kreiskegels oder Kreiskegelstumpfes. Ein derartiges Target wird auch als trichterförmiges Target bezeichnet. Ein derartiges Target ist bevorzugt derart angeordnet, dass der Kegeldurchmesser des von der inneren Mantelfläche definierten Kegels bzw. Kegelstumpfes mit zunehmendem Abstand von dem Elektronenstrahlerzeuger abnimmt, sodass der Kegeldurchmesser
10 entlang der Ausbreitungsrichtung des Elektronenstrahls abnimmt.

Die Tomographievorrichtung kann derart ausgebildet sein, dass der Elektronenstrahl von der Steuervorrichtung mittels der Ablenkvorrichtung derart führbar ist (bzw. beim Betreiben der Tomographievorrichtung derart geführt wird), dass der Elektronenstrahl
15 an einem Auftreffpunkt auf der inneren Mantelfläche auf das Target auftrifft und der Auftreffpunkt nacheinander entlang mehrerer, auf der inneren Mantelfläche des Hohlkörper-Targets verlaufender Bahnen geführt wird. Die von dem Elektronenstrahl-Auftreffpunkt durchlaufenen Brennfleckbahnen ergeben sich dabei als Schnitte zwischen der inneren Mantelfläche des Targets und den Bahnebenen, wobei die
20 unterschiedlichen Bahnebenen entlang der Innenachse jeweils in einem Abstand zueinander angeordnet sind.

Gemäß einer Ausführungsform ist das Target als Hohlkörper mit einer um eine Innenachse umlaufenden inneren Mantelfläche ausgebildet, wobei die innere
25 Mantelfläche die Form der Mantelfläche eines schiefen Kreiskegels oder schiefen Kegelstumpfes aufweist.

Demgemäß definiert die innere Mantelfläche des Targets einen schiefen Kreiskegel bzw. Kreiskegelstumpf mit einer kreisförmigen Kegelgrundfläche. Das Hohlraum-
30 Target kann z.B. derart angeordnet sein, dass die kreisförmige Kegelgrundfläche senkrecht zu der Innenachse ist, sodass die Innenachse parallel zu der Normalenrichtung der Kegelgrundfläche ist (in diesem Fall verläuft die Innenachse nicht parallel zu der Kegelachse des von der inneren Mantelfläche definierten

schiefen Kegels bzw. Kegelstumpfes). Dabei kann zudem vorgesehen sein, dass die Innenachse parallel zu der Bahnebenen-Normalenrichtung ist; in diesem Fall verläuft jede der Brennfleckbahnen in einer Ebene, die senkrecht zu der Innenachse ist, wobei die unterschiedlichen Bahnebenen entlang der Innenachse jeweils in einem Abstand zueinander angeordnet sind und sich die Brennfleckbahnen als Schnitte zwischen der inneren Mantelfläche des Targets und senkrecht zu der Innenachse verlaufenden Ebenen ergeben. In diesem Fall ist auch die Bahnebenen-Normalenrichtung senkrecht zu der kreisförmigen Kegelgrundfläche, sodass die Bahnebenen parallel zu der Kegelgrundfläche sind.

10

Gemäß einer anderen Ausführungsform ist das Target ein Hohlkörper mit einer bezüglich einer Achse rotationssymmetrischen inneren Mantelfläche, in diesem Fall wird die Achse auch als Symmetrieachse bezeichnet. Demgemäß kann das Target z.B. ein bezüglich einer Symmetrieachse rotationssymmetrischer Hohlkörper sein (z.B. ein Hohlzylinder, Hohlkegel oder Hohlkegelstumpf). Rotationssymmetrische Hohlkörper weisen eine äußere und eine innere Mantelfläche auf, wobei die äußere und die innere Mantelfläche rotationssymmetrisch bezüglich der Symmetrieachse sind. Das Target kann insbesondere derart ausgebildet sein, dass die innere Mantelfläche kegelförmig bzw. konusförmig ist und die Form der (äußeren) Mantelfläche eines geraden Kreiskegels oder geraden Kreiskegelstumpfes aufweist.

20

Die Tomographievorrichtung kann derart ausgebildet sein, dass der Elektronenstrahl von der Steuervorrichtung mittels der Ablenkvorrichtung derart führbar ist (bzw. beim Betreiben der Tomographievorrichtung derart geführt wird), dass der Elektronenstrahl an einem Auftreffpunkt auf der rotationssymmetrischen inneren Mantelfläche auf das Target auftrifft und der Auftreffpunkt nacheinander entlang mehrerer, auf der inneren Mantelfläche des Targets verlaufender Kreisbahnen geführt wird. Jede der Kreisbahnen verläuft in einer Ebene, die senkrecht zu der Symmetrieachse der rotationssymmetrischen inneren Mantelfläche ist, wobei die unterschiedlichen Kreisbahnebenen entlang der Symmetrieachse jeweils in einem Abstand zueinander angeordnet sind.

25

30

Demgemäß ergeben sich die von dem Elektronenstrahl-Auftreffpunkt durchlaufenen

Kreisbahnen als Schnitte zwischen der rotationssymmetrischen inneren Mantelfläche des Targets und Ebenen, die senkrecht zu der Symmetrieachse der inneren Mantelfläche sind, sodass die Normalenrichtung der Bahnebenen parallel zu der Symmetrieachse ist. Die von dem Brennfleck durchlaufenen Kreisbahnen sind somit
5 konzentrisch zu der Symmetrieachse (d.h. die Mittelpunkte der Kreisbahnen liegen alle auf der Symmetrieachse), sodass die Kreisbahnen auch konzentrisch zueinander sind.

Der von der inneren Mantelfläche des Hohlkörper-Targets definierte bzw. umhüllte
10 Hohlraum wird auch als Target-Innenraum bezeichnet. Die Tomographievorrichtung kann somit derart ausgebildet sein, dass der Elektronenstrahl auf die innere Mantelfläche des Targets gerichtet wird, sodass die Röntgenstrahlung von der inneren Mantelfläche in den Target-Innenraum hinein (z.B. in Richtung zu der Symmetrieachse hin) emittiert wird und den Target-Innenraum durchstrahlt. Der zum
15 Aufnehmen des Untersuchungsobjekts darin vorgesehene Aufnahmeraum kann demgemäß in dem Target-Innenraum angeordnet sein.

Es kann vorgesehen sein, dass die Röntgendetektoren (die auch als Röntgeneinzeldetektoren bezeichnet werden) unter Ausbildung eines
20 Röntgendetektorbogens aneinandergereiht angeordnet sind. Demgemäß kann vorgesehen sein, dass die Tomographievorrichtung einen Detektorbogen mit mehreren Röntgeneinzeldetektoren, d.h. Röntgendetektoren in Form von Einzeldetektoren, aufweist. Es kann vorgesehen sein, dass die Röntgendetektoren unter Ausbildung eines Röntgendetektorbogens entlang eines Kreislinienabschnitts
25 (sogenannter teilkreisförmiger Detektorbogen) oder entlang einer Kreislinie (sogenannter vollkreisförmiger Detektorbogen) aneinandergereiht angeordnet sind. Der Detektorbogen kann derart angeordnet sein, dass der Mittelpunkt des Detektorbogens (d.h. der Krümmungsmittelpunkt des Kreisabschnittes bzw. Kreises) auf der Innenachse liegt, sodass der Detektorbogen konzentrisch zu der Innenachse
30 angeordnet ist. Bei Ausbildung des Hohlraum-Targets mit einer bezüglich einer Symmetrieachse rotationssymmetrischen inneren Mantelfläche kann z.B. vorgesehen sein, dass der Mittelpunkt des Detektorbogens auf der Symmetrieachse der rotationssymmetrischen inneren Mantelfläche des Hohlraum-Targets liegt, sodass

der Detektorbogen konzentrisch zu der Symmetrieachse der inneren Mantelfläche angeordnet ist.

Es kann insbesondere vorgesehen sein, dass die Konversionselemente der
5 Röntgendetektoren entlang des Kreislinienabschnitts bzw. der Kreislinie
aneinandergereiht angeordnet sind, wobei die Konversionselemente wie vorstehend
beschrieben stabförmig ausgebildet sind und mit ihrer Längsrichtung entlang der
Bahnebenen-Normalenrichtung verlaufend angeordnet sind, und wobei die
Szintillationslicht-Detektoren jeweils an einem der beiden Längsenden der
10 stabförmigen Konversionselemente angeordnet sind.

Der Röntgendetektorbogen kann innerhalb oder außerhalb des Target-Innenraums
angeordnet sein. Die Röntgenstrahlung wird von der inneren Mantelfläche des
Targets in den Target-Innenraum hinein emittiert. Bei Anordnung des Detektorbogens
15 außerhalb des Target-Innenraums ist das Target für die Röntgenstrahlung
durchlässig ausgebildet, sodass zumindest ein Teil der darauf auftreffenden
Röntgenstrahlung das Target durchläuft. Bei Anordnung des Detektorbogens
innerhalb des Target-Innenraums kann ebenfalls vorgesehen sein, dass das Target
für die Röntgenstrahlung durchlässig ausgebildet ist (in diesem Fall ist das jedoch
20 nicht zwingend erforderlich).

Gemäß einer Ausführungsform ist das Target somit derart ausgebildet sein, dass es
für die Röntgenstrahlung durchlässig ist (z.B. indem das Target mit einer
entsprechend geringen Dicke bzw. Materialstärke ausgebildet ist). Das Target kann
25 z.B. derart ausgebildet sein, dass die Intensität der Röntgenstrahlung sich beim
Durchlaufen des Targets um höchstens 50 % (z.B. höchstens 25 %, bevorzugt
höchstens 10 %) vermindert.

