



MINISTERO DELLO SVILUPPO ECONOMICO
DIREZIONE GENERALE PER LA TUTELA DELLA PROPRIETÀ INDUSTRIALE
UFFICIO ITALIANO BREVETTI E MARCHI

UIBM

DOMANDA NUMERO	101995900424657
Data Deposito	01/03/1995
Data Pubblicazione	01/09/1996

Sezione	Classe	Sottoclasse	Gruppo	Sottogruppo
H	04	N		

Titolo

PROCEDIMENTO ED APPARECCHIO RADIOLOGICO PER L'OTTENIMENTO SIMULTANEO DI SEZIONI BIDIMENSIONALI E VISTE TRIDIMENSIONALI DI UN COMPLESSO - ANATOMICO

**"PROCEDIMENTO ED APPARECCHIO RADIOLOGICO PER L'OTTENIMENTO
SIMULTANEO DI SEZIONI BIDIMENSIONALI E VISTE TRIDIMENSIONALI
DI UN COMPLESSO ANATOMICO"**

A nome: Dott. MOZZO PIERLUIGI e Dott. TACCONI ATTILIO en-
trambi a Verona

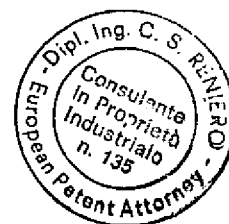


D E S C R I Z I O N E

La presente invenzione riguarda un procedimento ed un apparecchio radiologico ortopantomografo, in grado cioè di fornire una o più radiografie panoramiche o di dettaglio di una regione o zona specifica del corpo del paziente (qui di seguito denominata complesso anatomico), quale il sistema dentario tanto dell'osso mascellare che dell'osso mandibolare.

Come è noto, alcuni apparecchi ortopantomografici sviluppati in questi ultimi anni si basano su tecniche tomografiche che consentono di ricostruire su film, mediante specifiche combinazioni di movimentazione, o sezioni trasversali del corpo mandibolare o di quello mascellare, le quali sono utili soprattutto nei controlli pre- e post-implantologici oppure proiezioni mirate delle articolazioni temporo-mandibolari o dei seni mascellari.

Al dentista o chirurgo, tuttavia, servirebbero radiografie panoramiche di tutto il sistema dentario per poter fare una diagnosi più accurata e mirata al tipo di intervento da effettuare.





Scopo precipuo della presente invenzione è quello di mettere a disposizione un procedimento ed un apparecchio radiologico in grado di eseguire in tempi rapidi una scansione radiografica completa a 360° di un complesso anatomico di un paziente e a ricostruirne completamente la matrice tridimensionale di densità.

Un altro scopo della presente invenzione è che il detto apparecchio consenta di rappresentare qualsiasi sezione anatomica bidimensionale tanto assiale che sagittale od obliqua della matrice ricostruita.

Un ulteriore scopo della presente invenzione è che il detto apparecchio radiologico sia atto a fornire più visioni panoramiche del complesso anatomico oggetto di scansione, anche secondo più archi circolari, parabolici o simili tanto lineari che a spezzata distanziati tra loro di un passo variabile.

Un altro scopo della presente invenzione è che il detto apparecchio radiologico renda possibile l'ottenimento di rappresentazioni pseudo-tridimensionali di tessuti scheletrici di un complesso anatomico esaminato e l'esecuzione di elaborazioni di tipo quantitativo, quali misurazioni di distanze, di angoli, di aree, ecc., su tutte le immagini ricostruite.

Non ultimo scopo della presente invenzione è quello di fornire un apparecchio radiologico di struttura relativamen-

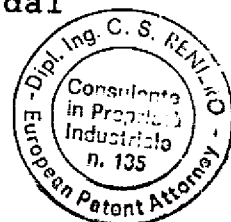




te semplice e di dimensioni modeste, e quindi in grado di essere prodotto a costi di fabbricazione contenuti.

Secondo un primo aspetto della presente invenzione si fornisce un procedimento di rilevamento, memorizzazione ed elaborazione di immagini digitalizzate, il quale comprende l'emissione di raggi-X da parte di almeno una sorgente di raggi-X posta in rotazione attorno ad un complesso anatomico da analizzare, l'ottenimento di radiografie digitalizzate mediante un rilevatore digitale di raggi-X, e si caratterizza per il fatto di comprendere il trasferimento delle immagini digitalizzate ad una memoria intermedia o su supporto magnetico od ottico, la successiva elaborazione dei dati memorizzati per effettuare la ricostruzione di una matrice tridimensionale di densità del complesso anatomico irraggiato, la visualizzazione della matrice di densità così ricostruita secondo una vista o sezione bidimensionale desiderata del complesso anatomico mediante conversione dei valori ricostruiti di densità in livelli di grigio.

