



(10) **DE 10 2017 102 254 A1** 2018.08.09

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2017 102 254.6**  
(22) Anmeldetag: **06.02.2017**  
(43) Offenlegungstag: **09.08.2018**

(51) Int Cl.: **G01N 23/06** (2018.01)  
**G01T 1/29** (2006.01)  
**G01B 15/04** (2006.01)  
**G01B 15/00** (2006.01)

(71) Anmelder:  
**Bundesrepublik Deutschland, vertreten durch  
das Bundesministerium für Wirtschaft und  
Energie, dieses vertreten durch den Präsidenten  
der Physikalischen Bundesanstalt, 38116  
Braunschweig, DE**

(74) Vertreter:  
**Gramm, Lins & Partner Patent- und  
Rechtsanwälte PartGmbB, 38122 Braunschweig,  
DE**

(72) Erfinder:  
**Illemann, Jens, Dr., 38116 Braunschweig, DE;  
Bartscher, Markus, Dr., 31234 Edemissen, DE**

(56) Ermittelte Stand der Technik:

**US 8 208 603 B2**  
**US 2010 / 0 098 209 A1**

**ILLEMANN, J.; BARTSCHER, M.: X-ray  
spectrum dependence of the magnification**

of cone-beam CT. In: **Proceedings of the 7th  
Conference on Industrial Computed Tomography,  
February 7th – 9th, 2017, Leuven, Belgium.**  
Verfügbar online unter: [http://www.ndt.net/events/  
iCT2017/app/content/Paper/34\\_Illemann.pdf](http://www.ndt.net/events/iCT2017/app/content/Paper/34_Illemann.pdf)

**SHARMA, D. [et al.]: Depth-of-interaction  
estimates in pixelated scintillator sensors using  
Monte Carlo techniques. In: Nuclear Instruments  
and Methods in Physics Research A 841 (2017).  
117 – 123.**

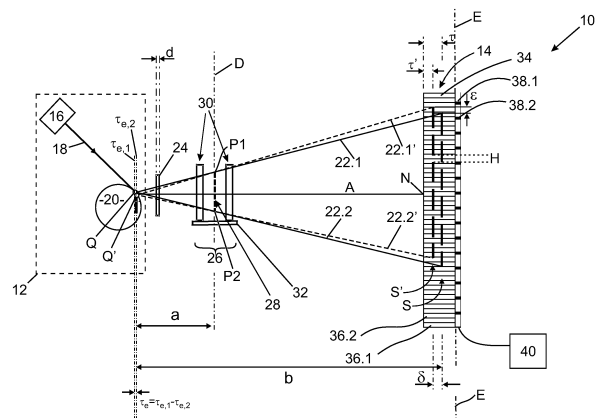
**WEISS, D. [u.a.]: Einfluß der Quellung  
auf Reproduzierbarkeit und Antastabweichung im  
Röntgen-Computertomographen. In: Proceedings  
Industrielle Computertomografie Tagung, Wels,  
Österreich, 2010. Verfügbar online unter [http://  
www.ndt.net/article/ctc2010/papers/227.pdf](http://www.ndt.net/article/ctc2010/papers/227.pdf)**

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen.**

(54) Bezeichnung: **Verfahren zum dimensionellen röntgenographischen Messen, insbesondere mittels  
Computertomographie, und Röntgen-Computertomograph**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum dimensionellen röntgenographischen Messen, insbesondere mittels Computertomographie, mit den Schritten: Bestrahlen eines Prüflings (26) mit nicht-monochromatischer Röntgenstrahlung einer quasi-punktförmigen Röntgenquelle (12), Messen von Intensität (I) der Röntgenstrahlung (22) im Strahlungspfad hinter dem Prüfling (26) mittels eines Detektors (14), der eine Vielzahl an Pixeln (P) aufweist, sodass pixelabhängige Intensitätsdaten (I(P)) erhalten werden, und Berechnen zumindest einer Abmessung (H) des Prüflings (26) anhand der pixelabhängigen Intensitätsdaten (I(P)). Erfindungsgemäß ist vorgesehen, dass die pixelabhängigen Intensitätsdaten (I(P)) um den Einfluss einer effektiven Eindringtiefe ( $\tau$ ) auf dem Detektor (14) und/oder einer Verschiebung des effektiven Quellorts (Q) auf einem Target (20) der Röntgenquelle (12) korrigiert werden.



## Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum dimensionellen Messen mittels Computertomographie, mit den Schritten (a) Bestrahlen eines Prüflings mit nicht-monochromatischer Röntgenstrahlung einer quasi-punktförmigen Röntgenquelle, (b) Messen von Intensität der Röntgenstrahlung im Strahlungspfad hinter dem Prüfling mittels eines Detektors, der eine Vielzahl an Pixeln aufweist, sodass pixelabhängige Intensitätsdaten erhalten werden, und (c) Berechnen zumindest einer Abmessung des Prüflings anhand der pixelabhängigen Intensitätsdaten.

**[0002]** Gemäß einem zweiten Aspekt betrifft die Erfindung einen Röntgen-Computertomographen mit (a) einer Röntgenquelle zum Erzeugen von Röntgenstrahlung, (b) einem Detektor, der eine Vielzahl an Pixeln aufweist, zum Messen pixelabhängiger Intensitätsdaten der Röntgenstrahlung, (c) einer Bewegungsvorrichtung, insbesondere einer Drehvorrichtung, zum Bewegen eines Prüflings, und (d) einer Auswerteeinheit zum Berechnen eines dreidimensionalen Bilds des Prüflings aus den pixelabhängigen Intensitätsdaten.

**[0003]** Radiographie bezeichnet das Verfahren, bei dem ein Prüfling mit Röntgenstrahlung bestrahlt und die Intensität der Strahlung im Strahlungspfad hinter dem Prüfling als Bild gemessen wird. Computertomographie stellt eine Erweiterung zum Bestimmen eines dreidimensionalen Bildes dar, indem der Prüfling relativ zum Detektor und der Röntgenquelle gedreht wird. Das dreidimensionale Volumenbild wird aus den Bildern in den verschiedenen Winkelstellungen, den Projektionen, mittels komplexer mathematischer Verfahren berechnet. In der industriellen Computertomographie werden bevorzugt Mikrofokusröntgenquellen und Flachbilddetektoren verwendet. Damit ist derzeit die relative Messunsicherheit bei der Bestimmung von Maßen auf  $1 \times 10^{-4}$  beschränkt, wie internationale Vergleichsmessungen zeigen. Es ist wünschenswert, eine kleinere Messunsicherheit zu erreichen.

**[0004]** Nachteile bei der industriellen Computertomographie entstehen daraus, dass die verwendeten Röntgenquellen breitbandig Bremsstrahlung und charakteristische Strahlung emittieren, das heißt nicht-monochromatische Röntgenstrahlung. Zudem ist die maximale Leistung bei gegebenem Quellflechtdurchmesser beschränkt. Zwar wäre es möglich, beispielsweise eine Synchrotronstrahlungsquelle oder einen Freie-Elektronen-Laser zu verwenden, die diese Nachteile nicht haben, das aber erfordert eine dedizierte Großforschungseinrichtung, die für industrielle Messaufgaben im Routinebetrieb nicht genutzt werden kann.

**[0005]** Die Erfindung bezieht sich auf die Verwendung nicht-monochromatischer Röntgenstrahlung. Vorteilhafterweise werden mit Hilfe der Erfindung vergleichbar gute Resultate wie bei Verwendung monochromatischer Röntgenstrahlung ermöglicht. Als praktische Maßnahme wird bisher schon eine starke Vorfilterung der Röntgenstrahlung verwendet, um das Spektrum schmalbandiger zu machen auf Kosten einer geringeren Röntgenintensität. Das widerspricht dem, dass industrielle Computertomographie zudem in der Regel kurze Messzeiten erfordert, um wirtschaftlich zu sein. Das erfindungsgemäße Verfahren kann eine geringere Vorfilterung ermöglichen, damit die Messzeit reduzieren und ist damit wirtschaftlicher. Der Erfindung liegt weiterhin die Aufgabe zugrunde, die Messunsicherheit bei der Computertomographie, insbesondere der industriellen Computertomographie, zu verringern, die durch die Breitbandigkeit der Röntgenquelle systematisch negativ beeinträchtigt wird.

**[0006]** Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, die Messunsicherheit bei der Computertomographie (CT), insbesondere der industriellen Computertomographie, zu verringern.

**[0007]** Die Erfindung löst das Problem durch ein gattungsgemäßes Verfahren, bei dem die pixelabhängigen Intensitätsdaten um den Einfluss einer Eindringtiefe auf dem Detektor und/oder einer Verschiebung des effektiven Quellorts auf einem Target der Röntgenquelle korrigiert werden.

**[0008]** Gemäß einem zweiten Aspekt löst die Erfindung das Problem durch einen gattungsgemäßen Röntgen-Computertomographen, dessen Auswerteeinheit ausgebildet ist zum automatischen Durchführen eines erfindungsgemäßen Verfahrens.