Die Tomographievorrichtung kann einen Target-Trägerkörper aufweisen, wobei das
30 Target in Form einer Beschichtung bzw. Röntgenerzeugungsschicht auf dem Target-
Trägerkörper aufgebracht ist. Es kann z.B. vorgesehen sein, dass das Hohlkörper-
Target mit seiner äußeren Mantelfläche kontaktierend auf dem Target-Trägerkörper
aufgebracht ist. Es kann z.B. vorgesehen sein, dass das Target als (z.B.

rotationssymmetrischer) Hohlkörper mit einer inneren und einer äußeren Mantelfläche ausgebildet ist, wobei das Target mit seiner äußeren Mantelfläche kontaktierend auf dem Target-Trägerkörper aufgebracht ist. Dabei kann das Target mit einer dünnen Schichtdicke ausgebildet sein, wobei der Target-Trägerkörper zum
5 Stabilisieren des Targets dienen kann.

Mittels des Target-Trägerkörpers kann das Target insbesondere als für die Röntgenstrahlung durchlässiges Target ausgebildet sein, indem das Target als Beschichtung mit einer derart dünnen Schichtdicke auf dem Target-Trägerkörper
10 aufgebracht ist, dass die Beschichtung für die Röntgenstrahlung durchlässig ist. In diesem Fall ist der Target-Trägerkörper ebenfalls für die Röntgenstrahlung durchlässig ausgebildet und kann z.B. aus einem Material mit einer geringeren Kernladungszahl bestehen als das Target.

15 Gemäß einer Ausführungsform weist die Tomographievorrichtung eine Blende zum räumlichen Begrenzen der Röntgenstrahlung auf, wobei die Blende auf Höhe jeder der Bahnebenen eine oder mehrere Durchgangsöffnungen bzw. Durchtrittsöffnungen zum Hindurchtreten der Röntgenstrahlung aufweist, und wobei die Blende auf Höhe zwischen den Bahnebenen jeweils Abschirmabschnitte (in Form von
20 Materialabschnitten, z.B. in Form von Materialstegen) zum Abschirmen der Röntgenstrahlung aufweist. Die Blende weist somit entlang der Bahnebenen-Normalenrichtung abwechselnd Durchtrittsöffnungen und Abschirmabschnitte auf, wobei in jeder Bahnebene eine oder mehrere Durchtrittsöffnungen angeordnet sind und wobei zwischen den Bahnebenen jeweils ein Abschirmabschnitt angeordnet ist.
25 Die Blende kann zudem derart ausgebildet sein, dass entlang der Normalenrichtung beidseitig jeder Durchtrittsöffnung ein Abschirmabschnitt angeordnet ist.

Die Blende ist im Strahlengang der Röntgenstrahlung derart zwischen dem Target und der Detektorvorrichtung angeordnet, dass die an dem Target emittierte
30 Röntgenstrahlung erst nach dem Passieren der Blende auf die Röntgendetektoren trifft. Mittels der Blende kann der Öffnungswinkel bzw. die Divergenz der Röntgenstrahlung reduziert werden, sodass die Blende sozusagen als Begrenzer für die Röntgenstrahlung wirkt, wodurch eine höhere Abbildungsqualität möglich ist.

Bei Ausbildung des Targets als Hohlkörper-Target mit einer um eine Innenachse umlaufenden inneren Mantelfläche kann vorgesehen sein, die Blende kreisförmig bzw. ringförmig um die Innenachse umlaufend auszubilden und konzentrisch zu der Innenachse anzuordnen. Demgemäß kann die ringförmige Blende derart angeordnet sein, dass ihre Ringachse mit der Innenachse zusammenfällt.

Bei Ausbildung des Targets als Hohlkörper-Target mit einer bezüglich einer Symmetrieachse rotationssymmetrischen inneren Mantelfläche kann z.B. vorgesehen sein, die Blende kreisförmig bzw. ringförmig um die Symmetrieachse umlaufend auszubilden und konzentrisch zu der Symmetrieachse (und somit auch zu der rotationssymmetrischen inneren Mantelfläche) anzuordnen. D.h. demgemäß ist die ringförmige Blende derart angeordnet, dass ihre Ringachse mit der Symmetrieachse der rotationssymmetrischen inneren Mantelfläche des Targets zusammenfällt. Die ringförmige Blende wird auch als Ringblende bezeichnet.

Indem die ringförmige Blende konzentrisch zu der Innenachse angeordnet ist, werden von ihr der Target-Innenraum und somit auch der darin ausgebildete Aufnahmeraum umlaufend umschlossen, sodass unabhängig von der Umfangsposition des Röntgenbrennflecks eine Blendenwirkung sichergestellt ist.

Die Ringblende kann innerhalb oder außerhalb des Target-Innenraums angeordnet sein. Es kann z.B. vorgesehen sein, dass der Detektorbogen außerhalb des Target-Innenraums angeordnet ist und die Ringblende auf einem Umfang zwischen dem Target-Hohlkörper und dem Detektorbogen verlaufend außerhalb des Target-Innenraums angeordnet ist (wobei das Target für die Röntgenstrahlung durchlässig ist). Gemäß einer Ausführungsform ist die Blende kreisringförmig ausgebildet und außerhalb des Targets konzentrisch zu der Innenachse angeordnet, wobei der Detektorbogen außerhalb der Blende konzentrisch zu der Innenachse angeordnet ist (wobei das Target für die Röntgenstrahlung durchlässig ist). Gemäß einer Ausführungsform mit einem Hohlkörper-Target mit einer bezüglich einer Symmetrieachse rotationssymmetrischen inneren Mantelfläche ist somit die Blende kreisringförmig ausgebildet und außerhalb des Targets konzentrisch zu der

Symmetrieachse angeordnet, wobei der Detektorbogen außerhalb der Blende konzentrisch zu der Symmetrieachse angeordnet ist (wobei das Target für die Röntgenstrahlung durchlässig ist).

- 5 Als ein anderes Beispiel kann vorgesehen sein, dass der Detektorbogen außerhalb des Target-Innenraums angeordnet ist und die Ringblende innerhalb des Target-Innenraums angeordnet ist (wobei das Target für die Röntgenstrahlung durchlässig ist). Bei dieser Ausgestaltung wird die Blende von der Röntgenstrahlung vor dem Auftreffen auf dem Detektorbogen zweimal durchlaufen, wodurch eine höhere
10 Abbildungsqualität ermöglicht werden kann.

Gemäß einer Ausführungsform besteht das Detektorelement jedes der Röntgendetektoren (vollständig) aus Szintillatormaterial, d.h. aus einem Material, von dem bei darauf auftreffender Röntgenstrahlung mittels Szintillation Szintillationslicht
15 erzeugt wird.

Gemäß einer anderen Ausführungsform weist jedes der Detektorelemente entlang der Bahnebenen-Normalenrichtung abwechselnd Abschnitte mit Szintillatormaterial und Abschnitte ohne Szintillatormaterial auf. Derartige, in Sandwichbauweise
20 ausgeführte Detektorelemente werden auch als alternierende Detektorelemente bzw. alternierende Konversionselemente bezeichnet.

Die Abschnitte mit Szintillatormaterial werden auch als Szintillationsabschnitte bezeichnet. Jeder der Szintillationsabschnitte weist Szintillatormaterial auf. Es kann
25 z.B. vorgesehen sein, dass die Szintillationsabschnitte vollständig aus Szintillatormaterial bestehen. Alternativ kann vorgesehen sein, dass die Szintillationsabschnitte lediglich teilweise aus Szintillatormaterial bestehen, z.B. indem jeder Szintillationsabschnitt eine Außenschicht bzw. Oberflächenschicht aus Szintillatormaterial aufweist.

30

Die Abschnitte ohne Szintillatormaterial sind nicht szintillationsaktiv und werden auch als Passivabschnitte bezeichnet. Die Passivabschnitte bestehen aus einem Material, das durchlässig bzw. optisch klar für das Szintillationslicht ist. Die Passivabschnitte

bestehen somit aus einem Lichtleitmaterial, von dem das in den Szintillationsabschnitten generierte Szintillationslicht weitergeleitet bzw. hindurchgeleitet wird. Das Lichtleitmaterial kann z.B. eine geringere Kernladungszahl aufweisen als das Szintillatormaterial.

5

Es kann z.B. vorgesehen sein, dass jedes der Detektorelemente auf Höhe jeder der Bahnebenen einen (szintillationsaktiven) Szintillationsabschnitt aufweist und auf Höhe zwischen den Bahnebenen jeweils einen (nicht szintillationsaktiven) Passivabschnitt aufweist. Gemäß dieser Ausführung weist jedes der

- 10 Detektorelemente entlang der Bahnebenen-Normalenrichtung abwechselnd Szintillationsabschnitte und Passivabschnitte derart auf, dass in jeder Bahnebene ein Szintillationsabschnitt angeordnet ist und zwischen den Bahnebenen jeweils ein Passivabschnitt angeordnet ist. Demgemäß kann die von den Detektorelementen erfasste Röntgenstrahlung mittels der Detektorelemente selbst räumlich auf die
- 15 Ausdehnung der Szintillationsabschnitte entlang der Bahnebenen-Normalenrichtung begrenzt werden, wodurch sozusagen mittels des Detektorelements selbst eine Blendenwirkung erzielbar ist.

