

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

(19) Weltorganisation für geistiges
Eigentum

Internationales Büro

(43) Internationales
Veröffentlichungsdatum
3. Oktober 2013 (03.10.2013)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2013/143672 A1

- (51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 6/03 (2006.01) *A61B 6/00* (2006.01)
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2013/000873
- (22) Internationales Anmeldedatum:
22. März 2013 (22.03.2013)
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität:
10 2012 005 767.9 25. März 2012 (25.03.2012) DE
- (71) Anmelder: **DÜRR DENTAL AG** [DE/DE]; Höpfigheimer
Str. 17, 74321 Bietigheim-Bissingen (DE).
- (72) Erfinder: **BAUER, Walter**; Schlehenweg 5, 71735
Eberdingen-Nussdorf (DE).
- (74) Anwälte: **SCHWANHÄUSSER, Gernot** et al.; Ostertag
& Partner, Patentanwälte, Epplestr. 14, 70597 Stuttgart
(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, KM, 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, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

- mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz
3)

(54) Title: PHASE CONTRAST X-RAY TOMOGRAPHY DEVICE

(54) Bezeichnung : PHASENCONTRAST-RÖNTGEN-TOMOGRAPHIEGERÄT

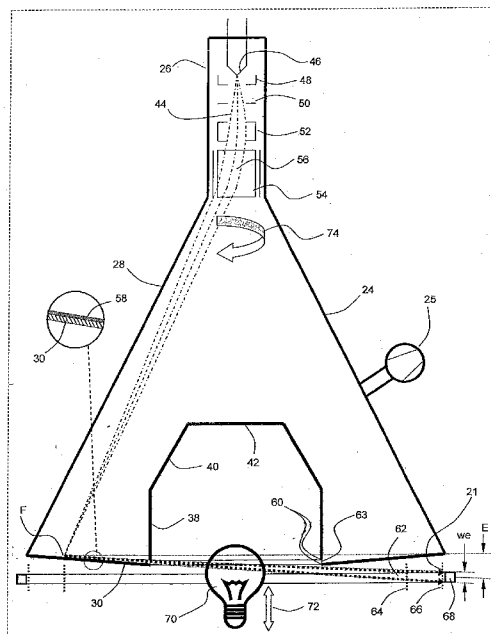


Fig. 2

(57) Abstract: The invention relates to a phase contrast x-ray tomography device, comprising an electron gun (44) having a downstream deflector coil (52). The x-ray beam (56) is guided by the deflector coil (54) on a circular path over a target (58), which is marginally tilted towards a plane positioned vertically on the device axis. The x-ray beam (62) generated at focal spot F of the electron beam (56) crosses an object (70) and arrives at a detector line (68) via a phase grating (64) and an amplitude grating (66).

(57) Zusammenfassung: Ein Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät hat eine Elektronenkanone (44) mit nachgeordneter Ablenkspule (52). Der Röntgenstrahl (56) wird durch die Ablenkspule (54) auf einer kreisförmigen Bahn über ein Target (58) geführt, welches geringfügig gegenüber einer senkrecht auf der Geräteachse stehenden Ebene geneigt ist. Der beim Brennfleck F des Elektronenstrahls (56) erzeugte Röntgenstrahl (62) durchquert ein Objekt (70) und gelangt über ein Phasengitter (64) und ein Amplitudengitter (66) auf eine Detektorzeile (68).

Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät

=====

- 5 Die Erfindung betrifft ein Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät.

Gegenstände kann man in Durchstrahlung sowohl dadurch entdecken, dass die einfallende Strahlung im Gegenstand abgeschwächt wird, oder auch dadurch, dass die einfallende
10 Strahlung im Gegenstand eine andere Fortpflanzungsgeschwindigkeit hat als außerhalb desselben. Für die Erkennung von Strukturen innerhalb eines Gegenstandes gilt das oben Gesagte gleichermaßen.

15 Änderungen in der Fortpflanzungsgeschwindigkeit führen zu Änderungen in der Phasenlage der Wellenfronten hinter dem Gegenstand. Typische Verfahren zum Erkennen der Änderung von Phasenlagen liegen darin, dass man mit dem Licht, welches
20 den Gegenstand durchquert hat, Interferenzfiguren erzeugt und deren Helligkeitsverteilung mit geeigneten Detektoren ausmisst.

Derartige Detektoren sind heute insbesondere Zeilendetektoren, welche eine Vielzahl in engem Abstand regelmäßig in Detektorlängsrichtung aufeinanderfolgende Detektionspixel aufweisen. Die Ausgangssignale derartiger Detektoren können unter Anwendung bekannter Techniken geformt und ausgewertet werden.

30 Verwendet man anstelle von Zeilendetektoren Streifendetektoren, die auch in einer zur Detektorlängsrichtung senkrechten Richtung regelmäßig unter kleinem Abstand aufeinanderfolgende Detektorelemente aufweisen, deren Anzahl allerdings kleiner ist als in Detektorlängsrichtung, so kann man die Inter-

35

ferenzfiguren auch in einer zweiten Richtung auswerten, wodurch sich die Qualität des Bildes verbessern lässt oder die zur Aufnahme des Bildes notwendige Zeit verringern lässt. Vereinfachend sollen hier unter Zeilendetektoren auch Streifen-
5 fendetektoren verstanden werden, um Doppelnennungen zu vermeiden, wo nicht anders gesagt.

Die soeben angesprochene Möglichkeit der Erkennung von Strukturen eines Gegenstandes unter Ausnützung der Tatsache,
10 dass Licht in unterschiedlichen Materienbereichen unterschiedliche Lichtgeschwindigkeit aufweist, wird auch Phasenkontrastverfahren genannt, da man eine kontrastreiche Darstellung des Gegenstandes aus Phasenunterschieden in der Lage der Wellenfronten herleitet.

15

Phasenkontrastverfahren sind insbesondere da von großem Interesse, wo Materialien Licht nur wenig absorbieren, also weitgehend für das verwendete Licht durchlässig sind.

20 Solche Verhältnisse liegen insbesondere im Bereich der Röntgen-Durchstrahlungsbilder vor, da Röntgenstrahlen, wie sie üblicherweise in der medizinischen Diagnostik und der Materialprüfung verwendet werden, nur wenig von Materialien absorbiert werden, wie sie in organischen Geweben vorkommen.
25 Bekanntlich hängt die Absorption von Röntgenstrahlen in Materie sehr stark von der Kernladungszahl der dort angefindenen Atome ab. Organische Materie ist aber überwiegend aus Wasserstoffatomen, Kohlenstoffatomen, Stickstoffatomen und Sauerstoffatomen aufgebaut, alle Elemente, die eine kleine
30 Kernladungszahl aufweisen.

In der DE 10 2006 046 034 A1 ist schon ein Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät beschrieben, welches nach dem eingangs geschilderten Prinzip arbeitet. Bei diesem bekannten
35 Röntgen-Tomographiegerät erfolgt die Erzeugung des Interfe-

renzmusters durch zwei in unterschiedlichem Abstand fluchtend vor einem linearen Detektor angeordnete Röntgengitter. Im Einzelnen geht es in der DE 10 2006 046 034 A1 darum, ein Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät anzugeben, welches
5 gleichzeitig auch für klassische Röntgenaufnahmen verwendet werden kann, die auf der unterschiedlichen Absorption der Röntgenstrahlen in unterschiedlichen Bereichen des Untersuchungsgegenstandes beruhen.

10 Bei dem bekannten Röntgen-Tomographiegerät sind auf einer Kreisführung (Gantry) einander diametral gegenüberliegend eine Röntgenquelle und eine Phasenmesseinrichtung angeordnet. Sie laufen in starrer Relativlage um die Achse der Gantry um. Diese Achse wird nachstehend auch einfach als Geräteachse bezeichnet.
15

Beim Umlaufen von Röntgenquelle und Phasenmesseinrichtung wird ein auf der Geräteachse angeordneter zu untersuchender Körper, z.B. ein Patient, aus unterschiedlichen Richtungen
20 durchstrahlt. Der zur Durchstrahlung verwendete Röntgenstrahl hat in Richtung der Geräteachse nur geringe Abmessungen, hat also die Gestalt eines sehr flachen Fächers. Bei einem Umlauf von Röntgenquelle und Phasenmesseinrichtung wird somit eine Schicht des zu untersuchenden Objekts er-
25 fasst. Dadurch, dass man eine Relativbewegung zwischen der Gantry und dem zu untersuchenden Objekt in axialer Richtung erzeugt, kann man eine Vielzahl eng benachbarter Schnitte durch das Objekt legen.

30 Aufgrund der mechanischen Trägheit der umlaufenden Geräteteile ist die zeitliche Auflösung des bekannten Tomographen gering. Sich bewegende Strukturen wie z.B. der pulsierende Herzmuskel können so nicht aufgelöst werden.

35 Bei der Phasenkontrast-Röntgen-Computertomographie müssen in

der Phasenmesseinrichtung Röntgengitter mit sehr kleinen Gitterkonstanten verwendet werden. Diese Röntgengitter müssen extrem genau positioniert werden und darüber hinaus auch noch sehr präzise um kleine Strecken verschoben werden, um
5 gezielte kleine Änderungen in den Interferenzmustern zu erzeugen, die für die Auswertung der Interferenzmuster wichtig sind. Damit muss das bekannte Tomographiegerät sehr stabilen Aufbau aufweisen, um erschütterungsbedingte oder verzugsbedingte Änderungen im Interferenzmuster sicher auszuschließen.
10 Da die Gantry einen Untersuchungsbereich umgeben muss, der typischerweise deutlich größer ist als die Abmessungen eines menschlichen Körpers, sind solche Tomographiegeräte auch sehr sperrig.

15 Es sind auch Röntgen-Tomographiegeräte bekannt, bei denen ein umlaufender Röntgenfächer dadurch erzeugt wird, dass man einen durch eine Ablenkspule gedrehten (= auf einer Kreisbahn bewegten) Elektronenstrahl, der von einer Elektronenkanone des Gerätes bereitgestellt wird, auf ein ringförmiges Target
20 fokussiert, welches in der Gantry feststehend angeordnet ist. Ein derartiges Tomographiegerät ist in der US 4 521 901 beschrieben. Hier hat man also keine schweren und trägen umlaufenden Geräteteile, und mit einem solchen Gerät können auch in Bewegung befindliche Organe untersucht werden.

25

Dieses Gerät arbeitet aber in Absorption, erzeugt also klassische Röntgen-Tomogramme.

Durch die vorliegende Erfindung soll ein verbessertes Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät geschaffen werden.
30

Diese Aufgabe ist erfindungsgemäß gelöst durch ein Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät, welches die im Anspruch 1 aufgeführten Merkmale aufweist.

35

Das erfindungsgemäße Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät lässt sich weitestgehend ohne bewegte mechanische Teile aufbauen. Denn die Röntgenlichtquelle mit dem Elektronenstrahl, der auf einer Bahn über ein Target bewegt wird, erlaubt es, ohne mechanisch gedrehte Komponenten einen umlaufenden Röntgenstrahl zu erzeugen. Insbesondere sind Quelle, Gitter und Detektor mechanisch feststehend, wodurch gewährleistet ist, dass die Phasenmesseinrichtung hohe Stabilität und hohe Konstanz ihres Arbeitsverhaltens gewährleistet.

10

Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen angegeben.

Die Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 2 ist im Hinblick auf eine Effektmodulierung und eine gute Signalaufbereitung in den an die Detektorzeile angeschlossenen Signalkanälen von Vorteil.

Bei einem Tomographiegerät gemäß der Ansprüche 3 und 4 verweilt der Röntgenfächer immer eine kurze Zeitspanne in gleicher Relativposition zum Objekt und wird dann jeweils um ein Inkrement weitergeschaltet. Dies ist im Hinblick auf rauscharme und kontrastreiche Bilder von Vorteil.

Bei einem Tomographiegerät gemäß Anspruch 5 lässt sich der Fokuspunkt des Elektronenstrahles auf dem Target und damit der Ursprung des Röntgenstrahles so variieren, dass die Breite des Röntgenstrahl-Fächers eingestellt werden kann.

Bei einem Tomographiegerät gemäß Anspruch 6 kann der Fokus des Elektronenstrahles und damit der Ausgangspunkt des Röntgenstrahles auf einem Kreis bewegt werden. Damit ist es möglich, ein Objekt aus unterschiedlichen Richtungen im Wesentlichen senkrecht zu einer Objektachse mit Röntgenlicht zu beaufschlagen. Ist dabei das Target kegelstumpfförmig, geht

35

mit der radialen Verlagerung des Fokuspunktes des Elektronenstrahles zugleich eine axiale Verlagerung desselben einher. Auf diese Weise kann man auch die Lage des Röntgenstrahles in axialer Richtung variieren. Hierdurch kann auf
5 eine gegebenenfalls zur Phasenmessung notwendige axiale Bewegung der Röntgenlicht-Beugungsstrukturen verzichtet werden.

Dabei ist die bevorzugte Weiterbildung, bei welcher der Öffnungswinkel des Target-Kegels so gewählt ist, dass er zu einem Talbot-Interferometer der Phasenmesseinrichtung passt, im Hinblick auf niedrige Strahlendosis und auf die notwendige räumliche Kohärenz für die Ausbildung kontrastreicher Interferenzstreifen von Vorteil.

15 Bei einem Tomographiegerät gemäß Anspruch 7 wird ein Teil des Röntgenspektrums durch eine Filterwand zurückgehalten, bevor der Röntgenstrahl auf das zu untersuchende Objekt trifft. Dies ist im Hinblick auf Röntgenstrahlerzeugung mit
20 hoher Leistungsdichte und auf kontrastreiche Interferenzmuster von Vorteil.

Die Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 8 ist im Hinblick auf eine effektive Röntgenstrahlungserzeugung bei
25 gleichzeitig geringem Gewicht des Gerätes von Vorteil. Die Funktionsschicht kann dabei eine sehr dünne Schicht aus Funktionsmaterial sein, deren Dicke vorzugsweise der Anodenspannung und der Eindringtiefe des Elektronenstrahles angepasst ist und nochmals vorzugsweise weniger als 20 μm , vorzugsweise weniger 10 μm beträgt und die vorzugsweise durch
30 Aufdampfen oder Sputtern hergestellt ist. Dies ist im Hinblick auf gute Röntgenstrahlerzeugung einerseits und gute Wärmeabfuhr andererseits von Vorteil.

35 Üblicherweise arbeitet die hier verwendete Phasenmessein-

richtung nur in einem engen Wellenlängenbereich des Röntgenlichts. Daher ist die Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 9 vorteilhaft, wonach die Phasenmesseinrichtung und das für das Target verwendete Funktionsmaterial derart aufeinander abgestimmt sind, dass zumindest eine der materialspezifischen, scharfen Linien des Röntgenspektrums der Röntgenlichtquelle bei einer Wellenlänge liegt, für welche die Phasenmesseinrichtung optimiert ist. Auch die Röntgeneigenschaften des zu untersuchenden Objekts sind bei der Auswahl des Funktionsmaterials maßgeblich.

Ein Tomographiegerät mit den im Anspruch 10 angegebenen Merkmalen eignet sich besonders gut für eine Untersuchung eines Objektes von allen Seiten her. Dabei ist die Kreisform oder Polygonform im Hinblick auf die Erzeugung vollständiger Daten und die Sicherstellung weitgehend identischer Untersuchungsbedingungen in Umfangsrichtung von Vorteil, aber nicht zwingend notwendig.

Bei einem Tomographiegerät gemäß Anspruch 11 kann man ein in der Phasenmesseinrichtung erzeugtes Interferenzbild in zwei zueinander senkrechten Richtungen auswerten. Dies ermöglicht die Phasenmessung in einem aufgelösten Bildpixel mit nur einer Aufnahme ohne die Einbeziehung von zu vielen Detektorpixeln in Umfangsrichtung. Die Aufnahmegeschwindigkeit kann so gesteigert werden, ohne die Auflösung in Umfangsrichtung zu verschlechtern.

Die Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 12 macht es möglich, im Tomographiegerät auch eine Röntgenlichtquelle einzusetzen, die gewöhnliche Fokusgrößen besitzt, also ursprünglich nicht ausreichend räumlich kohärentes Röntgenlicht erzeugt. Durch das hinter der Röntgenlichtquelle angeordnete Röntgengitter wird von dem von der Röntgenlichtquelle erzeugten Röntgenlicht ein näherungsweise kohärenter An-

teil abgespalten, der dann für die Phasenkontrast-Untersuchung verwendet wird.

Die Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 13 ermöglicht
5 die doppelte Nutzung des Röntgengitters sowohl als Kohärenzgitter als auch als Phasenmessgitter. Denn bei einem zumindest abschnittsweise, vorzugsweise vollständig, den Untersuchungsbereich umgebenden Röntgengitter kann das vom Brennfleck emittierte Röntgenlicht das Röntgengitter zunächst im
10 Wesentlichen radial von außen nach innen durchlaufen, um für die Phasenkontrastmessung ausreichend kohärentes Röntgenlicht zu erzeugen. Nach dem Durchlaufen des Untersuchungsbereiches tritt das Röntgenlicht auf der diametral gegenüberliegenden Seite des Untersuchungsbereichs in umgekehrter
15 Richtung, d.h. radial von innen nach außen, durch das Röntgengitter hindurch, sodass dieses als Röntgenlicht-Beugungsstruktur zur Vermessung der Phasenlage dient. Dies erlaubt die Verwendung nur eines Röntgengitters falls die Detektorauflösung ausreichend ist, um die bei der Vermessung
20 der Phasenlage entstehenden Interferenzmuster zu erfassen. Andernfalls muss noch eine weitere Röntgenlicht-Beugungsstruktur vorgesehen werden.

Die Weiterbildungen der Erfindung gemäß den Ansprüchen 14
25 und 15 sind im Hinblick auf die Ausbildung eines kontrastreichen Interferenzmusters in der Phasenmesseinrichtung von Vorteil.

Die Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 16 ist dabei
30 im Hinblick auf gute Empfindlichkeit und Kontrastauflösung des Tomographiegerätes von Vorteil.

Bei einem Tomographiegerät gemäß Anspruch 17 werden langwellige Bereiche des Spektrums der Röntgenlichtquelle abgespalten,
35 ten, welche das Phasenkontrastbild nachteilig als Untergrund

beeinflussen könnten.

Auch die Weiterbildung der Ansprüche 18 bis 20 ist im Hinblick auf die Untersuchung eines Objektes in unterschiedlichen radialen Richtungen von Vorteil.

Die Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 21 gestattet es, das Target, die erste Interferenzeinrichtung und gegebenenfalls auch noch eine Filterwand in einem einzigen Bauteil zu vereinen. Zusätzlich ist hierdurch auch eine genau in der Targetebene liegende Durchstrahlung ohne axialen Versatz möglich, wodurch eine höhere Bildqualität erzielt werden kann.

Die Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 22 gestattet ebenfalls eine genau in der Targetebene liegende Durchstrahlung, wobei alle auf dem Weg zum Detektor durchstrahlten Materialien in ihrer Absorptions- und Filterrichtung in Objekttrichtung und gegen die Objekttrichtung optimiert werden können.

