

**Röntgenvorrichtung zur Erzeugung einer dreidimensionalen  
Röntgenaufnahme und ein Verfahren zur Erzeugung einer  
dreidimensionalen Röntgenaufnahme**

5 Die Publikation betrifft eine Röntgenvorrichtung zur  
Erzeugung einer dreidimensionalen Röntgenaufnahme eines  
dentalen Objekts umfassend eine Röntgenröhre mit mindestens  
zwei Fokuspunkten zur Erzeugung von Röntgenstrahlen und  
einen Röntgendetektor zur Detektion dieser Röntgenstrahlen,  
10 wobei die Röntgenröhre und der Röntgendetektor in einer  
Rotationsebene um das zu vermessende Objekt drehbar  
angeordnet sind, wobei ein Elektronenstrahl mittels eines  
Steuerungsmittels auf den ersten Fokuspunkt und auf den  
mindestens zweiten Fokuspunkt abwechselnd mit einer  
15 bestimmten Frequenz fokussierbar ist.

Aus dem Stand der Technik sind mehrere Röntgenvorrichtungen  
und Verfahren zur Erzeugung von dreidimensionalen  
Röntgenaufnahmen eines dentalen Objekts bekannt.

20 In der DE 10 2007 019 580 A1 ist ein Röntgendetektorsystem  
eines Zweistrahler-Mehrschicht-Spiral-CT-Geräts mit zwei in  
gleicher Umlaufrichtung um die Körperlängsachse eines zu  
untersuchenden Patienten mit betragsgleicher  
Winkelgeschwindigkeit rotierenden, in Umlaufrichtung um  
25 einen bestimmten Winkelbetrag gegeneinander versetzt  
angeordneten Röntgendetektoreinheiten und zwei zu diesen  
Röntgendetektoreinheiten in Bezug auf die Rotationsachse  
des Röntgendetektorsystems gegenüberliegend angeordneten  
Röntgenquellen offenbart. Diese Anordnung ermöglicht im  
30 Vergleich zu herkömmlichen Einstrahler-CT-Systemen die  
Volumenabdeckung pro Detektorumlauf zu vergrößern.

Ein Nachteil dieses Systems ist jedoch, dass die Ortsauflösung der erzeugten Röntgenaufnahmen durch die Auflösung der verwendeten Detektoren begrenzt ist.

In der DE 10 2008 021 639 A1 ist ein Verfahren zum Erzeugen  
5 einer CT-Rekonstruktion eines Objekts mit einem hochaufgelösten interessierenden Objektbereich offenbart. In einem ersten Schritt wird ein erster Projektionsdatensatz eines ersten den interessierenden Objektbereich umfassenden Bereich des Objekts mit  
10 mindestens einer ersten Projektionsaufnahme einer ersten Auflösung erzeugt.

In einem zweiten Schritt wird ein zweiter Projektionsdatensatz für den interessierenden Objektbereich mit mindestens einer zweiten Projektionsaufnahme einer  
15 zweiten höheren Auflösung erzeugt. Anschließend wird der erste Projektionsdatensatz mit dem zweiten Projektionsdatensatz kombiniert, um eine CT-Rekonstruktion des ersten Bereichs des Objekts mit der ersten Auflösung und des interessierenden Objektbereichs mit der zweiten,  
20 höheren Auflösung zu erhalten. Nach einer Ausführungsform kann der erste Bereich und der zweite Bereich simultan aufgenommen werden, indem beispielsweise zwei Detektoren unterschiedlicher geometrischer Ausdehnung und Ortsauflösung verwendet werden. Dabei kann der Detektor  
25 höhere Auflösung beispielsweise vor dem Detektor niedrigerer Auflösung angeordnet werden, wobei die von dem Detektor höhere Auflösung abgeschotteten Bereiche des Detektors niedrigerer Auflösung durch Verwendung der Bilddaten des Detektors höherer Auflösung substituiert  
30 werden können, um die fehlenden Daten im Bild des Detektors niedrigerer Auflösung zu ergänzen. Bei einer alternativen Ausführungsform kann der Abstand zwischen dem Detektor und

dem Objekt variiert werden um das Objekt mit unterschiedlichen Vergrößerungsfaktoren aufzunehmen.

Ein Nachteil dieses Verfahrens ist, dass zur Erzeugung einer Projektionsaufnahme mit einer höheren Auflösung ein  
5 zweiter Detektor mit einer höheren Auflösung verwendet werden muss, oder nur ein Teil des Objekts durch das Verschieben des Abstands zwischen dem Objekt und dem Detektor mit einer höheren Auflösung aufgenommen werden kann.

10 In der DE 10 2009 035 439 A1 ist ein Röntgen-CT-System zur topographischen Darstellung eines Untersuchungsobjektes, aufweisend eine Röntgenröhre zur Erzeugung von Röntgenstrahlen offenbart. Die Röntgenröhre weist dabei einen Springfokus auf, der zwischen mindestens zwei  
15 Brennpunkten hin und her springt. In einer Ausführungsform ist der erste Brennpunkt auf ein Targetmaterial mit einer niedrigeren Massenzahl und der zweite Brennpunkt auf ein Targetmaterial mit einer höheren Massenzahl gerichtet. In einer weiteren Ausführungsform weisen die Bereiche des  
20 ersten Brennpunkts und des zweiten Brennpunkts unterschiedliche Anodenwinkel auf. Durch den Springfokus kann die doppelte Anzahl an Schichten vermessen werden, so dass dadurch die Bildqualität erheblich verbessert wird und auch die Scangeschwindigkeit erhöht wird

25 Ein Nachteil dieses Röntgensystems ist, dass zwar die Bildqualität und die Scangeschwindigkeit durch die doppelte Anzahl an vermessenen Schichten erhöht wird, jedoch die Ortsauflösung der erzeugten Röntgenaufnahme weiterhin von der Auflösung des verwendeten Detektors abhängt.

30 Die Aufgabe des vorliegenden Projektes besteht daher darin, eine Röntgenvorrichtung und ein Verfahren bei Verwendung herkömmlicher Detektoren zur Erzeugung einer

dreidimensionalen Röntgenaufnahme eines dentalen Objekts mit verbesserter Ortsauflösung bereitzustellen.

Die Publikation betrifft eine Röntgenvorrichtung zur Erzeugung einer dreidimensionalen Röntgenaufnahme eines dentalen Objekts umfassend eine Röntgenröhre mit mindestens zwei Fokuspunkten zur Erzeugung von Röntgenstrahlen und einen Röntgendetektor zur Detektion dieser Röntgenstrahlen. Die Röntgenröhre und der Röntgendetektor sind in einer Rotationsebene um das zu vermessende Objekt drehbar angeordnet, wobei ein Elektronenstrahl mittels eines Steuerungsmittels auf den ersten Fokuspunkt und auf den mindestens zweiten Fokuspunkt abwechselnd mit einer bestimmten Frequenz fokussierbar ist. Ein erster Röntgenstrahl ausgehend vom ersten Fokuspunkt durchstrahlt einen Objektpunkt des dentalen Objekts und trifft auf einen ersten Projektionspunkt auf dem Röntgendetektor auf. Ein zweiter Röntgenstrahl ausgehend vom zweiten Fokuspunkt durchstrahlt denselben Objektpunkt des dentalen Objekts und trifft einen zweiten Projektionspunkt.