- Gemäß einer anderen Ausführungsform ist vorgesehen, dass jedes der
- 20 Detektorelemente auf Höhe jeder der Bahnebenen einen (nicht szintillationsaktiven) Passivabschnitt aufweist und auf Höhe zwischen den Bahnebenen jeweils einen Szintillationsabschnitt aufweist. Gemäß dieser Ausführung weist jedes der Detektorelemente entlang der Bahnebenen-Normalenrichtung abwechselnd Szintillationsabschnitte und Passivabschnitte derart auf, dass in jeder Bahnebene ein
- 25 Passivabschnitt angeordnet ist und zwischen den Bahnebenen jeweils ein Szintillationsabschnitt angeordnet ist. Gemäß dieser Ausführung kann zudem jedes Detektorelement derart ausgebildet sein, dass entlang der Bahnebenen-Normalenrichtung beidseitig eines jeden Passivabschnittes ein Szintillationsabschnitt angeordnet ist.

30

Es kann z.B. vorgesehen sein, dass das Target als Hohlraum-Target mit einer um eine Innenachse umlaufenden inneren Mantelfläche ausgebildet ist, wobei die Röntgendetektoren unter Ausbildung eines vollkreisförmigen Detektorbogens

angeordnet sind, der konzentrisch zu der Innenachse innerhalb des von der inneren Mantelfläche definierten Target-Innenraums angeordnet ist, und wobei jedes der Detektorelemente auf Höhe jeder der Bahnebenen einen (nicht szintillationsaktiven) Passivabschnitt aufweist und auf Höhe zwischen den Bahnebenen jeweils einen

5 Szintillationsabschnitt aufweist. Es kann z.B. vorgesehen sein, dass das Target als Hohlraum-Target mit einer bezüglich einer Symmetrieachse rotationssymmetrischen inneren Mantelfläche zum Auftreffen des Elektronenstrahls darauf ausgebildet ist, wobei die Röntgendetektoren unter Ausbildung eines vollkreisförmigen Detektorbogens angeordnet sind, der konzentrisch zu der Symmetrieachse innerhalb

10 des von der inneren Mantelfläche definierten Target-Innenraums angeordnet ist, und wobei jedes der Detektorelemente auf Höhe jeder der Bahnebenen einen (nicht szintillationsaktiven) Passivabschnitt aufweist und auf Höhe zwischen den Bahnebenen jeweils einen Szintillationsabschnitt aufweist. Der zur Unterbringung des Untersuchungsobjekts vorgesehene Aufnahmeraum befindet sich dabei

15 innerhalb des von dem vollkreisförmigen Detektorbogen definierten Hohlraums.

Gemäß dieser Ausgestaltung wird die Röntgenstrahlung von der inneren Mantelfläche in den Target-Innenraum hinein emittiert. Vor dem Erreichen des Aufnahmeraumes (bzw. des darin aufgenommenen Untersuchungsobjekts)

20 durchläuft die Röntgenstrahlung den Detektorbogen, wobei die Röntgenstrahlung innerhalb einer Bahnebene von den auf Höhe dieser Bahnebene angeordneten Passivabschnitten der Detektorelemente hindurchgelassen wird, jedoch von den beidseitig angrenzenden Szintillationsabschnitten stark geschwächt wird (da in diesen Szintillationsabschnitten die Röntgenstrahlung in Szintillationslicht

25 umgewandelt wird). Dadurch wird die Röntgenstrahlung vor Erreichen des Untersuchungsobjekts räumlich begrenzt, wodurch die Abbildungsqualität verbessert werden kann. Anschließend durchstrahlt die derart räumlich eingegrenzte Röntgenstrahlung das Untersuchungsobjekt und die von dem Untersuchungsobjekt geschwächte Strahlung trifft nochmals auf den Detektorbogen, wobei sie von den

30 diesseitigen Röntgendetektoren erfasst wird. Mittels der erfassenden alternierenden Detektorelemente wird die erfasste Röntgenstrahlung wie vorstehend erläutert nochmals auf die Ausdehnung der Szintillationsabschnitte entlang der Bahnebenen-Normalenrichtung räumlich begrenzt, wodurch die Abbildungsqualität nochmals

verbessert werden kann. Bei dieser Ausgestaltung verläuft die zur Abbildung verwendete Röntgenstrahlung nicht exakt in der jeweiligen Bahnebene, sondern in einem (kleinen) Winkel dazu.

- 5 Die Tomographievorrichtung kann eine Vakuumkammer aufweisen, innerhalb derer der Elektronenstrahl geführt wird. Die Tomographievorrichtung kann derart ausgebildet sein, dass der Elektronenstrahl in der Vakuumkammer geführt wird, wobei das Target innerhalb der Vakuumkammer angeordnet ist. Zudem kann vorgesehen sein, dass die Mittel zum Erzeugen des Elektronenstrahls und/oder die
- 10 Ablenkvorrichtung und/oder die Röntgendetektoren und/oder die Blende innerhalb der Vakuumkammer angeordnet sind.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen mit Bezug auf die beiliegenden Figuren veranschaulicht, wobei gleiche oder ähnliche Merkmale mit

15 gleichen Bezugszeichen versehen sind; hierbei zeigen schematisch:

- Figur 1 eine seitliche Schnittdarstellung einer Tomographievorrichtung gemäß einer Ausführungsform;
- Figur 2 eine Schnittdarstellung der Tomographievorrichtung nach Figur 1 in
- 20 Draufsicht; und
- Figur 3 eine seitliche Schnittdarstellung einer Tomographievorrichtung gemäß einer weiteren Ausführungsform.

Die Figuren 1 und 2 zeigen schematisch eine Tomographievorrichtung 1 gemäß einer

25 Ausführungsform. Die Tomographievorrichtung 1 weist einen Aufnahmeraum 3 auf, in dem ein abzubildendes Untersuchungsobjekt 5 aufgenommen ist. Die Tomographievorrichtung 1 weist Mittel 7 zum Erzeugen eines Elektronenstrahls 9 und eine elektronenoptische Ablenkvorrichtung 11 zum Ablenken des Elektronenstrahls 9 auf.

30

Die Tomographievorrichtung 1 weist zudem ein Target 13 auf. Das Target 13 ist als Hohlkörper mit einer inneren Mantelfläche 15 ausgeführt, wobei die innere Mantelfläche 15 rotationssymmetrisch bezüglich der Symmetrieachse 17 ist. Die

innere Mantelfläche 15 wird auch als Innenseite 15 des Targets 13 bezeichnet. Das Target 13 ist als (bezüglich der Symmetrieachse 17) rotationssymmetrischer Hohlkegelstumpf ausgebildet (auch als trichterförmiges Target bezeichnet). Die Symmetrieachse 17 verläuft parallel zu der z-Achse des in den Figuren dargestellten kartesischen xyz-Koordinatensystems. Der von dem Target 13 gebildete Hohlkegelstumpf verjüngt sich in negativer z-Richtung, d.h. der Durchmesser des von dem Target 13 gebildeten Hohlkegelstumpfes nimmt mit zunehmendem Abstand von dem Elektronenstrahlerzeuger 9 ab. Das Target 13 kann z.B. optional in Form einer Beschichtung auf einem Target-Trägerkörper 19 aufgebracht sein. Die innere Mantelfläche 15 des Targets 13 definiert einen auch als Target-Innenraum bezeichneten Hohlraum, innerhalb dessen der Aufnahmeraum 3 angeordnet ist.

Die Tomographievorrichtung 1 weist zudem eine Steuervorrichtung 21 auf, die mit der Ablenkvorrichtung 11 verbunden ist und zum Ansteuern der Ablenkvorrichtung 11 mittels Steuerungsdaten ausgebildet ist. Die Ablenkvorrichtung 11 wird von der Steuervorrichtung 21 mittels entsprechender Steuersignale derart angesteuert, dass der Elektronenstrahl 9 an einem Auftreffpunkt 23 auf dem Target 13 auftrifft, und dass der Auftreffpunkt 23 nacheinander mehrere Bahnen in unterschiedlichen Ebenen auf dem Target 13 beschreibt. Der Auftreffpunkt 23 des Elektronenstrahls auf dem Target 13 wird auch als Röntgenbrennfleck bezeichnet, die von dem Auftreffpunkt 23 durchlaufenen Bahnen werden auch als Brennfleckbahnen bezeichnet. Der Elektronenstrahl 9 ist innerhalb eines Vakuums in einer Vakuumkammer 24 geführt.

Die Steuervorrichtung 21 ist zum Ansteuern der Ablenkvorrichtung 11 mittels entsprechender Steuerungsdaten derart ausgebildet, dass der Elektronenstrahl 9 an einem Auftreffpunkt 23 auf der inneren Mantelfläche 15 des Targets 13 auftrifft und der Auftreffpunkt 23 nacheinander entlang mehrerer kreisförmiger Bahnen (auch als Kreisbahnen bezeichnet) geführt wird, die auf der rotationssymmetrischen inneren Mantelfläche 15 verlaufen. Die Bewegung des Elektronenstrahl-Auftreffpunktes 23 entlang Kreisbahnen ist in Figur 1 durch den kreisförmigen Pfeil 30 veranschaulicht. Jede der Kreisbahnen liegt in einer anderen, senkrecht zur z-Richtung (und somit auch senkrecht zur Symmetrieachse 17) verlaufenden Ebene. Alle diese Ebenen weisen die z-Richtung als gemeinsame Normalenrichtung auf und sind entlang

dieser Normalenrichtung jeweils in einem Abstand zueinander angeordnet. In Figur 1 sind als Beispiel vier Ebenen 25, 27, 29 und 31 veranschaulicht, sodass der Auftreffpunkt 23 nacheinander entlang von vier Kreisbahnen geführt wird, wobei sich gemäß Figur 1 der Auftreffpunkt 23 in der Ebene 27 befindet.

