

# ITALIAN PATENT OFFICE

Document No.

102012902017378A1

Publication Date

20130727

Applicant

DE GOTZEN S.R.L.

Title

APPARATO E METODO PER RADIOGRAFIA DIGITALE.

Descrizione dell'invenzione avente per titolo:

“APPARATO E METODO PER RADIOGRAFIA DIGITALE”

Della Ditta

DE GOTZEN S.R.L.

di nazionalità Italiana residente a Olgiate Olona (Varese) - che nomina quali mandatari e domiciliatari, anche in via disgiunta fra loro, Dr. Ing. Petruzziello Aldo ed altri dello Studio RACHELI S.r.l. - Milano - Viale San Michele del Carso, 4.

Inventori: Rotondo Giuseppe, Lissandrello Fabio, Giani Claudio

Depositata il:

N.:

\*\*\*\*\*

### DESCRIZIONE

#### **Campo dell'invenzione**

L'invenzione si riferisce ad un metodo per radiografia digitale per mezzo di un apparato per imaging combinato multi-sensore a raggi X, in grado di funzionare secondo modalità di imaging multiple, il metodo comprendendo le fasi consistenti nel:

-posizionare un oggetto tra una sorgente di radiazioni e un rivelatore di raggi X utilizzando un sistema di supporto e posizionamento dell'oggetto;

-selezionare una modalità di imaging radiografica e una regione di interesse desiderata;

-regolare, tramite uno o più collimatori di raggi x, la forma del fascio di raggi X in base alla modalità di imaging selezionata;

-posizionare il rivelatore di raggi X in una posizione predefinita nel fascio di raggi X;

-generare raggi X tramite la sorgente di radiazioni;

-eseguire un movimento per la scansione degli oggetti durante la rilevazione della radiazione di raggi X per mezzo del rivelatore di raggi X;

-eseguire una lettura dei dati dell'immagine del rivelatore di raggi X, un'acquisizione e un'elaborazione al fine di ottenere un'immagine trattata od un insieme di dati tridimensionali della regione di interesse selezionata in base alla modalità di imaging selezionata.

L'invenzione si riferisce inoltre ad un apparato predisposto per l'esecuzione del metodo.

### **Background dell'invenzione**

Apparati di imaging combinati a raggi X, in grado di funzionare secondo modalità di imaging multiple, sono ben noti nello stato dell'arte.

Un apparecchio a raggi X di imaging dual purpose dotato di un unico sensore ed in grado di eseguire modalità di imaging multiple, vale a dire di imaging CT (tomografia computerizzata) parziale oltre ad imaging panoramica, per la diagnosi medica e dentale, è noto da US 6118842.

Un altro apparato che fornisce almeno un rivelatore di raggi X che può essere posizionato in posizioni multiple di imaging, e di conseguenza esposto ad un fascio collimato di raggi X, a seconda della modalità di imaging selezionata, è noto da US 6055292. L'implementazione in cui un singolo involucro mobile contenente due rivelatori di raggi X che può essere posizionato a seconda della modalità di imaging è inoltre nota da US 7559692 e US 7798708.

EP 1752099 riguarda un apparato combinato panoramico e tomografico computerizzato caratterizzato dalla parte del sensore radiografico dotata di rivelatori duplici di raggi X e ruotabile attorno ad un asse eccentrico, in modo che, a seconda della modalità di imaging selezionata, un rivelatore di raggi X differente è posto nel fascio di raggi X ad una distanza preferita dalla sorgente ed è esposto alle radiazioni.

Gli insegnamenti di EP 1752100 riguardano un apparato combinato panoramico e tomografico computerizzato caratterizzato dalla parte del sensore radiografico dotata di duplici supporti di rivelatori di raggi X sul braccio rotante, dislocati a distanze diverse dalla sorgente. Il supporto del rivelatore di raggi X per imaging panoramica si trova più vicino alla sorgente e può scorrere fuori dal fascio quando è selezionata la modalità di imaging CT.

Gli insegnamenti di EP 1752099 riguardano un apparato combinato panoramico, tomografico computerizzato e cefalometrico, caratterizzato dalla parte del sensore radiografico dotata di rivelatori duplici di raggi X ruotabili attorno ad un asse o spostabili a scorrimento, in modo tale che, in base alla modalità di

imaging selezionata, venga posizionato un sensore di raggi X differente nel fascio di raggi X ad una distanza preferita dalla sorgente e sia esposto alla radiazione.

US 7783002 rivela un apparato combinato panoramico e tomografico computerizzato caratterizzato da un rilevatore CT di raggi X fisso e un rilevatore di raggi X panoramico mobile con un movimento di rotazione per uscire dal fascio quando viene selezionata la modalità di imaging CT.

WO 2010/128404 rivela un apparecchio combinato per panoramica, tomografia computerizzata e cefalometria dotato di un braccio rotante esteso che offre diverse soluzioni per il posizionamento del rilevatore dentro e fuori il fascio di raggi X a distanze predefinite dalla sorgente, sia mediante la traslazione di una piastra mobile che per rotazione attorno ad un asse di rotazione, includendo un terzo posizionamento in cui sia un rilevatore panoramico che uno per CT sono fuori dal fascio ed è esposto un terzo rilevatore per cefalometria.

Riguardo alla modalità di imaging cefalometrica US 5511106 insegna un metodo di scansione del cranio di un paziente tramite un collimatore secondario situato in prossimità del paziente e traslante con un movimento lineare sincronizzato con il movimento del rilevatore.

US 7103141 insegna un metodo di modulazione dell'intensità della radiazione durante il processo di scansione cefalometrico, mediante regolazione della tensione o della corrente di tubo, o della velocità di scansione.

Per quanto riguarda l'acquisizione e la ricostruzione di immagini CT a fasci conici di raggi X varie pubblicazioni insegnano metodi ed algoritmi, tra cui:

Med Phys. 2003 Oct; 30(10):2758-61.

Liu V, Lariviere NR, Wang G. - CT/Micro-CT Lab, Department of Radiology, University of Iowa, Iowa City, Iowa 52242, USA.

*X-ray Micro-CT with a displaced detector array: application to helical cone-beam reconstruction.. Nelle applicazioni micro-CT a raggi X, è utile aumentare il campo visivo mediante lo spostamento di un array di rilevatori bidimensionali (2D). In questa nota tecnica, si passano brevemente in rassegna i metodi per la ricostruzione di immagini con un array di rilevatori 2D asimmetrico, l'elaborazione con l'uso di uno schema di ponderazione associato nel caso di scansione a fascio conico elicoidale/a spirale, l'effettuazione di una serie di prove*

*numeriche per dimostrare la ricostruzione delle immagini da fascio conico elicoidale con una tale disposizione.*

Med Phys. 2002 Jul, 29(7):1634-6. - Wang G. - Department of Radiology, University of Iowa, Iowa City 52242, USA. ge-wang@uiowa.edu

X-ray micro-CT with a displaced detector array.

