

## **Zahnärztliches Röntgengerät zur Erstellung von Röntgenaufnahmen mit unterschiedlichen Röhrenspannungen und Verfahren**

5 Das Projekt betrifft ein zahnärztliches Röntgengerät und  
ein Verfahren zur Erstellung von Röntgenaufnahmen mit  
unterschiedlichen Röhrenspannungen, aufweisend einen  
Röntgenstrahler und einen Bildaufnehmer. Der  
Röntgenstrahler ist gegenüber von dem Bildaufnehmer  
10 angeordnet und beide sind entlang einer Umlaufbahn um eine  
gemeinsame Drehachse verstellbar. Mittels einer  
Steuereinrichtung kann zumindest der Röhrenstrom und die  
Röhrenspannung sowie die Strahlungsdauer eingestellt  
werden.

15

In der Medizintechnik werden CT-Röntgenbilder aus  
Projektionen mit unterschiedlichen Röhrenspannung erstellt,  
wozu zwei verschiedene Röntgenstrahler auf zwei  
Bildempfänger gerichtet sind. Aus 200 bis 4000  
20 Projektionsbildern pro Umlauf wird durch  
Rekonstruktionsalgorithmen ein 3D-Volumen erstellt und  
daraus kann ein CT-Schnittbild angezeigt werden.

Die Aufgabe besteht darin, mit einem Umlauf Projektionen  
zur Darstellung von Weichteilen mit niedriger Hochspannung  
25 und zur Darstellung von Knochen mit höherer Hochspannung  
bereitzustellen.

Ein zahnärztliches Röntgengerät umfasst einen  
Röntgenstrahler und einen Bildaufnehmer, die einander  
30 gegenüber liegend angeordnet und entlang einer Umlaufbahn  
um eine Drehachse gemeinsam verstellbar sind, wobei eine

Steuereinrichtung zur Einstellung zumindest des Röhrenstroms und der Röhrenspannung vorhanden ist. Die Röntgenröhre lässt sich während eines Umlaufs mehrmals zwischen einer ersten höheren und einer zweiten niedrigeren  
5 Hochspannung umschalten. Die höhere Hochspannung beträgt dabei mindestens das 1,2-fache der niedrigeren Hochspannung. Im Dentalbereich kann als höhere Hochspannung 90-120 kV angesehen werden, als niedrigere Hochspannung 60-89 kV.

10 Vorteilhafterweise kann der Röntgenstrom bei der höheren Hochspannung und bei der niedrigeren Hochspannung gleich sein und kann die Strahlendauer für eine Projektion bei höherer Hochspannung und die Belichtungszeit für eine Aufnahme bei niedrigerer Hochspannung umgekehrt  
15 proportional zum Quadrat des Verhältnisses der beiden Hochspannungen sein. Dadurch lässt sich trotz unterschiedlicher Hochspannungen dasselbe Signal-/Rauschverhältnis erhalten.

Vorteilhafterweise werden während eines Umlaufs mindestens  
20 90 und höchstens 2.000 als Projektionen bezeichnete Aufnahmen sowohl mit der höheren Hochspannung als auch mit der niedrigen Hochspannung erstellt und dauert ein Umlauf mindestens 5 Sekunden. Durch die Begrenzung der Zahl der Projektionen einerseits und die vergleichsweise lange zur  
25 Verfügung stehende Zeit können die in dem Bildempfänger entstehenden Daten ausgelesen und übertragen werden.

Vorteilhafterweise kann eine Auswerteeinheit vorgesehen sein, in der aus zumindest einem Teil der Projektionen ein CT-Bild erzeugt wird.

30 Vorteilhafterweise wird aus den mit höherer Hochspannung gewonnen ersten Projektionen ein erstes CT-Bild und aus den

mit niedrigerer Hochspannung gewonnen zweiten Projektionen ein zweites CT-Bild errechnet.

Vorteilhafterweise werden das erste und das zweite CT-Bild überlagert. Dabei kann die Überlagerung des ersten und  
5 zweiten CT-Bildes gewichtet erfolgen.

Besonders vorteilhaft ist es, wenn die ersten Projektionen und die zweiten Projektionen zeitlich nacheinander erstellt werden, insbesondere im Wechsel.

