MINISTERO DELLO SVILUPPO ECONOMICO
DIREZIONE GENERALE PER LA LOTTA ALLA CONTRAFFAZIONE
UFFICIO ITALIANO BREVETTI E MARCHI

DOMANDA DI INVENZIONE NUMERO	**102018000007817**
Data Deposito	**03/08/2018**
Data Pubblicazione	**03/02/2020**

Classifiche IPC

Sezione	Classe	Sottoclasse	Gruppo	Sottogruppo
A	61	B	6	14

Titolo

APPARATO PER L?IMAGING DIGITALE DI UNA REGIONE DELLA TESTA DEL PAZIENTE

Descrizione di un brevetto per invenzione avente titolo:

" APPARATO PER L'IMAGING DIGITALE DI UNA REGIONE DELLA TESTA DEL PAZIENTE"

Della Ditta: DE GOTZEN S.R.L.

di nazionalità italiana con sede 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: Giani Claudio, Rotondo Giuseppe, Nettis Costantino, Venturino Gianfranco, Rinaldi Gerardo

Depositata il: N.:

****

DESCRIZIONE

L'invenzione è relativa a un apparato per l'imaging digitale di una regione della testa del paziente comprendente:

- una sorgente per la generazione dei raggi X;
- un sensore per la detezione della radiazione X che è generata dalla sorgente e passa attraverso il paziente;
- un braccio rotante che monta la sorgente e il sensore in modo da essere opposti l'uno all'altro, dove il braccio rotante è dotato di sistemi di regolazione per variare la distanza fra la sorgente e il sensore;
- una struttura di supporto che sostiene il braccio rotante, dove sistemi di traslazione e di rotazione motorizzati sono interposti tra il braccio rotante e la struttura di supporto.

US 2007/0030950 A1 descrive un apparato per l'imaging dentale combinato per radiografia panoramica e tomografia computerizzata (= CT). L'apparato include una sorgente di raggi X e un sensore di raggi X dotato di una sezione panoramica o di una sezione CT per la detezione della radiazione X generata dalla sorgente e attraversante il paziente. L'apparato inoltre include un braccio rotante per montare la sorgente di raggi X e l'unità sensore di raggi X in modo da essere opposti l'uno

all'altro. Il braccio rotante è sostenuto da una struttura di supporto. Sono forniti organi di movimento che consentono di variare la distanza fra la sorgente di raggi X e l'unità sensore di raggi X che sono montati opposti l'uno all'altro rispetto al braccio rotante.

L'apparato dell'arte nota può eseguire imaging in modalità panoramica e CT, e fornisce un ingrandimento ottimale in relazione alla modalità operativa, panoramica o CT, prescelta. L'ingrandimento ottimale è ottenuto attraverso la variazione della distanza fra sorgente a raggi X e unità sensore a raggi X.

L'apparato dell'arte nota risulta ottimale solo per pazienti adulti che abbiano una taglia normale. L'imaging di pazienti piccoli, e particolarmente di bambini, può comunque richiedere modifiche.

Procedendo da tale arte nota, la presente invenzione mira a definire un apparato per l'imaging digitale di una regione della testa che sia anche ottimizzato per pazienti piccoli, e in particolare per i bambini.

Tale obiettivo è ottenuto attraverso un apparato che abbia le caratteristiche delle rivendicazioni indipendenti. Ulteriori vantaggiose configurazioni e raffinamenti sono specificati nelle relative rivendicazioni dipendenti.

L'apparato dell'invenzione comprende un singolo sensore sia per l'imaging in modalità panoramica che per l'imaging in modalità CT di una regione della testa del paziente, ed una unità di controllo, che controlla la sorgente, il sensore, i sistemi di regolazione, e i sistemi di traslazione e rotazione. L'unità di controllo è configurata per far funzionare l'apparato in una modalità base per pazienti più grandi, e in una modalità alternativa per i pazienti più piccoli in cui la distanza fra la sorgente ed il sensore viene ridotta rispetto alla distanza usata nella modalità base. Riducendo la distanza relativa fra sorgente e sensore, il livello di esposizione e/o il tempo di esposizione possono essere ridotti, così diminuendo il rischio radiologico per un bambino sotto esame.

Nel modo di funzionamento alternativo l'unità di controllo può muovere sorgente e sensore l'uno verso l'altro, consentendo così di mantenere inalterato l'ingrandimento.

In una diversa configurazione, l'apparato è disposto dall'unità di controllo per il funzionamento in modalità alternativa muovendo solamente il sensore verso la sorgente che rimane fissa sul braccio rotante. In questo modo, il braccio rotante deve essere fornito soltanto di un sistema per muovere il sensore verso la sorgente.

In una diversa configurazione, la distanza per il modo di funzionamento alternativo viene ridotta attraverso lo spostamento dell'asse di rotazione. La sorgente è tenuta fissa rispetto al braccio rotante e l'unità di controllo riduce la distanza attraverso uno spostamento dell'asse di rotazione del braccio rotante nella direzione del sensore e muovendo il sensore verso la sorgente. Questo consente di mantenere l'ingrandimento inalterato in entrambi i modi di funzionamento.

Nella configurazione modificata, uno speciale modo di funzionamento può essere adottato per la modalità CT, in quanto in CT l'asse di rotazione può essere mosso lungo una traiettoria attorno ad un asse di rotazione virtuale che è posizionato sull'oggetto sotto esame.

Per migliorare la sicurezza dell'apparato, il sensore viene mosso all'interno di un contenitore che rimane stazionario rispetto al braccio rotante.

I sistemi di regolazione possono comprendere sistemi di posizionamento del sensore scelti fra un gruppo che comprende:

- un meccanismo che include sistemi di movimento laterale rispetto all'asse longitudinale del braccio rotante,

- un meccanismo che include sistemi di movimento rotatorio rispetto all'asse longitudinale del braccio rotante,

- un meccanismo a forbice che varia la distanza fra una base solidale al braccio rotante e una struttura di supporto del sensore,

- un meccanismo lineare per muovere il sensore lungo una struttura di guida nella direzione della sorgente,

- e relative combinazioni.

Un meccanismo di trasporto laterale del sensore consente di regolare la posizione del sensore per l'imaging panoramico e CT. Può essere anche usato per compensare lo spostamento laterale del sensore quando viene usato un meccanismo di rotazione

per regolare la distanza fra sorgente e sensore. Un meccanismo di movimento rotatorio ha il vantaggio di un rapido cambio di posizione. Lo stesso vale per il meccanismo a forbice. Il meccanismo lineare offre meno velocità di cambio di posizione, ma è particolarmente stabile ed affidabile.

I sistemi di regolazione sono generalmente azionati a motore, in modo che l'operatore non debba preoccuparsi di regolare la distanza fra sorgente e sensore.

L'apparato può essere dotato di un collimatore primario posto fra la sorgente e il paziente, che ha un'apertura più ampia nel modo di funzionamento alternativo rispetto al modo di funzionamento base, in modo da tenere in conto della maggior ampiezza del fascio richiesta nel modo di funzionamento alternativo.

In una configurazione, il rateo di dose nel modo di funzionamento alternativo viene ridotto riducendo la corrente e/o la tensione della sorgente.

In particolare il rateo di dose può essere ridotto del quadrato del rapporto fra distanza tra sorgente e sensore nel modo di funzionamento alternativo e distanza tra sorgente e sensore nel modo di funzionamento base, mantenendo inalterato il tempo di esposizione.

Alternativamente o in aggiunta, il tempo di esposizione del sensore è più breve nel modo di funzionamento alternativo rispetto al modo di funzionamento base.

Il rapporto di ingrandimento è tipicamente lo stesso nel modo di funzionamento alternativo rispetto al modo di funzionamento base, in modo che lo staff medico possa ricevere immagini aventi tutte lo stesso ingrandimento a cui sono abituati.

Il modo di funzionamento base può essere destinato agli adulti, mentre il modo di funzionamento può essere destinato ai bambini, così da ottimizzare l'esposizione alla radiazione per i bambini.

La distanza fra sorgente e sensore può anche essere regolata in funzione dell'informazione fornita da sensori che rilevano parametri fisici del paziente. In questo modo la distanza fra sorgente e sensore può essere adattata alle necessità individuali di uno specifico paziente.

Ulteriori vantaggi e specificità della presente invenzione sono illustrate nella descrizione seguente, in cui configurazioni esemplificative della presente invenzione vengono descritte in dettaglio sulla base delle seguenti figure:

Figura 1 mostra una vista in prospettiva dell'apparato combinato per imaging panoramico e CT;

Figura 2 è una vista laterale che descrive il funzionamento dell'apparato di figura 1 mentre acquisisce immagini di un paziente adulto;

Figura 3 è una vista laterale che descrive il funzionamento dell'apparato di figura 1 mentre acquisisce immagini di un paziente bambino;

Figura 4 è un disegno che illustra il beneficio di una particolare modalità di imaging per il bambino;

Figura 5 è una vista laterale di un apparato modificato che funziona nella modalità operativa per adulti;

Figura 6 è una vista laterale dell'apparato modificato di figura 5 che funziona nella modalità operativa per bambini;

Figura 7 illustra la traiettoria dell'asse di rotazione quando viene generata un'immagine CT con un paziente bambino utilizzando l'apparato di figura 5;

Figura 8 illustra la traiettoria dell'asse di rotazione quando viene generata un'immagine panoramica con un paziente bambino utilizzando l'apparato di figura 5;

Figura 9 mostra una vista in prospettiva di un meccanismo per muovere il sensore;

Figura 10 è una vista in prospettiva di una parte del meccanismo di figura 9;

Figura 11 è una vista in prospettiva della parte del meccanismo di figura 10 vista dal basso;

Figura 12 è una vista in prospettiva di un altro meccanismo per muovere il sensore; e

Figura 13 è una vista in prospettiva di un ulteriore meccanismo per muovere il sensore visto dal basso.