*Poiché le dimensioni dei campioni differiscono nelle applicazioni micro-CT a raggi X, è opportuno disporre di un meccanismo per modificare il campo visivo di uno scanner micro-CT.*

*Un modo ben noto di raddoppiare il diametro del campo visivo è quello di spostare un array di rilevatori del 50%.*

*In questo documento, ci si propone di spostare un array di rilevatori di oltre lo 0%, ma meno del 50% per un campo visivo regolabile in continuo, e di formulare un metodo di ponderazione per una ricostruzione priva di artefatti. Viene così effettuata una simulazione numerica con il fantoccio Shepp-Logan per dimostrare la fattibilità della geometria a fascio conico ed a fascio a ventaglio.*

Yu, L. Pelizzari, C. Pan, X. Riem, H. Munro, P. Kaissl, W. - Dept. of Radiol., Chicago Univ., IL, USA

Questo documento viene citato in: Nuclear Science Symposium Conference Record, 2004 IEEE

Data di Pubblicazione: 16-22 Oct. 2004 Volume: 5 - Alle pagine: 3249 - 3252 Vol. 5

ISSN: 1082-3654

E-ISBN: 0-7803-8701-5

Print ISBN: 0-7803-8700-7

INSPEC Accession Number: 8588605

Digital Object Identifier: 10.1109/NSSMIC.2004.1466376

Current Version Published: 01 agosto 2005

Abstract

*“In molte implementazioni di TC a fascio conico in radioterapia per il posizionamento del target, non è raro che il massimo campo visivo consentito (FOV) non possa coprire il paziente a causa delle limitate dimensioni del rilevatore flat-panel.*

*In questa situazione, le misure conterranno proiezioni troncate, comportando significativi artefatti nelle immagini ricostruite.*

*Configurazioni asimmetriche dei fasci conici possono essere utilizzate per aumentare la dimensione del FOV, spostando il pannello rivelatore da un lato.*

*Dai dati acquisiti mediante tale configurazione asimmetrica, il ben noto algoritmo sviluppato da Feldkamp, Davis e Kress (FDK) può essere modificato per permettere la ricostruzione delle immagini.*

*Col crescere dell'asimmetria del rivelatore, però, l'algoritmo modificato FDK può produrre significativi artefatti dovuti ad aliasing.*

*In questo lavoro, si è sviluppato un algoritmo innovativo per la ricostruzione delle immagini con fasci conici CT asimmetrici, in grado di generare immagini con migliorate proprietà numeriche e consentendo elevate asimmetrie nel rivelatore.*

*Si è impiegata la configurazione asimmetrica e l'algoritmo sviluppato in un sistema a fascio conico TC in radioterapia per aumentare la dimensione del campo visivo.*

*Studi preliminari su fantoccio sono stati condotti per validare la configurazione asimmetrica e l'algoritmo di ricostruzione proposto”.*

Conebeam X-ray computed tomography with an offset detector array

Gregor, J.; Gleason, S.S.; Paulus, M.J.;

Dept. of Comput. Sci., Tennessee Univ., Knoxville, TN, USA

Questo documento viene citato in: Image Processing, 2003. ICIP 2003.

Proceedings. 2003 International Conference

alle pagine: II - 803-6 vol.3

ISSN: 1522-4880

Print ISBN: 0-7803-7750-8

INSPEC Accession Number: 7978666

Digital Object Identifier: 10.1109/ICIP.2003.1246802

Current Version Published: 24 novembre 2003

Abstract

*L'imaging tomografica computerizzata (TC) convenzionale a raggi X si basa sul presupposto che l'intera sezione trasversale di un oggetto venga illuminata con raggi X ad ogni angolo di visualizzazione.*

*Quando si tratta l'immagine di un grande oggetto, è quindi necessario un grande matrice (array) di rilevatori. In alternativa, si propone di spostare (offset) un array di rilevatori di dimensioni normali in modo tale che venga acquisita poco più della metà dei dati di proiezione richiesti.*

*Durante la ricostruzione, i dati mancanti sono rappresentati per mezzo di uno schema di interpolazione e di ponderazione.*

*Questo approccio algoritmico per estendere il campo visivo, che viene presentato nel contesto del noto algoritmo Feldkamp, è semplice ma efficace.*

*Risultati sperimentali di supporto sono forniti sulla base di dati simulati su fantoccio, nonché di dati reali ottenuti da un MicroCATTM che è un sistema circolare microCT orbitale per l'imaging di piccoli animali.*

Comput Med Imaging Graph. 1996 Jan-Feb;20(1):49-57.

Cone-beam CT from width-truncated projections.

Cho PS, Rudd AD, Johnson RH.

Fonte

Department of Radiation Oncology, University of Washington School of Medicine, Seattle 98195-6043, USA.

Abstract

*Nel presente documento si riportano delle tecniche CT a fascio conico che consentono la ricostruzione a partire da proiezioni troncate in larghezza.*

*Queste tecniche sono varianti dell'algoritmo di retroproiezione filtrata di Feldkamp e assumono quasi-ridondanza degli integrali di raggi.*

*Due metodi sono derivati e confrontati. Il primo metodo prevede l'utilizzo di preconvoluzione ponderata dei dati troncati.*

*La seconda tecnica esegue una post-convoluzione ponderata preceduta da una stima non-zero delle informazioni mancanti.*

*Gli algoritmi sono stati testati utilizzando la testa fantoccio tridimensionale di Shepp-Logan.*

*I risultati indicano che, data una quantità appropriata di overscan, può essere raggiunta una ricostruzione soddisfacente.*

*Queste tecniche possono essere utilizzate per risolvere il problema dei rilevatori sottodimensionati.*

Phys Med Biol. 2005 Apr 21;50(8):1805-20. Epub 2005 Apr 6.

Exact fan-beam image reconstruction algorithm for truncated projection data acquired from an asymmetric half-size detector.

Leng S, Zhuang T, Nett BE, Chen GH.

Fonte

Department of Medical Physics, University of Wisconsin-Madison, 53704, USA.

Abstract

*Nel presente documento, viene presentato un nuovo algoritmo progettato per uno specifico problema di troncamento dei dati nella CT con fascio a ventaglio.*

*Si considera una configurazione di scansione in cui vengono acquisiti i dati di una proiezione di un fascio a ventaglio da un rilevatore di dimensioni dimezzate posizionato asimmetricamente.*

*Ovvero, il rilevatore asimmetrico copre solo una metà del campo visivo di scansione.*

*Così, i dati di proiezione del fascio a ventaglio vengono troncati ad ogni angolo di visualizzazione.*

*Se non viene esplicitamente invocato un rebinning dei dati del processo, questa configurazione di acquisizione dei dati "devasterà" molti sistemi conosciuti di ricostruzione di immagini per fascio a ventaglio tra cui l'algoritmo standard di retroproiezione filtrata (FBP) e l'algoritmo di ricostruzione FBP super-short-scan.*

*Tuttavia, si è dimostrato che l'algoritmo di ricostruzione delle immagini a fascio a ventaglio sviluppato di recente che ricostruisce l'immagine filtrando un'immagine in retroproiezione di dati di proiezione differenziati (FBPD) sopravvive al problema sopracitato del troncamento di dati del fascio a ventaglio.*

*Ovvero, si può ricostruire esattamente l'intera immagine dell'oggetto utilizzando i dati troncati acquisiti in una modalità di scansione completa (intervallo angolare  $2\pi$ ).*

*Si può anche ricostruire esattamente una piccola regione di interesse (ROI) utilizzando i dati di proiezione troncata acquisiti in una modalità di scansione breve (meno di intervallo angolare  $2\pi$ ).*

*La caratteristica più importante del sistema di ricostruzione proposto è che non è introdotto un esplicito rebinning dei dati di processo. Sono state condotte simulazioni numeriche per convalidare il nuovo algoritmo di ricostruzione.*

Un primo problema non risolto dalla tecnica nota è quello di fornire una soluzione che allo stesso tempo protegga il rilevatore CT, che di solito è molto costoso e non dovrebbe essere dotato della possibilità di distacco manuale, ma permetta il distacco manuale del rilevatore panoramico, che è tipicamente un sensore di forma allungata, e può essere comodamente spostato in una posizione per cefalometria in modo da consentire l'esecuzione di modalità di imaging panoramica e cefalometrica con un unico sensore.