**[0009]** Der Erfindung liegt die Erkenntnis zugrunde, dass die vom Prüfling absorptionsbedingten Grauwerte benachbarter Pixel des Detektors bei radiografischen Aufnahmen, insbesondere in Kegelstrahlgeometrie, mit einem breiten Spektrum, anders als bei nahezu paralleler und/oder monochromatischer Röntgenstrahlung, aufgrund strahlungsphysikalischer Eigenarten der Quelle und des Detektors ein gerichtetes Übersprechen zeigen. Die dadurch entstehende lokale Änderung der Größenskalierung im radiografischen Bild überträgt sich auf ein rekonstruiertes CT-Bild, also ein dreidimensionales Dichtebild des Prüflings, das aus den pixelabhängigen Intensitätsdaten für verschiedene Orientierungen des Prüflings relativ zu Röntgenquelle und Detektor berechnet wird. Aus dem Dichtebild werden die Prüflingsoberflächen berechnet und Abmessungen bestimmt, die letztendlich durch das gerichtete Übersprechen im Grauwertbild verändert werden. Der lokale radiografische Vergrößerungsfaktor ergibt sich als der Quotient des Abstands vom wirksamen Quell-

punkt zum wirksamen Detektionsort als Zähler zu dem Abstand zwischen dem wirksamen Quellpunkt und dem Prüfling als Nenner. Der Ort des Prüflings ist dabei bei der CT durch die Position der Rotationsachse gegeben, der effektive Quellpunkt und Detektionsort sind durch den Erwartungswert der Absorption bzw. Emission gemittelt über das im Prüfling absorbierte Spektrum auf dem Weg vom Quellpunkt zum Detektionsort gegeben.

**[0010]** Es ist bekannt, dass breitbandige Röntgenstrahlung beim Durchstrahlen des Prüflings eine Strahlaufhärtung zeigt. Hierunter ist das Phänomen zu verstehen, dass Röntgenstrahlung höherer Energie und damit kleinerer Wellenlänge normalerweise weniger stark absorbiert wird als Röntgenstrahlung geringerer Energie und damit größerer Wellenlänge. Damit verändert sich das Röntgenspektrum mit einer relativen Zunahme des Anteils „harter“, das heißt höherenergetischer Photonen.

**[0011]** Die Erfinder haben erkannt, dass die effektive Eindringtiefe der Röntgenstrahlung im Detektor umso größer ist, je stärker sie im Prüfling absorbiert wurde. Dieser Effekt ist unbeachtlich, solange der Röntgenstrahl senkrecht auf den Detektor auftrifft. Ist der Detektor daher so gekrümmt, dass ein Krümmungskreismitelpunkt mit dem Quellpunkt der Röntgenquelle übereinfällt, ergibt sich aus diesem Effekt kein Messfehler.

**[0012]** Gekrümmte flächige Detektoren sind jedoch schwierig herzustellen und werden daher in der Regel nicht eingesetzt. Das aber führt dazu, dass an solchen Stellen, an denen der Röntgenstrahl unter einem von 90° abweichenden Winkel auf den Detektor auftrifft, die Röntgenphotonen im Mittel umso weiter außen detektiert werden, je härter die Röntgenstrahlung ist.

**[0013]** Vorteilhafterweise kann die Erfindung mit der bereits bekannten Strahlaufhärtungskorrektur kombiniert werden, bei der Pixel für Pixel ihre Grauwerte mit einer nichtlinearen Funktion korrigiert werden, um die Abweichung der exponentiellen Schwächung der Intensität mit der Absorberdicke, bekannt als de Beer'sches Gesetz, zu berücksichtigen. Durch das Anbringen der erfindungsgemäßen Korrektur zusätzlich zur bekannten Strahlaufhärtungskorrektur, stimmt das radiographische Bild besser mit dem Bild überein, das ein idealer, das heißt sehr dünner, Detektor bei gegebenem Quellezu-Detektor-Abstand gemessen hätte - ein sehr dünner Detektor hat für Röntgenstrahlung aber keine hinreichende Absorption. Damit wird die Messunsicherheit reduziert.

**[0014]** Es ist ein weiterer Vorteil, dass diese Korrektur mathematisch einfach ist und damit schnell durchgeführt werden kann, ohne dass große Rechenkapazität bereitgestellt werden muss.

**[0015]** Ein weiterer Vorteil ist es, dass die Berechnung des dreidimensionalen Modells aus den korrigierten pixelabhängigen Intensitätsdaten auf die gleiche Weise durchgeführt werden kann, wie an nicht korrigierten pixelabhängigen Intensitätsdaten. In anderen Worten kann bestehende Software eingesetzt werden.

**[0016]** Vorteilhaft ist zudem, dass die Messzeit verringert werden kann, da, wie oben bereits dargestellt, auf eine starke Vorfilterung der Röntgenstrahlung verzichtet werden kann. Es kann nämlich wegen der Korrektur der effektiven Eindringtiefe auf dem Detektor und/oder einer Verschiebung des effektiven Quellorts Röntgenstrahlung verwendet werden, die eine größere Spektralbreite hat. In anderen Worten kann im Vergleich zu vorherigen Messstrategien mit einem schwächeren oder gar keinem Vorfilter gearbeitet werden. Das verkürzt die Messzeit.

**[0017]** Ein weiterer Vorteil ist es, dass größere Prüflinge vermessen werden können. Bei einer typischen Beschleunigungsspannung von  $U=225$  Kilovolt können Prüflinge sinnvoll dimensionell vermessen werden, deren Materialstärke höchstens 75 Millimeter beträgt, wenn sie aus Aluminium gefertigt sind, oder höchstens 15 Millimeter beträgt, wenn sie aus Stahl bestehen. Diese Dicken entsprechen einer 95%-igen Absorption, wenn die Strahlung mit 2 mm Kupfer vorgefiltert wurde. Es wurde empirisch festgestellt, dass die Messunsicherheit schon bei Absorption von mehr als 50% größer wird, ohne dass die Ursache für diesen Effekt zutreffend erkannt worden wäre. Da der Einfluss der Spektrumsabhängigkeit von Quell- und Detektorposition, die eine lokale Änderung des Schattenwurfs bewirken, nun bekannt und damit korrigierbar ist, können größere Absorptionen toleriert werden. In anderen Worten können Prüflinge mit größeren Abmessungen dimensionell gemessen werden.

**[0018]** Durch die erfindungsgemäße Korrektur ist eine relative Abstandsmessunsicherheit von unterhalb  $3 \times 10^{-5}$  erreichbar. Insbesondere für leicht deformierbare Objekte, wie beispielsweise Kunststoffprodukte, liegt diese Messunsicherheit in dem Messbereich, der auch durch taktile Messungen erreicht wird. Es besteht daher die begründete Erwartung, dass Computertomographie auf Basis der Erfindung zukünftig taktile Messungen zumindest teilweise ersetzen kann.

**[0019]** Zusätzlich zu dem oben beschriebenen Aspekt, dass die Strahlaufhärtung im Prüfling und Vorfilter die Lage des Schattenbildes im Detektormaterial beeinflusst, trägt ein weiterer daraus geometrisch zu verstehender Aspekt zur systematischen Messunsicherheit bei. Trifft ein Röntgenstrahl auf den Detektor, der stark geschwächt, also aufgehärtet, wurde, so haben dessen Photonen - wie oben erläutert - im Mittel

eine höhere Energie. Das wiederum bedeutet, dass die Photonen mit erhöhter Wahrscheinlichkeit von einem Quellort auf dem Target stammen, der dicht an der Eintrittsstelle des Elektronenstrahls an Oberfläche liegt, weil die Elektronen dort noch eine besonders hohe kinetische Energie haben. Entsprechend stammen die Photonen, die an einer Stelle auf den Detektor auftreffen, an dem eine hohe Intensität gemessen wird, mit einer relativ größeren Wahrscheinlichkeit von einer Stelle auf dem Target, an dem die Elektronen eine geringere Energie hatten. Das kann beispielsweise ein Punkt tiefer unterhalb der Oberfläche des Targets sein. Wird der Entstehungsort der Röntgenstrahlung als Punkt genähert, so hängt die Position dieses Punktes, und damit der Abstand zwischen diesem Punkt und dem Detektor einerseits sowie der Abstand zwischen diesem Punkt und dem Prüfling andererseits, von der im Detektor gemessenen Intensität ab. Diesen Einfluss auf das radiographische Bild zu korrigieren und damit die Messunsicherheit zu verringern, ist ein unabhängiger Gegenstand der Erfindung und zudem bevorzugt auch eine bevorzugte Ausprägung des oben beschriebenen Aspekts der Erfindung. In anderen Worten wird die Verschiebung des effektiven Quellorts korrigiert.

**[0020]** Im Rahmen der vorliegenden Beschreibung wird bei Verwendung eines unbestimmten Artikels stets auch gemeint, dass entweder genau eines oder mehrere der entsprechenden Objekte vorhanden sind. So kann genau eine Punktquelle vorhanden sein, aber auch zwei oder mehr Punktquellen.