La figura 1 mostra una vista in prospettiva di un apparato combinato per l'imaging panoramico e CT. L'imaging dentale panoramico è tipicamente l'imaging di un piano verticale che si sviluppa lungo l'arcata dentale. In questo modo si viene a formare un'immagine dell'intera arcata dentale. L'imaging panoramico può anche riprodurre il giunto temporo-mandibolare (TMP), i seni o la mandibola o la mascella. La CT dentale punta in generale a generare un imaging tridimensionale di una regione di interesse (ROI) selezionata lungo l'arcata dentale. La ROI comprende usualmente un gruppo di denti o almeno un singolo dente. La CT può anche essere usata per l'imaging di qualsiasi regione della testa, in particolare dell'orecchio, del naso e della gola.

L'apparato 1 comprende un basamento 2 su cui è montata una colonna 3 che si estende in direzione verticale. Sulla colonna 3 è montato un gruppo di sollevamento 4 che può scorrere lungo la colonna 3 per regolare l'apparato all'altezza del paziente da esaminare con l'apparato stesso. Un braccio di supporto 5 è fissato al gruppo di sollevamento 4. Il braccio di supporto 5 si estende nella direzione orizzontale e sostiene alla sua estremità il braccio rotante 6. Sistemi motorizzati di traslazione e rotazione 7 sono interposti fra il braccio di supporto 5 e il braccio rotante 6. I sistemi di traslazione e rotazione 7 possono essere usati per ruotare e/o traslare il braccio rotante come richiesto per l'imaging panoramico e CT. Il braccio rotante 6 può in particolare essere ruotato attorno ad un asse rotante 8 e la posizione dell'asse rotante 8 può essere spostata in una direzione X e una direzione Y che espandono un piano ortogonale all'asse di rotazione 8.

Ad una estremità del braccio rotante 6 è posizionata la sorgente di raggi X 9. La sorgente 9 può essere spostata lungo il braccio rotante per mezzo dei sistemi di regolazione 10. Un sensore di raggi X 11 è inoltre disposto all'altra estremità del braccio rotante 6. Il sensore di raggi X 11 è un sensore digitale ad area, usualmente di tipo FPD (flat panel detector). Il sensore 11 può essere spostato lungo il braccio rotante 6 per mezzo del sistema di regolazione 12.

I sistemi di regolazione 10 e 12 sono preferibilmente sistemi per effettuare un movimento traslazionale lungo il braccio rotante 6, ma possono anche essere sistemi

alternativi per variare la posizione lungo il braccio rotante 6. Ad esempio, i sistemi di regolazione 10 e 12 possono anche comprendere sistemi per effettuare un moto rotatorio tale da variare la distanza relativa fra sorgente 9 e sensore 11.

La sorgente di raggi X 9 emette radiazione che passa attraverso la testa 13 del paziente 14, il quale usualmente mantiene una posizione stazionaria eretta durante l'esame radiografico.

Durante l'acquisizione delle immagini radiografiche, la testa 13 del paziente 14 è trattenuta da un dispositivo ferma testa 15 in una posizione fissa rispetto al braccio di supporto 5. A questo scopo, il dispositivo ferma testa 15 può essere attaccato al gruppo di sollevamento 4. Il dispositivo ferma testa 15 può essere un semplice morso, su cui il paziente 14 può mordere durante l'esame, ma può anche comprendere altri mezzi per tenere la testa 13 in una predeterminata posizione durante l'acquisizione delle immagini radiografiche. Il dispositivo ferma testa 15, per esempio, può anche comprendere elementi che sostengono la testa 13 del paziente 14 nella regione delle tempie. Gli elementi del dispositivo ferma testa 15 possono essere fissi o mobili, in modo che il dispositivo ferma testa 15 può essere adattato al paziente 14, in particolare alle dimensioni della testa 13.

Il funzionamento dell'apparato 1 è supervisionato da un'unità di controllo 16 che può essere un convenzionale computer equipaggiato con i dispositivi tipici per eseguire programmi, quali microcontrollori, componenti per il trasporto e la memorizzazione dei dati, come pure varie interfacce. L'unità di controllo 16 è collegata ai componenti dell'apparato 1 ed esegue programmi per il loro controllo. L'unità di controllo 16 controlla ad esempio i motori associati con i sistemi di traslazione e rotazione 7. L'unità di controllo 16 può anche impostare i parametri operativi della sorgente 9, come la corrente e la tensione della sorgente 9, essendo la sorgente 9 generalmente costituita da un tubo a raggi X. Come è ben risaputo nell'arte nota, la corrente influisce sulla potenza della radiazione X emessa dal tubo radiogeno, mentre la tensione influisce sullo spettro della radiazione emessa. L'unità di controllo 16 inoltre esegue la lettura dei dati dell'immagine acquisita dal sensore digitale ad area 11, elabora i dati di immagine e presenta le immagini risultanti su un display 17.

L'unità di controllo 16 è generalmente anche dotata di alcuni sistemi di input 18 quali un computer mouse o una tastiera che consentono all'operatore di impartire comandi all'unità di controllo 16. Anche il display 17 può essere utilizzato per inserire comandi. Per esempio, il display 17 può essere un touch screen nel quale l'operatore può selezionare comandi da un menu di comandi visualizzato. L'unità di controllo 16 è infine anche configurata per controllare i sistemi di regolazione 10 e 12.

Il gruppo di sollevamento 4 è in genere azionato manualmente. Prima dell'acquisizione delle immagini radiografiche, l'operatore regola l'altezza del gruppo di sollevamento 4 in modo che il paziente 14 possa stare confortevolmente eretto nell'apparato 1.

L'apparato 1 può ora essere fatto funzionare in un modo di funzionamento per adulti ed in un modo di funzionamento per bambini, come ulteriormente di seguito spiegato con riferimento alle figure 2 e 3.

La figura 2 illustra il modo di funzionamento base per adulti, che viene utilizzato quando il paziente 14 sotto esame è una persona adulta. La radiazione X emessa dall'anodo 19 della sorgente 9 forma il fascio 20. L'estensione angolare del fascio 20 è limitata dal collimatore primario 21 posizionato fra l'anodo 19 della sorgente 9 e il paziente 14 ed è generalmente montato all'interno di un contenitore 22 della sorgente 9. Nel caso dell'imaging panoramico, il fascio 20 è un fascio a forma di ventaglio allineato verticalmente, mentre per la CT viene utilizzato il cosiddetto fascio a forma di cono. Il fascio 20 si trasmette attraverso il paziente. Il fascio 20 inoltre passa attraverso un collimatore secondario 23 opzionale che è posizionato di fronte al piano del sensore 24 che porta i pixel elementari sensibili ai raggi X del sensore. Il collimatore secondario 23 può essere posizionato in un contenitore 25 del sensore 11.

I pixels possono essere elementi che convertono i raggi X in luce visibile che viene rilevata e convertita in segnale elettrico da un elemento foto-sensibile associato, oppure elementi che convertono direttamente la radiazione incidente in se-

gnale elettrico. Questi segnali elettrici sono convertiti in dati di immagine dalla elettronica associata al sensore. I dati di immagine vengono quindi letti dall'unità di controllo 16.

Per generare un'immagine panoramica dell'arcata dentale viene utilizzata solo una regione selezionata del sensore a larga area 11, usualmente solo alcune colonne di pixels, mentre per la CT vengono utilizzati tutti i pixels del sensore 11 o almeno una estesa porzione dello stesso sensore 11.

La distanza fra l'anodo 19 della sorgente 9 ed il piano sensibile 24 del sensore 11 è la cosiddetta distanza-sorgente-sensore (=SSD). La distanza fra l'anodo 19 e un oggetto 26 da esaminare all'interno della testa 13 è la cosiddetta distanza-sorgente-oggetto (=SOD). Nel caso dell'imaging panoramico, l'oggetto 26 è una linea verticale che passa attraverso un punto dell'arcata dentale da riprodurre con imaging panoramico. Nel caso della CT dentale, l'oggetto 26 può essere un'asse verticale di una tipica ROI cilindrica, centrata su un singolo dente o un gruppo di denti, da cui viene generata una rappresentazione tridimensionale usando la CT. Nel caso della CT l'oggetto 26 coincide con l'asse di rotazione 8. Il rapporto fra SSD e SOD definisce il rapporto di ingrandimento.