Das Steuerungsmittel ist dabei so ausgestaltet, dass eine vertikale Komponente eines ersten Abstands zwischen dem ersten Fokuspunkt und dem zweiten Fokuspunkt in Richtung einer Drehachse der Rotationsebene so bemessen ist, dass ein zweiter Abstand zwischen dem ersten Projektionspunkt und dem zweiten Projektionspunkt auf dem Röntgendetektor in Richtung der Drehachse mindestens das  $n+1/4$  und höchstens das  $n+3/4$  Vielfache einer Pixelbreite  $b$  eines Pixels des Röntgendetektors bei einer Pixelanzahl  $n$  zwischen 0 und einer maximalen Anzahl der Pixel in Richtung der Drehachse  $n_{max}$  beträgt.

Die Röntgenvorrichtung kann nach einem der bekannten dreidimensionalen Vermessungsverfahren, wie nach dem

Computertomographie-Verfahren (CT-Verfahren) und nach dem digitalen Volumentomographie-Verfahren (DVT-Verfahren), ausgestaltet sein. Beim CT-Verfahren werden mehrere Projektionsbilder des Objekts aus den unterschiedlichen  
5 Richtungen erstellt und nachträglich aus diesen Projektionsbildern wird eine dreidimensionale Volumenstruktur mittels eines Computers rekonstruiert. In der Regel setzen sich diese dreidimensionalen Rekonstruktionen aus Einzelschnitten nach einem  
10 Schnittbildverfahren zusammen, die quer durch das Objekt verlaufen. Auf diese Weise kann für jedes Volumenelement des Objekts oder auch Voxel genannt der Absorptionsgrad der Röntgenstrahlen ermittelt wird.

Beim DVT-Verfahren wird im Vergleich zum konventionellen  
15 CT-Verfahren statt eines Zeilendetektors ein Flächendetektor, wie ein CCD, oder ein Bildverstärker verwendet. Dadurch ist die Strahlenexposition nach dem DVT-Verfahren deutlich niedriger als die Strahlenexposition beim konventionellen CT-Verfahren mit einem Zeilendetektor.  
20 Die Röntgenröhre und der Röntgendetektor werden während der Aufnahme um einen fixierten Patienten bewegt, wobei die Röntgenvorrichtung so ausgestaltet werden kann, dass eine Rotation bis zu 360° ermöglicht wird. Das dentale Objekt kann ein ganzer Patientenkopf, Kiefergelenke, Unterkiefer,  
25 Oberkiefer, einzelne Zähne oder einzelne Kieferknochenstrukturen sein. Die Röntgenröhre weist einen Springfokus auf, der zwischen dem ersten Fokuspunkt und dem zweiten Fokuspunkt mit einer bestimmten Frequenz hin und her wechselt. Der Elektronenstrahl kann beispielsweise  
30 mittels eines Dipolmagneten als Steuerungsmittel entsprechend abwechselnd auf den ersten Fokuspunkt und auf den zweiten Fokuspunkt fokussiert werden. Die von der

Röntgenröhre ausgehenden Röntgenstrahlen können in einem breiten Fächer ausgestrahlt werden, der beispielsweise mittels einer Blende aus Blei oder Wolfram auf die Abmessungen des verwendeten Röntgendetektors eingeschränkt  
5 wird. Dadurch wird die Strahlenbelastung minimiert. Der Röntgendetektor kann ein Zeilendetektor, ein Flächendetektor, wie eine CCT oder ein Bildverstärker sein. Die Rotation der Röntgenröhre und des entgegengesetzt angeordneten Röntgendetektors in der Rotationsebene um  
10 einen fixierten Patienten kann unter Verwendung von mechanischen Führungsmitteln und Antriebsmitteln erfolgen. Die Rotation des Röntgendetektors und der Röntgenröhre können im vollen Umlauf um  $360^\circ$  erfolgen, so dass jedes Volumenelement des Objekts aus zwei entgegengesetzten  
15 Richtungen durchstrahlt wird.

Die Frequenz vom Springfokus kann zwischen 1 Hz und 10 kHz betragen. Durch den Wechsel zwischen dem ersten Fokuspunkt und dem zweiten Fokuspunkt wird derselbe Objektpunkt beziehungsweise dasselbe Volumenelement des Objekts auf den  
20 ersten Projektionspunkt und auf den zweiten Projektionspunkt am Röntgendetektor abgebildet. Der Abstand zwischen dem ersten Projektionspunkt und dem zweiten Projektionspunkt ist so gewählt, dass durch Überlagerung beziehungsweise Superposition einer ersten  
25 Projektionsaufnahme bei Bestrahlung ausgehend vom ersten Fokuspunkt und einer zweiten Projektionsaufnahme bei Bestrahlung ausgehend vom zweiten Fokuspunkt eine überlagerte Projektionsaufnahme mit höherer Ortsauflösung erzeugt werden kann.

30 Ein Vorteil der Röntgenvorrichtung ist, dass bei Verwendung herkömmlicher Röntgendetektoren eine Ortsauflösung der

erzeugten Projektionsaufnahme erreicht werden kann, die die Auflösung des verwendeten Röntgendetektors überschreitet.

Ein weiterer Vorteil der Röntgenvorrichtung liegt darin, dass herkömmliche Röntgendetektoren mit einer geringeren  
5 Auflösung ein niedrigeres Quantenrauschen als Röntgendetektoren mit höherer Auflösung aufweisen, wobei herkömmliche Röntgendetektoren auch einfacher und günstiger in der Herstellung sind.

Vorteilhafterweise kann der zweite Abstand zwischen dem  
10 ersten Projektionspunkt und dem zweiten Projektionspunkt auf dem Röntgendetektor die Hälfte der Pixelbreite  $b$  betragen.

Dadurch kann bei Überlagerung der ersten Projektionsaufnahme und der zweiten Projektionsaufnahme  
15 eine Verdopplung der Ortsauflösung in Richtung der Drehachse erreicht werden. Die Ortsauflösung senkrecht zur Drehachse in Drehrichtung bleibt dabei gleich.

Vorteilhafterweise kann die Röntgenröhre drei Fokuspunkte aufweisen, wobei das Steuerungsmittel den Elektronenstrahl  
20 so ansteuert, dass der zweite Abstand zwischen dem ersten Projektionspunkt und dem zweiten Projektionspunkt sowie der Abstand zwischen dem zweiten Projektionspunkt und einem dritten Projektionspunkt, der durch einen Röntgenstrahl ausgehend vom dritten Fokuspunkt, in Richtung der Drehachse  
25  $1/3$  der Pixelbreite  $b$  beträgt.

