



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

DOMANDA DI INVENZIONE NUMERO	102011901919899
Data Deposito	25/02/2011
Data Pubblicazione	25/08/2012

Classifiche IPC

Titolo

APPARECCHIATURA PER LA TOMOSINTESI E LA MAMMOGRAFIA.

DESCRIZIONE

annessa a domanda di brevetto per INVENZIONE INDUSTRIALE
avente per titolo

APPARECCHIATURA PER LA TOMOSINTESI E LA MAMMOGRAFIA

a nome: I.M.S. INTERNAZIONALE MEDICO SCIENTIFICA S.r.l,
di nazionalità italiana, con sede a PONTECCHIO MARCONI,
Via Sagittario, 5.

Inventori Designati: *Achille Albanese, Bruno Toniolo,
Sara Vecchio, Paolo Vignoli.*

Il Mandatario: Ing. Ezio BIANCIARDI c/o BUGNION S.p.A.,
Via di Corticella, 87 - 40128 - Bologna.

Il presente trovato concerne una apparecchiatura per
eseguire la tomosintesi (in particolare la cosiddetta
"digital breast tomosynthesis") e la mammografia.

5 Sono note apparecchiature atte a consentire l'esecuzione
sia della "digital breast tomosynthesis" (DBT) che della
mammografia.

10 Tali apparecchiature comprendono una sorgente
configurata per emettere raggi X ed un rivelatore
configurato per ricevere i raggi X emessi dalla
sorgente.

Si osservi che la mammella della paziente sottoposta ad
analisi viene interposta fra la sorgente di raggi X ed
il rivelatore in modo che sia attraversata dalla
radiazione X emessa dalla sorgente.

15 Generalmente la mammella viene posizionata su un
apposito sostegno e compressa mediante un piatto detto
compressore.

Come noto, la presenza di masse tumorali o similari
nella mammella sottoposta ad analisi determina un

diverso assorbimento della radiazione X rispetto alle zone non interessate da tali masse tumorali; l'analisi di una immagine radiografica derivata dalla radiazione ricevuta dal rivelatore consente pertanto di individuare la presenza di sospette masse tumorali.

L'utilizzo della apparecchiatura per eseguire la mammografia prevede che la sorgente, il rivelatore e la mammella della paziente siano disposti in una predeterminata posizione spaziale relativa; l'elaborazione della radiazione ricevuta dal rivelatore consente di ottenere una immagine bidimensionale della mammella della paziente.

Si osservi invece che, per consentire l'esecuzione della "digital breast tomosynthesis", la sorgente di raggi X è mobile per consentire la generazione di raggi X da una pluralità di angolazioni rispetto alla mammella della stessa paziente.

Un vantaggio di tali apparecchiature è quello di poter combinare la tomosintesi con la mammografia, al fine di consentire mediante l'utilizzo combinato di tali tecniche una diagnosi molto efficace e precisa.

Una esigenza fortemente sentita dagli operatori del settore è quella di poter disporre di apparecchiature per l'esecuzione della tomosintesi e della mammografia ad elevata velocità che consentano al contempo di garantire anche una elevata qualità delle immagini radiografiche ottenute sia in mammografia che in tomosintesi.

Scopo del presente trovato è pertanto quello di soddisfare l'esigenza sopra espressa attraverso la realizzazione di una apparecchiatura per l'esecuzione della mammografia e della tomosintesi che consenta di eseguire in modo veloce la mammografia / tomosintesi

consentendo, al contempo, di ottenere una elevata qualità delle immagini.

Un ulteriore scopo del presente trovato è quello di realizzare una apparecchiatura per l'esecuzione della
5 mammografia e della tomosintesi che consentano di individuare in maniera veloce, accurata e precisa la traiettoria di un ago attraverso il corpo della paziente per effettuare un prelievo di materiale biologico in una determinata porzione del corpo della paziente.

10 Ancora un altro scopo del presente trovato è quello di realizzare una apparecchiatura per l'esecuzione della mammografia e della tomosintesi in cui sia ridotta la radiazione diffusa ovvero secondaria ricevuta dal rivelatore.

15 In accordo con l'invenzione, tale scopo viene raggiunto da una apparecchiatura per la tomosintesi e la mammografia comprendente le caratteristiche tecniche esposte in una o più delle rivendicazioni annesse.

Le caratteristiche tecniche del trovato, secondo i
20 suddetti scopi, sono chiaramente riscontrabili dal contenuto delle rivendicazioni sotto riportate, ed i vantaggi dello stesso risulteranno maggiormente evidenti nella descrizione dettagliata che segue, fatta con riferimento ai disegni allegati, che ne rappresentano
25 una forma di realizzazione puramente esemplificativa e non limitativa, in cui:

- la figura 1 illustra una vista schematica frontale di una preferita forma di realizzazione dell'apparecchiatura oggetto dell'invenzione;

30 - la figura 1A illustra una altra vista dell'apparecchiatura oggetto dell'invenzione in cui alcune parti sono state asportate per meglio evidenziarne altre;

- la figura 2 illustra una vista schematica frontale dell'apparecchiatura della figura 1 in un'altra configurazione;

5 - la figura 3 illustra un particolare di una variante dell'apparecchiatura di cui alle figure 1 e 2;

- la figura 4 illustra una vista schematica laterale di un particolare dell'apparecchiatura di cui alle figure 1 e 2 secondo il verso di osservazione J1;

10 - la figura 5 illustra un grafico esemplificativo del flusso di energia per unità di superficie di un tubo a raggi x ad una determinata distanza dallo stesso in funzione dell'angolo rispetto alla direzione centrale di emissione su un piano ortogonale alla direzione anodo-catodo;

15 - la figura 6 illustra una vista schematica ingrandita di una regione R2 di intersezione degli assi prevalenti di emissione dei raggi X delle sorgenti dell'apparecchiatura di cui alle precedenti figure 1-5.

20 Conformemente ai disegni allegati, è stato indicata con 1 una apparecchiatura per la tomosintesi e la mammografia oggetto della presente invenzione.

In particolare si osservi che l'apparecchiatura 1 oggetto dell'invenzione consente di eseguire sia la mammografia che la tomosintesi su una mammella M di un
25 paziente.

Nel seguito con il termine "paziente" intenderemo, indifferentemente, una persona di sesso femminile o maschile sottoposta ad analisi mediante l'apparecchiatura 1.

30 L'apparecchiatura 1 comprende un dispositivo 2 rivelatore di raggi X, configurato per ricevere e rivelare raggi X su un primo piano 3 di rivelamento (nel seguito indicato anche come piano 3 di rivelamento).

Si osservi che il dispositivo 2 rivelatore è un rivelatore sostanzialmente bidimensionale.

Tale dispositivo 2 rivelatore comprende un sensore configurato per rivelare un flusso di raggi X incidente sul piano 3 di rivelamento.

Si osservi che, preferibilmente ma non limitatamente, il sensore del dispositivo 2 rivelatore è un sensore a stato solido basato sul selenio amorfo.

L'apparecchiatura 1 comprende una pluralità di sorgenti 4 di raggi X.

Preferibilmente, tali sorgenti 4 di raggi X sono tubi a raggi X.

Si osservi che, nel seguito verrà utilizzata l'espressione "tubo a raggi X" o semplicemente "tubo"; tale espressione non deve intendersi come limitativa potendo il tubo a raggi X essere sostituito, secondo varianti non illustrate dell'apparecchiatura 1, anche con sorgenti di raggi X di differente tipologia.

Preferibilmente ma non limitatamente, secondo l'esempio illustrato nella figura 1, l'apparecchiatura 1 comprende cinque tubi a raggi X, indicati singolarmente con il riferimento numerico 4a, 4b, 4c, 4d, 4e.

Ciascun tubo (4a, 4b, 4c, 4d, 4e) a raggi X è disposto in modo da emettere un corrispondente fascio F di raggi X verso il primo piano 3 di rivelamento.

Tale fascio F di raggi X è, preferibilmente, un fascio di raggi X leggermente divergenti (ovvero conico), indirizzati prevalentemente lungo una corrispondente direzione prevalente di emissione (D1, D2, D3, D4, D5).

Si osservi che la direzione prevalente di emissione ovvero di massima emissione (D1, D2, D3, D4, D5) di ciascun tubo 4 definisce un asse centrale di emissione del relativo tubo 4.

Si osservi nella figura 1 che ciascun tubo emette un fascio di raggi X secondo un cono di emissione (il cui angolo di emissione è regolabile).

In questa luce si osservi che, preferibilmente, ciascun tubo a raggi X (4a, 4b, 4c ,4d, 4e) è provvisto di un dispositivo collimatore del fascio che è configurato per regolare la divergenza del fascio rispetto alla direzione prevalente di emissione (D1, D2, D3, D4, D5) ovvero per regolare l'angolo di emissione.

I punti focali di emissione dei tubi (4a, 4b, 4c ,4d, 4e) a raggi X sono disposti sostanzialmente su un medesimo secondo piano 5 ortogonale al primo piano 3 di rivelamento.

Si osservi che i tubi 4 sono orientati rispetto al primo piano 3 di rivelamento secondo una pluralità di angolazioni differenti l'una rispetto all'altra, ovvero le direzioni prevalenti di emissione (D1, D2, D3, D4, D5) hanno fra loro diversi orientamenti rispetto al primo piano 3 di rivelamento.

Ciascun tubo (4a, 4b, 4c ,4d, 4e) è attivabile singolarmente per emettere il corrispondente fascio F di raggi X verso il primo piano 3 di rivelamento.

Secondo l'invenzione, l'apparecchiatura 1 comprende inoltre una unità 6 di elaborazione e pilotaggio.

L' unità 6 di elaborazione e pilotaggio è collegata ai tubi 4 a raggi X per consentirne l'attivazione ed è altresì collegata al dispositivo 2 rivelatore per ricevere un segnale s1 relativo alla quantità di raggi X ricevuti dal dispositivo 2 rivelatore.

L' unità 6 di elaborazione e pilotaggio è configurata per derivare dal segnale s1 ricevuto una immagine radiografica rappresentativa della porzione del corpo della paziente sottoposta ad indagine (ovvero della

mammella M).

Si osservi che l'immagine radiografica, rappresentativa della mammella M sottoposta a mammografia / tomosintesi, viene ottenuta mediante una opportuna elaborazione del segnale s1.

