

(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
14. September 2006 (14.09.2006)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2006/094493 A2

(51) Internationale Patentklassifikation:
G01T 1/29 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE2006/000420

(22) Internationales Anmeldedatum:
9. März 2006 (09.03.2006)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2005 011 161.0 9. März 2005 (09.03.2005) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): **Fraunhofer-Gesellschaft zur Förderung der angewandten Forschung e.V.** [DE/DE]; Hansastrasse 27c, 80686 Muenchen (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **KASPERL, Stefan** [DE/DE]; Lachnerstr. 73, 91058 Erlangen (DE).

BAUSCHER, Ingo [DE/DE]; Bayreutherstr. 61, 91338 Igensdorf (DE). **FRANZ, Matthias** [DE/DE]; Sonnenstrasse 21A, 90763 Fuerth (DE). **SCHROEPFER, Stefan** [DE/DE]; Coburger Str. 23, 90522 Oberasbach (DE).

(74) Anwälte: **LEONHARD, Reimund** usw.; Leonhard Olge-moeller Fricke, Postfach 10 09 62, 80083 Muenchen (DE).

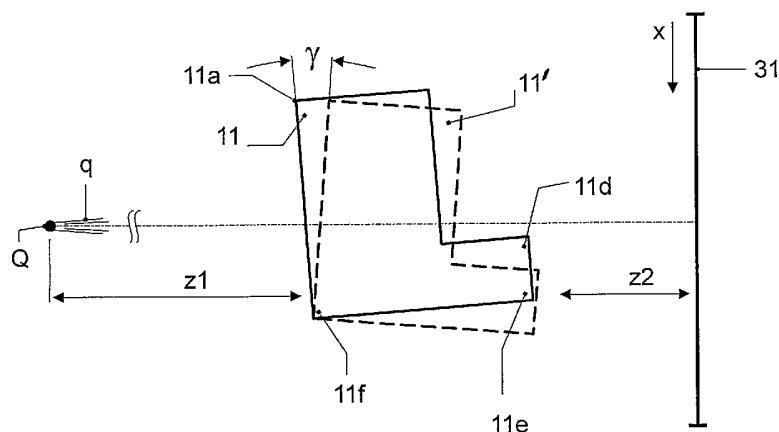
(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: CORRECTION OF NON-LINEARITIES IN AN IMAGING SYSTEM BY MEANS OF A PRIORI KNOWLEDGE IN RADIOGRAPHY

(54) Bezeichnung: KORREKTUR VON NICHTLINEARITÄTEN EINES ABBILDUNGSSYSTEMS DURCH EIN A-PRIORI WISSEN BEI DURCHSTRAHLUNGS-AUFNAHMEN



(57) Abstract: The invention relates to a method for online correction of non-linearities in the imaging system during the data acquisition in industrial computer tomography (CT). The above provides a method for the provision of corrected projection data as an improved CT reconstruction, whereby measuring beams (q) are emitted from a radiation source (Q) which pass through the sample (10,11), the intensity of which is recorded by a detector (31). The following steps are provided: a first initialisation, whereby a first orientation of the sample (10) is merely coarsely determined with a first rapid recording, a recording in which the position of the sample (10) is more accurately determined, in particular by feature point pairs, a movement, whereby after a successful recording of several projections, the position of the sample (10,11) is calculated for at least one further projection, a simulation, whereby a virtual CT is carried out using the results from the previous step, providing input data for an ensuing correction method for the CT reconstruction, carrying out a correction, whereby during data recording (70) by the detector, parameters are determined from the correction data and a correction is then carried out (73a,73b) and the reconstruction, whereby in the period at the end of the recording process corrected projection data (11*) as a data recording (70) are provided as an improved CT reconstruction (74,75).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



WO 2006/094493 A2



ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Erklärung gemäß Regel 4.17:

- hinsichtlich der Berechtigung des Anmelders, ein Patent zu beantragen und zu erhalten (Regel 4.17 Ziffer ii)

Veröffentlicht:

- ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

(57) Zusammenfassung: Es soll ein Verfahren zur Online-Korrektur von Nichtlinearitäten des Abbildungssystems während der Datenaufnahme in der industriellen Computertomographie (CT) anzugeben. Vorgeschlagen wird dazu ein Verfahren zur Bereitstellung von korrigierten Projektionsdaten als eine verbesserte CT-Rekonstruktion, bei der von einer Strahlenquelle (Q) Messstrahlen (q) ausgesendet werden, die den Prüfling (10,11) durchstrahlen und auf einem Detektor (31) in ihrer Intensität erfasst werden. Folgende Schritte sind vorgesehen. Eine erste Initialisierung, wobei eine erste Orientierung des Prüflings (10) mit einer ersten schnellen Registrierung nicht mehr als grobbestimmt wird. Eine Registrierung, wobei die Positionierung des Prüflings (10) genauer bestimmt wird, insbesondere über Merkmalspunktpaare. Eine Bewegung, wobei nach einer erfolgreich durchgeführten Registrierung an zumindest einigen Projektionen die Lage des Prüflings (10,11) für zumindest eine weitere Projektion berechnet wird. Eine Simulation, wobei mit Hilfe der Ergebnisse der vorigen Schritte eine virtuelle CT durchgeführt wird, welche Eingangsdaten für ein zu erfolgreiches Korrekturverfahren der CT-Rekonstruktion liefert. Die Vornehmung einer Korrektur, wobei während der Datenaufnahme (70) vom Detektor (31) aus den Korrekturdaten Parameter bestimmt werden und eine Korrektur erfolgt (73a,73b). Die Rekonstruktion, wobei im zeitlichen Bereich des Endes des Aufnahmeprozesses als Datenaufnahme (70) korrigierte Projektionsdaten (11*) als verbesserte CT-Rekonstruktion vorliegen (74,75).

Korrektur von Nichtlinearitäten eines Abbildungssystems durch ein a-priori Wissen bei Durchstrahlungsaufnahmen

Das technische Anwendungsgebiet der Erfindung ist eine industrielle Qualitätskontrolle an Prüflingen im Hinblick auf quantitative Aussagen, z.B. Vermessungsaufgaben.

Bei der Computertomographie (CT) verursachen verschiedene physikalische Effekte Artefakte in den rekonstruierten Tomogrammen, welche die Bildqualität vermindern. Um Vermessungsaufgaben mit der gewünschten Genauigkeit und automatisiert durchführen zu können, müssen CT Rekonstruktionen aber möglichst artefaktfrei sein, vgl.

WO-A 2003/062856 (Fraunhofer).