La figura 3 illustrata il modo di funzionamento alternativo per bambini dell'apparato 1. Nel modo di funzionamento per bambini, la distanza relativa fra sorgente 9 e sensore 11 viene ridotta utilizzando i sistemi di regolazione 10 e 12. In figura 3, sia la SSD che la SOD vengono ridotte dello stesso fattore così preservando il rapporto di ingrandimento, nonostante questo non sia un requisito obbligatorio. E' anche possibile muovere solo la sorgente 9 o il sensore 11 o entrambi in modo asimmetrico. Riducendo la distanza relativa fra la sorgente 9 e/o il sensore 11 risulta in una ridotta SSD_r e in una ridotta SOD_r.

Il beneficio del modo di funzionamento alternativo è illustrato in figura 4. Le linee continue mostrano il fascio 20 durante il modo di funzionamento per adulti, mentre le linee tratteggiate mostrano il fascio 20 nel modo di funzionamento per bambini. Per semplicità SSD e SOD sono ridotte in figura 3 del medesimo fattore.

Per ottenere un certo rapporto-segnale-rumore, una certa quantità di energia radiante (Joule = J) deve depositarsi in ogni pixel del sensore 11. Se l'SSD è ridotta, l'estensione angolare del sensore 11 appare più ampia vista dalla sorgente 9. Posto che l'intensità radiante (Watt / steradiante) della sorgente 9 sia costante, il valore di energia necessario per ottenere un certo rapporto-segnale-rumore viene ottenuto in un tempo inferiore rispetto al modo di funzionamento per adulti. D'altra parte, se il tempo di esposizione è tenuto costante, l'intensità radiante può essere ridotta così che il rateo di dose (J /kg second = Gray / second) pure diminuisca. Essendo un rateo di dose più basso meno dannoso di un rateo di dose più alto, la riduzione di dose è preferibile. In pratica il rateo di dose viene diminuito riducendo la corrente della sorgente 9. La riduzione del rateo di dose è proporzionale a $(SSD/SSD_r)^2$.

E' da notare che il rateo di dose può essere anche diminuito riducendo la tensione della sorgente 9 tenendo in conto che lo spessore ottico dei tessuti ossei nel corpo di un bambino è minore dello spessore ottico dei tessuti ossei nel corpo di una persona adulta.

E' da notare che il collimatore primario 21 deve essere più aperto nel caso del modo di funzionamento per bambini e che il percorso ottico dei raggi del fascio attraverso il paziente 14 differiscono nei modi di funzionamento per adulto e per bambino come può essere notato dalla figura 4. Come può essere ulteriormente notato dalla figura 4, le linee tratteggiate e le linee continue di entrambi i fasci intercettano la linea dell'oggetto 26 nei medesimi punti. Le sezioni dell'oggetto 26 sono conseguentemente rappresentate negli stessi pixel sul piano del sensore 24. La risoluzione spaziale dell'oggetto 26 può così rimanere sostanzialmente la stessa. Si deve ulteriormente notare che il rapporto di ingrandimento nel modo di funzionamento per bambini è lo stesso che nel modo di funzionamento per adulti, in quanto sia la sorgente 9 che il piano del sensore 24 vengono spostati simmetricamente rispetto all'asse di rotazione 8.

Il collimatore secondario 23 può essere anche omesso.

Nella configurazione illustrata in figura 1, i sistemi di regolazione 10 e 12 sono motorizzati e controllati dall'unità di controllo 16. In una configurazione semplificata, tuttavia, i sistemi di regolazione 10 e 12 possono anche essere azionati manualmente dall'operatore, per esempio spostando la sorgente 9 e/o il sensore 11 in corrispondenza ad un riferimento posto lungo il braccio rotante 6. In questo caso, l'apparato può essere dotato di sensori di posizione che consentono all'unità di controllo 16 di controllare il corretto posizionamento della sorgente 9 e/o del sensore 11.

Le figure 5 e 6 mostrano una configurazione ulteriormente modificata. La configurazione mostrata nelle figure 5 e 6 comprende un contenitore ampliato 27, in cui il sensore 11 può eseguire un movimento traslatorio per regolare la distanza fra la sorgente 9 e il sensore 11. Nella configurazione modificata, la sorgente 9 è fissa sul braccio rotante 6, e il braccio rotante 6 stesso viene mosso assieme alla sorgente 9 per ridurre la SOD. Allo stesso modo il sensore 11 viene mosso all'interno del contenitore 27 verso la sorgente 9 in modo che anche la SSD diminuisce.

Il movimento del braccio rotante 6 può essere eseguito attraverso i sistemi di traslazione e rotazione 7, in particolare attraverso i sistemi che consentono lo spostamento dell'asse di rotazione 8 nelle direzioni X e Y. Se la sorgente 9 viene spostata assieme al braccio rotante 6, l'asse di rotazione 8 non risulta più centrato sull'oggetto 26 ma trasferito in una posizione fuori centro. Questo può influire sul movimento del braccio rotante 6 nel modo di funzionamento per bambini.

La figura 7 illustra il movimento del braccio rotante 6 durante l'imaging CT nei modi di funzionamento per adulto e per bambino. La figura 7 in particolare rappresenta diverse posizioni della sorgente 9, del sensore 11 e del raggio centrale 28 del fascio 20 durante una scansione CT dell'oggetto 26 nel modo di funzionamento per bambini.

Nelle configurazioni rappresentate nelle figure 2 e 3, l'asse di rotazione 8 è tenuto stazionario per generare un imaging CT nel modo di funzionamento per adulto e per bambino, e il braccio rotante 6 effettua in generale una rotazione di 180° attorno all'asse stazionario 8 così che la sorgente 9 e il sensore 11 effettuano un movimento

semicircolare attorno all'asse di rotazione 8. Nel modo di funzionamento per bambini della configurazione modificata rappresentata nelle figure 5 e 6, il braccio rotante 6 può essere mosso in modo da far sì che la sorgente 9 e il sensore 11 vengano ruotati attorno ad un asse di rotazione virtuale 29. Il movimento attorno all'asse di rotazione virtuale 29 si ottiene muovendo l'asse di rotazione 8 lungo una traiettoria circolare 30. La traiettoria circolare 30 è centrata sull'asse di rotazione virtuale 29 e l'angolo di rotazione φ, che indica la posizione dell'asse di rotazione 8 sulla traiettoria circolare 30, è in fase con l'angolo di rotazione α della rotazione effettuata dal braccio rotante 6 attorno all'asse di rotazione 8. Questo particolare movimento lungo la traiettoria circolare 30 può preservare il rapporto di ingrandimento. E' tuttavia anche possibile modificare il rapporto di ingrandimento nel modo di funzionamento per bambini della configurazione modificata rappresentata nelle figure 5 e 6 muovendo il piano del sensore 24 verso l'asse di rotazione 8, mantenendo la posizione dell'asse rotazione 8 invariata e ruotando il braccio rotante 6 attorno all'asse di rotazione 8.

La figura 8 illustra il movimento del braccio rotante 6 durante l'imaging panoramico. Come in figura 7, la sorgente 9, il sensore 11 e il raggio centrale 28 del fascio 20 vengono rappresentati in varie posizioni durante l'imaging panoramico dell'arcata dentale 31 di una persona adulta e dell'arcata dentale 32 di un bambino. Durante l'imaging panoramico l'asse di rotazione 8 viene mosso in modo che il raggio centrale 28 del fascio 20 sia essenzialmente ortogonale alla rispettiva arcata dentale 31 o 32. L'asse di rotazione 8 è ulteriormente mosso in modo che il rapporto di ingrandimento rispetto al piano allineato verticalmente da riprodurre non cambi. Se viene utilizzata la configurazione delle figure 5 e 6, nel modo di funzionamento per adulti l'asse di rotazione 8 è mosso lungo una traiettoria 33 per effettuare l'imaging dell'arcata dentale 31 di una persona adulta. Se deve essere esaminato un bambino, la distanza fra sorgente 9 e sensore 11 è diminuita attraverso lo spostamento dell'asse di rotazione 8 ed il movimento del sensore 11 lungo il braccio rotante 6 verso la sorgente 9, ottenendo una traiettoria modificata 34. Questo particolare movimento lungo la traiettoria 34 può preservare il rapporto di ingrandimento. E' tuttavia anche

possibile cambiare il rapporto di ingrandimento nel modo di funzionamento per bambino della configurazione modificata rappresentata nelle figure 5 e 6, muovendo il piano del sensore 24 verso l'asse di rotazione 8 e usando la traiettoria 33 anche per il modo di funzionamento per bambino. In questo caso il rapporto di ingrandimento viene preferibilmente ridotto di non più del 10% o 20%.

Per completezza occorre notare che la configurazione delle figure 2 e 3 comprende principalmente la stessa traiettoria per entrambi i modi di funzionamento per adulto e per bambino, posto che le arcate dentali siano le stesse o approssimativamente le stesse.

Il movimento del sensore 11 può essere effettuato con vari meccanismi.