Ulteriori caratteristiche tecnico funzionali dell' unità 6 di elaborazione e pilotaggio saranno descritte nel prosieguo.

Si osservi altresì che l'apparecchiatura 1 comprende una interfaccia operatore 9, configurata per visualizzare i risultati (esempio la/e immagine/i radiografica/che derivata/e e/o i parametri correlati al segnale s1 rilevato) della mammografia e/o della tomosintesi e per ricevere comandi dall'operatore.

Tale interfaccia 9 comprende, preferibilmente, un visualizzatore 10 ed una tastiera 11 per l'inserimento di comandi o, in alternativa, un visualizzatore del tipo touch-screen.

L'apparecchiatura 1 comprende un primo telaio 12 di supporto dei tubi (4a, 4b, 4c ,4d, 4e) a raggi X e del dispositivo 2 rivelatore.

Si osservi che il dispositivo 2 rivelatore ed i tubi (4a, 4b, 4c ,4d, 4e) a raggi X sono fissati stabilmente al primo telaio 12; pertanto i tubi 4 a raggi X sono disposti, rispetto al dispositivo rivelatore 2, in una predeterminata posizione spaziale.

Secondo la preferita forma di realizzazione il primo telaio 12 ha una conformazione anulare; in particolare si osservi che in figura 1 è stato indicato con A il centro dell'anello 28 definito dal primo telaio 12.

Si osservi altresì che i tubi a raggi X sono preferibilmente portati da un arco 13 dello stesso anello 28 definito dal primo telaio 12 mentre il

dispositivo 2 rivelatore è, preferibilmente ma non limitatamente, disposto nella regione interna dell'anello 28 definito dal primo telaio 12.

Preferibilmente, i tubi 4 a raggi X sono equidistanziati lungo l'arco 13 di circonferenza dell'anello 28; ancora
5 più preferibilmente i tubi 4 a raggi X sono distanziati lungo l'arco 13 l'uno rispetto a quello adiacente di un angolo di circa 10 gradi sessagesimali rispetto ad un punto centrale di una regione ovvero zona R2 di
10 posizionamento della mammella M.

Riguardo alla disposizione dei tubi (4a, 4b, 4c ,4d, 4e) a raggi X, si precisa quanto segue.

Preferibilmente ciascun tubo (4a, 4b, 4c, 4d, 4e) è disposto angolarmente ruotato rispetto ad un
15 corrispondente asse (H1, H2, H3, H4, H5) ortogonale al secondo piano 5 in modo che risulti sostanzialmente massimizzata l'uniformità di irraggiamento fra i diversi tubi 4 a raggi X sul primo piano 3 di rivelamento.

Si osservi che, preferibilmente, l'asse (H1, H2, H3, H4, H5) rispetto al quale ciascun tubo (4a, 4b, 4c, 4d, 4e)
20 è ruotato è un asse ortogonale al piano T definito dal torace T0 della paziente quando è disposta rispetto all'apparecchiatura in modo che sia consentita l'esecuzione della tomosintesi / mammografia.

Inoltre, ciascun asse (H1, H2, H3, H4, H5) si interseca con la retta definente la direzione prevalente di
25 emissione (D1, D2, D3, D4, D5) del relativo tubo.

Ancora più preferibilmente, tale asse (H1, H2, H3, H4, H5) risulta prossimale ad un punto focale di emissione
30 dei raggi del fascio F del tubo.

In altre parole, ciascun tubo (4a, 4b, 4c, 4d, 4e) è ruotato attorno ad un asse ortogonale al secondo piano 5 in modo che risulti massimizzato un parametro relativo

all'uniformità di irraggiamento fra i vari tubi 4.

Come noto, la fluenza di energia, ovvero l'intensità di radiazione di una sorgente di raggi X per unità di superficie, misurata sul dispositivo rivelatore 2
5 relativamente all'asse centrale varia inversamente al quadrato della distanza sorgente di raggi X - dispositivo rivelatore 2.

Inoltre, è noto che la fluenza di energia relativa di un tubo 4 in una superficie arbitrariamente piccola e posta
10 ad una determinata distanza dallo stesso tubo 4 varia con l'angolo che viene a formarsi fra il raggio incidente sulla superficie stessa e l'asse centrale di emissione dello stesso tubo 4 (tale angolo è, a titolo esemplificativo, indicato con W nella figura 1A); in
15 particolare, la fluenza di energia è massima lungo la direzione dell'asse centrale (D1, D2, D3, D4, D5) e decresce allontanandosi dall'asse centrale.

A titolo di esempio nella figura 5 è illustrato l'andamento della fluenza di energia ad una determinata
20 distanza dal punto emissivo di un tubo 4 in funzione dell'angolo formato da un raggio con l'asse centrale.

Si osservi che nella figura 1A sono stati indicati con RG1, RG2, RG3 tre raggi X relativi al tubo 4C e con RG4, RG5, RG6 tre raggi relativi al tubo 4a.

25 Con riferimento al tubo 4a ed a titolo esemplificativo, si osservi che, per effetto della rotazione del tubo 4a attorno ad H1, il raggio RG4 percorre, a partire dal punto focale di emissione, una distanza minore rispetto al raggio RG5 dal piano 3 per incidere sul dispositivo 2
30 rivelatore ma d'altro canto è disposto con angolo maggiore rispetto all'asse centrale del tubo 4a (che di fatto coincide con il raggio RG5); tali effetti opposti fanno sì che sia possibile scegliere una direzione

dell'asse centrale D1 tale che sul piano 3 di rivelamento venga massimizzata l'uniformità in fluenza di energia tra i raggi RG5 ed RG4 (infatti il raggio RG4 avendo una minore distanza di RG5 darebbe origine ad una maggiore fluenza sul piano 3 ma tale effetto viene ridotto ovvero annullato dal fatto che RG4 disposto ad un angolo maggiore di RG5 rispetto all'asse centrale).

In modo del tutto simile quanto sopra descritto risulta valido anche per gli altri raggi / tubi 4.

Pertanto, vantaggiosamente, la rotazione di ciascun tubo 4 rispetto al relativo asse (H1, H2, H3, H4, H5) consente di uniformare la fluenza di energia sul piano 3 del dispositivo rivelatore 2 (di ciascun tubo 4 e/ o dei diversi tubi fra loro).

Si osservi che in generale tale apparecchiatura 1 non è isocentrica in quanto gli assi centrali dei tubi 4, disposti in modo da massimizzare l'uniformità in fluenza (secondo le modalità esposte in precedenza), non si intersecano necessariamente in un medesimo punto.

Infatti, come ben visibile nella figura 6, le direzioni prevalenti di emissione (D1, D2, D3, D4, D5) non risultano intersecarsi nel medesimo punto.

A tal proposito a titolo esemplificativo e non limitativo la figura 6 illustra le direzioni prevalenti di emissione D1, D3 e D5 intersecarsi in un primo punto I1 e le direzioni prevalenti di emissione D2, D3 e D4 intersecarsi in un secondo punto I2.

Preferibilmente ma non limitatamente, tali punti di intersezione (I1, I2) risultano disposti all'interno della regione R2 di posizionamento della mammella M.

La massimizzazione dell'uniformità di irraggiamento fra i diversi tubi 4 a raggi X consente al dispositivo rivelatore 2 di ricevere sostanzialmente la medesima

quantità di energia da ciascun tubo 4 a raggi X a parità di energia rilasciata da ciascun tubo 4 (o dose) di raggi X.

Secondo tale aspetto, si osservi che le direzioni prevalenti (D1, D2, D3, D4, D5) di irraggiamento dei diversi tubi (4a, 4b, 4c, 4d, 4e), pur giacendo sostanzialmente sul medesimo piano, non si intersecano in un punto prima di incidere sul primo piano 3 del dispositivo 2 rivelatore.

Sempre secondo la preferita forma di realizzazione, l'apparecchiatura 1 comprende un secondo telaio 14 ed il primo telaio 12 è portato girevolmente rispetto al secondo telaio 14.

In particolare, il primo telaio 12 è girevole attorno ad un asse B (preferibilmente orizzontale) parallelo al secondo piano 5.

Si osservi inoltre che, nella preferita forma di realizzazione, l'asse B giace sul secondo piano 5 e, ancora più preferibilmente, passa attraverso il centro A dell'anello 28.

Si fa presente che, vantaggiosamente, la rotazione dell'anello 28 attorno all'asse B consente di eseguire la mammografia / tomosintesi con la paziente distesa su un lettino.

Secondo tale aspetto, preferibilmente la paziente viene fatta stendere prona sul lettino e l'anello 28 è ruotato di circa 90 gradi rispetto all'asse B per essere disposto sotto il lettino in una determinata posizione.

Nella figura 1 è stato indicato con il riferimento numerico 15 un albero di supporto del primo telaio 12 e con il riferimento numerico 16 organi di azionamento in rotazione di tale albero 15, ambedue facenti parte dell'apparecchiatura 1.

Si osservi che l'albero 15 di supporto e gli organi 16 di azionamento in rotazione dello stesso albero 15 definiscono mezzi 17 di rotazione del primo telaio 12 rispetto al secondo telaio 14.

5 Si osservi altresì che, secondo la preferita forma di realizzazione, il primo telaio 12 è mobile verticalmente rispetto al secondo telaio 14.

Infatti, il secondo telaio comprende una porzione telescopica 18 la cui lunghezza può essere variata per
10 consentire di alzare / abbassare il primo telaio 12.

La porzione telescopica 18 ed i relativi organi di movimentazione (non illustrati) definiscono mezzi 20 di movimentazione verticale del primo telaio 12 rispetto al secondo telaio 14.

15 La figura 1 illustra in tratteggio e con linea continua due differenti posizioni verticali del primo telaio 12.

Si osservi che i mezzi 20 di movimentazione verticale del primo telaio 12 rispetto al secondo telaio 14 secondo varianti non illustrate possono prevedere vari
20 dispositivi o organi atti a consentire un movimento relativo verticale del primo telaio 12 rispetto al secondo telaio 14.

Si osservi altresì che, secondo una variante, l'anello 28 è portato girevole attorno al proprio centro A
25 (ovvero, più in generale, attorno ad un asse perpendicolare al piano 5).