Dadurch kann bei Überlagerung der ersten Projektionsaufnahme, der zweiten Projektionsaufnahme und einer dritten Projektionsaufnahme bei Bestrahlung ausgehend vom dritten Fokuspunkt eine Verdreifachung der  
30 Ortsauflösung in Richtung der Drehachse erreicht werden.

Vorteilhafterweise kann der Röntgendetektor mit einem Drehwinkel zwischen  $0^\circ$  und mindestens  $190^\circ$  in der Rotationsebene um das Objekt drehbar angeordnet sein, wobei mittels mechanischer Verstellmittel und mittels

5 elektronischer Steuerungsmittel in einer ersten Winkellage des Drehwinkels ein erster Versatz des Röntgendetektors in eine Drehrichtung des Röntgendetektors oder in eine Gegendrehrichtung des Röntgendetektors um eine erste Drehwinkeldifferenz erfolgt.

10 Dadurch kann ein Teil des Objekts oder das gesamte Objekt aus zwei entgegengesetzten Richtungen durchstrahlt werden, wobei Projektionsaufnahmen erzeugt werden. Durch den Versatz des Röntgendetektors in Drehrichtung oder in Gegendrehrichtung bei einer Winkellage von beispielsweise

15  $180^\circ$  kann für Bereiche des Objekts, die aus entgegengesetzten Richtungen durchstrahlt wurden eine zweidimensionale Röntgenaufnahme mit einer höheren Ortsauflösung in Drehrichtung berechnet werden.

Vorteilhafterweise kann die erste Drehwinkeldifferenz des

20 ersten Versatzes so bemessen sein, dass der erste und der zweite Projektionspunkt auf dem Röntgendetektor durch den ersten Versatz in GegenDrehrichtung (11) oder in Drehrichtung um einen zweiten Abstand verschoben werden, der mindestens das  $k+1/4$  und höchstens das  $k+3/4$  Vielfache

25 der Pixelbreite  $b$  bei einer Pixelanzahl  $k$  zwischen 0 und einer maximalen Anzahl der Pixel in der Drehrichtung  $k_{max}$  beträgt.

Dadurch wird die Ortsauflösung der berechneten Röntgenaufnahme verbessert, da auch Bereiche des Objekts,

30 die in der ersten Projektionsaufnahme nicht erfasst wurden in der zweiten Projektionsaufnahme aus entgegengesetzter Richtung erfasst werden.



Vorteilhafterweise kann der erste und der zweite Projektionspunkt auf dem Röntgendetektor durch den ersten Versatz um den zweiten Abstand verschoben werden, der die Hälfte der Pixelbreite  $b$  beträgt.

- 5 Dadurch wird die Ortsauflösung des berechneten Röntgenbilds in Drehrichtung im Vergleich zur Auflösung des Röntgendetektors verdoppelt.

Vorteilhafterweise kann in einer zweiten Winkellage des Drehwinkels, die eine zweite Drehwinkeldifferenz zur ersten  
10 Winkellage von  $180^\circ$  aufweist, ein zweiter zum ersten Versatz entgegengesetzter Versatz um die erste Drehwinkeldifferenz erfolgen, die so bemessen ist, dass der erste und der zweite Projektionspunkt auf dem Röntgendetektor um den zweiten Abstand verschoben werden.

- 15 Dadurch wird durch den entgegengesetzten zweiten Versatz der Röntgendetektor um die gleiche Drehwinkeldifferenz wie der erste Versatz verschoben.

Vorteilhafterweise kann der Röntgendetektor mit dem Drehwinkel zwischen  $0^\circ$  und  $360^\circ$  in der Rotationsebene um  
20 das Objekt drehbar angeordnet sein.

Dadurch werden alle Objektpunkte des dentalen Objekts aus beiden entgegengesetzten Richtungen vermessen nämlich bei Winkellagen eines ersten Drehwinkelbereichs beispielsweise zwischen  $0^\circ$  und  $180^\circ$  und aus Winkellagen eines zweiten  
25 entgegengesetzten Drehwinkelbereichs beispielsweise zwischen  $181^\circ$  und  $359^\circ$  vermessen.

Vorteilhafterweise kann die Frequenz für die Ansteuerung des Elektronenstrahls auf den ersten Fokuspunkt und auf den mindestens zweiten Fokuspunkt zwischen 30 Hz und 100 Hz  
30 betragen.

Dadurch erfolgt der Wechsel zwischen dem ersten Fokuspunkt und dem zweiten Fokuspunkt schnell genug, um aus jeder Winkellage des Drehwinkels beide Projektionsbilder für beide Fokuspunkte aufzunehmen.

5 Die Publikation betrifft weiterhin ein Verfahren zur Vermessung einer dreidimensionalen Röntgenaufnahme eines dentalen Objekts mittels einer Röntgenvorrichtung, die eine Röntgenröhre mit mindestens zwei Fokuspunkten zur Erzeugung von Röntgenstrahlen und einen Röntgendetektor zur Detektion  
10 dieser Röntgenstrahlen umfasst. Die Röntgenröhre und der Röntgendetektor sind in einer Rotationsebene um das zu vermessende Objekt drehbar angeordnet, wobei ein Elektronenstrahl mittels eines Steuerungsmittels auf den ersten Fokuspunkt und auf den mindestens zweiten Fokuspunkt  
15 abwechselnd mit einer bestimmten Frequenz fokussiert wird. Ein erster Röntgenstrahl ausgehend vom ersten Fokuspunkt durchstrahlt einen Objektpunkt des dentalen Objekts und trifft auf einen ersten Projektionspunkt. Ein zweiter Röntgenstrahl ausgehend vom zweiten Fokuspunkt durchstrahlt  
20 denselben Objektpunkt des dentalen Objekts und trifft auf einen zweiten Projektionspunkt auf dem Röntgendetektor.

Eine vertikale Komponente eines ersten Abstands zwischen dem ersten Fokuspunkt und dem zweiten Fokuspunkt wird mittels des Steuerungsmittels in Richtung einer Drehachse  
25 der Rotationsebene so eingestellt, dass ein zweiter Abstand zwischen dem ersten Projektionspunkt und dem zweiten Projektionspunkt auf dem Röntgendetektor in Richtung der Drehachse mindestens das  $n+1/4$  Vielfache und höchstens das  $n+3/4$  Vielfache einer Pixelbreite  $b$  eines Pixels des  
30 Röntgendetektors bei einer Pixelanzahl  $n$  zwischen 0 und einer maximalen Anzahl der Pixel in Richtung der Drehachse  $n_{max}$  beträgt.

Ein Vorteil dieses Verfahrens ist, dass unter Verwendung herkömmlicher Röntgendetektoren die dreidimensionale Röntgenaufnahme mit einer Ortsauflösung in Richtung der Drehachse erzeugt werden kann, die höher als die Auflösung  
5 der Röntgendetektoren ist.

Ein weiterer Vorteil dieses Verfahrens ist, dass Röntgendetektoren mit einer geringen Auflösung verwendet werden können, die ein geringeres Quantenrauschen aufweisen.