Un secondo problema non adeguatamente risolto dalla tecnica nota è che al fine di ottenere una flessibilità di funzionamento ed una soluzione economica meccanicamente ed elettronicamente, è preferibile avere una soluzione basata su un singolo movimento in grado di eseguire tutti i posizionamenti necessari dei rilevatori nonché il movimento di scansione necessario per la cefalometria.

Tra i posizionamenti necessari del rilevatore è incluso il posizionamento parzialmente sfalsato necessario per eseguire una particolare modalità di imaging CT definita in letteratura come "extended view" (visione estesa), dove grazie all'acquisizione di immagini multiple mediante una rotazione sfalsata intorno all'oggetto viene ricostruita una porzione estesa della regione di interesse del paziente.

### **Sommario dell'invenzione**

Partendo dall'arte nota sopra citata, la presente invenzione si propone di fornire un metodo e un apparato che eliminino gli inconvenienti di cui sopra, semplificando la costruzione e la geometria del sistema di imaging.

Questo obiettivo è conseguito da un apparato ed un relativo metodo d'uso aventi le caratteristiche delle rivendicazioni indipendenti. Realizzazioni vantaggiose e perfezionamenti sono specificati nelle relative rivendicazioni dipendenti.

L'apparato di imaging combinato dell'invenzione è in grado di eseguire imaging a raggi X di oggetti, come ad esempio parti anatomiche del corpo, tra cui in particolare il cranio umano e i distretti otorinolaringoiatrici, secondo le diverse modalità di imaging.

Nella forma di realizzazione preferita esso è dotato di un rilevatore CT di raggi X utilizzato per imaging CT, di forma rettangolare, preferibilmente di dimensioni comprese fra 5x5cm e 13x13 cm ed oltre.

Esso è anche dotato di un detettore radiografico panoramico utilizzato per imaging panoramica, con una zona di imaging allungata, preferibilmente di dimensioni comprese in 6x150 mm.

Esso è inoltre dotato di un detettore di raggi X cefalometrico utilizzato per l'imaging cefalometrica, avente una superficie allungata di imaging, preferibilmente di dimensioni comprese in 6x220 mm.

In una configurazione preferita atta a migliorare l'economia del sistema il detettore a raggi X cefalometrico può essere convenientemente utilizzato anche per imaging panoramica, riducendo così i costi per l'utilizzatore.

In tal caso il detettore di raggi X cefalometrico può essere spostato dalla posizione panoramica a quella cefalometrica tramite una connessione manuale sganciabile.

Secondo il metodo, il rilevatore CT è contenuto all'interno di una custodia in metallo e/o plastica, e quindi protetto e non accessibile da parte dell'utente.

Un collimatore secondario è ulteriormente montato all'interno dello stesso involucro, situato in una posizione adiacente al sensore CT, e la sua apertura è dimensionata in modo da fornire un fascio di raggi X emergente conformato a ventaglio esattamente incidente sul detettore di raggi X cefalometrico in genere collocato ad una distanza di circa 1,5 m dalla sorgente di raggi-x.

Un rilevatore panoramico è montato sul lato esterno dell'involucro, anche adiacentemente alla posizione del collimatore secondario, ed è rimovibile manualmente per mezzo di un dispositivo di sgancio meccanico ed elettrico.

Un rilevatore cefalometrico è montato su una struttura portante in posizione cefalometrica, ad una distanza tipicamente di circa 1,5 metri dalla sorgente di raggi X, ed è anche rimovibile manualmente per mezzo di un dispositivo di sgancio meccanico ed elettrico.

In una configurazione preferita il rilevatore cefalometrico viene rimosso manualmente dalla posizione cefalometrica e montato in posizione panoramica quando sia richiesta l'imaging panoramica.

L'involucro del rilevatore CT, qui di seguito chiamato cassetta del sensore di raggi X, è orizzontalmente mobile in una direzione trasversale rispetto all'asse centrale del fascio di raggi X per mezzo di un attuatore lineare motorizzato.

In prima istanza in base al metodo, il movimento orizzontale della cassetta del sensore di raggi X è utilizzato per posizionare il rilevatore CT simmetricamente allineato orizzontalmente al fascio, quando viene scelta la modalità CT.

Poi è avviata l'esposizione ai raggi X ed il processo di acquisizione immagine, mediante la rotazione del braccio rotante attorno al paziente e l'acquisizione simultanea di più immagini secondo una sequenza predefinita.

In un altro caso in base al metodo, il movimento orizzontale della cassetta del sensore di raggi X è utilizzato per posizionare il rilevatore CT allineato orizzontalmente asimmetricamente al fascio, ovvero parzialmente sfalsato rispetto al raggio centrale del fascio, come applicabile quando viene scelta la modalità di imaging CT "extended view".

Poi è avviata l'esposizione ai raggi X ed il processo di acquisizione immagine, mediante la rotazione del braccio rotante attorno al paziente e l'acquisizione simultanea di più immagini secondo una sequenza predefinita.

In tal caso l'algoritmo di ricostruzione permette la ricostruzione tridimensionale di una regione estesa di interesse del paziente.

In un altro caso in base al metodo, il movimento orizzontale della cassetta del sensore di raggi X è utilizzato per posizionare il rilevatore panoramico

allineato orizzontalmente simmetricamente al fascio, quando viene scelta la modalità di imaging panoramica.

Così è avviata l'esposizione ai raggi X ed il processo di acquisizione immagine, mediante la roto-traslazione del braccio rotante attorno al paziente e la simultanea acquisizione di più immagini secondo una sequenza predefinita.

In un altro caso in base al metodo, il movimento orizzontale della cassetta del sensore di raggi X è utilizzato per posizionare il collimatore secondario di raggi X in una posizione estrema di partenza per una scansione cefalometrica, quando viene scelta la modalità di imaging cefalometrica.

Poi è avviata l'esposizione ai raggi X ed il processo di acquisizione immagine, mediante la traslazione lineare sincronizzata della cassetta del sensore di raggi X portante il collimatore secondario e del rilevatore cefalometrico di raggi X, e l'acquisizione simultanea di più immagini secondo una sequenza predefinita.

