

(19)



SUOMI - FINLAND
(FI)

PATENTTI- JA REKISTERIHALLITUS
PATENT- OCH REGISTERSTYRELSEN
FINNISH PATENT AND REGISTRATION OFFICE

(10) **FI 130432 B**
(12) **PATENTTIJULKAISU**
PATENTSKRIFT
PATENT SPECIFICATION

(45) Patentti myönnetty - Patent beviljats - Patent granted **28.08.2023**
(51) Kansainvälinen patenttiluokitus - Internationell patentklassificering -
International patent classification
A61B 6/00 (2006 . 01)
A61B 6/02 (2006 . 01)
(21) Patenttihakemus - Patentansökan - Patent application **20130359**
(22) Tekemispäivä - Ingivningsdag - Filing date **29.11.2013**
(23) Saapumispäivä - Ankomstdag - Reception date **29.11.2013**
(41) Tullut julkiseksi - Blivit offentlig - Available to the public **30.05.2015**

(73) Haltija - Innehavare - Holder
1• Planmed Oy , Sorvaajankatu 6 , 00880 HELSINKI , (FI)

(72) Keksijä - Uppfinnare - Inventor
1• Nyholm , Kustaa , SIUNTIO KK , (FI)
2• Lähtelmä , Jaakko , HELSINKI , (FI)
3• LAUKKANEN , Tapio , ESPOO , (FI)
4• Aspelund , Leo , HELSINKI , (FI)

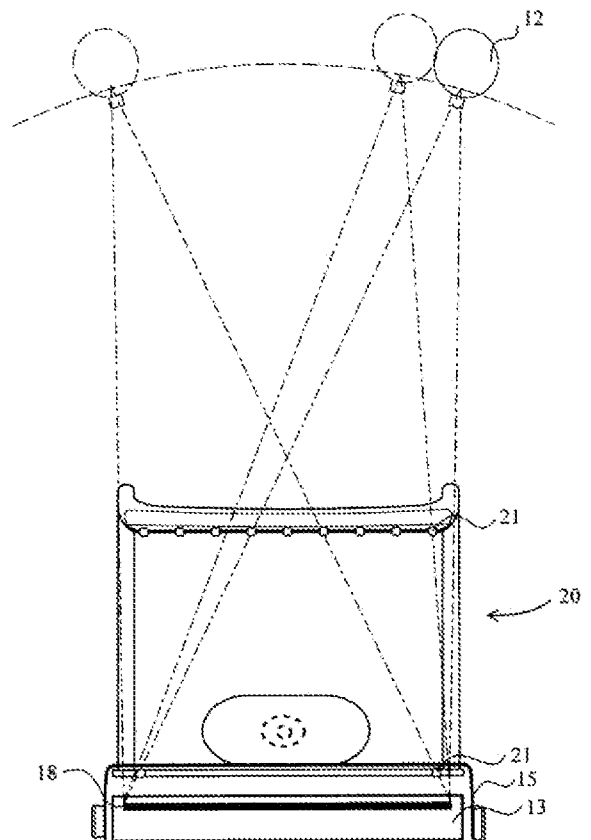
(74) Asiamies - Ombud - Agent
Planmeca Oy, Juha Tawast , Asentajankatu 6 , 00880 Helsinki

(54) Keksinnön nimitys - Uppfinningens benämning - Title of the invention
Tomosynteesikalibrointi mammografian yhteydessä
Tomosynteskalibrering i anslutning till mammografi
Tomosynthesis calibration in connection with mammography

(56) Viitejulkaisut - Anförda publikationer - References cited
US 2001034482 A1, US 2009268865 A1, US 2007122020 A1, WO 2013035023 A1, WO 2010061003 A1, US 2005113681 A1, US 2002131559 A1, WO 2006058160 A2

Keksintö liittyy tomosynteesiprosessiin mammografian yhteydessä, jossa rinnasta otetaan yksittäisiä kuvia eri projektiokulmissa ja jossa näin saadusta kuvainformaatiosta syntetisoidaan tomografiakuvia soveltuvan kuvankäsittelyohjelmiston avulla. Keksinnössä selvitetään, mikä kuvauslaitteen kuvantamisvälineiden keskinäinen geometria on yksittäistä kuvaa otettaessa ollut, jolloin tomografiakuvan syntetisoinnin ei tarvitse perustua oletukseen että kuvauslaite on kuvia otettaessa toteuttanut tarkasti juuri sen kuvausgeometrian, johon syntetisointi perustuu. Tämän sijaintitiedon hankkimiseksi kuvaslaitteeseen kiinnitetään kalibroitirakenne (20), johon kuuluu röntgensäteilyä absorboivia kuulia (21) tai muita pieniä kappaleita siten sijoitettuna, että ne tai osa niistä kuvautuu mainittuihin yksittäisiin kuviin.