5

An dem Auftreffpunkt 23 des Elektronenstrahls 9 auf dem Target 13 entsteht Röntgenstrahlung 32, die von dem Auftreffpunkt 23 aus fächerförmig in den Target-Innenraum hinein emittiert wird (in Figur 1 schematisch veranschaulicht durch die beiden Randstrahlen des Strahlungsfächers 32). Die Röntgenstrahlung 32 durchläuft
10 den innerhalb des Target-Innenraums angeordneten Aufnahmeraum 3 und das darin aufgenommene Untersuchungsobjekt 5.

Bei der Ausführung nach den Figuren 1 und 2 ist das Target 13 für die Röntgenstrahlung 32 durchlässig ausgebildet. Das Target 13 kann z.B. mit einer
15 derart geringen Schichtdicke ausgebildet sein, dass sich die Intensität der Röntgenstrahlung 32 beim Durchlaufen des Targets 13 um höchstens 50 % (z.B. höchstens 25 %, bevorzugt höchstens 10 %) vermindert. Bei Vorhandensein eines Target-Trägerkörpers 19 ist dieser aus einem Material mit einer geringeren Kernladungszahl als das Target 13, wobei der Target-Trägerkörper 19 ebenfalls
20 durchlässig für die Röntgenstrahlung 32 ausgebildet ist.

Die Tomographievorrichtung 1 weist eine Detektorvorrichtung 33 auf. Die Detektorvorrichtung 33 weist mehrere Röntgendetektoren 35 auf. Die Röntgendetektoren 35 liegen in Form von Einzeldetektoren 35 vor und werden daher
25 auch als Röntgeneinzeldetektoren 35 bezeichnet.

Jeder der Röntgendetektoren 35 weist ein Detektorelement 37 auf, das sich entlang der Normalenrichtung der Bahnebenen 25, 27, 29, 31 über alle diese Bahnebenen hinweg erstreckt. Jedes der Detektorelemente 37 weist Szintillatormaterial auf, d.h.
30 Material von dem bei darauf auftreffender Röntgenstrahlung mittels Szintillation Szintillationslicht erzeugt wird. Da von den Detektorelementen 37 Röntgenstrahlung in Szintillationslicht konvertiert wird, werden die Detektorelemente 37 auch als Konversionselemente 37 bezeichnet. Bei der Ausführung nach Figur 1 besteht jedes

der Detektorelemente 37 vollständig aus Szintillatormaterial.

Jedes Detektorelement 37 erstreckt sich entlang der Bahnebenen-Normalenrichtung (z-Richtung) über alle Bahnebenen 25, 27, 29, 31 hinweg, d.h. erstreckt sich
5 mindestens von der Bahnebene 31 mit der kleinsten z- Koordinate bis zu der Bahnebene 25 mit der größten z-Koordinate (vorliegend erstrecken sich die Detektorelemente 37 sogar über die beiden äußeren Bahnebenen 31 und 25 hinaus). Jedes Detektorelement 37 ist somit derart dimensioniert und angeordnet, dass seine Ausdehnung entlang der Bahnebenen-Normalenrichtung (z-Richtung) mindestens so
10 groß ist wie der Abstand zwischen den beiden äußeren Bahnebenen 25 und 31 entlang der Bahnebenen-Normalenrichtung (z-Richtung), und dass es sich mindestens von der ersten Randebene 31 bis zu der zweiten Randebene 25 erstreckt.

15 Des Weiteren weist jeder der Röntgendetektoren 35 einen Lichtdetektor 39 auf, der zum Erfassen des Szintillationslichts und Erzeugen eines Detektorsignals basierend auf dem erfassten Szintillationslicht ausgebildet ist. Die Lichtdetektoren 39 werden auch als Szintillationslicht-Detektoren 39 bezeichnet. Vorliegend sind die Lichtdetektoren 39 z.B. Fotodioden.

20

Vorliegend ist jedes der Detektorelemente 37 stabförmig ausgebildet und mit seiner Längsrichtung entlang der Normalenrichtung der Bahnebenen 25, 27, 29, 31 (also entlang der z-Richtung) verlaufend angeordnet. Jedes der stabförmigen Detektorelemente 37 weist an jedem seiner beiden Längsenden eine Stirnfläche auf.
25 Der Szintillationslicht-Detektor 39 jedes Röntgendetektors 35 ist an einem der beiden Längsenden des zugehörigen Detektorelements 37 angeordnet, als Beispiel an der dem Elektronenstrahl 9 abgewandten Stirnfläche des Detektorelements 37.

Jedes der Detektorelemente 37 weist an seiner Außenfläche eine Verspiegelung 41
30 auf, die zum Reflektieren des Szintillationslichts ausgebildet ist, wobei die Verspiegelung 41 die Außenfläche des Detektorelements 37 bis auf einen als Austrittsfenster für das Szintillationslicht fungierenden Abschnitt bedeckt. Vorliegend bedeckt die Verspiegelung 41 jedes Detektorelements 37 dessen Außenfläche bis

auf die dem Elektronenstrahl 9 abgewandte Stirnfläche, an welcher der Szintillationslicht-Detektor 39 angeordnet ist. Die Verspiegelung 41 kann z.B. in Form einer reflektierenden Beschichtung ausgebildet sein (z.B. als dichroitischer Spiegel oder als Metallbeschichtung).

5

Die Röntgendetektoren 35 sind unter Ausbildung eines vollkreisförmigen Detektorbogens 43 entlang einer Kreislinie aneinandergereiht angeordnet, wobei der Detektorbogen 43 außerhalb des Targets 13 konzentrisch zu der Symmetrieachse 17 angeordnet ist. Der Detektorbogen 43 ist somit um das Target 13 umlaufend

10 konzentrisch zu der Symmetrieachse 17 und dem Target 13 angeordnet.

Die Tomographievorrichtung 1 weist eine kreisförmige Blende 45 auf. Die Blende 45 weist auf Höhe jeder der Ebenen 25, 27, 29, 31 eine Durchgangsöffnung bzw.

Durchtrittsöffnung 47 zum Hindurchtreten der Röntgenstrahlung 32 auf. Die Blende 15 45 weist zudem auf Höhe zwischen den Ebenen 25, 27, 29, 31 jeweils einen Abschirmabschnitt 49 zum Abschirmen der Röntgenstrahlung 32 auf. Zudem ist die Blende 45 derart ausgebildet, dass jede Durchtrittsöffnung 47 entlang der Bahnebenen-Normalenrichtung beidseitig von einem Abschirmabschnitt 49 begrenzt ist. Die kreisförmige Blende 45 ist auf einem Umfang zwischen dem Target 13 und 20 dem Detektorbogen 43 verlaufend angeordnet, und zwar konzentrisch zu der Symmetrieachse 17 bzw. dem Target 13, sodass die ringförmige Blende 45 außerhalb des Targets 13 konzentrisch zu der Symmetrieachse 17 angeordnet ist und der Detektorbogen 43 außerhalb der Blende 45 konzentrisch zu der Symmetrieachse 17 angeordnet ist.

25

Figur 2 zeigt eine schematische Schnittdarstellung der Tomographievorrichtung 1 nach Figur 1 in einer Draufsicht, wobei insbesondere die Anordnung des Detektorbogens 43 und der Ringblende 45 konzentrisch zu der Symmetrieachse 17 der inneren Mantelfläche 15 des Targets 13 ersichtlich ist. In Figur 2 ist exemplarisch 30 eine Kreisbahn 51 (hier als Beispiel die in der Ebene 27 verlaufende Kreisbahn) des Elektronenstrahl-Auftreffpunktes 23 dargestellt. An dem Elektronenstrahl-Auftreffpunkt 23 wird Röntgenstrahlung 32 fächerförmig emittiert, wobei in Figur 2 die beiden Randstrahlen des Strahlungsfächers 32 schematisch veranschaulicht sind.

Der Elektronenstrahl 9 trifft jeweils in einer der Ebenen 25, 27, 29, 31 auf das Target 13, wobei an dem Elektronenstrahl-Auftreffpunkt 23 Röntgenstrahlung 32 in den Target-Innenraum und somit auch in den Aufnahmeraum 3 emittiert wird. Die
5 Röntgenstrahlung 32 durchstrahlt den Aufnahmeraum 3 und das darin aufgenommene Untersuchungsobjekt 5, wobei die Röntgenstrahlung 32 geschwächt wird. Anschließend durchstrahlt die durch das Untersuchungsobjekt 5 hindurchgetretene Röntgenstrahlung 32 den dem Elektronenstrahl-Auftreffpunkt 23 gegenüberliegenden Abschnitt des für die Röntgenstrahlung durchlässigen Targets
10 13.

Anschließend trifft die Röntgenstrahlung 32 nacheinander auf die Blende 45 und den Detektorbogen 43. Bevor die Röntgenstrahlung 32 auf den Detektorbogen 43 trifft, wird sie von der Blende 45 räumlich auf die Ausdehnung der Durchtrittsöffnungen 47
15 entlang der z-Richtung begrenzt.