La figura 9 è una vista prospettica del meccanismo 35 per effettuare una rototraslazione con il sensore all'interno del contenitore 27 del sensore 11. Il meccanismo 35 è orientato ad angolo retto rispetto all'asse longitudinale 36 del braccio rotante 6. L'asse longitudinale 36 del braccio rotante 6 è usualmente parallelo al raggio centrale 28 del fascio 20. Una base piatta 37 del meccanismo 35 è orientata ad angolo retto rispetto all'asse longitudinale 36 del braccio rotante 6. Un binario guida 38 è montato sulla base piatta 37. Un carrello 39 può scorrere lungo la guida 38, così che un piatto scorrevole 40 può essere fatto scorrere lungo la base piatta 37. Per controllare il movimento del piatto scorrevole 40, un supporto motore 41 è fissato ad una estremità della base piatta 37. Il supporto motore 41 monta un motore di traslazione 42 che pilota una vite senza fine 43 che si estende lungo la guida 38. La vite senza fine 43 ingaggia una chiocciola 44 che viene mossa lungo la vite senza fine 43 se la vite senza fine 43 viene fatta girare. La chiocciola 44 è attaccata al blocchetto 45, che è fissato al piatto scorrevole 40. Se il motore 42 fa girare la vite senza fine 43, il piatto scorrevole 40 viene così mosso lungo la guida 38.

Il piatto scorrevole 40 monta un piatto di estensione 46, che supporta ulteriori parti del meccanismo 35. Queste parti sono riconoscibili in figura 10. Alle estremità opposte del piatto di estensione 46 sono montati i cuscinetti 47, ciascuno dotato di un perno 48. Ad una estremità di ciascun perno 48, è montata una puleggia per cin-

ghia 49. Entrambe le pulegge 49 tirano una cinghia 50 che è tensionata dalla puleggia tendicinghia 51 disposta da un lato della cinghia 50 fra entrambe le pulegge 49. Nella parte opposta della cinghia 50, un piatto di fissaggio 52 e un piatto di azionamento 53 si agganciano alla cinghia 50. Un blocchetto 54 è fissato al piatto di azionamento 53. Il blocchetto 54 è fissato a una chiocciola di vite senza fine 55, che è montata sulla vite senza fine 56. For azionare la vite senza fine 56, un piatto motore 57 è fissato ad una estremità del piatto di estensione 46. Il piatto motore 57 monta un motore girevole 58, che aziona la vite senza fine 56. Se il motore girevole 58 gira la vite senza fine 56, il piatto di azionamento 53 e il piatto di fissaggio 52 si muovono assieme alla cinghia 50. Il movimento della cinghia 50 determina la rotazione dei perni 48.

Come può essere riconosciuto in figura 11, la rotazione dei perni 48 risulta in un movimento rotatorio dei bracci rotanti 59 che sono montati all'altra estremità dei perni 48 sotto il piatto di estensione 46. L'estremità opposta dei bracci rotanti 59 ingaggia nei cuscinetti 60 che sono montati su un piatto rotante 61. Il piatto rotante 61 infine monta il sensore 11. Il piatto rotante 61 è provvisto di scarichi 62 che consentono alle teste dei perni 48 di passare sopra il piatto rotante 61.

Il meccanismo 35 può essere usato per muovere il sensore 11 in una direzione laterale rispetto all'asse longitudinale 36 del braccio rotante 6, in modo da regolare la posizione del sensore 11 per l'imaging panoramico o CT. Il meccanismo 35 può ulteriormente essere usato per regolare la distanza fra la sorgente 9 e il sensore 11 facendo ruotare i bracci girevoli 59 così che il piatto girevole 61 esegua un movimento nella direzione dell'asse longitudinale 36 del braccio rotante 6. I bracci girevoli 59 vengono preferibilmente ruotati di 180° ma possono essere anche ruotati con un angolo minore. In questo caso, lo slittamento laterale può essere compensato da un corrispondente spostamento laterale lungo la guida 38.

Il principale vantaggio del meccanismo 35 è che il sensore 11 può essere mosso in modo relativamente veloce nella direzione della sorgente 9, in quanto per ruotare i bracci girevoli 59 di 180° la chiocciola della vite senza fine 55 deve essere mossa solo di una piccola distanza, e la distanza coperta con la rotazione dei bracci girevoli

59 è due volte la lunghezza dei bracci girevoli 59. Un ulteriore vantaggio è che il meccanismo 35 consente anche un movimento laterale del sensore per regolare la posizione del sensore 11 in accordo con i requisiti dell'imaging panoramico e CT.

La figura 12 rappresenta un meccanismo alternativo, dove la distanza fra sorgente 9 e sensore 11 è variata usando un meccanismo a forbice 63. Il meccanismo a forbice 63 comprende una base 64 che è orientata ad angolo retto rispetto all'asse longitudinale 36 del braccio rotante 6. Due guide parallele 65 sono montate sulla base 64. Blocchetti scorrevoli 66 sono montati sulle guide 65 e sostengono un supporto pieghevole 67 che comprende i bracci 68, le cui estremità da una parte sono collegate in modo mobile ai blocchetti scorrevoli 66. I bracci 68 sono collegati a due a due a croce con un cuscinetto centrale 69 e supportano all'altra estremità i blocchetti 70 che sostengono il piatto di supporto 71, su cui è montato il sensore 11. Il supporto pieghevole 67 è azionato dal motore 72 che è montato sulla base 64. Il motore 72 aziona una vite senza fine 73, che ingaggia in una chiocciola 74 fissata a una traversa 75. La traversa 75 è collegata a una coppia di blocchetti scorrevoli 66, ciascuno montato su guide opposte 65.

Anche il meccanismo a forbice 63 consente un rapido movimento del sensore 11, in quanto la chiocciola 74 deve muoversi solo di una piccola lunghezza lungo la vite senza fine 73, che corrisponde a metà della lunghezza con cui il piatto di supporto 71, e quindi il sensore 11, si sposta verso la sorgente 9.

La figura 13 mostra un meccanismo lineare 76 che pure può essere utilizzato per variare la distanza fra sorgente 9 e sensore 11. Il meccanismo 76 comprende una base 77 fornita di guide 78. La base 77 monta anche un supporto motore 79 che porta un motore 80 azionante una vite senza fine 81 che si estende lungo l'asse longitudinale 36 del braccio rotante 6 e ingaggia la chiocciola 82 tenuta dalla traversa 83. La traversa 83 si estende fra le guide 78 ed è tenuta da blocchetti scorrevoli 84 montati sulle guide 78. Il sensore 11 è montato sulla traversa 83 in modo che l'asse longitudinale 36 del braccio rotante 6 si estende lungo la vite senza fine 81.

Lo specifico vantaggio del meccanismo lineare 76 è che il meccanismo lineare 76 è particolarmente stabile e affidabile.

E' da notare che i meccanismi descritti possono essere combinati.

E' ulteriormente da notare che il modo di funzionamento per bambini può essere usato anche per adulti di piccolo taglia. E' anche possibile prevedere numerosi differenti modi di funzionamento che vengono applicati in funzione della taglia del paziente 14 da esaminare. Ogni modo di funzionamento utilizza quindi una differente distanza fra sorgente 9 e sensore 11 per adattare l'apparato 1 alla particolare taglia del paziente 14. L'apparato 1 può anche essere dotato di sensori per determinare la taglia del paziente e regolare la distanza, in modo discreto o continuo, in funzione dell'output fornito dai sensori. Questi sensori possono essere configurati per determinare uno o più parametri fisici della testa 13 del paziente 14. Questi parametri possono essere, per esempio, il peso del paziente 14, l'altezza del paziente 14, la dimensione della testa 13, o qualsiasi altro idoneo parametro. Questi parametri possono anche essere inseriti manualmente dall'operatore dell'apparato 1, se i sensori non sono disponibili o sono insufficienti.

Infine, deve essere anche considerato che l'invenzione è stata qui descritta con riferimento a un apparato per l'imaging dentale. L'invenzione tuttavia può anche essere generalmente utilizzata per apparati usati per l'imaging di qualsiasi regione della testa 13 del paziente 14, per esempio per un apparato usato per l'imaging della mascella o della mandibola, dell'articolazione temporo-mandibolare o dei seni attraverso l'imaging panoramico, e/o che è usato per l'imaging di qualsiasi altra regione della testa 13 attraverso CT, in particolare le regioni attorno all'orecchio, il naso e la gola del paziente 14.

Attraverso le descrizioni e le rivendicazioni di questa invenzione il singolare comprende il plurale, se non altrimenti richiesto dal contesto.

In particolare, dove viene usato l'articolo indefinito, la specificazione va intesa come contemplante sia la pluralità che la singolarità, se non altrimenti richiesto nel contesto.

Le peculiarità, i numeri interi, le caratteristiche, i componenti o gruppi descritti insieme a un particolare aspetto, configurazione o esempio dell'invenzione sono da intendersi come applicabili a qualsiasi altro aspetto, configurazione o esempio qui descritto, a meno che non sia con esso incompatibile.