In tale processo il collimatore primario di raggi X è fissato con un'ampia apertura, ed il collimatore secondario di raggi X è mosso dallo stesso movimento della cassetta del sensore di raggi X, in modo sincronizzato con il movimento del rilevatore cefalometrico di raggi X, in modo da generare un fascio di raggi X mobile a forma di ventaglio incidente sull'area attiva del rilevatore di raggi X cefalometrico di forma lineare durante la sua traslazione orizzontale.

In questo modo lo stesso motore utilizzato per il posizionamento dei sensori CT e panoramico è vantaggiosamente utilizzato per il processo di imaging "extended view" e per il processo di scansione cefalometrica.

La cassetta del sensore di raggi X mobile portante il collimatore secondario di raggi X posta sul braccio rotante fornisce quindi una costruzione semplice ed economica di particolare vantaggio nella modalità di imaging a raggi X quale l'imaging CT, l'imaging panoramica e l'imaging cefalometrica.

Inoltre, possono essere utilizzati mezzi per modulare l'intensità del fascio durante il processo di scansione panoramico o cefalometrico.

Tali mezzi possono includere, fra l'altro, la modulazione della tensione del tubo, o della corrente del tubo, o la variazione della velocità di scansione.

Ad esempio, nell'imaging cefalometrica l'intensità può essere aumentata durante la transizione da una zona di tessuto molle, come la punta del naso, alla

zona ossea del cranio del paziente; nella diagnostica per immagini panoramica l'intensità può essere aumentata durante la transizione dalla colonna vertebrale del paziente.

La modulazione può avvenire secondo un profilo predefinito, o secondo un profilo regolato in risposta ad una scelta dell'operatore, o un particolare aspetto morfologico del paziente.

Per esempio nella diagnostica per immagini cefalometrica la modulazione può essere eseguita in risposta ad una dimensione misurata di una distanza tra il **nasion** e il meato acustico del paziente.

La misurazione di questi aspetti morfologici può essere effettuata in diversi modi, tra cui ad esempio l'acquisizione di un segnale elettrico da un trasduttore di lunghezza, o attraverso la misura su un'immagine video acquisita del paziente.

Naturalmente quando la modulazione viene eseguita automaticamente in risposta a un aspetto morfologico del paziente, l'affidabilità del processo e il carico di lavoro dell'operatore possono essere ottimizzati.

In un'ulteriore implementazione, la modulazione può essere vantaggiosamente eseguita automaticamente in tempo reale, in risposta ad un segnale di feedback proporzionale alla dose misurata di raggi X effettiva o integrata nelle aree del rivelatore che corrispondono alle regioni reali di esposizione del paziente.

Si può anche seguire un profilo predefinito di intensità, che viene convenientemente regolato in risposta al segnale in retroazione di dose.

#### **Breve descrizione dei disegni**

Ulteriori vantaggi e proprietà della presente invenzione sono riportati nella seguente descrizione, nella quale realizzazioni esemplificative sono spiegate in dettaglio sulla base dei disegni, in cui:

Figura 1: è una vista frontale del sistema di imaging;

Figura 2: è una vista del braccio rotante supportante un generatore di raggi X ed una cassetta di sensore di raggi X;

Figura 3: è una vista assonometrica del collimatore secondario;

Figura 4: è una vista in pianta dall'alto mostrante i dettagli del processo di imaging CT ;

Figura 5: illustra i dettagli del processo di imaging panoramico ;  
Figure 6a e 6b: illustrano i dettagli del processo di imaging cefalometrico;  
Figura 7: illustra i dettagli del processo di imaging CT nella modalità extended view.

### **Descrizione dettagliata dell'invenzione**

Secondo una realizzazione preferita, il sistema di imaging della presente invenzione si basa su un sistema combinato di diagnostica a raggi X per esami panoramici, CT (Tomografia Computerizzata) ed cefalometrici del cranio umano.

Tale apparato è descritto in fig. 1, in cui una colonna (1) supporta verticalmente un carrello scorrevole (2) in grado di scorrere in verticale lungo la colonna per essere regolato all'altezza del paziente.

Il carrello (2) supporta un braccio rotante (3), tramite un'unità cinematica (4) capace di guidare il braccio rotante stesso (3) secondo movimenti di rotazione e traslazione.

Il braccio rotante (3) supporta un generatore di raggi X (5) in posizione opposta ad un rilevatore radiografico panoramico (6a) ed un rilevatore radiografico CT (6b).

Per l'imaging panoramica e CT, il paziente viene posizionato sotto il braccio rotante (3), tra il generatore di raggi X (5) ed i rilevatori radiografici (6a) e (6b), sostenuto e allineato dal sistema di posizionamento del paziente (7).

Il carrello (2) supporta anche un braccio laterale (8) utilizzato per l'imaging cefalometrica.

Il braccio laterale (8) supporta un rilevatore cefalometrico di raggi X (9) ed un sistema di posizionamento cefalometrico del paziente (10).

Per l'imaging cefalometrica, il paziente viene posizionato lateralmente, a distanza estesa dal generatore di raggi X (5) e più vicino al rilevatore di raggi X (9), sostenuto ed allineato dal sistema di posizionamento del paziente (10).

Per convenienza economica il rilevatore radiografico panoramico (6a) è staccabile e può essere spostato manualmente dall'operatore nella posizione del rilevatore di raggi X cefalometrico (9).

Con riferimento alla fig. 2, vengono mostrati i dettagli del braccio rotante (3).

Il generatore di raggi X (5) non è accessibile all'utente, è contenuto in un involucro di plastica o metallo (21), ed è dotato di un collimatore primario di raggi X (22) che limita e dà forma al fascio di raggi X a seconda della modalità di imaging selezionata.

Sul lato opposto il rivelatore CT di raggi X (6b) è contenuto all'interno di un involucro definito come la cassetta del sensore di raggi X (23), che contiene anche un collimatore secondario (24).

Esternamente alla cassetta del sensore di raggi X (23), viene mostrato il rivelatore radiografico panoramico (6a).

Esso è provvisto di un proprio involucro (26), che è rimovibilmente montato sulla parte esterna della stessa cassetta del sensore di raggi X (23).

Un azionamento (25) permette il movimento orizzontale della cassetta del sensore di raggi X (23), in una direzione trasversale al fascio di raggi-x.

Con riferimento alla fig. 3, sono illustrati i dettagli del collimatore secondario (24).

Il collimatore secondario (24) è costituito da una lamina di piombo dotata di un'apertura allungata (31), che consente il ridimensionamento del fascio di raggi X proveniente dal collimatore primario di raggi X (22) in un fascio di raggi X a forma di ventaglio di larghezza ed altezza tali da incidere esattamente sulla superficie attiva del rivelatore di raggi X cefalometrico (9) nel corso di una procedura di imaging cefalometrica.

Con riferimento alla fig. 4, sono illustrati i dettagli del processo di imaging CT.

Quando sono state selezionate una modalità di imaging CT e una regione di interesse desiderata, la cassetta del sensore di raggi X (23) viene fatta scorrere lateralmente mediante l'azionamento orizzontale (25), in modo che il rivelatore radiografico CT (6b) è posizionato per una imaging CT, allineato simmetricamente in direzione orizzontale rispetto all'asse centrale (41) del fascio di raggi X.