Die Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 23 gestattet es, die Interferenzmuster bei vorbekannten kleinen Änderungen in den Relativpositionen von Lichtquelle, Beugungsstrukturen und Detektorzeile zu variieren und aus den kleinen Änderungen der Interferenzstreifen bei bekannten Relativbewegungen die Phasenlage des Röntgenlichtes in der Phasenmeseinrichtung zu bestimmen. Hierdurch wird es gegenüber dem Stand der Technik ermöglicht, die Phasenlage des Röntgenlichts zeitlich nacheinander und dafür mit einer der Größe der Detektorpixel entsprechenden genauen Ortsauflösung zu bestimmen.

Die Ansprüche 24 bis 26 geben konkrete Mittel dafür an, wie man die Änderung der Interferenzbedingungen präzise und re-

produzierbar ändert und so die Phasenmessung nun zeitlich nacheinander räumlich exakt auf eine Pixelgröße aufgelöst bestimmt werden kann, anstatt mit mehreren Detektorpixeln gleichzeitig die Phasenmessung vorzunehmen.

5

Die Weiterbildung gemäß Anspruch 27 ist im Hinblick darauf vorteilhaft, den Röntgenstrahl bezogen auf die Geräteachse exakt horizontal zu führen. Bei einem Röntgentomographiegerät gemäß Anspruch 27 sind zumindest Teile der Phasenmess-
10 einrichtung auch gut zugänglich, was ihre Justierung erleichtert.

Durch die Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 28 erhält der Röntgenstrahl in axialer Richtung des Gerätes kleine Abmessung. Man kann so entsprechend dünne Schichten des
15 untersuchten Objektes (Werkstück, Patient) untersuchen. Hierdurch kann auch die Dosisbelastung eines Patienten reduziert werden. Außerdem kann auf diese Weise die benötigte Gitter- und Detektorausdehnung in axialer Richtung deutlich
20 gesenkt werden, wodurch die Kosten für die Herstellung reduziert werden.

Bei einem Tomographiegerät gemäß Anspruch 29 ist der Röntgenfächer auch in Umfangsrichtung begrenzt.

25

Eine solche Begrenzung erhält man gemäß Anspruch 30 auf mechanisch besonders einfache Weise, da die Blenden nicht umlaufend zu sein brauchen. In Zusammenhang mit dieser Weiterbildung wird dann der Elektronenstrahl und damit der durch
30 diesen erzeugte Röntgenstrahl inkrementweise weiterbewegt, derart, dass in jedem Zyklus das nächste der durch die in Umfangsrichtung aufeinanderfolgenden Blenden begrenzte Fenster erreicht wird.

35 Bei einem Tomographiegerät gemäß Anspruch 31 macht man von

der inkrementweisen Weiterbewegung des Elektronenstrahles dazu Gebrauch, den durch den Elektronenstrahl erzeugten Röntgenfächer nacheinander in die verschiedenen Fenster des Blendenkörpers zu stellen.

5

Mit der Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 32 ist es möglich, die Achse des Röntgenfächers aus einer exakt radialen Richtung heraus zu schwenken. Dies ermöglicht gemäß Anspruch 33 einen Teilbereich eines Objektes zu durchstrahlen.

10

Ferner kann man gemäß Anspruch 34 eine synchron mit dem Röntgenstrahl umlaufende Blende verwenden, um den Röntgenstrahl in der Fächerebene seitlich zu begrenzen. Die Verwendung umlaufender Blenden hat dabei den Vorteil, dass man die genannte Abmessung des Röntgenstrahles je nach Anwendungsfall in einem größeren Bereich variieren kann.

15

Die Weiterbildung der Erfindung gemäß Anspruch 35 gestattet es, eine Detektorzeile oder einen Detektorstreifen außerhalb eines Gehäuses des Tomographiegerätes anzuordnen, da durch die geneigte Strahlführung der an einem Umfangspunkt des Gehäuses abgegebene Röntgenfächer auf seinem Weg zum Objekt und durch dieses hindurch eine so große axiale Lageänderung erfährt, dass er an dem dem Strahlquellpunkt gegenüberliegenden Bereich des Gerätegehäuses vorbeiläuft.

25

Nachstehend wird die Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen unter Bezugnahme auf die Zeichnung näher erläutert. In dieser zeigen:

30

Figur 1 eine schematische Darstellung, anhand derer die Wirkungsweise der Phasenkontrast-Röntgentomographie anhand eines einfachen Beispiels erläutert wird, wobei ein Interferenzmuster dargestellt wird, wie es von einer quadratischen

35

Prüfstruktur mit trapezförmigem Querschnitt erzeugt wird;

- Figur 2 einen schematischen axialen Schnitt durch ein Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät;
- Figur 3 einen axialen Halbschnitt durch ein abgewandeltes Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät, welches mehrere Elektronenkanonen besitzt und für lange Objekte geeignet ist.
- Figur 4 eine axiale Aufsicht auf Strahlbegrenzungen und Röntgengitter eines Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerätes, wobei einige Elemente in die Zeichenebene umgeklappt sind (oberer Abschnitt der Figur) sowie eine seitliche Ansicht des Tomographiegerätes (unterer Figurenteil);
- Figur 5 einen axialen Teilschnitt durch Targetring und Beugungsgitter eines weiteren Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerätes;
- Figur 6 eine vergrößerte Ansicht des Targetringes nach Figur 5;
- Figuren 7 bis 11 verschiedene Interferenzmuster, die sich für unterschiedliche Gitterkonstanten der Röntgengitter und unterschiedliche Verkippung derselben gegeneinander ergeben;
- Figur 12 eine perspektivische Ansicht einer ersten rotationssymmetrischen Röntgengitterstruktur;
- Figur 13 eine perspektivische Ansicht eines Segmentes einer Polygon-Röntgengitterstruktur;

- Figur 14 eine perspektivische Ansicht einer weiteren Polygon-Röntgengitterstruktur;
- 5 Figur 15 ein Segment einer weiteren rotationssymmetrischen Röntgengitterstruktur;
- Figur 16 eine perspektivische Ansicht einer weiteren rotationssymmetrischen Röntgengitterstruktur, welche
10 aus bogenförmigen Segmenten zusammengesetzt ist;
- Figur 17 eine ähnliche Ansicht wie Figur 15, wobei je doch die Durchlassbereiche der Gitterstruktur längs leicht geneigter Wendellinien angeordnet sind;
- 15 Figur 18 eine perspektivische Ansicht einer makroskopisch zylindrischen Röntgengitterstruktur mit wendelförmig verlaufenden Strichen;
- 20 Figur 19 eine ähnliche Ansicht wie Figur 18, wobei jedoch die Segmente der Röntgengitterstruktur geradlinig sind;
- Figur 20 eine perspektivische Ansicht einer Polygon-Röntgengitterstruktur, wie sie in Figur 19 dargestellt ist, wobei diese aber zusätzlich noch von einer polygonförmigen teilweise mehrzeiligen Detektorstruktur umgeben ist;
- 25
- 30 Figur 21 das Blockschaltbild einer Auswerteeinrichtung des Röntgen-Tomographiegerätes;
- Figur 22 eine Darstellung eines Röntgen-Tomographiegerätes, welches eine exakte radiale Durchstrahlung erlaubt und bei dem die Targetstruktur und die erste Rönt-
- 35

genlicht-Beugungsstruktur in einem Bauteil vereint sind, wobei zusätzlich eine umlaufende Blendeneinrichtung vorgesehen ist;

5 Figur 23 eine schematische Ansicht einer in der Breite verstellbaren umlaufenden Blende zur seitlichen Begrenzung eines Röntgenstrahles in einer Untersuchungsebene;

10 Figur 24 eine Darstellung eines Röntgen-Tomographiegerätes mit doppelter Durchstrahlung des Austrittsfensters und zusätzlicher Durchstrahlung des Targets und der Gehäusewand, was ebenfalls eine exakte radiale Durchstrahlung erlaubt;

15 Figur 25 eine Darstellung einer Blende, die den umlaufenden Röntgenfächer durch eine Taumelbewegung in seiner Höhe begrenzt und so die Bestrahlungsdosis reduziert; und

20 Figur 26 einen Axialschnitt durch ein Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät mit einem Gitter, das den Untersuchungsbereich umgibt und dabei zugleich die Funktion eines Kohärenzgitters und eines Phasengitters übernimmt.

Figur 1 zeigt den Prinzipaufbau eines Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerätes. Bei 10 ist eine Röntgenquelle gezeigt, die Röntgenlicht unterschiedlicher Wellenlänge bereitstellt, welches nicht kohärent ist. Hinter der Röntgenquelle 10 ist ein Kohärenzgitter 12 angeordnet, welches aus dem Licht der Röntgenquelle 10 quasi kohärentes Röntgenlicht abspaltet.

35 Ein solches Kohärenzgitter ist nicht notwendig, wenn die

Röntgenquelle eine sehr kleinen, an die Talbot-Bedingung angepassten Emissionspunkt oder eine entsprechende Streifenstruktur 10 besitzt.

- 5 Durch ein gestrichelt dargestelltes Quadrat ist ein Untersuchungsbereich 14 begrenzt.

Hinter dem Untersuchungsbereich 14 steht ein Phasengitter 16, und im Talbot-Abstand von dem letzteren ist ein Amplitudengitter 18 vorgesehen. Bei all den vorgenannten Gittern
10 handelt es sich um Strukturen, welche für Röntgenstrahlen wirksam sind und der Talbot-Bedingung genügen.

Hinter dem Amplitudengitter 18 ist ein ringförmiger Detektorstreifen 20 angeordnet, dessen Längsrichtung mit der
15 Haupterstreckungsrichtung des Amplitudengitters 18 zusammenfällt. Bei den dargestellten Gittern sind die einzelnen Striche senkrecht zur Zeichenebene im kleinen Abstand aufeinanderfolgend zu denken. Typische Strichabstände liegen
20 unter 10 μm , vorzugsweise im Bereich von etwa 1 bis etwa 3 μm .

Eine Anordnung, wie sie in Figur 1 gezeigt ist, erzeugt in der Ebene des Detektorstreifens 20 ein Interferenzmuster mit
25 hellen und dunklen Streifenabschnitten.

Das bei leerem Untersuchungsbereich 14 erhaltene Streifenmuster ist als Referenz-Interferenzmuster für den leeren Untersuchungsbereich zu verstehen.

30

Stellt man im Untersuchungsbereich ein Phasenobjekt 22 auf, so ändert sich das Interferenzmuster. Die Unterschiede in dem hellen und dunklen Streifen können mit dem Detektorstreifen 20 in elektrische Signale umgesetzt werden, und
35 diese können dann in ein Phasenbild umgerechnet werden. In

Figur 1 ist dabei die Randkontur des Phasenobjektes 22 in die Zeichenebene gekippt gestrichelt angedeutet. Auch das Interferenzmuster IF ist zur Veranschaulichung in die Zeichenebene gedreht.

5

Typischerweise erhält man das dargestellte Streifenmuster von einer Platte mit trapezförmigem Querschnitt, wie in Figur 1 gezeigt. Durch Vergleich mit dem Referenzbild erkennt man nun das für Röntgenstrahlen an sich durchlässige Phasen-
10 objekt 22.

Wird das Phasenobjekt 22 aus dem Strahlengang genommen, laufen die Interferenzstreifen, welche in der Umgebung des Phasenbildes gefunden werden, auch in demjenigen Bereich glatt
15 durch, in dem sich zuvor das Bild des Phasenobjektes 22 befand.

Figur 2 zeigt ein Tomographiegerät mit einem umlaufenden Röntgenemissionspunkt F. Ein Targetring 58 hat die Form eines Kegelstumpfes mit auf der Geräteachse liegender nach unten weisender Spitze.
20

Das Röntgentomographiegerät hat ein insgesamt mit 24 bezeichnetes gasdichtes evakuiertes Gehäuse, zu welchem ein
25 Gehäusehals 26, eine äußere kegelförmige Gehäusewand 28, eine schräg nach unten und innen abfallende Bodenwand 30, eine axial wieder zurückführende zylindrische Gehäusewand 38, eine sich hieran anschließende nach oben zusammenlaufende kegelmumpfförmige Gehäusewand 40 und eine Endwand 42 gehören.

30

Der gesamte Innenraum des Gehäuses 24 ist auf einen Druck von weniger als 10^{-5} mbar evakuiert. Dieses Vakuum kann sowohl durch hermetische Dichtheit als auch durch gezieltes Pumpen mit einer angebauten Vakuumpumpe 25 während des Be-
35 triebes hergestellt werden.

Im Inneren des Gehäuses 24 befindet sich eine Elektronenkanone 44. Zu dieser gehören schematisch dargestellt eine geheizte Kathode 46, eine Steuerelektrode 48, eine Beschleunigungselektrode 50, eine elektrostatische Linse 52 und eine Ablenkspule 54. Alternativ kann auch eine elektrostatische Ablenkeinheit verwendet werden, die einen Ablenkplattenkondensator umfasst.

10 Ein Elektronenstrahl 56 ist durch seine Mittenlinie und seine Einhüllenden gestrichelt dargestellt.

Auf der Bodenwand 30 ist ein ringförmiges Target 58 angeordnet, welches aus für Röntgen-Targets üblichem Material hergestellt sein kann. Das Target 58 hat die Form eines weit
15 geöffneten Kegelstumpfes mit einem Öffnungswinkel der Kegelspitze von etwa 160° .

An der Stoßstelle zwischen der Bodenwand 30 und der Gehäusewand 38 befindet sich ein kleiner Zwischenraum 60, der durch ein Röntgenfenster 63 verschlossen ist. Dieses erstreckt sich über volle 360° , so dass Röntgenlicht 62, welches beim Auftreffen des Elektronenstrahles 56 auf das Target 58 entsteht, in beliebiger durch die Ablenkspule 54 bzw. einen Ablenk-
25 lenkkondensator erzeugter Winkelstellung des Fokuspunktes F bezüglich der Achse des Gehäuses 24 durch einen entsprechenden Bereich des Röntgenfensters 63 austreten kann.

Das Röntgenlicht 62 ist nur in seinem nutzbaren fächerförmigen Bereich wiedergegeben, der durch die Höhe des Röntgenfensters 63 vorgegeben ist. Vom Auftreffpunkt des Elektronenstrahles 56 auf das Target 58 gehen natürlich noch weitere Röntgenstrahlen in den oberen Halbraum aus, welche aber durch die Wände des Gehäuses 24 absorbiert werden und nicht
35 zu Messzwecken verwendet werden. Das Gehäuse 24 ist hierzu

gegebenenfalls mit zusätzlichem Abschirmmaterial zu umgeben.

Das Röntgenfenster 63 kann zugleich aus einem Material gewählt sein, welches nicht gewünschte Teile des Röntgenspektrums absorbiert. Es sind dies insbesondere langwellige Anteile des kontinuierlichen Anteils des Spektrums. Gewünscht wird ein möglichst schmalbandiges Spektrum des Röntgenlichtes, dessen mittlere Wellenlänge zusammen mit den verstellbaren Röntgenbeugungsstrukturen, hier ein ringförmiges Phasengitter 64 und ein ebenfalls ringförmiges Amplitudengitter 66, die Talbotbedingung erfüllt.

Durch die Kegelform des Targets 58 und dadurch, dass der Auftreffpunkt des Elektronenstrahles 56 auf das Target 58 in Figur 2 höher liegt als das Röntgenfenster 63 wird erreicht, dass der für Messzwecke verwendete Röntgenfächer schräg nach unten gerichtet ist und auf der gegenüberliegenden in Figur 2 rechts gelegenen Seite der Bodenwand 30 unter dieser hindurchlaufen kann.

Soll das Röntgenfenster 63 etwas höher liegen als in den Figuren 2 und 3 gezeigt, kann die Bodenwand 30 an ihrem radial innen liegenden Ende eine niedere hochgekantete Umfangswand aufweisen.

Unterhalb der Bodenwand 30 ist konzentrisch zur Ge- häuseachse ein ringförmiges Phasengitter 64 angeordnet, welches gestrichelt angedeutet ist. Radial außerhalb des Phasengitters liegt coaxial ein ebenfalls ringförmiges Amplitudengitter 66. Und um das letzte herum ist ein ringförmiger Detektorstreifen 68 angeordnet.

Dieser umfasst in Streifenlängsrichtung unter sehr geringem Abstand aufeinanderfolgende Detektorelemente, deren Abstand kleiner ist als die Periode von Interferenzmustern, welche

durch das Phasengitter 64 und das Amplitudengitter 66 im Bereich des Detektorstreifens 68 erzeugt werden. In Drehrichtung (axialer Richtung des Geräts) umfasst der Detektorstreifen 68 eine kleinere Anzahl (z.B. 8, 16 oder 32) unter
5 gleichem kleinem Abstand aufeinanderfolgende Detektorelemente. Der Detektorstreifen 68 bildet somit insgesamt eine ringförmige Detektorfläche mit mehreren 100 000 Detektorpixeln in einer Ringzeile, die zum Beispiel etwa 250 000 in Umfangsrichtung aufeinanderfolgender Detektorelemente (für
10 ein Ganzkörper-Phasenkontrast-Tomographiegerät mit etwa 80 cm lichter Weite) umfassen kann, wenn man für jeden Strich der Röntgengitter ein Detektorelement vorsieht. 8, 16 oder 32 derartiger Linien von Detektorelementen sind axial unter dem Abstand der Detektorelemente hintereinander gestapelt.
15 Wie viele Zeilen man in axialer Richtung hintereinander vorsieht, ist eine Frage der Optimierung der Detektoren.

Prinzipiell genügt eine Detektorringzeile. Stehen Detektoren mit Pixelgrößen eines Bruchteils der gewünschten räumlichen
20 Auflösung zur Verfügung, kann man die Phasenmessung auf mehrere Pixel, z.B. 3x3 oder 4x4 Pixel je Auflösungspunkt ausdehnen. Ist die geometrische Auflösung der gesamten Anordnung ohnehin durch andere Gegebenheiten begrenzt (z.B. Brennfleckgröße und Vergrößerung), empfiehlt sich ein 3-bis
25 4-zeiliger Detektor je Auflösungszeile. Eine weitere Erhöhung der Zeilenzahl ist wegen der besseren Nutzung der Röntgenstrahlung sinnvoll, aber nur möglich, wenn die Gitterlamellen mit zunehmender axialer Entfernung von der Bahnebene des Brennpunktes F entsprechend schräg gestellt werden, was
30 den Aufwand für die Gitteranordnung wiederum erhöht.

Wie später noch genauer beschrieben wird, ist es für das Ausmessen der Interferenzfiguren an sich günstig, wenn die Abstände der Detektorelemente möglichst klein sind. Man erhält dann pro Streifenmuster-Periode eine größere Anzahl von
35

Stützstellen, aus denen sich der Verlauf der Sinusform bei der Intensitätsverteilung direkt ausrechnen lässt.

Hat man eine geringere Anzahl von Stützpunkten, möglicherweise nur ein Detektorelement pro Auflösungszelle oder weniger Detektorelemente als Auflösungszellen, muss man die Phasenmessung der Wellenfront dadurch ermöglichen, dass man eine derjenigen Strukturen, welche für die Erzeugung des Interferenzbildes verantwortlich sind (Röntgenquelle, Kohärenzgitter, Phasengitter, Amplitudengitter) um sehr kleine Abstände verschiebt, die Bruchteile des Abstandes zweier Gitterlinien betragen, um bei bekannten kleinen Verschiebungen eines beugungsrelevanten Bauteiles zusätzliche Informationen über den Intensitätsverlauf zu erhalten, worauf man dann diese zusätzlichen Messpunkte als zusätzliche Stützpunkte zum Anpassen einer Sinuskurve und zur Bestimmung der Phasenlage dieser Sinuskurve verwenden kann.