Secondo un altro aspetto della presente invenzione si fornisce un apparecchio radiologico per la realizzazione del procedimento sopra esposto, il quale apparecchio comprende un supporto, un braccio o piattaforma montata girevole attorno ad un asse su detto supporto, mezzi di azionamento e di controllo della rotazione di detto braccio o piattaforma, almeno un dispositivo emettitore di raggi-X portato dal





braccio o piattaforma girevole, almeno un rivelatore di raggi-X, il quale è atto a captare radiazioni emesse dal o da un rispettivo dispositivo emettitore ed è sistemato sul braccio o piattaforma in posizione diametralmente opposta rispetto al od al rispettivo emettitore, una zona di esposizione per un complesso anatomico da esaminare delimitata tra il o ciascun¹ dispositivo emettitore ed il od il rispettivo rivelatore, mezzi di sincronizzazione per il o ciascun dispositivo espositore, per il o ciascun rivelatore e per detti mezzi di azionamento e controllo della rotazione, ed un computer di controllo e di elaborazione dei dati.

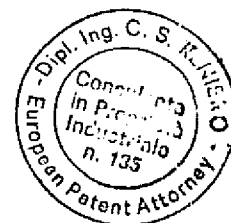
Ulteriori caratteristiche e vantaggi della presente invenzione appariranno meglio dalla seguente descrizione dettagliata di alcuni suoi esempi attualmente preferiti di realizzazione, dati a titolo puramente illustrativo e non limitativo, con riferimento agli uniti disegni, nei quali:

la Figura 1 è una vista laterale schematica di un apparecchio radiologico secondo la presente invenzione;

la Figura 2 è una vista frontale dell'apparecchio radiologico di Fig. 1; e

la Figura 3 è una schema a blocchi che illustra il funzionamento dell'apparecchio radiologico delle Figg. 1 e 2.

Con riferimento alle Figure sopra elencate, si noterà come un apparecchio radiologico secondo la presente invenzione genericamente indicato con 1 sia formato da una strut-

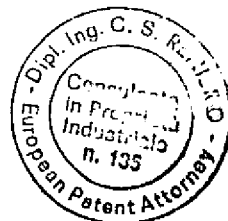




tura di supporto 2, da un braccio 3 montato girevole attorno ad un asse orizzontale y-y sulla struttura di supporto 2, da un motoriduttore di azionamento 4 e da un encoder 5 di controllo della rotazione del braccio 3, da un dispositivo 6 emettitore di raggi-X portato ad un'estremità del braccio girevole 3, da un rivelatore digitale bidimensionale di raggi-X 7, il quale è preposto a captare gran parte delle radiazioni emesse dal dispositivo emettitore 6 ed è sistemato in corrispondenza dell'altra estremità del braccio 3, una zona di esposizione 8 per un complesso anatomico da esaminare tra il dispositivo emettitore 6 ed il rivelatore 7, un'unità elettronica di sincronizzazione 9 per la sincronizzazione delle funzioni del dispositivo emettitore 6, del rivelatore 7 e del motoriduttore 4, e da un computer 10 di controllo e di elaborazione dei dati.

La struttura di supporto 2 può essere di un tipo adatto qualsiasi, ad esempio, a cavalletto come nelle Figg. 1 e 2, oppure a muro o a soffitto.

La struttura a cavalletto delle Figg. 1 e 2 presenta due longheroni di base 11 e 12, i quali poggiano su piedi regolabili 13 e sui quali prende appoggio un cavalletto a V rovesciata 14. In sommità al cavalletto 14 sono montati a sbalzo girevoli attorno all'asse y-y, con interposizione di adatti cuscinetti (non mostrati), il braccio 3 ed una puleggia di trascinamento 15 ad esso solidale in rotazione.