**[0021]** Unter einer Punktquelle wird insbesondere eine Röntgenquelle verstanden, bei der der Quellort der Röntgenstrahlung in hinreichend guter Näherung als punktförmig angesehen werden kann. Hierunter ist insbesondere zu verstehen, dass diese Näherung zu einer systematischen Messunsicherheit von höchstens  $10^{-5}$  führt. Insbesondere hat der Elektronenstrahl beim Auftreffen auf ein Target der Röntgenquelle einen Durchmesser (Durchmesser bei halbem Maximalwert) von höchstens 0,5 Millimeter, insbesondere höchstens 0,1 Millimeter. Vorzugsweise liegt die Röntgenstrahlung in Form eines Kegelstrahls oder eines Fächerstrahls vor.

**[0022]** Unter Computertomographie wird insbesondere auch eine Laminographie verstanden.

**[0023]** Unter einer Abmessung wird insbesondere auch ein geometrisches Maß oder ein geometrisches Merkmal verstanden.

**[0024]** Die Röntgenstrahlung ist nicht-monochromatisch. Vorzugsweise handelt es sich um Bremsstrahlung mit einem Anteil charakteristischer Strahlung des Targetmaterials. Günstig ist es, wenn die Röntgenstrahlung durch Bestrahlung eines Targets mit Elektronen hergestellt wird, wobei eine Energie der

Elektronen vorzugsweise zwischen 20 und 600 Kilo-elektronenvolt, vorzugsweise zwischen 60 und 225 Kilo-elektronenvolt, liegt.

**[0025]** Unter einem Bewegen des Prüflings relativ zur Röntgenquelle wird ein Bewegen des bei Nichtbewegen der Röntgenquelle, ein Bewegen der Röntgenquelle bei Nichtbewegen des Prüflings oder ein Bewegen beider verstanden.

**[0026]** Vorzugsweise ist der Detektor ein Szintillationsdetektor oder ein volumenabsorbierender Halbleiterdetektor. Günstig ist es, wenn dieser Mikrosäulen aus szintillierendem Material aufweist. Das szintillierende Material ist beispielsweise mit Thallium dotiertes Cäsiumjodid oder enthält eine Gadolinium-, Wolfram- und/oder eine Lanthanverbindung.

**[0027]** Vorzugsweise beträgt eine Dicke einer Detektorschicht, insbesondere die Höhe der Mikrosäulen, zumindest 400 Mikrometer, insbesondere zumindest 500 Mikrometer. In diesem Fall ist der Einfluss der Spektrumsabhängigkeit der effektiven Eindringtiefe des Schattenwurfbildes des Prüflings besonders groß.

**[0028]** Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform hat das erfindungsgemäße Verfahren die folgenden Schritte: Für zumindest eine Mehrzahl der Pixel, insbesondere alle Pixel, (i) Ermitteln eines Nullpunkt-Abstands des Pixels von einer optischen Achse, (ii) Ermitteln der Intensität der von dem Pixel gemessenen Röntgenstrahlung, (iii) Zuweisen einer korrigierten Position, die vom Nullpunkt-Abstand und der Intensität abhängt, und (iv) aus allen korrigierten Positionen und den zugehörigen Intensitäten Berechnen von korrigierten pixelabhängigen Intensitätsdaten. Aus diesen korrigierten pixelabhängigen Intensitätsdaten wird dann beispielsweise ein dreidimensionales Modell des Prüflings berechnet. Diese Berechnung unterscheidet sich insbesondere nicht von einem Verfahren, das aus dem Stand der Technik bekannt ist.

**[0029]** Es sei darauf hingewiesen, dass Ermitteln der Intensität der von dem Pixel gemessenen Röntgenstrahlung auch ein Ermitteln der Intensität der von dem Pixel gemessenen absorbierten Röntgenstrahlung umfasst.

**[0030]** Unter der optischen Achse wird insbesondere diejenige Gerade verstanden, entlang der ein gedachter Röntgenstrahl von der Röntgenquelle zum Detektor verläuft, wobei dieser Röntgenstrahl senkrecht zu einer Detektorfläche verläuft, entlang der sich der Detektor erstreckt.

**[0031]** Die absorptionspektrumsbedingte effektive Quell- und Detektorortverschiebung hat keinen Einfluss auf die detektierte Position eines gedachten

Röntgenstrahls zu einem Detektorpixel, sofern das betreffende Pixel auf der optischen Achse liegt. Je größer der Abstand eines Pixels von der optischen Achse ist, desto größer wird die durch die Verschiebungen bedingte Messortabweichung.

**[0032]** Unter dem Ermitteln der Intensität wird insbesondere verstanden, dass ein Messwert aufgenommen wird, der die Intensität der Röntgenstrahlung beschreibt. Beispielsweise handelt es sich bei der so ermittelten Intensität um einen Graustufenwert, der die Intensität kodiert, die von dem entsprechenden Pixel gemessen wird.

**[0033]** Vorzugsweise wird die Korrektur der pixelabhängigen Intensitätsdaten so durchgeführt, dass die korrigierte Position, der Nullpunkt und die ursprüngliche Position des entsprechenden Pixels auf einer Linie liegen. Der Nullpunkt ist der Punkt auf dem Detektor, der den Abstand Null von der optischen Achse hat. Wird in anderen Worten der Detektor in einem Zylinderkoordinatensystem betrachtet, so ändert die Korrektur um den Einfluss der Eindringtiefe zwar die Abstandskoordinate, nicht aber den Azimutalwinkel.

**[0034]** Um den Effekt der effektiven Quell- und/oder Detektorortverschiebung für jedes Pixel zu kompensieren, wird die Auswirkung des Effektes mit negativen Vorzeichen so auf das Bild durchgeführt, dass ein Differenz-Abstand  $\Delta r$  zwischen dem Nullpunkt-Abstand der korrigierten Position und dem Nullpunkt-Abstand der unkorrigierten Position  $r$  im Wesentlichen berechnet wird aus einem Produkt aus dem Abstand  $r$ , der absorbierten Intensität  $(I_0 - I)$ , die von dem jeweiligen Pixel gemessen wird, und einem Intensitätskorrekturparameter  $k$  und einer von Filter- und Prüflingsmaterial abhängigen Konstante  $c$ :  $\Delta r = r * (I_0 - I) * v + c$ .

**[0035]** Eine zum Abstand  $r$  proportionale radiale Verschiebung der Pixel beschreibt eine Veränderung des geometrischen Vergrößerungsfaktors eines industriellen CT mit Punktquelle und Flachbilddetektor. Die Konstante  $c$  beschreibt eine Veränderung der Vergrößerung für das ganze Bild durch die Lage des Absorptionsbildes einer dünnen Schicht des Prüflingsmaterials im Detektor. Dies hängt von dem Spektrum der Röntgenquelle, also insbesondere Beschleunigungsspannung, Targetmaterial, Filtermaterial und -dicke ab. Dieser Intensitätskorrekturparameter  $k$  ist vom Prüflingsmaterial, den Quellbedingungen, insbesondere Beschleunigungsspannung und Targetmaterial, und dem Detektor, insbesondere Material und Dicke, abhängig.

**[0036]** Der Intensitätskorrekturparameter ist hingegen, zumindest in linearer Ordnung des Nullpunkt Abstands, nicht vom Nullpunkt-Abstand  $r$  selbst abhängig. Insbesondere ist der Intensitätskorrekturparameter in guter Näherung nicht von der Intensität

abhängig, wie experimentelle Ergebnisse nahelegen. Er beschreibt empirisch, dass mit Veränderung der absorbierten Intensität eine Strahlaufhärtung eintritt und damit eine veränderte Eindringtiefe in das Detektormaterial in der Umgebung des entsprechenden Pixels. Entsprechendes gilt auch für die Quellortverschiebung. Dies führt lokal an dieser Stelle zu einer veränderten Vergrößerung und damit zu einer Verschiebung der Intensität von diesem Pixel auf benachbarte. Die Parameter  $v$  und  $c$  können für verschiedene Bereiche des Bildes unterschiedlich angenommen werden, wenn unterschiedliche Prüflingsmaterialien in diesen zur Absorption beitragen.

**[0037]** Die Formel oben gilt für den radialsymmetrischen Fall, der hervorgerufen wird durch die Detektorortverschiebung  $\delta$ . Bei der Quellortverschiebung, insofern der Quellort gerichtet entlang eines geneigten Targets mit einer Komponente parallel zum Detektor wandert, ist diese Symmetrie gebrochen. Es kann dieses dadurch berücksichtigt werden, indem pixelweise eine zusätzliche Verschiebung in Y-Richtung (in Richtung Targetneigung wie in **Fig. 1**) angebracht wird. Diese ist allerdings näherungsweise unabhängig von der Y-Position auf dem Detektor, aber proportional zur absorbierten Intensität:  $\Delta r = (I_0 - I) * w$ , wobei  $w$  eine Konstante mit ähnlichen Abhängigkeiten wie  $v$  ist.