Elenco dei riferimenti numerici

1 apparato

2 base

3 colonna

4 gruppo di sollevamento

5 braccio di supporto

6 braccio rotante

7 sistemi di traslazione e rotazione

8 asse rotante

9 sorgente

10 sistemi di regolazione

11 sensore

12 sistemi di regolazione

13 testa

14 paziente

15 ferma testa

16 unità di controllo

17 display

18 sistemi di input

19 anodo

20 fascio

21 collimatore primario

22 contenitore

23 collimatore secondario

24 piano del sensore

25 contenitore

26 oggetto

27 contenitore

28 raggio centrale

29 asse di rotazione virtuale

30 traiettoria circolare

31 arcata dentale di una persona adulta

32 arcata dentale di un bambino

33 traiettoria

34 traiettoria

35 meccanismo per roto-traslazione

36 asse longitudinale

37 base piatta

38 guida

39 carrello

40 piatto scorrevole

41 supporto motore

42 motore di traslazione

43 vite senza fine

44 chiocciola

45 blocchetto

46 piatto di estensione

47 cuscinetto

48 perno

49 puleggia per cinghia

50 cinghia

51 puleggia tendicinghia

52 piatto di fissaggio

53 piatto di azionamento

54 blocchetto

55 chiocciola

56 vite senza fine

57 supporto motore

58 motore girevole

59 braccio rotante

60 cuscinetti

61 piatto rotante

62 scarico

63 meccanismo a forbice

64 base

65 guida

66 blocchetto scorrevole

67 supporto pieghevole

68 bracci

69 cuscinetto centrale

70 blocchetto di sostegno

71 piatto di supporto

72 motore

73 vite senza fine

74 chiocciola

75 traversa

76 meccanismo lineare

77 base

78 guida

79 motore di supporto

80 motore

81 vite senza fine

82 chiocciola

83 traversa

84 blocchetto scorrevole

RIVENDICAZIONI

1. Un apparato per l'imaging digitale di una regione della testa di un paziente (14) comprendente:

- una sorgente (9) per la generazione dei raggi X ;

- un sensore (11) per la detezione della radiazione X che è generate dalla sorgente (9) e passa attraverso il paziente 14);

- un braccio rotante (6) che monta la sorgente (9) e il sensore (11) in modo da essere opposti l'uno all'altro, dove il braccio rotante(6) è dotato di sistemi di regolazione (10, 12) per variare la distanza fra la sorgente (9) e il sensore (11);

- una struttura di supporto (2, 3, 4, 5) che sostiene il braccio rotante (6), dove sistemi di traslazione e di rotazione motorizzati (7) sono interposti tra il braccio rotante (6) e la struttura di supporto (2, 3, 4, 5).

caratterizzato dal fatto che

- l'apparato comprende un singolo sensore (11) sia per l'imaging panoramico che per la tomografia computerizzata della regione della testa del paziente (14), e che

- l'apparato comprende un'unità di controllo (16), che controlla la sorgente (9), il sensore (11), i sistemi di regolazione (10, 12), e i sistemi di traslazione e rotazione (7) e che è configurata per far funzionare l'apparato in un modo di funzionamento base per pazienti di taglia più grande ed in un modo di funzionamento alternativo per pazienti di taglia più piccola, nel quale la distanza fra la sorgente (9) ed il sensore (11) viene ridotta rispetto alla distanza utilizzata per il modo di funzionamento base.

2. L'apparato di cui alla rivendicazione 1, caratterizzato dal fatto che nel modo di funzionamento alternativo, l'unità di controllo (16) muove entrambi sorgente (9) e sensore (11) l'uno verso l'altro.

3. L'apparato di cui alla rivendicazione 1, caratterizzato dal fatto che nel modo di funzionamento alternativo, l'unità di controllo (16) muove il solo sensore (11) verso la sorgente (9) che è fissa sul braccio rotante (6).

4. L'apparato di cui alla rivendicazione 3, caratterizzato dal fatto che l'unità di controllo (16) aggiuntivamente sposta un asse di rotazione (8) del braccio rotante (6) nella direzione del sensore (11).

5. L'apparato di cui alla rivendicazione 4, caratterizzato dal fatto che per la tomografia computerizzata l'asse di rotazione (8) viene mosso lungo una traiettoria (30) attorno ad un asse di rotazione virtuale (29) che è posizionato sull'oggetto (26) da esaminare.

6. L'apparato di cui alle rivendicazioni da 1 a 5, caratterizzato dal fatto che il sensore (11) viene mosso all'interno di un contenitore (25) che è stazionario rispetto al braccio rotante (6).

7. L'apparato di cui alle rivendicazioni da 1 a 6, caratterizzato dal fatto che i sistemi di regolazione (10, 12) comprendono sistemi di posizionamento del sensore (11) che sono selezionati dal gruppo comprendente:

- un meccanismo (35) includente sistemi (37-45) per un movimento laterale rispetto ad un asse longitudinale (36) del braccio rotante (6),
- un meccanismo (35) includente sistemi (47-62) per un movimento rotatorio rispetto al braccio rotante (6),
- un meccanismo a forbice (63) per variare la distanza fra una base (64) fissata al braccio rotante (6) e una struttura di supporto (71) del sensore (11),
- un meccanismo lineare (76) per muovere il sensore (11) lungo una struttura di guida (74) nella direzione della sorgente (9), e
- combinazioni degli stessi.

8. L'apparato di cui alle rivendicazioni da 1 a 7, caratterizzato dal fatto che i sistemi di regolazione (10, 12) sono pilotati da motori.

9. L'apparato di cui alle rivendicazioni da 1 a 8, caratterizzato dal fatto che l'apparato è dotato di un collimatore primario (21) che è posizionato fra la sorgente (9) e il paziente (14) e che viene aperto in modo più ampio nel modo di funzionamento alternativo rispetto al modo di funzionamento base.

10. L'apparato di cui alle rivendicazioni da 1 a 9, caratterizzato dal fatto che il rateo di dose è ridotto nel modo di funzionamento alternativo attraverso la riduzione della corrente e/o tensione della sorgente (9) che genera la radiazione X.

11. L'apparato di cui alla rivendicazione 10, caratterizzato dal fatto che il rateo di dose è ridotto del quadrato del rapporto fra distanza tra sorgente (9) e

sensore (11) nel modo di funzionamento alternativo e distanza tra sorgente (9) e sensore (11) nel modo di funzionamento base.

12. L'apparato di cui alle rivendicazioni da 1 a 11, caratterizzato dal fatto che il tempo di irradiazione del sensore (11) è più breve nel modo di funzionamento alternativo rispetto al modo di funzionamento base.

13. L'apparato di cui alle rivendicazioni da 1 a 12, caratterizzato dal fatto che il rapporto di ingrandimento è il medesimo nel modo di funzionamento alternativo e nel modo di funzionamento base.

14. L'apparato di cui alle rivendicazioni da 1 a 13, caratterizzato dal fatto che il modo di funzionamento base è un modo di funzionamento per adulti e il modo di funzionamento alternativo è un modo di funzionamento per bambini.

15. L'apparato di cui alle rivendicazioni da 1 a 14, caratterizzato dal fatto che la distanza fra sorgente (9) e sensore (11) è regolata in funzione dell'uscita di sensori atti a determinare parametri fisici del paziente (14).