Die auf dem Detektorbogen 43 auftreffende Röntgenstrahlung 32 trifft auf die Konversionselemente 37 der Röntgendetektoren 35 und wird von diesen in Szintillationslicht umgewandelt. Das Szintillationslicht wird von den Szintillationslicht-
20 Detektoren 39 erfasst und in ein Detektorsignal umgewandelt.

Die Steuervorrichtung 21 ist zum Ansteuern der Ablenkvorrichtung 11 anhand von Steuerungsdaten eingerichtet, wobei die Steuerungsdaten den zeitlichen Verlauf der Ablenkung des Elektronenstrahls 9 durch die Ablenkvorrichtung 11 und somit auch
25 den zeitlichen Verlauf der Auftreffposition 23 des Elektronenstrahls auf dem Target 13 definieren. Die Steuerungsdaten definieren somit insbesondere, in welcher der Ebenen 25, 27, 29, 31 sich der Elektronenstrahl-Auftreffpunkt 23 zu einer vorgegebenen Zeit befindet. Als Beispiel können die Steuerungsdaten eine Zielkoordinatenfunktion $z(t)$ beinhalten, welche die mittels der Ablenkvorrichtung 11
30 angesteuerte Koordinate z des Elektronenstrahl-Auftreffpunktes 23 als Funktion der Zeit t beschreibt.

Die Tomographievorrichtung 1 ist derart ausgebildet, dass von ihr jedes der von den

Röntgendetektoren 35 generierten Detektorsignale basierend auf den Steuerungsdaten derjenigen der Ebenen 25, 27, 29, 31 zugeordnet wird, in der sich der Auftreffpunkt 23 des Elektronenstrahls 9 während der Erzeugung des jeweiligen Detektorsignals befindet. Als Beispiel kann vorliegend diejenige der Ebenen 25, 27, 29, 31, in der sich der Elektronenstrahl-Auftreffpunkt 23 zu einer vorgegebenen Zeit t befindet, anhand der Umkehrfunktion der Zielkoordinatenfunktion $z(t)$ ermittelt werden (diese Umkehrfunktion ordnet jeder Zeit t die zu dieser Zeit vorliegende Koordinate z der Elektronenstrahl-Auftreffposition 23 zu, und somit auch die zu dieser Zeit von dem Elektronenstrahl 9 angesteuerte Bahnebene).

10

Die Tomographievorrichtung 1 kann z.B. eine Auswertevorrichtung aufweisen, die mit der Detektorvorrichtung 33 verbunden ist und derart ausgebildet ist, dass von ihr jedes der von den Röntgendetektoren 35 generierten Detektorsignale basierend auf den Steuerungsdaten derjenigen der Ebenen 25, 27, 29, 31 zugeordnet wird, in der sich der Auftreffpunkt 23 des Elektronenstrahls 9 zur Zeit der Erzeugung des jeweiligen Detektorsignals befand bzw. befindet. Die Auswertevorrichtung kann z.B. integral mit der Steuervorrichtung 21 ausgebildet sein.

15

Der Elektronenstrahl-Auftreffpunkt 23 wandert nacheinander entlang der Kreisbahnen in den Ebenen 25, 27, 29, 31, wobei Röntgenstrahlung entsteht, mittels derer das Untersuchungsobjekt 5 durchstrahlt wird. Für jede der Ebenen 25, 27, 29, 31 wird von der Tomographievorrichtung 1 mittels des Röntgendetektorbogens 43 ein Datensatz von Durchstrahlungsprojektionen des Untersuchungsobjekts 5 bei unterschiedlichen Durchstrahlrichtungen bzw. aus unterschiedlichen Projektionswinkeln aufgenommen. Die den unterschiedlichen Ebenen 25, 27, 29, 31 zugeordneten Projektionsdatensätze ermöglichen eine dreidimensionale Abbildung der inneren Struktur des Untersuchungsobjekts 5.

20

25

Figur 3 veranschaulicht eine Tomographievorrichtung 1' gemäß einer weiteren Ausführungsform. Die Tomographievorrichtung 1' weist keine Blende auf und unterscheidet sich zudem in der Ausbildung und Anordnung des Targets 13 und der Röntgendetektoren 35 von der Tomographievorrichtung 1 nach den Figuren 1 und 2. Ansonsten entsprechen der Aufbau und die Funktionsweise der

30

Tomographievorrichtung 1' nach Figur 3 denjenigen der Tomographievorrichtung 1 nach den Figuren 1 und 2, sodass diesbezüglich auf die Erläuterungen mit Bezug auf die Figuren 1 und 2 verwiesen wird.

- 5 Die Tomographievorrichtung 1' weist ein Hohlkörper-Target 13 mit einer bezüglich einer Symmetrieachse 17 rotationssymmetrischen inneren Mantelfläche 15 auf, wobei die innere Mantelfläche 15 kegelförmig bzw. konusförmig ist und der Form der äußeren Mantelfläche eines geraden Kreiskegels oder Kreiskegelstumpfes entspricht. Die Symmetrieachse 17 verläuft parallel zu der z-Achse des in den
- 10 Figuren dargestellten xyz-Koordinatensystems. Im Unterschied zu der Tomographievorrichtung 1 gemäß Figur 1 muss das Target 13 der Tomographievorrichtung 1' gemäß Figur 3 nicht für die Röntgenstrahlung 32 durchlässig ausgebildet sein.
- 15 Bei der Tomographievorrichtung 1' ist analog zu der Tomographievorrichtung 1 die Steuervorrichtung 21 zum Ansteuern der Ablenkvorrichtung 11 mittels entsprechender Steuerungsdaten derart ausgebildet, dass der Elektronenstrahl 9 an einem Auftreffpunkt 23 auf der inneren Mantelfläche 15 des Targets 13 auftrifft und der Auftreffpunkt 23 nacheinander entlang mehrerer Kreisbahnen geführt wird, die
- 20 auf der rotationssymmetrischen inneren Mantelfläche 15 verlaufen. Jede der Kreisbahnen liegt in einer anderen, senkrecht zur z-Richtung (und somit auch senkrecht zur Symmetrieachse 17) verlaufenden Ebene. Alle diese Ebenen 25, 27, 29, 31 weisen die z-Richtung als gemeinsame Normalenrichtung auf und sind entlang dieser Normalenrichtung jeweils in einem Abstand zueinander angeordnet.
- 25 An dem Auftreffpunkt 23 des Elektronenstrahls 9 auf dem Target 13 entsteht Röntgenstrahlung 32, die von dem Auftreffpunkt 23 aus in den Target-Innenraum hinein emittiert wird.

- Die Tomographievorrichtung 1' weist eine Detektorvorrichtung 33 mit mehreren
- 30 Röntgendetektoren 35 auf. Jeder der Röntgendetektoren 35 weist ein Detektorelement 37 auf (auch als Konversionselement 37 bezeichnet), das sich entlang der Normalenrichtung der Bahnebenen 25, 27, 29, 31 über alle diese Bahnebenen hinweg erstreckt. Die Röntgendetektoren 35 der

Tomographievorrichtung 1' sind derart ausgebildet, dass das Detektorelement 37 jedes der Röntgendetektoren 35 entlang der Bahnebenen-Normalenrichtung (z-Richtung) abwechselnd Abschnitte 53 mit Szintillatormaterial und Abschnitte 55 ohne Szintillatormaterial aufweist. Die Abschnitte 53 mit Szintillatormaterial werden auch als Szintillationsabschnitte 53 bezeichnet. Die Abschnitte 55 ohne Szintillatormaterial werden auch als Passivabschnitte 55 bezeichnet. In Figur 3 sind die Szintillationsabschnitte 53 mit einer anderen Schraffur dargestellt als die Passivabschnitte 55. Die Szintillationsabschnitte 53 können z.B. vollständig aus Szintillatormaterial bestehen oder eine Außenbeschichtung aus Szintillatormaterial aufweisen. Jedes Detektorelement 37 weist auf Höhe jeder der Bahnebenen 25, 27, 29, 31 einen Passivabschnitt 55 und auf Höhe zwischen den Bahnebenen jeweils einen Szintillationsabschnitt 53 auf. Die Detektorelemente 37 sind zudem derart ausgebildet, dass jeder Passivabschnitt 55 entlang der Bahnebenen-Normalenrichtung beidseitig von einem Szintillationsabschnitt 53 begrenzt ist.

Des Weiteren weist jeder der Röntgendetektoren 35 einen Szintillationslicht-Detektor 39 auf, der zum Erfassen des Szintillationslichts und Erzeugen eines Detektorsignals basierend auf dem erfassten Szintillationslicht ausgebildet ist.

Analog zu Figur 1 ist bei der Ausführung nach Figur 3 jedes der Detektorelemente 37 stabförmig ausgebildet und mit seiner Längsrichtung entlang der Normalenrichtung der Bahnebenen 25, 27, 29, 31 (also entlang der z-Richtung) verlaufend angeordnet. Der Szintillationslicht-Detektor 39 jedes Röntgendetektors 35 ist an einem der beiden Längsenden des zugehörigen Detektorelements 37 angeordnet, als Beispiel an der dem Elektronenstrahl 9 abgewandten Stirnfläche des Detektorelements 37. Auch gemäß der Ausführung nach Figur 3 weist jedes der Detektorelemente 37 an seiner Außenfläche eine Verspiegelung 41 zum Reflektieren des Szintillationslichts auf, wobei die Verspiegelung 41 die Außenfläche des Detektorelements 37 bis auf einen als Austrittsfenster für das Szintillationslicht fungierenden Abschnitt bedeckt.