**[0038]** Vorzugsweise wird das Korrigieren des Einflusses der Eindringtiefe so durchgeführt, dass ein Differenz-Abstand zwischen dem Nullpunkt-Abstand der korrigierten Position und dem Nullpunkt-Abstand der unkorrigierten Position im Wesentlichen berechnet wird aus einem Produkt aus der Intensität, die von dem jeweiligen Pixel gemessen wird, und einem Intensitätskorrekturparameter. Dieser Intensitätskorrekturparameter ist vorzugsweise eine Konstante, insbesondere ist der Intensitätskorrekturparameter, zumindest in linearer Ordnung des Nullpunkt-Abstands, nicht vom Nullpunkt-Abstand abhängig. Insbesondere ist der Intensitätskorrekturparameter zudem nicht von der Intensität abhängig.

**[0039]** Unter dem Merkmal, dass der Differenz-Abstand im Wesentlichen wie angegeben berechnet wird, wird insbesondere verstanden, dass es zwar möglich, nicht aber notwendig ist, dass in die Berechnung des Differenz-Abstands weitere Parameter eingehen. Vorzugsweise ist der etwaige zusätzliche Beitrag, der nicht das Produkt aus Intensität und Intensitätskorrekturparameter ist, kleiner als ein Drittel, insbesondere kleiner als ein Fünftel des Produkts aus Intensität und Intensitätskorrekturparameter.

**[0040]** Vorzugsweise wird die Röntgenstrahlung durch Bestrahlen eines Quellpunkt eines Targets mit Elektronen erzeugt. Das Berechnen der Abmessung des Prüflings erfolgt vorzugsweise anhand eines Vergrößerungsfaktors, der sich aus dem Quotienten des

Abstands  $b$  des Quellpunkts vom Detektor und einem Abstand  $a$  des Prüflings vom Quellpunkt berechnet. Der Vergrößerungsfaktor wird vorzugsweise um den Einfluss einer Elektronen-Eindringtiefe in das Target korrigiert. Dies erfolgt beispielsweise ebenfalls dadurch, dass wie oben beschrieben der Differenzabstand entsprechend berechnet wird. In anderen Worten kann durch die oben angegebene Berechnung sowohl der Einfluss der Eindringtiefe im Detektor als auch der Einfluss einer Verschiebung des effektiven Quellpunkts aufgrund von Strahlaufhärtung kompensiert werden.

**[0041]** Der Vergrößerungsfaktor wird vorzugsweise dadurch bestimmt, dass ein, bevorzugt dünner, Kalibrierkörper, dessen Abmessungen bekannt sind, gemessen wird. Das erfolgt gemäß der Schritte (a) bis (c) gemäß Anspruch 1. Nachfolgend wird die Dicke des (Vor-)filters verändert, mit dem der Röntgenstrahl gefiltert wird, bevor er auf den Kalibrierkörper trifft, und wiederholt gemessen. Der Intensitätskorrekturparameter wird dann aus einer Änderung der Vergrößerung des Schattenbilds des Kalibrierkörpers auf den Detektor in Abhängigkeit von der Intensität der Röntgenstrahlung berechnet. Durch das Verändern der Filterstärke des Filters ändert sich die Intensität, die bei einem gegebenen Pixel gemessen wird, sowie auch das Röntgenspektrum.

**[0042]** Die genauen Quellort- und Detektorortverschiebungen können folgendermaßen bestimmt werden, woraus  $c$  und  $v$  berechnet werden können: es müssen mindestens vier Messungen bei verschiedenen gemessenen geometrischen Vergrößerungen  $V1$  bis  $V4$  mit unterschiedlichen Positionen des Kalibrierkörpers unter ansonsten gleichen Bedingungen durchgeführt werden, so dass man die Quellort ( $\tau_e$ )- und Detektorortverschiebungen ( $\delta$ ) separieren kann. Es ergibt sich ein Gleichungssystem:

$$V1 = (b + \delta + \tau_e) / (a + \tau_e)$$

$$V2 = (b + d1 + \delta + \tau_e) / (a + d1 + \tau_e)$$

$$V3 = (b + d2 + \delta + \tau_e) / (a + d2 + \tau_e)$$

$$V4 = (b + d3 + \delta + \tau_e) / (a + d3 + \tau_e)$$

**[0043]** Messungen in mehr verschiedenen Positionen sind günstig, da sich durch die Überbestimmung des Gleichungssystems statistisch genauere Ergebnisse berechnen lassen.  $d1$  bis  $d3$  stellen Verschiebungen des Prüfkörpers zur Ausgangslage dar, die bevorzugt mittels eines Laserinterferometers bestimmt werden können.

**[0044]** Die experimentell bestimmten Vergrößerungen  $V1$  bis  $V4$  ergeben sich als Quotient aus der Größe des Bilds auf dem Detektor  $14$  und den bekannten Abmessungen des Kalibrierkörpers. Die Größe des Bilds auf dem Detektor ergibt sich aus den Abmessungen des Bildes in Pixeln multipliziert mit dem bekannten Abstand zweier Pixel. Um den Versatz des Kalibrierkörpers von der Drehachse zu berücksichtigen, können die Messungen in  $0^\circ$ - und  $180^\circ$ -Stellung der Achse wiederholt und ein Mittelwert gebildet werden. Bevorzugt kann als Kalibrierkörper eine gleichmäßige Gitterstruktur verwendet werden, deren Gitterkonstante als Maßverkörperung verwendet wird.

**[0045]** Damit sind  $a$ ,  $b$ ,  $\delta$  und  $\tau_e$  unbekannte Variable, die aus dem Gleichungssystem mit vier Gleichungen bestimmt werden können. Mit den nun bekannten Parametern lässt sich der für die Bildkorrektur nötige Parameter  $c$  bei gegebener Vergrößerung berechnen. Typische Werte von  $c$  für die bereits oben beschriebenen bevorzugten Parameter des Tomographen sind  $100 \mu\text{m}$  bis  $300 \mu\text{m}$ , womit sich die Vergrößerung, bei zum Beispiel einem Meter Abstand von Detektor zu Quelle, um relativ  $1 \cdot 10^{-4}$  bis  $3 \cdot 10^{-4}$  verändert. Durch Verwendung verschiedener, bevorzugt dünner, Kalibrierkörper aus verschiedenem Material und unter verschiedenen Bedingungen der Strahlquelle können relative Änderungen von  $c$  bestimmt werden, indem die geometrischen Vergrößerungsfaktoren bei ansonsten gleichen geometrischen Verhältnissen verglichen werden. Dies erspart die Messungen in verschiedenen Positionen, um  $c$  für andere Betriebsbedingungen und Prüflingsmaterialien zu bestimmen.

**[0046]** Günstig ist es, wenn bei dem Vermessen eines Prüflings, der kein Kalibrierkörper ist, ein Filter verwendet wird, das höchstens 75 % der Gesamtintensität der Rohstrahlung herausfiltert. Auf diese Weise ergibt sich eine besonders geringe Messzeit. Dieses bedingt gleichzeitig ein breites Röntgenspektrum, das ohne die erfindungsgemäße Korrektur der radiographischen Bilder zu besonders hohen Abweichungen führt. Andersherum bedeutet dies, dass man unter Hinzuziehung des erfindungsgemäßen Verfahrens mit geringer Filterung und damit kürzerer Messzeit arbeiten kann, was einen wirtschaftlichen Vorteil darstellt.

**[0047]** Im Folgenden wird die Erfindung anhand der beigefügten Zeichnungen näher erläutert. Dabei zeigt

**Fig. 1** schematisch einen erfindungsgemäßen Röntgen-Computertomographen zum Durchführen eines erfindungsgemäßen Verfahrens,

**Fig. 2** mit den Teilfiguren 2a und 2b zeigt schematisch, wie die pixelabhängigen Intensitätsdaten um den Einfluss der Eindringtiefe auf den Faktor korrigiert werden und

**Fig. 3** mit den Teilfiguren 3a und 3b zeigt experimentelle Daten, in denen die Abhängigkeit der Vergrößerung von der absorbierten Intensität gezeigt wird.

**[0048]** **Fig. 1** zeigt eine schematische Ansicht eines erfindungsgemäßen Röntgen-Computertomographen **10**, der eine Röntgenquelle **12** und einen Detektor **14** aufweist. Die Röntgenquelle **12** besitzt eine Elektronenstrahlquelle **16** zum Erzeugen eines Elektronenstrahls **18**, der auf ein Target **20** gerichtet ist. Das Target **20** besteht beispielsweise aus Wolfram. Die Elektronen des Elektronenstrahls **18** haben eine Energie von beispielsweise 225 Kiloelektronenvolt. Der Elektronenstrahl **18** trifft in einem Quellpunkt **Q** auf das Target **20**. Ein Auftreffwinkel zwischen dem Elektronenstrahl **18** und einer Oberfläche des Targets **20** liegt vorzugsweise zwischen 15 und 30°. Alternativ kann ein dünnes Target auch rückseitig durchstrahlt werden.