10 Vorteilhafterweise kann der erste Abstand zwischen den Fokuspunkten so eingestellt werden, dass der zweite Abstand zwischen dem ersten Projektionspunkt und dem zweiten Projektionspunkt auf dem Röntgendetektor die Hälfte der Pixelbreite  $b$  beträgt.

15 Dadurch wird die Ortsauflösung der erzeugten dreidimensionalen Röntgenaufnahme verdoppelt.

Vorteilhafterweise kann bei der Fokussierung des Elektronenstrahls auf den ersten Fokuspunkt eine erste zweidimensionale Röntgenaufnahme erzeugt werden und bei der  
20 Fokussierung des Elektronenstrahls auf den zweiten Fokuspunkt eine zweite zweidimensionale Röntgenaufnahme erzeugt werden, wobei anschließend für unterschiedliche Winkellagen des Drehwinkels durch computergestützte Überlagerung der ersten Röntgenaufnahme mit der zweiten  
25 Röntgenaufnahme eine überlagerte zweidimensionale Röntgenaufnahme mit einer höheren Ortsauflösung in Richtung der Drehachse der Rotationsebene erzeugt wird.

Dadurch wird für jede der Winkellagen aus den beiden Röntgenaufnahmen für jedes der Fokuspunkte eine überlagerte  
30 zweidimensionale Röntgenaufnahme mit verbesserter Auflösung erzeugt. Die erzeugten Bilddaten der beiden

Röntgenaufnahmen können zunächst in einem Speicher abgelegt werden und dann mittels eines Computers verrechnet werden um die überlagerte Röntgenaufnahme für jede der Winkellagen zu erzeugen.

5 Vorteilhafterweise kann der Röntgendetektor mit einem Drehwinkel zwischen  $0^\circ$  und  $360^\circ$  in der Rotationsebene um das Objekt rotiert werden, wobei in einer ersten Winkellage des Drehwinkels ein erster Versatz des Röntgendetektors in eine Drehrichtung des Röntgendetektors oder in eine  
10 Gegendrehrichtung des Röntgendetektors um eine erste Drehwinkeldifferenz erfolgt.

Der erste Versatz des Röntgendetektors kann beispielsweise durch mechanische Verstellmittel und Antriebsmittel erfolgen, die durch ein Steuerungsmittel automatisiert  
15 angesteuert werden.

Vorteilhafterweise kann die erste Drehwinkeldifferenz des ersten Versatzes so gewählt werden, dass der erste und der zweite Projektionspunkt auf dem Röntgendetektor durch den ersten Versatz in Gegendrehrichtung oder in Drehrichtung um  
20 einen zweiten Abstand verschoben werden, der mindestens das  $k+1/4$  Vielfache und höchstens das  $k+3/4$  Vielfache der Pixelbreite  $b$  bei einer Pixelanzahl  $k$  zwischen 0 und einer maximalen Anzahl der Pixel in der Drehrichtung  $k_{max}$  beträgt.

25 Durch einen solchen ersten Versatz wird jedes der Objektpunkte des Objekts aus zwei entgegengesetzten Richtungen durchstrahlt und entsprechend in einer Projektionsaufnahme aufgenommen. Aus diesen Projektionsaufnahmen kann dann ein dreidimensionales  
30 Röntgenbild mit einer verbesserten Ortsauflösung in der Drehrichtung computergestützt erzeugt werden.

Vorteilhafterweise kann der erste und der zweite Projektionspunkt auf dem Röntgendetektor durch den ersten Versatz um den zweiten Abstand verschoben werden, der die Hälfte der Pixelbreite  $b$  beträgt.

- 5 Dadurch wird die Ortsauflösung der erzeugten dreidimensionalen Röntgenaufnahme in Drehrichtung verdoppelt.

Vorteilhafterweise kann in einer zweiten Winkellage des Drehwinkels, die eine zweite Drehwinkeldifferenz zur ersten  
10 Winkellage von  $180^\circ$  aufweist, ein zweiter zum ersten Versatz entgegengesetzter Versatz um die erste Drehwinkeldifferenz erfolgen, die so bemessen ist, dass der erste und der zweite Projektionspunkt auf dem Röntgendetektor um den zweiten Abstand verschoben werden.

- 15 Durch den zweiten Versatz wird der Röntgendetektor um die gleiche Drehwinkeldifferenz wie beim ersten Versatz entgegengesetzt zum ersten Versatz relativ zur Drehachse verschoben.

Vorteilhafterweise kann in einem ersten Drehwinkelbereich  
20 zwischen dem ersten Versatz und dem zweiten entgegengesetzten Versatz in der Drehrichtung für jede der zur Vermessung verwendeten Winkellagen eine erste überlagerte zweidimensionale Röntgenaufnahme mit einer höheren Auflösung in Richtung der Drehachse der  
25 Rotationsebene erzeugt werden, wobei in einem zweiten Drehwinkelbereich zwischen dem zweiten Versatz und dem ersten Versatz in der Drehrichtung für jede der zur Vermessung verwendeten Winkellagen, die zu den Winkellagen des ersten Drehwinkelbereichs eine Drehdifferenz von  $180^\circ$   
30 aufweisen, eine zweite überlagerte zweidimensionale Röntgenaufnahme mit einer höheren Auflösung in Richtung der Drehachse der Rotationsebene erzeugt werden kann.

Die erste überlagerte Röntgenaufnahme des ersten Drehwinkelbereichs für jede der Winkellagen kann dann anschließend mit der zweiten überlagerten Röntgenaufnahme des zweiten Drehwinkelbereichs für die entsprechend  
5 gegenüberliegenden um  $180^\circ$  gedrehten Winkellagen computergestützt verrechnet werden, so dass eine dritte überlagerte zweidimensionale Röntgenaufnahme erzeugt wird, die sowohl in Richtung der Drehachse der Rationesebene als auch in der Drehrichtung eine höhere Ortsauflösung  
10 aufweist.

Dadurch wird unter Verwendung des Springfokus und durch den ersten und zweiten Versatz die Ortsauflösung der dritten überlagerten zweidimensionalen Röntgenaufnahme in beide Richtungen sowohl in Richtung der Drehachse als auch in die  
15 dazu senkrechte Drehrichtung verbessert. Die erzeugte dritte überlagerte zweidimensionale Röntgenaufnahme für jede der Winkellagen kann dann zur Berechnung einer dreidimensionalen Röntgenaufnahme mit verbesserter Ortsauflösung in beide Richtungen auf eine herkömmliche Art  
20 und Weise durch dreidimensionale Rekonstruktion erfolgen. Die Vorrichtung wird anhand der Zeichnungen erläutert. Es zeigt, die

Fig. 1 eine Röntgenvorrichtung zur Erzeugung einer dreidimensionalen Röntgenaufnahme eines  
25 dentalen Objekts mit einem Computer und einer Anzeigevorrichtung;

Fig. 2 eine Skizze zur Erläuterung der Funktionsweise der Röntgenvorrichtung aus Fig. 1;

Fig. 3 eine Skizze einer Draufsicht der Röntgenvorrichtung aus Fig. 1 in einer ersten  
30 Winkellage;

Fig. 4 eine Skizze der Draufsicht der Röntgenvorrichtung 1 in einer zweiten Winkellage;

Fig. 5 eine Skizze eines Ausschnittes des Röntgendetektors zur Verdeutlichung der Verdopplung der Ortsauflösung.