Vorliegend bedeckt die Verspiegelung 41 jedes Detektorelements 37 dessen Außenfläche bis auf die dem Elektronenstrahl 9 abgewandte Stirnfläche, an welcher der Szintillationslicht-Detektor 39 angeordnet ist.

- Bei der Ausführung nach Figur 3 sind die Röntgendetektoren 35 unter Ausbildung eines vollkreisförmigen Detektorbogens 43 entlang einer Kreislinie aneinandergereiht angeordnet, wobei der Detektorbogen 43 innerhalb des Targets 13 konzentrisch zu der Symmetrieachse 17 angeordnet ist. Der Detektorbogen 43 ist somit innerhalb
- 5 des von der inneren Mantelfläche 15 definierten Target-Innenraums konzentrisch zu der inneren Mantelfläche 15 angeordnet. Der Aufnahmeraum 3 der Tomographievorrichtung 1' ist innerhalb des von dem Detektorbogen 43 definierten Innenraums angeordnet.
- 10 Der Elektronenstrahl 9 trifft jeweils in einer der Ebenen 25, 27, 29, 31 auf das Target 13, wobei an dem Elektronenstrahl-Auftreffpunkt 23 Röntgenstrahlung 32 in den Target-Innenraum hinein emittiert wird. Vor dem Erreichen des Aufnahmeraumes 3 (und des darin aufgenommenen Untersuchungsobjekts 5) durchläuft die Röntgenstrahlung 32 den Detektorbogen 43, wobei die Röntgenstrahlung 32
- 15 innerhalb einer Bahnebene 25, 27, 29, 31 von den auf Höhe dieser Bahnebene angeordneten Passivabschnitten 55 der Detektorelemente 37 im Wesentlichen ungeschwächt hindurchgelassen wird, jedoch von den beidseitig daran angrenzenden Szintillationsabschnitten 53 stark geschwächt wird, wodurch die Röntgenstrahlung 32 vor Erreichen des Untersuchungsobjekts 5 räumlich begrenzt
- 20 wird. Anschließend durchstrahlt die derart räumlich eingegrenzte Röntgenstrahlung 32 das Untersuchungsobjekt 5 und die von dem Untersuchungsobjekt geschwächte Strahlung trifft nochmals auf den Detektorbogen 43, wobei sie von den diesseitigen Röntgendetektoren 35 erfasst wird. Mittels der erfassenden Detektorelemente 37 wird die erfasste Röntgenstrahlung räumlich auf die Ausdehnung der
- 25 Szintillationsabschnitte 53 entlang der Bahnebenen-Normalenrichtung (z-Richtung) begrenzt. Gemäß dieser Ausgestaltung verläuft die zur Abbildung verwendete Röntgenstrahlung 32 nicht exakt in der jeweiligen Bahnebene 25, 27, 29, 31, sondern in einem (kleinen) Winkel dazu. Die Röntgenstrahlung 32 trifft auf die benachbart zu der jeweiligen Ebene angeordneten Szintillationsabschnitte 53 der Detektorelemente
- 30 37 und wird von diesen in Szintillationslicht umgewandelt. Das Szintillationslicht wird von den Szintillationslicht-Detektoren 39 erfasst und in ein Detektorsignal umgewandelt.

Auch bei der Ausführung gemäß Figur 3 ist die Steuervorrichtung 21 zum Ansteuern der Ablenkvorrichtung 11 anhand von Steuerungsdaten eingerichtet, wobei die Steuerungsdaten den zeitlichen Verlauf der Ablenkung des Elektronenstrahls 9 durch die Ablenkvorrichtung 11 und somit auch den zeitlichen Verlauf der Auftreffposition 23 des Elektronenstrahls auf dem Target 13 definieren. Die Steuerungsdaten definieren somit insbesondere, in welcher der Ebenen 25, 27, 29, 31 sich der Elektronenstrahl-Auftreffpunkt 23 zu einer vorgegebenen Zeit befindet. Als Beispiel können die Steuerungsdaten eine Zielkoordinatenfunktion $z(t)$ beinhalten, welche die mittels der Ablenkvorrichtung 11 angesteuerte Koordinate z des Elektronenstrahl-Auftreffpunktes 23 als Funktion der Zeit t beschreibt.

Die Tomographievorrichtung 1' ist (z.B. mittels der Steuervorrichtung 21, die zugleich als Auswertevorrichtung fungieren kann) derart ausgebildet, dass von ihr jedes der von den Röntgendetektoren 35 generierten Detektorsignale basierend auf den Steuerungsdaten derjenigen der Ebenen 25, 27, 29, 31 zugeordnet wird, in der sich der Auftreffpunkt 23 des Elektronenstrahls 9 während der Erzeugung des jeweiligen Detektorsignals befindet. Als Beispiel kann vorliegend diejenige der Ebenen 25, 27, 29, 31, in der sich der Elektronenstrahl-Auftreffpunkt 23 zu einer vorgegebenen Zeit t befindet, anhand der Umkehrfunktion der Zielkoordinatenfunktion $z(t)$ ermittelt werden (diese Umkehrfunktion ordnet jeder Zeit t die zu dieser Zeit vorliegende Koordinate z der Elektronenstrahl-Auftreffposition 23 zu, und somit auf die zu dieser Zeit von dem Elektronenstrahl 9 angesteuerte Bahnebene).

Für jede der Ebenen 25, 27, 29, 31 wird von der Tomographievorrichtung 1' mittels des Röntgendetektorbogens 43 ein Datensatz von Durchstrahlungsprojektionen des Untersuchungsobjekts 5 bei unterschiedlichen Durchstrahlrichtungen bzw. aus unterschiedlichen Projektionswinkeln aufgenommen. Die den unterschiedlichen Ebenen 25, 27, 29, 31 zugeordneten Projektionsdatensätze ermöglichen eine dreidimensionale Abbildung der inneren Struktur des Untersuchungsobjekts 5.

30

Bei den Ausführungsformen nach den Figuren 1 bis 3 ist das Target ein Hohlraum-Target mit einer inneren Mantelfläche 15, die bezüglich der als Symmetrieachse fungierenden Innenachse 17 rotationssymmetrisch ist. Alternativ dazu kann bei

diesen Ausführungsformen anstelle des Hohlraum-Targets mit der rotationssymmetrischen inneren Mantelfläche ein Hohlraum-Target mit einer um eine Innenachse 17 umlaufenden inneren Mantelfläche 15 derart vorgesehen sein, dass die innere Mantelfläche 15 die Form der Mantelfläche eines schiefen Kreiskegels oder schiefen Kreiskegelstumpfes aufweist, der sich z.B. in negativer z-Richtung verjüngt. Gemäß dieser Alternative definiert die innere Mantelfläche 15 des Targets einen schiefen Kreiskegel bzw. Kreiskegelstumpf mit einer kreisförmigen Kegelgrundfläche. Gemäß dieser alternativen Ausführung kann insbesondere vorgesehen sein, dass das Hohlraum-Target derart angeordnet ist, dass die Kegelgrundfläche senkrecht zu der Innenachse 17 ist, sodass die Normalenrichtung der Kegelgrundfläche parallel zu der Innenachse 17 verläuft. Da die Bahnebenen-Normalenrichtung ebenfalls parallel zu der Innenachse 17 ist, sind in diesem Fall die Bahnebenen parallel zu der Kegelgrundfläche, wobei die von dem Elektronenstrahl-Auftreffpunkt durchlaufenen Brennfleckbahnen sich als Schnitte zwischen der schiefkegeligen inneren Mantelfläche des Targets und den senkrecht zu der Innenachse 17 verlaufenden Bahnebenen ergeben.

Liste der verwendeten Bezugszeichen

	1, 1'	Tomographievorrichtung
	3	Aufnahmeraum zum Aufnehmen eines Untersuchungsobjekts
5	5	Untersuchungsobjekt
	7	Mittel zum Erzeugen eines Elektronenstrahls
	9	Elektronenstrahl
	11	Ablenkvorrichtung
	13	Target
10	15	Innenseite / innere Mantelfläche des Targets
	17	Innenachse / Symmetrieachse
	19	Target-Trägerkörper
	21	Steuervorrichtung
	23	Auftreffposition des Elektronenstrahls auf dem Target / Brennfleck
15	24	Vakuumkammer
	25, 27, 29, 31	Ebenen / Bahnebenen, in denen die Brennfleckbahnen verlaufen
	30	Bewegung des Elektronenstrahls
	32	Röntgenstrahlung
	33	Detektorvorrichtung
20	35	Röntgendetektor / Einzeldetektor
	37	Detektorelement / Konversionselement
	39	Lichtdetektor / Szintillationslicht-Detektor
	41	Verspiegelung
	43	Detektorbogen
25	45	Blende
	47	Durchtrittsöffnung der Blende
	49	Abschirmabschnitt der Blende
	51	Kreisbahn des Elektronenstrahl-Auftreffpunktes
	53	Abschnitt mit Szintillatormaterial / Szintillationsabschnitt
30	55	Abschnitt ohne Szintillatormaterial / Passivabschnitt

Patentansprüche

1. Tomographievorrichtung zur Elektronenstrahl-Röntgencomputertomographie zum Abbilden der inneren Struktur eines Untersuchungsobjektes (5), aufweisend:

