

Verfahren zur Erstellung von CT-Aufnahmen

Die Publikation bezieht sich auf ein Verfahren zur
Erstellung von mindestens zwei digitalen
5 Volumentomographieaufnahmen, insbesondere zur
anschließenden Erstellung von CT-Aufnahmen, auch als CT-
Schnittbilder bezeichnet, während zumindest eines Teils
eines Umlaufs aus mindestens zwei Gruppen von als
Projektionen bezeichneten zweidimensionalen
10 Kontrastaufnahmen, bei dem mindestens zwei an einem Träger
angeordnete Systeme auf einer Umlaufbahn um ein Objekt
bewegt werden. Jedes System weist zumindest einen
Röntgenstrahler und zumindest einen jeweils in Bezug auf
das Objekt gegenüberliegend zum Röntgenstrahler
15 angeordneten Bildempfänger auf und von jedem System wird
jeweils mindestens eine Projektion erstellt. Dabei sind die
mindestens zwei Systeme um einen Winkel α in
Umfangsrichtung um eine Drehachse zueinander versetzt
angeordnet, wobei sich die Strahlengänge der beiden Systeme
20 zumindest teilweise kreuzen.

Aus der DE 101 53 979 A1 und DE 44 04 640 C1 sind dentale
Systeme bestehend aus einem Röntgenstrahler und einem
Bildempfänger für Röntgenaufnahmen wie beispielsweise CT-
25 oder Cone Beam-Aufnahmen bekannt, die gegenüberliegend
angeordnet um eine gemeinsame Umlaufbahn einer im
Wesentlichen horizontal angeordneten Drehachse laufen. Für
die Aufnahmen werden die vom Röntgenstrahler während des
Umlaufs des Systems erzeugten Strahlen vom Bildempfänger
30 detektiert und anhand dieser Daten ein Bild erstellt. Von
dem System wird der relevante 180 Grad Winkelsektor δ von
einem Kiefern gelenk über die vordere Kopfhälfte zum anderen

Kiefergelenk bildtechnisch erfasst und die Aufnahme erzeugt.

Ferner sind in der Medizintechnik sogenannte duale Röntengeräte bekannt, bei denen zwei der vorstehend
5 beschriebenen Systeme bestehend aus jeweils einem Röntgenstrahler und einem dem Röntgenstrahler zugeordneten Bildempfänger um eine gemeinsame Umlaufbahn laufen, wobei auch hier der Röntgenstrahler dem Bildempfänger in Bezug auf das Objekt gegenüberliegend angeordnet ist. Die beiden
10 Systeme sind in Bezug auf ihre Umlaufbahn bzw. ihre Drehachse um einen bestimmten Winkel α verdreht angeordnet. Die meisten Systeme kreisen um eine gemeinsame Umlaufbahn mit der horizontal angeordneten Drehachse als Zentrum.

Nachteilig ist es, dass solche aus der Medizintechnik
15 bekannten Systeme aus konstruktiven Gründen nicht für die Darstellung einer dentalen Aufnahme geeignet sind, da die beiden Strahler/Detektorsysteme aus Platzgründen entlang der Drehachse verschoben sind und zudem ein Detektor kleiner ist. Ferner ist nachteilig, dass bei dualen
20 Systemen der Bildempfänger des einen Systems neben den direkten Strahlen des ihm in Bezug auf das Objekt gegenüberliegend zugeordneten Röntgenstrahlers auch die vom Kopf des Patienten oder des zu röntgenden Körpers reflektierte Streustrahlung des anderen um den Winkel α
25 verdreht angeordneten Röntgenstrahlers erfasst. Für die Auswertung der gemessenen Bilddaten ist eine Korrektur notwendig, wofür entsprechende Korrekturdaten berücksichtigt werden müssen, die zuvor statistisch zu ermitteln sind.

30 Aufgabe des Projektes ist es, eine Röntgeneinrichtung und ein Verfahren für den Betrieb von Systemen für die Dentalmedizin bereitzustellen, wodurch eine präzise dentale

Aufnahme durchführbar die Auswertung der Bilddaten einfacher und gleichzeitig präziser erfolgen kann.