Dies wird weiter unten noch genauer beschrieben. Hier sei zunächst angenommen, dass die Teilung des Detektorstreifens 68 ausreichend klein ist, um ohne die oben angesprochenen Relativbewegungen um sehr kleine Strecken das Interferenzmuster ausreichend präzise ausmessen zu können, um hieraus die Phasenlage der Wellenfront zu bestimmen.

Die Röntgengitter, d.h. das Phasengitter 64 und das Amplitudengitter 66 sind in der Zeichnung als Gitter dargestellt, welche in Richtung der Geräteachse (oder bei besonders breiten Streifen sogar in Richtung der gegenüberliegenden Emissionspunktbahn orientierte) abwechselnd aufeinanderfolgende Schichten aus röntgendurchlässigem Material und Röntgenstrahlen absorbierendem Material aufweisen.

Wichtig für die Zwecke der Erfindung ist nur, dass die beiden Röntgengitter zusammen ein Interferenzbild herstellen.

Ein solches Interferenzbild kann man auch mit Röntgengittern erhalten, bei denen die abwechselnd aufeinanderfolgenden Schichten aus durchlässigem und absorbierendem Material in Umfangsrichtung periodisch hintereinander gestapelt sind.

5

Wie aus der Zeichnung ersichtlich und aus der Geometrie des Röntgenfensters 63 und dem Auftreffpunkt des Elektronenstrahles 56 auf das Target 58 ableitbar, hat das Röntgenlicht 62 die Form eines sehr schwach divergierenden, sehr
10 flachen, fächerförmigen Röntgenbündels.

Der fächerförmige Röntgenstrahl 62 zeichnet sich bezüglich seines Verlaufs und seiner Geometrie durch folgende Winkel aus: Einen Winkel E , unter welchem seine Umlaufebene zu einer Ebene geneigt ist, die transversal auf der Geräteachse
15 steht. Ferner einen Elevations-Fächerwinkel w_e , der den Öffnungswinkel des Fächers in einer axialen Schnittebene darstellt. Ferner einen Öffnungswinkel des Fächers in Umfangsrichtung w_u , der den Öffnungswinkel des Fächers in der Umlaufebene darstellt. Diese verschiedenen Winkel sind in die
20 Figuren 2 bis 4 eingetragen. In den anderen Figuren sind sie nur teilweise eingezeichnet. In der Umgebung der Achse des Gehäuses 24 ist jeweils ein Untersuchungsobjekt 70 (beispielhaft in Form einer Glühbirne) mit seiner bevorzugten
25 Bewegungsrichtung 72 gezeigt.

Der Röntgenstrahl 62 durchsetzt bei vorgegebener Stellung des Untersuchungsobjektes 70 letzteres in genau einer Schnittebene je Detektorauflösungszeile. Um andere Schichten
30 des Untersuchungsobjektes 70 untersuchen zu können, kann letzteres durch einen schematisch angedeuteten Antrieb 72 bevorzugt in axialer Richtung verfahren werden. Alternativ kann man das Röntgen-Tomographiegerät verfahren.

35 Aus der obigen Beschreibung des Gerätes nach Figur 2 ist

ersichtlich, dass durch entsprechende Bestromung der Ablenkspule 54 der Elektronenstrahl auf einer Kreisbahn um die Achse des Gehäuses 24 bewegt werden kann, wie in der Zeichnung durch einen Pfeil 74 angedeutet. Bei dieser Bewegung wandert dann der Auftreffpunkt F des Elektronenstrahles 56 auf dem Target 58 auf einen zur Gehäuseachse konzentrischen Kreis, und das Röntgenlicht 62 tritt dann in entsprechender Winkelausrichtung aus dem Röntgenfenster 60 aus.

Figur 3 zeigt ein abgewandeltes Tomographiegerät. Komponenten, die funktionell unter Bezugnahme auf Figur 2 schon beschriebenen Komponenten entsprechen, sind wieder mit denselben Bezugszeichen versehen und brauchen nicht nochmals im Einzelnen beschrieben zu werden.

Bei dem Tomographiegerät nach Figur 3 sind mehrere Elektronenkanonen 44 vorgesehen, die ähnlichen Aufbau aufweisen wie die in Figur 2 gezeigte Elektronenkanone. Die Elektronenkanonen 44 gemäß Figur 3 sind nun aber unter regelmäßigem Abstand über die Umfangserstreckung des Gehäuses 24 verteilt, so dass die von ihnen jeweils erzeugten Elektronenstrahlen 56 nur einen Teilbereich der Umfangserstreckung des ringförmigen Targets 58 überstreichen müssen. Durch sequenzielle Ansteuerung der verschiedenen Elektronenkanonen 44 wird dann insgesamt die gesamte Umfangserstreckung des Targets 58 abgefahren, wobei auch mehrere Elektronenkanonen gleichzeitig benutzt werden können, sofern sich ihre Röntgenstrahlfächer auf den Detektoren nicht überdecken.

Bei der Anordnung nach Figur 3 brauchen die verschiedenen Elektronenkanonen nicht in Umfangsrichtung aufeinanderfolgend aktiviert zu werden. Man kann die Elektronenkanonen auch in anderer Reihenfolge aktivieren, was im Hinblick auf Wärmeprobleme im Target 58 von Vorteil sein kann. Vorteilhaft, aber nicht zwingend notwendig ist nur, dass in einem

vorgegebenen Zeitraum (Scanzzyklus) alle Elektronenkanonen 44 genau ein Mal so aktiviert wurden und dass ihr Elektronenstrahl 56 auf dem zugeordneten bogenförmigen Segment der gesamten Umfangserstreckung des Targets 58 bewegt wurde.

5

Figur 4 zeigt eine Aufsicht auf den unteren Abschnitt des Tomographiegerätes, wobei die Winkelerstreckung des Röntgenfächers in zur Geräteachse senkrechter Richtung (Untersuchungsebene) und die Auffächerung des Röntgenlichtes in vertikaler Richtung (Elevationsauffächerung) genauer dargestellt sind. Ferner sind in der Zeichnung für das Phasengitter 64 und das Amplitudengitter 66 einige Striche in der Ausschnittsdarstellung angedeutet. Der Aufbau dieser ringförmigen Röntgengitter wird später unter Bezugnahme auf die Figuren 14 bis 22 noch genauer erläutert. Mit F ist in Figur 4 der Auftreffpunkt des Elektronenstrahles 68 auf das Target 58 bezeichnet. K steht für die Spur, auf welcher sich der Brennfleck F des Elektronenstrahls über das Target 58 bewegt.

20

Mit 133 ist in Figur 4 eine segmentierte Blende bezeichnet, welche als Blendengitter ausgebildet ist. Sie umfasst eine große Anzahl in Umfangsrichtung unter kleinem Abstand aufeinanderfolgender Blendenstäbe 132, zwischen denen Blendenfenster 134 verbleiben.

25

Die Blende 133 wird raumfest unter kleinem Abstand auf der Innen- oder Außenseite des Röntgenfenster 63 angeordnet und der Elektronenstrahl 56 wird durch geeignete Erregung der Ablenkspule 54 in Inkrementen auf dem Target 58 derart versetzt, dass der Fokus F jeweils radial mit der Mitte eines der Blendenfenster 134 fluchtet.

30

Man hat somit für jeden gegebenen Augenblick in der Untersuchungsebene einen Röntgenstrahl, dessen Breite durch die

35

Weite des Blendenfensters 134 und den Bahnradius des Elektronenstrahlauftreffpunktes F vorgegeben ist.

Auch eine gezielte exzentrische Lage des Untersuchungsvolumens kann durch Umlaufwinkel-abhängige Versetzung des Elektronenstrahlauftreffpunktes F zur Mitte der Blendenfenster 134 erreicht werden.

Die Auswertung der Ausgangssignale des Detektorstreifens 68 erfolgt bei Verwendung der Blendenkörper nach Figur 3 und nach Figur 4 so, dass man jeweils einen Teilbereich des Detektorstreifens 68 scharf schaltet bzw. dessen Ausgangssignale auswertet, auf welchem nutzbare Interferenzmuster erhalten werden. Das Auswählen dieses Bereiches kann auch unter Auswertung der Ablenksignale für die Ablenkspule 54 erfolgen.

Durch enge seitliche (Umfangswinkel-) Begrenzung des Röntgenstrahles in der Untersuchungsebene wird die Dosis für den Patienten reduziert, und insbesondere bei einer Ausführung gemäß Figur 3 wird die Bildaufnahmegeschwindigkeit erhöht.

Die Figuren 5 und 6 zeigen noch einmal schematisch den Strahlengang zwischen dem ringförmigen Zwischenraum 60 und dem Detektorstreifen 68 in axial vergrößertem Maßstab.

Aus diesen Figuren ist auch gut ersichtlich, dass durch die Schrägstellung des Targets 58 eine Reduzierung der gesehenen Größe der punktförmigen Röntgenlichtquelle erhalten wird, welche durch den Fokus F des Elektronenstrahles 56 auf dem Target 58 gebildet ist. Hat der Querschnitt des einfallenden Elektronenstrahls 56 die Größe D, erscheint in axialer Richtung gesehen von dieser Größe nur noch ein Bruchteil d.

Auf diese Weise ist es möglich, ein Objekt in sehr dünnen

Schichten zu untersuchen und gleichzeitig die räumliche Kohärenz in axialer Richtung so zu verbessern, dass gegebenenfalls auf das in Figur 1 dargestellte Kohärenzgitter 12 verzichtet werden kann und trotzdem die Talbotbedingung erfüllt ist.

Figur 7 zeigt schematisch ein Interferenzmuster, wie es in der lichtempfindlichen Fläche des Detektorstreifens 68 für eine vorgegebene Relativstellung von Phasengitter 64 und Amplitudengitter 66 erhalten wird. Unter Relativstellung ist hier sowohl der Abstand senkrecht zur Gitterfläche als auch die Neigung der Gitterlinien der beiden Gitter gegeneinander zu verstehen.

Das Interferenzmuster umfasst beim dargestellten Ausführungsbeispiel horizontale Streifen H, welche unter gleichem Abstand nebeneinander liegen. Eine zweite Streifenschar, welche unter kleinem Winkel geneigt zu dem Streifen H verläuft, ist mit N bezeichnet. Die Streifen H und N bilden in Figur 7 additiv übereinandergelegt gesehen Bereiche mit großem Schwarzanteil und Bereiche hoher Helligkeit, die jeweils grob gesprochen rautenähnliche Struktur haben.

Unterhalb des Streifenmusters sind als Grauwertbild die zugehörigen Helligkeitswerte von Detektorelementen $68i$, $68i+1$ bis $68i+6$ dargestellt.

Der Helligkeitsverlauf von links nach rechts entspricht einem sinusförmigen Verlauf mit einem Grundwert, da keine negative Helligkeit vorkommen kann. Man kann nun durch mathematische Verfahren (Anpassen, Fourier-Transformation) die Amplitude und Phasenlage in diesen sechs Detektorelementen berechnen.

Figur 8 zeigt ein ähnliches Bild, wobei aber die Phasenlage

zwischen den Interferenzen, welche durch Phasengitter und Amplitudengitter erhalten werden, geändert ist. Eine derartige Änderung der Phasenlage kann erhalten werden durch ein Verschieben des Objektes und/oder ein Verschieben der Röntgenlichtquelle und/oder ein Verschieben des Phasengitters und/oder ein Verschieben des Amplitudengitters und/oder durch ein Verkippen des Phasengitters und/oder ein Verkippen des Amplitudengitters.

Man erkennt, dass sich das geänderte Interferenzmuster auch in einer geänderten Helligkeitsverteilung im unter dem Interferenzmuster wiedergegebenen Helligkeitsprofil ergibt, und zwar in der Form, dass die sinusartige Helligkeitsverteilung sich um ein Detektorpixel nach rechts verschoben hat.

Betrachtet man jetzt alle sechs Pixel $68i$ bis $68-i+4$, die zu einem Auflösungspixel gehören, kann man auf eine veränderte Phasenlage, die z.B. auch durch ein Objekt im Röntgenstrahl hervorgerufen wird, zurückrechnen. Verwendet man eine Detektoranordnung mit nur einer Zeile von Detektorpixeln, hat man ein sehr unförmiges, längliches Auflösungspixel in Form von 6×1 Detektorpixeln. In den Figuren 9 bis 11 ist deshalb veranschaulicht, wie man z.B. aus 4×4 oder 3×3 Detektorpixeln die Phasenmessung eines eher quadratischen Auflösungspixels durchführen kann.

Figur 9 zeigt eine abgewandelte Geometrie, bei welcher das Phasengitter und das Amplitudengitter um entgegengesetzt gleich große Winkel gegen eine Referenzrichtung verkippt sind. Diese Anordnung wäre ebenfalls nur für ein längliches Auflösungspixel geeignet, da die obere und untere Pixelreihe mit der mittleren identisch ist und die Phasenlage der Sinusschwingung eigentlich nur aus drei Stützstellen bestimmt werden kann.

Gemäß dem Abtasttheorem wäre dies zwar ausreichend, in der Praxis sind solche Röntgenbilder jedoch auch noch durch Rauschen verfälscht, weshalb es besser wäre, mehr Abtastpunkte für die Ermittlung der Phasenlage auszuwerten. Durch geeignete Schrägstellung der Gitter gemäß den Figuren 10 und 11 sind nun alle 16 bzw. 9 Pixel des 4x4 bzw. 3x3 Pixelgrößen Auflösungspixel in der Sinusperiode ungefähr gleich verteilt.

10

In der Reihenfolge (1/1), (1/2), (1/3), (1/4), (2/1), (2/2), (2/3), (2/4), (3/1), (3/2), (3/3) usw. ergibt sich eine sinusartige Intensitätsverteilung, aus der wie in Figur 7 und 8 die Phasenlage und Amplitude bestimmt werden kann. Man erkennt, dass man durch die Verkippung der Gitter ein Interferenzmuster erhält, welches in horizontaler Richtung kleinere Periodenlänge aufweist. Die Periodenlänge ist also durch den Verkippwinkel w einstellbar. Figur 11 zeigt ein Streifenmuster, welches dadurch erhalten wird, dass man für Phasengitter und Amplitudengitter geringfügig unterschiedliche Gitterkonstanten wählt. Im Übrigen entspricht die Anordnung der Gitter derjenigen nach Figur 9.

Man erkennt, dass auf diese Weise das Streifenmuster gegenüber dem Streifenmuster nach Figur 9 in der horizontalen Richtung "geschert" ist, es ist also entsprechend dem Streifenmuster in Figur 10 gleichwertig auswertbar. Durch geeignete Wahl der Kippwinkel der Gitter und der Gitterkonstanten ist es also möglich, das Interferenzmuster jedes Auflösungs-
30 pixels so einzustellen, dass in jedem fast beliebig gewählten zugehörigen Detektorpixelarray (z.B. 3x4) eine Sinusschwingung mit allen zugehörigen Detektorpixeln gut angepasst werden kann. Durch gezielt verschiedene Gitterkonstanten ist es sogar möglich, ohne Nachteile eines der Gitter
35 absolut horizontal anzuordnen, wie in den Figuren 12 bis 16

gezeigt.

In Figur 12 ist ein ringförmiges Röntgengitter insgesamt mit 76 bezeichnet. Es besteht aus einer axialen Aufeinanderfolge von Schichten 78, 80, die aus unterschiedlichem Material bestehen. Der Unterschied in den Materialien kann in der Ausbreitungsgeschwindigkeit von Röntgenlicht liegen, dann handelt es sich bei dem Röntgengitter 76 um ein Phasengitter. Der Unterschied in den Schichten 78, 80 kann aber auch in der Absorption von Röntgenlicht liegen, dann stellt das Röntgengitter 76 ein Amplitudengitter dar.

Typischerweise werden Röntgengitter so hergestellt, dass man eine für Röntgenlicht transparente Grundstruktur hat, welche mit einem feinen Nutenmuster versehen ist. Diese Grundstruktur wird dann mit einem anderen Material dünn überschichtet. Dieses dünne Material beeinflusst beim Nutgrund, der senkrecht auf der Fortpflanzungsrichtung des Röntgenlichtes steht, das Röntgenlicht nur geringfügig, da die Schicht dort sehr dünn ist. In den Bereichen der Nutwände muss das Röntgenlicht dagegen das aufgedampfte Material auf langem Weg durchsetzen, so dass man eine große Beeinflussung erhält.

Das Röntgengitter hat somit breite Bereiche, in denen das Licht phasenmäßig und amplitudenmäßig nur wenig beeinflusst wird, und schmale Bereiche, welche das Licht stark absatten, bzw. eine starke Phasenänderung bewerkstelligen.

Das ringförmige Röntgengitter 76 gemäß Figur 12 ist makroskopisch einstückig.

Man kann derartige ringförmige Röntgengitter aber auch aus mehreren Segmenten zusammensetzen.

Figur 13 zeigt ein erstes derartiges stabförmiges Ringseg-

ment 82 mit unter 30° abgeschrägten Endflächen. Derartige Ringsegmente 82 lassen sich zu einem Sechseck-Ring zusammensetzen, so dass man ein Röntgengitter 76 erhält, wie es in Figur 14 gezeigt ist.

5

Ähnlich kann man mit kreisbogenförmigen Ringsegmenten 82 mit radialen Endflächen, wie sie in Figur 15 dargestellt sind, ein ringförmiges Röntgengitter 76 zusammensetzen, das in Figur 16 gezeigt ist.

10

Um ein Röntgengitter 76 zu haben, bei welchem die Gitterlinien geringfügig geneigt zu seinen Stirnflächen verlaufen, kann man ein Ringsegment 82 herstellen, wie es in Figur 17 gezeigt ist. Bei diesem sind die Gitterlinien schräg zur Ringachse geneigt.

15

Mit Ringsegmenten 82 gemäß Figur 17 lässt sich dann ein ringförmiges Röntgengitter 76 herstellen, wie es in Figur 18 gezeigt ist. Man erkennt, dass die Schichten 78, 80 eine mehrgängige Wendel bilden.

20

Bei einem solchen Röntgengitter 76 kann man die außen liegenden Endflächen als Justier- und Passflächen verwenden, die mit transversal zur Geräteachse verlaufenden Schultern zusammenarbeiten. Es ist also nicht notwendig, Anlageflächen des Gehäuses unter vorgegebenem kleinem Winkel zur Geräteachse auszubilden, um so Gitterlinien zu verkippen. Man braucht auch keine Justiermittel vorzusehen, um die Neigung der Gitterlinien einzustellen.

30

Figur 19 zeigt ein ähnliches Röntgengitter 76 wie Figur 18, das jedoch als Sechseck-Ring ausgebildet ist.