Bisherige Korrekturverfahren, beispielsweise zur Strahlaufhärtungs- bzw. Streustrahlkorrektur nach **obiger WO-A** reduzieren die Artefakte erheblich und die damit erzielte Bildqualität ermöglicht bereits sinnvolle Maßhaltigkeitsanalysen. Allerdings arbeiten diese Verfahren iterativ und setzen das Vorliegen der vollständigen Projektionsdaten voraus. Eine erste CT-Rekonstruktion liefert zunächst artefaktbehaftete 3D Voxeldaten des Prüflings. Nachverarbeitende Bildverarbeitungsschritte ermitteln daraus Korrekturparameter für eine verbesserte zweite CT-Rekonstruktion. Falls nötig, wird eine weitere Iteration durchlaufen. Bei stark artefaktbehafteten CT-Rekonstruktionen können die für die Korrekturverfahren benötigten Eingangsdaten nicht mehr korrekt aus dem Prüfling selbst ermittelt werden.

Aufgabe der Erfindung ist es, ein Verfahren zur Online-Korrektur von Nichtlinearitäten des Abbildungssystems während der Datenaufnahme in der industriellen Computertomographie (CT) anzugeben.

Anspruch 1 oder Anspruch 10 alternativ Anspruch 20 lösen diese Aufgabe, unter Zuhilfenahme von Solldaten des Prüflings.

Einer der wichtigsten Anwendungsfälle ist eine Gussteilefertigung (Anspruch 5 oder 15) in der Automobilindustrie. Qualitätskontrolle bei Gussteilen beinhaltet vor allem das Auffinden von Fehlstellen und das Prüfen von Abmessungen. Hauptaufgaben in der Vorserienentwicklung ist die schnelle Überprüfung der Maßhaltigkeit von Gussteilen mit komplexer Geometrie, sowie die Analyse von Abweichungen von den Solldaten.

Unter dem Aspekt industrieller Anwendbarkeit im Vergleich mit anderen Quellen (Synchrotron oder Gammastrahler) werden Röntgenröhren als Strahlungsquelle bevorzugt (Anspruch 4 oder Anspruch 14).

Allerdings emittieren die in der CT verwendeten Röntgenröhren polychromatische Strahlung. Die Wechselwirkung der Röntgenstrahlung beim Durchgang durch Materie ist z.B. energieabhängig. Reale Systemkennlinien haben daher einen nichtlinearen Verlauf, verursacht durch Effekte, wie Strahlaufhärtung, Streustrahlung und Nichtlinearitäten des Detektors. Dies verursacht in den rekonstruierten Schichten Artefakte, wie Streifen, unscharfe Kanten, tonnenförmige Verzeichnungen und Cupping-Effekte, welche die Bildqualität verschlechtern und Vermessungsaufgaben erschweren oder sogar verhindern.

Das hier beanspruchte Verfahren korrigiert Nichtlinearitäten des Abbildungssystems in der Computertomographie bereits während der Datenaufnahme (Anspruch 1) oder berechnet zumindest dazu verwendete Parameter vor dem Ende der Datenerfassung (Aufnahmeprozess oder kurz "Datenaufnahme").

Dadurch wird die Bildqualität der Rekonstruktion erhöht und quantitative Aussagen ermöglicht, z.B. Vermessungsaufgaben erreicht, beinhaltend die Überprüfung der Maßhaltigkeit, oder Soll-Ist-Vergleiche des Prüfkörpers mit Solldaten zum Beispiel aus einem CAD-System.

Der Vorteil gegenüber dem Stand der Technik ist, dass das beanspruchte Verfahren mit einer einzigen CT-Rekonstruktion auskommt. Zeitaufwendige iterative Nachverarbeitungsschritte (IAR) entfallen. Durch die Verwendung der Solldaten (des Prüflings) als a-priori Wissen können die Korrekturverfahren auf bessere Eingangsdaten zurückgreifen, was sich in qualitativ besseren CT-Rekonstruktionen äußert.

Das Verfahren verwendet die Solldaten des Prüflings und liefert Eingangsdaten für Korrekturverfahren der CT-Rekonstruktion.

Es ist ein mehrstufiges Verfahren. Einzelne Stufen sind:

- Initialisierung: Die Orientierung des Prüflings wird mit einer ersten schnellen Registrierung grob bestimmt.

- Registrierung: Ausgehend von der groben Positionierung wird eine auf Merkmale und/oder auf Intensitäten gestützte Registrierung durchgeführt. Dies ist eine genauere Registrierung.
- Bewegung: Nach erfolgreich durchgeführter Registrierung an einigen Projektionen kann die Lage des Prüflings, z.B. relativ zur Drehachse für weitere Projektionen berechnet werden.
- Simulation: **Mit Hilfe dieses Wissens** kann eine virtuelle CT simuliert werden, welche die benötigten Eingangsdaten für die Korrekturverfahren der CT-Rekonstruktion liefert.
- Korrektur: Die Korrekturparameter werden während der Datenaufnahme bestimmt. Eine Korrektur erfolgt; entweder hier oder später.
- Rekonstruktion: Am Ende des Aufnahmeprozesses liegen korrigierte Projektionsdaten für eine verbesserte CT-Rekonstruktion des Prüflings vor.

Mit der Initialisierung ist eine grob gerasterte Registrierung des Prüflings gemeint. Eine grobe Rasterung ist also eine Registrierung, deren Genauigkeit

- bezüglich der Rotation wenige Grad, insbesondere oberhalb eines Winkelfehlers von etwa einem Grad; und/oder
- bezüglich der Translation von etwa 1 mm bis 2 mm oder in einem Bereich von 1% einer typischen Prüflingsabmessung (Anspruch 16,19)

beträgt. Damit bildet sich ein Startwert, der für eine im folgenden ablaufende genauere Registrierung benutzt wird. Dazu werden bspw. Merkmalspunkte verwendet. Diese sind bestimmte Paare.

Die genaue Registrierung erfolgt in Abhängigkeit vom Prüfling merkmals- und/oder intensitäts"basiert" im Sinne einer Auswertung dieser Messwerte.

Merkmalsbasierte Registrierung:

Nach erfolgter grober Registrierung, beispielsweise ein Festlegen eines grob gerasterten Winkelwerts eines drehbar gelagerten Prüflings, ggf. auch mit einer zugehörigen Translation, werden singuläre Punktpaare gesucht, wobei ein singulärer Punkt ein solcher ist, der sich messbar von seiner Umgebung hervorhebt. Diese

singulären Punkte können einmal solche sein, die ein Maximum oder ein Minimum besitzen, sowohl zweidimensional wie auch eindimensional. Messbar ist der sich von seiner Umgebung hervorhebende singuläre Punkt. Andere Möglichkeiten von zu verstehenden singulären Punkten sind solche, die Randpunkte des Objektschattens sind oder Schnittpunkte von Kanten darstellen.

Ein Punkt eines digitalen Modells eines Prüflings (meist eines CAD-Modells) wird bei Projektion auf dem Detektor abgebildet. Der singuläre Punkt des Modells und der singuläre Punkt der Abbildung bilden ein Punktepaa, das als "Merkmalspunkt" bezeichnet wird.