Infatti, si osservi che l'anello 28 è accoppiato girevolmente ad un elemento 42 solidale all'albero 15; in altre parole l'anello 28 è girevole attorno al
30 proprio centro A rispetto al secondo telaio 14.

Si osservi altresì che con il riferimento numerico 40 sono stati indicati mezzi di rotazione dell'anello 28 attorno all'asse A, facenti parte dell'apparecchiatura.

Tali mezzi 40 di rotazione sono associati all'elemento 42.

Secondo tale aspetto, è possibile ruotare solidalmente l'anello 28 rispetto al proprio centro A; tale rotazione
5 determina una rotazione attorno ad A sia dei tubi 4 che dello stesso dispositivo 2 rivelatore.

In accordo con tale aspetto, è possibile derivare con l'anello 28 posizionato a diversi angoli di rotazione attorno ad A immagini con ciascuno dei tubi 4.

10 Si osservi che a ciascuna posizione angolare dell' l'anello 28 attorno ad A corrisponde una differente direzione di compressione della mammella M.

In sintesi, si osservi che il primo telaio 12 è portato girevolmente dal secondo telaio 14 attorno ad un primo
15 asse B e attorno ad un secondo asse A; tali assi, A e B, sono fra loro ortogonali.

Secondo un altro aspetto, l'apparecchiatura 1 comprende ulteriormente un primo elemento di riscontro 21, configurato per ricevere in appoggio la mammella M della
20 paziente, ed un secondo elemento di riscontro 22 della mammella M mobile per consentire una compressione, ovvero uno schiacciamento, della mammella M fra il primo elemento di riscontro 21 e lo stesso secondo elemento di riscontro 22.

25 Il primo 21 ed il secondo 22 elemento di riscontro definiscono, nell'insieme, mezzi 35 di posizionamento stabile della mammella M interposti tra il dispositivo rivelatore 2 e i tubi 4 a raggi X per consentire un posizionamento stabile della stessa mammella M.

30 Si osservi che, nella presente, con l'espressione "posizionamento stabile della mammella" si intende che la mammella M è trattenuta in una determinata posizione rispetto al dispositivo rivelatore 2 durante

l'esecuzione della mammografia / tomosintesi.

Si osservi altresì che tali elementi (21,22) definiscono una regione R2 di posizionamento della mammella (ovvero una regione in cui la mammella viene disposta in modo
5 che sia attraversata dai fasci di raggi X emessi dai tubi 4).

Si osservi che secondo una variante, i mezzi 35 di posizionamento stabile della mammella M possono essere mobili rispetto al dispositivo 2 rivelatore (ovvero
10 rispetto al telaio 12), in modo da consentire di comprimere la mammella in posizioni diverse.

Si osservi altresì che la regione di posizionamento R2 più in generale è una regione dello spazio in cui può essere disposta la mammella in modo che risulti
15 attraversata dai fasci di raggi X emessi dai tubi 4 ai fini dell'esecuzione della mammografia / tomosintesi.

Secondo un altro aspetto, l'apparecchiatura 1 comprende un dispositivo 23 mobile di prelievo di un campione di tessuto della mammella M.

Tale dispositivo 23 di prelievo comprende, secondo una
20 preferita forma di realizzazione, un equipaggio 24 mobile nello spazio provvisto di un ago 25 configurato per inserirsi all'interno della mammella M in modo da consentire il prelievo di materiale biologico ovvero
25 tessuto organico appartenente alla stessa mammella M.

Secondo tale aspetto, preventivamente al prelievo di materiale biologico è previsto di attivare singolarmente (ovvero l'uno dopo l'altro) almeno due tubi 4 a raggi x per rivelare l'irraggiamento sul primo piano 3 del
30 dispositivo 2 rivelatore.

Preferibilmente ma non limitatamente è previsto di attivare tre tubi 4 a raggi X secondo una qualsiasi sequenza; ancora più preferibilmente è previsto di

attivare secondo una qualsiasi sequenza il tubo centrale 4c, uno dei tubi laterali sinistri (4a, 4b) ed uno dei tubi laterali destri (4c, 4d).

5 Si osservi che nella presente il termine "destro" e "sinistro" è relativo alle figure allegate.

L'unità 6 di pilotaggio ed elaborazione è configurata per derivare, dall'insieme di dati rilevati dal dispositivo rivelatore 2 e relativi all'irraggiamento sul primo piano 3 di rivelamento, l'esatta posizione
10 dell'ago 25 rispetto ad una regione della mammella M oggetto di interesse (tale regione risulta selezionabile dall'operatore o determinabile dall'unità 6 secondo diversi criteri).

Ulteriormente, l'unità 6 di pilotaggio ed elaborazione è
15 configurata per determinare un percorso dell'ago 25 attraverso la mammella M ai fini di consentire allo stesso ago 25 di prelevare un campione di tessuto biologico nella zona della mammella M oggetto di interesse.

20 Si osservi che più in generale l'apparecchiatura 1 potrebbe essere configurata anche per determinare un percorso dell'ago 25 attraverso la mammella M con due sole immagini (una relativa al tubo centrale 4c ed un'altra immagine relativa ad uno dei tubi laterali).

25 L'immagine relativa al tubo centrale 4c consente di individuare il posizionamento dell'ago 25 sul piano 3 del dispositivo 2 rivelatore mentre l'immagine relativa ad un tubo laterale, combinata con quella del tubo centrale 4c, consente di individuare per triangolazione
30 la posizione relativa ago 25 - regione di interesse.

Dalla descrizione sopraesposta si evince come l'apparecchiatura 1 oggetto dell'invenzione consente di individuare con estrema precisione, affidabilità e

velocità la traiettoria del dispositivo 23 mobile di prelievo per prelevare un determinato campione di tessuto della mammella M del paziente.

Infatti la possibilità di attivare sequenzialmente i
5 tubi 4 stazionari consente di derivare con estrema velocità la posizione relativa ago 25 - regione della mammella M di interesse ed il percorso dello stesso ago 25 attraverso la mammella M, non essendo necessaria alcuna attesa fra la disattivazione di un tubo 4 (dopo
10 che ne è stato rilevato l'irraggiamento sul primo piano 3 del dispositivo 2 rivelatore) e l'attivazione di un altro tubo 4, come si rende invece necessario nella macchine di tipo noto a causa della necessità di stabilizzare la posizione dell'unica sorgente di raggi X
15 rispetto al dispositivo rivelatore.

Ciò vantaggiosamente consente di ridurre le tempistiche relative al prelievo di tessuto mammario, diminuendo lo stress della paziente dovuto alla prolungata compressione e all'attesa di una operazione invasiva per
20 il proprio corpo e garantisce inoltre un prelievo preciso ed accurato in corrispondenza della regione selezionata.

Verrà descritto nel prosieguo il funzionamento dell'apparecchiatura 1 oggetto della presente invenzione
25 con riferimento all'esecuzione della tomosintesi e della mammografia.

Si osservi che tale descrizione non deve essere intesa come limitativa, potendo l'apparecchiatura 1 essere utilizzata anche secondo differenti modalità.

30 La mammella M viene disposta nella regione R2 di posizionamento.

Si osservi che la mammella M viene compressa tra il primo elemento 21 di riscontro ed il secondo elemento 22

di riscontro prima di eseguire la mammografia o la tomosintesi.

L'utilizzo della apparecchiatura 1 per eseguire la tomosintesi della mammella M prevede di attivare
5 singolarmente (e secondo una qualsivoglia sequenza) ciascun tubo (4a, 4b, 4c, 4d, 4e) per emettere raggi X e di rivelare sul primo piano 3 di rivelamento la radiazione X emessa da ciascun tubo (4a, 4b, 4c, 4d, 4e).

10 Si osservi che la radiazione emessa da ciascun tubo (4a, 4b, 4c, 4d, 4e) transita attraverso la mammella M della paziente.

L'unità 6 di pilotaggio ed elaborazione deriva dall'insieme dei dati corrispondenti alla radiazione X
15 dei tubi 4 rilevata sul primo piano 3 di rivelamento (ovvero dal segnale s1) la ricostruzione di piani tomografici rappresentativi della struttura interna e profonda della mammella M.

Tali piani tomografici vengono utilizzati
20 dall'operatore per effettuare una diagnosi sulla presenza o assenza di anomalie (ad esempio sospette masse tumorali) sui tessuti interni profondi della mammella M.

Si osservi che, vantaggiosamente, l'apparecchiatura
25 oggetto dell'invenzione consente di poter acquisire i dati necessari all'elaborazione dell'immagine di tomosintesi in un tempo molto breve (ovvero si caratterizza per la sua notevole velocità).

Infatti, i tubi (4a, 4b, 4c, 4d, 4e) possono essere
30 attivati in una qualsiasi sequenza senza che vi sia necessità di prevedere tempi di attesa fra la disattivazione di un tubo 4 (dopo che ne è stato rilevato l'irraggiamento sul primo piano 3) e

l'attivazione di un altro tubo 4; si osservi infatti che la disposizione stazionaria degli stessi tubi 4 rispetto al dispositivo rivelatore 2 non richiede che sia necessario attendere alcun transitorio di assestamento della posizione degli stessi tubi (4a, 4b, 4c, 4d, 4e).

Inoltre tale apparecchiatura 1 consente di ottenere una immagine tomosintetica di notevole qualità, in quanto la disposizione stazionaria dei tubi 4 rispetto al dispositivo 2 rivelatore consente di evitare qualsiasi disturbo o vibrazione meccanica indesiderata durante il rivelamento della radiazione che potrebbe degradare la stessa qualità delle proiezioni necessarie alla ricostruzione di tomosintesi.

L'apparecchiatura 1 consente anche l'esecuzione della mammografia; in tal caso è previsto di attivare un solo tubo 4 a raggi X (preferibilmente il tubo centrale indicato nella figura 1 con il riferimento numerico 4c).

L'utilizzo della apparecchiatura 1 per eseguire la mammografia prevede di attivare un tubo (ad esempio il tubo centrale 4c) per emettere raggi X e di rivelare sul primo piano 3 di rivelamento la radiazione X emessa dal tubo 4, la quale è transitata attraverso la mammella M della paziente.

L'unità 6 di pilotaggio ed elaborazione deriva dall'insieme dei dati corrispondenti alla radiazione X ricevuta sul primo piano 3 di rivelamento una immagine radiografica.