Figur 20 zeigt ein innenliegendes Phasen-Röntgengitter 64 und ein dieses unter Abstand umgebendes ringförmiges Ampli-

35

tuden-Röntgengitter 66, die beide ähnlich wie das Röntgen-
gitter 76 ausgebildet sind, jedoch zwölf an den Umfangsenden
entsprechend abgeschrägte Segmente aufweisen. Auf diese Wei-
se lassen sich großen Durchmesser aufweisende Röntgengitter
5 und Detektorzeilen bzw. -streifen aus kleineren Einheiten
zusammenbauen.

Um die Ringgitter herum ist der Detektorstreifen 68 gezeigt,
welcher ebenfalls aus geraden Detektorsegmenten 84 aufgebaut
10 ist, deren Enden unter 15° abgeschrägt sind. Er hat Detek-
torelementzeilen 68-1, 68-2, .. 68-i, ...

Es ist leicht vorstellbar, in Figur 20 nun 3- oder höherzei-
lige Detektorstreifen, einen Gitterring nach Figur 19 und
15 einen Gitterring nach Figur 14 zu kombinieren und das Aus-
werteverfahren nach Figur 10 anzuwenden. Höherzeilige Detek-
torstreifen mit Pixeln $68(1/1)$, ..., $68(i/j)$ sind hier
durchaus sinnvoll und können verwendet werden, um mehrere
Schichten der Tomographieaufnahme gleichzeitig zu stellen.
20 Insbesondere haben handelsübliche Streifendetektoren auch in
der kleineren Dimension meist 64 und mehr Zeilen und eine
Ausdehnung von mehr als 6 mm. Bei Auflösungspixeln von bei-
spielsweise 300 μm sind dies bereits 20 gleichzeitig gemes-
sene Schichten. Auch für die Gitterstreifen ist eine Her-
25 stellung in einer Breite von 6 mm weit wirtschaftlicher als
mit einer Breite von 0,3 mm. Auch die Montage der Gitter-
streifen ist so vereinfacht.

Bei der Ausbildung zu breiter Streifen muss bei üblichen Di-
30 mensionen größer 10 mm jedoch bedacht werden, dass gegebe-
nenfalls auch die Ausrichtung der Gitterplatten grob in
Richtung der Emissionsebene zeigen muss, weil bei den übli-
chen Dimensionen sonst ein sogenannter Jalousieeffekt die
Gitterwirkung beeinträchtigt oder gar zunichte macht. Hierzu
35 ist dann eine zusätzliche pyramiden-, kegel- oder kugelarti-

ge Ausbildung der Gitterringe notwendig.

Auf diese Weise lassen sich großen Durchmesser aufweisende Röntgengitter und Detektorzeilen aus kleineren Einheiten zusammenbauen.

In Figur 21 ist schematisch eine Auswerteeinheit 86 dargestellt, welche die Ausgangssignale des Detektorstreifens 68 in ein Phasenbild des Objektes 70 umsetzt. Die Auswerteeinheit 86 hat einen programmierbaren Prozessor 87, der mit einem Stellungsgeber 88 zusammenarbeitet, der ein Signal bereitstellt, welches der Stellung des Elektronenstrahls 56 in Umfangsrichtung entspricht. Dieses Signal kann z.B. vom Aktivierungssignal der Ablenkspule 54 abgeleitet sein. Dieses Signal ist dann zugleich eine Information darüber, wie der fächerförmige Röntgenstrahl 62 in der Untersuchungsebene winkelmäßig ausgerichtet ist. Der Prozessor 87 hat dann eine Untereinheit 90, welche mit den Ausgangssignalen des Detektorstreifens 68 beaufschlagt ist und diese speichert.

Ist die Teilung der Detektorelemente 68(i, j) deutlich kleiner als die Teilung der Interferenzfigur, so kann die Untereinheit 90 direkt an die Ausgangssignale benachbarter Detektorelemente ein sinusförmiges Intensitätsprofil anpassen, z.B. durch Least Square Fit oder Fourier-Transformation. Dieses Intensitätsprofil wird mit einem Referenz-Intensitätsprofil verglichen, welches man ohne Objekt erhalten hatte und in einem Referenzprofilspeicher 91 abgelegt ist. Durch Vergleichen wird dann die Phasenverschiebung berechnet, welche auf das Objekt zurückzuführen ist.

Der mittlere Absorptionswert des Objektes und die Amplitude der Sinusform-ähnlichen Pixelinformation stehen, wie bei anderen Phasenkontrastverfahren, ebenfalls als bildgebende Information zur Verfügung und können in den weiteren Verarbei-

tungseinheiten ebenfalls verwertet werden.

Die Phasenverschiebungen für die verschiedenen Bildpixel werden dann in einem Speicher 92 in den Schichten des Objek-
5 tes entsprechenden Speicherbereichen 92-1, 92-2, ... 92-i, ... abgelegt, in welchem die pixelweise berechneten Phasenverschiebungen ein zunächst numerisches Bild des Objektes darstellen.

10 Indem man diese Zahlenwerte ähnlich behandelt wie Grauwerte eines üblichen Bildes, kann man dann mit den herkömmlichen tomographischen Rekonstruktionsverfahren, welche selbstverständlich auch auf Teilvolumina angewandt werden können, und mit herkömmlichen Bildverarbeitungsverfahren visuell bezüg-
15 lich des Kontrastes verbesserte Tomographie-Bilder erzeugen, die dann ein Beobachter auf einem Bildschirm 94 evaluiert. Alternativ oder zusätzlich werden die Bilder auch auf einem Drucker 96 ausgegeben und in einem Patienten- oder Objektdatenbank-Speicher 98 abgelegt.

20 Stehen keine Detektorstreifen 68 zur Verfügung, bei denen die Teilung der Detektorelemente 68-i deutlich (Faktor 4 und mehr) kleiner ist als die Teilung des Interferenzmusters, erfolgt die Bestimmung der durch das Objekt geänderten Phasenlage nacheinander dadurch, dass man Versuchsbedingungen
25 geringfügig ändert, die einen Einfluss auf die Entstehung der Interferenzmuster haben. Entsprechende Änderungen sind in erster Linie Änderungen in der Lage des Brennfleckes F des Elektronenstrahles 56, Änderungen in der Lage von Phasengitter 64 und Amplitudengitter 66.
30

Diese Änderungen müssen, klein gegenüber der Gitterkonstanten des verwendeten Röntgengitters sein. Sie werden in eine der Abtastpunkteanzahl für das sinusähnliche Grauwertsignal
35 entsprechende Schrittzahl unterteilt, wobei die Weg-Summe

der Schritte insgesamt der Gitterkonstanten des verwendeten Röntgengitters entspricht. Solche kleine Änderungen erhält man durch Radialverlagerungen des Brennflecks F auf dem möglichst flach geneigten Target 58 oder durch Verstellen oder
5 Verkippen eines Röntgengitters durch Mikroaktoren 146, z.B. piezoelektrische Aktoren, wie sie in Figur 20 am Phasen-Röntgengitter 64 translatorisch angreifend angedeutet sind.

Es versteht sich, dass man auch mehrere der genannten Änderungen in Kombination verwenden kann.
10

Für verschiedene Stellungen der beweglichen Komponenten misst man dann die Interferenzfigur wieder aus. Die verschiedenen Ausgangssignalen der Detektorelemente 68-i, welche man für verschiedene Relativlagen k ermittelt, werden in
15 Speicherfeldern des Speichers 90 abgelegt.

Dann hat man für jedes Pixel eine größere Anzahl von Stützpunkten (analoge Speicherzellen der Speicherbereiche 90-k),
20 die für die Bestimmung einer Intensitäts-Sinuskurve verwendet werden. Dies erfolgt im Einzelnen ähnlich wie oben für den Fall sehr fein geteilter Detektorstreifen beschrieben. Aus dieser Sinuskurve wird dann wieder die Phasenverschiebung gegenüber der Referenzmessung ohne Objekt berechnet.
25 Bei Bedarf können auch hier zusätzlich zur Phaseninformation auch der mittlere Grauwert und die Amplitude des Sinusform-ähnlichen Verlaufes weiter verwertet werden.

Aus den Phasenlagen, die man für die verschiedenen Pixel mit
30 und ohne Objekt gemessen hat, kann man dann wieder das Phasenbild des Objektes erstellen.

Es versteht sich, dass das Refrenz-Interferenzbild des Tomographiegerätes allein (ohne Objekt; Referenzbild) eine Gerä-
35 tekonstante ist, die nur in größeren Abständen neu bestimmt

zu werden braucht, um Alterungseffekte und gegebenenfalls auch thermische Instabilitäten auszuschalten. Auch dann, wenn man für spezielle Untersuchungen die Geometrie der Anordnung ändert, muss natürlich das Referenz-
5 Interferenzmuster neu bestimmt werden.

Man erkennt, dass das oben beschriebene Phasenkontrast-Tomographiegerät keine mechanisch auf hohe Genauigkeit zu bearbeitenden Komponenten aufweist mit Ausnahme der Röntgen-
10 gitter und des Detektorstreifens. Lediglich das Objekt muss mechanisch in dem Phasenkontrast-Tomographiegerät bewegt werden, wenn das Aufnahmevolumen größer als die 20 Schichten umfassende Gitterstruktur sein soll.

15 Es eignet sich im medizinischen, dentalen und veterinärmedizinischen Bereich somit zum Einsatz auch unter Nicht-Laborbedingungen. Gleiches gilt für den Einsatz auch in den Bereichen der Materialprüfung und des Sicherheitswesens (Kontrolle von Gepäckstücken usw.).

20

In Figur 22 ist ein abgewandeltes Tomographiegerät dargestellt, bei welchem die Röntgenbeugungsstruktur 64 und der Targetring 58 zu einem Bauteil zusammengefasst sind. Die Lamellen der Röntgenbeugungsstruktur 64 sind unter einem Gitterabstand a_1 angeordnet und bestehen vorzugsweise, genauso
25 wie das Target 58, aus einem Material hoher Dichte und hoher Ordnungszahl, weshalb die Oberfläche der Beugungsstruktur prinzipiell gut zur Erzeugung von Röntgenstrahlen geeignet ist.

30

Vorzugsweise sind bei einer solchen Kombieinheit 65 von Target und Röntgenbeugungsstruktur Zwischenräume zwischen den Gitterlamellen mit einem gut wärmeleitenden und wenig Strahlung absorbierenden Material 67 ausgefüllt, welches zugleich
35 eine Röntgen-Filterwirkung haben kann.

Die für die Kohärenz des Quellpunktes notwendige Strukturierung wird durch die in der Kombieinheit 65 dargestellte, hervorstehenden Gruppen von Lamellen erzeugt, welche unter
5 einem Abstand a_0 angeordnet sind. Durch das gruppenweise Vorstehen der Lamellen wird der schräg von oben anfallende Elektronenstrahl in den Zwischenbereichen abgeschattet, weshalb dort keine Röntgenstrahlung mehr erzeugt wird. Durch die dargestellte Sheddach-ähnliche innere Begrenzungsfläche
10 des Lamellenstapels wird die Intensität des Elektronenstrahles 56 besser genutzt. Bei dieser Variante kann die Durchstrahlung des Objektes, im Gegensatz zu den Varianten gemäß den Figuren 2 bis 6 in einer exakten Ebene erfolgen.

15 Zusätzlich ist in Figur 22 und 23 eine insgesamt mit 100 bezeichnete rotierende Blendeneinrichtung dargestellt, die zur Funktion des Tomographiegerätes bei technischen Objekten nicht notwendig ist, jedoch zur Senkung der Strahlenbelastung für Patienten im medizinischen Einsatz sinnvoll ist.
20 Sie umfasst Bauteile 100 bis 131.

Der Röntgenstrahlfächer 62 wird dabei durch gegeneinander verstellbare Röntgenfenster 116, 118 auf die notwendige Grenze des Winkels w_u und w_e begrenzt. Eine Lagerung 104 der
25 Umlaufblende ist durch ein großen Durchmesser aufweisendes Kugellager am Boden 30 des Gehäuses 24 realisiert, wobei hier auch eine Luftkissenlagerung oder eine Magnetlagerung verwendbar wäre.

30 Ein Antrieb 110 und eine Positionsmeldung 131 sorgen für die gewünschte dynamische Positionierung zum Röntgenemissionspunkt F.

Die Blende 102 besteht aus zwei zylindrischen Blendenteilen
35 112, 114, welche mit Ausnahme von für Röntgenlicht durchläss-

sigen Fenstern 116 bis 119 für Röntgenlicht undurchlässig sind.

Die Fenster 116 und 118 begrenzen so zusammen einen Spalt S,
5 der durch Verdrehen eines der Blendenteile 112, 114 auf dem
anderen einstellbar ist, den in Richtung Objekt austretenden
Röntgenstrahlfächer in Umfangsrichtung. Die Blendenteile
112, 114 können zum Beispiel durch manuelles Verstellen ei-
ner Langlochverbindung in Umfangsrichtung gegen einander
10 verstellt werden, um die Breite des Spaltes S zu verändern.

Alternativ kann man die beiden Blendenteile 112, 114 auch
über einen in Umfangsrichtung wirkenden Aktor 120 koppeln,
der an Armen 122, 124 angreift, welche am Blendenteil 112
15 bzw. 114 angebracht sind.

Wuchtkörper 126 und 128, die jeweils zu beiden Seiten der
Fenster 116, 118 symmetrisch angeordnet sind, dienen zum
Massenausgleich für die leichteren Fenster 116, 118.

20 Ein weiterer Wuchtkörper 130 ist diametral der Verstellein-
richtung 120, 122, 124 gegenüberliegend auf dem inneren
Blendenteil 112 angeordnet und gleicht die Unwucht aus, wel-
che durch die Verstelleinrichtung erzeugt wird.

25 Der Aktor 120 wird drahtlos mit Energie versorgt und draht-
los (ggf. über die gleiche Übertragungsstrecke) ferngesteu-
ert.

30 Bei Verwendung der oben beschriebenen Blende 102 kann man
über den Spalt S die transversale Abmessung des Röntgenlich-
tes 62 in der Untersuchungsebene vorgeben. In Figur 24 ist
eine weitere Variante dargestellt, mit der ebenfalls eine
Durchstrahlung des Objektes in einer exakten Ebene erfolgen
35 kann.

Hier wird der Targetring 58 und der Gehäuseboden 30 so dimensioniert, dass der Röntgenfächer diesen auf der gegenüberliegenden Seite durchstrahlen kann.

5

In Figur 24 ist zusätzlich eine Abwandlung der rotierenden Blende mit einer Aufhängung 109 in Form einer Glocke oder Speichenkrone dargestellt, deren Lagerung 104 sich an einer zentralen Achse 108, welche an der Endwand 42 des Gehäuses 24 befestigt ist, befindet. Auf dem dem Emissionspunkt F benachbarten Bereich der rotierenden Blende befindet sich zusätzlich ein mitrotierender Abschirmkörper 61, der die Strahlungsemission in die dem Emissionspunkt F benachbarten Detektorbereiche beschränkt.

15

Die Auswertung der Ausgangssignale der Detektorzeile 68 erfolgt bei Verwendung der Blendenkörper nach Figur 22 bis Figur 24 so, dass man jeweils einen Teilbereich der Detektorzeile 68 scharf schaltet bzw. deren Ausgangssignale auswertet, auf welchem nutzbare Interferenzmuster erhalten werden. Das Auswählen dieses Bereiches erfolgt unter Verwendung des Stellungsgebers 131 oder auch unter Auswertung der Ablenssignale für die Ablenkspule 54.

25

Figur 25 zeigt eine Blende 150, welche den Öffnungswinkel des Röntgenfächers in Elevationsrichtung (Öffnungswinkel in axialer Schnittebene) begrenzt.

30

Ein oberer Blendenring 152 und ein unterer Blendenring 154 sind über jeweils wenigstens drei Aktoren (Hubmagnete, Schwingmagnete, Piezosteller, Pneumatikzylinder, Magnetostriktive Aktoren) 156 an geeigneter Stelle des Gehäuses 24 befestigt, wobei gegebenenfalls auch einer der beiden Blendenringe 152, 154 feststehend angebracht sein kann. Durch eine phasenverschobene sinusartige Ansteuerung der Aktoren

35

kann nun die entsprechende Blende eine Taumelbewegung ausführen, wodurch der Elevationswinkel ω des Röntgenfächers 62 lokal begrenzt wird und gleichzeitig dafür gesorgt wird, dass die Strahlung im Röntgenfächer 62, welche den Patienten durchdringt, auch auf dem Detektor registriert werden kann. Hierdurch lässt sich die Strahlenbelastung für den Patienten reduzieren.

Figur 26 zeigt ein Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung.

Bei diesem Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät sind die Bodenwand 30 des evakuierten Gehäuses 24, auf welcher das kegelstumpfförmige Target 58 angeordnet ist, sowie das Target 58 selbst aus einem für das Röntgenlicht durchlässigen Material gebildet. Der Öffnungswinkel des kegelstumpfförmigen Targets 58 ist zudem so gewählt, dass das Röntgenlicht, nachdem es aus dem Austrittsfenster 63 ausgetreten ist und den Untersuchungsbereich durchlaufen hat, auf der diametral gegenüberliegenden Seite wieder auf das Austrittsfenster 63 trifft.

Vom Austrittsfensters 63 aus gesehen radial innenliegend ist ein den Untersuchungsbereich umgebendes Gitter 200 angeordnet, welches zugleich die Funktion des Kohärenzgitters 12 und des Phasengitters 64 übernimmt. Radial außerhalb der Bodenwand 30 sind das Amplitudengitter 66 und der Detektorstreifen 20 angeordnet, deren Funktionsweise gegenüber den bisherigen Ausführungsbeispielen unverändert ist.

30

Im Übrigen funktioniert das Phasenkontrast-Röntgentomographiegerät wie folgt:

Das am Brennfleck F auf dem Target 58 erzeugte Röntgenlicht trifft nachdem es aus dem Austrittsfenster 63 ausgetreten

35

ist zunächst auf das Gitter 200, wodurch Röntgenlicht mit für die Phasenmessung ausreichender Kohärenz erzeugt wird.

Nach dem Durchlaufen des Untersuchungsbereiches trifft das
5 Röntgenlicht wieder auf das Gitter 200 und tritt durch dieses in entgegengesetzter Richtung hindurch. Das Gitter 200 dient nun als Teil der Phasenmesseinrichtung zusammen mit dem Amplitudengitter 66 und dem Detektorstreifen 20 dazu, die Phasenlage des Röntgenlichts zu erfassen. Das Röntgen-
10 licht tritt dabei über das Austrittsfenster 63 wieder in das Gehäuse 24 ein, um daraufhin durch das Target 58 und die Bodenwand 30 hindurch zu treten. Dort trifft es schließlich auf das Amplitudengitter 66 und den Detektorstreifen 20.

15 Das soeben beschriebene Ausführungsbeispiel erlaubt es somit, mit nur zwei Gittern ein Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät zu realisieren, das zum Erfassen der einzelnen Tomographieprojektionen keine um das zu untersuchende Objekt herum bewegten Teile benötigt. Würde ein Detektor-
20 streifen 20 mit einer ausreichend hohen Auflösung (beispielsweise mit der Auflösung des Amplitudengitters 66) verwendet, so könnte zudem auf das Amplitudengitter 66 verzichtet werden.

25 In Kombination mit dem Ausführungsbeispiel nach Figur 22 wäre sogar ein Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät denkbar, bei welchem nur ein mit einer Gitterstruktur versehenes Target und ein hochauflösender Detektor verwendet werden.