Ein weiterer Gegenstand des Projektes betrifft ein  
10 Verfahren zur Erstellung eines 3D-Datensatzes mittels einer zahnärztlichen Röntgeneinrichtung, wobei von einem Röntgenstrahler abgestrahlten Röntgenstrahlen von einem Bildempfänger erfasst werden, wobei der Röntgenstrahler und der Bildempfänger auf einer Umlaufbahn um eine gemeinsame  
15 Achse drehbar sind und wobei während eines Umlaufs mehrere Projektionen aus zueinander unterschiedlichen Richtungen erstellt werden, aus denen ein CT-Bild errechnet wird. Während eines Umlaufs wird eine erste Gruppe von Projektionen mit Röntgenstrahlen einer höheren Hochspannung  
20 und eine zweite Gruppe von Projektionen mit Röntgenstrahlen einer niedrigeren Hochspannung mit dem Bildempfänger erfasst und es werden ein erster 3D-Datensatz aus den Projektionen der ersten Gruppe und ein zweiter 3D-Datensatz aus den Projektionen der zweiten Gruppe erstellt.

25 Vorteilhafterweise werden die beiden 3D-Datensätze gewichtet zu einem gemeinsamen 3D-Bild verarbeitet.

Besonders vorteilhaft ist es, wenn während des Umlaufs abwechselnd eine Projektion mit einer höheren und dann mit einer niedrigeren Hochspannung erstellt wird.

30 Gemäß einer Weiterbildung können die Projektionen bei kontinuierlicher Umlaufgeschwindigkeit zeitlich

nacheinander erstellt werden. Dabei kann der Röntgenstrahler auch mit Strahlungspausen zwischen dem Betrieb mit höherer Hochspannung und dem Betrieb mit niedrigerer Hochspannung betrieben werden.

5 Vorteilhafterweise kann der Röhrenstrom bei der Erstellung der Projektionen konstant sein und kann die Aufnahmedauer der Projektion mit höherer Hochspannung zu der Zeitdauer der Projektion mit niedrigerer Hochspannung umgekehrt proportional zum Quadrat des Verhältnisses der höheren  
10 Hochspannung und der niedrigeren Hochspannung ist.

Vorteilhafterweise kann der Umlauf mindestens 5 Sekunden dauern und können mindestens jeweils 90 und höchstens 1.000 Projektionen mit höherer und niedrigerer Hochspannung erstellt werden.

15

Das Verfahren wird anhand der Zeichnung erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 ein Teil eines zahnärztlichen Röntgengeräts, die

20 Fig. 2 einen schematischen Verlauf der Röhrenspannung und des Röhrenstroms und die

Fig. 3A,B zwei weitere Verläufe mit mindestens einer Strahlungspause.

25 In Fig. 1 ist ein zur Bilderstellung notwendiger Teil eines zahnärztlichen Röntgengeräts 1 dargestellt. Das zahnärztliche Röntgengerät 1 weist einen Röntgenstrahler 2 und einen in einem Abstand dazu angeordneten Bildaufnehmer 3 auf. Die Röntgenstrahlen verlassen den Röntgenstrahler 2  
30 in einem konischen Strahlenfächer 4 und treffen nach

Durchstrahlung eines Objekts 5 als Projektion vollständig auf den Bildempfänger 3 auf.

Der Röntgenstrahler 2 und der Bildempfänger 3 sind um eine dazwischen angeordnete Drehachse 6 entlang einer Umlaufbahn 5 7 gemeinsam verstellbar, dargestellt durch die um einen Winkel  $\varphi$  verschobene Position des Röntgenstrahlers 2' und des Bildempfängers 3' mit dem dazwischenliegenden Röntgenstrahlenfächer 4'. Während eines Umlaufs, der kein vollständiger Umlauf sein muss, bewegt sich der 10 Röntgenstrahler 2 auf der Umlaufbahn 7. Als Umlaufwinkel  $\phi$  ist mindestens ein Winkelbereich von  $180^\circ$  zuzüglich eines Winkels 14 des konischen Strahlenfächers 4, 4' bereitzustellen. Die dazu erforderliche Bewegung wird von einer Steuereinrichtung 8 vorgegeben, die auch für die 15 Einstellung des Röhrenstroms I, der Röhrenspannung U und der Zeitdauer verwendet werden kann. Aus den während des Umlaufs erstellten Projektionen kann dann ein 3D-Volumen berechnet und aus diesem können Schnittbilder angezeigt werden.

20 Anders als dargestellt kann der Röntgenstrahler 2 auch einen anderen Abstand zum Drehzentrum 6 aufweisen als der Bildempfänger 3, so dass dann keine gemeinsame Umlaufbahn 7 besteht, sondern zwei verschiedene, konzentrische Umlaufbahnen.

