

Röntgeneinrichtung zur Erstellung von mindestens zwei dentalen Röntgenaufnahmen und Verfahren zum Betreiben einer solchen Röntgeneinrichtung

5 Diese Publikation betrifft eine sogenannte duale Röntgeneinrichtung mit zwei Systemen zur Erstellung von mindestens zwei dentalen Röntgenaufnahmen aus mindestens zwei Gruppen von als Projektionen bezeichneten zweidimensionalen Kontrastbildern sowie ein Verfahren zum
10 Steuern und Regeln einer solchen Röntgeneinrichtung.

Eine solche Röntgeneinrichtung weist mindestens zwei an einem Träger angeordnete Systeme auf, die auf einer Umlaufbahn um ein Objekt umlaufend bewegbar sind, wobei
15 jedes System zumindest einen Röntgenstrahler und zumindest einen jeweils in Bezug auf das Objekt gegenüberliegend zum Röntgenstrahler angeordneten Detektor aufweist und von jedem System jeweils mindestens eine Projektion erstellbar ist. Dabei sind mindestens zwei Systeme um einen Winkel α
20 in Umfangsrichtung um eine Drehachse x zueinander versetzt angeordnet. Die Projektion als Aufnahme während der Drehung des Systems ist systemimmanent für solche dynamischen, sich während der Aufnahme drehenden, Systeme.

Aus der DE 101 53 979 A1 und DE 44 04 640 C1 sind dentale
25 Systeme bestehend aus einem Röntgenstrahler und einem Bildempfänger für Röntgenaufnahmen wie beispielsweise CT- oder Cone Beam-Aufnahmen bekannt, die gegenüberliegend angeordnet um eine gemeinsame Umlaufbahn einer im Wesentlichen horizontal angeordneten Drehachse laufen. Für
30 die Aufnahmen werden die vom Röntgenstrahler während des Umlaufs des Systems erzeugten Strahlen vom Bildempfänger

detektiert und anhand dieser Daten ein Bild erstellt. Von dem System wird der relevante Winkelsektor von einem Kiefergelenk über die vordere Kopfhälfte zum anderen Kiefergelenk bildtechnisch erfasst und die Aufnahme
5 erzeugt. Das in der DE 44 04 640 C1 beschriebene System umkreist über einen Lagerring den Patientenkopf. Das System das in der DE 101 53 979 A1 beschrieben ist, rotiert um eine Längsachse um den Patienten.

Der Überlegung liegt die Aufgabe zugrunde, die Qualität und
10 den Informationsinhalt von dynamischen Röntgenaufnahmen zu verbessern und präzisere Bilddaten zu erzeugen.

Gelöst wird die Aufgabe durch eine Röntgeneinrichtung, bei der die Drehachse x im Wesentlichen vertikal ausgerichtet
15 ist und alle Systeme an einem Träger angeordnet sind, wobei der für alle Systeme gemeinsame Träger um die Drehachse x drehbar gelagert ist.

Die vertikale Anordnung der Drehachse ermöglicht eine einfache Anwendung in der Dentalmedizin. Zudem können durch
20 den Einsatz von zwei versetzt angeordneten Systemen, während eines Umlaufs der beiden Systeme, zumindest zwei dentale Aufnahmen aus mindestens zwei Gruppen von Projektionen erstellt werden. Ein Umlauf um die Drehachse x beträgt im Allgemeinen ein beliebiges Vielfaches einer
25 Teilkreis- oder Vollkreisbewegung und im Besonderen einen Bruchteil einer Vollkreisbewegung des jeweiligen Systems, also höchstens 360 Grad.

Dabei wird bevorzugt von jedem System der gleiche relevante Winkelsektor δ von 180° zuzüglich des Winkels des
30 Strahlenfächers von einem Kiefergelenk über die vordere Kopfhälfte zum anderen Kiefergelenk bildtechnisch erfasst

und die beiden Aufnahmen während des Umlaufs teilweise gleichzeitig erzeugt. Aufgrund der beiden, bevorzugt um 90 Grad zueinander verdreht angeordneten Systeme, dreht sich jedes System während eines Umlaufs für die beiden zumindest
5 teilweise gleichzeitig erstellten Aufnahmen um einen Umlaufwinkel von $270 \text{ Grad} 180^\circ$ zuzüglich des Winkels des Strahlenfächers, damit der relevante Winkelsektor δ von $180 \text{ Grad} 180^\circ$ zuzüglich des Winkels des Strahlenfächers von beiden Systemen erfasst werden kann.