Ist das Modell grob registriert, können Projektionen simuliert werden. Durch diese Simulation ergeben sich – entsprechend der groben Registrierung – ungefähre Positionen von Projektionen von Modell-Merkmalspunkten. Diese sind der Berechnung bekannt. Eine solche Kenntnis kann aber erst durch die grobe Registrierung des CAD-Modells erfolgen, welche in Folge die Simulation zur ungefähren Position der Projektion bringt.

Aus den Messungen lassen sich ebenfalls Merkmalspunkte extrahieren. Diese Extraktion von den genannten singulären Punkten (im Sinne möglichst eindeutiger Merkmalspunkte) erfolgt mit Suchalgorithmen aus den Messungen. Die Suchalgorithmen sind an die simulierte Projektion des digitalen Modells angepasst.

Bestehen nunmehr Merkmalspunkte (als Punktepaae), kann die Position zu Beginn der CT-Aufnahme registriert werden. Diese Registrierung erfolgt aus einer Projektion. Mögliche verwendbare Algorithmen, um diese Registrierung vorzunehmen, sind der Prozess SoftPOSIT, vgl. DeMenthon et al., SoftPOSIT, Simultaneous Pose and Correspondence Determination, International Journal of Computer Vision, 59 (3), 2004, Seiten 259 bis 284. Diese Möglichkeit der Registrierung der Startposition ist bei Anwendung des bekannten Prozesses SoftPOSIT relativ unempfindlich gegen falsch zugeordnete Merkmalspunkte(paae), wenn diese nicht zu sehr überhand nehmen.

Intensitätsbasierte Registrierung:

Das Vorgehen bei intensitätsbasierter Registrierungen ist es, die Ähnlichkeit zwischen Referenz- und Schablonenbild zu bestimmen. Hierbei werden Ähnlichkeiten mit statistischen Methoden gewonnen, als Grundlage dienen alle Pixelinformationen, vgl. Penney et al., "A Comparison of Similarity Measures for Use in 2-D-3-D Medical Image Registration", IEEE Transactions on Medical Imaging, 17(4), 1998, Seiten 586 bis 595.

Intensitätsbasierte 2D oder 3D-Registrierungsalgorithmen optimieren, ausgehend von einem hinreichend guten Startwert, die Ähnlichkeit von Referenz und transformierter Schablone, vgl. Pluim, IEEE Transactions on Medical Imaging, 22(8), 2003, Seiten 986 bis 1004.

So kann ein A-priori Wissen ausgenutzt werden, eine Registrierung erfolgreich durchzuführen. Das CT-Modell als Soll-Daten des Prüflings und das dadurch eingesetzte A-priori Wissen können an mehreren Projektionen in unterschiedlichen Lagen des Prüflings eingesetzt werden. Jede Lage ist durch einen anderen Drehwinkel charakterisiert, den der Prüfling relativ zu einer Drehachse einnimmt.

Die Registrierung als 2D-Registrierung oder 3D-Registrierung erfolgt alternativ und veranlasst vom Anwendungsfall. Aus einer 2D-Fächerstrahl-CT kann problemlos auf eine 3D-Konusstrahl-CT generalisiert werden. Jeweils nachgeführt wird die Art und Weise des Detektors, der entweder als Zeilendetektor bei einer 2D-CT ausgebildet ist, oder als Flächendetektor bei einer 3D-CT. In beiden Annahmefällen werden durch das Objekt und durch die Durchstrahlung mit der Messstrahlung von der punktförmigen Quelle aus abgeschwächte Intensitäten auf dem Detektor abgebildet, jeweils als eine Projektion bei jeweils einem Drehwinkel des Prüflings.

Der Idealfall ist ein perfekt justiertes CT-Abbildungssystem. Hier braucht lediglich noch die Lage der Drehachse bekannt zu sein, um den der Prüfling in Winkelinkrementen verdreht wird.

Diese Winkelinkremente zwischen den Aufnahmepositionen des Prüflings sind hinreichend genau bekannt. Die Registrierung ebenfalls. Mit einem registrierten digitalen Modell des Prüflings ist es jetzt möglich, eine CT-Simulation vorzunehmen. Diese kann für beliebige Detektorpixel auf dem Detektor bei einer beliebigen Drehlage des Prüflings die zugehörig eine von einem von der punktförmigen Quelle jeweils gedacht ausgehenden Messstrahl durchstrahlte Länge liefert.

Die Registrierung an einigen Projektionen erlaubt es, an verbliebenen Projektionen die CT so einzusetzen, dass die Lage des Prüflings für weitere Projektionen berechenbar wird.

Eine Simulation in Form einer virtuellen CT kann auf Grund des vorstehenden Wissens erfolgen. Sie liefert die benötigten Eingangsdaten für Korrekturverfahren bei der Rekonstruktion.

Eine Korrektur, zumindest eine Bereitstellung von Korrekturparametern, erfolgt während der Datenaufnahme. Bei der virtuellen CT entstehen für beliebige Detektorstellen (Pixel) bei jeder angenommenen inkrementellen Drehlage des Prüflings zugehörig durchstrahlte Längen. Eine jeweils durchstrahlte Länge und eine zugehörig gemessene Intensität am Detektor werden zu Wertepaaren kombiniert. Um die Korrekturdaten bei der Datenaufnahme zu bestimmen, sind nicht Daten von allen Projektionen notwendig.

Einige Projektionen reichen, beispielsweise eine repräsentative Auswahl, die einen Winkelbereich von unter 360° abdeckt, insbesondere deutlich darunter. Nachdem die Korrekturdaten schon während der Datenaufnahme bestimmt werden und nicht alle Projektionen als Eingangsgröße notwendig sind, die Korrekturparameter zu bestimmen, kann mit der Bestimmung der Korrekturdaten bereits begonnen werden, wenn diese repräsentative Auswahl von Projektionen aufgenommen wurde. So läuft zumindest ein Teil der Berechnung der Korrekturparameter und der weitere Aufnahmeprozess parallel. Bevorzugt kann die Berechnung der Korrekturparameter abgeschlossen sein, oder abgeschlossen werden im Wesentlichen mit dem Ende des Aufnahmeprozesses, also auch derjenigen Projektionen, die für die repräsentative Auswahl nicht benötigt werden. Die Rekonstruktion kann im zeitlichen Bereich nach/bei Abschluss der Aufnahme erfolgen, erlaubt also eine geringere Verzögerung bis zum Vorliegen des Ergebnisses.