Si osservi che la tomosintesi consente di derivare un set di immagini di piani tomografici distinti della mammella M in cui eventuali lesioni possono essere più facilmente individuabili rispetto alla mammografia dove tali informazioni sono sovrapposte, insieme, in un'unica immagine.

Secondo una variante non illustrata, l'arco 13 che porta i tubi 4 può ruotare rispetto al centro A dell'anello 28.

5 Secondo tale variante, è previsto di ruotare l'arco 13 rispetto al centro A dell'anello 28 mantenendo invariata la posizione del dispositivo rivelatore 2 rispetto al primo telaio 12 (ovvero rispetto all'anello 28).

10 Pertanto, le sorgenti 4 sono fissate ad un arco 13 mobile lungo la circonferenza dell'anello 28 (preferibilmente l'arco 13 è portato dallo stesso anello 28).

15 Questa variante consente di acquisire un secondo set di immagini a partire da posizioni delle sorgenti sfalsate rispetto alle posizioni di acquisizione del primo set di immagini, raddoppiando la densità di campionamento dell'arco angolare di tomosintesi ma mantenendo sempre un tempo di acquisizione significativamente inferiore di quello in cui un'unica sorgente deve essere movimentata per raggiungere tutte le posizioni.

20 Inoltre, vantaggiosamente, è possibile operare uno spostamento dell'arco 13 ovvero dei tubi 4 durante il montaggio del dispositivo 23 mobile di prelievo sull'apparecchiatura 1, ai fini di agevolare l'accoppiamento del dispositivo 23 mobile di prelievo
25 all'apparecchiatura 1.

Secondo ancora una ulteriore variante non illustrata, l'apparecchiatura 1 comprende mezzi di movimentazione del dispositivo 2 rivelatore, configurati per consentire una movimentazione del rivelatore rispetto ai tubi 4.

30 In questa luce si osservi che i tubi 4 sono fissati stabilmente al telaio 12 e che il dispositivo 2 rivelatore è mobile rispetto al telaio 12.

Preferibilmente, i mezzi di movimentazione del

dispositivo 2 rivelatore sono configurati per consentire una traslazione del dispositivo 2 rivelatore ovvero una rotazione attorno ad un asse (preferibilmente attorno ad un asse parallelo ad A).

5 Secondo ancora un altro aspetto, l'apparecchiatura 1 comprende mezzi 30 di regolazione dello spettro del fascio F di raggi X, associabili ad uno o più tubi (4a, 4b, 4c, 4d, 4e), per consentire di regolare lo spettro di emissione del fascio F di raggi X del tubo 4 a cui
10 gli stessi mezzi 30 sono associati.

Si osservi che, con il termine spettro di emissione, viene indicata la distribuzione dell'intensità del fascio di raggi X in funzione delle frequenze.

Secondo una preferita forma di realizzazione dei mezzi
15 30 di regolazione dello spettro del fascio F di raggi, illustrata nella figura 6, tali mezzi 30 comprendono un dispositivo 31, associabile ad un corrispondente tubo 4 a raggi X, comprendente almeno un filtro 34 (preferibilmente tre filtri, di cui due filtri 34a e 34b
20 sono stati illustrati nella figura 3), un supporto 32 dei filtri, e mezzi di movimentazione 33 dei filtri 34 fra una posizione inoperativa D ed una posizione operativa E degli stessi filtri.

Si osservi che ciascun filtro 34 è disposto nella
25 posizione operativa E quando risulta attraversato dal fascio F a raggi X emesso dal tubo 4 a cui lo stesso dispositivo 31 è associato e, viceversa, è disposto nella posizione D inoperativa quando non è attraversato dal fascio F di raggi X; in tal modo il filtro 34,
30 quando è disposto nella posizione operativa E, consente, in funzione delle proprie caratteristiche (geometriche e relative ai materiali di costruzione), un attraversamento selettivo di porzioni dello spettro del

fascio F (ovvero consente una modifica dello spettro del fascio F fra monte e valle del filtro 34 stesso e, pertanto, una regolazione dello stesso spettro).

Secondo la forma di realizzazione del dispositivo 31 di figura 6, il supporto 32 comprende una giostra atta a ruotare rispetto ad un asse G e due filtri 34a e 34b disposti sulla periferia della giostra.

I mezzi 33 di movimentazione dei filtri 34 sono configurati per consentire la rotazione della giostra.

Secondo tale forma di realizzazione del dispositivo di filtraggio, l'azionamento in rotazione della giostra determina lo spostamento di un filtro 34 dalla posizione inoperativa D alla posizione operativa E e viceversa.

Si osservi che, preferibilmente, a ciascun tubo 4 è associato un dispositivo 31 come descritto in precedenza.

Si osservi che, preferibilmente, il dispositivo 31 comprende 3 o più filtri.

Secondo un'altra forma di realizzazione, non illustrata mediante disegni, i mezzi 30 di regolazione dello spettro di emissione del fascio F di uno o più tubi 4 a raggi X comprendono uno stadio elettronico di regolazione configurato per consentire una regolazione della tensione di polarizzazione di uno o più tubi 4 a raggi X.

Secondo tale forma di realizzazione, la regolazione della tensione di alimentazione di uno o più tubi 4 a raggi X consente di regolare lo spettro di emissione del tubo 4 e/o dei tubi 4 a raggi X a cui lo stadio elettronico di regolazione è associato.

Si osservi che, secondo una qualsiasi delle forme di realizzazione dei mezzi 30 di regolazione dello spettro di emissione del fascio F di uno o più tubi 4 a raggi X

descritte in precedenza, l'unità 6 di elaborazione e pilotaggio è configurata per pilotare i mezzi 30 di regolazione dello spettro di emissione in modo da regolare lo spettro di emissione del tubo / tubi 4 in
5 una prima ed in una seconda configurazione a cui corrisponde, rispettivamente, l'emissione di un fascio F con un primo ed un secondo spettro fra loro differenti.

L'unità 6 di elaborazione e pilotaggio è configurata per derivare, dall'insieme dei dati rilevati dal dispositivo
10 rivelatore 2 con il tubo/i 4 nella prima e nella seconda configurazione, informazioni sulla natura dei tessuti interni della mammella M.

Si osservi infatti che, per ciascun tubo 4 a raggi x, la variazione di attenuazione dell'intensità del fascio da
15 parte di un tessuto al variare dello spettro di raggi X dipende dalla natura del tessuto attraversato.

Ne consegue che il contrasto relativo, inteso come variazione di contrasto di una stessa regione fra le due immagini (ovvero fra una prima immagine radiografica
20 derivata quando il tubo 4 emette un fascio secondo il primo spettro ed una seconda immagine radiografica derivata quando il tubo 4 emette un fascio secondo il secondo spettro), dipende dalla natura del tessuto della mammella M.

A titolo esemplificativo, tale contrasto relativo fra le immagini radiografiche derivate nelle suddette prima e seconda configurazione è diverso per una regione della
25 mammella M in cui è presente tessuto ghiandolare rispetto ad una regione in cui è presente una massa tumorale.
30

Pertanto tale aspetto consente, vantaggiosamente, di incrementare le potenzialità dell'apparecchiatura 1 sia in tomosintesi che in mammografia, mantenendo una

velocità estremamente elevata.

Si osservi altresì che tale aspetto consente di incrementare le potenzialità dell'apparecchiatura 1 sia in tomosintesi che in mammografia, attraverso l'utilizzo combinato dei mezzi di regolazione dello spettro e di metodi di sottrazione delle immagini ottenute con spettri differenti (a tal proposito si osservi che l'unità di elaborazione e pilotaggio è programmata per implementare tali metodi di sottrazione).

Si osservi che quanto sopra esposto corrisponde all'implementazione delle cosiddette tecniche 'a doppia energia' (quali 'dual energy mammography' o 'contrast-enhanced digital mammography').

La combinazione non lineare di immagini a diversa energia (ovvero con differenti spettri) consente la produzione di un'immagine ibrida -sia essa di mammografia o di piani tomografici a seconda della tecnica utilizzata per l'acquisizione dei dati- nella quale i contrasti di strutture rilevanti sono preservati mentre quelli delle strutture normali sono significativamente attenuati.

Le tecniche cosiddette "a doppia energia" consentono anche di cancellare il contrasto tra due materiali in modo da intensificare quello di un terzo materiale rispetto ai primi due.

Questo comporta che, nell'ipotesi di un organo mammario semplificativamente composto da tre tessuti quali quello ghiandolare, adiposo e canceroso, la cancellazione o la minimizzazione del contrasto dovuto ai tessuti sani può facilitare il rilevamento delle lesioni.

Si osservi che, relativamente alle metodiche di sottrazione, le due immagini sottratte sono acquisite preferibilmente senza variazioni di posizionamento del

paziente (ovvero mantenendo la mammella compressa).

Inoltre, relativamente alla sottrazione di immagini planari, si osservi che le immagini sono acquisite dalla stessa posizione relativa della sorgente - dispositivo rivelatore 2.

Si osservi che, in tomosintesi, è comunque possibile acquisire due set di proiezioni in posizioni diverse della sorgente (rispetto al dispositivo rilevatore); secondo tale aspetto la sottrazione viene eseguita sui piani tomografici ricostruiti (purché l'orientamento di tali piani rispetto alla mammella del paziente sia lo stesso).

Si osservi altresì che le forme di realizzazione dei mezzi 30 di regolazione dello spettro del fascio F di raggi descritte in precedenza possono essere alternative o combinabili; infatti può essere prevista anche una loro combinazione nella medesima apparecchiatura 1.

Secondo un ulteriore aspetto, l'apparecchiatura 1 comprende una griglia 7 di rimozione della radiazione diffusa.

Tale griglia 7 di rimozione della radiazione diffusa è interposta fra i tubi 4 a raggi X e il dispositivo rivelatore 2, ovvero è disposta lungo il percorso del fascio F di raggi X in modo da intercettare il fascio F.

Più precisamente la griglia 7 di rimozione della radiazione diffusa risulta interposta, durante l'esecuzione della mammografia e della tomosintesi e della stessa biopsia (ovvero nell'uso dell'apparecchiatura 1), fra la mammella della paziente ed il dispositivo 2 rivelatore.