25 Der Röntgenstrahler 2 ist so ausgebildet, dass, wie in Fig. 2 dargestellt, während einer ersten Zeitdauer  $t_1$  Röntgenstrahlen mit einer ersten höheren Hochspannung  $U_1$  durch das Objekt 5 hindurch als Projektion auf den Bildempfänger 3 auftreffen. Während einer zweiten Zeitdauer 30  $t_2$  werden hingegen Röntgenstrahlen einer zweiten niedrigeren Hochspannung  $U_2$  auf das Objekt 5 gerichtet und

die das Objekt 5 durchdringenden Röntgenstrahlen werden wiederum als Projektion mit dem Bildempfänger 3 erfasst.

An den zwei Gruppen von Projektionen lassen sich zwei CT-Bilder erstellen, die miteinander kombiniert werden können.

5 Dazu ist eine Auswerteeinheit 9 vorgesehen.

Der in Fig. 2 dargestellte Ablauf geht von einer kontinuierlichen Drehgeschwindigkeit  $\phi/t$  des aus Röntgenstrahler 2 und Bildempfänger 3 bestehenden Systems um das Drehzentrum 6 aus, wobei die Umschaltung zwischen  
10 der ersten höheren Hochspannung  $U_1$  und der zweiten niedrigeren Hochspannung  $U_2$  idealisiert als unendlich schnell angenommen ist.

Es ist möglich, zwischen der Durchleuchtung des Objekts 5 mit den Röntgenstrahlen unterschiedlicher Hochspannung  $U_1$ ,  
15  $U_2$  eine Zeitdauer ohne Strahlung vorzusehen, also eine Strahlungspause. Eine Strahlungspause  $t_3$  kann nach Ablauf der gemeinsamen Zeitdauer  $t_1$ ,  $t_2$  und damit vor Beginn der nachfolgenden Zeitdauer  $t_1$  vorgesehen sein, siehe Fig. 3A, wobei in dem dargestellten Fall die höhere Hochspannung  $U_1$   
20 in der ersten Zeitdauer  $t_1$  vorgesehen ist, an die sich die zweite Zeitdauer  $t_2$  mit niedrigerer Hochspannung  $U_2$  ohne Pause anschließt.

Wie in Fig. 3B dargestellt ist auch möglich, zwischen der Durchleuchtung des Objekts 5 mit den Röntgenstrahlen  
25 unterschiedlicher Hochspannung  $U_1$ ,  $U_2$  jeweils eine Zeitdauer ohne Strahlung vorzusehen, also eine Strahlungspause. Eine Strahlungspause  $t_3$  kann nach Ablauf der Zeitdauer  $t_1$  und vor Beginn der Zeitdauer  $t_2$  sowie eine weitere Strahlungspause  $t_4$  nach Ablauf der Zeitdauer  $t_2$  und  
30 vor Beginn der nachfolgenden Zeitdauer  $t_1$  vorgesehen sein.

Der Röhrenstrom I ist während der beiden Zeitdauern  $t_1$ ,  $t_2$  konstant. Damit das Signal-/Rauschverhältnis (S/N) bei den jeweiligen mit unterschiedlichen Hochspannungen  $U_1$ ,  $U_2$  erstellten Projektionen während der Zeitdauern  $t_1$ ,  $t_2$  5 gleich ist, werden die Zeitdauern  $t_1$  und  $t_2$  so bestimmt, dass das Verhältnis der Zeitdauer  $t_1$  zu der Zeitdauer  $t_2$  umgekehrt proportional zu dem Quadrat des Verhältnisses der höheren Hochspannung  $U_1$  und der niedrigeren Hochspannung  $U_2$  ist.

10 Die Projektionen zur Darstellung von Weichteilen werden mit niedriger Hochspannung  $U_2$  erstellt und die Projektionen zur Darstellung von Knochen mit höherer Hochspannung  $U_1$ . Die beiden während des Umlaufs erstellten beiden Datensätze der Projektionen können dann mit Hilfe einer 15 Rekonstruktionssoftware zu jeweils einem 3D-Bilder verarbeitet werden, nämlich einem für die Darstellung von Weichteilen und einem für die Darstellung von Knochen und entweder einzeln oder gewichtet zusammen zu einem optimierten 3D-Bild verarbeitet werden. Dabei kann auch 20 eine automatische oder manuelle Überblendung von einem 3D-Bild in das andere angezeigt werden.

Zahnärztliches Röntgengerät mit einem Röntgenstrahler (2) und einem Bildaufnehmer (3), die einander gegenüber liegend 25 angeordnet und entlang einer Umlaufbahn (7) um eine Drehachse (6) gemeinsam verstellbar sind, wobei eine Steuereinrichtung (8) zur Einstellung zumindest des Röhrenstroms, der Röhrenspannung und der Strahlendauer vorhanden ist, wobei der Röntgenstrahler (2) während eines 30 Umlaufs mehrmals zwischen einer ersten höheren und einer zweiten niedrigeren Hochspannung umschaltbar ist, wobei die

höhere Hochspannung dabei mindestens das 1,2-fache der niedrigeren Hochspannung beträgt.