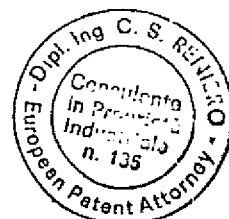


Il gruppo motoriduttore 4 può essere costituito da un motore elettrico di tipo reversibile e da un riduttore epicicloidale 16 sul cui albero di uscita è calettata una puleggia 17 per l'azionamento tramite apposita cinghia dell'encoder 5, nonché una puleggia 18 per l'azionamento tramite cinghia o catena 19 della puleggia di trascinamento 15 per il braccio 3.

La puleggia 15 è affiancata da un elemento scatolare 20 entro il quale si può accumulare un tratto di cavo elettrico sufficiente a consentire una rotazione completa di 360° alla puleggia 15 e quindi al braccio 3, senza bisogno di far uso di sistemi a contatti striscianti notoriamente costosi e non sempre affidabili.

Il braccio 3 è dotato alle proprie estremità di due mensole 21, le quali sono destinate a supportare una il dispositivo emettitore 6 e l'altra il rilevatore 7 che viene così a trovarsi disposto diametralmente opposto all'emettitore rispetto alla zona di esposizione 8. Peraltro, la distanza tra emettitore 6 e zona di esposizione 8 è vantaggiosamente maggiore rispetto a quella tra zona di esposizione e rilevatore 7.

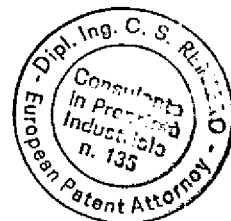
Il complesso anatomico da esaminare, per esempio il sistema dentario di un paziente, oppure la zona interessata da una frattura di un arto ecc., viene posizionata nella zona di esposizione 8. E così, la testa del paziente - nel caso





serva una radiografia panoramica simultanea del suo sistema dentario - può essere introdotta in posizione grossomodo assiale rispetto all'asse y-y, ad esempio mantenendo il paziente disteso su di un lettino oppure in piedi se il braccio 3 è montato a soffitto o comunque girevole attorno ad un asse verticale. L'elettronica di sincronizzazione provvederà a mettere in azione il motore 4 e ad attivare l'emettitore 6 ed il rivelatore 7, cosicché mentre l'emettitore emette raggi X diretti verso la testa del paziente, il rivelatore riceverà i raggi stessi, sia raggi provenienti direttamente dall'emettitore che quelli che hanno attraversato la testa del paziente per un intero angolo di rotazione del braccio 3. Dopo di ciò il braccio 3 viene fatto ruotare a ritroso fino a raggiungere la posizione di partenza.

L'emettitore di raggi-X 6 (Fig. 3) può essere costituito da un tubo radiogeno adatto qualsiasi dotato di modulo di alta tensione, come è usuale nella tecnica. L'emissione del tubo radiogeno può essere del tipo pulsato, è controllata a programma dal computer 10 ed è simultaneamente sincronizzata con il rivelatore 7. La durata degli impulsi è ad esempio pari ad alcuni msec, l'intensità dell'emissione dipende invece dalla differenza di potenziale applicata al tubo (dell'ordine dei 100 KV) e dalla corrente anodica (dell'ordine dei 10 mA). L'alimentazione del tubo può essere del tipo monofase non raddrizzata.





Rese maggiori si ottengono con alimentatori a media frequenza pilotati ad "onda quadra".

Il fascio radiogeno 22 prodotto dall'emettitore 6 viene collimato "a cono" sul rivelatore 7. Entro tale cono 22 è contenuto il "cerchio di ricostruzione" 8a in corrispondenza della zona di esposizione 8, all'interno del quale viene posizionata la testa, un arto, ecc. del paziente.

Il rilevatore digitale bidimensionale di raggi-X 7 è preposto a misurare l'intensità del fascio radiante 22 che in incide nei vari punti x, y della sua area sensibile e a convertire in tempo reale tale informazione in forma numerica. Attualmente, una delle soluzioni meglio praticabili è quella di utilizzare un tubo IB (intensificatore di brillantezza) con annessa TV-camera e sistema di digitalizzazione delle immagini.

L'intensificatore di brillantezza converte l'intensità del fascio di raggi-X in intensità luminosa, fornendo in uscita un'immagine "visibile" corrispondente alla distribuzione di intensità radiante sulla sua area sensibile. La TV-camera converte, a sua volta, il segnale luminoso in segnale elettrico, che viene poi convertito attraverso un ADC (convertitore da digitale ad analogico) in valore numerico. La TV-camera può essere del tipo a "tubo catodico", ma è preferibile, in termini di linearità, di rapporto segnale-rumore, di "lag" (persistenza dell'immagine) e di distorsione spa-





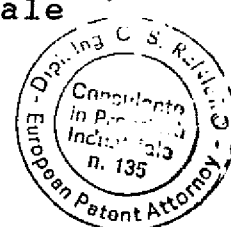
ziale, che sia del tipo a stato solido con sensore CCD (charged coupled device).