Patentansprüche

=====

5 1. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät

mit einer Röntgenlichtquelle, die mindestens einen in einem
Vakuumgefäß (24) ablenkbaren Elektronenstrahl (56) aufweist,
der auf einer vorgegebenen Bahn (K) über ein Target (58) be-
10 wegt wird, welches einen Untersuchungsbereich zumindest
teilweise umgibt, um auf dem Target (58) mindestens einen
Röntgenlicht emittierenden Brennfleck (F) zu erzeugen,

mit einer Röntgenlicht-Detektionseinheit, welche eine fest-
15 stehende Röntgenlicht-Phasenmesseinrichtung (64, 66, 68) um-
fasst, die vom Röntgenlicht bei dessen Bewegung überstrichen
wird, und

mit einer Auswerteeinrichtung (86), die mit den Ausgangssig-
20 nalen der Phasenmesseinrichtung (64, 66, 68) beaufschlagt
ist und dazu eingerichtet ist, aus diesen ein durch Phasen-
kontrast erhaltenes Objektbild zu berechnen.

2. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach Anspruch 1,
25 dadurch gekennzeichnet, dass der Elektronenstrahl (56) in
seiner Intensität moduliert wird.

3. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach Anspruch 2,
dadurch gekennzeichnet, dass der Elektronenstrahl (56) weg-
30 abhängig ein- und ausgeschaltet wird.

4. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der
Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass der Elektro-
nenstrahl (62) intermittierend, vorzugsweise um gleiche In-
35 krementen bewegt wird.

5. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die radiale Position des Elektronenstrahles (56) variiert wird, vorzugsweise in Abhängigkeit von der Größe eines zu durchstrahlenden Bereiches.

6. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass das Target (58) zumindest teilweise rotationssymmetrisch ist, wobei es vorzugsweise die Form eines sich in Richtung zu einer Elektronenstrahlquelle (44) der Röntgenlichtquelle erweiterten Kegelstumpfes oder eines Teiles eines solchen hat, der vorzugsweise einen derartigen Öffnungswinkel aufweist, dass das Bild des Brennfleckes (F) einem Talbot-Interferometer (64, 66) der Phasenmesseinrichtung (64, 66, 68) angepasst ist.

7. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass ein radial außen liegender oder ein radial innen liegender Rand des Targets (58) eine im Wesentlichen axial in Richtung auf eine Elektronenstrahlquelle (44) der Röntgenlichtquelle zurücklaufende Filterwand (63) trägt, die vorzugsweise von dem Target (58) oder einer letzteres tragenden Gehäusewand (30) getragen ist, wobei letztere vorzugsweise Röntgenstrahlung stark absorbiert, vorzugsweise sperrt.

8. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass das Target (58) der Röntgenlichtquelle (F, 58) einen Grundkörper aufweist, der aus einem Grundmaterial mit niedriger Kernladungszahl und vorzugsweise hoher Wärmeleitfähigkeit hergestellt ist, und dass das Target (58) eine einer Elektronenstrahlquelle (44) der Röntgenlichtquelle zugewandte Funktionsschicht aufweist, die aus einem Material mit hoher Kernla-

dungszahl gefertigt ist, welches vorzugsweise gute Wärmeleitfähigkeit aufweist und/oder einem Talbot-Interferometer angepasst ist.

- 5 9. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass das Target (58) eine einer Elektronenstrahlquelle (44) der Röntgenlichtquelle (F, 58) zugewandte Funktionsschicht (58) aufweist, die aus einem Material gefertigt ist, das die Erzeugung von Röntgenlicht erlaubt, dessen Spektrum bei einer
10 Wellenlänge einen Peak aufweist, die an ein Talbot-Interferometer (64, 66) der Phasenmesseinrichtung (64, 66, 68) angepasst ist.
- 15 10. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Phasenmesseinrichtung (64, 66, 68) einen Detektor (68) umfasst, der als geschlossener Ring ausgebildet ist, der vorzugsweise kreisförmig oder polygonförmig ist.
- 20 11. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Phasenmesseinrichtung (64, 66, 68) einen Detektor (68) umfasst, der eine mehrzeilige Anordnung von Detektorelementen (68i-j) umfasst, deren Zeilenhöhe vorzugsweise einen Bruchteil der
25 Pixelauflösung beträgt.
12. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass in Strahlrichtung gesehen hinter der Röntgenlichtquelle (F, 58) ein
30 Röntgengitter (12; 200) als Kohärenzgitter angeordnet ist.
13. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass das Röntgengitter (200) den
35 Untersuchungsbereich zumindest teilweise umgibt, wobei das

Röntgengitter (200) in Strahlrichtung des Röntgenlichts gesehen vor dem Untersuchungsbereich als Kohärenzgitter und in Strahlrichtung des Röntgenlichts gesehen hinter dem Untersuchungsbereich als Röntgen-Beugungsstruktur der Phasenmesseinrichtung (200, 66, 68) wirkt.

14. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Phasenmesseinrichtung eine Interferenzeinrichtung (64, 66) und einen Detektor (68) umfasst, wobei die Interferenzeinrichtung mindestens eine Röntgenlicht-Beugungsstruktur (64, 66) aufweist, welche in Strahlrichtung gesehen vor dem Detektor (68) der Phasenmesseinrichtung (64, 66, 68) angeordnet ist.

15. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass die Interferenzeinrichtung (64, 66) zwei in Strahlrichtung beabstandete Röntgenlicht-Beugungsstrukturen (64, 66), vorzugsweise Röntgengitter, umfasst, welche vorzugsweise unter Talbot-Abstand in Strahlrichtung beabstandet angeordnet sind.

16. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach Anspruch 14 oder 15, dadurch gekennzeichnet, dass die Interferenzeinrichtung (64, 66) auf den Schwerpunkt oder einen gewünschten Spektralbereich des Spektrums der Röntgenlichtquelle (F, 58) angepasst ist.

17. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 14 bis 16, dadurch gekennzeichnet, dass die Interferenzeinrichtung (64, 66) zugleich als Filter für langwellige Bereiche des Spektrums der Röntgenlichtquelle (F, 58) ausgebildet ist.

18. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 14 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens

eine der Röntgenlicht-Beugungsstrukturen (64, 66) als Ring (76) oder Ringsegment (82) ausgebildet ist und vorzugsweise kreisförmige oder polygonale Grundgeometrie aufweist.

- 5 19. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 14 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens eine der Röntgenlicht-Beugungsstrukturen (64, 66) in Richtung einer Geräteachse periodisch ist.
- 10 20. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 14 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens eine der Röntgenlicht-Beugungsstrukturen (64, 66) in Umfangsrichtung periodisch ist.
- 15 21. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 18 bis 20, dadurch gekennzeichnet, dass die einem Objekt am nächsten liegende Beugungsstruktur (64) auf ihrer dem Objekt zugewandten Seite eine überlagerte doppelperiodische Beugungsstruktur (65) mit einer ersten Gitterkonstanten (a1), die der Talbotbedingung für diese Beugungsstruktur (64) genügt, und einer zweiten periodischen Abstandskonstanten (a0), die der Talbotbedingung für die Kohärenz des Quellpunktes genügt, und durch Abschattungsbereiche gegenüber dem einfallenden Elektronenstrahl (56) ausgebildet
- 20 ist.
- 25 22. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 18 bis 21, dadurch gekennzeichnet, dass das ein Objekt durchstrahlende Röntgenlicht im Wesentlichen radial verläuft und durch die durchstrahlten Bereiche der Filterwand (63) und durch die erneut durchdrungenen Materialien des auf der gegenüberliegenden Seite liegenden Abschnitts des Target (58) eine weitere Filterung des Energiespektrums erfährt.

23. Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 22, gekennzeichnet durch Mittel (146) zum Verändern einer oder mehrerer Relativlagen zwischen einem oder mehreren der nachstehenden Komponenten bzw. Teilen hiervon einerseits und einer anderen der nachstehenden Komponenten andererseits:
5 Röntgenlichtquelle, insbesondere der Brennfleck (F); Kohärenzgitter; Phasenmesseinrichtung, insbesondere die Röntgenlicht-Beugungsstrukturen (64, 66) und/oder der Detektor (68).

10

24. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel (146) zum Verändern einer oder mehrerer Relativlagen einen Linearantrieb, einen Drehantrieb oder einen Kippantrieb umfasst.

15

25. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach Anspruch 23 oder 24, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel zum Verändern einer oder mehrerer Relativlagen einen Mikroaktor (146), zum Beispiel einen Piezoaktor, einen magnetostrikti-
20 ven Aktor oder einen Elektret-Aktor, umfassen.

26. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 23 bis 25, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel (146) zur Veränderung einer oder mehrerer Relativlagen Mittel zum Ändern der Beugungs-Geometrie einer Röntgenlicht-
25 Beugungsstruktur (12, 64, 66) umfassen.

27. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 26, dadurch gekennzeichnet, dass ein einer
30 Bahnebene des Röntgenlichts (62) benachbarter Bereich des Vakuumgefäßes (24) für Röntgenlicht zumindest teilweise durchlässig ist und die Röntgen-Phasenmesseinrichtung (64, 66, 68) zumindest teilweise, vorzugsweise ganz radial außerhalb des Vakuumgefäßes (24) angeordnet ist.

35

28. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 27, dadurch gekennzeichnet, dass die Röntgenlichtquelle (F, 58) einen Austrittsspalt (60; S; 116, 118, 134, 141) für das Röntgenlicht aufweist, der in einer
5 senkrecht zu einer Geräteachse liegenden Ebene verläuft und vorzugsweise durch eine zumindest teilweise kreisförmige oder polygonförmige Blende (38, 102, 112, 114, 140, 142) begrenzt ist und vorzugsweise einen an die entsprechende Detektorabmessung angepassten Elevations-Öffnungswinkel (we)
10 für das Röntgenlicht (62) und/oder einen derart angepassten Umfangs-Öffnungswinkel (wu) vorgibt.

29. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 28, gekennzeichnet durch eine Mehrzahl in
15 Umfangsrichtung aufeinanderfolgende Blendenfenster (134).

30. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach Anspruch 29, dadurch gekennzeichnet, dass die Blendenfenster (134) durch in Umfangsrichtung äquidistant aufeinanderfolgende
20 Blendenkörper (132) gebildet sind, die vorzugsweise stabförmig ausgebildet sind.

31. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach Anspruch 29 oder 30 in Verbindung mit Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Inkremente dem Abstand der Blendenfenster
25 (134) angepasst sind.

32. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach Anspruch 31, dadurch gekennzeichnet, dass die Teilung der Bahn (K) des Elektronenstrahles (56) gegenüber der Teilung der Blendenfenster (134) um eine Phasenversetzung phasenversetzt
30 ist.

33. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach Anspruch 32, dadurch gekennzeichnet, dass die Phasenversetzung wegab-
35

hängig so gewählt ist, dass ein vorgegebener Teilbereich eines Objektes (70) durchstrahlt wird.

34. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 28 bis 33, gekennzeichnet durch eine in Umfangsrichtung wirkende weitere Blende (102), welche synchron zum Röntgenlicht (62) um die Geräteachse umläuft und vorzugsweise Röntgenlicht (62) mit in Umfangsrichtung kleinem Umfangs-Öffnungswinkel (wu) vorgibt.

10

35. Phasenkontrast-Röntgen-Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 27 bis 34, dadurch gekennzeichnet, dass der Austrittsspalt (60; S; 116, 118, 134, 141) und die Lage des Brennfleckes (F) des Elektronenstrahles (56) der Röntgenlichtquelle axial gegeneinander versetzt sind, wobei der Austrittsspalt (60; S; 116, 118, 134, 141) vorzugsweise mit einer Filterwand kombiniert ist und nochmals vorzugsweise als Vakuumfenster ausgebildet ist.

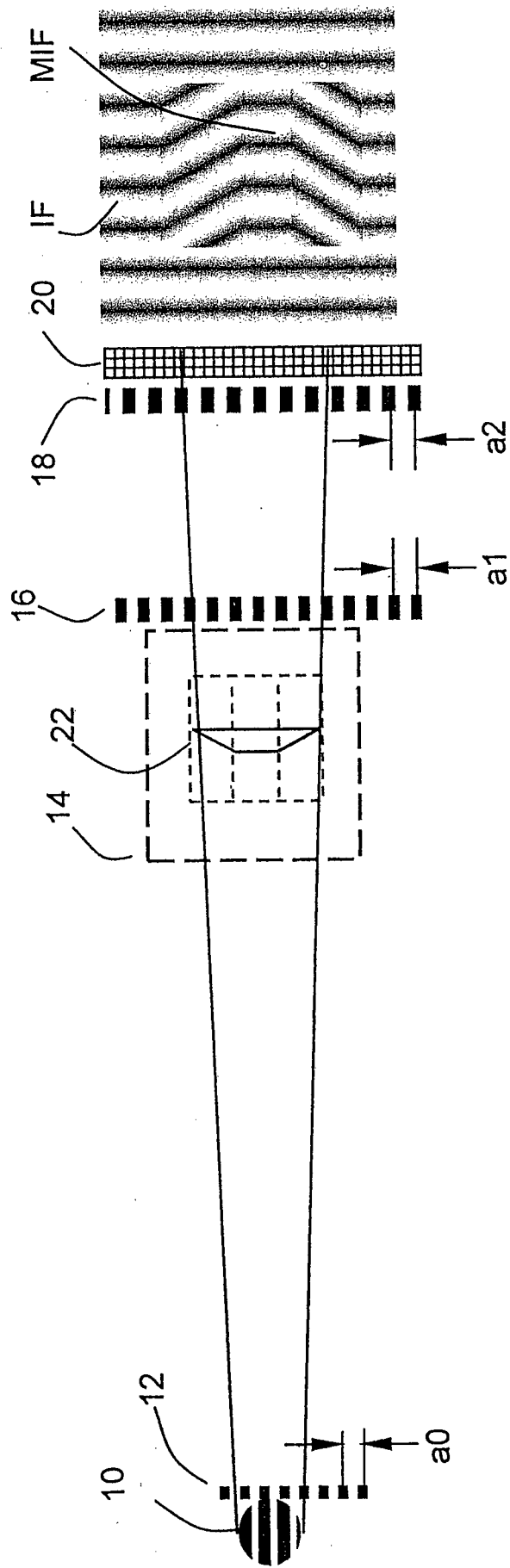


Fig. 1

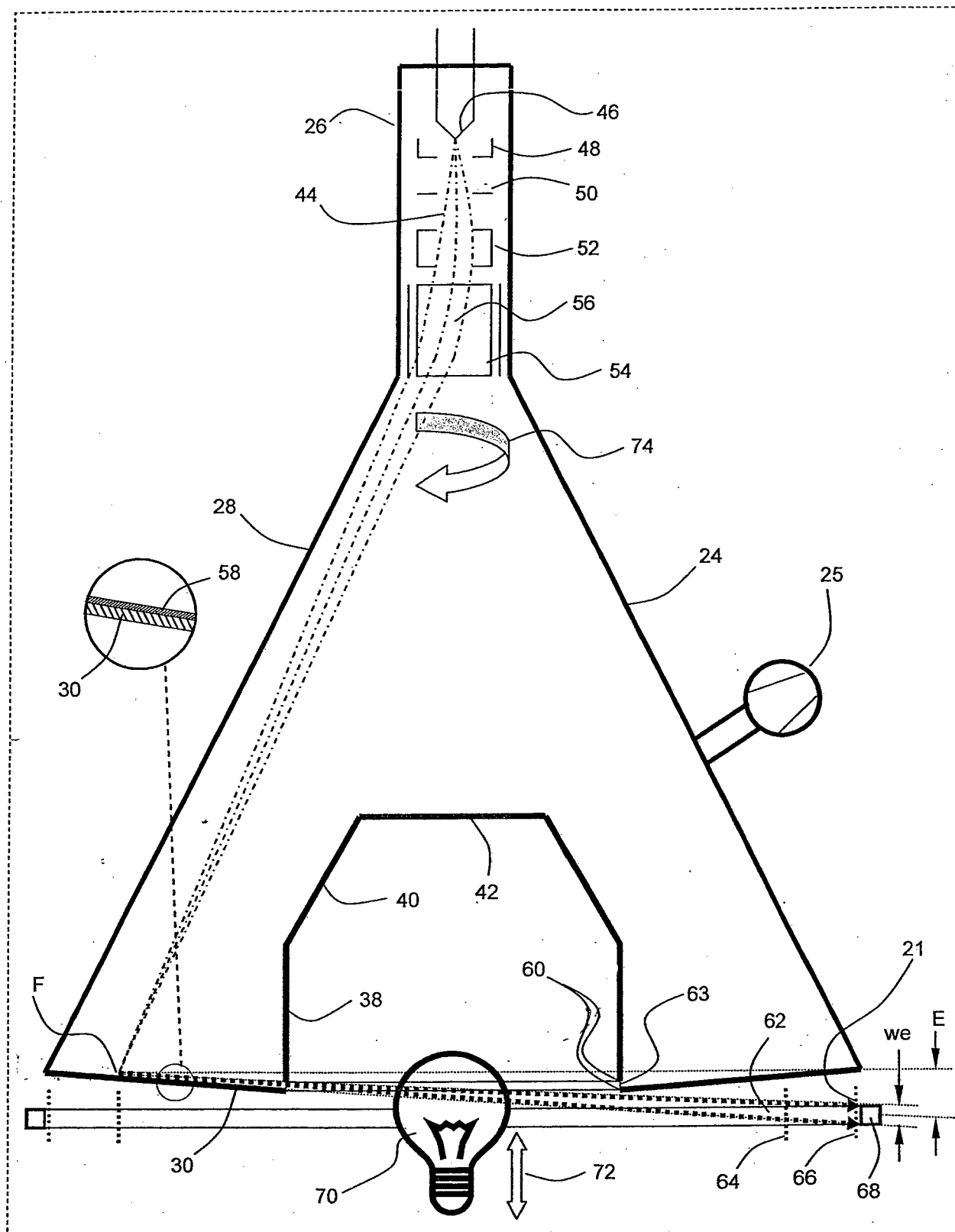
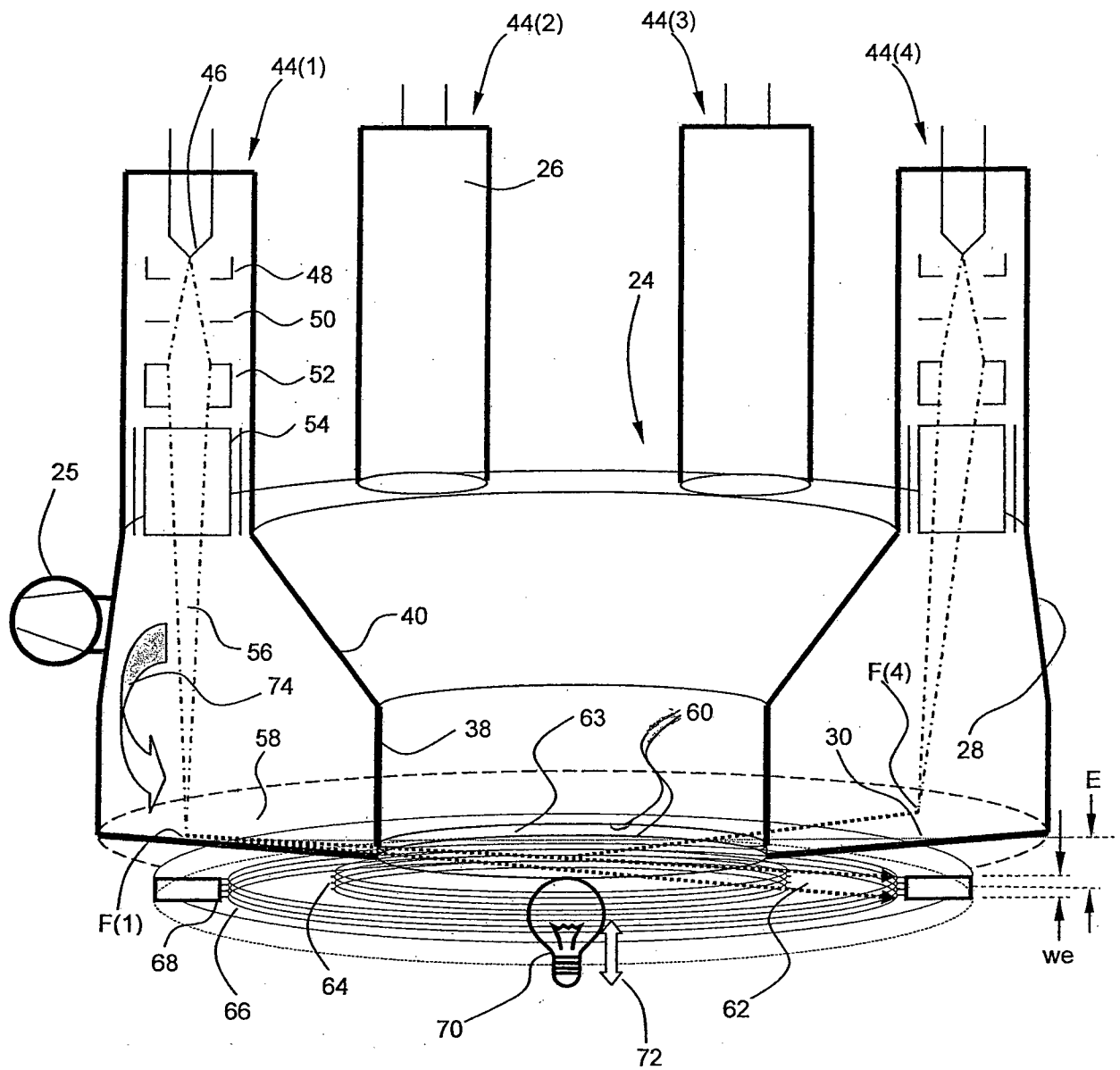