**[0049]** Beim Auftreffen der Elektronen des Elektronenstrahls **18** auf das Target **20** entsteht Röntgenstrahlung, die zur vereinfachten Betrachtung als aus mehreren Röntgenstrahlen **22.i** zusammengesetzt betrachtet werden kann. In der Zeichnung sind zwei Strahlengänge mit Index  $i = 1, 2$  eingezeichnet. In Strahlrichtung hinter dem Target **20** ist ein optionales Filter **24** angeordnet, das eine Strahlaufhärtung der Röntgenstrahlen **22.i** bewirkt. Das Filter besteht beispielsweise aus Aluminium oder Kupfer und hat eine Dicke **d**.

**[0050]** Im Strahlungspfad hinter dem Filter **24** ist ein Prüfling **26** angeordnet. Der Prüfling **26** beinhaltet eine zu messende Struktur **28**, beispielsweise eine Bohrung, und die Struktur **28** umgebenes Material **30**. Diese gedachte Unterteilung des Prüflings **26** in Struktur **28** und Material **30** dient nur der Erläuterung der Erfindung und soll keine einschränkende Aussage über die Art des Prüflings enthalten.

**[0051]** Der Röntgen-Computertomograph **10** umfasst vorzugsweise eine Probenaufnahme zum Aufnehmen des Prüflings **26**. Die Probenaufnahme ist vorzugsweise als Bewegungsvorrichtung **32**, insbesondere als Drehvorrichtung zum Drehen des Prüflings **26** um eine Drehachse **D**, ausgebildet. Die Drehachse **D** hat einen ersten Abstand **a** vom Quellpunkt **Q**.

**[0052]** Der Detektor **14** ist in Strahlrichtung hinter dem Prüfling **26** angeordnet und hat einen zweiten Abstand **b** vom Quellpunkt **Q**. Der Detektor **14** weist im vorliegenden Fall ein Szintillationselement **34** auf, das eine Vielzahl an Mikrosäulen **36** aufweist. Die Mikrosäulen erstrecken sich senkrecht zu einer Detektorebene **E** und bestehen beispielweise aus Cäsiumjodidkristallitnadeln. Trifft ein Röntgenquant auf den Detektor **14**, so entsteht ein Lichtblitz, der sich ent-

lang der benachbarten Mikrosäulen ausbreitet und so auf eine kleine Anzahl an Photoelementen **38i** trifft. Es sei darauf hingewiesen, dass der Laufindex  $i$  für mehrere Objekte verwendet wird, ohne dass eine Zuordnung damit gemeint ist.

**[0053]** **Fig. 1** zeigt zwei Szenarien für ein Schattenbild **S**, **S'** des Prüflings **26** auf dem Detektor **14**. Für das erste Szenario sind gestrichelt zwei Röntgenstrahlen **22.1'**, **22.2'** ausgehend vom Quellpunkt **Q'** eingezeichnet, die dem Fall entsprechen, dass kein Filter **24** vorhanden ist und der Prüfling **26** lediglich aus der Struktur **28** aufgebaut ist. Als Folge kommt es nur zu minimaler Strahlaufhärtung und einer hohen Intensität, die vom Detektor **14** gemessen wird. Aufgrund der geringen Strahlaufhärtung ist die effektive Eindringtiefe  $\tau'$  vergleichsweise klein. Mit durchgezogener Linie sind für das zweite Szenario zwei Röntgenstrahlen bezeichnet, die durch die gleichen Punktpaare **P1** und **P2** der Struktur **28** laufen, wobei ein Filter **24** vorhanden ist und/oder die Struktur **28** von einer signifikanten Menge an Material **30** umgeben ist. Wie in der Beschreibungseinleitung dargelegt, kommt es zu einer Strahlaufhärtung und damit zu einer größeren effektiven Eindringtiefe  $\tau$  in den Detektor **14**. Die Differenz  $\delta = \tau - \tau'$  ist größer als Null. Die Wegstrecke von der Quelle zum Detektor **b** wird daher um diesen Wert größer und das Abbild der Punkte **P1** und **P2** liegt im Verhältnis  $(b + \delta) / b$  weiter auseinander als im Originalbild. Als zweite Auswirkung der zusätzlichen Strahlaufhärtung durch den Absorber **30** ist der mittlere Quellort **Q** auf dem Target ein anderer. Da das Target schräg zur Achse **A** verläuft, vergrößern sich gleichzeitig die Abstände **a** und **b** um den Wert  $\tau_\epsilon$ , wie auch ein seitlicher Versatz auftritt, der geometrisch vergrößert als Versatz  $\epsilon$  im Bild in Richtung der Targetneigung auftritt. Die Messergebnisse des Detektors **14** werden mittels einer Auswerteeinheit **40** ausgewertet, die dazu mindestens einen Prozessor und einen digitalen Speicher besitzt.

**[0054]** **Fig. 2a** zeigt, wie der beschriebene Effekt korrigiert werden kann und stellt dazu schematisch einen Ausschnitt aus dem Detektor **14** mit den Pixeln  $P_{x,y}$  dar. Das Pixel  $P_{2,3}$  detektiert eine sehr geringe Intensität  $I_{2,3} = I(P_{2,3})$ . Hingegen detektieren die Pixel  $P_{3,3}$  und  $P_{2,2}$  eine mittlere Intensität  $I_{3,3}$  bzw.  $I_{2,2}$ . Für die übrigen Pixel **P** wird angenommen, dass sie der Einfachheit halber eine maximale Intensität  $I_{x,y} = I_{\max}$  detektieren.

**[0055]** Das Pixel  $P_{2,3}$  hat einen Nullpunkt-Abstand  $r_{2,3}$  von einem Nullpunkt **N** (siehe **Fig. 1**) des Detektors **14** auf der optischen Achse **A** (vgl. **Fig. 1**). Die optische Achse **A** ist diejenige Linie, die durch den Quellpunkt **Q** verläuft und senkrecht auf der Detektorebene **E** steht, entlang der sich der Detektor **14** erstreckt. Es wird näherungsweise der Quellpunkt verwendet, der detektiert wird, wenn weder ein Filter noch ein Prüfling im Aufbau vorhanden sind.

**[0056]** Fig. 2b zeigt, dass die pixelabhängigen Intensitätsdaten dadurch um den Einfluss der Eindringtiefe  $\tau$  und der Quellortverschiebung  $\tau_e$  korrigiert werden, dass der Intensität  $I(P_{2,3})$ , also der Intensität, die von dem Pixel  $P_{2,3}$  gemessen wird, eine neue Position  $K$  zugewiesen wird. Diese neue Position  $K$  wird berechnet durch Verschieben der Position des ursprünglichen Pixels  $P_{2,3}$  in Richtung der Verbindungslinie  $L_{2,3}$  von der optischen Achse  $A$  zur ursprünglichen Position des Pixel  $P_{2,3}$ . Der neue Abstand  $r'_{2,3}$  berechnet sich zu  $r'_{2,3} = r_{2,3} (1 + v \cdot l_{2,3} + c)$  mit dem Verschiebeparameter  $v$ , der materialabhängigen Konstante  $c$  und der Intensität  $I$ . Der Einfachheit halber wird hier  $c = 0$  angenommen.

**[0057]** Wie Fig. 2b schematisch zeigt, entspricht dies einer gedachten Verschiebung der Position des Pixels  $P_{2,3}$  relativ zum ursprünglichen Pixelmuster und damit dem ursprünglichen Koordinatensystem. Auf die gleiche Weise wird die entsprechende Verschiebung für alle Pixel  $P_{x,y}$  berechnet. Das ist für die Pixel  $P_{3,3}$  und  $P_{2,2}$  angedeutet.

**[0058]** In einem nachfolgenden Schritt wird jedem Pixel  $P_{x,y}$  eine korrigierte Intensität  $I'_{x,y}$  zugewiesen. Das erfolgt dadurch, dass für jedes Pixel berechnet wird, welchen Flächenanteil die berechnete verschobene Intensität am jeweiligen Pixel hat. So wird dem Pixel  $P_{2,3}$  die Intensität  $I'_{2,3}$  zugewiesen, die im vorliegenden Fall dem 0,52-fachen der Intensität  $I_{2,3}$  entspricht, da lediglich 52 % der schwarzen Fläche in dem Bereich des Pixels  $P_{2,3}$  liegen, wie Fig. 2b zu entnehmen ist. Dieser Bereich B ist in Fig. 2b strichpunktiert umrandet. Die Intensität  $I'_{3,3}$ , die dem Pixel  $P_{3,3}$  zugewiesen wird, ist  $I'_{3,3} = I_{2,3} \cdot 0,22 + 0,82 \cdot I_{3,3}$ . Diese Berechnung wird für alle Pixel  $P_{x,y}$  des Ursprungsbilds des Detektors 14 durchgeführt. Die so korrigierten Intensitätsdaten ergeben ein korrigiertes Bild des Detektors 14 und werden danach zur Rekonstruktion eines dreidimensionalen Dichtebilds des Prüflings 26 verwendet.