L'uscita della TV-camera dovrà essere o di tipo digitale o di tipo analogico. Essa potrà utilizzare un sincronismo interno standard (a 50 Hz) o, preferibilmente, un sincronismo esterno (clock) per un miglior controllo del sincronismo generale. La camera potrà essere interfacciata con una scheda di "grabbing" che attraverso un "bus-dati" scaricherà direttamente i dati nella memoria del computer 10. Il processo completo di cattura e trasferimento dell'immagine dovrà essere molto rapido per limitare il tempo complessivo dell'operazione.

La risoluzione delle immagini digitali prodotte potrà essere ad esempio di 256x256 (di preferenza 512x512). Le immagini potranno essere immagazzinate su disco magnetico o in una memoria RAM. La memorizzazione in memoria RAM consente tempi più rapidi sia di acquisizione che di elaborazione dei dati.

In alternativa, il sistema descritto potrà essere sostituito da rivelatori digitali a stato solido, per esempio schermi fluorescenti accoppiati mediante fibre ottiche ad una o più TV-camere (eventualmente raffreddata per diminuire il rumore) oppure "camere proporzionali" con elettronica a micro-strips.

Il computer 10 è preposto al controllo generale

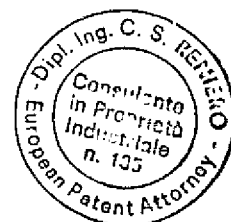




dell'intero processo e dell'analisi dei dati. Poiché la ricostruzione delle immagini prevede una mole molto elevata di calcoli, è vantaggioso che la velocità di calcolo del computer sia particolarmente alta e che esso sia dotato di grande capacità di memoria RAM per non dover "swappare" su disco parte dei dati acquisiti.

Una volta che il capo od un arto del paziente sia stato posto all'interno del cerchio di ricostruzione 8a, come si è detto, il braccio 3 viene fatto girare, cosicché l'emettitore 6 ed il rilevatore 7 su di esso montati descrivano una circonferenza attorno alla zona di esposizione 8. Durante la rotazione del braccio 3 vengono eseguite col fascio pulsato 22 delle radiografie digitalizzate dal dispositivo rivelatore 7. Il numero delle radiografie viene variato secondo criteri che tengono conto della dose di raggi-X somministrabile al paziente, della risoluzione spaziale e del contrasto che si ritiene necessario ottenere nelle immagini finali. Il numero di tali immagini può essere vario; in pratica si eseguono da 270 a 720 immagini. La durata complessiva della rotazione può, ad esempio, variare da circa 30 a circa 180 sec. Le immagini digitalizzate vengono registrate nella memoria del computer 10 e successivamente elaborate.

La ricostruzione di una matrice tridimensionale di densità viene effettuata a partire dalle immagini digitalizzate utilizzando noti algoritmi matematici della retroproiezione





filtrata-pesata-tridimensionale prevista per un fascio radiante "a cono". Siffatti algoritmi matematici di ricostruzione, in breve, prevedono l'esecuzione delle seguenti operazioni.

Innanzitutto, i dati della matrice-immagine digitalizzata vengono trasformati in "proiezioni", ossia pixel per pixel della matrice immagine viene calcolato con opportuni procedimenti il logaritmo del rapporto tra le intensità del fascio incidente dopo aver attraversato il complesso anatomico in esame e quella di riferimento in aria libera.

Le proiezioni vengono quindi moltiplicate per un fattore geometrico che dipende dalla distanza del pixel considerato dal pixel centrale del rilevatore bidimensionale 7 (che è allineato sul raggio centrale del fascio a cono 22) in modo da ottenere proiezioni "corrette" per la geometria del fascio.

Le proiezioni corrette così ottenute vengono, a loro volta, filtrate con un filtro convolutivo, per esempio un filtro convolutivo avente una risposta in frequenza del tipo "a rampa" con frequenza di taglio pari a $1/2a$, dove a è la dimensione x perpendicolare all'asse di rotazione del sistema, del pixel di rivelazione.