Gelöst wird die Aufgabe mit einem Verfahren nach Anspruch 1, indem während des Umlaufs der Systeme ein erstes System
5 zumindest zeitweise mit abgeschaltetem Röntgenstrahler und mit aktiviertem Bildempfänger betrieben wird und während des Umlaufs mindestens ein weiteres, zweites System zur Bilderstellung verwendet wird.

10 Dadurch wird erreicht, dass für die Projektion eines Systems über den relevanten Winkelsektor δ von 180 Grad die notwendigen Korrekturdaten in Bezug auf die Streustrahlung in der Phase des Umlaufs erzeugt werden können, in der sich das andere System, das die Streustrahlung erfasst,
15 außerhalb des relevanten Winkelsektors von 180 Grad befindet. Diese Korrekturdaten sind entsprechend dem zu untersuchenden Patienten angepasst und nicht statistisch ermittelt, da sie während der Projektion mit dem Patienten erzeugt werden. Mit Hilfe der patientenspezifischen
20 Korrekturdaten wird die Auswertung präziser und aufgrund der genaueren Daten auch einfacher.

Ein Umlauf um die Drehachse x beträgt im Allgemeinen ein beliebiges Vielfaches einer Teilkreis- oder
Vollkreisbewegung und im Besonderen einen Bruchteil einer
25 Vollkreisbewegung des jeweiligen Systems, also höchstens 360 Grad.

In einer bevorzugten Ausführungsform ist vorgesehen, dass die Systeme sich während des Umlaufs zumindest um einen Umlaufwinkel β um die Drehachse drehen und in einem ersten
30 Schritt in mindestens einem ersten Winkelbereich β_1 zumindest ein erstes System mit eingeschaltetem

Röntgenstrahler und mindestens ein zweites System mit ausgeschaltetem Röntgenstrahler betrieben werden, dass in einem zweiten Schritt in mindestens einem zweiten Winkelbereich β_2 sowohl das erste System als auch zumindest
5 das zweite System mit eingeschalteten Röntgenstrahlern betrieben werden und dass in einem dritten Schritt in mindestens einem dritten Winkelbereich β_3 zumindest das erste System mit ausgeschaltetem Röntgenstrahler und zumindest das zweite System mit eingeschaltetem
10 Röntgenstrahler betrieben werden, wobei zumindest während des Umlaufs durch den ersten und den letzten Winkelbereich β_1 und β_3 eine von den Röntgenstrahlern erzeugte Streustrahlung von jeweils mindestens einem Bildempfänger erfasst und ausgewertet wird, der in Bezug auf das Objekt
15 gegenüberliegend zu einem ausgeschalteten Röntgenstrahler angeordnet ist. Während des ersten und dritten Schrittes wird wechselseitig von einem System, das sich außerhalb des relevanten Winkelsektors von 180 Grad befindet, nur der Bildempfänger betrieben, während das andere System
20 innerhalb des relevanten Winkelsektors von 180 Grad eine Projektion für eine CT-Aufnahme erstellt.

Dabei ist vorgesehen, dass die von einem Bildempfänger erfasste direkte Strahlung eines gegenüberliegenden ersten Röntgenstrahlers und die von diesem Bildempfänger erfasste
25 Streustrahlung eines um den Winkel α zum ersten Röntgenstrahler versetzt angeordneten zweiten Röntgenstrahlers eine Projektion für die Erstellung einer CT-Aufnahme bilden.

In Bezug auf die Korrektur der Projektion wird somit
30 erreicht, dass die durch das eine System verursachte Streustrahlung durch das jeweils andere System während des Umlaufs um das Objekt objektbezogen erfasst wird und dass

die Projektionen beider Systeme mittels dieser Korrekturdaten korrigiert werden und dass anschließend ein 3D-Datensatz errechnet wird, aus dem sich ein CT-Schnittbild darstellen lässt.

5 Aus der durch das jeweils andere System verursachten Streustrahlung werden Korrekturdaten für die Projektion des Systems ermittelt. Beim Einsatz von zwei Systemen wird im ersten Winkelbereich β_1 und im dritten Winkelbereich β_3 von dem einen System nur die Streustrahlung des jeweils anderen
10 Systems erfasst, nicht die direkte Strahlung des jeweils gegenüberliegend zum Patienten angeordneten Röntgenstrahlers, der abgeschaltet bleibt.