**[0059]** Es sei darauf hingewiesen, dass es günstig, nicht aber notwendig ist, dass die Intensitäten für das ursprüngliche Pixelmuster berechnet werden. Es ist durchaus auch denkbar und von der Erfindung umfasst, dass diese pixelweise Intensitätskorrektur, die Intensität auf andere Nachbapixel umverteilt, auf ein anderes Pixelmuster angewendet wird, beispielsweise ein hexagonales Gitter.

**[0060]** Fig. 1 zeigt, dass sich aus dem ersten Abstand  $a$  und dem zweiten Abstand  $b$  ein Vergrößerungsfaktor  $V = b / a$  berechnen lässt, der angibt, wie vielfach größer das Schattenbild  $S$ ,  $S'$  gegenüber der Struktur 28 auf dem Detektor 14 vergrößert erscheint. Um eine Abmessung, beispielsweise eine Höhe  $H$  einer Ausnehmung im Prüfling 26 zu messen, muss dieser Vergrößerungsfaktor  $V$  bekannt sein.

**[0061]** Die Vergrößerungsfaktoren  $V1$  bis  $V4$  sowie der Abstände  $a$  und  $b$  werden oben erläutert. Die Vergrößerung ist eine unmittelbare Messgröße, wenn man die Abmessungen des Kalibriergitters kennt und die Pixelabstände des Detektors als bekannt (z.B. 200  $\mu\text{m}$ ) voraussetzt. Diese sind erstens sehr gut bekannt und zweitens ergibt es sich, dass die Detektorpixelgröße bei den Ergebnissen herausfällt, da alle Abmessungen in Pixel/Voxel ausgemessen werden und mit dem Kalibriergegenstand ins Verhältnis gesetzt werden.

**[0062]** Fig. 3a zeigt als x-Achse die vom Detektor gemessene Intensität  $I$ . Die Intensität wird durch zunehmend dickere Vorfilter entweder aus Kupfer (Kreise) oder aus Aluminium (Quadrate) verändert. Der Prüfling 26 besteht nur aus einer Struktur 28 in Form einer Aluminiumfolie mit mehreren Ausnehmungen, die an bekannten Positionen angeordnet sind. Die y-Achse gibt den Vergrößerungsfaktor  $V$  an. Es ist zu erkennen, dass der Vergrößerungsfaktor  $V$  mit zunehmender Intensität  $I$  abnimmt bzw. mit stärkerer Absorption zunimmt. Der Grund dafür ist der oben beschriebene Einfluss der zunehmenden Strahlhärting auf die Eindringtiefe und die scheinbare Position des Quellpunkts.

**[0063]** Fig. 3b zeigt ein Diagramm wie in Figur 3a, wobei der Prüfling 26 nur aus einer Struktur 28 in Form einer Kupferfolie mit mehreren Ausnehmungen, die an bekannten Positionen angeordnet sind, besteht.

#### Bezugszeichenliste

10	Röntgen-Computertomograph
12	Röntgenquelle
14	Detektor
16	Elektronenstrahlquelle
18	Elektronenstrahl
20	Target
22	Röntgenstrahl
24	Filter
26	Prüfling
28	Struktur
30	Material
32	Probenaufnahme, Drehvorrichtung
34	Szintillationselement
36	Mikrosäule
38	Photoelement
40	Auswerteeinheit
a	erster Abstand



<b>A</b>	optische Achse
<b>b</b>	zweiter Abstand
<b>d</b>	Filterstärke
<b>D</b>	Drehachse
<b>E</b>	Detektorebene
<b>H</b>	Höhe
<b>I</b>	Intensität
<b>K</b>	Position
<b>L</b>	Laufindex
<b>P</b>	Pixel
<b>Q</b>	Quellpunkt
<b>r</b>	Abstand
<b>S</b>	Schattenbild
<b>k</b>	Intensitätskorrekturparameter
<b>V</b>	Vergrößerungsfaktor
<b><math>\delta</math></b>	Differenz
<b><math>\epsilon</math></b>	Verschiebung
<b><math>\tau</math></b>	effektive Eindringtiefe
<b><math>\tau_e</math></b>	effektive Quellpunktverschiebung

### Patentansprüche

1. Verfahren zum dimensionellen röntgenographischen Messen, insbesondere mittels Computertomographie, mit den Schritten:

(a) Bestrahlen eines Prüflings (26) mit nicht-monochromatischer Röntgenstrahlung einer quasi-punktförmigen Röntgenquelle (12),

(b) Messen von Intensität (I) der Röntgenstrahlung (22) im Strahlungspfad hinter dem Prüfling (26) mittels eines Detektors (14), der eine Vielzahl an Pixeln (P) aufweist, sodass pixelabhängige Intensitätsdaten (I(P)) erhalten werden, und

(c) Berechnen zumindest einer Abmessung (H) des Prüflings (26) anhand der pixelabhängigen Intensitätsdaten (I(P)),

**dadurch gekennzeichnet**, dass

(d) die pixelabhängigen Intensitätsdaten (I(P)) um den Einfluss

- einer effektiven Eindringtiefe ( $\tau$ ) auf dem Detektor (14) und/oder

- einer Verschiebung des effektiven Quellorts (Q) auf einem Target (20) der Röntgenquelle (12) korrigiert werden.

2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Korrigieren um den Einfluss einer Eindringtiefe ( $\tau$ ) die folgenden Schritte umfasst:

für zumindest eine Mehrzahl der Pixel (P)

(i) Ermitteln eines Nullpunkt-Abstands (r) des Pixels (P) von einer optischen Achse (A),

(ii) Ermitteln der (I) der von dem Pixel gemessenen Röntgenstrahlung,

(iii) Zuweisen einer korrigierten Position (K'), die vom Nullpunkt-Abstand (r) und der Intensität (I) abhängt, und

(iv) aus allen korrigierten Positionen (K') und den zugehörigen Intensitäten (I') Berechnen von korrigierten pixelabhängigen Intensitätsdaten (I'(P)).

3. Verfahren nach Anspruch 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass die korrigierte Position (K), der Nullpunkt (N) und die ursprüngliche Position (K) auf einer Linie liegen.

4. Verfahren nach Anspruch 2 oder 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass ein Differenz-Abstand ( $\Delta r$ ) zwischen dem Nullpunkt-Abstand (r') der korrigierten Position (K) und dem Nullpunkt-Abstand (r) der unkorrigierten Position (K) im Wesentlichen berechnet wird aus einem Term ( $c+k f(I)$ ), der ein Produkt ( $v f(I)$ ) aus einer Funktion (f) der Intensität (I), einem Intensitätskorrekturparameter (k) und einer Konstanten (c) enthält.

5. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass

(i) die Röntgenstrahlung durch Bestrahlen eines Quellpunkts (Q) eines Targets (20) mit Elektronen erzeugt wird,

(ii) das Berechnen der Abmessung (H) des Prüflings (26) anhand eines Vergrößerungsfaktors (a) erfolgt, der von einem Abstand (b) des Quellpunkts (Q) vom Detektor (14) und einem Abstand (a) des Quellpunkts (Q) vom Prüfling (26) abhängt, und dass

(iii) der Vergrößerungsfaktor (a) um den Einfluss eines sich aufgrund einer sich ändernden Elektronen-Eindringtiefe in das Target (20) ändernden Röntgenemissionsspektrums korrigiert wird.

6. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche 4 oder 5, **gekennzeichnet durch** die Schritte:

- Vermessen eines Prüflings (26) in Form eines Kalibrierkörpers,

- Verändern einer Filterstärke (d) des Filters (24) und

- Berechnen des Intensitätskorrekturparameters (k) aus einer Verschiebung eines Schattenbilds (S, S') des Prüflings (26) auf dem Detektor (14) in Abhängigkeit von der Intensität (I) der Röntgenstrahlung.

7. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass

- die Röntgenstrahlung hergestellt wird durch Bestrahlen eines Quellpunkts (Q) eines Targets (20) mit Elektronen, so dass eine Roh-Strahlung entsteht, und

- Filtern der Roh-Strahlung mittels eines Filters (24), das höchstens 75% der Gesamt-Intensität der Roh-Strahlung herausfiltert.

8. Röntgen-Computertomograph (10) mit

(a) einer Röntgenquelle (12) zum Erzeugen von Röntgenstrahlung,  
(b) einem Detektor (14), der eine Vielzahl an Pixeln (P) aufweist, zum Messen von pixelabhängigen Intensitätsdaten (I(P)) der Röntgenstrahlung,  
(c) einer Bewegungsvorrichtung (32), insbesondere einer Drehvorrichtung, zum Bewegen eines Prüflings (26) relativ zur Röntgenquelle (12) und zum Detektor (14), und  
(d) einer Auswerteeinheit (40) zum Berechnen eines dreidimensionalen Bilds des Prüflings (26) aus den pixelabhängigen Intensitätsdaten (I(P)),  
**dadurch gekennzeichnet**, dass  
(e) die Auswerteeinheit (40) ausgebildet ist zum automatischen Durchführen eines Verfahrens nach einem der vorstehenden Ansprüche.