FIG 1

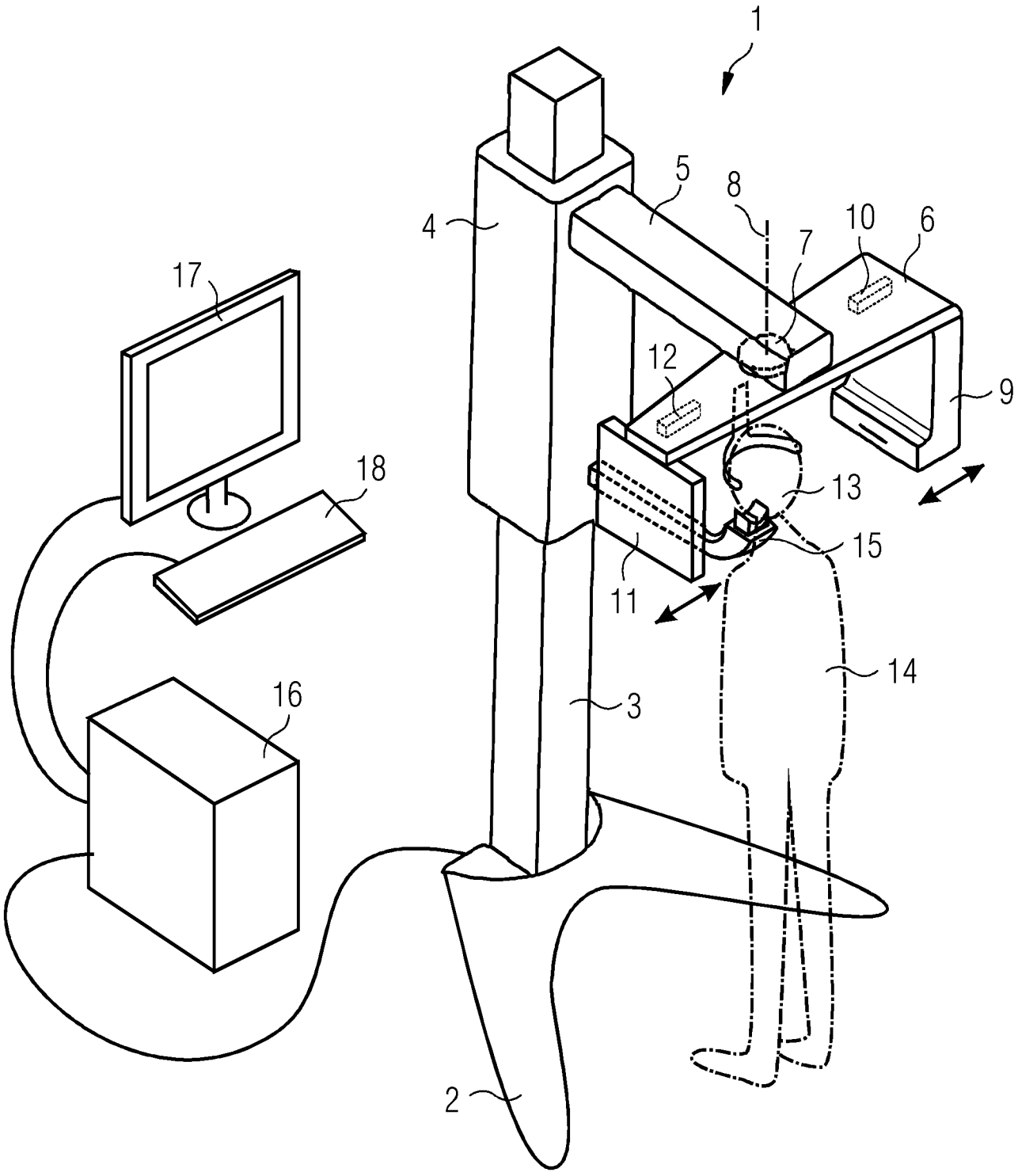


FIG 2

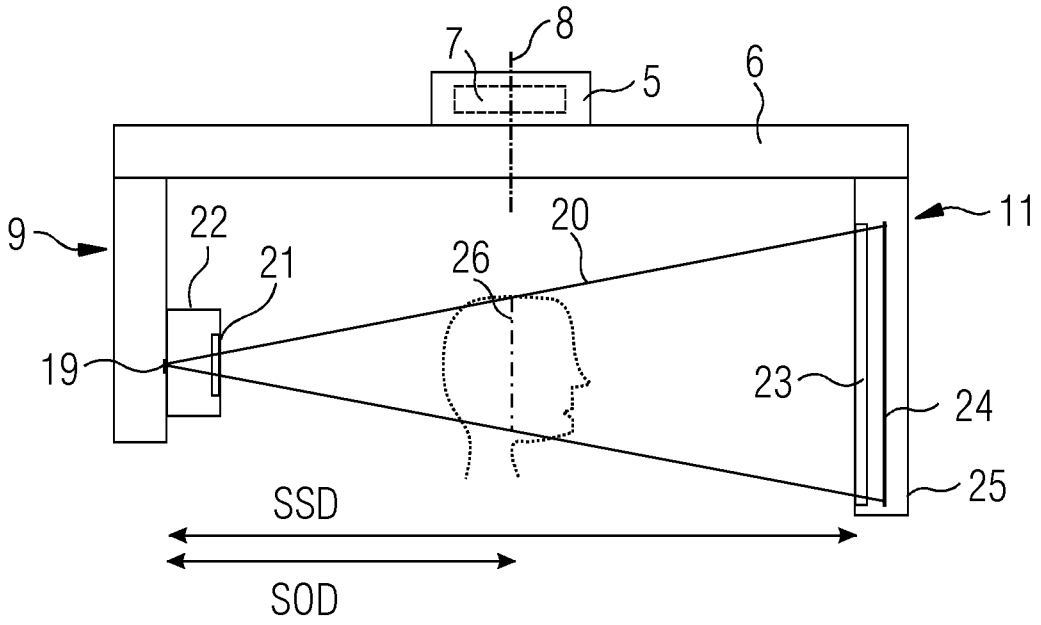


FIG 3

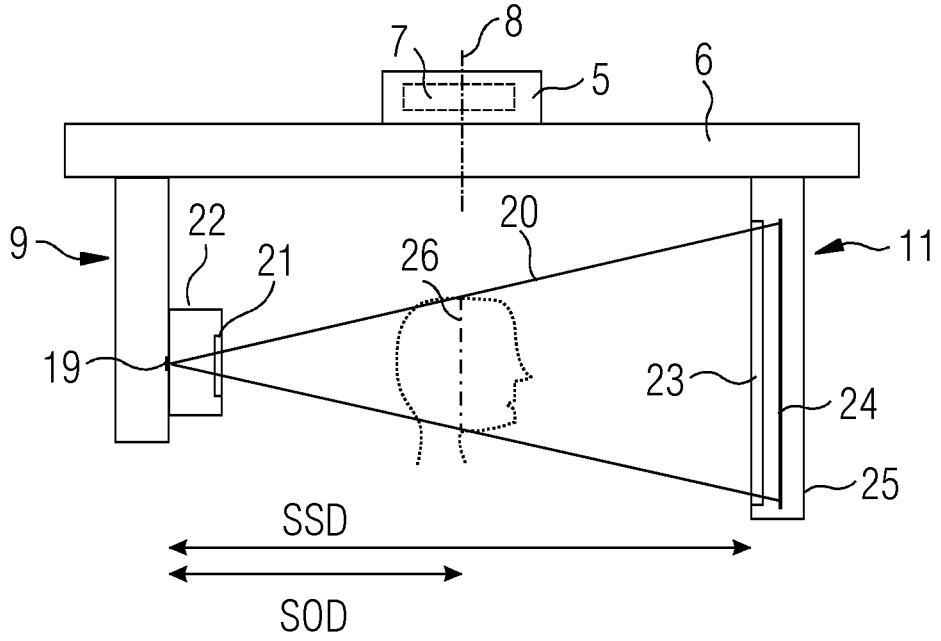


FIG 4

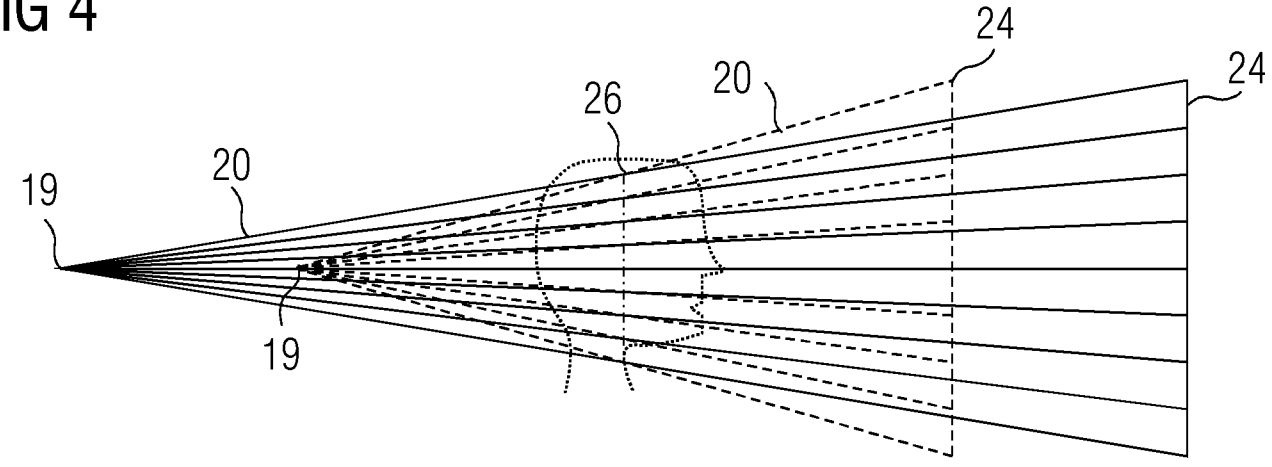


FIG 5

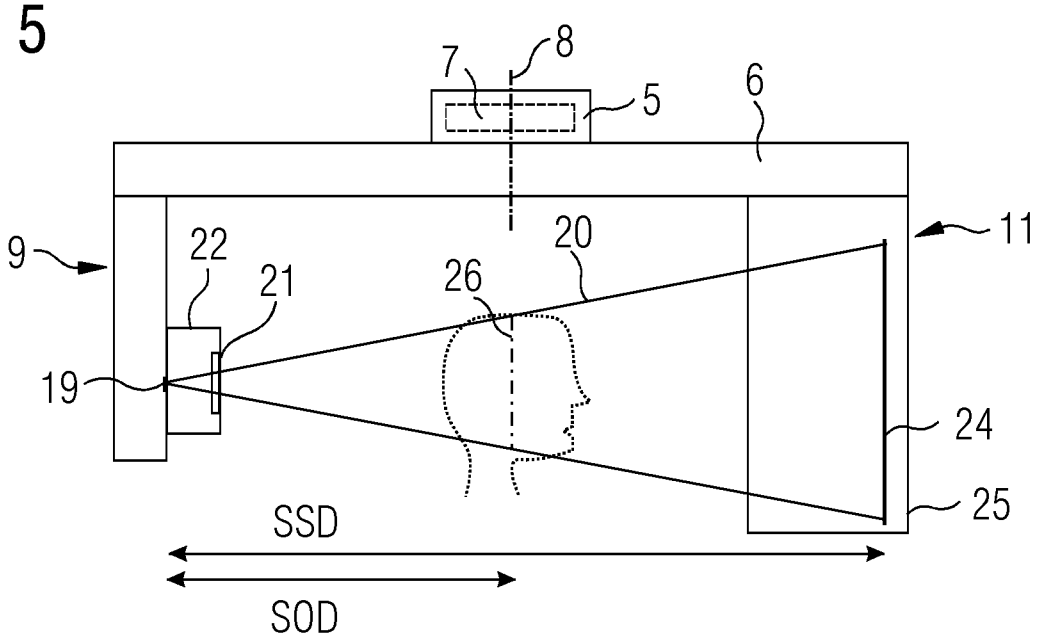

7
8
5
6
11
9
22
21
20
26
19
24
25
SSD
SOD

FIG 6

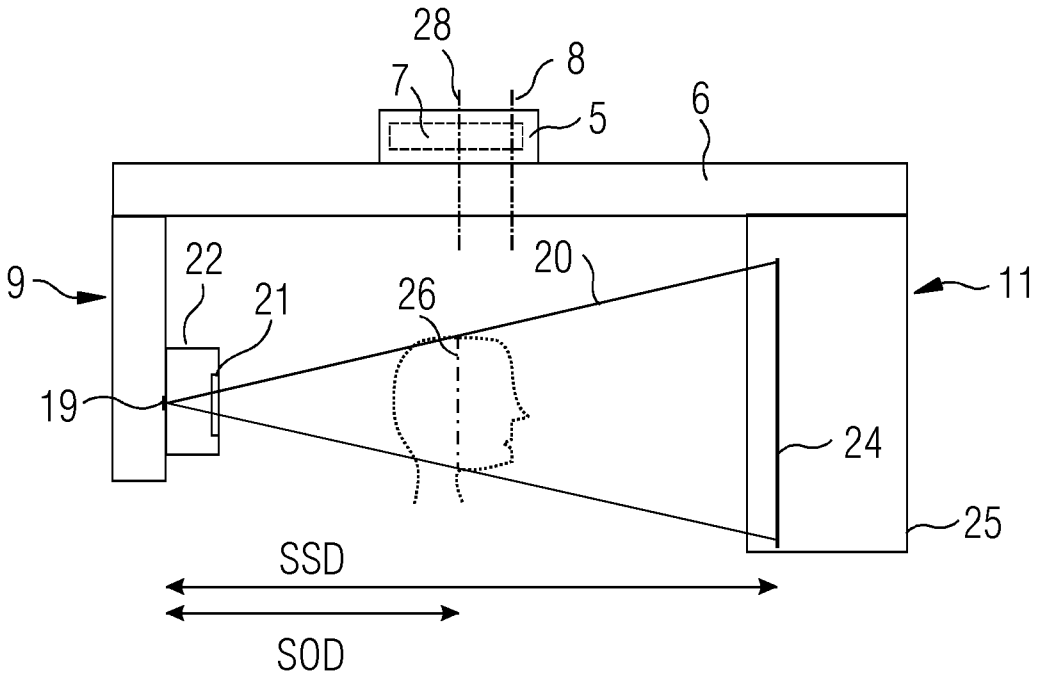