Infine, le proiezioni filtrate vengono retroproiettate sulla matrice tridimensionale di ricostruzione, ossia per ciascuna delle immagini digitalizzate il valore della proie-





zione corretta geometricamente e filtrata viene sommato (con un opportuno fattore di peso) a tutti i pixel della matrice tridimensionale di ricostruzione intercettati dal raggio che unisce la sorgente del fascio al pixel in questione. Alla fine di questa operazione nei pixel della matrice di ricostruzione si ritrova il valore del coefficiente di attenuazione dei raggi-X caratteristico di quella porzione di oggetto rispetto al fascio radiante. Tale coefficiente, generalmente indicato con $u(x, y, z)$, funzione dell'energia della radiazione e del tipo di materiale (o tessuto) interessato, costituisce l'output della ricostruzione e, opportunamente convertito in livelli di grigio, viene utilizzato per la rappresentazione del complesso anatomico secondo sezioni bidimensionali o mediante visualizzazioni pseudotridimensionali.

Il software dell'apparecchio radiologico secondo la presente invenzione comprende schematicamente i seguenti blocchi o moduli principali.

1. Modulo di gestione

Esso è destinato a gestire il processo di acquisizione dei dati, ossia l'esecuzione dell'esame, controlla cioè il motore 4, la generazione del fascio-X pulsato 22, trasferisce le immagini del sistema di digitalizzazione alla memoria RAM del computer 10. I dati possono essere archiviati poi su disco per una successiva elaborazione oppure possono es-





sere immediatamente elaborati. Il modulo gestisce anche la scelta da parte dell'utente tra le diverse opzioni di scansione disponibili, a seconda della durata dell'esame e della precisione dei risultati desiderate.

2. Modulo di elaborazione dei dati

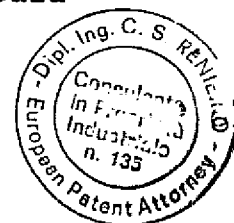
L'elaborazione dei dati è volta alla ricostruzione della matrice tridimensionale di densità a partire dalle immagini digitalizzate durante il processo di acquisizione, secondo gli algoritmi matematici della retroproiezione sopra richiamati.

Sono possibili diverse scelte tra i vari "filtri" matematici, che permettono di privilegiare, nella ricostruzione, differenti aspetti qualitativi del complesso anatomico ricostruito.

3. Modulo di visualizzazione delle immagini

Il modulo di visualizzazione consente di presentare i risultati ottenuti dalla ricostruzione. Tali risultati consistono, in generale, di immagini bidimensionali relative a sezioni della matrice tridimensionale secondo piani assiali, sagittali o comunque inclinati. I valori di densità sul piano prescelto vengono ottenuti mediante ben note tecniche di interpolazione lineare pesata.

Le immagini vengono ottenute convertendo i valori ricostruiti di densità in livelli di grigio, secondo una scala comprendente, ad esempio, 256 livelli (8 bit). Questa scala

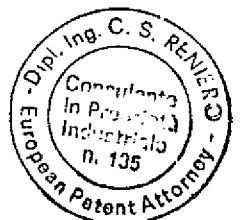




d'uscita, detta anche LUT (look-up table), può essere variata a piacere in modo da adattare la visualizzazione alle diverse esigenze dell'utente, in modo tale da modificare il contrasto, la luminosità, il tipo di scala (se diretta od invertita), fino ad utilizzare, in taluni casi, una scala di pseudo-colori per l'evidenziazione di aspetti particolari dell'immagine.

In particolare, è possibile ricavare:

- a) sezioni assiali del complesso anatomico esaminato, con una risoluzione fino a 0,5 mm tra l'una e l'altra;
- b) nel caso di sistemi dentari,, disegnando un arco di parabola su una sezione assiale della mandibola o del mascellare, si possono ottenere sezioni verticali (sagittali) della mandibola stessa o della mascella ortogonali all'arco di parabola, separate da una distanza selezionabile dall'operatore fino ad un minimo di 0,5 mm. Gli assi x, y di tali sezioni possono essere graduati con scale millimetriche reali, in modo da poter apprezzare direttamente distanze, spessori, ecc.;
- c) sezioni verticali scelte dall'operatore posizionando un segmento su una qualsiasi sezione assiale ed estese su tutta l'altezza ricostruita. In questo modo è possibile visualizzare sezioni delle articolazioni temporo-mandibolari, del mascellare, dei seni mascellari, ecc.;
- d) disegnando un arco di parabola su una sezione assiale