Si osservi che la griglia 7 definisce un volume 8 di rimozione della radiazione diffusa configurato per consentire un attraversamento dello stesso ai soli raggi

X aventi pre-determinate angolazioni (ovvero alla radiazione primaria).

Si osservi che, nella presente descrizione, la radiazione corrispondente al fascio F di raggi X emesso da uno dei tubi 4 a raggi X verrà indicata anche come "radiazione primaria" mentre i fotoni deviati dall'attraversamento di una porzione corpo umano (ovvero dalla mammella) da parte dei raggi X e che si propagano in direzioni diverse rispetto alla radiazione primaria verranno indicati come "radiazione di scattering" ovvero "radiazione diffusa" **ovvero "radiazione secondaria"**.

Verrà descritta in dettaglio nel prosieguo la griglia 7 di rimozione della radiazione diffusa facente parte dell'apparecchiatura 1 oggetto dell'invenzione.

La griglia 7 di rimozione della radiazione diffusa comprende una pluralità di lamelle 26 contraffacciate, ovvero disposte in modo che le relative facce ovvero piani 27 a maggior sviluppo planare risultino disposte l'una di fronte all'altra.

Si osservi che, con il termine "lamella", si intende un elemento sostanzialmente a sviluppo planare, caratterizzato da una direzione longitudinale ovvero di sviluppo prevalente, da una direzione trasversale e da uno spessore.

Preferibilmente le lamelle 26 sono conformate a foggia laminare (il cui spessore è dell'ordine dei centesimi di millimetro).

Si osservi che tali lamelle 26 definiscono, nell'insieme, il volume 8 di rimozione della radiazione diffusa.

La lamelle 26 risultano convergenti verso una medesima regione R1 prossimale ad un tubo 4 a raggi X (preferibilmente verso una regione di piccolo volume).

Si osservi che nella vista laterale dell'apparecchiatura 1 di cui alla figura 4, le lamelle 26 risultano convergenti verso un medesimo punto di convergenza FC ovvero verso il medesimo fuoco.

5 Si osservi altresì che, in corrispondenza del punto di convergenza FC ovvero fuoco risulta disposto uno dei tubi 4 dell'apparecchiatura 1 (nel caso dell'esempio illustrato il tubo centrale 4c).

10 In altre parole le lamelle 26 sono disposte orientate in modo che i piani 27 definiti dalle facce a sviluppo maggiore delle stesse lamelle 26 risultino, nell'uso, leggermente ruotati rispetto al piano T definito dal torace T0 della paziente per convergere in un medesimo punto di convergenza ovvero fuoco FC.

15 Preferibilmente, le lamelle 26 sono inclinate in funzione della loro distanza rispetto al secondo piano 5.

20 Più precisamente nella figura 4 si osservi che l'inclinazione del piano 27 definito dalle facce a sviluppo maggiore rispetto al piano T definito dal torace della paziente è crescente con la distanza dal secondo piano 5 della stessa lamella 26 (ovvero tale inclinazione è maggiore per lamelle 26 più distanti dal secondo piano 5 ed è minore per lamelle 26 più vicine al
25 secondo piano 5).

Nella figura 4 è stata illustrata, schematicamente, una porzione della griglia 7 in cui sono raffigurate una pluralità di lamelle 26; per comodità sono state indicate singolarmente quattro lamelle, a partire dalla
30 lamella più distante dal secondo piano 5, con i riferimenti numerici 26a, 26b, 26c, 26d.

Si osservi che ciascuna lamella (26a, 26b, 26c, 26d) presenta un proprio angolo di inclinazione (β_1 , β_2 , β_3 ,

β_4) rispetto al piano T definito dal torace T0 della paziente e che tali angoli di inclinazione (β_1 , β_2 , β_3 , β_4) sono descrescenti, a partire dalla lamella 26a, in avvicinamento al secondo piano 5.

5 In particolare nella figura 4 i piani 27 definiti dalle facce a sviluppo maggiore delle lamelle (26a, 26b, 26c, 26d) convergono, in accordo con l'invenzione, in un punto di fuoco indicato con il riferimento FC (nello spazio tridimensionale tale punto di convergenza è una
10 retta).

Si osservi che la griglia 7 di rimozione della radiazione diffusa è una griglia "focalizzata" (ovvero le lamelle risultano disposte per convergere verso un medesimo punto di convergenza ovvero fuoco FC).

15 Si ribadisce che, in corrispondenza del punto di convergenza FC ovvero fuoco risulta disposto uno dei tubi 4 dell'apparecchiatura 1 (preferibilmente il tubo centrale 4c).

Pertanto, più in generale e secondo l'invenzione, le
20 lamelle 26 sono orientate in modo da convergere in corrispondenza del punto emissivo di uno dei tubi 4 a raggi X.

Secondo l'invenzione, le lamelle 26 si sviluppano lungo una direzione di sviluppo K sostanzialmente parallela ad
25 un piano T definito dal torace T0 della paziente quando la mammella della paziente è disposta nella regione R1 di posizionamento (ovvero quando la paziente è correttamente posizionata per eseguire la mammografia / tomosintesi).

30 Si osservi che la paziente è correttamente posizionata quando è rivolta frontalmente rispetto al secondo piano 5 (nella figura 1 invece la paziente è disposta in una posizione ruotata di 90° rispetto alla posizione

corretta, ovvero è disposta lateralmente rispetto al secondo piano 5).

Si osservi altresì che nella figura 4 è stata schematizzata una mammella M disposta correttamente
5 nella regione di posizionamento R2.

Si osservi altresì che la direzione di sviluppo K risulta sostanzialmente parallela anche al secondo piano 5, ovvero al piano in cui è/sono mobile/i ovvero in cui risulta/no disposta/e la/le sorgenti/e di raggi X.

10 Inoltre, nella preferita forma di realizzazione, il secondo piano 5 è sostanzialmente ortogonale al primo piano 3.

Si fa presente che le lamelle 26 risultano disposte sostanzialmente affacciate verso il torace TO della
15 stessa paziente.

Si osservi che l'apparecchiatura 1 comprende mezzi di movimentazione della griglia 7 di rimozione della radiazione diffusa (non illustrati) per movimentare la griglia 7 almeno durante l'emissione del fascio di raggi X.
20

Preferibilmente, tali mezzi di movimentazione sono configurati per consentire una traslazione della griglia 7 di rimozione della radiazione diffusa in una direzione di traslazione C ortogonale alla direzione K di
25 sviluppo.

Si osservi che, preferibilmente, la direzione di traslazione C risulta parallela al primo piano 3 di rivelamento.

Inoltre, preferibilmente e secondo la forma di
30 realizzazione illustrata nella figura 1, la direzione di traslazione C è una direzione sostanzialmente ortogonale al secondo piano 5.

Preferibilmente, i mezzi di movimentazione sono attivati

per movimentare la griglia 7 di rimozione della radiazione diffusa durante l'esecuzione della mammografia e della stessa tomosintesi in modo da cancellare l'ombra creata dalle lamelle sul dispositivo rivelatore 2 (e conseguentemente ridurre l'artefatto prodotto sull'immagine radiografica).

Secondo un altro aspetto, la griglia 7 di rimozione della radiazione diffusa è caratterizzata da una densità di lamelle lungo la direzione C piuttosto elevata; preferibilmente lungo la direzione indicata con C la griglia 7 di rimozione della radiazione diffusa comprende una densità lineare di lamelle per centimetro lineare lungo la direzione C sostanzialmente superiore alla metà della densità lineare di pixel del dispositivo 2 rivelatore nella stessa direzione.

Secondo tale aspetto e più in generale, la griglia 7 comprende un numero di lamelle 26 per centimetro lungo la direzione C sostanzialmente superiore alla metà del numero di pixel del dispositivo 2 rivelatore per centimetro lungo la stessa direzione C.

L'elevata densità di lamelle consente, vantaggiosamente, di minimizzare la corsa della griglia 7 di rimozione della radiazione diffusa lungo la direzione C necessaria per consentire la cancellazione dell'ombra delle stese lamelle 26 sul primo piano 3 di rivelamento.

In particolare, si osservi che una densità lineare di lamelle lungo la direzione C sostanzialmente superiore alla metà della densità lineare di pixel del dispositivo 2 rivelatore per centimetro lungo la direzione C consente di cancellare l'ombra dovuta alla presenza della griglia 7 di rimozione della radiazione diffusa con una corsa della griglia 7 contenuta.

Ciò vantaggiosamente consente di minimizzare la perdita

di campo di vista lungo la direzione indicata nella figura 4 con C.

Ad esempio, nel caso in cui il dispositivo abbia un pixel di dimensione lineare dell'ordine di 0.1 mm, e si
5 scelga una densità di lamelle superiore a 130 coppie per centimetro, la corsa della griglia 7 necessaria per una corretta cancellazione dell'ombra sull'immagine è inferiore ai due millimetri.

Le lamelle 26 sono realizzate, preferibilmente, in un
10 metallo ad alto numero atomico, ad esempio in piombo e comunque in un materiale in grado di attenuare la radiazione X.

Le lamelle 26 sono configurate in modo da consentire l'attraversamento del volume 8 di rimozione della
15 radiazione diffusa di una frazione consistente della radiazione primaria e per ridurre l'attraversamento del volume 8 della radiazione secondaria.

Pertanto la griglia 7 di rimozione della radiazione diffusa consente, vantaggiosamente, di attenuare la
20 radiazione secondaria incidente sul primo piano 3 di rivelamento, consentendo al contempo l'attraversamento del volume 8 di rimozione della radiazione diffusa alla radiazione primaria.

Si osservi che, vantaggiosamente, la griglia 7 di
25 rimozione della radiazione diffusa dell'apparecchiatura 1 non necessita di essere rimossa durante la tomosintesi e, addirittura, consente di migliorare notevolmente la qualità dell'immagine radiografica anche in tomosintesi.

In particolare, tale griglia 7 di rimozione della
30 radiazione diffusa consente di aumentare sia in mammografia che in tomosintesi il rapporto tra il contrasto dell'immagine radiografica rilevata con la griglia 7 di rimozione della radiazione diffusa e senza

la griglia 7.

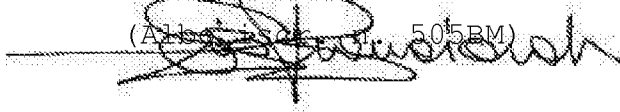
Un vantaggio del presente aspetto è pertanto quello di consentire di eseguire sia la tomosintesi che la mammografia senza che sia necessario operare la
5 rimozione della griglia 7.