Im zweiten Winkelbereich β_2 wird von beiden Bildempfängern die direkte Strahlung des gegenüberliegend zugeordneten
15 Röntgenstrahlers und auch die Streustrahlung des Röntgenstrahlers des jeweils anderen Systems erfasst, die die Bilddaten des jeweiligen Systems nachteilig verändern. In diesem zweiten Winkelbereich β_2 werden anders als im ersten Winkelbereich β_1 und im dritten Winkelbereich β_3
20 keine aus der Streustrahlung ermittelten Korrekturdaten beispielsweise durch Mittelwertbildung erfasst.

In Bezug auf die Anordnung der Systeme und Aufteilung der Winkelbereiche, in denen das jeweilige System eine
Projektion erstellt, ist es vorteilhaft, dass der Winkel α
25 zwischen 45 Grad und 170 Grad, insbesondere 90 Grad beträgt. Für den Fall, dass die beiden Systeme um einen Winkel α von 90 Grad verdreht angeordnet sind und eine Aufnahme über den relevanten 180 Grad Winkelsektor δ der vorderen Kopfhälfte erfolgen soll, dreht sich jedes der
30 Systeme und somit das Gesamtsystem während eines Umlaufs um 270 Grad, nämlich um 180 Grad für die relevante Projektion und um 90 Grad für die Erfassung der Streustrahlung. Für

den Fall, dass mehr als zwei Systeme vorgesehen sind oder eine Aufnahme nicht über 180 Grad erfolgen soll, ist der Winkel α zwischen jeweils zwei Systemen entsprechend kleiner oder größer zu wählen.

5 In einer besonderen Verfahrensanwendung sind mehr als drei unterschiedliche Winkelbereiche β_1 bis β_3 vorgesehen, in denen direkte Strahlung und/oder Streustrahlung erzeugt und von einem Bildempfänger erfasst wird.

Für die Genauigkeit der CT-Aufnahme ist es notwendig, dass
10 die Winkelbereiche beginnend mit β_1 unmittelbar aneinander anschließen. Beim Wechsel von einem Winkelbereich zum nächsten werden bei einer entsprechenden Winkelstellung des Systems bzw. bei einem bestimmten Umlaufwinkel β die Röntgenstrahler und/oder die Bildempfänger entsprechend
15 ein- oder ausgeschaltet.

In diesem Zusammenhang ist es vorteilhaft, dass zumindest einer der Winkelbereiche zwischen 45 Grad und 135 Grad, insbesondere 90 Grad beträgt. Je nachdem, ob drei oder mehr Winkelbereiche vorgesehen sind oder in welchem relevanten
20 Winkelsektor δ die CT-Aufnahme erfolgen soll, ist die Größe der Winkelbereiche unterschiedlich.

In Bezug auf ein Verfahren mit zwei Systemen, die jeweils eine 180 Grad CT-Aufnahme erzeugen, ist es vorteilhaft, dass die Summe der Winkelbereiche oder das Maß des
25 Umlaufwinkels β 270 Grad beträgt. Je nach Aufnahme und Anzahl der Systeme variiert dieses Maß zwischen 225 Grad und 315 Grad.

Das Verfahren kann mit einer dentalen Röntgeneinrichtung realisiert werden, die zur Erstellung von mindestens zwei
30 Röntgenaufnahmen während zumindest eines Teils eines Umlaufs aus mindestens zwei Gruppen von Projektionen

mindestens zwei an einem Träger angeordnete Systeme aufweist. Die Systeme sind auf einer Umlaufbahn um ein Objekt bewegbar, wobei jedes System zumindest einen Röntgenstrahler und zumindest einen jeweils in Bezug auf
5 das Objekt gegenüberliegend zum Röntgenstrahler angeordneten Bildempfänger aufweist. Von jedem System ist jeweils mindestens eine Projektion erstellbar, wobei im Falle der Anordnung von mehr als zwei Systemen mindestens zwei Systeme um einen Winkel α in Umfangsrichtung um eine
10 Drehachse zueinander versetzt angeordnet sind.

Gelöst wird die vorrichtungstechnische Aufgabe durch eine im Wesentlichen vertikal ausgerichtete Drehachse, wobei alle Systeme an dem gemeinsamen Träger angeordnet sind. Der Träger ist um die Drehachse drehbar an einem Ständer
15 aufgehängt, sodass sie Systeme um den Kopf eines sitzenden Patienten umlaufen können.