L'apertura del collimatore primario di raggi X (22) è regolata in modo che il fascio di raggi X sia di forma rettangolare, con una larghezza e un'altezza tali da incidere esattamente sulla superficie attiva del rivelatore di raggi X-CT (6b).

Il paziente viene accuratamente posizionato tra il generatore di raggi X (5) e il rilevatore di raggi X (6b), stabilizzato e allineato dal sistema di posizionamento del paziente (7).

Nelle condizioni sopracitate il braccio rotante (3) inizia una rotazione attorno al paziente, mentre allo stesso tempo il generatore di raggi X (5) emette impulsi di raggi X e vengono letti i dati immagine del rilevatore di raggi X (6b), in modo da permettere l'acquisizione di viste multiple bi-dimensionali del paziente da diversi angoli di proiezione.

I dati delle viste bi-dimensionali multiple acquisiti vengono inviati ad un algoritmo di elaborazione (di qualsiasi tipo: analitico, iterativo, algebrico, etc) che esegue la ricostruzione tridimensionale del volume associato alla regione di interesse selezionata.

Con riferimento alla fig. 5, sono illustrati i dettagli del processo di imaging panoramica.

Quando sono state selezionate una modalità di imaging panoramica e una regione di interesse desiderata, la cassetta del sensore di raggi X (23) viene fatta scorrere lateralmente dall'azionamento orizzontale (25), in modo che il rilevatore radiografico panoramico (6 a) sia posizionato per l'imaging panoramica, allineato simmetricamente in direzione orizzontale rispetto all'asse centrale (41) del fascio di raggi X.

L'apertura del collimatore primario di raggi X (22) è regolata in modo che il fascio di raggi X abbia una forma allungata, con una larghezza ridotta e un'altezza tale da incidere esattamente sulla zona attiva del rilevatore radiografico panoramico (6a) .

Il paziente viene accuratamente posizionato tra il generatore di raggi X (5) e il rilevatore di raggi X (6a), stabilizzato e allineato dal sistema di posizionamento del paziente (7).

Nelle condizioni sopra indicate il braccio rotante (3) inizia un movimento roto-traslatorio di scansione attorno al paziente, mentre allo stesso tempo il generatore di raggi X (5) emette impulsi di raggi X e vengono letti i dati immagine del rilevatore di raggi X (6a), in modo da permettere l'acquisizione e la ricostruzione dell'immagine panoramica bi-dimensionale.

La ricostruzione dell'immagine panoramica può avvenire secondo profili di combinazione di immagini successive, tipicamente mediante traslazioni e addizioni; i profili di combinazione possono essere selezionati fra profili preconfigurati, oppure possono essere modificabili dall'utente in post-elaborazione, in modo da ottimizzare la evidenziazione dello strato a fuoco in particolari distretti anatomici di interesse.

Con riferimento alle figg. 6a e 6b, sono illustrati i dettagli del processo di imaging cefalometrico.

Quando sono state selezionate una modalità di imaging cefalometrica e una regione di interesse desiderate, la cassetta del sensore di raggi X (23) viene fatta scorrere lateralmente dall'azionamento orizzontale (25), in modo che l'apertura del collimatore secondario di raggi X (24) si trovi in una posizione di partenza per un processo di imaging cefalometrico.

In questa modalità di imaging l'apertura del collimatore primario di raggi X (22) è impostata stabilmente su un formato rettangolare che delimita un fascio rettangolare di raggi X la cui sezione nel piano del collimatore secondario di raggi X (24) ha dimensioni completamente contenute all'interno dello stesso collimatore secondario.

In altre parole l'altezza della sezione è leggermente superiore ai bordi superiore ed inferiore dell'apertura del collimatore secondario, ma interna ai bordi superiore e inferiore del collimatore secondario (24), mentre la larghezza della sezione è tale da restare contenuta all'interno del collimatore secondario (24) durante l'intero processo di scansione cefalometrica, ma esterna alle posizioni di inizio e fine dell'apertura del collimatore secondario (31).

Il paziente viene accuratamente posizionato tra il generatore di raggi X (5) e il rilevatore di raggi X (9), stabilizzato e allineato dal sistema di posizionamento cefalometrico del paziente (10).

Nelle condizioni sopra indicate la cassetta del sensore di raggi X (23) inizia un movimento lineare di scansione da una posizione di partenza ad una posizione finale, sincronizzato con il movimento lineare del rilevatore cefalometrico di raggi X (9) da una posizione di partenza (61) ad una posizione finale (62), mentre simultaneamente il generatore di raggi X (5) emette raggi X e vengono acquisiti i

dati delle immagini del rilevatore cefalometrico di raggi X (9), consentendo così l'acquisizione e la ricostruzione dell'immagine cefalometrica bidimensionale.

Con riferimento alla fig. 7, sono illustrati i dettagli del processo di imaging CT in modalità extended view (visualizzazione estesa).

Quando vengono selezionate una modalità CT in extended view e una regione di interesse desiderata, la cassetta del sensore di raggi X (23) viene fatta scorrere lateralmente dall'azionamento orizzontale (25), in modo che il rilevatore CT di raggi X (6b) è situato in posizione per imaging CT, asimmetricamente allineato in direzione orizzontale rispetto all'asse centrale (41) del fascio di raggi X.

Tipicamente il rilevatore CT sarà allineato con uno spostamento laterale di circa il 25% della sua larghezza.

L'apertura del collimatore primario di raggi X (22) è regolata in modo che il fascio di raggi X sia di forma rettangolare, con una larghezza e un'altezza tali da incidere esattamente sulla superficie attiva del rilevatore di raggi x-CT (6b).

Il paziente viene accuratamente posizionato tra il generatore di raggi X (5) e il rilevatore di raggi X (6b), stabilizzato e allineato dal sistema di posizionamento del paziente (7).

Nelle condizioni sopra indicate il braccio rotante (3) inizia una rotazione attorno al paziente, mentre allo stesso tempo il generatore di raggi X (5) emette impulsi di raggi X e vengono letti i dati immagine del rilevatore di raggi X (6b), in modo da permettere l'acquisizione e la ricostruzione di viste bi-dimensionali multiple del paziente da diversi angoli di proiezione.

I dati delle viste bi-dimensionali multiple acquisiti vengono forniti ad un algoritmo di elaborazione per eseguire la ricostruzione tridimensionale del volume associato alla regione di interesse selezionata.

L'apparato esemplificativo descritto nelle realizzazioni di cui sopra trova utili applicazioni industriali nel campo della odontoiatria, chirurgia orale e maxillo-facciale e implantologia, otorinolaringoiatria ed in altre analisi per diagnostica medica radiografica.

Tuttavia l'apparato della presente invenzione non si limita all'uso medico, ma può essere vantaggiosamente utilizzato in altri campi non medici che

richiedono molteplici rilevatori di raggi X e diverse modalità di imaging radiografiche.

Infine va notato che in tutta la descrizione e le rivendicazioni di questa invenzione, il singolare comprende il plurale, a meno che il contesto non richieda diversamente. In particolare, dove viene usato l'articolo indeterminativo, la descrizione è da intendersi come contemplante il plurale e il singolare, a meno che il contesto non richieda diversamente.