Il trovato così concepito è suscettibile di evidente applicazione industriale; può essere altresì oggetto di numerose modifiche e varianti tutte rientranti nell'ambito del concetto inventivo; tutti i dettagli
10 possono essere sostituiti, inoltre, da elementi tecnicamente equivalenti.

IL MANDATARIO

Ing. Ezio BIANCIARDI

(Albo iscr. n. 505BM)

A handwritten signature in dark ink, appearing to read 'Ezio Bianciardi', is written over a horizontal line. The signature is stylized and somewhat cursive.

RIVENDICAZIONI

1. Apparecchiatura (1) per eseguire la tomosintesi e la mammografia di una mammella (M) di un paziente, **caratterizzata dal fatto** di comprendere:

- 5 - un dispositivo rivelatore (2) di raggi X, configurato per ricevere e rivelare raggi X su un primo piano (3) di rivelamento;
- una pluralità di sorgenti (4) di raggi X, disposte stabilmente su un secondo piano (5) sostanzialmente
10 ortogonale al primo piano (3) di rivelamento in una pluralità di posizioni (P1, P2, P3, P4, P5) prestabilite rispetto a detto dispositivo rivelatore (2), ciascuna di dette sorgenti (4) essendo attivabile individualmente per emettere un corrispondente fascio (F) di raggi X
15 verso detto primo piano (3) di rivelamento;
- una regione (R2) di posizionamento della mammella (M);
- una unità (6) di elaborazione e pilotaggio, collegata a dette sorgenti (4) di raggi X per attivarle individualmente e collegata a detto dispositivo (2)
20 rivelatore per ricevere un segnale (s1) relativo ai raggi X transitati attraverso la mammella (M) e rilevati dal dispositivo rivelatore (2), detta unità (6) essendo configurata per derivare da detto segnale (s1) almeno una immagine radiografica rappresentativa della
25 struttura interna della mammella (M) del paziente.

2. Apparecchiatura secondo la rivendicazione 1, in cui dette sorgenti (X) sono disposte lungo un arco (13).

3. Apparecchiatura secondo la rivendicazione 1 o 2, in cui ciascuna sorgente (4a, 4b, 4c, 4d, 4e) di dette
30 sorgenti (4) è disposta angularmente ruotata rispetto ad un corrispondente asse (H1, H2, H3, H4, H5) sostanzialmente ortogonale al secondo piano (5) in modo

da uniformare l'irraggiamento relativo di dette sorgenti (4) sul primo piano (3) di rivelamento.

4. Apparecchiatura secondo la rivendicazione 3, in cui detto asse (H1, H2, H3, H4, H5) di rotazione di ciascuna sorgente (4) è prossimale ad un punto di emissione del fascio (F) della relativa sorgente (4).

5. Apparecchiatura secondo una qualsiasi delle rivendicazioni da 1 a 4, comprendente un primo telaio (12) conformato ad anello (28) a cui sono fissate stabilmente dette sorgenti (4) di raggi X.

6. Apparecchiatura secondo la rivendicazione 5, caratterizzata dal fatto di comprendere un secondo telaio (14) e dal fatto che detto primo telaio (12) è portato girevole da detto secondo telaio (14).

7. Apparecchiatura secondo la rivendicazione 6, caratterizzata dal fatto di comprendere mezzi (20) di movimentazione verticale del primo telaio (12) rispetto al secondo telaio (14) per consentire una movimentazione verticale del primo telaio (12).

8. Apparecchiatura secondo una qualsiasi delle rivendicazioni da 5 a 7, caratterizzata dal fatto che il primo telaio (12) è girevole attorno ad un centro (A) di detto anello (28).

9. Apparecchiatura secondo una qualsiasi delle precedenti rivendicazioni, caratterizzata dal fatto di comprendere una griglia (7) di rimozione della radiazione diffusa interposta fra la regione di posizionamento (R2) e detto dispositivo rivelatore (2) per essere attraversata dai raggi X transitati attraverso la mammella (M), detta griglia (7) di rimozione della radiazione diffusa comprendendo una pluralità di lamelle (26) disposte contraffacciate al

torace (TO) del paziente quando la mammella (M) è posizionata nella regione (R2) di posizionamento ed orientate convergenti verso una medesima regione (R1) prossimale ad una delle sorgenti (4) di raggi X.

5 **10.** Apparecchiatura secondo la rivendicazione 9, caratterizzata dal fatto che detta griglia (7) di rimozione della radiazione diffusa presenta, lungo una direzione (C) ortogonale al torace (TO) del paziente, un numero di lamelle (26) per centimetro superiore alla
10 metà di un numero di pixel per centimetro del dispositivo (2) rivelatore lungo detta direzione (C).

11. Apparecchiatura secondo una qualsiasi delle rivendicazioni 9 o 10, caratterizzata dal fatto di comprendere mezzi di movimentazione della griglia (7),
15 configurati per consentire una movimentazione della griglia (7) in una direzione (C) di movimentazione sostanzialmente ortogonale ad una direzione (K) di sviluppo di dette lamelle (26).

12. Apparecchiatura secondo una qualsiasi delle rivendicazioni precedenti, caratterizzata dal fatto di comprendere mezzi (30) di regolazione dello spettro del fascio F di raggi, associabili ad almeno una di dette sorgenti (4) di raggi X, e dal fatto che detta unità (6) di elaborazione e pilotaggio è configurata per pilotare
20 detti mezzi (30) di regolazione per consentire una regolazione dello spettro del fascio (F) emesso da detta una di dette sorgenti (4) fra un primo ed un secondo spettro di emissione ed elaborare una immagine dai raggi X rilevati sul primo piano (3) di rivelamento e relativi
25 a detto primo e secondo spettro di emissione.
30

13. Apparecchiatura secondo la rivendicazione precedente, in cui detti mezzi (30) di regolazione

comprendono almeno un filtro (34) di attenuazione del
fascio (F) e mezzi (33) di movimentazione di detto
filtro (34) fra una posizione operativa (E) in cui il
filtro (34) è operativamente attivo sul fascio (F) per
5 definire il primo spettro di emissione ed una posizione
inoperativa (D) in cui il filtro (34) non è attivo sul
fascio (F) per definire il secondo spettro di emissione.

Bologna, 23.02.2011

IL MANDATARIO

Ing. Ezio BIANCIARDI

 (Albo iscr. n. 505BM)