Die Fig. 1 zeigt eine Röntgenvorrichtung 1 zur Erzeugung einer dreidimensionalen Röntgenaufnahme 2 eines dentalen Objekts 3. Die dreidimensionale Röntgenaufnahme 2 wird im folgenden Fall mittels einer Anzeigevorrichtung 4, wie mittels eines Monitors, angezeigt. Das aufzunehmende dentale Objekt 3 ist im folgenden Fall der gesamte Kopf eines Patienten. Das dentale Objekt kann jedoch auch ein einzelner Kiefergelenk, der gesamte Unterkiefer, der gesamte Oberkiefer, einzelne Zähne oder eine bestimmte Kieferknochenstruktur sein. Die Röntgenvorrichtung 1 umfasst eine Röntgenröhre 5, die fächerförmige Röntgenstrahlen 6 abstrahlt, und einen Röntgendetektor 7 zur Detektion dieser Röntgenstrahlen 6 auf. Die Röntgenröhre weist einen Springfokus mit einem ersten Fokuspunkt und einem zweiten Fokuspunkt auf, die in Fig. 2 dargestellt sind. Der Röntgendetektor 7 ist im vorliegenden Fall ein rechteckiger CCT. Der Röntgendetektor 7 kann jedoch auch als ein Zahlendetektor oder als ein Bildverstärker ausgebildet sein. Die Röntgenröhre 5 ist in einem ersten Tragearm 8 integriert und der Röntgendetektor 7 ist in einem zweiten Tragearm 9 integriert, die an einer ringförmigen Halterung 10 angeordnet sind. Die ringförmige Halterung (10) wird während der Aufnahme in Drehrichtung um eine Drehachse 12 um den fixierten Patientenkopf 3 in einer Rotationsebene 13, die durch die ringförmige Halterung 10 vorgegeben ist, rotiert. Der Patientenkopf

wird mittels eines Aufbiss-Fixiermittels 14 und mittels eines Bügel-Fixiermittels 15 positioniert. Die Bedienung der Röntgenvorrichtung erfolgt mittels eines Computers 16, der mit der Röntgenvorrichtung verbunden ist, oder mittels  
5 einer Bedienvorrichtung 17, die an der Röntgenvorrichtung angeordnet ist. Die einzelnen Projektionsaufnahmen aus unterschiedlichen Winkellagen eines Drehwinkels während der Rotation der Röntgenröhre 5 und des Röntgendetektors 7 um das dentale Objekt 3 werden mehrere Projektionsaufnahmen  
10 erzeugt und an den Computer 16 übermittelt. Mittels des Computers wird dann durch bekannte Rekonstruktionsverfahren die dreidimensionale Röntgenaufnahme 2 berechnet. Der Benutzer kann unter Verwendung von Bedienungsmitteln, wie einer Tastatur 18 und einer Maus 19, die Ansicht der  
15 dreidimensionalen Röntgenaufnahme 2 durch Anklicken der virtuellen Bedienungselemente 20 ändern.

Die Fig.2 zeigt eine Skizze zur Erläuterung der Funktionsweise der Röntgenvorrichtung 1. Die Röntgenröhre 5 weist ein Steuerungsmittel 21 eines Elektronenstrahls 22  
20 auf, der auf einem Target 23 abwechselnd auf einen ersten Fokuspunkt 24 und einen zweiten Fokuspunkt 25 auftrifft. Das Steuerungsmittel 21 ist in der vorliegenden Ausführungsform ein Dipolmagnet, der mit einer Frequenz von 50 Hz betrieben wird. Dadurch wird der Elektronenstrahl 22  
25 mit einer Frequenz von 50 Hz abwechselnd auf den ersten Fokuspunkt 24 und auf den zweiten Fokuspunkt 25 fokussiert. Beim Auftreffen des Elektronenstrahls 22 auf dem Target 23 entstehen Röntgenstrahlen 6, die kegelförmig abgestrahlt werden. Das Röntgenfeld wird durch eine Blende 26, die in  
30 der Röntgenröhre 5 integriert sein kann, begrenzt, um lediglich den aufzunehmenden Bereich des Objekts 3 aufzunehmen. Ein erster Röntgenstrahl 27 ausgehend vom ersten Fokuspunkt 24 durchstrahlt einen bestimmten



Objektpunkt 28, der durch ein Kreuz dargestellt ist und im vorliegenden Fall zentral auf der Drehachse 12 der Röntgenvorrichtung 1 angeordnet ist, und trifft auf einen ersten Projektionspunkt 29 auf dem Röntgendetektor 7 auf.

5 Ein zweiter Röntgenstrahl 30 ausgehend vom zweiten Fokuspunkt 25 durchstrahlt denselben Objektpunkt 28 und trifft auf einem zweiten Projektionspunkt 31 auf den Röntgendetektor 7 auf. Das Steuerungsmittel 21 wird so angesteuert, dass ein erster Abstand 32 zwischen dem ersten

10 Fokuspunkt 24 und dem zweiten Fokuspunkt 25 so bemessen ist, dass ein zweiter Abstand 33 zwischen dem ersten Projektionspunkt und dem zweiten Projektionspunkt auf den Röntgendetektor 7 in Richtung der Drehachse 12 die Hälfte einer Pixelbreite 34 eines Pixels 35 des Röntgendetektors 7

15 beträgt. Der zweite Abstand 29 kann auch zwischen  $1/4$  und  $3/4$  der Pixelbreite 34 variieren. Bei Bestrahlung ausgehend vom ersten Fokuspunkt wird eine erste Projektionsaufnahme erzeugt und an den Computer 16 übermittelt. Anschließend wird bei der Bestrahlung ausgehend vom zweiten Fokuspunkt

20 für die gleiche Winkellage des Drehwinkels eine zweite Projektionsaufnahme erzeugt und ebenfalls an den Computer 16 übermittelt. Die beiden Projektionsaufnahmen werden im Computer 16 auf herkömmliche Art und Weise abgespeichert und unter Verwendung eines Überlagerungsverfahrens

25 beziehungsweise eines Superpositionsverfahrens zusammengefügt und dadurch eine überlagerte Projektionsaufnahme mit einer höheren Ortsauflösung in Richtung der Drehachse 12 erzeugt. Die Auflösung in Drehrichtung 11 bleibt gleich. In Fig. 2 ist lediglich ein