10 Es ist auch eine Variante vorgesehen, bei der nicht der gleiche Winkelsektor δ von $180 \text{ Grad} 180^\circ$ zuzüglich des Winkels des Strahlenfächers bildtechnisch erfasst wird. In diesem Fall ist entweder die aufgrund der Strahlengeometrie entstehende Abweichung im Gegensatz zu der vorstehend
15 beschriebenen Variante mit gleichem Winkelsektor δ von $180 \text{ Grad} 180^\circ$ zuzüglich des Winkels des Strahlenfächers zu gering, um datentechnisch relevant zu sein oder es wird eine rechnerische Korrektur oder Anpassung vorgenommen

Durch den Einsatz eines bezüglich der Drehachse vertikal
20 ausgerichteten Dualsystems werden die Qualität und der Informationsinhalt von den Projektionen verbessert und präzisere Bilddaten erzeugt.

Verfahrenstechnisch wird die Aufgabe bevorzugt mit der beanspruchten Röntgeneinrichtung, also mit dem vertikal
25 ausgerichteten Dualsystem gelöst. Dabei wird ein Verfahren zur Erstellung von mindestens zwei dentalen Röntgenaufnahmen während zumindest eines Teils eines Umlaufs aus mindestens zwei Gruppen von Projektionen realisiert, bei dem die Röhrenspannungen der jeweiligen
30 Röntgenstrahler während der Erstellung der beiden Projektionen während eines Umlaufs unterschiedlich groß sind. Wichtig ist dabei, dass die relevanten

Aufnahmegeometrien der beiden Röntgenstrahler und der beiden Detektoren identisch sind. Zu den wichtigsten Aufnahmegeometrien gehören die Röntgenröhre mit Brennfleck, die Blende, die Detektorgröße und die Pixelgröße.

5 Durch die unterschiedlichen Röhrenspannungen und einer jeweils optimierten Filterung der Röntgenstrahlen ist eine bessere Visualisierung sowohl der weichen Körperteile wie Knorpelgewebe als auch der harten Knochenteile möglich, so dass durch dieses Verfahren mit einem Umlauf eine auf harte
10 Strahlen basierende und eine auf weiche Strahlen basierende Projektion durchgeführt und entsprechende Bilddatensätze erstellt werden können.

Die unterschiedliche Röhrenspannung wird dadurch realisiert, dass die Röhrenspannung und der Röhrenstrom des
15 Röntgenstrahlers vor Verfahrensbeginn individuell einstellbar und vor oder während des Verfahrens verstellbar sind.

Zusätzlich zu der Einstellung, der für die Härte der Strahlung maßgebenden Röhrenspannung mit dem dazugehörigen
20 Strahlenfilter und dem entsprechenden Röhrenstrom, wird der Röntgenstrahler während zumindest eines Teils eines Umlaufs getaktet beziehungsweise mehrmals an- und abgeschaltet. Mit jedem Takt wird ein Bilddatensatz erzeugt. Innerhalb des relevanten Winkelsektors δ sind zwischen 100 und ,
25 bevorzugt ungefähr 200 Takte vorgesehen.

Die Länge eines jeweiligen Taktes, bestehend aus einer angeschalteten und einer daran anschließenden abgeschalteten Phase des jeweiligen Röntgenstrahlers, wird
30 zumindest während eines Teils des Umlaufs bevorzugt konstant gehalten kann aber auch variieren.

Die Röntgeneinrichtung ermöglicht es durch Anwendung des Verfahrens, eine auf die jeweilige Anwendung hin optimierte Projektion zu erstellen, bei der verschiedene Konsistenzen der zu untersuchenden Körperteile berücksichtigt werden
5 können. Hierzu ist vorteilhaft, dass die Systeme sich während des Umlaufens zumindest um einen Umlaufwinkel β um die Drehachse x drehen und in einem ersten Schritt in mindestens einem ersten Winkelbereich β_1 zumindest ein erstes System mit getaktetem Röntgenstrahler und mindestens
10 ein zweites System mit ausgeschaltetem Röntgenstrahler betrieben werden und dass in einem weiteren Schritt in mindestens einem dritten Winkelbereich β_3 zumindest das erste System mit ausgeschaltetem Röntgenstrahler und zumindest das zweite System mit getaktetem Röntgenstrahler
15 betrieben werden.