Als Korrekturverfahren können solche Verfahren angewendet werden, die in "Quality Improvements for Cone-beam CT using Beam Hardening and Scattering Correction", Third World Congress on Industrial Process Tomography, Banff, Canada, 2002, Seiten 90 bis 95 herangezogen werden. Für die Rekonstruktion liegen bereits korrigierte Projektionsdaten vor, so dass die erste Rekonstruktion bereits mit Korrekturdaten arbeiten kann. Eine Rekonstruktion kann bereits auf korrigierte Messdaten zurückgreifen. Bereits die erste Rekonstruktion liefert ein vollständig korrigiertes Volumen des rekonstruierten Prüflings. Es ergibt sich eine verbesserte CT-Rekonstruktion.

Die für die Korrektur verwendeten Eingangsdaten sind besser, was sich in einer qualitativ besseren CT-Rekonstruktion niederschlägt.

Die Erfindung wird nachfolgend an Hand von mehreren Ausführungsbeispielen erläutert und ergänzt und dabei näher beschrieben.

Figur 1 ist eine schematische Seitenansicht eines Abbildungssystems mit einer Symbolisierung einer Durchstrahlungsaufnahme, veranlasst von einer Strahlenquelle Q, Messstrahlen q, einem Prüfling 10 und einem Detektor 31.

Figur 1a ist eine Aufsicht auf die Anordnung von Figur 1, aus der der Drehteller mit seiner Achse 100 hervorgeht, die beiden Randpunkte des Prüflings bilden die Grenzstrahlen des Fächers der Messstrahlen q, zur Abbildung einer Intensitätsverteilung am Detektor 31, der für eine Ebene eine Schicht darstellt, der aber auch bei dreidimensionaler CT ein Volumen des Prüflings in Form einer flächigen x/y-Erstreckung abbilden kann, wobei der Detektor 31 entsprechend flächig ausgebildet ist.

Figur 2 veranschaulicht die stufenweise Veränderung der Winkellage des Prüflings jeweils um einen Differenzwinkel $\Delta\alpha$.

Figur 3 veranschaulicht nicht maßstabgerecht, sondern symbolisch und zur Verdeutlichung stark vergrößert die Registrierung eines Prüflings 11, der in seiner tatsächlichen Lage 11 durchgezogen dargestellt ist und in seiner ungenau liegenden Grobbestimmungslage mit 11' strichliniert dargestellt ist. Der Differenzwinkel als Registrierfehler ist mit γ bezeichnet. Die Strahlquelle Q ist wesentlich weiter von dem Prüfling entfernt, als mit dem symbolischen Abstand z1 dargestellt, auch ist der Prüfling 11 weiter vom Detektor entfernt, als dass symbolisch der Abstand z2 zeigt.

Figur 3a ist das Intensitätsprofil oder der zugehörige Intensitätsverlauf in x-Richtung (in Figur 3 von oben nach unten), bezogen auf eine punktförmige Strahlenquelle mit einem fächerförmigen Strahl als Messstrahlen. Es werden daraus wesentliche Merkmalspunkte deutlich, deren Position mit x_a , x_e und x_f bezeichnet ist, und die zu den Randpunkten 11a, 11e und 11f des Prüflings 11 aus Figur 3 gehören.

Figur 4 veranschaulicht eine Ablaufskizze für die Durchführung der Rekonstruktion mit teilweise parallel laufender Bestimmung von Korrekturparametern, sodass die korrigierten Messdaten der ersten Rekonstruktion bereits ein vollständig korrigiertes Volumen 11* rekonstruieren kann.

Die Seitenansicht der Figur 1 zeigt einen Prüfling 10 in einer L-förmigen Gestalt (in Seitenansicht) und eine Strahlenquelle Q, die Röntgenstrahlen oder Neutronenstrahlen abgeben kann. Diese Strahlen sind mit q bezeichnet, entweder konusförmig oder fächerförmig für eine 2D- oder eine 3D-Tomografie. Die Achse 100 ist die Drehachse eines Tellers 20, der über einen Antrieb 22 mit einem Getriebe einen Schaft 21 antreibt, der mit dem Drehteller 20 drehsteif gekoppelt ist. Die Drehung ist mit ω (omega) gekennzeichnet, der Schaft 21 ist auf einer Sockelfläche 25 drehbar gelagert.

Die Achse 100 steht senkrecht auf der Strahlungsachse, welche von der Quelle Q ausgeht, den Prüfling 10 durchdringt und zu einem Schirm 31 reicht, der als Detektor eingesetzt wird. In Höhenrichtung der Darstellung ist eine Intensitätsverteilung I gezeigt, die bei einer dreidimensionalen Tomografie mit einem entsprechend der Form, Gestalt und dem Werkstoff des Prüflings 10 geschwächten Intensitätsverlauf eine zweidimensionale Form hat, als $I(x,y)$. Bei einer Schichtdurchstrahlung und einem fächerförmigen Stahl q ist nur eine Höhenrichtung bspw. zu messen, welche eine Intensitätsverteilung $I(y)$ aufweist. Dieses sind die zu erfassenden Daten einer Durchstrahlungsaufnahme.

In einer Ansicht von Oben zeigt sich diese Anordnung als Figur 1a (ohne den Prüfling 10) mit einem Drehteller 20 der um die Achse 100 drehbar ist. Die Randstrahlen der Strahlenquelle Q sind eingezeichnet, welche den Drehteller gerade noch berühren, die zentrale Strahlenachse ebenso, wie auch die Intensitätsverteilung $I(x)$ in horizontaler Richtung auf dem Detektor 31.

Ein Fahrstrahl q_1 ist eingezeichnet, welcher den Prüfling 10 bei Aufsetzen auf den Drehteller 20 durchstrahlen würde und innerhalb der beiden Objektschattenlinien (Grenzstrahlen) gelegen ist.

Der Drehteller 20 ist mit dem Antrieb 22 stufenweise um Winkelinkremente $\Delta\alpha$ verdrehbar, wie Figur 2 anschaulich zeigt. Jeweils eine bestimmte Zeitspanne T1, T2 oder T3 ist ein Winkelinkrement gültig für eine Durchstrahlungsaufnahme von der Strahlenquelle Q. Die Winkelinkremente sind als 20a, 20b und 20c jeweils gleich gestuft symbolisiert.

Figur 3 veranschaulicht symbolisch, aber nicht maßstabsgerecht den Prüfling hier in einer ähnlichen Gestalt und als Prüfling 11 bezeichnet bei der groben Registrierung.