Fig. 2

Fig. 3

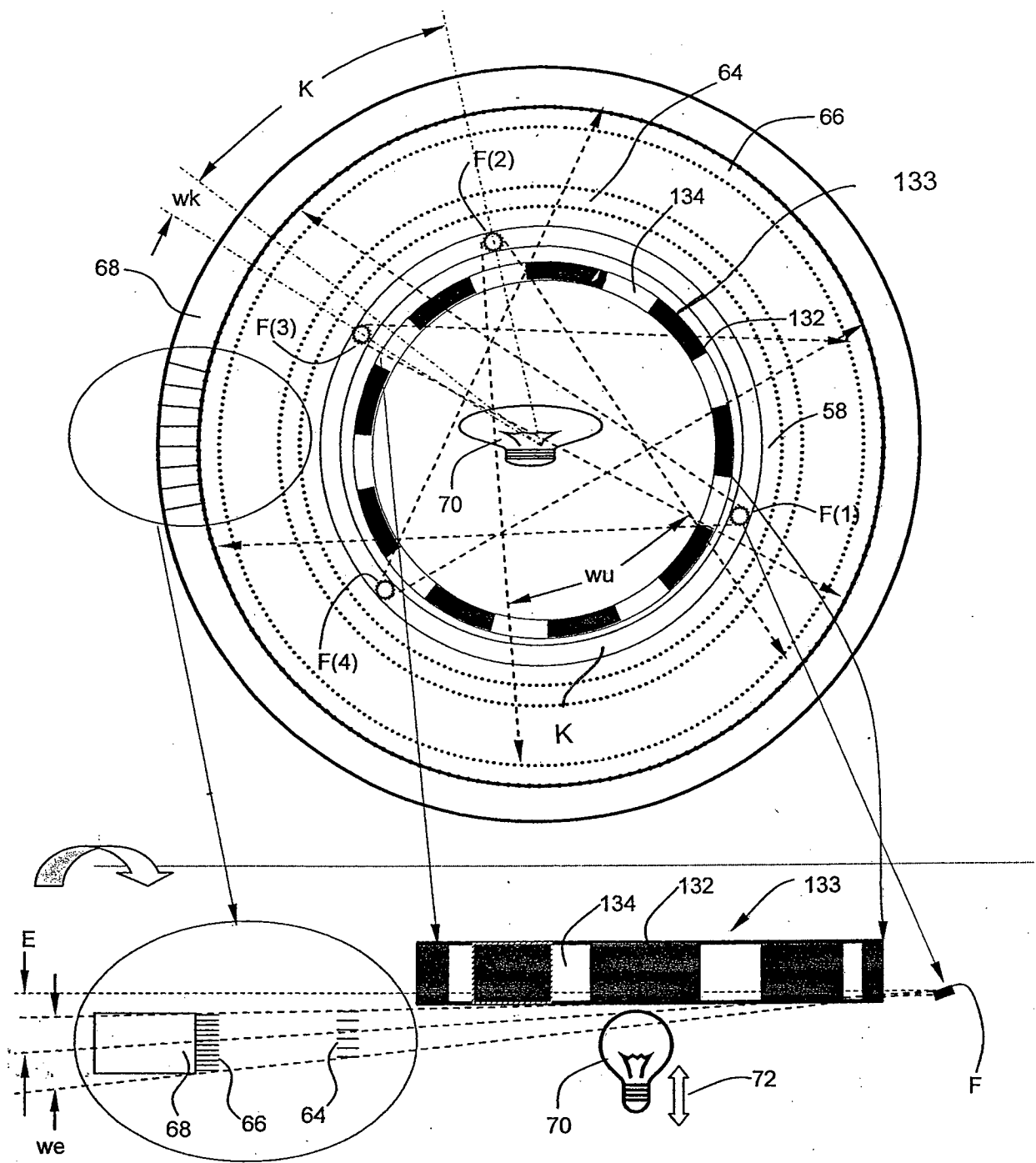


Fig. 4

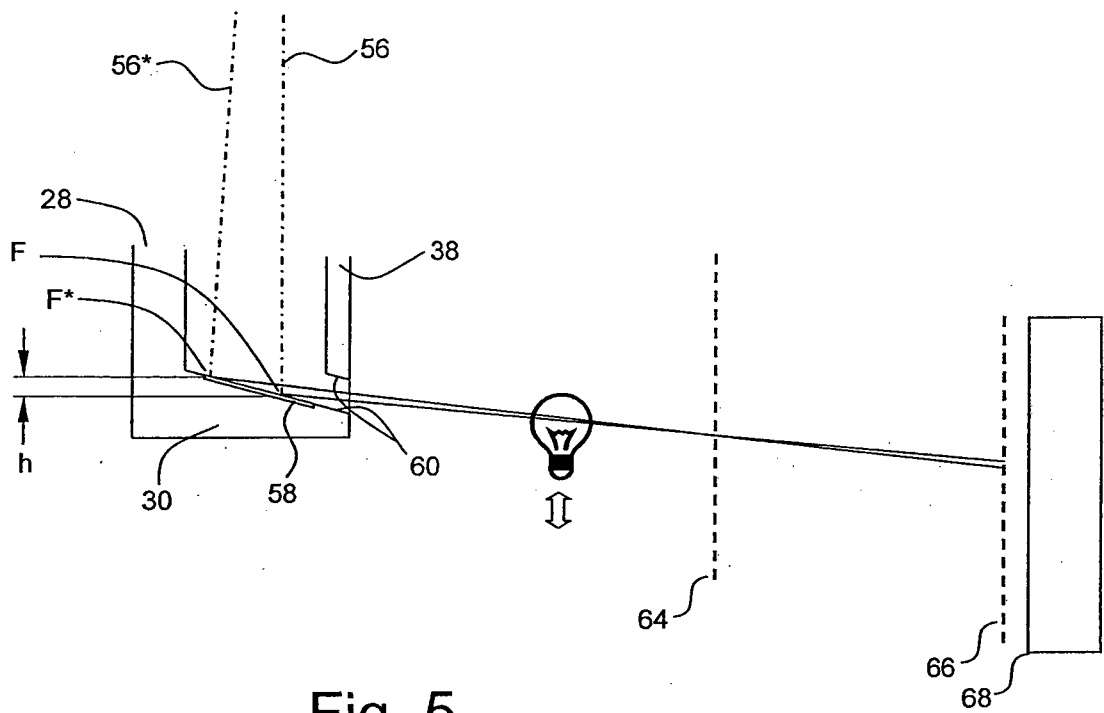


Fig. 5

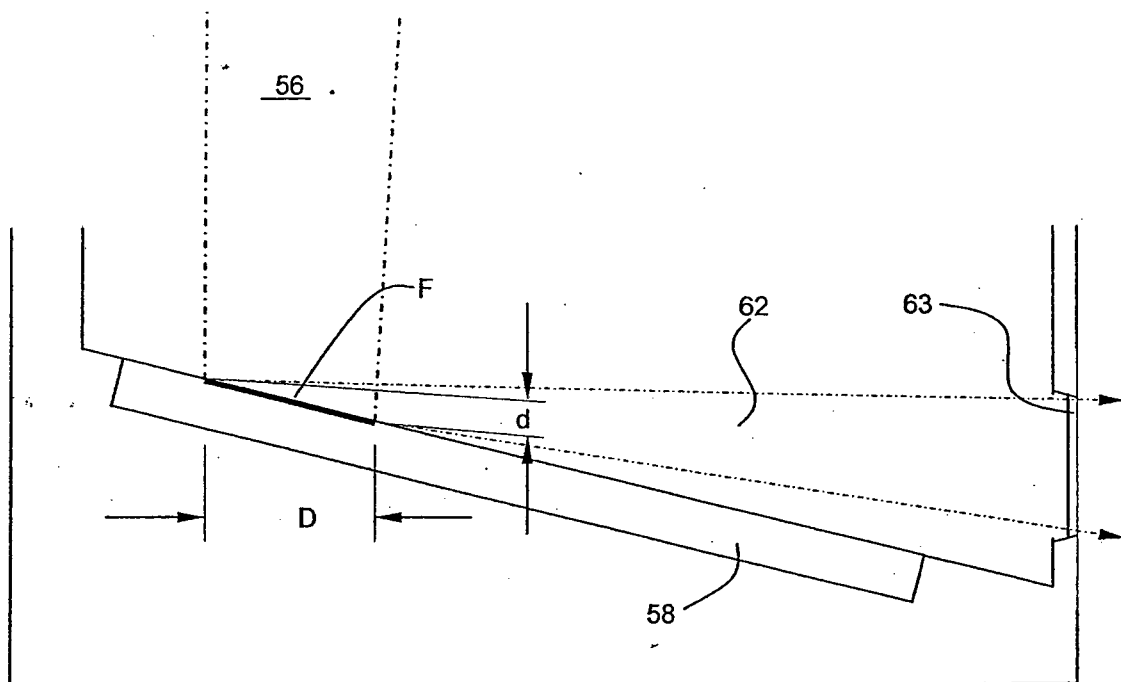


Fig. 6

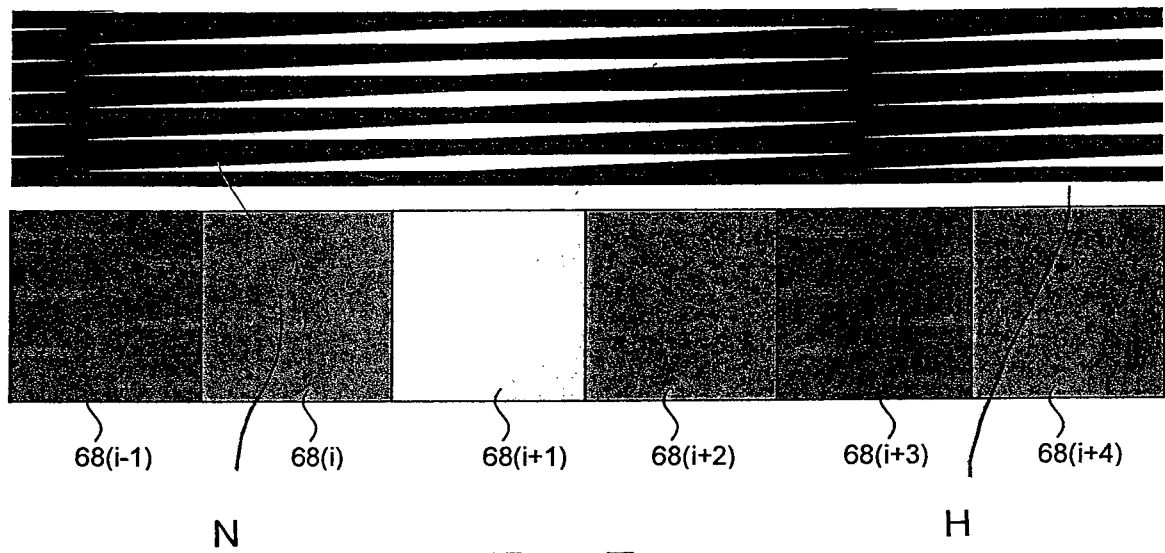


Fig. 7

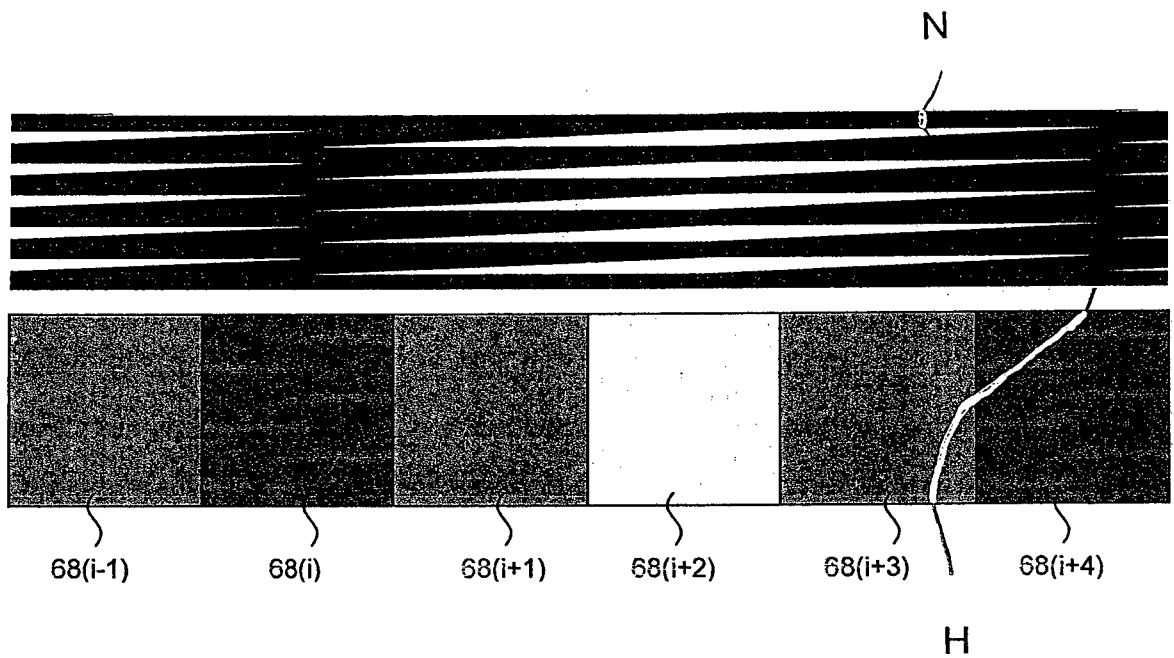
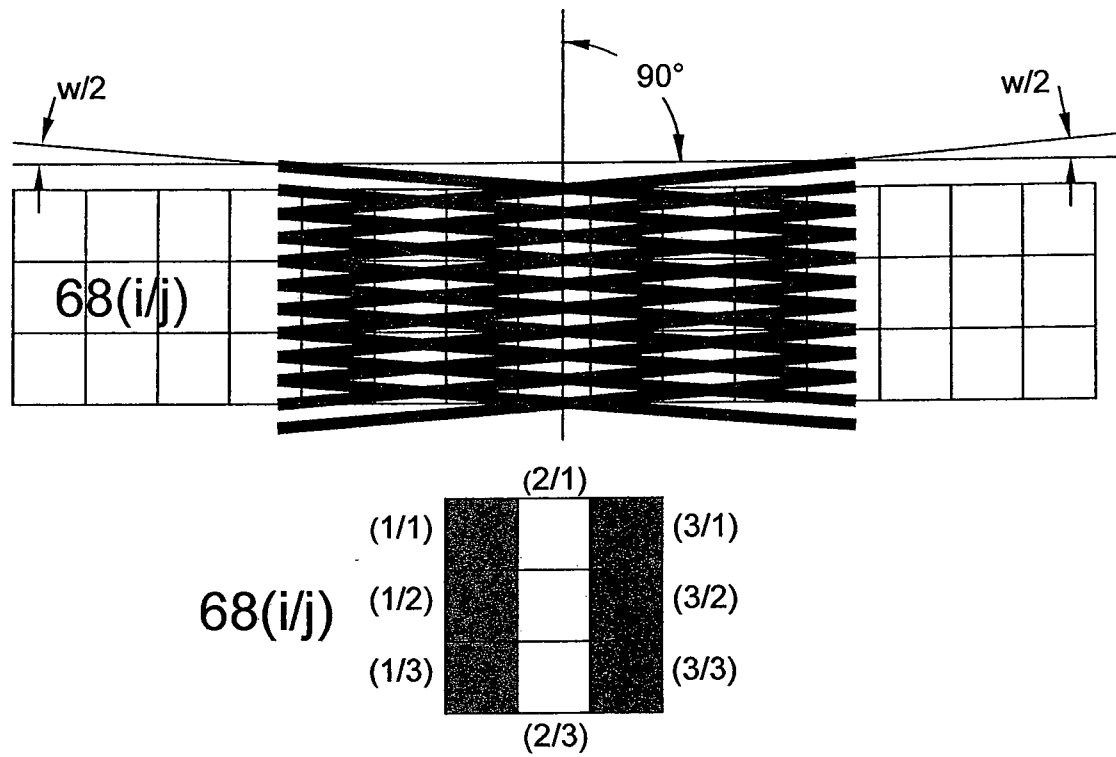