30 Querschnitt eines kleinen Ausschnitts des Röntgendetektors 7 umfassend 4 Pixel dargestellt.

In Fig. 3 ist eine Skizze einer Draufsicht der Röntgenvorrichtung 1 dargestellt. Die Röntgenröhre 5 und

der Röntgendetektor 7 sind beispielhaft auf einer Kreisbahn  
40 verfahrbar. Die Röntgenröhre 5 und der Röntgendetektor 7  
können auch auf unterschiedlichen konzentrischen  
Rotationsbahnen verfahrbar sein, wobei die Abstände zur  
5 Drehachse 12 ebenfalls unterschiedlich sind. Die Rotation  
der Röntgenröhre 5 und des Röntgendetektors 7 um die  
Drehachse 12 erfolgen mittels mechanischer Verstellmittel  
und mittels elektronischer Steuerungsmittel, die die  
Umlaufgeschwindigkeit steuern können. Die Rotation der  
10 Röntgenröhre 5 und des Röntgendetektors 7 erfolgt beim  
Drehwinkel zwischen  $0^\circ$  und  $360^\circ$ , so dass jeder Objektpunkt  
28 aus zwei entgegengesetzten Winkellagen der Röntgenröhre  
5 durchstrahlt wird. Bei einer ersten Winkellage 41 des  
Drehwinkels bezogen auf die Rotation des Röntgendetektors  
15 7, die durch den Pfeil 42 dargestellt ist, erfolgt ein  
erster Versatz des Röntgendetektors 7 in eine zur  
Drehrichtung 42 entgegengesetzte Gegendrehrichtung um eine  
erste Drehwinkeldifferenz 43. Die Lage 44 des  
Röntgendetektors 7 nach dem ersten Versatz um die erste  
20 Drehwinkeldifferenz 43 ist gestrichelt dargestellt. Der  
erste Fokuspunkt und der zweite Fokuspunkt aus Fig. 2 wird  
beim ersten Versatz um die erste Drehwinkeldifferenz 43 um  
einen zweiten Abstand 45 in Gegendrehrichtung verschoben,  
wie durch das zweite Kreuz dargestellt ist. Die  
25 Drehwinkeldifferenz 43 des ersten Versatzes ist so  
bemessen, dass der zweite Abstand 45 der Hälfte der  
Pixelbreite 34 des Röntgendetektors 7 beträgt.

Die Fig. 4 zeigt eine Skizze der Draufsicht der  
Röntgenvorrichtung 1 aus Fig. 3 in einer zweiten Winkellage  
30 50 des Röntgendetektors 7, die entgegengesetzt zur ersten  
Winkellage 43 ist. In der zweiten Winkellage 50 des  
Röntgendetektors 7 erfolgt ein zweiter Versatz in  
Drehrichtung 42 entgegengesetzt zum ersten Versatz um eine

zweite Drehwinkeldifferenz 51, die der ersten Drehwinkeldifferenz 43 entspricht, wobei der erste Projektionspunkt 29 und der zweite Projektionspunkt 31, die durch ein erstes Kreuz dargestellt sind in Drehrichtung 42 um einen zweiten Abstand 52 zu einer zweiten Position verschoben werden, die durch das zweite Kreuz dargestellt ist. Der zweite Abstand 52 entspricht ebenfalls der Hälfte der Pixelbreite 34 des Röntgendetektors 7. In einem ersten Drehwinkelbereich zwischen der Winkellage 43 des ersten Versatzes und der zweiten Winkellage 50 des zweiten Versatzes in der Drehrichtung wird für jeden zu vermessenden Drehwinkel die überlagerte Projektionsaufnahme mit einer höheren Auflösung in Richtung der Drehachse 12, wie in Fig. 2 dargestellt, erzeugt. In einem zweiten Drehwinkelbereich zwischen der zweiten Winkellage 50 des zweiten Versatzes und der ersten Winkellage 41 des ersten Versatzes in Drehrichtung 42 wird eine zweite überlagerte Projektionsaufnahme, wie in Fig. 2 dargestellt, erzeugt. Aus den überlagerten Projektionsaufnahmen des ersten Drehwinkelbereichs und den gegenüberliegenden überlagerten Projektionsaufnahmen werden für jeden der Winkellagen des Drehwinkels eine dritte überlagerte zweidimensionale Röntgenaufnahme erzeugt, die sowohl in Richtung der Drehachse 12 als auch in der Drehrichtung 42 eine höhere Ortsauflösung aufweist. Aus diesen dritten überlagerten zweidimensionalen Röntgenaufnahmen wird dann anschließend die dreidimensionale Röntgenaufnahme 2 aus Fig. 1 mittels des Computers 16 durch ein Rekonstruktionsverfahren berechnet, die eine im Vergleich zu einer mit einer herkömmlichen Röntgenvorrichtung erstellten dreidimensionalen Röntgenaufnahme doppelte Ortsauflösung aufweist.

In Fig. 5 ist schematisch ein Ausschnitt des Röntgendetektors 7 zur Verdeutlichung der Verdopplung der Ortsauflösung der dritten überlagerten Röntgenaufnahme für jede der Winkellagen des Drehwinkels sowohl in Richtung 60  
5 der Drehachse 12 als auch in Drehrichtung 42. Die Kreise 61 stellen die Bildpunkte einer ersten Projektionsaufnahme bei Bestrahlung ausgehend vom zweiten Fokuspunkt 25 dar. Die Dreiecke 62 stellen Bildpunkte der zweiten Projektionsaufnahme bei Röntgenstrahlen 6 ausgehend vom  
10 ersten Fokuspunkt 24 dar. Die in Fig. 2 dargestellte Verschiebung der Projektionspunkte verursacht durch den Wechsel zwischen dem ersten Fokuspunkt 24 und dem zweiten Fokuspunkt 25 ist durch die senkrechten Pfeile 63 dargestellt. Die Kreuze 64 stellen Bildpunkte einer  
15 weiteren zweidimensionalen Projektionsaufnahme, die nach dem Prinzip aus Fig. 3 und Fig. 4 mit einem Versatz in Drehrichtung 42 um eine halbe Pixelbreite 34 erzeugt wurde. Die Verschiebung der Projektionspunkte auf den Röntgendetektor 7 verursacht durch den ersten Versatz bei  
20 der ersten Winkellage 43 aus Fig. 3 und dem zweiten Versatz bei der zweiten Winkellage 50 auf Fig. 4 ist durch die waagerechten Pfeile 65 dargestellt. Nach dem dargestellten Verfahren wird somit eine dritte zweidimensionale überlagerte Röntgenaufnahme für jede der Winkellagen des  
25 ersten Drehwinkelbereichs mit doppelter Ortsauflösung erzeugt. Aus diesen dritten überlagerten Röntgenaufnahmen kann dann mittels des Computers 16 die dreidimensionale Röntgenaufnahme 2 aus Fig. 1 mit doppelter Ortsauflösung berechnet werden.