Eine Orientierung des Prüflings 11 wird in einer ersten, schnellen Registrierung grob bestimmt. Dabei liegt der Prüfling in der durchgezogen dargestellten Lage mit Eckpunkten 11a, 11e und 11f und wird von der Strahlenquelle Q mit dem bspw. Fächerstrahl q durchstrahlt. Die Strahlenachse ist senkrecht auf der Detektorebene 31, bei einem Flächendetektor, bei einem Zeilendetektor handelt es sich nur um eine Abhängigkeit von x. Die Position des Prüflings 11 wird über Merkmalspunktpaare genau bestimmt. Andere Möglichkeiten, die gesondert beschrieben werden, sind statistische Methoden, welche ebenfalls eine Positionierung des Prüflings erreichen, die genauer ist als die erste grobe (schnelle) Registrierung, welche die Groblage 11' des Prüflings identifiziert. Hier ist ein Winkelfehler γ anzunehmen, der zwischen der tatsächlichen Lage 11 und der registrierten Lage 11' gezeigt ist. Der Winkelfehler γ liegt oberhalb von einem Grad. Es kann zusätzlich auch ein translatorischer Fehler hinzutreten, der im Bereich oberhalb von 1mm bis 2mm liegt (oder am Prüfling bemessen ist als zumindest 1% seiner größten, insbesondere typischen Länge).

Die Abstände z_1 , z_2 sind nicht maßstabsgetreu, sondern symbolisch zu verstehen.

Eine Intensitätsverteilung ist in Figur 3a gezeigt, welche sich bei einem fächerförmigen Strahl q ergibt. Der Verlauf der fächerförmigen Strahlen von oben nach unten, beginnend von dem Eckpunkt 11a bis zum Eckpunkt 11f (jeweiliger Grenzstrahl) zeigt den Verlauf von Figur 3a entsprechend der stärker zunehmenden oder abnehmenden Dicke des die Strahlung absorbierenden Prüflings 11. Die Verlaufskurve der Intensität $I(x)$ zeigt einige singuläre Punkte an den Positionen x_a , x_e und x_f , welche den Eckpunkten 11a, 11e und 11f der Position des Prüflings entsprechen. Bei entsprechend ungenauer Registrierung 11' verschiebt sich der Funktionsverlauf von Figur 3a in x-Richtung um einen geringen Betrag.

Jeder singuläre Punkt bildet ein Punktpaar mit einem entsprechenden Modellpunkt in einem digitalen Modell, meist an einem CAD-Modell des Prüflings. Mehrere solche Punktpaare können jeweils eine genauere Registrierung des Prüflings in einer Projektion erreichen.

Die Messungen der singulären Punkte auf dem Detektor können als Extraktion verstanden werden, jedenfalls führen sie dazu, dass die Positionierung des Prüflings über die grobe Registrierung hinaus genauer wird. Alternativ können statistische

Methoden angewendet werden, wie eingangs erläutert. Die Ähnlichkeit zwischen Referenzbild und Schablonenbild spielt hierbei eine Rolle, vgl. Penney in IEEE Transactions wie eingangs angegeben. Diese statistischen Methoden arbeiten intensitätsbasiert und erlauben die genauere Registrierung.

Wenn insoweit von einer "hinreichend genauen Bestimmung" die Rede ist, ist diese jedenfalls genauer als die schnelle grobe Registrierung und die Grobbestimmung der Lage des Prüflings, die Ausgangspunkt war.

Nach einer erfolgreich durchgeführten Registrierung an zumindest einigen Projektionen kann die Lage des Prüflings 11 relativ zur Drehachse, ggf. auf mit translatorischem Fehler für zumindest eine weitere Projektion berechnet werden.

Einfluss der Solldaten des Prüflings aus dem digitalen Modell erlaubt die genannte Verbesserung der Grobpositionierung des Prüflings. Nach einer solchen durchgeführten Registrierung kann zumindest eine weitere Projektion des Prüflings berechnet werden. Dies kann relativ zur Drehachse und/oder mit einer translatorischen Verschiebung geschehen.

Nach einer Registrierung des Prüflings kann mit Hilfe des erworbenen Wissens eine virtuelle CT erfolgen. Diese ist eine simulierte CT, mit der Eingangsdaten für ein Korrekturverfahren für die Rekonstruktion geliefert werden. Dies ist erst dann möglich, wenn die grobe Registrierung erfolgte. Eine Verwendung der Korrekturdaten, die aus der Simulation entstehen, kann entweder schon während der erfolgenden Datenerfassung einsetzen, oder erst nach Abschluss dieser Datenerfassung im zeitlichen Bereich des Endes des Aufnahmeprozesses.

Die notwendigen Korrekturdaten, die schon während der Datenaufnahme bestimmt worden sind, stehen beim Ende des Aufnahmeprozesses zur Verfügung, so dass eine schnelle Korrektur erfolgen kann, die nicht erst die Parameter zur Korrektur aus der Datenerfassung errechnen muss, sondern diese für eine Rekonstruktion beim Abschluss der Datenerfassung schon verfügbar hat. Eine große zeitliche Einsparung des Berechnungsverfahrens ist die Folge.

Aus den Korrekturdaten, die bereits während der Datenaufnahme bestimmt wurden, kann die Korrektur und damit die Rekonstruktion zum Ende des Aufnahmeprozesses eine verbesserte CT-Rekonstruktion liefern. Bereits die erste Rekonstruktion kann so mit Korrekturdaten arbeiten, die unmittelbar zum Ende des Aufnahmeprozesses zur Verfügung stehen, nachdem sie zuvor während der Datenaufnahme bestimmt wurden.

Eine Korrektur kann aber auch bereits während des Aufnahmeprozesses (der Datenaufnahme) erfolgen, und sei es auch nur teilweise hinsichtlich einiger der Artefakte, die bei der Aufzeichnung entstehen. Eine Rekonstruktion des vermessenen Prüflings erfolgt also mit korrigierten Messdaten und ist nicht nur zeitlich schneller verfügbar, sondern auch qualitativ besser.

Die Figur 4 veranschaulicht einen symbolischen Signalflussplan oder Ablaufplan einer Datenaufnahme 70, die zeitlich betrachtet werden kann, beginnend links mit ihrem Anfang und rechts mit ihrem Ende. A-priori Wissen 69 wird zunächst vorgegeben und erlaubt eine Registrierung 71 die grob ist und genauer ausgestaltet werden kann, durch Einsatz von bspw. Merkmalspunkte-Paaren, die jeweils ein messbarer singulärer Punkt(e) auf dem Detektor 31 sind und mit einem jeweils zugehörigen singulären Punkt(en) im digitalen Modell gepaart werden. Die erfolgreiche Registrierung erlaubt dann eine Simulation 72 die eine virtuelle CT ist. Mit ihr werden Eingangsdaten für Korrekturverfahren der CT-Rekonstruktion geliefert.

Bei der Bestimmung der Korrekturdaten 73, die bereits während der Datenaufnahme 70 abläuft, werden Korrekturdaten bestimmt, die zu einer Korrektur der Daten der Datenerfassung 70 führen kann, was durch die Pfeile 73a symbolisiert wird. Ebenso kann in einem alternativen Ausführungsbeispiel, oder auch kumulativ, eine Korrektur 73b erst anschließend erfolgen, wenn die Datenaufnahme abgeschlossen ist und die Projektion oder Datenaufnahme den Berechnungen "Korrektur der Messdaten" 74 übergeben wird. Aus dieser Korrektur, die zeitlich sehr schnell ablaufen kann, ergibt sich eine Rekonstruktion 75, die ebenfalls sehr schnell ablaufen kann, um das korrigierte Volumen 11* zu erhalten, welche die Rekonstruktion bildet.