In einem besonderen Verfahren ist vorgesehen, dass in einem dem ersten Schritt direkt folgenden Zwischenschritt in mindestens einem zweiten Winkelbereich β_2 sowohl das erste System als auch zumindest das zweite System mit getaktetem
20 Röntgenstrahlern betrieben werden. Danach wird die vorstehend beschriebene Projektion im dritten Winkelbereich β_3 erstellt. Die Projektionen erfolgen somit zumindest teilweise gleichzeitig. Maßgebend ist, dass von beiden Systemen der gleiche 180 Grad Winkelsektor erfasst wird,
25 wobei die Richtung der Strahlen keine wesentliche Rolle spielt. Es können wie im Ausführungsbeispiel beschrieben beide Aufnahmen beider Systeme über einen 180 Grad Sektor von vorne oder auch eine Aufnahme eines Systems von vorne und eine Aufnahme des anderen Systems von hinten über
30 jeweils einen 180 Grad Sektor erfolgen. Die bevorzugte Variante bei der nach dem Winkelbereich β_1 und vor dem Winkelbereich β_3 als Zwischenschritt ein Winkelbereich β_2

vorgesehen ist, in dem beide Röntgenstrahler aktiv sind, erfordert für die Verarbeitung der beiden Datensätze zu einem neuen Datensatz keine Zuordnung der einzelnen Bilder zu den einzelnen Winkeln, in denen das jeweilige Bild
5 aufgenommen wurde.

Wesentlich dabei ist, dass zumindest bezüglich eines Röntgenstrahlers während zumindest eines Teils eines Umlaufs durch die Taktung das Strahl- zu Pausenzeit-Verhältnis oder die Belichtungszeit für den jeweiligen
10 Röntgenstrahler individuell eingestellt und/oder verstellt wird. Entsprechend wird auch der zweite Röntgenstrahler während eines Umlaufs innerhalb des Umlaufwinkels β bezüglich des getakteten Strahl- zu Pausenzeit-Verhältnisses und/oder bezüglich der Belichtungszeit
15 verstellt. Dadurch wird erreicht, dass die Signal zu Rausch Verhältnisse der beiden Systeme während zumindest eines Teils des Umlaufs nahezu gleich und bevorzugt im Betrag groß sind, damit ein gleicher Bildeindruck entsteht.

Der jeweilige, beispielsweise auf das erste System bezogene
20 Signal zu Rausch Quotient $[S/N_1]$, ist als Produkt $[U^2_1 I Z \varepsilon_1 t_1]$ definiert. Dabei ist U die Röhrenspannung, I der Röhrenstrom, Z die Kernladungszahl der Annode, ε die Detektoreffizienz für eine vorgegebene Strahlqualität und t die Aufnahme- beziehungsweise Belichtungszeit. Der
25 Röhrenstrom und die Kernladungszahl der Annode sind bei beiden Systemen einer Röntgeneinrichtung identisch, so dass die getakteten Belichtungszeiten von zwei Systemen 1 und 2 in folgende Relation gesetzt werden können:

$$t_2 = (U_1/U_2)^2 * \varepsilon_1/\varepsilon_2 * t_1.$$

30 Aus jeweils beiden während eines Umlaufs erzeugten Projektionen der beiden Systeme werden jeweils ein 3D-Datensatz rekonstruiert, so dass nach einem Umlauf zwei 3D-

Datensätze vorliegen. Aus den beiden 3D-Datensätzen kann ein neuer 3D-Datensatz erzeugt werden, beispielsweise durch Subtraktion.

Ebenso ist es möglich, die beiden einander entsprechenden Projektionsbilder etwa durch logarithmische Subtraktion
5 einzeln zu verarbeiten, etwa als Differenzbild, und dann aus den bearbeiteten Projektionsbildern das 3D-Volumen als 3D-Datensatz zu rekonstruieren.