Das wird anhand der Zeichnungen erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 eine schematische Ansicht von zwei an einem Träger
20 angeordneten Systemen von oben in einer Startposition des Umlaufs;

Fig. 2 eine Ansicht gemäß Fig. 1 in einer zweiten Position, in der das System um 90 Grad umgelaufen ist;

25 Fig. 3 eine Ansicht gemäß Fig. 1 in einer dritten Position, in der das System um 180 Grad umgelaufen ist;

Fig. 4 eine Ansicht gemäß Fig. 1 in einer vierten Position, in der das System um 270 Grad umgelaufen
30 ist;

Fig. 5 ein Diagramm für die Darstellung des
Spannungsverlaufes über den Umlaufwinkel β von
zwei Röntgenstrahlern;

Fig. 6 ein Diagramm für die Darstellung der
5 Strahlungsintensität von zwei Bildempfängern über
den Umlaufwinkel β .

Bezugszeichenliste

- 1 erstes System
- 1.1 Röntgenstrahler, erster Röntgenstrahler
- 10 1.2 Bildempfänger, erster Bildempfänger
- 1.3 direkte Strahlung
- 1.4 Streustrahlung
- 2 zweites System
- 2.1 Röntgenstrahler, zweiter Röntgenstrahler
- 15 2.2 Bildempfänger, zweiter Bildempfänger
- 2.3 direkte Strahlung
- 2.4 Streustrahlung
- 3 Objekt, Patient
- 4 Träger
- 20
- x Drehachse
- α Winkel
- β Umlaufwinkel
- β_1 erster Winkelbereich
- 25 β_2 zweiter Winkelbereich
- β_3 dritter Winkelbereich
- δ Winkelsektor

Die Fig. 1 bis 4 zeigen eine schematische Ansicht von zwei an einem Träger 4 angeordneten Systemen 1, 2 von oben. An dem Träger 4 ist das erste System 1 bestehend aus einem Röntgenstrahler 1.1 und einem Bildempfänger 1.2 und das
5 zweite System 2 bestehend aus einem Röntgenstrahler 2.1 und einem Bildempfänger 2.2 angeordnet. Die beiden Systeme 1, 2 sind um einen Winkel α zueinander um eine Drehachse x verdreht beziehungsweise versetzt zueinander angeordnet.

Der Träger 4 ist kreisförmig ausgebildet und dreht sich um
10 die zentrale Drehachse x , sodass die Systeme 1, 2 auf einer gemeinsamen Umlaufbahn um einen im Zentrum positionierten Patienten 3 laufen. Eine Befestigung und ein Antrieb des Trägers 4 ist nicht dargestellt.

Der Röntgenstrahler 1.1, 2.1 ist bei beiden Systemen 1, 2
15 in Bezug auf den Patienten 3 gegenüberliegend zu dem jeweiligen Bildempfänger 1.2, 2.2 angeordnet. Eine von einem eingeschalteten oder aktiven Röntgenstrahler 1.1, 2.1 direkt auf seinen zugeordneten Bildempfänger 1.2, 2.2 ausgesendete Strahlung 1.3, 2.3 ist durch zwei Linien
20 dargestellt, die das Feld der direkten Strahlung 1.3, 2.3 vom Röntgenstrahler 1.1, 2.1 bis zum Bildempfänger 1.2 in dieser zweidimensionalen Darstellung beidseitig begrenzen. Neben diesem Anteil der vom Röntgenstrahler 1.1, 2.1 zu seinem in Bezug auf den Patienten 3 gegenüberliegenden
25 Bildempfänger 1.2, 2.2 ausgesendeten direkten Strahlung 1.3, 2.3 ist ein Anteil so genannter Streustrahlung 1.4, 2.4 vorhanden, die vom Patienten 3 reflektiert und jeweils dem anderen System 1, 2 zugeordnete Bildempfänger 1.2, 2.2 empfängt. Der für die Beschreibung maßgebliche Anteil der
30 Streustrahlung 1.4, 2.4 ist schattiert ohne eine Begrenzungslinie dargestellt.