Zum Ende des Aufnahmeprozesses symbolisiert den rechten Rand des Blocks "Aufnahme" 70, sowohl den Bereich vor dem unmittelbaren Ende durch Einflussnahme der Korrekturparameter über die Einflüsse 73a auf die Datenerfassung, und/oder den Bereich 74,73b, der nachgelagert ist und die Korrektur sowie die Rekonstruktion betrifft.

Die industrielle Qualitätskontrolle ist ein bevorzugtes Anwendungsgebiet, insbesondere im Bereich des Automobilbaus und bezogen auf Gussteile als Prüflinge 10,11. Röntgenstrahlen waren als bevorzugte Messstrahlen erwähnt.

Durch die Art und Weise des Aufbaus nach Figur 4 können Artefakte auch ohne Iteration reduziert werden, und dies mit großem zeitlichen Vorteil. Die für die Parameterbestimmung erforderlichen Projektionen sind weniger als alle für einen Drehwinkel von 360° zur Verfügung gestellten Aufnahmen. Die in den Inkrementen $\Delta\alpha$ erfasst werden.



Ansprüche:

1. **Mehrstufiges Verfahren** zur Bereitstellung von korrigierten Projektionsdaten als eine verbesserte CT-Rekonstruktion, mit folgenden Schritten
 - Initialisierung,
wobei eine Orientierung des Prüflings (10,11) mit einer ersten schnellen Registrierung grob bestimmt wird;
 - Registrierung,
wobei die Position des Prüflings (10) über Merkmalspunktpaare und/oder statistische Methoden hinreichend genau bestimmt wird;
 - Bewegung,
wobei nach einer erfolgreich durchgeführten Registrierung an zumindest einigen Projektionen die Lage des Prüflings insbesondere relativ zur Drehachse für zumindest eine weitere Projektion berechnet wird;
 - Merkmalspunkte,
wobei die grobe Registrierung zur Extraktion von bevorzugt möglichst eindeutigen Merkmalspunkten genutzt wird;
 - Startposition,
wobei eine 2D oder 3D-Registrierung an Solldaten des Prüflings mit den Messdaten anhand der extrahierten Merkmalspunkte erfolgt;
 - Bewegung,
wobei nach einer erfolgreich durchgeführten Registrierung an zumindest einigen Projektionen die Lage des Prüflings relativ zur Drehachse für zumindest eine weitere Projektion berechnet wird;
 - Simulation,
wobei mit Hilfe dieses Wissens eine virtuelle CT simuliert wird, um Eingangsdaten für ein Korrekturverfahren der CT-Rekonstruktion zu liefern;
 - Korrektur,
wobei aus den Korrekturdaten während der Datenaufnahme (70) Parameter bestimmt werden (73) und eine Korrektur erfolgt (73a;73b);
 - Rekonstruktion,
wobei zum Ende des Aufnahmeprozesses korrigierte Projektionsdaten für eine verbesserte CT-Rekonstruktion vorliegen (74,75).
2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die Bereitstellung bei der industriellen Qualitätskontrolle erfolgt.
3. Verfahren nach Anspruch 2, wobei zumindest eine Vermessung am Prüfling erfolgt.

4. Verfahren nach Anspruch 1, wobei Röntgenstrahlen bei der CT-Erstellung verwendet werden.
5. Verfahren nach Anspruch 3 oder 1, wobei der Prüfling ein Gussteil ist, insbesondere im Automobilbau.
6. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem keine Iteration zur Reduzierung der Artefakte in den Schichtrekonstruktionen eingesetzt wird
7. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die Eingangsdaten für das Korrekturverfahren Wertepaare sind, die aus jeweils durchstrahlter Länge und zugehörige gemessener Intensität auf dem Detektor (31) aufgebaut sind.
8. Verfahren nach Anspruch 7, wobei zur Bestimmung der Wertepaare Projektionen aus einem Winkelbereich von weniger als 360° , insbesondere deutlich weniger als 360° verwendet werden.
9. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die Merkmalspunkte jeweils ein singuläres Punktpaar aus Modellpunkt und zugehörigem Punkt der Projektion sind.
10. **Mehrstufiges Verfahren** zur Bereitstellung von korrigierten Projektionsdaten als eine verbesserte CT-Rekonstruktion, bei der von einer Strahlenquelle (Q) insbesondere fächerförmige Messstrahlen (q) ausgesendet werden, die den Prüfling (10,11) durchstrahlen und auf einem Detektor (31) in ihrer Intensität erfasst werden, mit folgenden Schritten des Verfahrens,
 - (a) einer ersten Initialisierung,
wobei eine erste Orientierung des Prüflings (10) mit einer ersten schnellen Registrierung nicht mehr als grobbestimmt wird;
 - (b) Registrierung,
wobei die Positionierung des Prüflings (10) genauer bestimmt wird, insbesondere über Merkmalspunktpaare;
 - (c) Bewegung,
wobei nach einer erfolgreich durchgeführten Registrierung an zumindest einigen Projektionen die Lage des Prüflings (10,11) für zumindest eine weitere Projektion berechnet wird;
 - (d) Simulation,
wobei mit Hilfe der Ergebnisse der vorigen Schritte eine virtuelle CT durchgeführt wird, welche Eingangsdaten für ein zu erfolgreiches Korrekturverfahren der CT-Rekonstruktion liefert;

- (e) Vornehmen einer Korrektur,
wobei während der Datenaufnahme (70) vom Detektor (31) aus den Korrekturdaten Parameter bestimmt werden und eine Korrektur erfolgt (73a,73b);
 - (f) Rekonstruktion,
wobei im zeitlichen Bereich des Endes des Aufnahmeprozesses als Datenaufnahme (70) korrigierte Projektionsdaten (11*) als eine verbesserte CT-Rekonstruktion vorliegen (74,75).
11. Verfahren nach Anspruch 10, wobei Nichtlinearitäten des Abbildungssystems aus Quelle und Detektor (Q;31) mit dazwischen gelegentlichem Prüfling korrigiert werden.
 12. Verfahren nach Anspruch 10, wobei die Bereitstellung bei der industriellen Qualitätskontrolle erfolgt.
 13. Verfahren nach Anspruch 12, wobei zumindest eine Vermessung am Prüfling erfolgt, im Wege einer Durchstrahlungsaufnahme.
 14. Verfahren nach Anspruch 10, wobei Röntgenstrahlen als Messstrahlen bei der Tomogramm Erstellung als Rekonstruktion des Prüflings verwendet werden.
 15. Verfahren nach Anspruch 13 oder 10, wobei der Prüfling ein Gussteil ist, insbesondere im Automobilbau.
 16. Verfahren nach Anspruch 10, wobei die Initialisierung mit einem Winkelfehler von wenigen Grad, insbesondere oberhalb von 1° oder/und mit einem translatorischen Fehler oberhalb von im wesentlichen 1 mm erfolgt.
 17. Verfahren nach Anspruch 16, wobei die Drehachse (100) des Prüflings gegeben ist um welche der Prüfling in einzelnen indexierten Schritten eines gegebenen Winkelinkrements ($\Delta\alpha$) bei der Durchstrahlung gedreht wird.
 18. Verfahren nach Anspruch 10, wobei die Merkmalspunkte extrahiert werden und dabei ein jeweiligen singulärer Punkt aus einem digitalen Modell, insbesondere CAD-Modell, auf dem Detektor (31) als ein jeweils abgebildeter Punkt erscheint, und beide korrespondierenden Punkte ein Merkmalspunktpaar bilden.