9. Röntgen-Computertomograph nach Anspruch 8,  
**dadurch gekennzeichnet**, dass die Auswerteeinheit (40) ausgebildet ist zum automatischen Durchführen eines Verfahrens mit den Schritten  
(i) Korrigieren der pixelabhängigen Intensitätsdaten (I(P)) um den Einfluss einer Eindringtiefe ( $\tau$ ) auf dem Detektor (14) und/oder einer Verschiebung des effektiven Quellorts (Q) auf einem Target (20) der Röntgenquelle (12),  
sodass korrigierte pixelabhängige Intensitätsdaten (I'(P)) erhalten werden, und  
(ii) Berechnen des dreidimensionalen Bilds aus den korrigierten pixelabhängigen Intensitätsdaten (I'(P)).

Es folgen 4 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

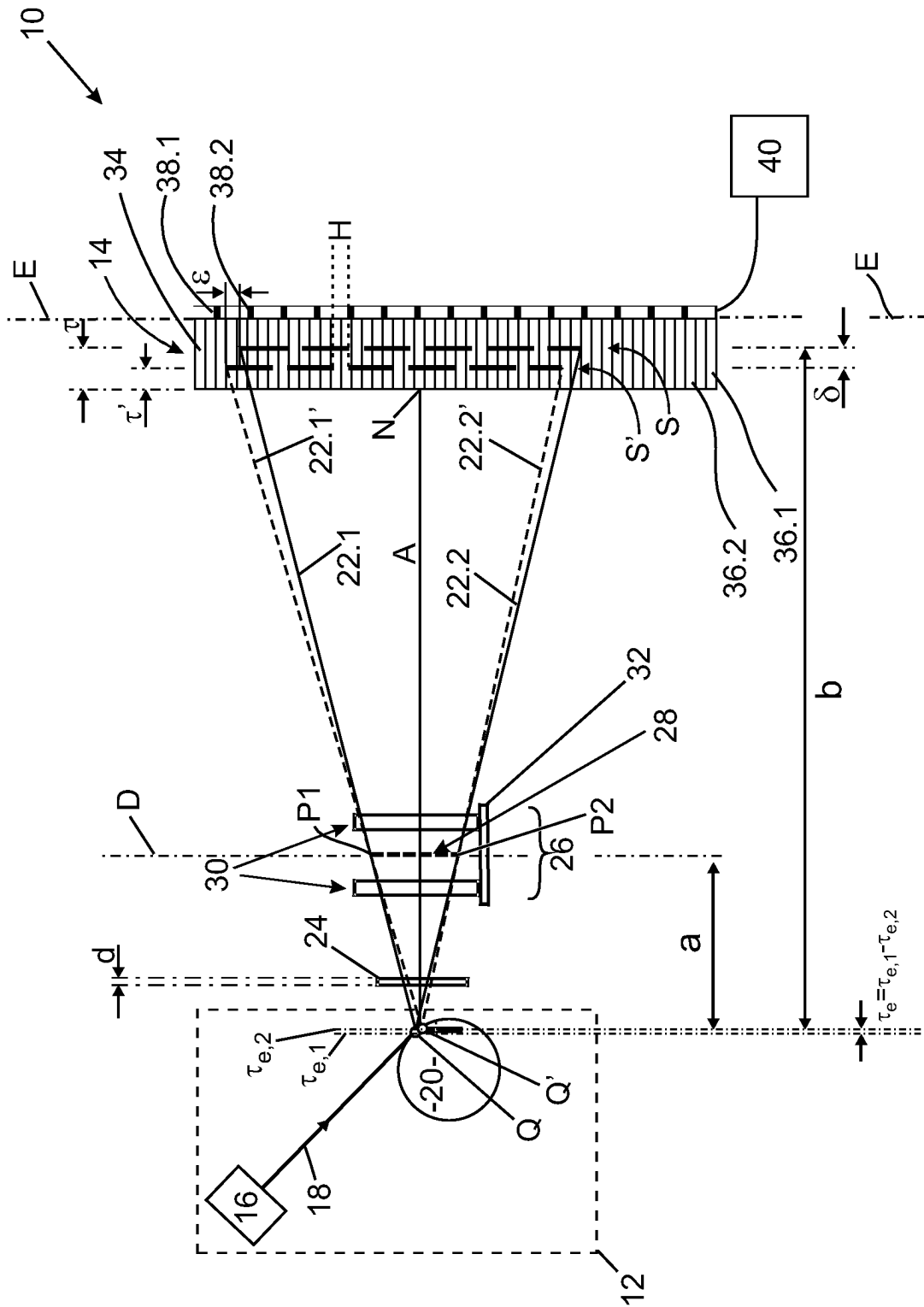


Fig. 1

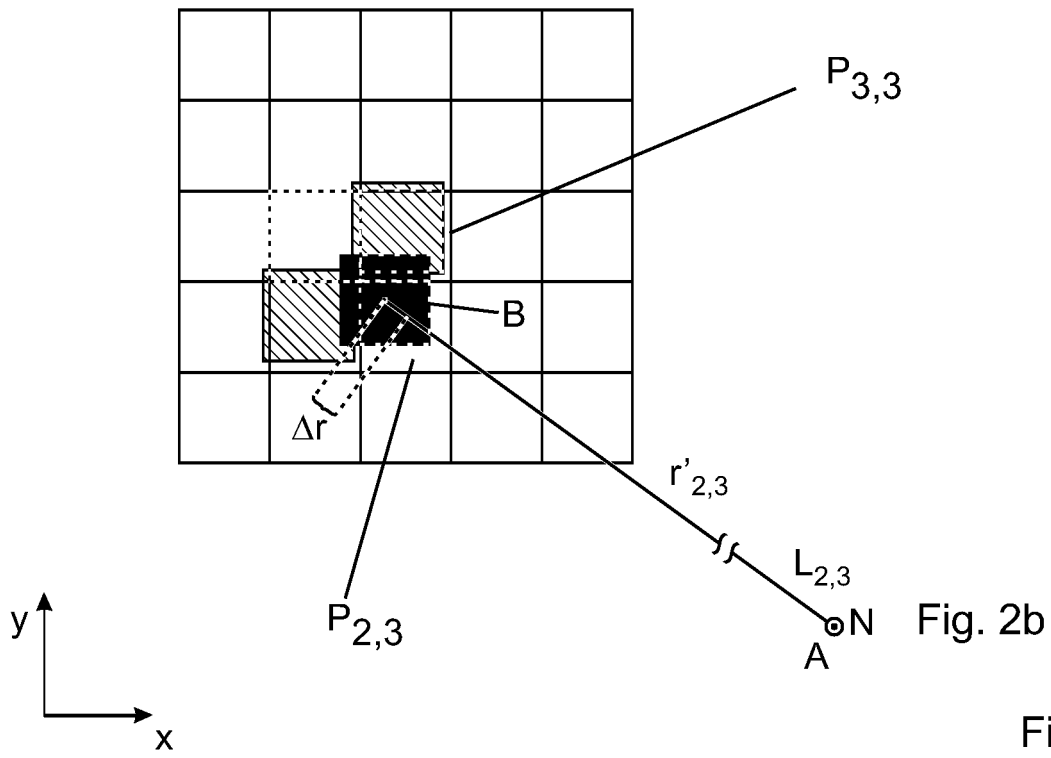
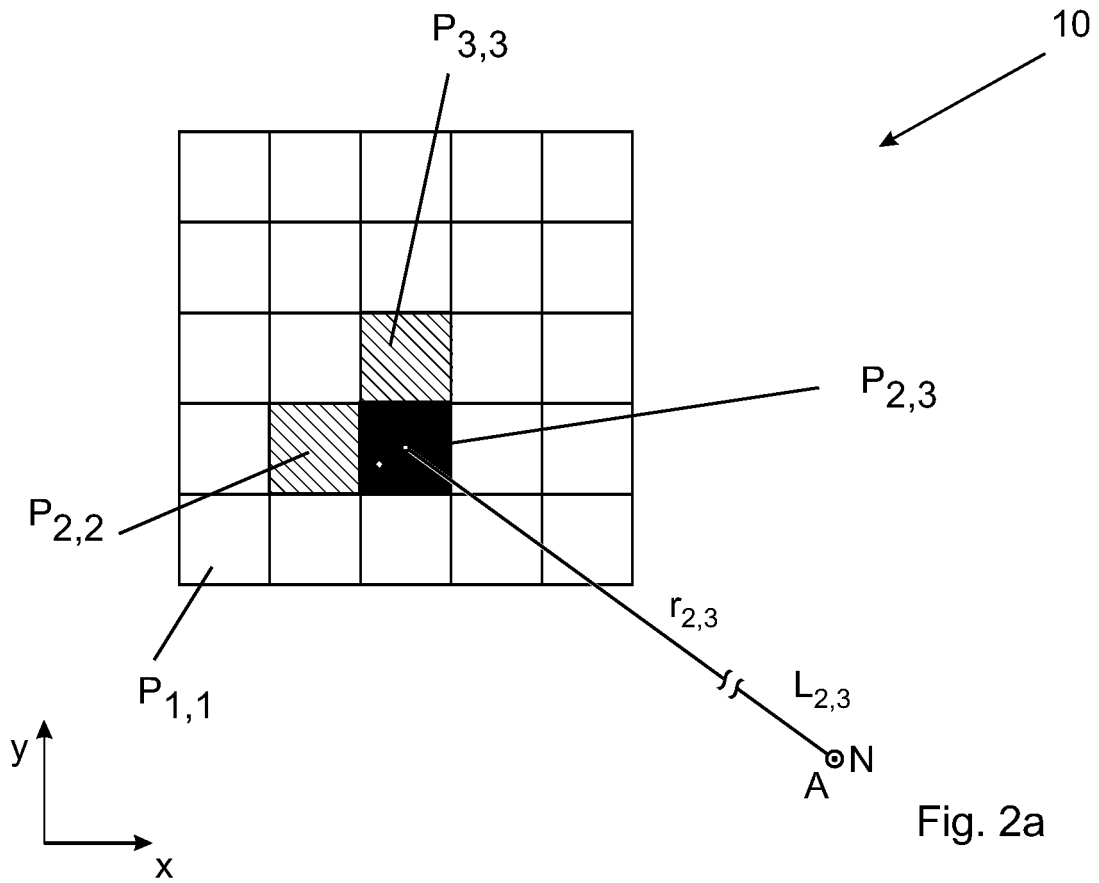