Die beiden Systeme 1, 2 drehen sich um einen Umlaufwinkel β um die Drehachse x. In dem in den Fig. 1 bis 6 dargestellten Ausführungsbeispiel des Verfahrens mit zwei Systemen 1, 2 für zwei CT-Aufnahmen 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 Bildempfänger 1.2, 2.2 unterschiedlich betrieben werden. Jeder der Winkelbereiche β_1 bis β_3 beträgt 90 Grad, sodass der Umlaufwinkel β eines Umlaufs der Systeme 1, 2 insgesamt 270 Grad aufweist. Fig. 1 stellt die Verfahrenssituation zu Beginn des ersten Winkelbereichs β_1 dar. Fig. 2 stellt die Verfahrenssituation zu Beginn des zweiten Winkelbereichs β_2 und Fig. 3 am Ende des zweiten Winkelbereichs β_2 dar. In Fig. 4 ist die Verfahrenssituation am Ende des dritten Winkelbereichs β_3 gezeigt. Ein für die beiden CT-Aufnahmen relevanter Winkelsektor δ von 180 Grad erstreckt sich über die vordere Kopfhälfte des Patienten 3, von einem Kiefergelenk zum anderen Kiefergelenk.

In Fig. 1 ist die Startposition dargestellt, in der der Umlaufwinkel β ca. Null Grad beträgt. Mit Beginn des Umlaufs der beiden Systeme 1, 2 durch den ersten Winkelbereich β_1 ist der Röntgenstrahler 1.1 des ersten Systems 1 eingeschaltet 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 Bildempfänger 1.2 die direkte Strahlung 1.3 des ersten Röntgenstrahlers 1.1. Der zweite Bildempfänger 2.2 erfasst die Streustrahlung 1.4 des ersten Röntgenstrahlers 1.1. Die vom zweiten Bildempfänger 2.2 erfasste Streustrahlung 1.4 wird für die Korrektur der

im folgenden zweiten Winkelbereich β_2 ermittelten Bilddaten des zweiten Systems 2 verwendet.

Im weiteren Umlauf durch den zweiten Winkelbereich β_2 mit einem Umlaufwinkel β zwischen 90 und 180 Grad sind wie in
5 Fig. 2 und 3 dargestellt beide Röntgenstrahler 1.1, 2.1 von Beginn bis Ende des zweiten Winkelbereichs β_2 eingeschaltet und beide Bildempfänger 1.2, 2.2 aktiv. Die beiden Bildempfänger 1.2, 2.2 empfangen sowohl die direkte Strahlung 1.3, 2.3 der jeweils in Bezug auf den Patienten 3
10 gegenüberliegenden Röntgenstrahler 1.1, 2.1 als auch die Streustrahlung 1.4, 2.4 des jeweils anderen Röntgenstrahlers 1.1, 2.1, die in Wechselwirkung mit dem Objekt steht.

Während dieser Phase im zweiten Winkelbereich β_2 werden die
15 durch die direkte Strahlung 1.3, 2.3 ermittelten Bilddaten beider Systeme 1, 2 durch die Streustrahlung 1.4, 2.4 des jeweils anderen Systems 1, 2 beeinflusst, sodass eine Korrektur der Bilddaten notwendig ist, um ein optimales Bild zu erzeugen.

20 Die für die Korrektur der Daten vom zweiten System 2 notwendigen Korrekturdaten werden wie vorstehend beschrieben mit Hilfe der während des Umlaufs innerhalb des ersten Winkelbereichs β_1 vom Bildempfänger 2.2 empfangenen Streustrahlung 1.4 erzeugt. Die für die Korrektur des
25 ersten Systems 1 notwendigen Korrekturdaten werden entsprechend wie in Fig. 4 dargestellt durch die während des Umlaufs im dritten Winkelbereich β_3 vom ersten Bildempfänger 1.2 empfangene Streustrahlung 2.4 des zweiten Röntgenstrahlers 2.1 ermittelt. Innerhalb des Umlaufs mit
30 einem Umlaufwinkel β zwischen 180 und 270 Grad wird hierzu der erste Röntgenstrahler 1.1 ausgeschaltet und der zweite Röntgenstrahler 2.1 bleibt eingeschaltet. Im ersten

Winkelbereich β_1 und im dritten Winkelbereich β_3 wird eine Korrektur erfordernde Streustrahlung 1.4, 2.4 zusätzlich zu der für die Erzeugung des Bildes notwendigen direkten Strahlung 1.3, 2.3 durch das Objekt empfangen.