19. Verfahren nach Anspruch 10 oder 16, wobei die Initialisierung mit einem translatorischen Fehler im Bereich von im Wesentlichen 1% einer typischen Abmessung des Prüflings 10 erfolgt.
20. **Mehrstufiges Verfahren** zur Bereitstellung von korrigierten Projektionsdaten als eine verbesserte CT-Rekonstruktion, mit folgenden Schritten
- Initialisierung,
wobei eine Orientierung des Prüflings (10,11) mit einer ersten schnellen Registrierung grob bestimmt wird;
 - Registrierung,
wobei die Position des Prüflings (10) genauer insbesondere hinreichend genau bestimmt wird;
 - Bewegung,
wobei nach einer erfolgreich durchgeführten Registrierung an zumindest einigen Projektionen die Lage des Prüflings für zumindest eine weitere Projektion berechnet wird;
 - Simulation,
wobei mit Hilfe dieses Wissens eine virtuelle CT simuliert wird, um Eingangsdaten für ein Korrekturverfahren der CT-Rekonstruktion zu liefern;
 - Korrektur,
wobei aus den Daten während der Datenaufnahme Parameter zur Korrektur bestimmt werden und eine Korrektur erfolgt;
 - Rekonstruktion,
wobei im Bereich des zeitlichen Endes des Aufnahmeprozesses korrigierte Projektionsdaten für eine verbesserte CT-Rekonstruktion vorliegen.
21. Verfahren nach Anspruch 20, wobei die Position des Prüflings über Merkmalspunktpaare erfolgt.
22. Verfahren nach Anspruch 20 oder 21, wobei die Position des Prüflings über eine intensitätsgestützte statistische Methode erfolgt.