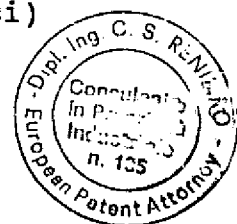
della mandibola, si può ricostruire una visione panoramica del sistema dentario ricostruita lungo quell'arco oppure lungo tutta la mezzeria o lungo archi paralleli ai precedenti, ma spostati di una distanza di 0,5 mm, od anche lungo un percorso desiderato qualsiasi, ad esempio a spezzate irregolari. L'estensione verticale della ricostruzione è scelta direttamente dall'operatore individuando i due piani assiali superiore ed inferiore;

e) una rappresentazione pseudo-tridimensionale dello schermo maxillo-facciale esaminato.

Tutte queste immagini possono essere riprodotte attraverso stampante, ad esempio una stampante laser, sia su carta che su lucido, oppure possono essere memorizzate su uno o più supporti magnetici od ottici che, consegnati al paziente, possono da questi essere fatti visionare dal proprio medico o dal proprio specialista, il quale, dotato di apposito software di visualizzazione sarà in grado di consultare direttamente sul suo personal computer.

4. Modulo di analisi quantitativa

Esso consente di estrarre dalle immagini ottenute informazioni di carattere geometrico e densitometrico. Le prime sono sia di carattere generale (quali distanze, angoli, aree) sia più specifiche in relazione al campo di interesse. E' infatti possibile, a questo riguardo, posizionare sulle immagini dei punti di repere numerati (punti cefalometrici)





ed effettuare delle analisi cefalometriche tridimensionali, in grado di caratterizzare quantitativamente la conformazione scheletrica maxillo-facciale.

Per quanto riguarda le valutazioni densitometriche esse sono direttamente ottenibili integrando su ben definite ROI - ossia regioni d'interesse - i valori numerici di densità, che si ottengono come risultato della ricostruzione iniziale.

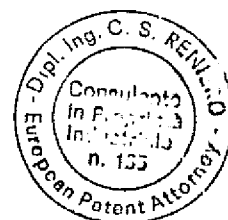
5. Modulo di archiviazione

Il modulo di archiviazione, infine, permette di costruire un "data base" integrato dati/paziente-immagini-dati/quantitativi, che raccoglie in modo ordinato tutte le informazioni prodotte con l'uso dell'apparecchio, con la possibilità di un loro rapido recupero attraverso i dati del paziente interessato. Sono anche implementate funzioni di elaborazione statistica dei dati immagazzinati.

Tutto il software è sviluppabile in ambiente operativo "multi-tasking" grafico, ad esempio Windows, o Windows NT.

L'apparecchio radiologico sopra descritto è suscettibile di numerose modifiche e varianti entro l'ambito protettivo definito dal tenore delle rivendicazioni.

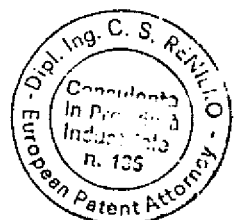
Così, ad esempio, modificando semplicemente le staffe di supporto 21 in modo che l'emettitore 6 ed il rilevatore possano per esempio essere regolabilmente spostati in una direzione parallela all'asse y-y ed eventualmente potenziati-





do l'emissione radiogena, è possibile esaminare anche distretti scheletrici diversi dal sistema dentario, quali il ginocchio, piede caviglia, avambracci, vertebre, ecc.

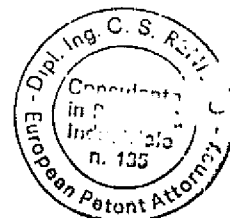
Inoltre, per aumentare la velocità di esecuzione dell'esame, si possono prevedere due coppie emettitore-rivelatore, oppure si può prevedere la presenza di TV-camere raffreddate oppure una coppia di TV-camere con differenti "range" di sensibilità per aumentare le prestazioni del rivelatore digitale in termini di "dinamica" e di risoluzione di contrasto, oppure ancora, come si è già detto, all'utilizzo di rivelatori digitali bidimensionali di nuova concezione.