Fig. 8

Fig. 9

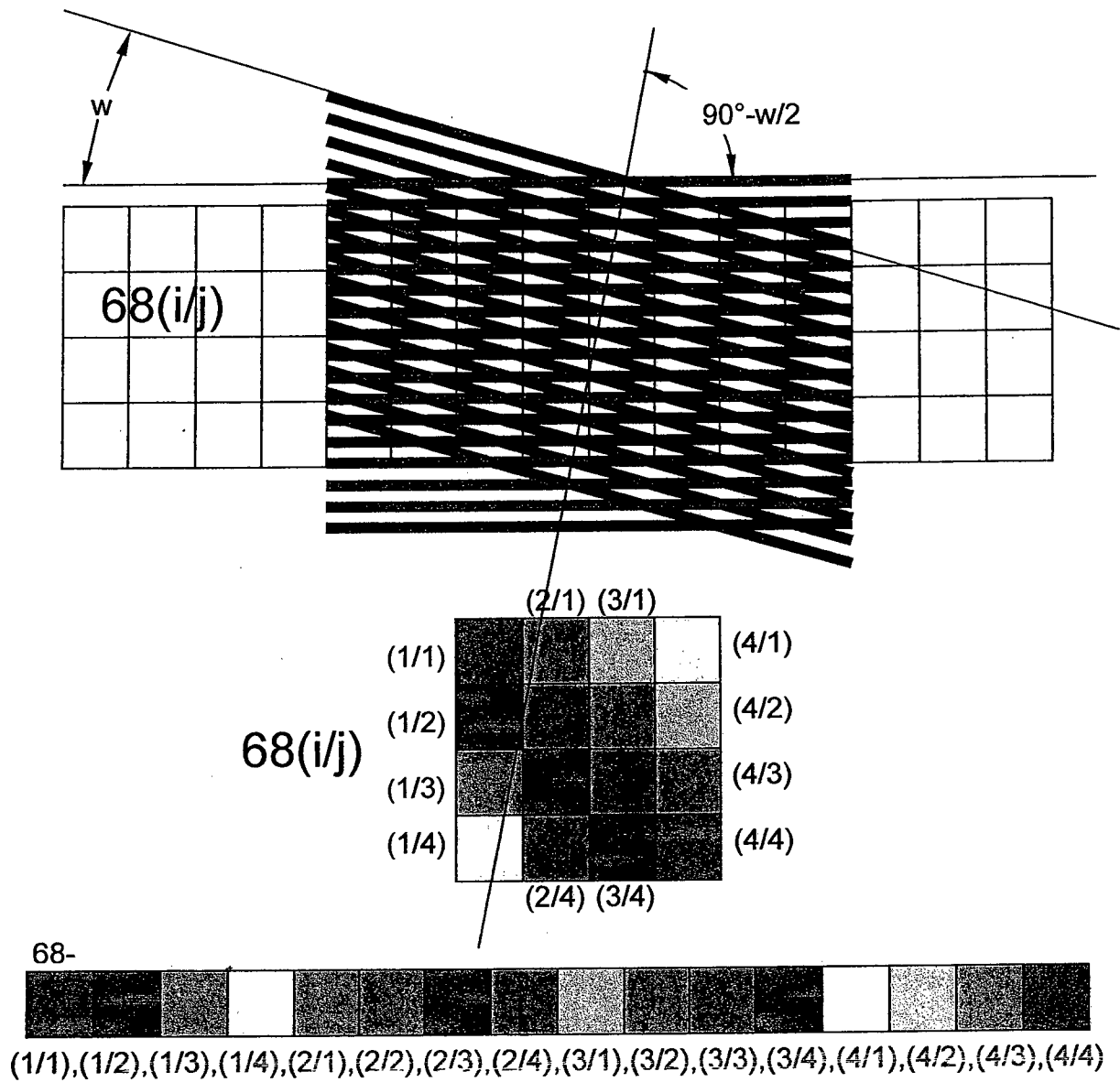


Fig. 10

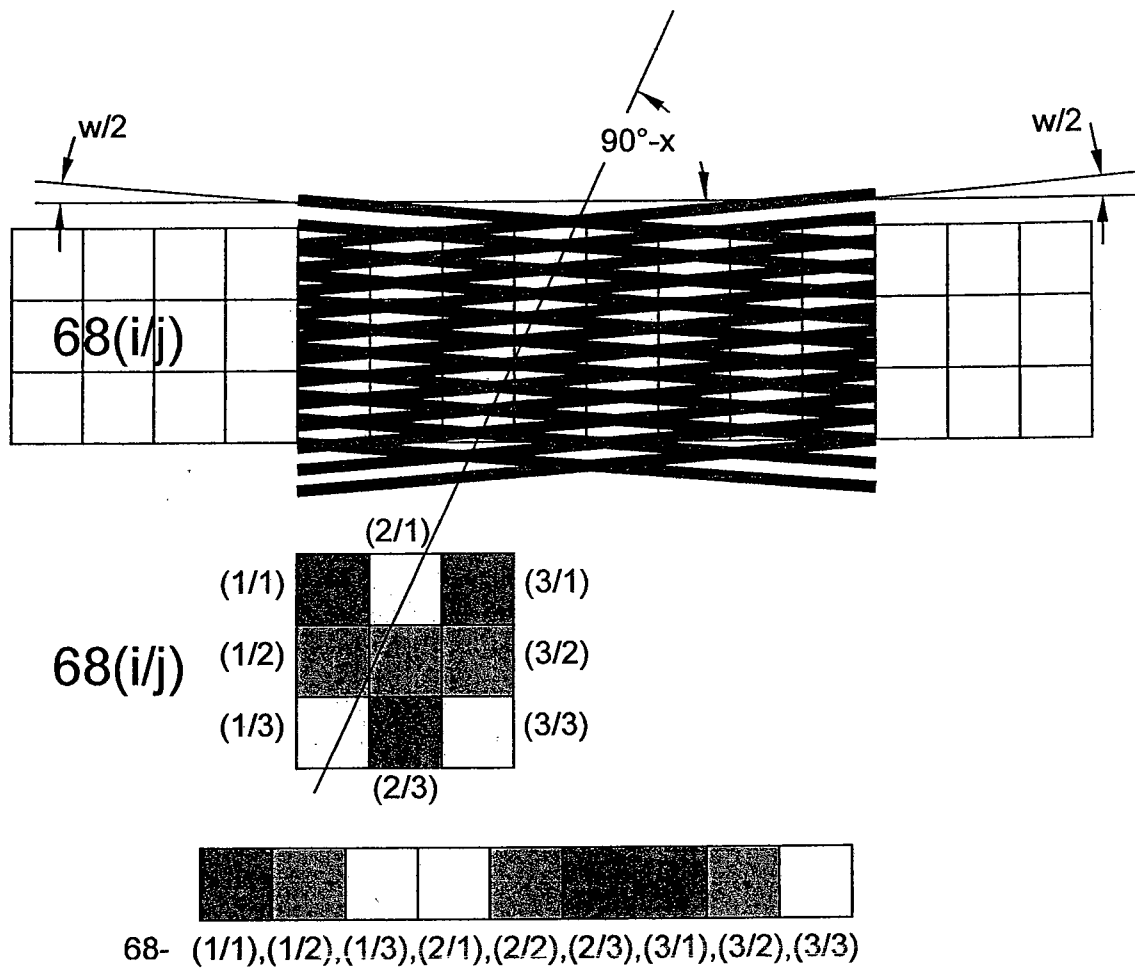


Fig. 11

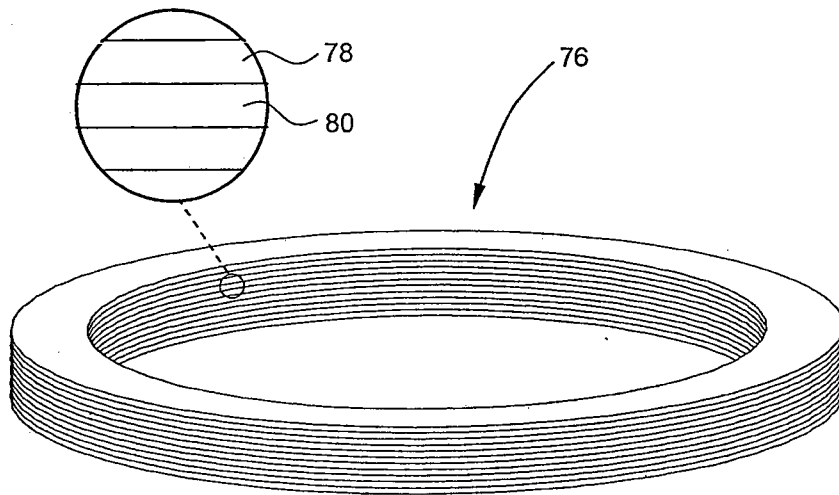


Fig. 12

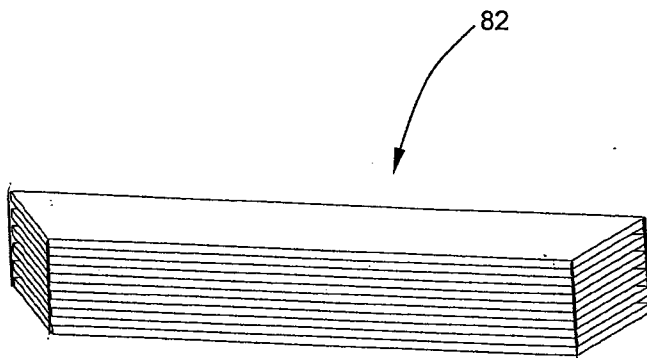


Fig. 13

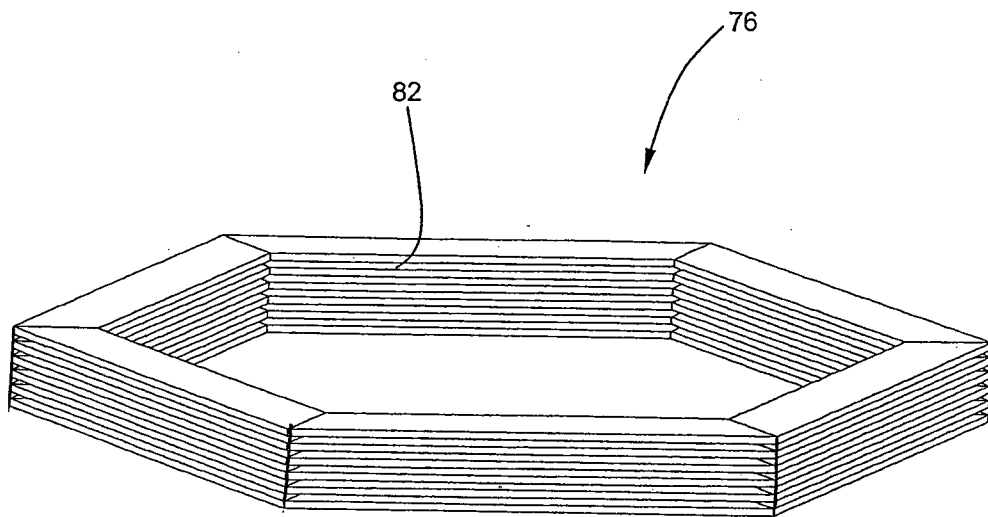


Fig. 14

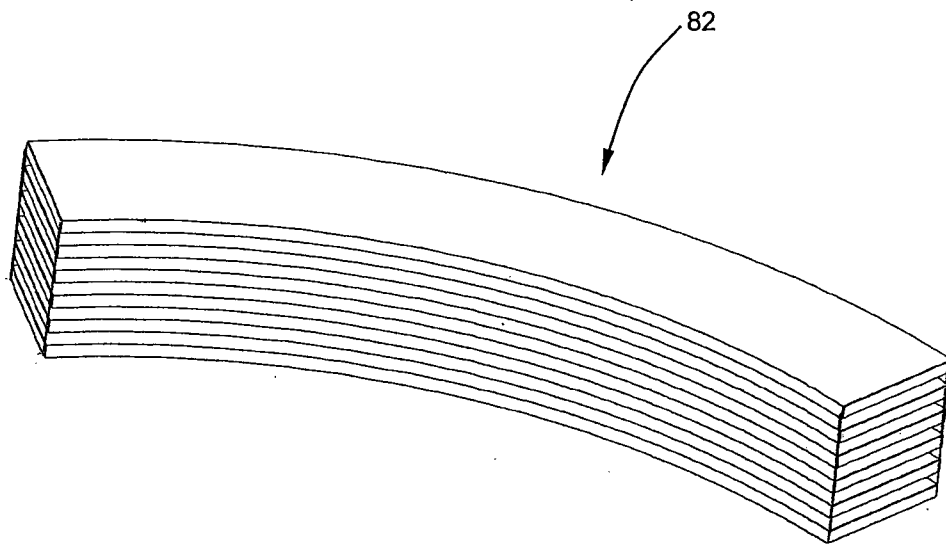


Fig. 15

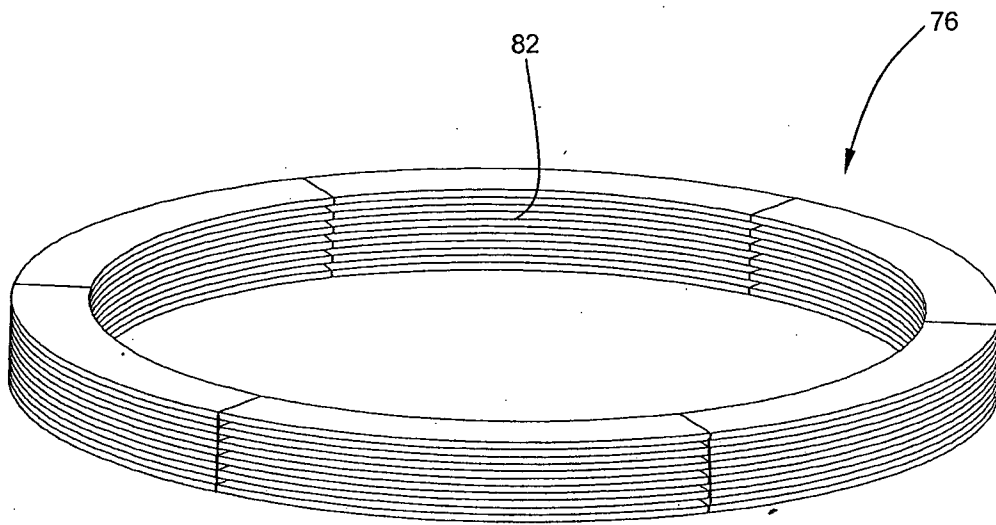


Fig. 16

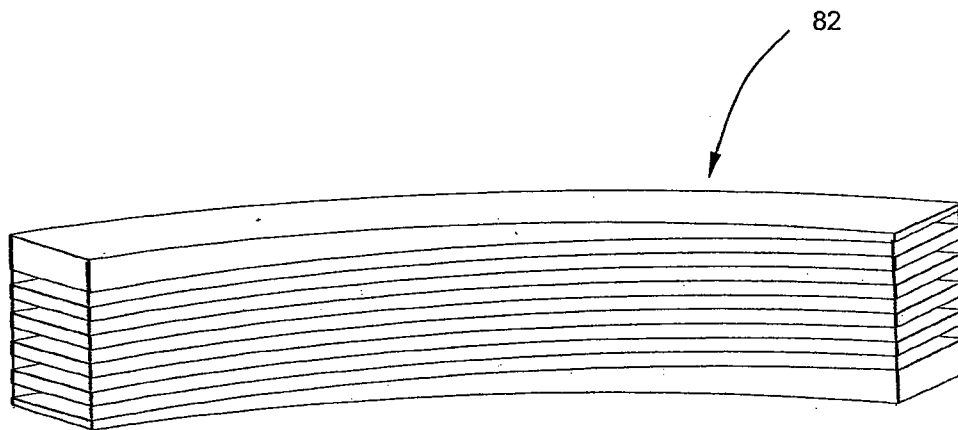


Fig. 17

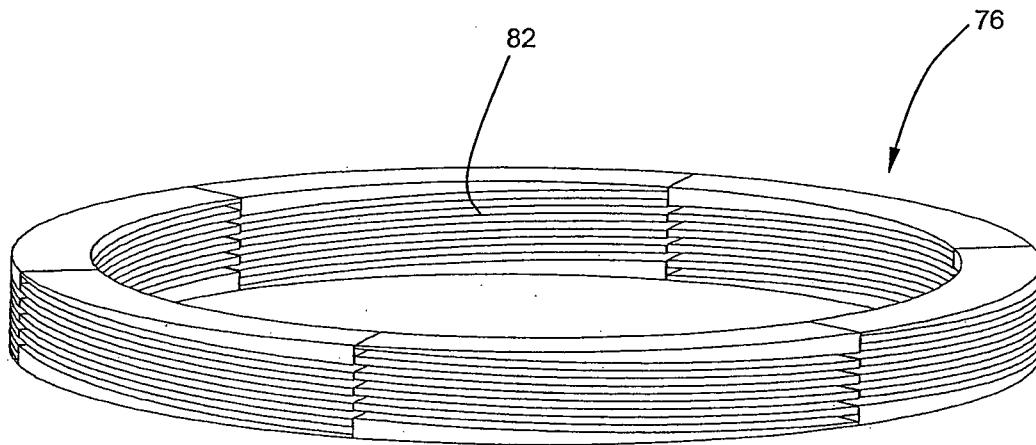


Fig. 18

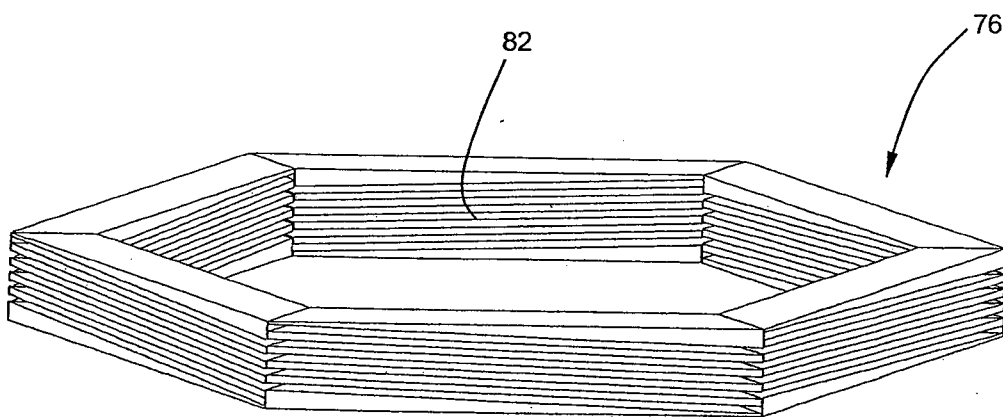
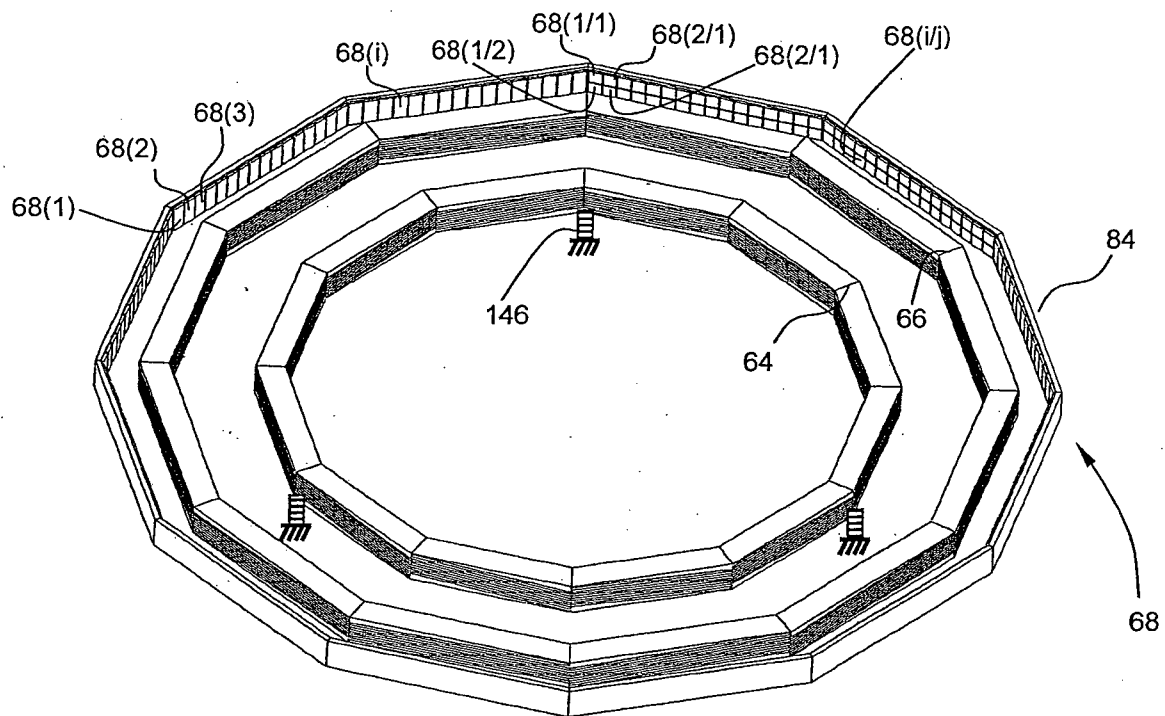
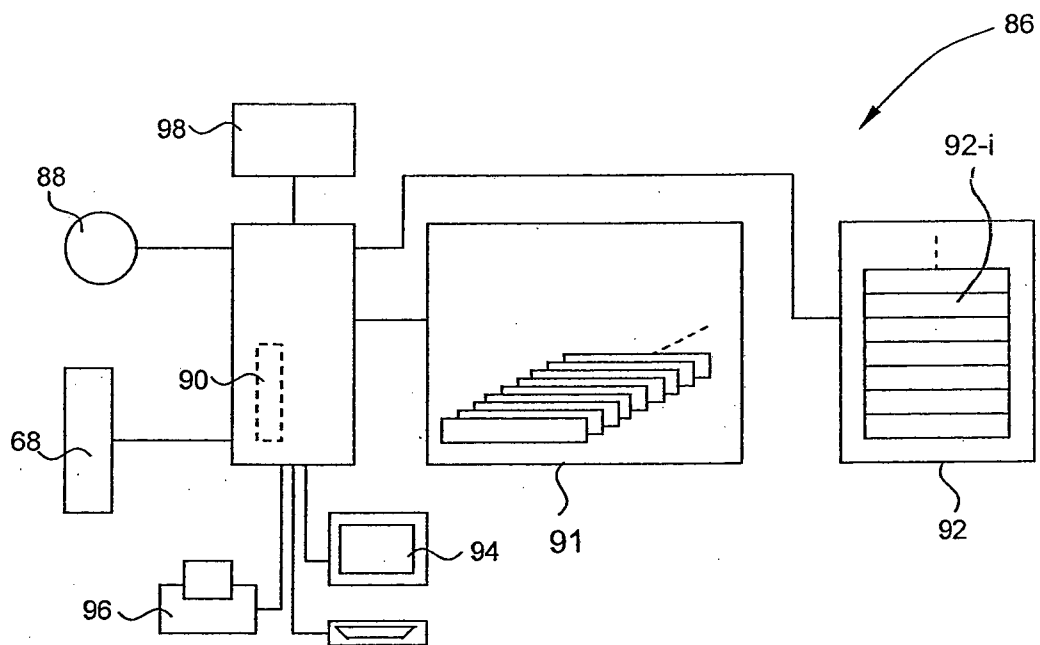


Fig. 19

Fig. 20Fig. 21

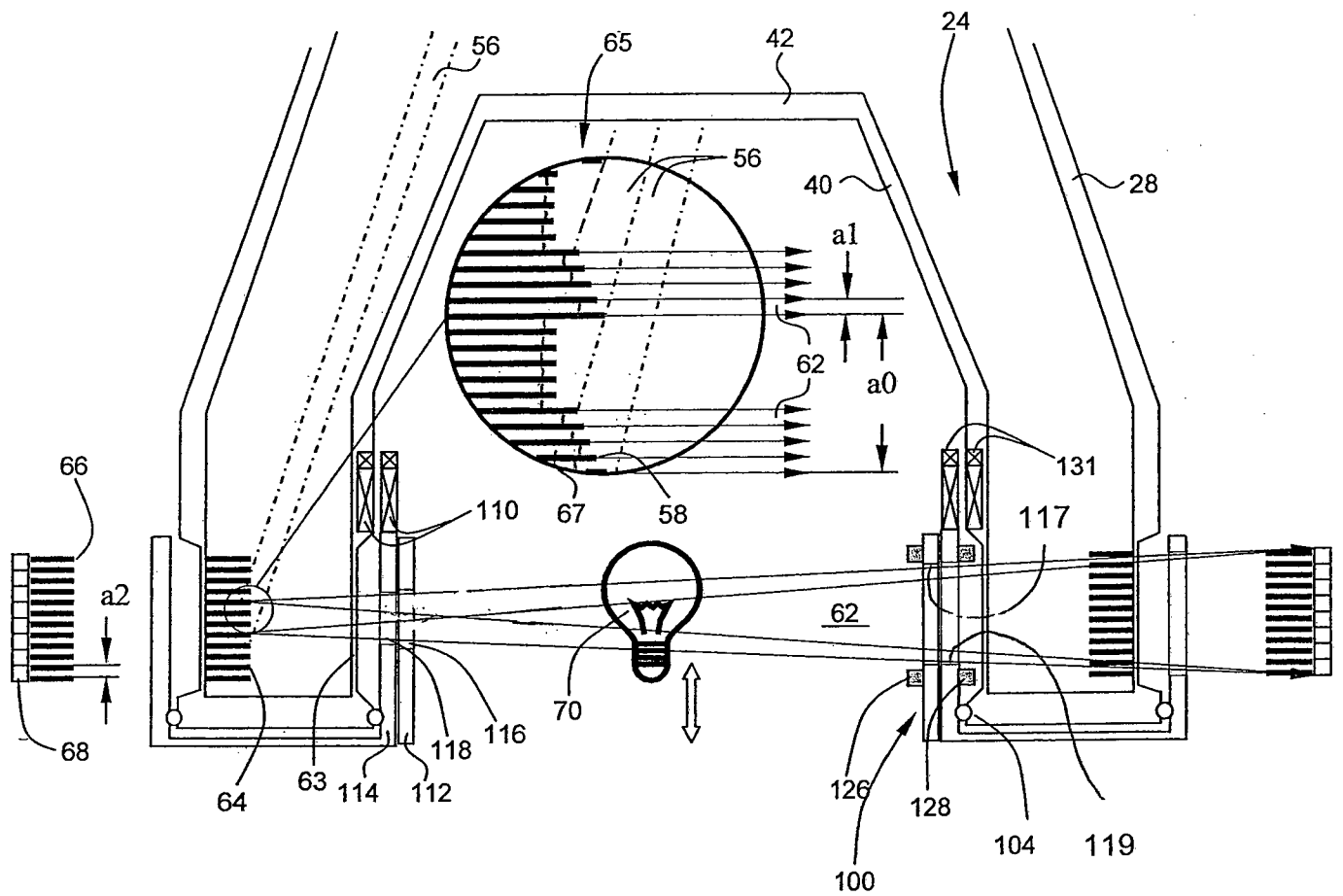


Fig. 22

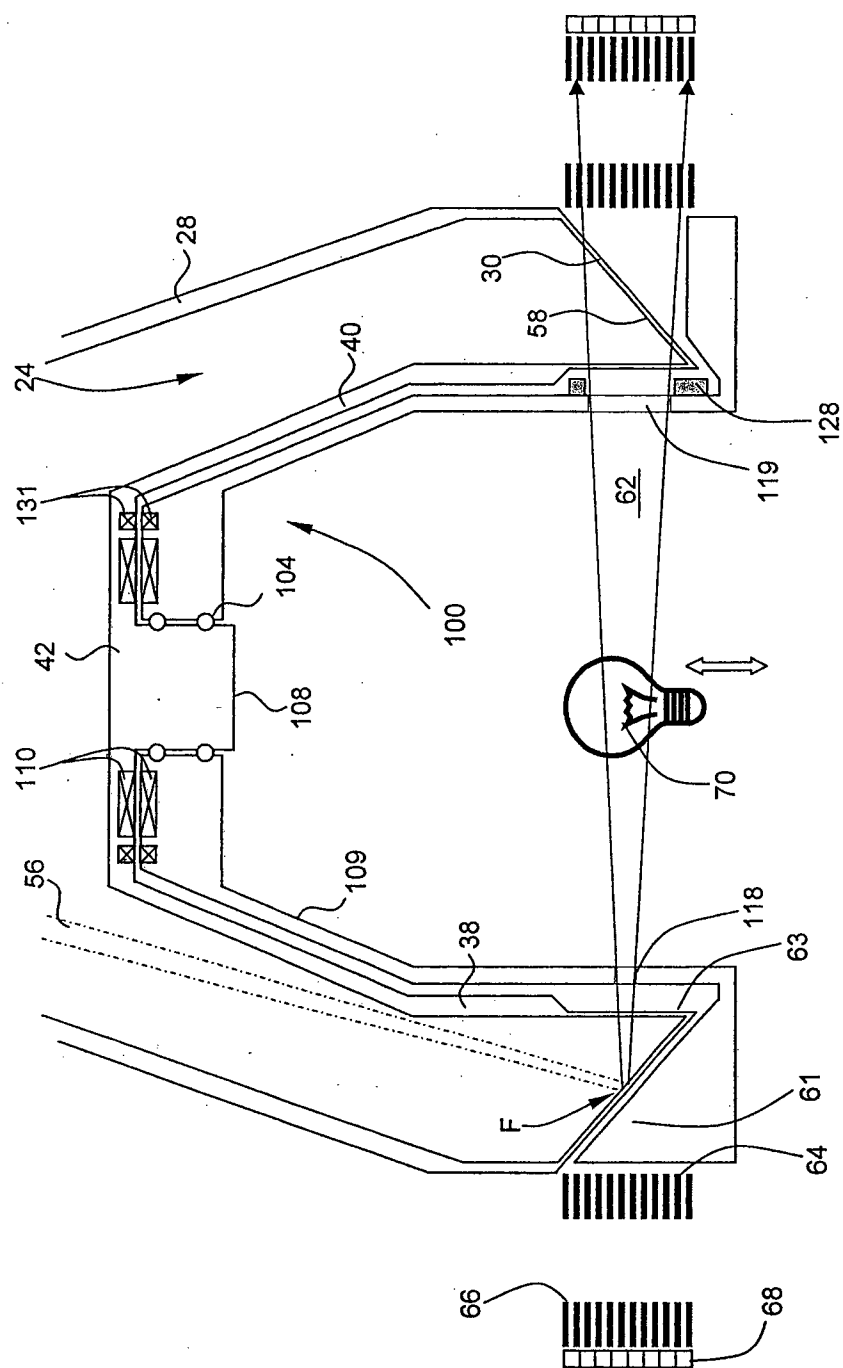


Fig. 24

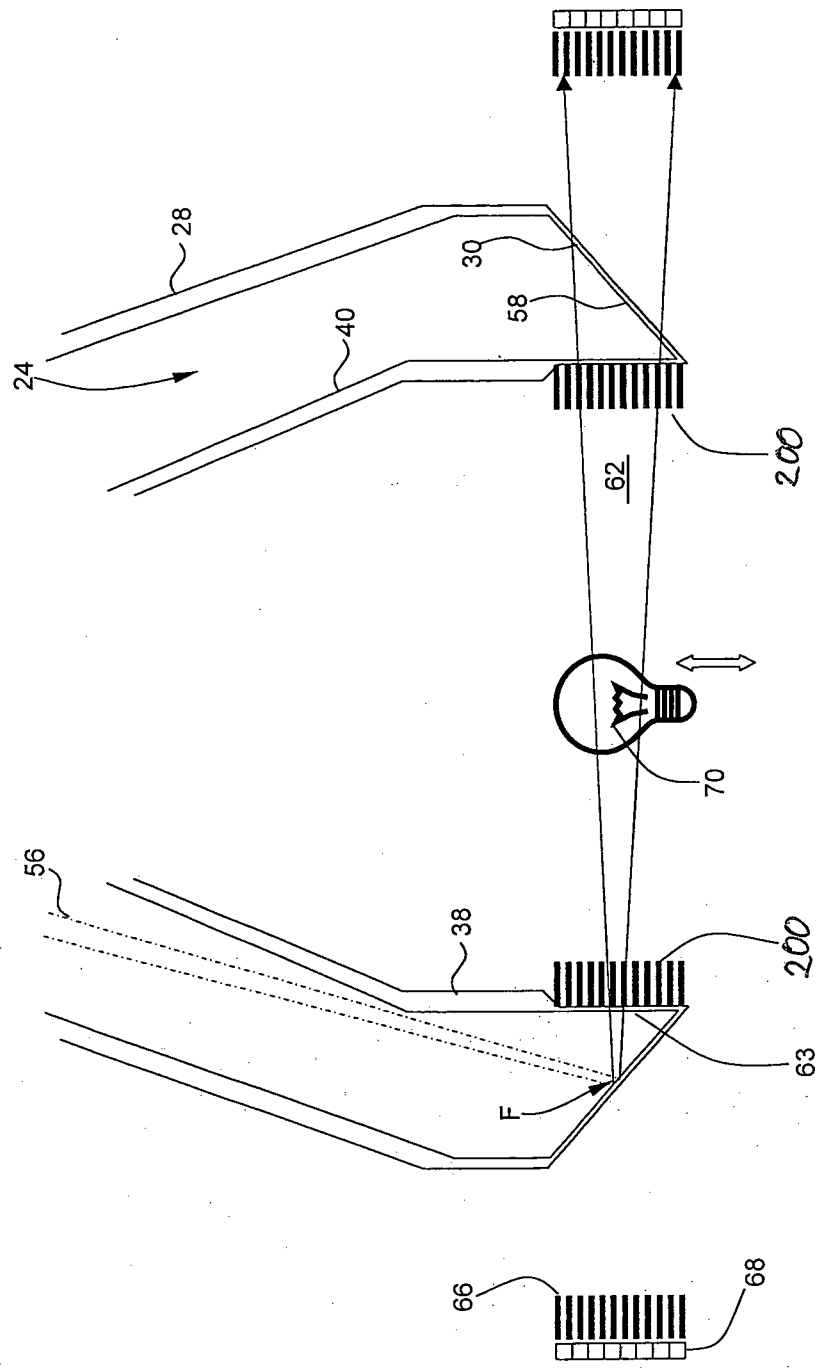


Fig. 26

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2013/000873

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 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.
Y	WO 2009/115966 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY [DE]) 24 September 2009 (2009-09-24) abstract; figures 1, 2, 3, 4 page 1, line 16 - page 2, line 34 page 4, line 9 - page 6, line 10 page 8, line 9 - page 10, line 25 -----	1-35
Y	US 4 352 021 A (BOYD DOUGLAS P ET AL) 28 September 1982 (1982-09-28) abstract; figures 1, 2 column 1, line 44 - column 2, line 57 ----- -/--	1-35



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

24 May 2013

Date of mailing of the international search report

04/06/2013

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/EP2013/000873

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 2003/235271 A1 (RAND ROY E [US]) 25 December 2003 (2003-12-25) abstract; figure 1 paragraph [0007] paragraph [0017] - paragraph [0019] -----	1-35
A	US 2009/154640 A1 (BAUMANN JOACHIM [DE] ET AL) 18 June 2009 (2009-06-18) abstract; figures 1, 2, 6 paragraph [0011] - paragraph [0013] paragraph [0027] - paragraph [0041] paragraph [0051] -----	1-35

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2013/000873

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2009115966 A1	24-09-2009	CN 101978257 A EP 2257793 A1 JP 2011515143 A US 2011261924 A1 WO 2009115966 A1	16-02-2011 08-12-2010 19-05-2011 27-10-2011 24-09-2009