Das Verfahren wird anhand der Zeichnungen erläutert. Es
10 zeigen:

Fig. 1 eine Prinzipskizze der Anwendung einer dualen Röntgeneinrichtung;

Fig. 2 eine schematische Ansicht eines dualen Systems von zwei an einem Träger angeordneten Systemen von
15 oben in einer Startposition;

Fig. 3 eine schematische Ansicht gemäß Fig. 2 in einer Position, in der das System um einen Winkel β von 180 Grad umgelaufen ist;

Fig. 4 eine schematische Ansicht gemäß Fig. 2 in einer
20 Position, in der das System um einen Winkel β von 270 Grad umgelaufen ist;

Fig. 5 ein Diagramm für die Darstellung der getakteten Spannungsverläufe in Abhängigkeit des Umlaufwinkels β der zwei Röntgenstrahler.

25 In Fig. 1 ist eine Röntgeneinrichtung dargestellt, die wie folgt aufgebaut ist: Eine Systemaufnahme 5 dient zur Anordnung von zwei dynamischen Systemen 1, 2 zum Röntgen. Hierzu weist die Systemaufnahme 5 ein in vertikaler Richtung verschiebbar an einer auf einer Standfläche 7
30 stehenden Säule 5.3 gelagertes Basisteil 5.1 auf. Das

Basisteil 5.1 ist über einen Schlitten 5.2 vertikal verschiebbar an der Säule 5.2 gelagert. An dem Basisteil 5.1 ist ein Träger 4 um eine vertikal verlaufende Drehachse x drehbar gelagert, an dem die beiden Systeme 1, 2 gelagert
5 sind.

Es ist in einem nicht dargestellten Ausführungsbeispiel vorgesehen, die Röntgenstrahler 1.1, 2.1 und die Detektoren 1.2, 2.2 um eine Schwenkachse schwenkbar an dem Träger 4 anzuordnen, wobei die Schwenkachse im Wesentlichen
10 horizontal verläuft.

An dem Träger 4 sind, wie in den Fig. 2 bis 4 dargestellt, zwei Systeme 1, 2 zum Röntgen befestigt. Die beiden Systeme 1, 2 werden über den Träger 4 während der Projektion um den Kopf eines Patienten 3 herum bewegt. Der Patient 3 ist auf
15 einem Patientenstuhl 6 platziert, der höhenverstellbar an der Säule 5.3 gelagert ist. Der Kopf des Patienten kann über eine nicht dargestellte Kopfhalterung für die Projektion fixiert werden.

In Fig. 2 ist ebenso wie in Fig. 3 und 4 eine schematische
20 Ansicht der beiden an dem Träger 4 angeordneten Systeme 1, 2 von oben gezeigt. Die beiden Systeme 1, 2 befinden sich in den Fig. 1 und 2 in der gleichen Position, nämlich in der Startposition. Die Röntgeneinrichtung gemäß Fig. 1 dreht sich von oben betrachtet gegen den Uhrzeigersinn, die
25 Röntgeneinrichtung gemäß Fig. 2 bis 4 mit dem Uhrzeigersinn.

An dem Träger 4 ist das erste System 1, bestehend aus einem ersten Röntgenstrahler 1.1 und einem ersten Detektor 1.2 und das zweite System 2, bestehend aus einem zweiten
30 Röntgenstrahler 2.1 und einem zweiten Detektor 2.2, angeordnet. Die beiden Systeme 1, 2 sind um einen Winkel α

zueinander um die Drehachse x verdreht, beziehungsweise versetzt zueinander, angeordnet.

Der Träger 4 ist kreisförmig ausgebildet und dreht sich um die zentrale, vertikal verlaufende Drehachse x , so dass die Systeme 1, 2 auf einer gemeinsamen Umlaufbahn den im Zentrum positionierten Kopf des Patienten 3 umlaufen.

Der Röntgenstrahler 1.1, 2.1 ist bei beiden Systemen 1, 2 in Bezug auf den Patienten 3 gegenüberliegend zu dem jeweiligen Detektor 1.2, 2.2 angeordnet. Eine von einem eingeschalteten oder aktiven Röntgenstrahler 1.1, 2.1 direkt auf seinen zugeordneten Detektor 1.2, 2.2 ausgesendete Strahlung 1.3, 2.3 ist durch zwei Linien dargestellt, die das Feld der direkten Strahlung 1.3, 2.3 vom Röntgenstrahler 1.1, 2.1 bis zum Detektor 1.2 in dieser zweidimensionalen Darstellung beidseitig begrenzen. Die harte Strahlung 1.3, die vom ersten Röntgenstrahler 1.1 ausgesendet wird, ist gemäß Fig. 2 und 3 mit einer durchgehenden Linie und die weiche, vom zweiten Röntgenstrahler 2.1 ausgesendete Strahlung 2.3 gemäß Fig. 3 und 4 zur Unterscheidung mit einer gestrichelten Linie dargestellt.