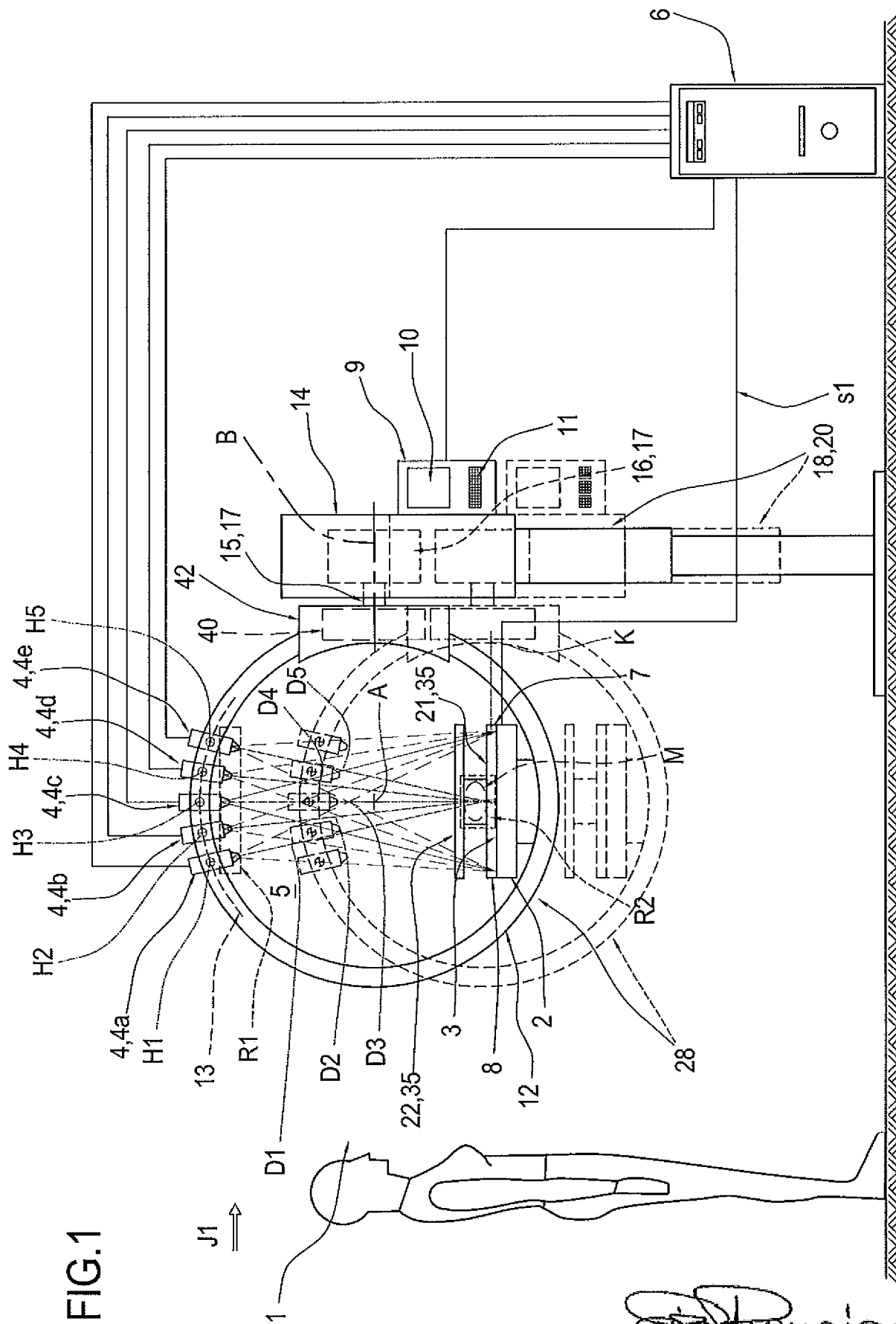
10

15

20

25

FIG.1



ALBO - prot. n. 505 BM

FIG.1A

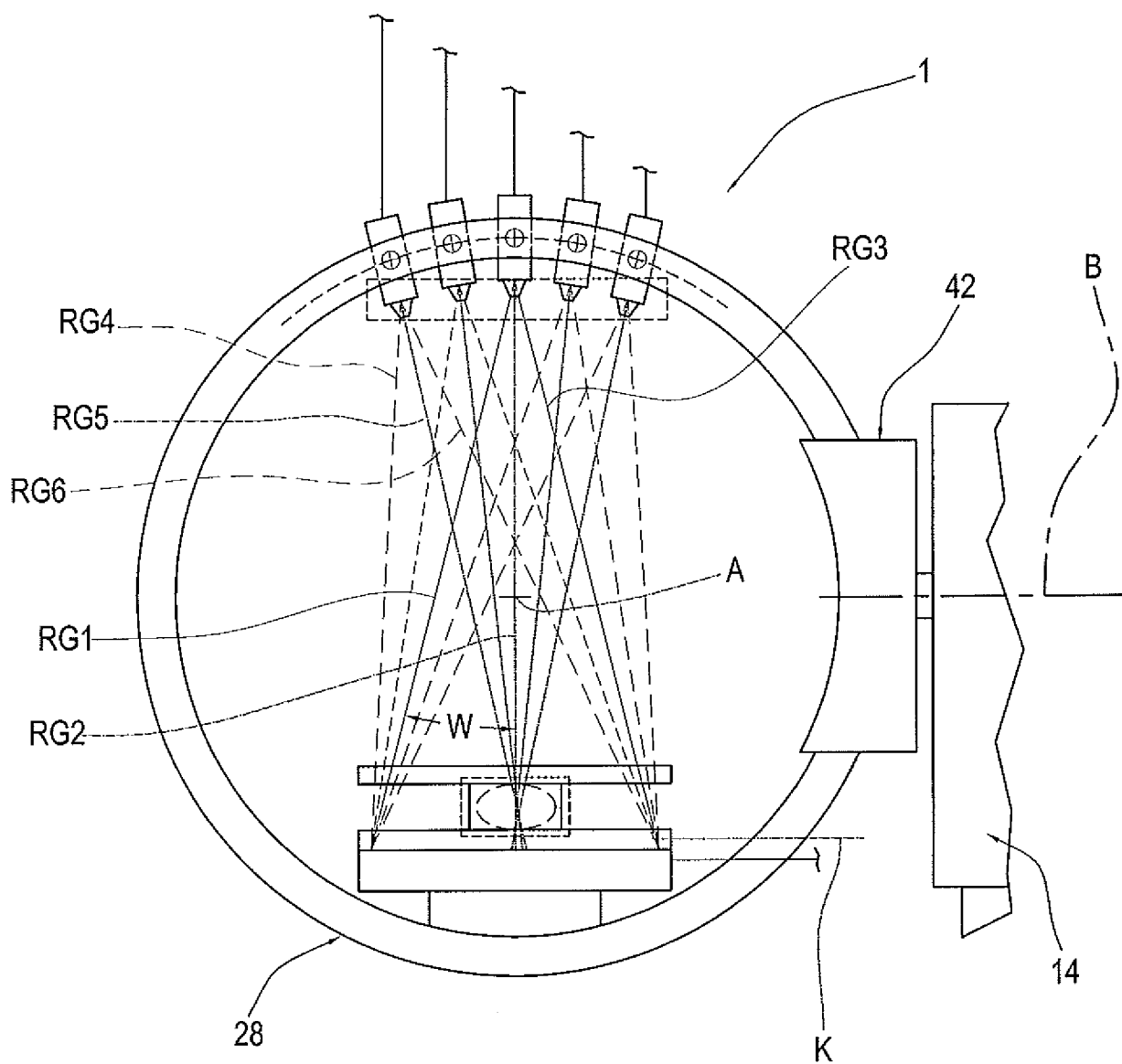


FIG.2

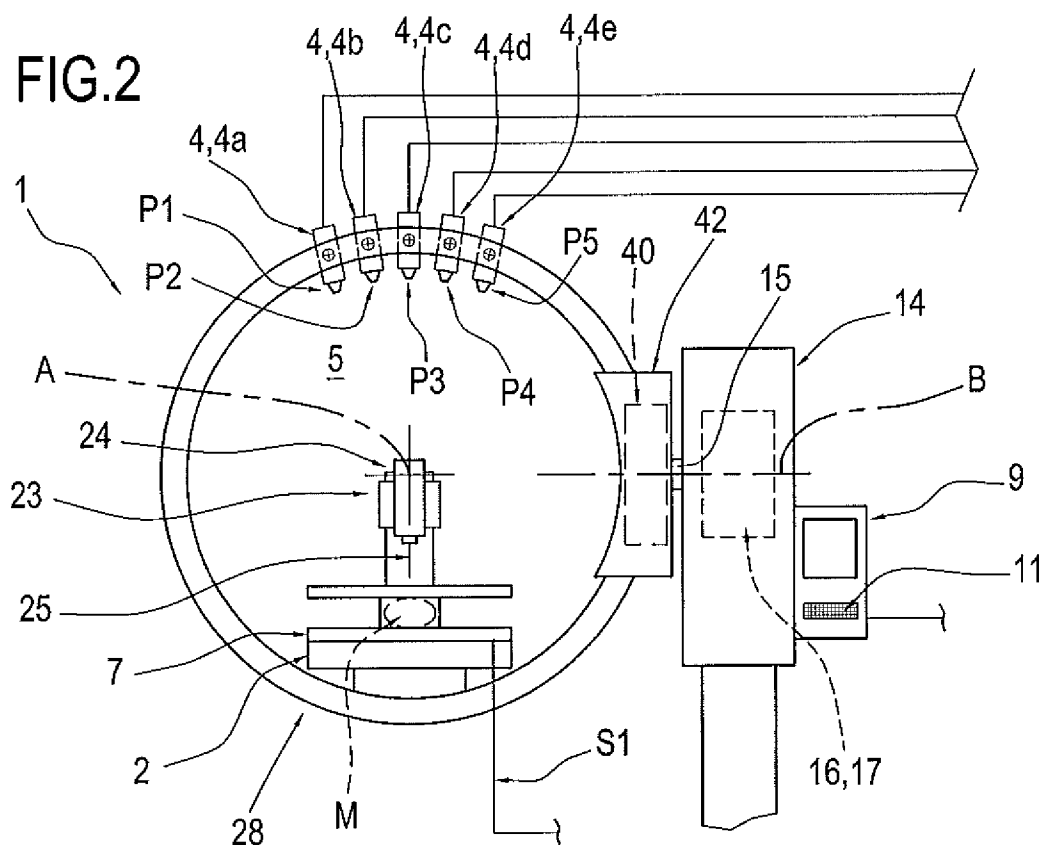
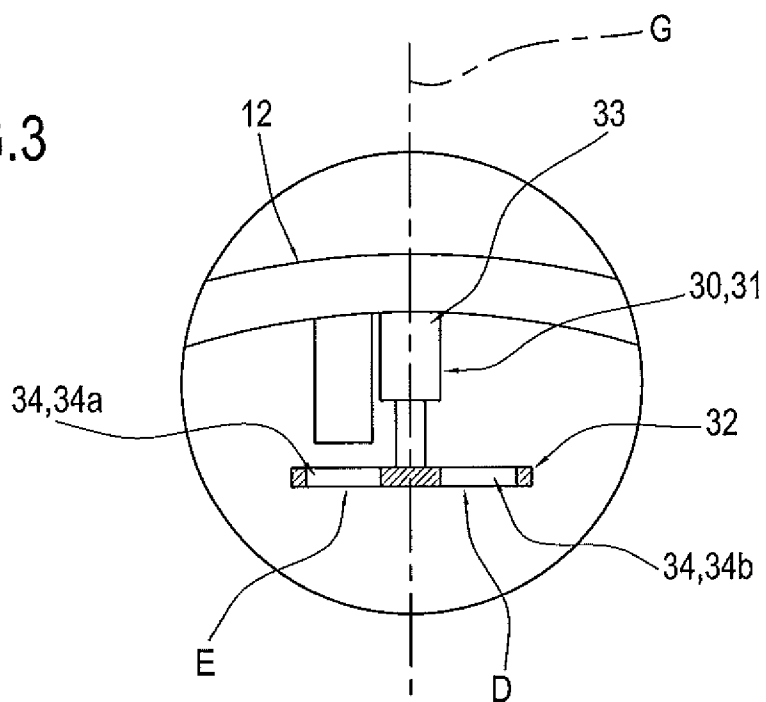