5 Die beiden CT-Aufnahmen der beiden Systeme erfolgen mit unterschiedlich hoher Strahlungsintensität bzw. mit unterschiedlich hoher Spannung an den Röntgenstrahlern 1.1, 2.1. In Fig. 5 ist ein Schaubild dargestellt, das die Spannungsintensität der beiden Röntgenstrahler 1.1, 2.1
10 während einer Umdrehung um 360 Grad zeigt. Im ersten Winkelbereich β_1 bei einem Umlaufwinkel β zwischen Null und 90 Grad ist der erste Röntgenstrahler 1.1, der mit einer hohen Spannung betrieben wird, eingeschaltet und der zweite Röntgenstrahler 2.1, der mit einer niedrigeren Spannung
15 betrieben wird, ausgeschaltet. Zu Beginn des zweiten Winkelbereichs β_2 über einem Umlaufwinkel β zwischen 90 und 180 Grad bleibt der erste Röntgenstrahler 1.1 ausgeschaltet und der zweite Röntgenstrahler 2.1 wird auch eingeschaltet. Zu Beginn des dritten Winkelbereichs β_3 über einem
20 Umlaufwinkel β zwischen 180 und 270 Grad wird der erste Röntgenstrahler 1.1 ausgeschaltet und der zweite Röntgenstrahler 2.1 bleibt eingeschaltet. Am Ende des dritten Winkelbereichs β_3 ist das Verfahren zur Erstellung von jeweils einer CT-Aufnahme der beiden Systeme 1, 2
25 abgeschlossen. Über den Umlaufwinkel β von 270 und 360 Grad wird der Träger 4 mit den beiden Systemen 1, 2 für ein nächstes Aufnahmeverfahren wieder in die Ausgangsposition gebracht.

In Fig. 6 ist anhand eines Diagramms die entsprechend in
30 den drei beziehungsweise vier Phasen einer 360 Grad-Drehung von den beiden Bildempfängern 1.2, 2.2 empfangene Strahlungsintensität vereinfacht dargestellt. Unterschiede

der Intensität der empfangenen Strahlung aufgrund unterschiedlicher Spannungszustände der Röntgenstrahler 1.1, 2.1 sind bei dieser Darstellung nicht berücksichtigt.

Die Intensität der Strahlung am Bildempfänger 1.2 wird
5 innerhalb des ersten Winkelbereichs β_1 ausschließlich durch die direkte Strahlung 1.3 des ihm zugeordneten ersten Röntgenstrahlers 1.1 erzeugt, da der zweite Röntgenstrahler 2.1 ausgeschaltet ist. Im zweiten Winkelbereich β_2 wird die Intensität um die von dem neu zugeschalteten zweiten
10 Röntgenstrahler 2.1 erzeugte Streustrahlung 2.4 erhöht. Im dritten Winkelbereich β_3 wird die Intensität ausschließlich durch die Streustrahlung 2.4 des zweiten Röntgenstrahlers 2.1 erzeugt, da der erste Röntgenstrahler 1.1 ausgeschaltet ist.

15 Am zweiten Bildempfänger 2.2 ist eine um 90 Grad phasenversetzte Intensität der Strahlung erkennbar. Im ersten Winkelbereich β_1 wird die Intensität ausschließlich durch die Streustrahlung 1.4 des ersten Röntgenstrahlers 1.1 erzeugt, da der zweite Röntgenstrahler 2.1
20 ausgeschaltet ist. Im zweiten Winkelbereich β_2 wird die Intensität um die vom zugeschalteten zweiten Röntgenstrahler 2.1 erzeugte direkte Strahlung 2.3 erhöht. Im dritten Winkelbereich β_3 wird die Intensität
25 ausschließlich durch die direkte Strahlung 2.3 des ihm zugeordneten zweiten Röntgenstrahlers 2.1 erzeugt, da der erste Röntgenstrahler 1.1 ausgeschaltet ist. Innerhalb des Umlaufwinkels β zwischen 270 und 360 Grad, in dem die beiden Systeme 1, 2 wieder in ihre Startposition gebracht werden, wird keine Strahlung und somit auch keine
30 Intensität erzeugt.