Die beiden Systeme 1, 2 drehen sich in Richtung eines Umlaufwinkels β um die Drehachse x . In dem in den Fig. 2 bis 4 dargestellten Ausführungsbeispiel des Verfahrens mit zwei Systemen 1, 2 für zwei Röntgenaufnahmen während eines Umlaufs von 270 Grad sind drei aneinander anschließende Winkelbereiche β_1 bis β_3 vorgesehen, in denen die Röntgenstrahler 1.1, 2.1 und die Detektor 1.2, 2.2 unterschiedlich betrieben werden. Jeder der Winkelbereiche β_1 bis β_3 beträgt 90 Grad, so dass der Umlaufwinkel β eines Umlaufs der Systeme 1, 2 insgesamt 270 Grad aufweist.

Fig. 2 stellt die Verfahrenssituation zu Beginn des ersten Winkelbereichs β_1 dar. Fig. 3 stellt die Verfahrenssituation am Ende des zweiten Winkelbereichs β_2 und Fig. 4 die Verfahrenssituation am Ende des dritten Winkelbereichs β_3 dar. Ein für die zwei von den beiden Systemen 1, 2 erzeugten Aufnahmen relevanter Winkelsektor δ von 180 Grad erstreckt sich über die vordere Kopfhälfte des Patienten 3, von einem Kiefergelenk zum anderen Kiefergelenk.

10 In der Startposition gemäß Fig. 2 beträgt der Umlaufwinkel β ca. 0 Grad. Mit Beginn des Umlaufs der beiden Systeme 1, 2 durch den ersten Winkelbereich β_1 ist der Röntgenstrahler 1.1 des ersten Systems 1 aktiv und der Röntgenstrahler 2.1 des zweiten Systems 2 ausgeschaltet. Der erste Winkelbereich β_1 umfasst einen Umlaufwinkel β von 90 Grad. In diesem Winkelbereich β_1 erfasst der erste Detektor 1.2 die direkte harte Strahlung des ersten Röntgenstrahlers 1.1.

Im weiteren Umlauf durch den zweiten Winkelbereich β_2 mit einem Umlaufwinkel β zwischen 90 und 180 Grad sind, wie in Fig. 3 dargestellt, beide Röntgenstrahler 1.1, 2.1 von Beginn bis Ende des zweiten Winkelbereichs β_2 aktiv und beide Detektoren 1.2, 2.2 empfangen die jeweilige direkte Strahlung. Die harte und die weiche Strahlung werden gleichzeitig ausgesendet und vom jeweiligen Detektor 1.2, 2.2 empfangen.

Im dritten Winkelbereich β_3 , innerhalb des Umlaufwinkels β zwischen 180 und 270 Grad, wird der erste Röntgenstrahler 1.1 ausgeschaltet und der zweite Röntgenstrahler 2.1 bleibt aktiv. Die vom zweiten Röntgenstrahler 2.1 ausgesendete direkte Strahlung wird vom zweiten Detektor 2.2 empfangen.

Die beiden Aufnahmen der beiden Systeme 1, 2 erfolgen mit unterschiedlich hoher Strahlungsintensität bzw. mit unterschiedlich hoher Röhrenspannung U_1 , U_2 und entsprechend unterschiedlichem Röhrenstrom I_1 , I_2 an den
5 Röhren der Röntgenstrahler 1.1, 2.1.

In Fig. 5 ist ein Diagramm dargestellt, das die Aktivität der beiden Röntgenstrahler 1.1, 2.1 in Bezug auf die Röhrenspannung U_1 , U_2 während eines Umlaufs um 270 Grad zeigt. Grundsätzlich werden die beiden Röntgenstrahler 1.1,
10 2.1 getaktet betrieben, d. h. der Röntgenstrahler 1.1, 2.1 wird während seiner aktiven Phase mehrmals ein- und ausgeschaltet. Jeder der beiden Röntgenstrahler 1.1, 2.1 ist im Wesentlichen innerhalb des relevanten Winkelsektors δ von 180 Grad aktiv.