28
7
8
5
6
11
9
22
21
20
26
19
24
25
SSD
SOD

FIG 7

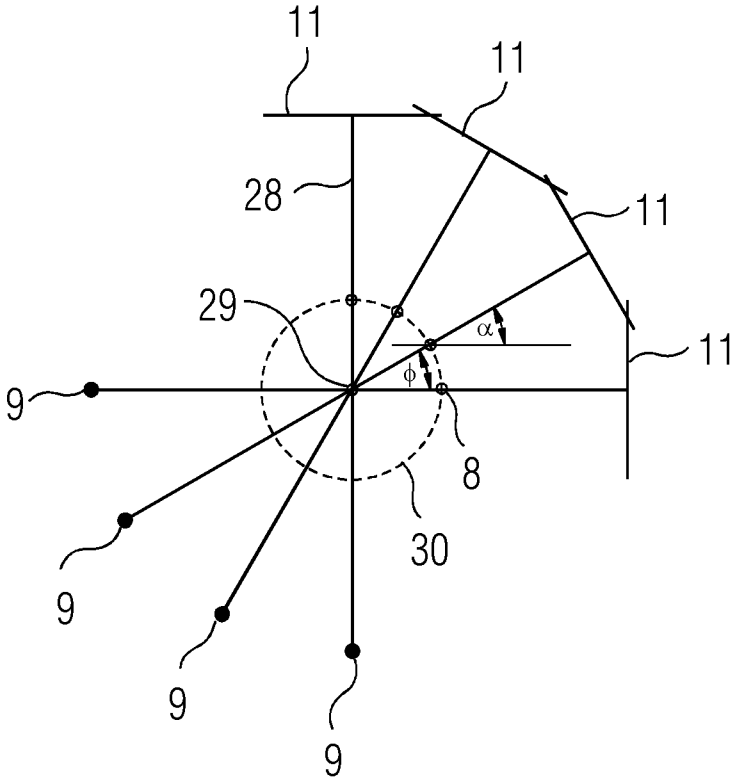

11
11
28
11
29
α
11
ϕ
9
8
30
9
9
9

FIG 8

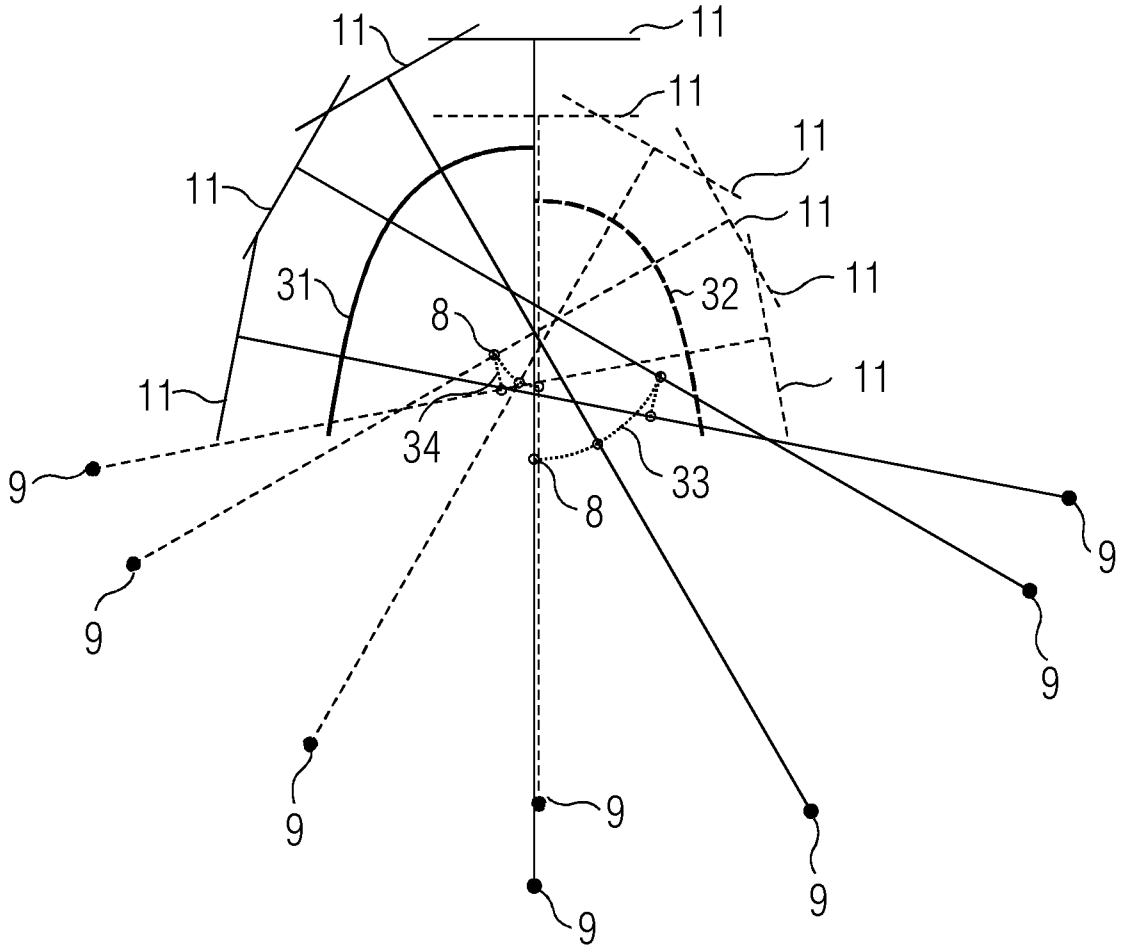

11
11
11
11
11
11
11
31
32
8
11
11
34
33
8
9
9
9
9
9
9
9
9

FIG 9

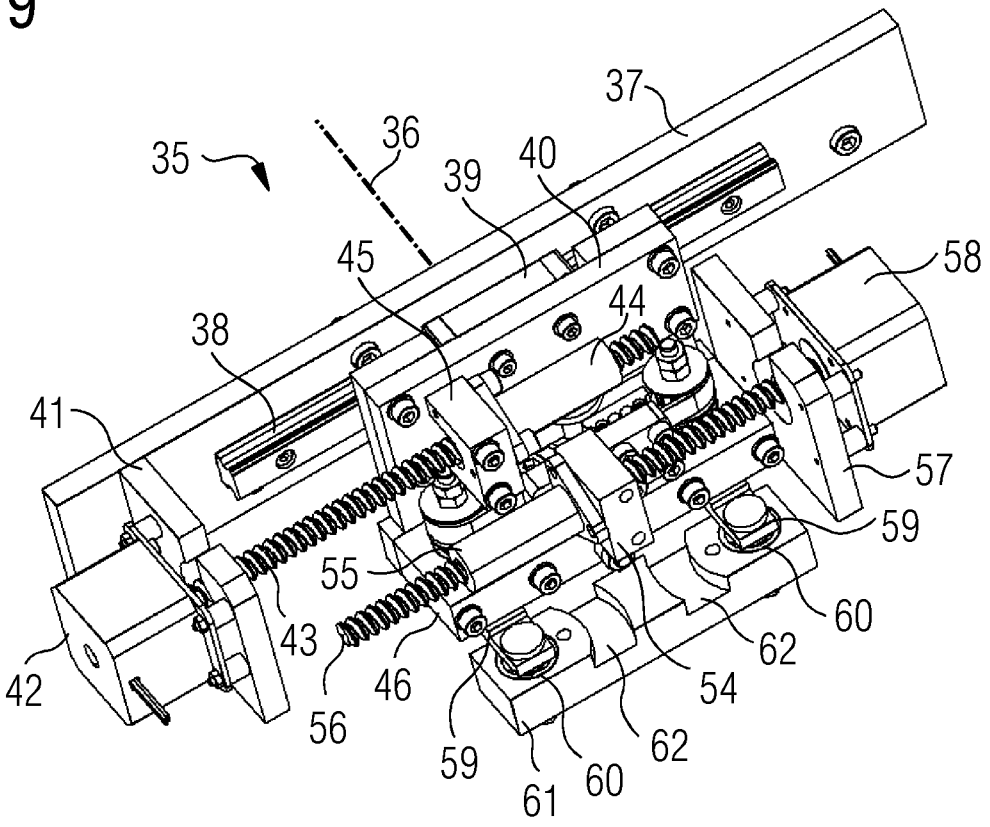

35
36
37
39
40
45
58
44
38
41
57
59