- 5 - Mittel (7) zum Erzeugen eines Elektronenstrahls (9),
- eine Ablenkvorrichtung (11) zum Ablenken des Elektronenstrahls (9),
- ein Target (13) zum Abbremsen des Elektronenstrahls (9) unter Erzeugung von Röntgenstrahlung (32),
- eine Steuervorrichtung (21), die zur Steuerung der Ablenkvorrichtung (11)
- 10 mittels Steuerungsdaten derart ausgebildet ist, dass der Elektronenstrahl (9) von der Steuervorrichtung (21) mittels der Ablenkvorrichtung (11) derart führbar ist, dass der Elektronenstrahl (9) an einem Auftreffpunkt (23) auf das Target auftrifft und der Auftreffpunkt nacheinander entlang mehrerer, in unterschiedlichen Ebenen (25, 27, 29, 31) verlaufender Bahnen geführt wird, wobei die Ebenen parallel zueinander sind
- 15 und entlang einer gemeinsamen Normalenrichtung (z) in einem Abstand zueinander angeordnet sind, wobei an dem Auftreffpunkt (23) Röntgenstrahlung (32) zum Durchstrahlen des Untersuchungsobjektes (5) entsteht,
- eine Detektorvorrichtung (33) mit mehreren Einzeldetektoren (35) zum Erfassen der Röntgenstrahlung (32), wobei jeder der Einzeldetektoren (35) ein
- 20 Detektorelement (37) aufweist, das sich entlang der Normalenrichtung (z) über alle der Ebenen (25, 27, 29, 31) hinweg erstreckt und Szintillatormaterial aufweist, von dem bei darauf auftreffender Röntgenstrahlung (32) mittels Szintillation Szintillationslicht erzeugt wird, und wobei jeder der Einzeldetektoren (35) einen
- 25 Detektorsignals basierend auf dem erfassten Szintillationslicht aufweist, wobei
- die Tomographievorrichtung derart ausgebildet ist, dass von ihr jedes Detektorsignal basierend auf den Steuerungsdaten derjenigen der Ebenen (25, 27, 29, 31) zugeordnet wird, in der sich der Auftreffpunkt (23) des Elektronenstrahls (9) während der Erzeugung des Detektorsignals befindet.

30

2. Tomographievorrichtung nach Anspruch 1, wobei das Detektorelement (37) jedes der Einzeldetektoren (35) an seiner Außenfläche eine Verspiegelung (41) zum Reflektieren des Szintillationslichts aufweist, wobei die Verspiegelung (41) die

Außenfläche des Detektorelements (37) bis auf einen als Austrittsfenster für das Szintillationslicht fungierenden Abschnitt abdeckt.

3. Tomographievorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, wobei das Target (13) ein
5 Hohlkörper mit einer um eine Achse (17) umlaufenden inneren Mantelfläche (15) ist.

4. Tomographievorrichtung nach Anspruch 3, wobei die innere Mantelfläche (15) des Targets (13) die Form der Mantelfläche eines schiefen Kreiskegels oder schiefen Kreiskegelstumpfes aufweist.

10

5. Tomographievorrichtung nach Anspruch 3, wobei das Target (13) ein Hohlkörper mit einer bezüglich der Achse (17) rotationssymmetrischen inneren Mantelfläche (15) ist.

15 6. Tomographievorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei die Einzeldetektoren (35) unter Ausbildung eines Detektorbogens (43) entlang einer Kreislinie oder eines Kreislinienabschnitts aneinandergereiht angeordnet sind.

7. Tomographievorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, ferner aufweisend
20 eine Blende (45) zum räumlichen Begrenzen der Röntgenstrahlung (32), wobei die Blende (45) auf Höhe jeder der Ebenen (25, 27, 29, 31) eine oder mehrere Durchtrittsöffnungen (47) zum Hindurchtreten der Röntgenstrahlung (32) aufweist, und wobei die Blende (45) auf Höhe zwischen den Ebenen (25, 27, 29, 31) jeweils einen Abschirmabschnitt (49) zum Abschirmen der Röntgenstrahlung (32) aufweist.

25

8. Tomographievorrichtung nach den Ansprüchen 6 und 7, sofern rückbezogen auf einen der Ansprüche 3 bis 5, wobei die Blende (45) ringförmig ausgebildet ist und außerhalb des Targets (13) konzentrisch zu der Achse (17) angeordnet ist, und wobei der Detektorbogen (43) außerhalb der Blende (45) konzentrisch zu der Achse (17)
30 angeordnet ist.

9. Tomographievorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei das Detektorelement (37) jedes der Einzeldetektoren (35) vollständig aus dem

Szintillatormaterial besteht.

10. Tomographievorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei das
Detektorelement (37) jedes der Einzeldetektoren (35) entlang der Normalenrichtung
5 (z) der Ebenen (25, 27, 29, 31) abwechselnd Abschnitte (53) mit Szintillatormaterial
und Abschnitte (55) ohne Szintillatormaterial aufweist.

11. Tomographievorrichtung nach Anspruch 10, wobei das Detektorelement (37)
jedes der Einzeldetektoren (35) auf Höhe jeder der Ebenen (25, 27, 29, 31) einen
10 Abschnitt (55) ohne Szintillatormaterial aufweist und auf Höhe zwischen den Ebenen
(25, 27, 29, 31) jeweils einen Abschnitt (53) mit Szintillatormaterial aufweist.

12. Tomographievorrichtung nach Anspruch 10 oder 11, sofern rückbezogen auf
Anspruch 6 und einen der Ansprüche 3 bis 5, wobei die innere Mantelfläche (15) des
15 Targets (13) einen Target-Innenraum definiert und der Detektorbogen (43) innerhalb
des Target-Innenraums konzentrisch zu der Achse (17) angeordnet ist.

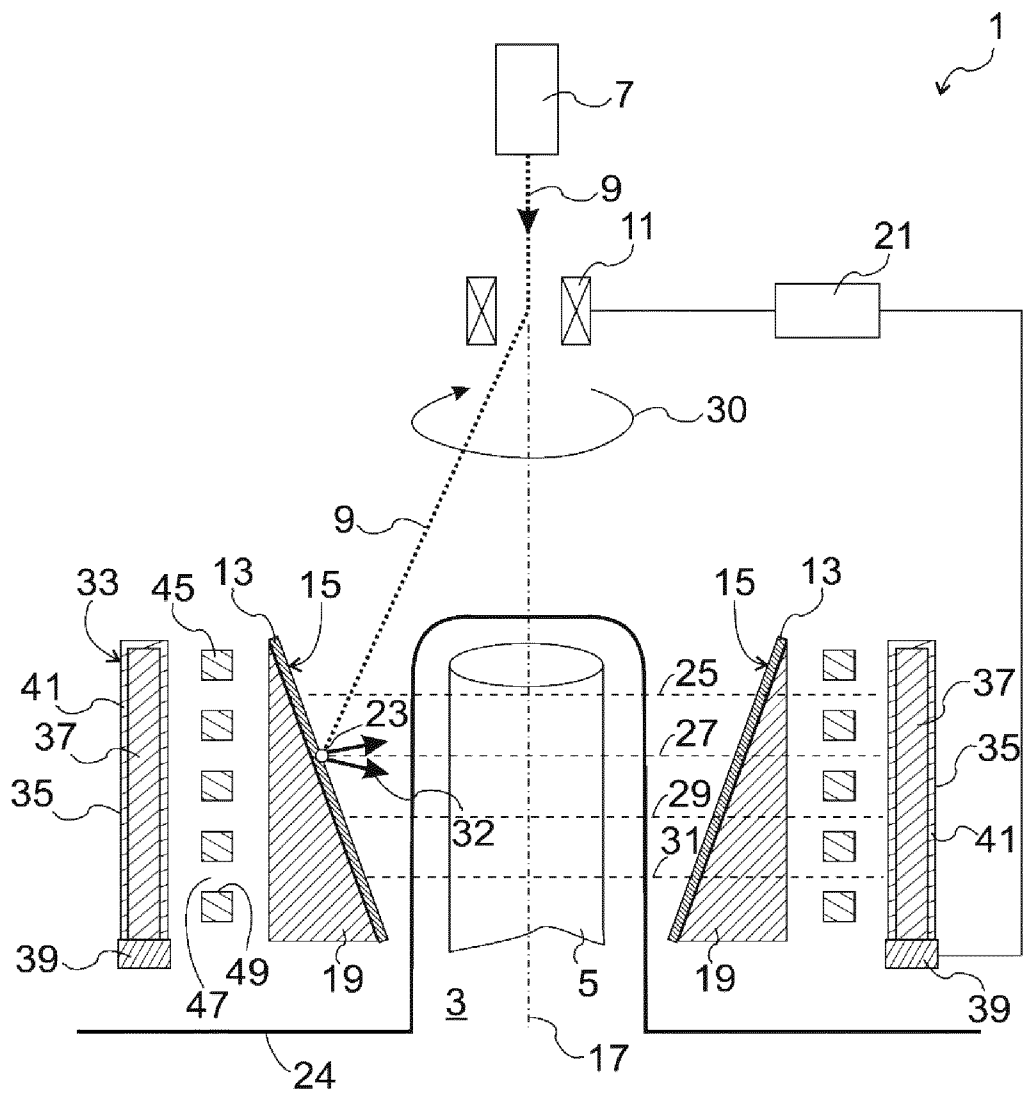
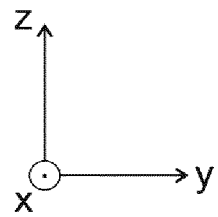
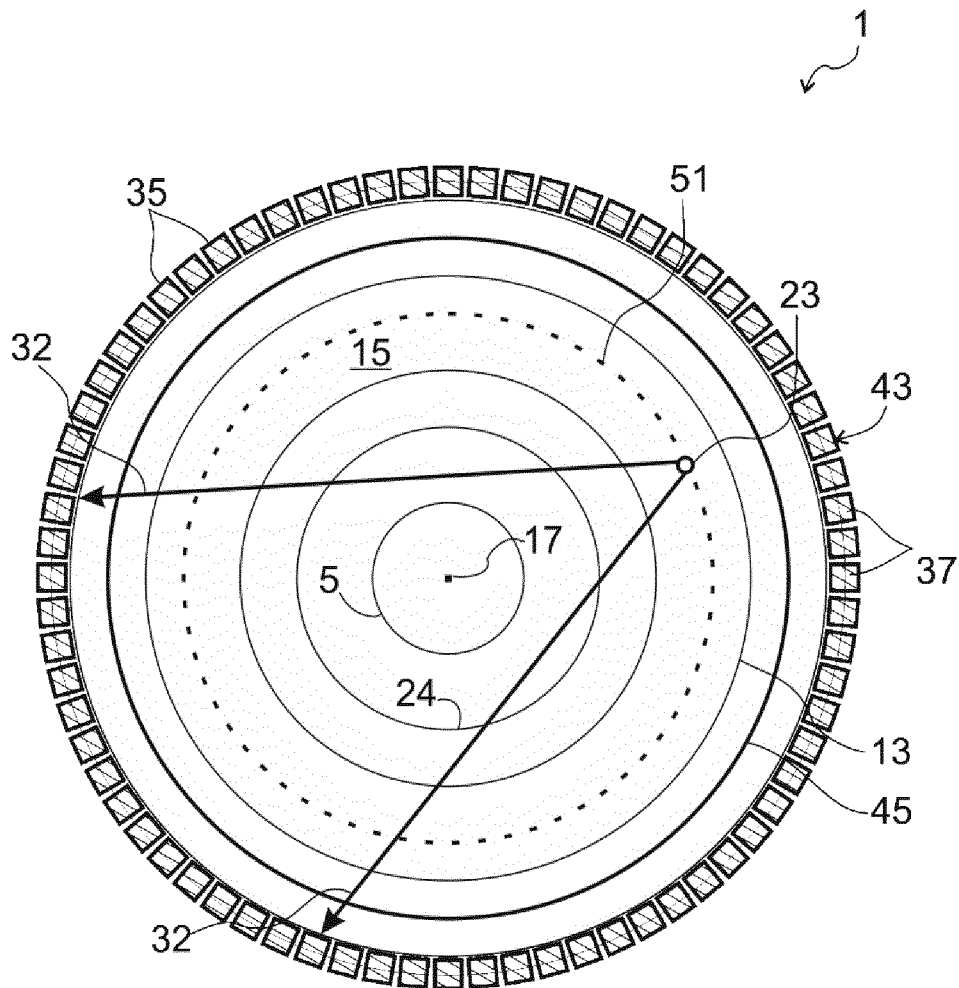
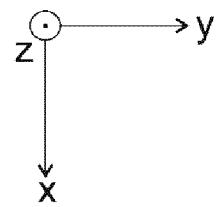