Bezugszeichen

	1	Röntgenvorrichtung
	2	Röntgenaufnahme
	3	dentales Objekt
5	4	Anzeigevorrichtung
	5	Röntgenröhre
	6	Röntgenstrahlen
	7	Röntgendetektor
	8	erster Tragearm
10	9	zweiter Tragearm
	10	ringförmige Halterung
	11	Drehrichtung
	12	Drehachse
	13	Rotationsebene
15	14	Aufbiss-Fixiermittel
	15	Bügel-Fixiermittel
	16	Computer
	17	Bedienvorrichtung
	18	Tastatur
20	19	Maus
	20	virtuelle Bedienungselemente
	21	Steuerungsmittel; Dipolmagnet
	22	Elektronenstrahl
	23	Target
25	24	erster Fokuspunkt

	25	zweiter Fokuspunkt
	26	Blende
	27	erster Röntgenstrahl
	28	Objektpunkt
5	29	erster Projektionspunkt
	30	zweiter Röntgenstrahl
	31	zweiter Projektionspunkt
	32	erster Abstand
	33	zweiter Abstand
10	34	Pixelbreite
	35	Pixel
	40	Kreisbahn
	41	erste Winkellage
	42	Pfeil
15	43	erste Drehwinkeldifferenz
	44	Lage
	45	zweiter Abstand
	50	zweite Winkellage
	51	zweite Drehwinkeldifferenz
20	52	zweiter Abstand
	60	Richtung
	61	Kreise
	62	Dreiecke
	63	senkrechte Pfeile
25	64	Kreuze

65            waagrechte Pfeile

Röntgenvorrichtung (1) zur Erzeugung einer  
5 dreidimensionalen Röntgenaufnahme (2) eines dentalen  
Objekts (3) umfassend eine Röntgenröhre (5) mit mindestens  
zwei Fokuspunkten zur Erzeugung von Röntgenstrahlen (6) und  
einen Röntgendetektor (7) zur Detektion dieser  
Röntgenstrahlen (6), wobei die Röntgenröhre (5) und der  
10 Röntgendetektor (7) in einer Rotationsebene (13) um das zu  
vermessende Objekt drehbar angeordnet sind, wobei ein  
Elektronenstrahl (22) mittels eines Steuerungsmittels (21)  
auf den ersten Fokuspunkt (24) und auf den mindestens  
zweiten Fokuspunkt (25) abwechselnd mit einer bestimmten  
15 Frequenz fokussierbar ist, wobei ein erster Röntgenstrahl  
(27) ausgehend vom ersten Fokuspunkt (24) einen Objektpunkt  
(28) des dentalen Objekts (3) durchstrahlt und auf einen  
ersten Projektionspunkt (29) auf dem Röntgendetektor  
auftrifft, wobei ein zweiter Röntgenstrahl (30) ausgehend  
20 vom zweiten Fokuspunkt (25) denselben Objektpunkt (28) des  
dentalen Objekts (3) durchstrahlt und auf einen zweiten  
Projektionspunkt (31) auf dem Röntgendetektor auftrifft,  
wobei das Steuerungsmittel (21) so ausgestaltet ist, dass  
eine vertikale Komponente eines ersten Abstands (32)  
25 zwischen dem ersten Fokuspunkt (24) und dem zweiten  
Fokuspunkt (25) in Richtung (60) einer Drehachse der  
Rotationsebene (13) so bemessen ist, dass ein zweiter  
Abstand (33) zwischen dem ersten Projektionspunkt (29) und  
dem zweiten Projektionspunkt (31) auf dem Röntgendetektor  
30 in Richtung (60) der Drehachse (12) mindestens das  $n+1/4$   
und höchstens das  $n+3/4$  Vielfache einer Pixelbreite (34)  
eines Pixels (35) des Röntgendetektors (7) bei einer

Pixelanzahl  $n$  zwischen 0 und einer maximalen Anzahl der Pixel (35) in Richtung (60) der Drehachse (12)  $n_{\max}$  beträgt.

Röntgenvorrichtung (1), bei der der zweite Abstand (33) zwischen dem ersten Projektionspunkt (29) und dem zweiten Projektionspunkt (31) auf dem Röntgendetektor die Hälfte der Pixelbreite (34) beträgt.

Röntgenvorrichtung (1), wobei die Röntgenröhre (5) drei Fokuspunkte aufweist, wobei das Steuerungsmittel (21) der Elektronenstrahl (22) so ansteuert, dass der zweite Abstand (33) zwischen dem ersten Projektionspunkt und dem zweiten Projektionspunkt sowie der Abstand zwischen dem zweiten Projektionspunkt und einem dritten Projektionspunkt, der durch einen Röntgenstrahl ausgehend vom dritten Fokuspunkt, in Richtung (60) der Drehachse (12)  $1/3$  der Pixelbreite (34) beträgt.

Röntgenvorrichtung (1), wobei der Röntgendetektor mit einem Drehwinkel zwischen  $0^\circ$  und mindestens  $190^\circ$  in der Rotationsebene (13) um das Objekt (3) drehbar angeordnet ist, wobei mittels mechanischer Verstellmittel und mittels elektronischer Steuerungsmittel in einer ersten Winkellage (41) des Drehwinkels ein erster Versatz des Röntgendetektors (7) in eine Drehrichtung (11, 42) des Röntgendetektors (7) oder in eine Gegendrehrichtung des Röntgendetektors (7) um eine erste Drehwinkeldifferenz (43) erfolgt.

Röntgenvorrichtung (1), wobei die erste Drehwinkeldifferenz (43) des ersten Versatzes so bemessen ist, dass der erste und der zweite Projektionspunkt (29, 31) auf dem Röntgendetektor (7) durch den ersten Versatz in Gegendrehrichtung oder in Drehrichtung (11, 42) um einen



zweiten Abstand (33) verschoben werden, der mindestens das  $k+1/4$  und höchstens das  $k+3/4$  Vielfache der Pixelbreite  
5 (34) bei einer Pixelanzahl  $k$  zwischen 0 und einer maximalen Anzahl der Pixel in der Drehrichtung (11, 42)  $k_{max}$  beträgt.  
Röntgenvorrichtung (1), wobei der erste und der zweite Projektionspunkt (29, 31) auf dem Röntgendetektor durch den ersten Versatz um den zweiten Abstand (45) verschoben  
10 werden, der die Hälfte der Pixelbreite (34) beträgt.

Röntgenvorrichtung (1), wobei in einer zweiten Winkellage (50) des Drehwinkels, die eine zweite Drehwinkeldifferenz (51) zur ersten Winkellage (41) von  $180^\circ$  aufweist, ein zweiter zum ersten Versatz entgegengesetzter Versatz um die  
15 erste Drehwinkeldifferenz (43) erfolgt, die so bemessen ist, dass der erste und der zweite Projektionspunkt (29, 31) auf dem Röntgendetektor (7) um den zweiten Abstand (52) verschoben werden.

Röntgenvorrichtung (1), bei der Röntgendetektor (7) mit dem  
20 Drehwinkel zwischen  $0^\circ$  und  $360^\circ$  in der Rotationsebene (13) um das Objekt (3) drehbar angeordnet ist.

Röntgenvorrichtung (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Frequenz für die Ansteuerung des Elektronenstrahls (22) auf den ersten  
25 Fokuspunkt (24) und auf den mindestens zweiten Fokuspunkt (25) zwischen 30 Hz und 100 Hz beträgt.