Röntgeneinrichtung, wobei der Röntgenstrom ( $I$ ) bei der höheren Hochspannung ( $U_1$ ) und bei der niedrigeren  
5 Hochspannung ( $U_2$ ) gleich ist und dass die Strahlungsdauer  $t_1$  einer Projektion bei höherer Hochspannung ( $U_2$ ) und die Belichtungszeit für eine Aufnahme bei niedrigerer Hochspannung umgekehrt proportional zum Quadrat des Verhältnisses der beiden Hochspannungen ( $U_1, U_2$ ) sind.

10 Röntgeneinrichtung, wobei während eines Umlaufs mindestens 90 und höchstens 2.000 Aufnahmen sowohl mit der höheren Hochspannung ( $U_1$ ) als auch mit der niedrigen Hochspannung ( $U_2$ ) erstellt werden und dass ein Umlauf mindestens 5 Sekunden dauert.

15 Röntgeneinrichtung, wobei eine Auswerteeinheit (9) vorgesehen ist, in der aus zumindest einem Teil der Projektionen ein CT-Bild erzeugt wird.

Röntgeneinrichtung, wobei aus den mit höherer Hochspannung ( $U_1$ ) gewonnen ersten Projektionen ein erstes CT-Bild und  
20 aus den mit niedrigerer Hochspannung gewonnen zweiten Projektionen ein zweites CT-Bild errechnet wird.

Vorrichtung, wobei das erste und das zweite CT-Bild überlagert werden.

Röntgeneinrichtung, wobei die Überlagerung des ersten und  
25 zweiten CT-Bildes gewichtet erfolgt.

Röntgeneinrichtung, wobei die Erstellung der ersten Projektionen und die Erstellung der zweiten Projektionen zeitlich nacheinander erfolgen, insbesondere im Wechsel.

Verfahren zur Erstellung eines 3D-Datensatzes mittels einer  
30 zahnärztlichen Röntgeneinrichtung, wobei von einem

Röntgenstrahler (2) abgestrahlte Röntgenstrahlen von einem Bildempfänger (3) erfasst werden, wobei der Röntgenstrahler (2) und der Bildempfänger (3) auf einer Umlaufbahn (7) um eine gemeinsame Achse (6) drehbar sind und wobei während  
5 eines Umlaufs mehrere Projektionen aus zueinander unterschiedlichen Richtungen erstellt werden, aus denen ein CT-Bild errechnet wird, wobei während eines Umlaufs eine erste Gruppe von Projektionen mit Röntgenstrahlen einer höheren Hochspannung ( $U_1$ ) und eine zweite Gruppe von  
10 Projektionen mit Röntgenstrahlen einer niedrigeren Hochspannung ( $U_2$ ) mit dem Bildempfänger erfasst werden und dass ein erster 3D-Datensatz aus den Projektionen der ersten Gruppe und ein zweiter 3D-Datensatz aus den Projektionen der zweiten Gruppe erstellt wird.  
15 Verfahren, wobei die beiden 3D-Datensätze zu einem gemeinsamen CT-Bild verarbeitet werden.

Verfahren, wobei während des Umlaufs abwechselnd eine Projektion mit einer höheren und dann mit einer niedrigeren Hochspannung ( $U_1, U_2$ ) erstellt wird.

20 Verfahren, wobei während der Erstellung jeder Projektion die Bewegung des Röntgenstrahlers (2) gestoppt ist.

Verfahren, wobei die Projektionen bei kontinuierlicher Umlaufgeschwindigkeit zeitlich nacheinander erstellt werden, wobei der Röntgenstrahler (2) mit Strahlungspausen  
25 zwischen dem Betrieb mit höherer Hochspannung ( $U_1$ ) und dem Betrieb mit niedrigerer Hochspannung ( $U_2$ ) betrieben wird.

Verfahren, wobei der Röhrenstrom bei der Erstellung der Projektionen gleich ist und dass die Aufnahmedauer der Projektion mit höherer Hochspannung zu der Zeitdauer der  
30 Projektion mit niedrigerer Hochspannung umgekehrt

proportional zum Quadrat des Verhältnisses der höheren Hochspannung und der niedrigeren Hochspannung ist.

Verfahren, wobei der Umlauf mindestens 5 Sekunden dauert und dass mindestens jeweils 90 und höchstens 2.000  
5 Projektionen mit höherer und niedrigerer Hochspannung erstellt werden.