Verfahren zur Erstellung von mindestens zwei CT-Aufnahmen während zumindest eines Teils eines Umlaufs aus mindestens zwei Gruppen von Projektionen, bei dem mindestens zwei an einem Träger (4) angeordnete Systeme (1, 2) auf einer Umlaufbahn um ein Objekt (3) bewegt werden, 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 Bildempfänger (1.2, 2.2) aufweist und von jedem System (1, 2) jeweils mindestens eine Projektion erstellt wird, wobei mindestens zwei Systeme (1, 2) um einen Winkel α in Umfangsrichtung um eine Drehachse (x) zueinander versetzt angeordnet sind und sich die Strahlengänge der beiden Systeme (1, 2) zumindest teilweise kreuzen, wobei während des Umlaufs der Systeme (1, 2) ein erstes System (1) zumindest zeitweise mit abgeschaltetem Röntgenstrahler (1.1) und mit aktiviertem Bildempfänger (1.2) betrieben wird und während eines Umlaufs mindestens ein weiteres, zweites System (2) zur Bilderstellung verwendet 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 eingeschaltetem Röntgenstrahler (1.1) und mindestens ein zweites System (2) mit ausgeschaltetem Röntgenstrahler (2.1) betrieben werden, dass in einem zweiten Schritt in mindestens einem zweiten Winkelbereich β_2 sowohl das erste System (1) als auch zumindest das zweite System (2) mit eingeschalteten Röntgenstrahlern (1.1, 2.1) betrieben werden und dass in einem dritten Schritt in mindestens einem dritten

Winkelbereich β_3 zumindest das erste System (1) mit
ausgeschaltetem Röntgenstrahler (1.1) und zumindest das
zweite System (2) mit eingeschaltetem Röntgenstrahler (2.1)
betrieben werden, wobei zumindest während des Umlaufs durch
5 den ersten und den letzten Winkelbereich β_1 und β_3 eine von
den Röntgenstrahlern (1.1, 2.1) erzeugte Streustrahlung
(1.4, 2.4) von jeweils mindestens einem Bildempfänger (2.2,
1.2) erfasst und ausgewertet wird, der in Bezug zu dem
Objekt (3) gegenüberliegend zu einem ausgeschalteten
10 Röntgenstrahler (1.1, 2.1) angeordnet ist.

Verfahren, wobei die von einem Bildempfänger (1.2, 2.2)
erfasste direkte Strahlung (1.3, 2.3) eines
gegenüberliegenden ersten Röntgenstrahlers (1.1, 2.1) und
die von diesem Bildempfänger (1.2, 2.2) erfasste
15 Streustrahlung (1.4, 2.4) eines um den Winkel α zum ersten
Röntgenstrahler (1.1) versetzt angeordneten zweiten
Röntgenstrahlers (2.1) eine Projektion für die Erstellung
einer CT-Aufnahme bilden.

Verfahren, wobei die durch das eine System (1) verursachte
20 Streustrahlung (1.4) durch das jeweils andere System (2)
während der Behandlung eines Patienten (3) erfasst wird und
dass die Projektionen beider Systeme (1, 2) mittels dieser
Korrekturdaten korrigiert werden und dass anschließend ein
3D-Datensatz errechnet wird, aus dem sich die CT-Aufnahme
25 ergibt.

Verfahren, wobei der Winkel α zwischen 45 Grad und 170
Grad, insbesondere 90 Grad beträgt.

Verfahren, wobei mehr als drei unterschiedliche
Winkelbereiche β_1 bis β_3 vorgesehen sind, in denen direkte
30 Strahlung (1.3, 2.3) und/oder Streustrahlung (1.4, 2.4)
erzeugt und von einem Bildempfänger (1.2) erfasst wird.

Verfahren, wobei die Winkelbereiche unmittelbar aneinander anschließen.

Verfahren, wobei zumindest einer der Winkelbereiche zwischen 45 Grad und 135 Grad, insbesondere 90 Grad
5 beträgt.

Verfahren, wobei die Summe der Winkelbereiche oder das Maß des Umlaufwinkels β zwischen 225 Grad und 315 Grad, insbesondere 270 Grad beträgt.