Figure 1





Figur 2



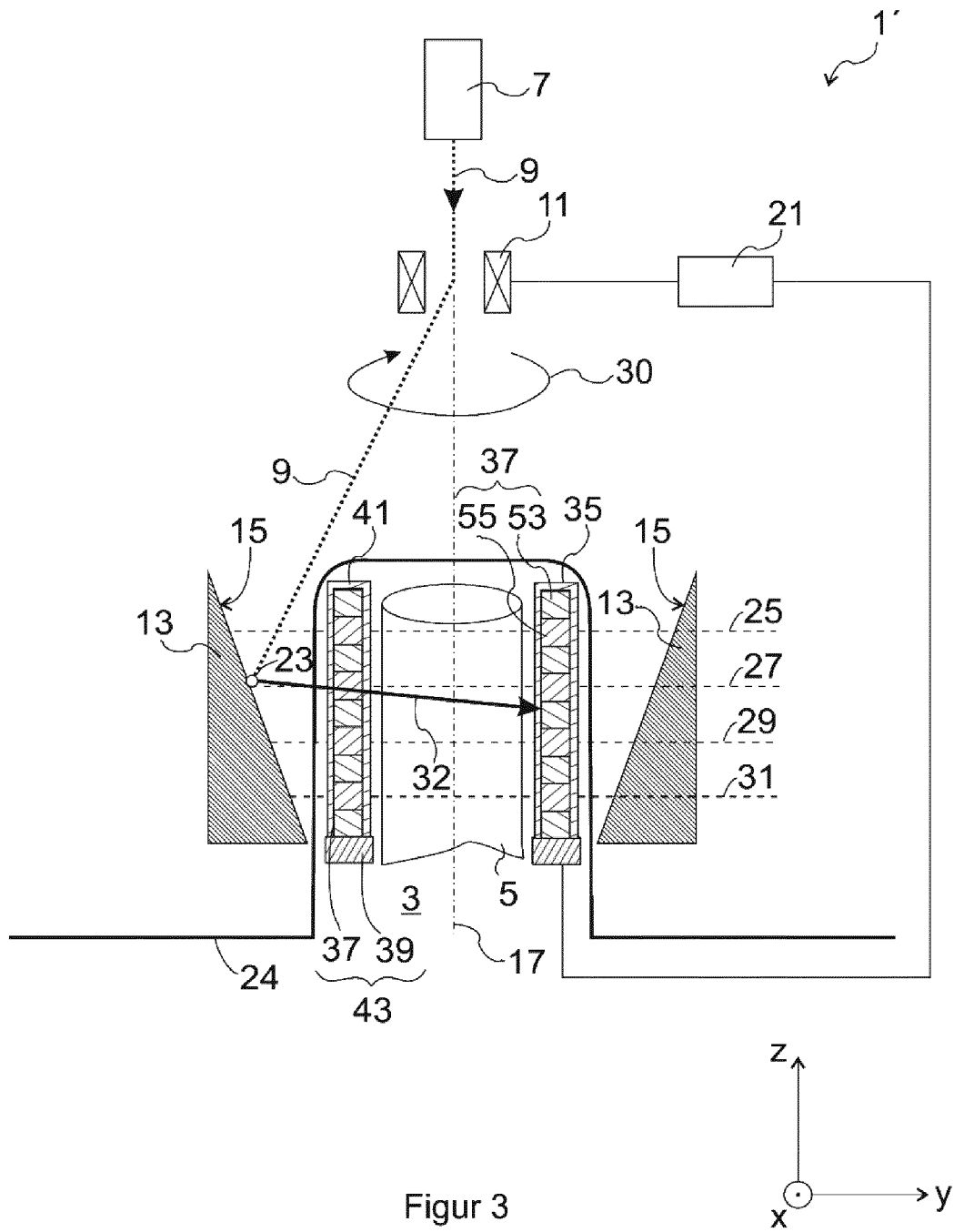


Figure 3

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2017/050629

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B6/03 A61B6/00 H01J35/14 H01J35/30 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 H01J		
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.
A	DE 10 2008 005718 A1 (FORSCHUNGSZENTR DD ROSSENDORF [DE]) 30 July 2009 (2009-07-30) paragraph [0011] - paragraph [0017] -----	1-12
A	DE 10 2006 029198 A1 (SIEMENS AG [DE]) 8 November 2007 (2007-11-08) paragraph [0027] - paragraph [0044]; figures -----	1-12
A	DE 103 56 601 A1 (ROSSENDORF FORSCHZENT [DE]) 14 July 2005 (2005-07-14) paragraph [0021] - paragraph [0030]; figures -----	1-12
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 8 May 2017		Date of mailing of the international search report 22/05/2017
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Strubel, Christine

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/050629

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
DE 102008005718 A1	30-07-2009	DE 102008005718 A1	30-07-2009
		EP 2252216 A1	24-11-2010
		US 2010303198 A1	02-12-2010
		WO 2009092372 A1	30-07-2009

DE 102006029198 A1	08-11-2007	NONE	

DE 10356601 A1	14-07-2005	NONE	

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES INV. A61B6/03 A61B6/00 H01J35/14 H01J35/30 ADD.		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
B. RECHERCHIERTE GEBIETE Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) A61B H01J		
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.
A	DE 10 2008 005718 A1 (FORSCHUNGSZENTR DD ROSSENDORF [DE]) 30. Juli 2009 (2009-07-30) Absatz [0011] - Absatz [0017] -----	1-12
A	DE 10 2006 029198 A1 (SIEMENS AG [DE]) 8. November 2007 (2007-11-08) Absatz [0027] - Absatz [0044]; Abbildungen -----	1-12
A	DE 103 56 601 A1 (ROSSENDORF FORSCHZENT [DE]) 14. Juli 2005 (2005-07-14) Absatz [0021] - Absatz [0030]; Abbildungen -----	1-12
☐ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen ☒ Siehe Anhang Patentfamilie		
* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen : "A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist "E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist "L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt) "O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht "P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist "T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist "X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden "Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist "&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche		Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
8. Mai 2017		22/05/2017
Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Bediensteter Strubel, Christine

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2017/050629

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
DE 102008005718 A1	30-07-2009	DE 102008005718 A1	30-07-2009
		EP 2252216 A1	24-11-2010
		US 2010303198 A1	02-12-2010
		WO 2009092372 A1	30-07-2009

DE 102006029198 A1	08-11-2007	KEINE	

DE 10356601 A1	14-07-2005	KEINE	