15 In einer bevorzugten Ausführungsform werden durch jedes System 1, 2 während der Drehung um die 180 Grad in etwa 200 Bilder erzeugt. Für jedes Bild ist ein Spannungsimpuls notwendig. Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind in Fig. 5 nicht 200 Spannungsimpulse innerhalb des jeweiligen
20 Winkelsektors δ von 180 Grad, sondern nur beispielhaft 5 Impulse dargestellt. Damit lässt sich die abwechselnde Aktivität der Röntgenstrahler 1.1, 2.1 innerhalb der drei Winkelbereiche β_1 bis β_3 besser darstellen.

Im ersten Winkelbereich β_1 , bei einem Umlaufwinkel β
25 zwischen 0 und ungefähr 90 Grad, ist der erste Röntgenstrahler 1.1, der mit einer hohen Spannung U_1 betrieben wird, aktiv und der zweite Röntgenstrahler 2.1, der mit einer niedrigeren Spannung U_2 betrieben wird, ausgeschaltet. Beginnend mit einem Spannungsimpuls über den
30 Belichtungszeitraum t^1 folgt eine Unterbrechung über einen Zeitraum $t_{1,0}$. Als ein Takt wird der Zeitraum definiert, im

dem ein Impuls und die anschließende Auszeit erfolgt, also $[t_1 + t_{1,0}]$.

Zu Beginn des zweiten Winkelbereichs β_2 über einem Umlaufwinkel β zwischen 90 und 180 Grad bleibt der erste Röntgenstrahler 1.1 aktiv und der zweite Röntgenstrahler 2.1 wird ebenfalls mit Spannungsimpulsen U_2 aktiviert. Der zweite Röntgenstrahler 2.1 erzeugt Impulse, die durch den Belichtungszeitraum t^2 und die anschließende Auszeit über einen Zeitraum $t_{2,0}$ definiert sind.

Zu Beginn des dritten Winkelbereichs β_3 über einem Umlaufwinkel β zwischen 180 und 270 Grad wird der erste Röntgenstrahler 1.1 ausgeschaltet und der zweite Röntgenstrahler 2.1 bleibt aktiv. Am Ende des dritten Winkelbereichs β_3 ist das Verfahren zur Erstellung von jeweils einer Projektion pro System 1, 2 abgeschlossen. In Richtung des Umlaufwinkels β von 270 bis 360 Grad wird der Träger 4 mit den beiden Systemen 1, 2 für ein nächstes Aufnahmeverfahren wieder in die Ausgangsposition gebracht.

Röntgeneinrichtung zur Erstellung von mindestens zwei
dentalen 3D-Röntgenaufnahmen aus mindestens zwei Gruppen
von Projektionen, die mindestens zwei an einem Träger (4)
5 angeordnete Systeme (1, 2) aufweist, die auf einer
Umlaufbahn um ein Objekt (3) umlaufend bewegbar sind, wobei
jedes System (1, 2) zumindest einen Röntgenstrahler (1.1,
2.1) und zumindest einen jeweils in Bezug auf das Objekt
(3) gegenüberliegend zum Röntgenstrahler (1.1, 2.1)
10 angeordneten Detektor (1.2, 2.2) aufweist und von jedem
System (1, 2) jeweils mindestens eine Projektion erstellbar
ist, und wobei mindestens zwei Systeme (1, 2) um einen
Winkel α in Umfangsrichtung um eine Drehachse (x)
zueinander versetzt angeordnet sind, dadurch
15 gekennzeichnet, dass die Drehachse (x) im Wesentlichen
vertikal ausgerichtet ist und dass alle Systeme (1, 2) an
dem Träger (4) angeordnet sind, wobei der für alle Systeme
(1, 2) gemeinsame Träger (4) um die Drehachse (x) drehbar
gelagert ist.

20 Röntgeneinrichtung, wobei zumindest ein Röntgenstrahler
(1.1, 1.2) oder ein Detektor (1.2, 2.2) um eine horizontal
verlaufende Schwenkachse (y) schwenkbar an dem Träger (4)
gelagert ist.

Röntgeneinrichtung, wobei der Träger (4) über die
25 Systemaufnahme (5) an einer Wand oder auf einer
Standfläche (7) lagerbar ist.