FIG.3



[Signature]
 ING. EZIO DIAMANTINI
 ALBO - Prot. n. 605 BM

FIG.4

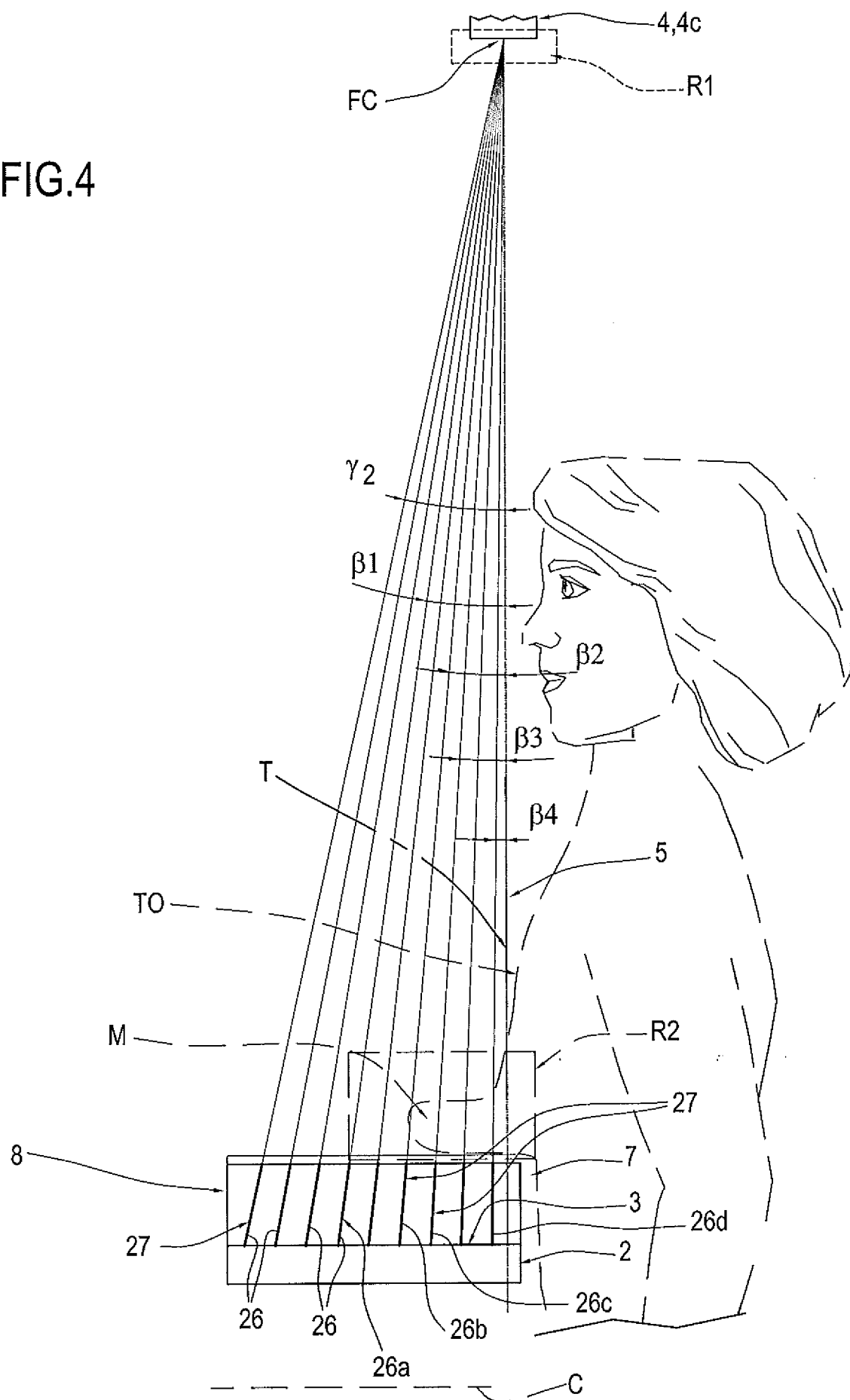
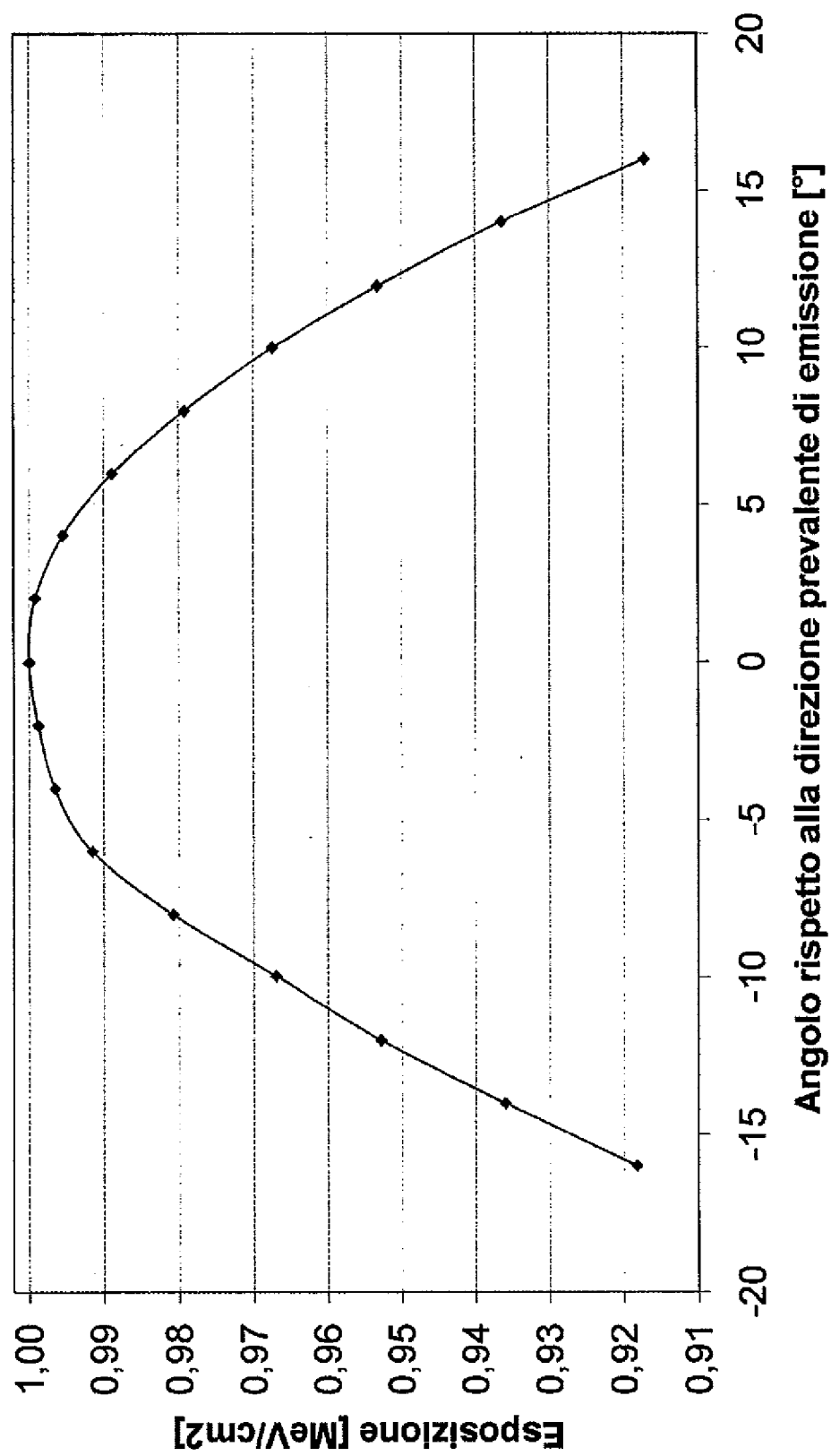
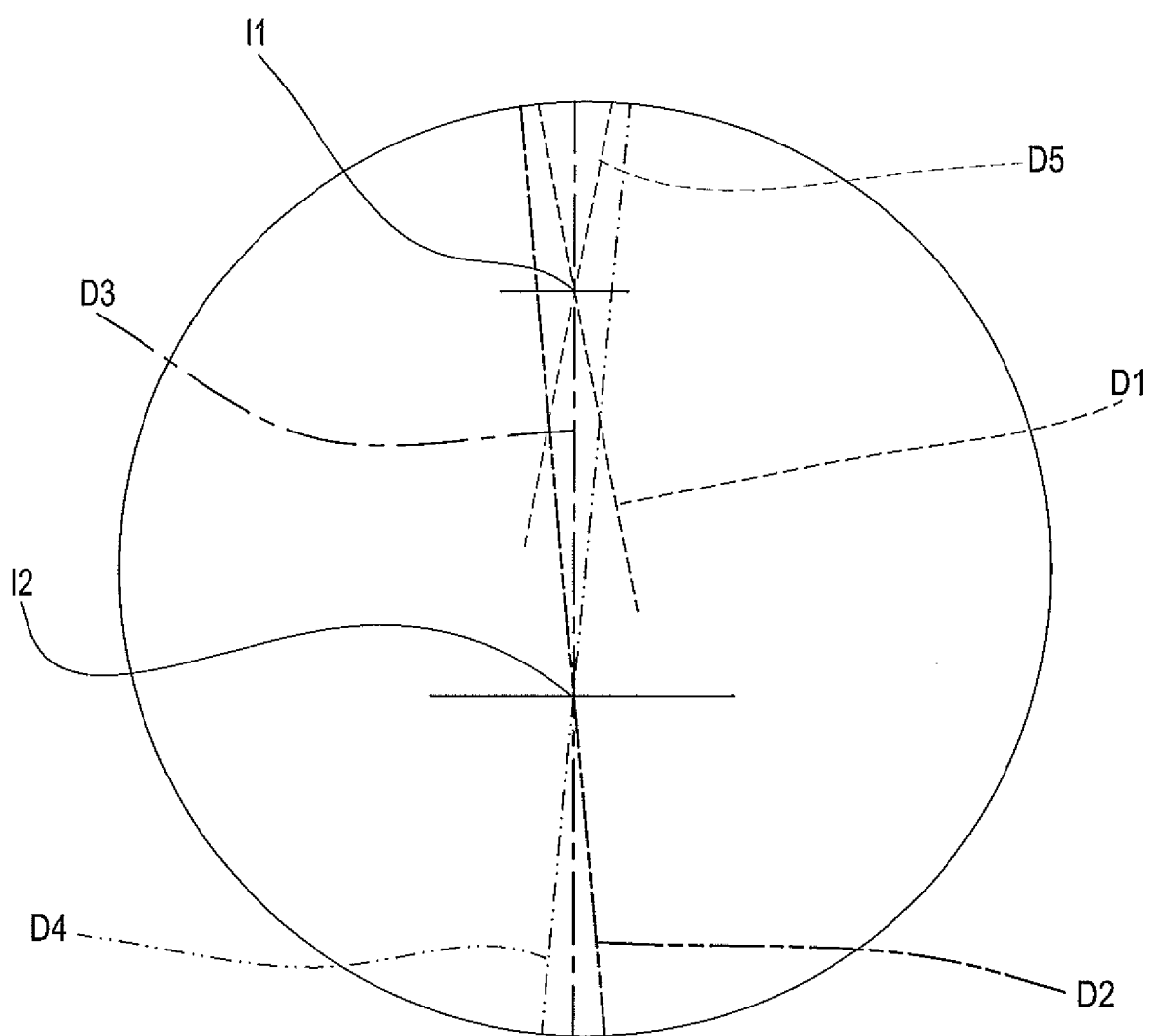


FIG.5



[Signature]
 ING. EDO BIANCHI
 ALBO - PROT. n. 505 BM

FIG.6



Ing. Elio BIANCIARDI
ALBO Prof. n. 606 BM