Caratteristiche, numeri interi, peculiarità, composti o gruppi descritti in combinazione con un aspetto particolare, realizzazione o esempio dell'invenzione sono da ritenersi applicabili a qualsiasi altro aspetto, realizzazione o esempio qui descritti se non incompatibili con esso.

## RIVENDICAZIONI

1. Metodo per l'esecuzione di radiografia digitale secondo modalità di imaging multiple, il metodo comprendendo le fasi consistenti nel:

- posizionare un oggetto tra una sorgente di radiazioni e un rivelatore di raggi X utilizzando un sistema di supporto e posizionamento per l'oggetto;

- selezionare una modalità di imaging radiografica e una regione di interesse desiderata;

- regolare, tramite uno o più collimatori di raggi x, la forma del fascio di raggi X in base alla modalità di imaging selezionata;

- posizionare il rivelatore di raggi X in una posizione predefinita nel fascio di raggi X;

- generare raggi X tramite la sorgente di radiazione;

- eseguire un movimento di scansione dell'oggetto, durante la rilevazione della radiazione di raggi X per mezzo del rivelatore di raggi X;

- eseguire una lettura dei dati di immagine del rivelatore di raggi X, un'acquisizione ed un'elaborazione al fine di ottenere un'immagine trattata od un insieme di dati tridimensionali della regione di interesse selezionata in base alla modalità di imaging selezionata.

caratterizzato dal fatto che

in almeno una modalità di imaging il rivelatore di raggi X è un rivelatore di raggi X(6b) di grande area, di forma rettangolare, che è racchiuso all'interno di una cassetta del sensore di raggi X (23), che

la cassetta del sensore di raggi X (23) è dotata di almeno un azionamento che conferisce un movimento orizzontale trasversale rispetto ad un asse di riferimento del fascio di raggi X, e che

i collimatori includono almeno un collimatore secondario di raggi X (24) che è anche racchiuso all'interno della cassetta del sensore di raggi X (23), ed ha una distanza maggiore dalla sorgente di raggi X (5) rispetto a quella del rivelatore di raggi X (6b)

2. Metodo secondo la rivendicazione 1, in cui almeno un rivelatore di raggi X (6a) è rimovibilmente montato sulla cassetta del sensore di raggi X (23), in

particolare sul lato rivolto verso la sorgente di raggi X (5), per l'esecuzione di un processo di imaging secondo una prima modalità di imaging;

3. Metodo secondo la rivendicazione 1 o 2, in cui l' almeno un rilevatore di raggi X (6a) è dotato di un sistema di sgancio meccanico ed elettrico e può essere staccato manualmente e spostato avanti e indietro da un primo supporto per l'esecuzione di un processo di imaging secondo una prima modalità di imaging a un secondo supporto per l'esecuzione di un processo di imaging secondo una seconda modalità di imaging;

4. Metodo secondo una qualsiasi delle rivendicazioni da 1 a 3, in cui la prima modalità di imaging è la radiografia panoramica dentale e la seconda modalità di imaging è la radiografia cefalometrica;

5. Metodo secondo una qualsiasi delle rivendicazioni da 1 a 4, in cui la modalità di imaging è quella tomografica computerizzata CT, con o senza extended view.

6. Metodo secondo una qualsiasi delle rivendicazioni da 1 a 5, in cui, prima del movimento di scansione e dell'esposizione ai raggi X, il collimatore primario di raggi X (22) è impostato su un'apertura allungata che produce un fascio di raggi X a forma di ventaglio, e il rilevatore di raggi X (6a) viene spostato in una posizione d'esposizione simmetricamente allineata orizzontalmente al fascio di raggi X attraverso un movimento orizzontale trasversale della cassetta del sensore di raggi X (23), per l'esecuzione di un processo di imaging dentale panoramico;

7. Metodo secondo una qualsiasi delle rivendicazioni da 1 a 6, in cui, prima del movimento di scansione e dell'esposizione ai raggi X, il collimatore primario di raggi X (22) è impostato su una apertura rettangolare che produce un fascio di raggi X di forma rettangolare, e il rilevatore di raggi X (6b) viene spostato in una posizione d'esposizione simmetricamente allineata orizzontalmente nel fascio di raggi X attraverso un movimento orizzontale trasversale della cassetta del sensore di raggi X (23), per eseguire un processo di imaging a tomografia computerizzata;

8. Metodo secondo una qualsiasi delle rivendicazioni da 1 a 7, in cui, prima del movimento di scansione e dell'esposizione ai raggi X, il collimatore primario di raggi X (22) è impostato su un'apertura rettangolare che produce un fascio di raggi X di forma rettangolare, e il rilevatore di raggi X (6b)

viene spostato in una posizione d'esposizione asimmetricamente allineata orizzontalmente nel fascio di raggi X mediante un movimento orizzontale trasversale della cassetta del sensore di raggi X (23), per eseguire un processo di imaging a tomografia computerizzata in extended view.

9. Metodo secondo una qualsiasi delle rivendicazioni da 1 a 8, in cui, prima del movimento di scansione e dell'esposizione ai raggi X, il collimatore primario di raggi X (22) è impostato in modo fisso su un'apertura rettangolare producendo un fascio di raggi x di forma rettangolare, il collimatore secondario di raggi X (24) ha un'apertura di forma verticale allungata producendo un fascio di raggi X a forma di ventaglio e viene spostato in una posizione di partenza con un movimento orizzontale trasversale della cassetta del sensore di raggi X (23), per l'esecuzione di un processo di imaging cefalometrico;

10. Metodo secondo la rivendicazione 9, in cui il processo di imaging cefalometrico viene eseguito mediante un movimento sincronizzato orizzontale e trasversale della cassetta del sensore di raggi X (23), spostando conseguentemente il fascio di raggi X a forma di ventaglio prodotto dall'apertura del collimatore secondario di raggi X (24), ed il rilevatore cefalometrico di raggi X (9);

11. Apparato per l'esecuzione di radiografie digitali secondo modalità di imaging multiple, comprendente:

-mezzi per il posizionamento di un oggetto tra una sorgente di radiazione (5) e un rilevatore di raggi X;

-mezzi per la selezione di una modalità di imaging radiografica e di una regione di interesse desiderata;

-mezzi di regolazione, tramite uno o più collimatori a raggi X, della forma del fascio di raggi X secondo una modalità di imaging selezionata;

-mezzi per il posizionamento del rilevatore di raggi X in una posizione predefinita nel fascio di raggi X;

-mezzi per la generazione di raggi X da una sorgente di radiazione;

-mezzi per eseguire un movimento combinato della sorgente e del rilevatore per la scansione dell'oggetto durante la rilevazione della radiazione di raggi X mediante il rilevatore di raggi X;

-mezzi per eseguire una lettura dei dati di immagine del rilevatore di raggi X, l'acquisizione e l'elaborazione al fine di ottenere un'immagine trattata od un insieme di dati tridimensionali della regione di interesse selezionata secondo la modalità di imaging selezionata.

caratterizzato dal fatto che

è previsto almeno un rilevatore di raggi X(6b) di grande area, di forma rettangolare, che è racchiuso all'interno di una cassetta del sensore di raggi X (23), che

la cassetta del sensore di raggi X (23) è dotata di almeno un azionamento che le conferisce un movimento orizzontale trasversale rispetto ad un asse di riferimento del fascio di raggi X, che

i collimatori includono almeno un collimatore secondario (24) che è anche racchiuso all'interno della cassetta del sensore di raggi X (23), ed ha una distanza maggiore dalla sorgente di raggi X (5) rispetto a quella dal rilevatore di raggi X (6b), e che

l'apparato è predisposto per l'esecuzione di un metodo secondo una qualsiasi delle rivendicazioni 1-10.