Röntgeneinrichtung, wobei der Winkel α zwischen 15 und 165
Grad beträgt.

Röntgeneinrichtung, wobei die beiden Systeme (1, 2) sich
30 während des Umlaufens um einen Umlaufwinkel β zwischen 90
und 270 Grad zuzüglich des Winkels des Strahlenfächers,

höchstens jedoch um einen Umlaufwinkel β von 360 Grad 180° zuzüglich des Winkels des Strahlenfächers um die Drehachse (x) drehen.

Röntgeneinrichtung, wobei zumindest ein Röntgenstrahler
5 (1.1) während eines Umlaufs innerhalb des Umlaufwinkels β getaktet oder mehrmals an- und abgeschaltet wird.

Röntgeneinrichtung, wobei zumindest ein Steuerungsmittel vorgesehen ist, durch das zumindest ein
oder alle Röntgenstrahler (1.1, 2.1) in Bezug auf den
10 Röhrenstrom (I_1, I_2), die Röhrenspannung (U_1, U_2) sowie die Aufnahme- bzw. Belichtungszeit (t_1, t_2) unterschiedlich einstellbar sind.

Röntgeneinrichtung, wobei eine Auswerteeinrichtung vorgesehen ist, um aus den Projektionen der beiden Systeme
15 (1, 2) zwei 3D-Datensätze zu erzeugen.

Röntgeneinrichtung, wobei eine Auswerteeinrichtung vorgesehen ist, um die beiden einander entsprechenden Projektionsbilder der beiden Systeme (1, 2) einzeln zu verarbeiten und aus den bearbeiteten Projektionsbildern das
20 3D-Volumen als 3D-Datensatz zu rekonstruieren.

Röntgeneinrichtung, wobei die beiden Systeme (1, 2) geometrisch identische Röntgenstrahler (1.1, 2.1) und geometrisch identische Detektoren (1.2, 2.2) aufweisen, die beiden Röntgenstrahler (1.1, 2.1) und die beiden Detektoren
25 (1.2, 2.2) jeweils einen identischen Abstand zur Drehachse (x) aufweisen.

Verfahren zur Erstellung von mindestens zwei dentalen Röntgenaufnahmen während zumindest eines Teils eines Umlaufs aus mindestens zwei Gruppen von Projektionen, bei
30 dem

a) mindestens zwei an einem Träger (4) angeordnete Systeme

(1, 2) auf einer Umlaufbahn um ein Objekt (3) umlaufend bewegt werden,

b) jedes System (1, 2) zumindest einen Röntgenstrahler (1.1, 2.1) und zumindest einen jeweils in Bezug auf das Objekt (3) gegenüberliegend zum Röntgenstrahler (1.1, 2.1) angeordneten Detektor (1.2, 2.2) aufweist und

c) von jedem System (1, 2) jeweils mindestens eine Projektion erstellt wird, wobei

d) mindestens zwei Systeme (1, 2) um einen Winkel α in Umfangsrichtung um eine vertikal ausrichtbare Drehachse (x) zueinander versetzt angeordnet sind und

e) beim Einsatz von zwei oder mehr Systemen die Röhrensparnungen (U_1, U_2) der jeweiligen Röntgenstrahler (1.1, 2.1) während der Erstellung der beiden Projektionen während eines Umlaufs unterschiedlich groß sind.

Verfahren, wobei die Röhrensparnung (U_1) des Röntgenstrahlers (1.1) und/oder der Röhrenstrom (I_1) des Röntgenstrahlers (1.1) individuell einstellbar und/oder verstellbar sind.

Verfahren, wobei der jeweilige Detektor (1.2, 2.2) während zumindest eines Teils eines Umlaufs getaktet oder mehrmals an- und abgeschaltet wird.

Verfahren, wobei der jeweilige Röntgenstrahler (1.1, 2.1) während eines Umlaufs zwischen 100 und 2.000 bevorzugt 200 mal aus und wieder eingeschaltet und somit getaktet wird.

Verfahren, wobei die Länge eines jeweiligen Taktes, bestehend aus einer angeschalteten und einer daran anschließenden abgeschalteten Phase, des jeweiligen Röntgenstrahlers (1.1, 2.1) zumindest während eines Teils des Umlaufs konstant gehalten oder variiert wird.