US 4352021 A	28-09-1982	CA 1145484 A1 US 4352021 A	26-04-1983 28-09-1982
US 2003235271 A1	25-12-2003	EP 1400983 A2 IL 156350 A JP 4361759 B2 JP 2004033757 A US 2003235271 A1	24-03-2004 31-10-2007 11-11-2009 05-02-2004 25-12-2003
US 2009154640 A1	18-06-2009	AT 473685 T EP 1803398 A1 US 2009154640 A1	15-07-2010 04-07-2007 18-06-2009

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 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.
Y	WO 2009/115966 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY [DE]) 24. September 2009 (2009-09-24) Zusammenfassung; Abbildungen 1, 2, 3, 4 Seite 1, Zeile 16 - Seite 2, Zeile 34 Seite 4, Zeile 9 - Seite 6, Zeile 10 Seite 8, Zeile 9 - Seite 10, Zeile 25 -----	1-35
Y	US 4 352 021 A (BOYD DOUGLAS P ET AL) 28. September 1982 (1982-09-28) Zusammenfassung; Abbildungen 1, 2 Spalte 1, Zeile 44 - Spalte 2, Zeile 57 ----- -/-	1-35



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

24. Mai 2013

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

04/06/2013

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 2003/235271 A1 (RAND ROY E [US]) 25. Dezember 2003 (2003-12-25) Zusammenfassung; Abbildung 1 Absatz [0007] Absatz [0017] - Absatz [0019] -----	1-35
A	US 2009/154640 A1 (BAUMANN JOACHIM [DE] ET AL) 18. Juni 2009 (2009-06-18) Zusammenfassung; Abbildungen 1, 2, 6 Absatz [0011] - Absatz [0013] Absatz [0027] - Absatz [0041] Absatz [0051] -----	1-35

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2013/000873

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung		Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
WO 2009115966	A1	24-09-2009	CN	101978257 A		16-02-2011
			EP	2257793 A1		08-12-2010
			JP	2011515143 A		19-05-2011
			US	2011261924 A1		27-10-2011
			WO	2009115966 A1		24-09-2009

US 4352021	A	28-09-1982	CA	1145484 A1		26-04-1983
			US	4352021 A		28-09-1982

US 2003235271	A1	25-12-2003	EP	1400983 A2		24-03-2004
			IL	156350 A		31-10-2007
			JP	4361759 B2		11-11-2009
			JP	2004033757 A		05-02-2004
			US	2003235271 A1		25-12-2003

US 2009154640	A1	18-06-2009	AT	473685 T		15-07-2010
			EP	1803398 A1		04-07-2007
			US	2009154640 A1		18-06-2009