### Claims

1. A method for performing Digital Radiography according to multiple imaging modes, the method comprising the steps of:

- Positioning an object in between a radiation source and a x-ray detector using an object support and positioning system;
- Selecting a radiographic imaging modality and a desired region of interest;
- Adjusting, by one or more x-ray collimators, the shape of the x-ray beam according to the selected imaging modality;
- Positioning the X-ray detector in a predefined position into the X-ray beam;
- Generating X-ray radiation by the radiation source;
- Performing a movement for scanning of the object while detecting the X-ray radiation by means of the x-ray detector;
- Performing a readout of the x-ray detector image data, acquisition and elaboration in order to obtain a processed image or tridimensional data set of the selected region of interest according to the selected imaging mode.

characterized in that

in at least one imaging modality the x-ray detector is a large area x-ray detector (6b) of rectangular dimensions which is enclosed within a x-ray sensor cassette (23), that

the x-ray sensor cassette (23) is equipped with at least one motor drive providing horizontal movement transverse to a reference axis of the x-ray beam, and that

the collimators include at least one secondary x-ray collimator (24) which is also enclosed within the x-ray sensor cassette (23), and has a greater distance from the x-ray source (5) than that of the x-ray detector (6b).

2. The method according to Claim 1, wherein at least one x-ray detector (6a) is detachably mounted on the x-ray sensor cassette (23), particularly on the side facing the x-ray source (5), for performing an imaging process according to a first imaging modality.

3. The method according to any one of Claims 1 and 2, wherein the at least one x-ray detector (6a) is equipped with mechanical and electrical release and can be manually detached and displaced back and forth from a first mount for performing an imaging process according to a first imaging modality to a second mount for performing an imaging process according to a second imaging modality.

4. The method according to any one of Claims 1 to 3, wherein the first imaging modality is dental panoramic radiography and the second imaging modality is cephalometric radiography.

5. The method according to any one of Claims 1 to 4, wherein the imaging modality is computed tomography (CT), with or without extended view.

6. The method according to any one of Claims 1 to 5, wherein, prior to scanning movement and x-ray exposure, the primary x-ray collimator (22) is set to an elongated aperture producing a fan shaped x-ray beam, and the x-ray detector (6a) is moved to an exposure position horizontally symmetrically aligned into the x-ray beam by a horizontal transverse movement of the x-ray sensor cassette (23), for performing a dental panoramic imaging process.

7. The method according to any one of Claims 1 to 6, wherein, prior to scanning movement and x-ray exposure, the primary x-ray collimator (22) is set to a rectangular aperture producing a rectangular shaped x-ray beam, and the x-ray detector (6b) is moved to an exposure position horizontally symmetrically aligned into the x-ray beam by a horizontal transverse movement of the x-ray sensor cassette (23), for performing a computed tomography imaging process.

8. The method according to any one of Claims 1 to 7, wherein, prior to scanning movement and x-ray exposure, the primary x-ray collimator (22) is set to a rectangular aperture producing a rectangular shaped x-ray beam, and the x-ray detector (6b) is moved to an exposure position horizontally asymmetrically aligned into the x-ray beam by a horizontal transverse movement of the x-ray sensor cassette (23), for performing a computed tomography imaging process with extended view.

9. The method according to any one of Claims 1 to 8, wherein, prior to scanning movement and x-ray exposure, the primary x-ray collimator (22) is fixedly set to a rectangular aperture producing a rectangular shaped x-ray beam,

the secondary x-ray collimator (24) has a vertically elongated aperture producing a fan shaped x-ray beam and is moved to a starting position by a horizontal transverse movement of the x-ray sensor cassette (23), for performing a cephalometric imaging process.

10. The method according to Claim 9, wherein the cephalometric imaging process is performed by a synchronized horizontal transverse movement of the x-ray sensor cassette (23), correspondingly moving the fan shaped x-ray beam produced by the aperture of the secondary x-ray collimator (24), and the cephalometric x-ray detector (9).

11. An apparatus for performing Digital Radiography according to multiple imaging modes, comprising :

- Means for positioning an object in between a radiation source (5) and a x-ray detector;

- Means for selecting a radiographic imaging modality and a desired region of interest;

- Means for adjusting, by one or more x-ray collimators, the shape of the x-ray beam according to a selected imaging modality;

- Means for positioning the X-ray detector in a predefined position into the X-ray beam;

- Means for generating X-ray radiation by a radiation source;

- Means for performing a combined movement of source and detector for scanning of the object while detecting the X-ray radiation by means of the x-ray detector;

- Means for performing a readout of the x-ray detector image data, acquisition and elaboration in order to obtain a processed image or tridimensional data set of the selected region of interest according to the selected imaging mode characterized in that

there is at least one large area x-ray detector (6b) of rectangular dimensions which is enclosed within a x-ray sensor cassette (23), that

the x-ray sensor cassette (23) is equipped with at least one motor drive providing horizontal movement transverse to a reference axis of the x-ray beam, and that

the collimators include at least one secondary collimator (24) which is also enclosed within the x-ray sensor cassette (23), and has a greater distance from the x-ray source (5) than that of the x-ray detector (6b), and that

the apparatus is arranged for performing a method according to any one of claims 1 to 10.