Verfahren, wobei die Systeme (1, 2) sich während des Umlaufs zumindest um einen Umlaufwinkel β um die Drehachse (x) drehen und in einem ersten Schritt in mindestens einem ersten Winkelbereich β_1 zumindest ein erstes System (1) mit
5 getaktetem Röntgenstrahler (1.1) und mindestens ein zweites System (2) mit ausgeschaltetem Röntgenstrahler (2.1) betrieben werden und dass in einem weiteren Schritt in mindestens einem weiteren Winkelbereich β_3 zumindest das erste System (1) mit ausgeschaltetem Röntgenstrahler (1.1)
10 und zumindest das zweite System (2) mit getaktetem Röntgenstrahler (2.1) betrieben werden.

Verfahren, wobei in einem dem ersten Schritt zeitlich direkt nachfolgendem Zwischenschritt in mindestens einem zweiten Winkelbereich β_2 sowohl das erste System (1) als
15 auch zumindest das zweite System (2) mit getaktetem Röntgenstrahlern (1.1, 2.1) betrieben werden.

Verfahren, wobei zumindest bezüglich einem Röntgenstrahler (1.1) während zumindest eines Teils eines Umlaufs, durch die Taktung das Strahl- zu Pausenzeit-Verhältnis ($t_1/t_{1,0}$)
20 oder die Belichtungszeit (t_1) für den jeweiligen Röntgenstrahler (1.1) individuell eingestellt und/oder verstellt wird.

Verfahren, wobei zusätzlich zumindest der zweite Röntgenstrahler (2.1) während eines Umlaufs innerhalb des
25 Umlaufwinkel β bezüglich des getakteten Strahl- zu Pausenzeit-Verhältnisses ($t_2/t_{2,0}$) und/oder bezüglich der Belichtungszeit (t_2) verstellt wird sowie bezüglich der Röhrenspannung (U_2) und/oder des Röhrenstroms (I_2) individuell eingestellt und/oder verstellt wird.

30 Verfahren, wobei das Signal zu Rausch Verhältnis (S/N_1 , S/N_2) von beiden Systemen (1, 2) während zumindest eines Teils des Umlaufs zumindest annähernd gleich ist.

Verfahren, wobei die getakteten Belichtungszeiten (t_1, t_2) in folgende Relation gesetzt werden: $t_2 = (U_1/U_2)^2(\varepsilon_1/\varepsilon_2)t_1$, wobei ε_1 und ε_2 die Effizienz des jeweiligen Detektors (1.2, 2.2) für eine vorgegebene Strahlqualität ist.

- 5 Verfahren, wobei aus jeweils einer der beiden während eines Umlaufs erzeugten Projektionen der beiden Systeme (1, 2) zwei 3D-Datensätze erstellt werden.

Verfahren, wobei eine Auswerteeinrichtung vorgesehen ist, um die beiden einander entsprechenden Projektionsbilder der
10 beiden Systeme (1, 2) einzeln zu verarbeiten und aus den bearbeiteten Projektionsbildern das 3D-Volumen als 3D-Datensatz zu rekonstruieren.

(Fig. 5)

Bezugszeichenliste

	1	erstes System
	1.1	Röntgenstrahler, erster Röntgenstrahler
	1.2	Detektor, erster Detektor
5	1.3	Strahlung
	2	zweites System
	2.1	Röntgenstrahler, zweiter Röntgenstrahler
	2.2	Detektor, zweiter Detektor
	2.3	Strahlung
10	3	Objekt, Patient
	4	Träger
	5	Systemaufnahme
	5.1	Basisteil
	5.2	Schlitten
15	5.3	Säule
	6	Patientenstuhl
	7	Standfläche
	I	Röhrenstrom
	I_1	Röhrenstrom
20	I_2	Röhrenstrom
	U	Röhrenspannung
	U_1	Röhrenspannung
	U_2	Röhrenspannung
	x	Drehachse
25	α	Winkel
	β	Umlaufwinkel
	β_1	Winkelbereich
	β_2	Winkelbereich
	β_3	Winkelbereich
30	δ	Winkelsektor

t^1 Belichtungszeitraum

$t_{1,0}$ Zeitraum

t^2 Belichtungszeitraum

$t_{2,0}$ Zeitraum

5