Verfahren zur Erzeugung einer dreidimensionalen Röntgenaufnahme (2) eines dentalen Objekts (3) mittels einer Röntgenvorrichtung (1), die eine Röntgenröhre (5) mit  
30 mindestens zwei Fokuspunkten (24, 25) zur Erzeugung von Röntgenstrahlen (6) und einen Röntgendetektor (7) zur

Detektion dieser Röntgenstrahlen (6) umfasst, wobei die Röntgenröhre (5) und der Röntgendetektor (7) in einer Rotationsebene (13) um das zu vermessende Objekt drehbar angeordnet sind, wobei ein Elektronenstrahl (22) mittels  
5 eines Steuerungsmittels (21) auf den ersten Fokuspunkt (24) und auf den mindestens zweiten Fokuspunkt (25) abwechselnd mit einer bestimmten Frequenz fokussiert wird, wobei ein erster Röntgenstrahl (27) ausgehend vom ersten Fokuspunkt (24) einen Objektpunkt (28) des dentalen Objekts (3)  
10 durchstrahlt und auf einen ersten Projektionspunkt (29) auf dem Röntgendetektor auftrifft, wobei ein zweiter Röntgenstrahl (30) ausgehend vom zweiten Fokuspunkt (25) denselben Objektpunkt (28) des dentalen Objekts (3) durchstrahlt und auf einen zweiten Projektionspunkt (31)  
15 auf dem Röntgendetektor (7) auftrifft, wobei eine vertikale Komponente eines ersten Abstands (32) zwischen dem ersten Fokuspunkt (24) und dem zweiten Fokuspunkt (25) mittels des Steuerungsmittels (21) in Richtung (60) einer Drehachse (12) der Rotationsebene (13) so eingestellt wird, dass ein  
20 zweiter Abstand (33) zwischen dem ersten Projektionspunkt (29) und dem zweiten Projektionspunkt (31) auf dem Röntgendetektor in Richtung (60) der Drehachse (12) mindestens das  $n+1/4$  Vielfache und höchstens das  $n+3/4$  Vielfache einer Pixelbreite (34) eines Pixel (35) des  
25 Röntgendetektors bei einer Pixelanzahl  $n$  zwischen 0 und einer maximalen Anzahl der Pixel (35) in Richtung (60) der Drehachse (12)  $n_{max}$  beträgt.

Verfahren, wobei der erste Abstand (32) zwischen den Fokuspunkten so eingestellt wird, dass der zweite Abstand  
30 (52) (33) (45) zwischen dem ersten Projektionspunkt und dem zweiten Projektionspunkt auf dem Röntgendetektor die Hälfte der Pixelbreite (34)  $b$  beträgt.

Verfahren, wobei bei der Fokussierung des Elektronenstrahls (22) auf den ersten Fokuspunkt (24) eine erste zweidimensionale Röntgenaufnahme erzeugt wird und bei der Fokussierung des Elektronenstrahls (22) auf den zweiten  
5 Fokuspunkt (25) eine zweite zweidimensionale Röntgenaufnahme erzeugt wird, wobei anschließend für unterschiedliche Winkellagen des Drehwinkels durch computergestützte Überlagerung der ersten Röntgenaufnahme mit der zweiten Röntgenaufnahme eine überlagerte  
10 zweidimensionale Röntgenaufnahme mit einer höheren Ortsauflösung in Richtung (60) der Drehachse (12) der Rotationsebene (13) erzeugt wird.

Verfahren, wobei der Röntgendetektor (7) mit einem Drehwinkel zwischen  $0^\circ$  und  $360^\circ$  in der Rotationsebene (13)  
15 um das Objekt (3) rotiert wird, wobei in einer ersten Winkellage (41) des Drehwinkels ein erster Versatz des Röntgendetektors (7) in eine Drehrichtung (11, 42) des Röntgendetektors (7) oder in eine Gegendrehrichtung des Röntgendetektors um eine erste Drehwinkeldifferenz (43)  
20 erfolgt.

Verfahren, wobei die erste Drehwinkeldifferenz (43) des ersten Versatzes so gewählt wird, dass der erste und der zweite Projektionspunkt (29, 31) auf dem Röntgendetektor (7) durch den ersten Versatz in Gegendrehrichtung oder in  
25 Drehrichtung (11, 42) um einen zweiten Abstand (45) verschoben werden, der mindestens das  $k+1/4$  Vielfache und höchstens das  $k+3/4$  Vielfache der Pixelbreite (34) bei einer Pixelanzahl  $k$  zwischen 0 und einer maximalen Anzahl der Pixel in der Drehrichtung  $k_{max}$  beträgt.

30 Verfahren, wobei der erste und der zweite Projektionspunkt (29, 31) auf dem Röntgendetektor (7) durch den ersten

Versatz um den zweiten Abstand (45) verschoben werden, der die Hälfte der Pixelbreite (34) beträgt.

Verfahren, wobei in einer zweiten Winkellage (50) des Drehwinkels, die eine zweite Drehwinkeldifferenz zur ersten Winkellage (41) von  $180^\circ$  aufweist, ein zweiter zum ersten entgegengesetzter Versatz um die erste Drehwinkeldifferenz (43) erfolgt, die so bemessen ist, dass der erste und der zweite Projektionspunkt (29, 31) auf dem Röntgendetektor (7) um den zweiten Abstand (52) verschoben werden.

Verfahren, wobei in einem ersten Drehwinkelbereich zwischen der ersten Winkellage (41) des ersten Versatzes und der zweiten Winkellage (50) des zweiten entgegengesetzten Versatzes in der Drehrichtung (11, 42) für jeden der zur Vermessung verwendeten Drehwinkel eine erste überlagerte zweidimensionale Röntgenaufnahme mit einer höheren Auflösung in Richtung (60) der Drehachse (12) der Rotationsebene (13) erzeugt wird, wobei in einem zweiten Drehwinkelbereich zwischen der zweiten Winkellage (50) des zweiten Versatzes und der ersten Winkellage (41) des ersten entgegengesetzten Versatzes der Drehrichtung (11, 42) für jeden der zur Vermessung verwendeten Drehwinkel, die zu den zu vermessenden Drehwinkeln des ersten Drehwinkelbereichs eine Drehdifferenz von  $180^\circ$  aufweisen, eine zweite überlagerte zweidimensionale Röntgenaufnahme mit einer höheren Auflösung in Richtung (60) der Drehachse (12) der Rotationsebene (13) erzeugt wird, wobei die erste überlagerte Röntgenaufnahme des ersten Drehwinkelbereichs für jeden der zu vermessenden Drehwinkel mit der zweiten überlagerten Röntgenaufnahme des zweiten Drehwinkelbereichs für die entsprechend gegenüberliegenden um  $180^\circ$  versetzten Drehwinkel computergestützt verrechnet werden, so dass eine

dritte überlagerte zweidimensionale Röntgenaufnahme erzeugt wird, die sowohl in Richtung (60) der Drehachse (12) der Rationsebene (13) als auch in der Drehrichtung (11, 42) eine höhere Ortsauflösung aufweist.