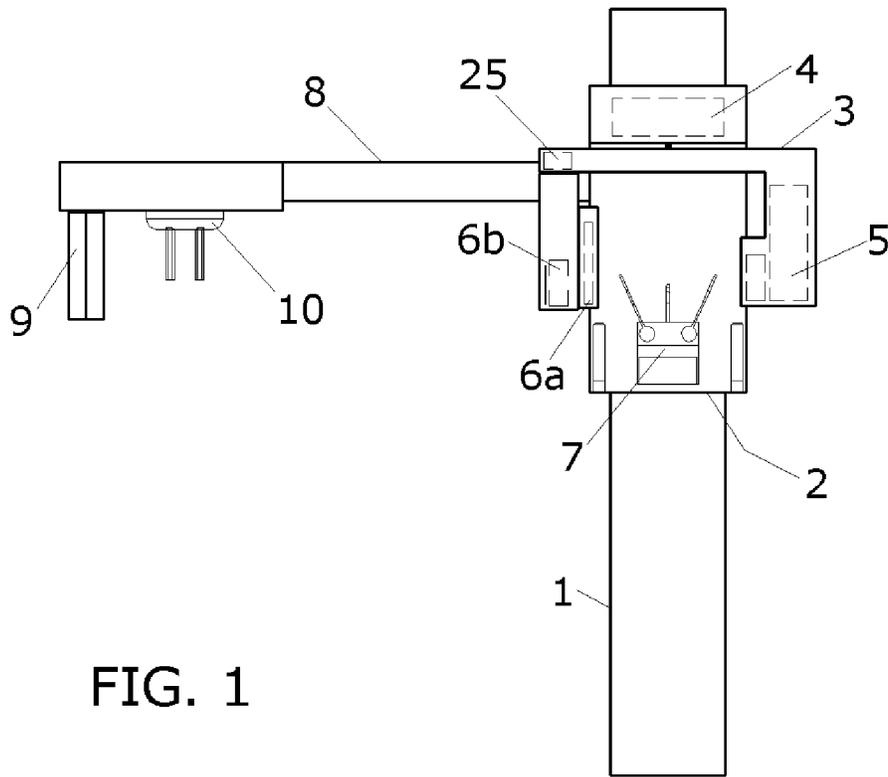
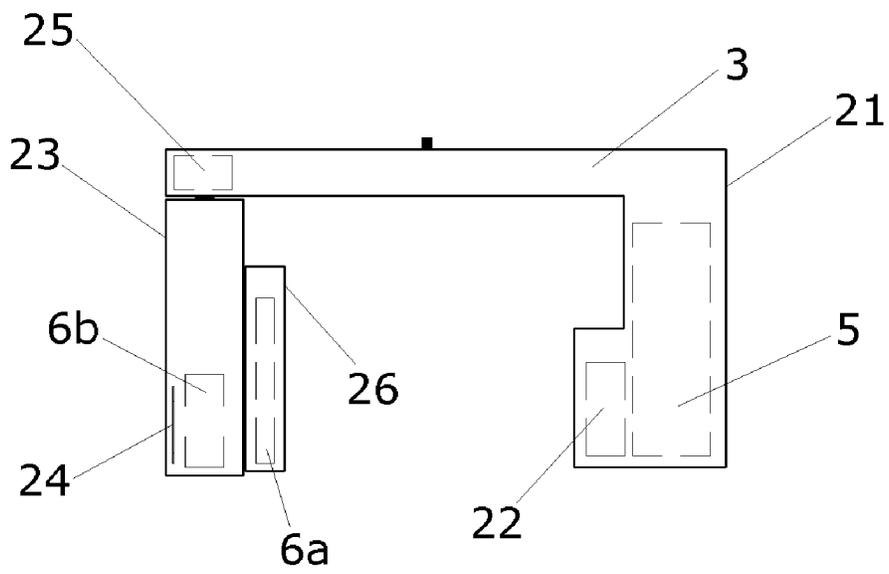


FIG. 2





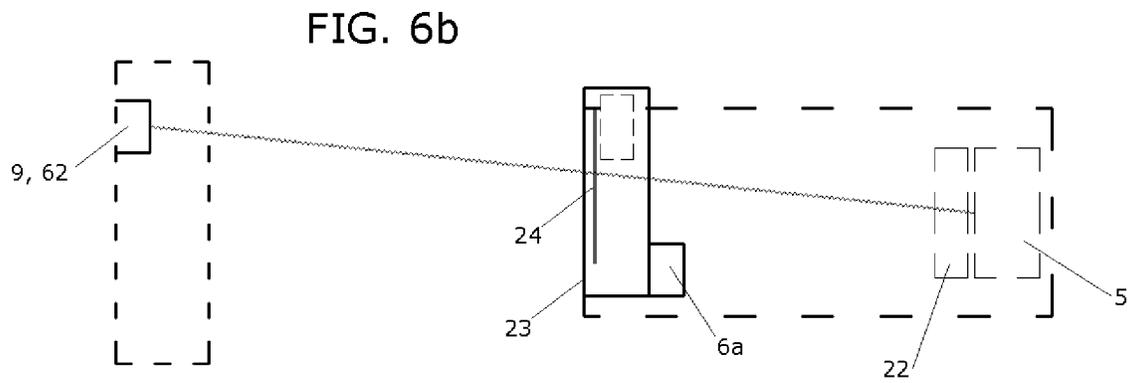
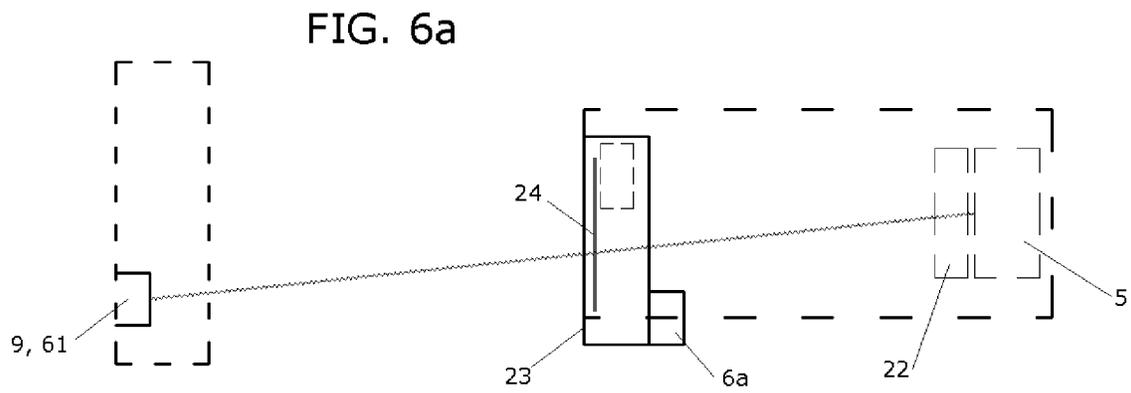
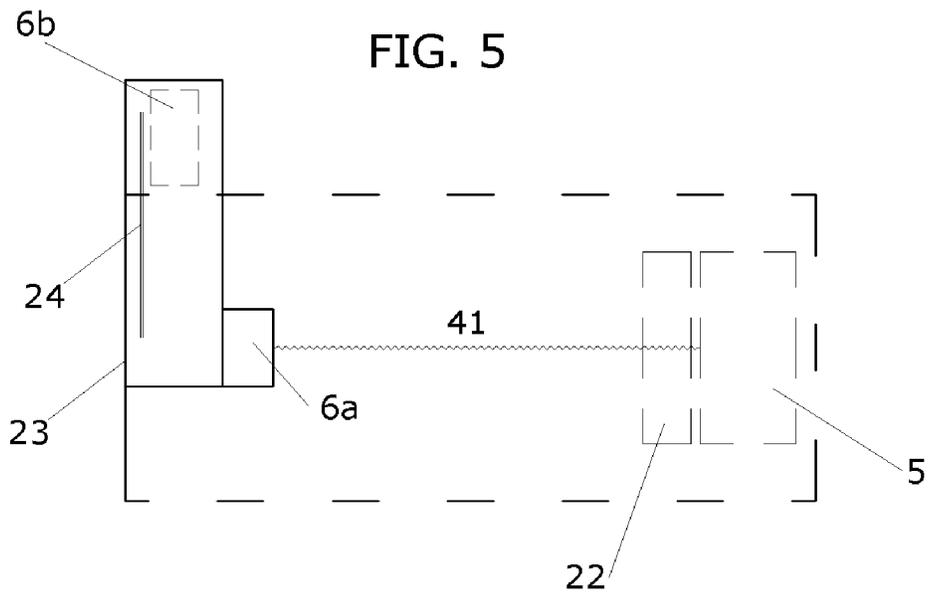


FIG. 7