55
60
43
62
42
46
54
56
62
59
60
61

FIG 10

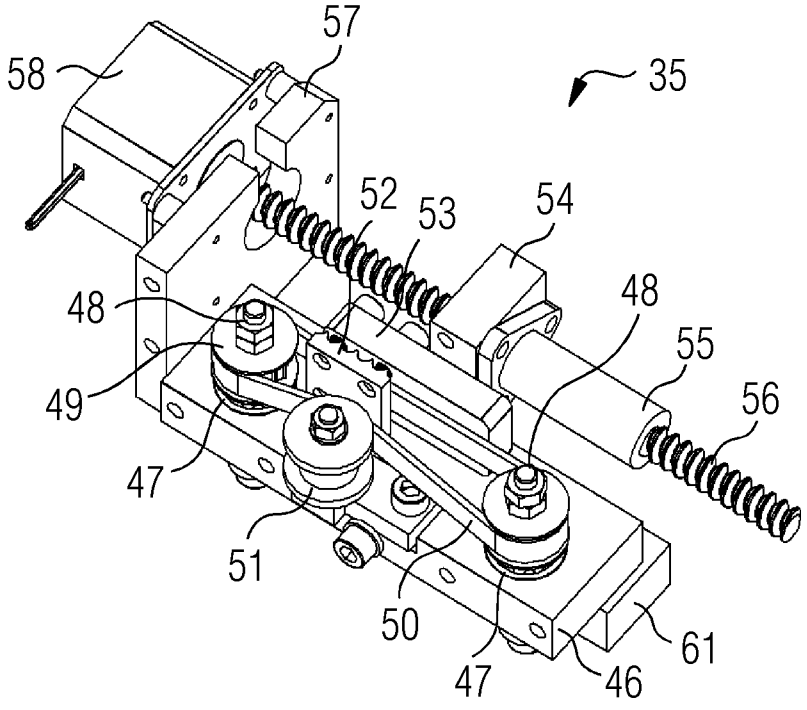

57
58
35
52
53
54
48
48
55
49
56
47
51
50
61
47
46

FIG 11

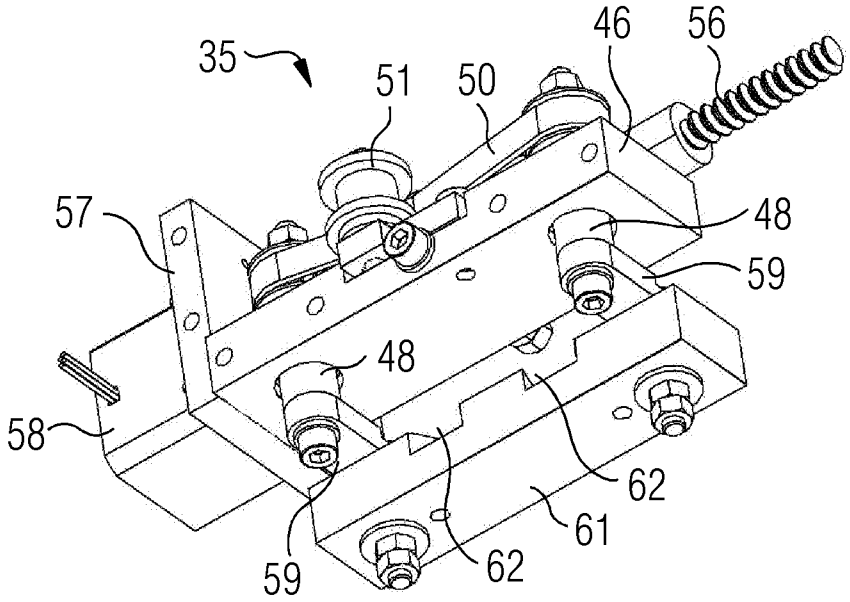

35
51
50
46
56
57
48
59
48
58
62
61
59
62

FIG 12

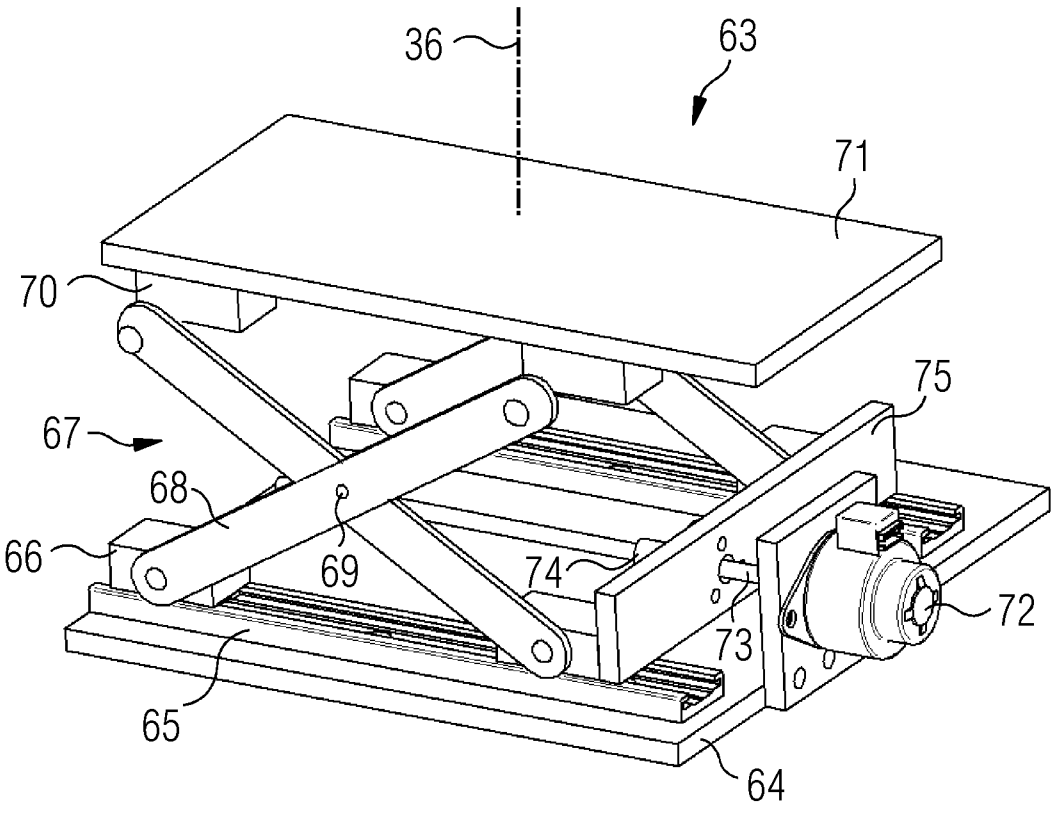

36
63
71
70
75
67
68
66
69
74
72
73
65
64

FIG 13