RIVENDICAZIONI

1. Procedimento di rilevamento, memorizzazione ed elaborazione di immagini digitalizzate, il quale comprende l'emissione di raggi-X da parte di almeno una sorgente di raggi-X posta in rotazione attorno ad un complesso anatomico da analizzare, l'ottenimento di radiografie digitalizzate mediante un rilevatore digitale di raggi-X, e si caratterizza per il fatto di comprendere il trasferimento delle immagini digitalizzate ad una memoria intermedia o su supporto magnetico od ottico, la successiva elaborazione dei dati memorizzati per effettuare la ricostruzione di una matrice tridimensionale di densità del complesso anatomico irraggiato, la visualizzazione della matrice di densità così ricostruita secondo una vista o sezione bidimensionale desiderata del complesso anatomico mediante conversione dei valori ricostruiti di densità in livelli di grigio.
2. Procedimento secondo la rivendicazione 1, caratterizzato dal fatto che detti livelli di grigio sono modificabili sia per il contrasto, la luminosità ed il tipo di scala.
3. Procedimento secondo la rivendicazione 2, caratterizzato dal fatto che la scala utilizzata è una scala di pseudocolori.
4. Procedimento secondo una qualunque delle precedenti rivendicazioni, caratterizzato dal fatto che le immagini ricostruite sono riproducibili tramite stampante oppure memoriz-



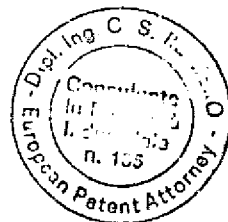


zate su supporto magnetico od ottico.

5. Procedimento secondo una qualunque delle precedenti rivendicazioni, caratterizzato dal fatto di comprendere la formazione di un "data base" integrato che raccoglie in modo ordinato tutte le informazioni ottenute sul complesso anatomico analizzato.

6. Apparecchio radiologico per la realizzazione del procedimento di rilevamento secondo una qualunque delle precedenti rivendicazioni, comprendente un supporto, un braccio o piattaforma montata girevole attorno ad un asse su detto supporto, mezzi di azionamento e di controllo della rotazione di detto braccio o piattaforma, almeno un dispositivo emettitore di raggi-X portato dal braccio o piattaforma girevole, almeno un rivelatore di raggi-X, il quale è atto a captare radiazioni emesse dal o da un rispettivo dispositivo emettitore ed è sistemato sul braccio o piattaforma in posizione diametralmente opposta rispetto al od al rispettivo emettitore, una zona di esposizione per un complesso anatomico da esaminare delimitata tra il o ciascun dispositivo emettitore ed il od il rispettivo rivelatore, mezzi di sincronizzazione per il o ciascun dispositivo espositore, per il o ciascun rivelatore e per detti mezzi di azionamento e controllo della rotazione, ed un computer di controllo e di elaborazione dei dati.

7. Apparecchio secondo la rivendicazione 6, caratterizzato



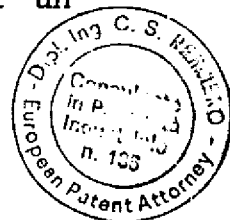


dal fatto che detti mezzi di azionamento e di controllo comprendono un gruppo motore-riduttore cinematicamente collegato a detto braccio o piattaforma ed un dispositivo di misurazione delle escursioni angolari del detto braccio o piattaforma.

8. Apparecchio secondo la rivendicazione 6 o 7, in cui il o ciascun emettitore di raggi-X comprende un tubo radiogeno dotato di modulo di alta tensione e si caratterizza per il fatto che detto tubo radiogeno è del tipo ad emissione pulsata controllata a programma dal computer e simultaneamente sincronizzata con il o con il rispettivo rilevatore.

9. Apparecchio secondo la rivendicazione 8, caratterizzato dal fatto che detto tubo radiogeno comprende un collimatore preposto a collimare "a cono" sul o sul rispettivo rivelatore il fascio radiogeno da esso emesso, nel quale è contenuto un cerchio di ricostruzione, entro cui viene posizionato un complesso anatomico da esaminare.

10. Apparecchio secondo la rivendicazione 8 o 9, caratterizzato dal fatto che il o ciascun rilevatore è un rilevatore digitale bidimensionale di raggi-X è preposto a misurare l'intensità del fascio radiante che in incide nei vari punti della sua area sensibile e a convertire in tempo reale tale informazione in forma numerica e comprende un tubo intensificatore di brillantezza atto a convertire l'intensità di un



fie simultanee di un complesso anatomico sostanzialmente come sopra descritto con riferimento agli uniti disegni e come ivi illustrato.

p.i. Dott. MOZZO PIERLUIGI e Dott. TACCONI ATTILIO

Un Mandatario



VR4733