Fig. 2

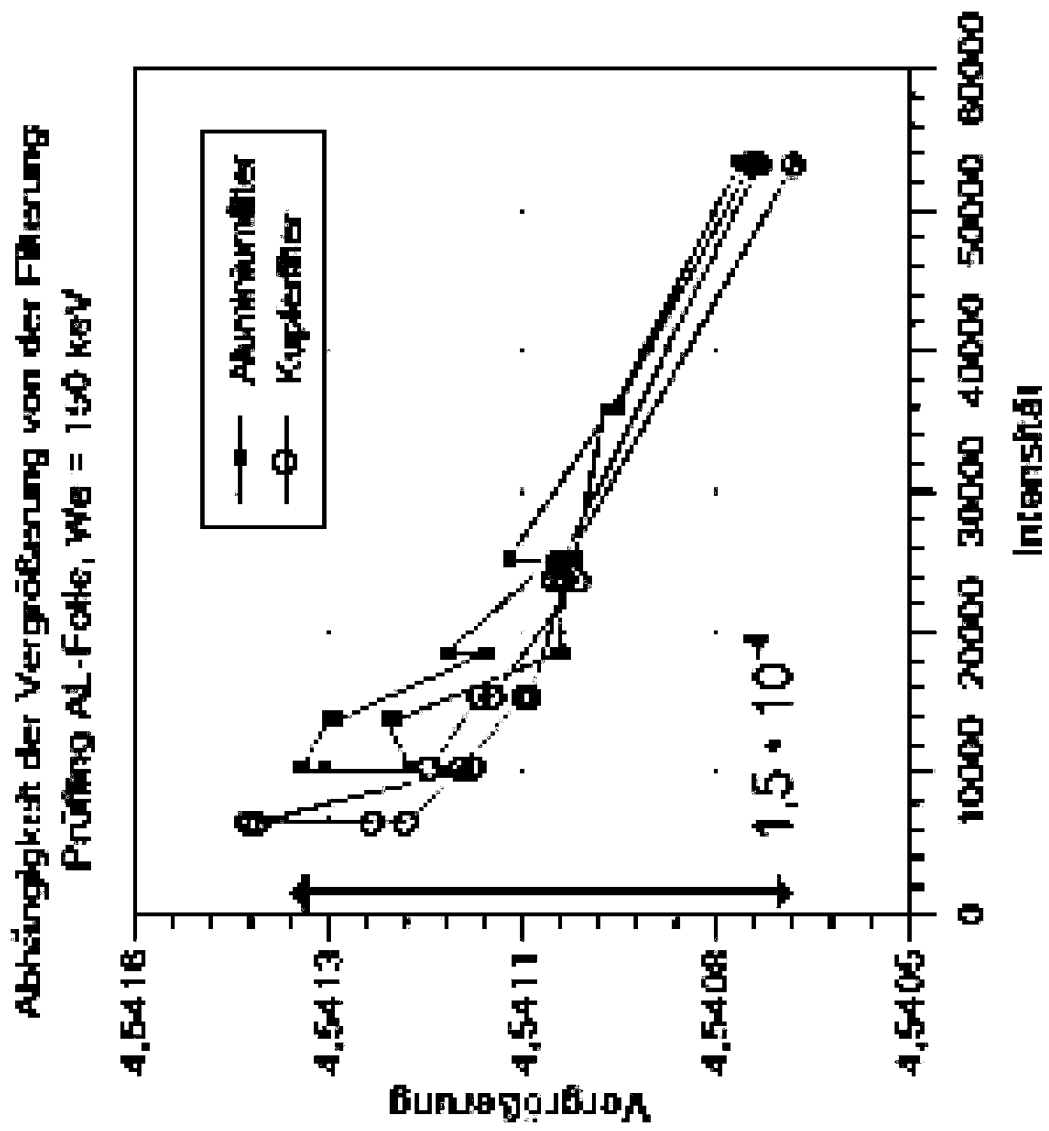


Fig. 3a

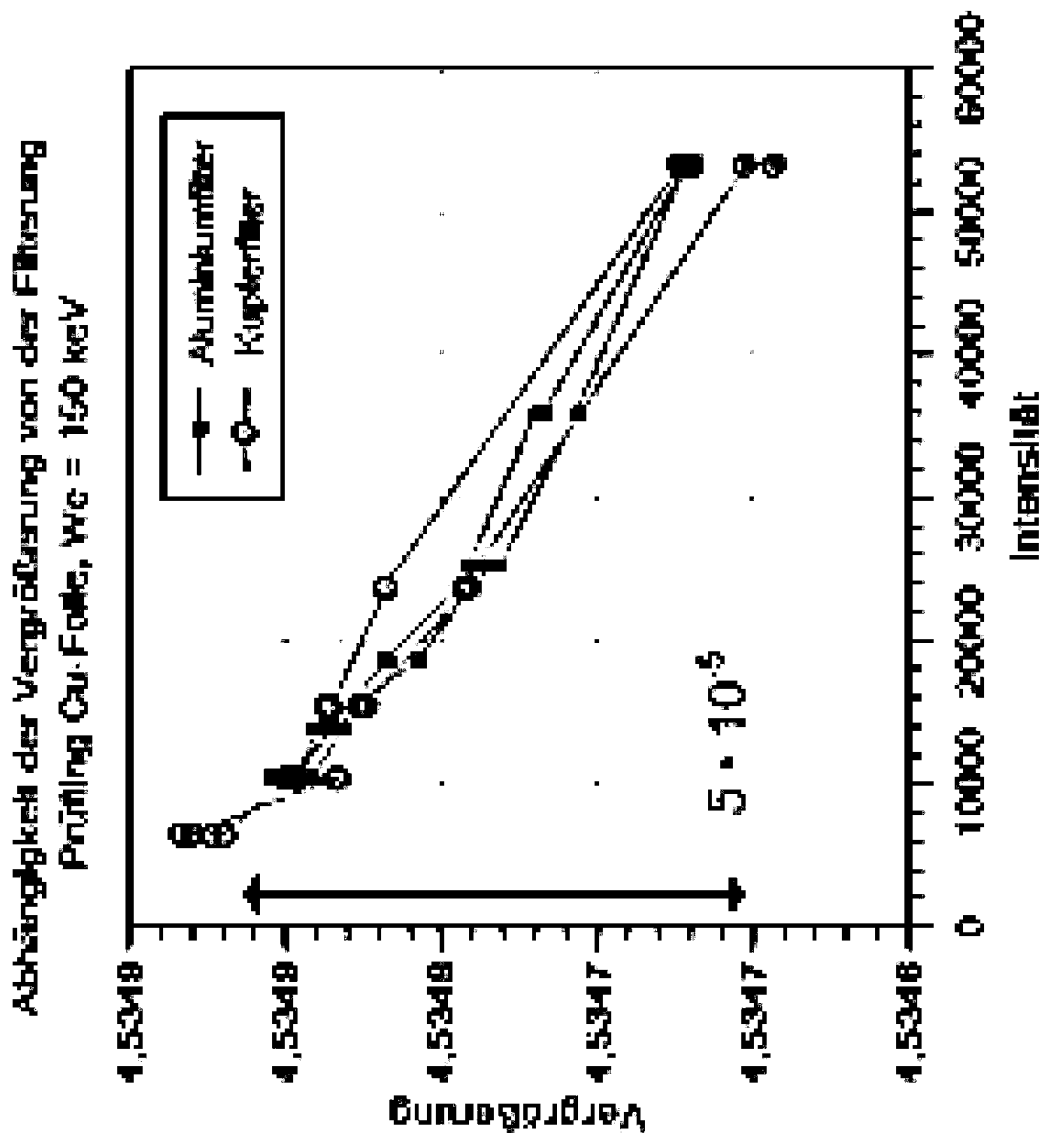


Fig. 3b