1/3

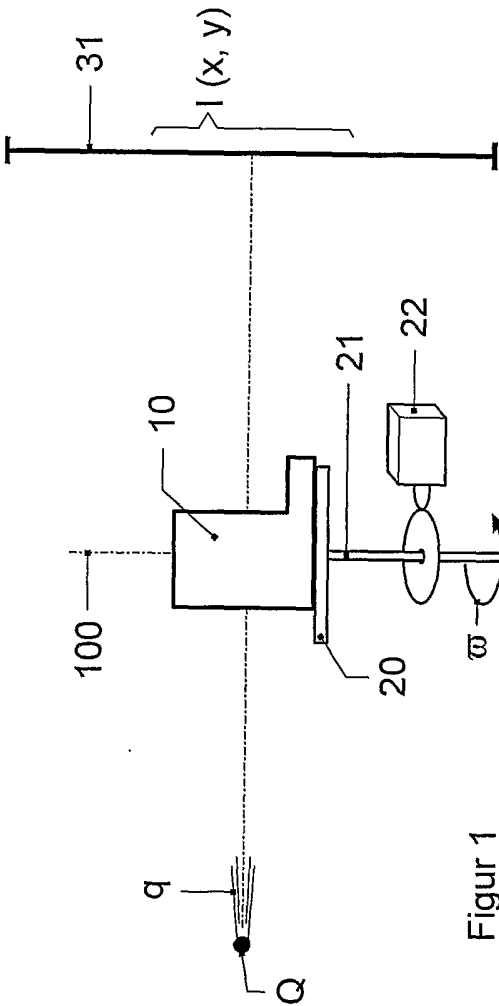


Figure 1

Figure 2

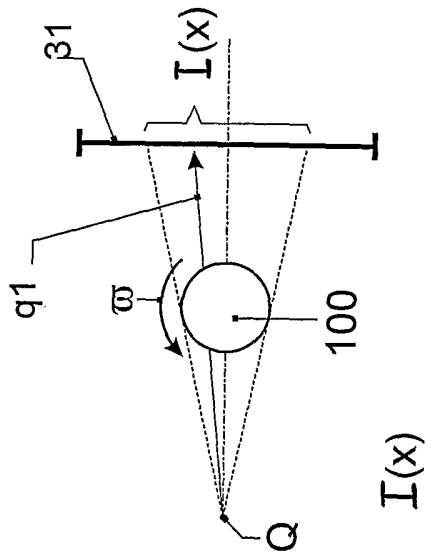
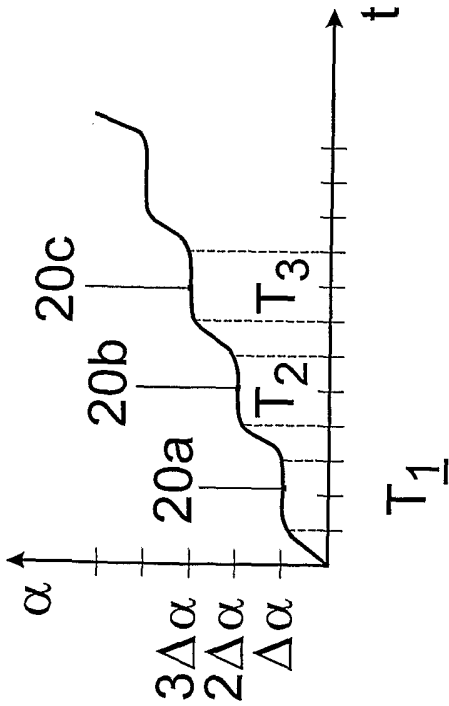
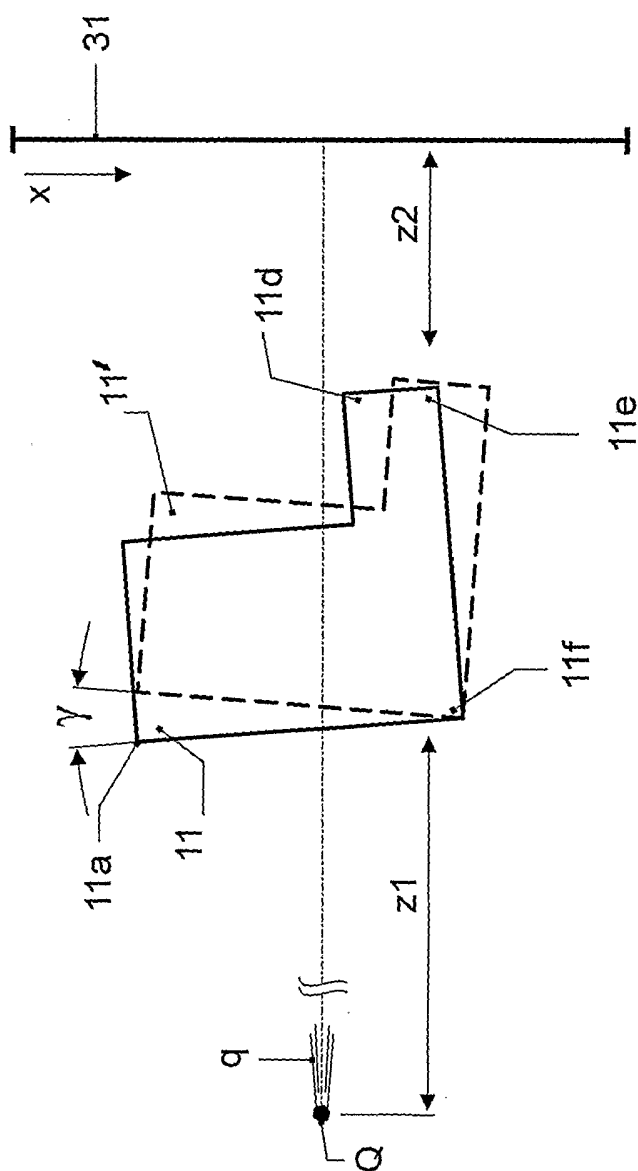
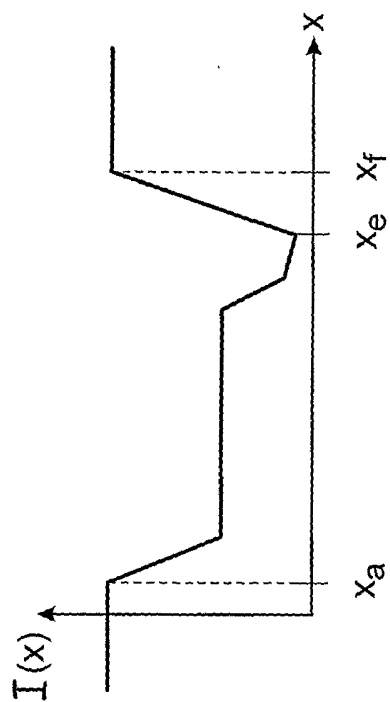


Figure 1a

2/3



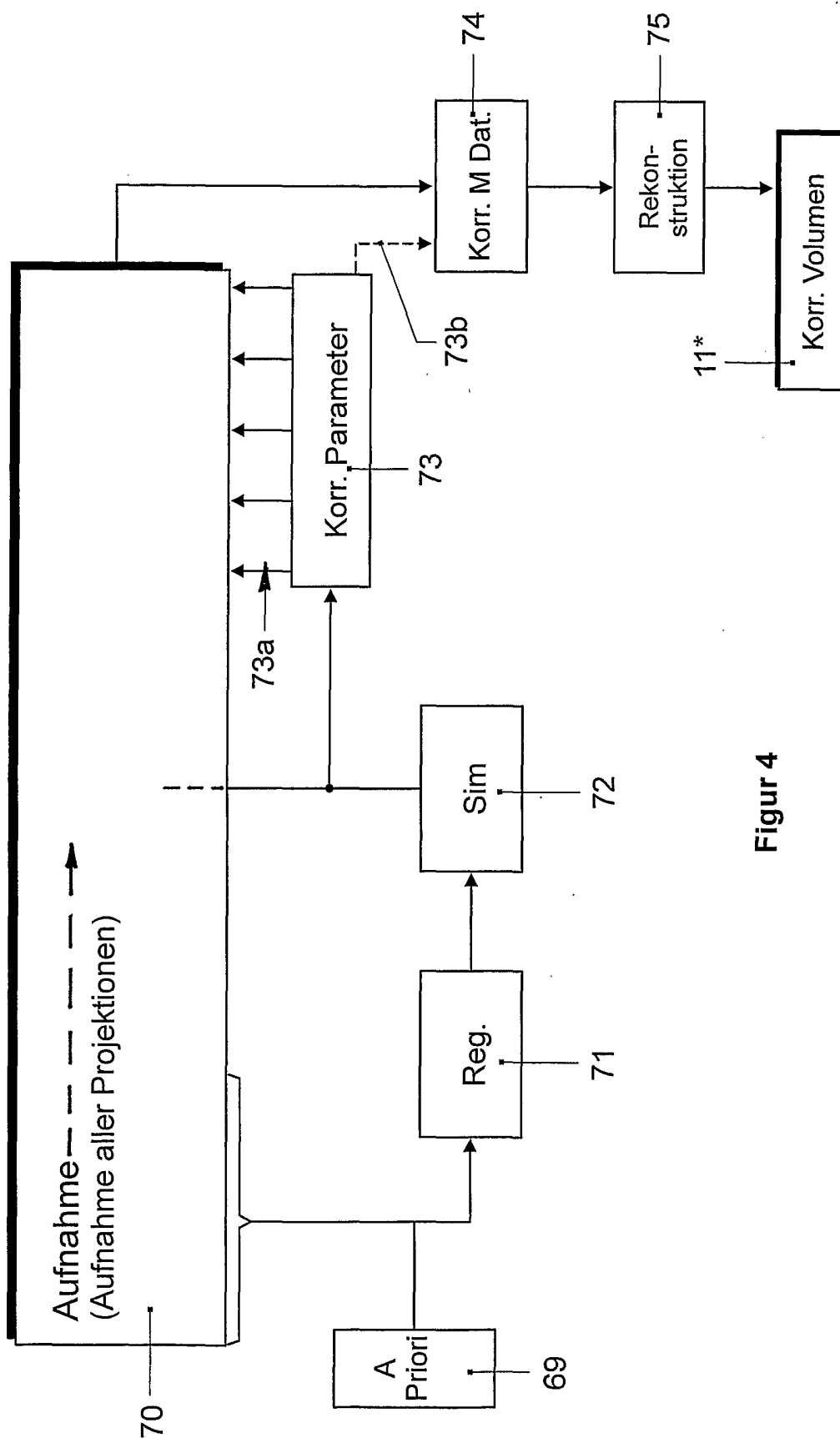
Figur 3



Figur 3a

"Gamma Registerfehler Grobbestimmung der Lage

3/3



Figur 4