Objektet för uppfinningen är en tomosyntesprocess i samband med mammografi, där man tar enskilda bilder av bröstet ur olika projektiionsvinklar och där man av på detta sätt erhållen bildinformation syntetiserar en tomografibild med hjälp av ett tillämpligt bildbehandlingsprogram. I uppfinningen fastställs vilken avbildningsapparats avbildningsmedlens inbördes geometri har varit vid tagning av en enskild bild, varvid tomografibildens syntetisering inte behöver basera sig på antagandet att avbildningsapparaten vid bildtagningen har realiserat exakt just den avbildningsgeometri som syntetiseringen baserar sig på. För att anskaffa denna lägesinformation fäster man i avbildningsapparaten en kalibreringsstruktur (20), vilken innefattar kulor (21) eller andra små partiklar som absorberar röntgenstrålning placerats så, att de eller en del av dem avbildas på de nämnda enskilda bilderna.



TOMOSYNTESIKALIBROINTI MAMMOGRAFIAN YHTEYDESSÄ

KEKSINNÖN ALA

5 Keksintö liittyy tomosynteesiprosessiin mammografian yhteydessä, jossa rinnasta otetaan yksittäisiä kuvia eri projektiokulmissa, esimerkiksi noin +/- 15 asteen kulmassa vertikaalista, ja jossa näin saadusta kuvainformaatiosta voidaan syntetisoida tomografiakuvia soveltuvan kuvankäsittelyohjelmiston avulla.

10

TEKNIIKAN TASON KUVAUS

Rintasyöpä on naisten yleisin syöpätyyppi. Tutkimusten mukaan rintasyöpään sairastuu elämänsä aikana noin joka kymmenes nainen. Jos rintasyöpä 15 löydetään oireiden perusteella, on sairaus usein ehtinyt kehittyä jo vaiheeseen jossa paranemisennuste on suhteellisen huono. Osa rintasyövistä löydetään seulontatutkimuksissa, joita järjestetään useissa maissa yli 40-vuotiaille naisille. Seulonnassa syöpä löydetään usein jo hyvin varhaisessa vaiheessa, jolloin sen hoito voidaan aloittaa ajoissa ja parantuminen on näin todennäköisempää. 20

Mammografia on laajalti käytetty menetelmä rintasyövän seulonnassa sekä kliinisenä tutkimusmenetelmänä että myös varmistustutkimuksissa. Mammografia on röntgenkuvausmenetelmä, jossa käytetään erityisesti tätä tarkoitusta varten suunniteltua laitetta. Seulontatutkimuksissa mammografian 25 sensitiivisyydeksi on raportoitu 90-93 % ja spesifisyydeksi 90-97%. Tämä osoittaa, että seulontatutkimukset ovat hyödyllisiä ja seulonnan avulla aikaansaatu rintasyövän varhainen havaitseminen voi pelastaa ihmishenkiä. Mammografian onkin todettu pienentävän rintasyöpäkuolleisuutta 35 prosentilla yli 50-vuotiaiden naisten joukossa ja 25-35 prosentilla 40-50-vuotiaiden naisten joukossa. 30

Mammografiakuvia tutkittaessa tavoitteena on löytää rinnan erilaisia poikkeamia, kuten kalkkeja, ts. pieniä kalsiumkerääntymiä pehmeässä rintakudoksessa. Kalkkia ei yleensä voi havaita rintaa tunnustelemalla, mut- 35

ta se näkyy röntgenkuvassa. Suuret kalkit eivät yleensä liity syöpään, mutta pienten kalkkien ryhmittymät, eli ns. mikrokalkit, ovat merkki rintan solujen liika-aktiivisuudesta, joka voi olla yhteydessä rintasyöpään. Muita piirteitä, joita mammografian avulla pyritään löytämään, ovat mm.

5 kystat ja fibroadenoomat, jotka eivät kuitenkaan yleensä liity syöpään.

Tyypillisesti perinteisessä seulontamammografiassa rintarauhanen puristetaan kahden paininlevyn väliin ja säteilytetään ainakin kahdesti, yläpuolelta ja viistosuunnasta. Tarvittaessa otetaan vielä kolmas kuva suoraan

10 sivulta. Kun tällaisessa kuvantamisessa kudosterrokset sijaitsevat röntgensädekeilan suunnassa toistensa päällä, tuottavat kyseiset säteilytykset kaksiulotteisia kuvia joissa voimakkaasti röntgensäteitä absorboivat struktuurit saattavat haitata niiden alapuolella sijaitsevien struktuurien havaitsemista.

15 Mammografian jatkuva kehittyminen on johtanut uudentyyppisiin mammografiamenetelmiin ja laitteisiin, jotka tuottavat 3D kuvia potilaan rinnasta. Näissä ratkaisuissa rinnasta tuotetaan useita projektioita eri kulmista ja rinnan 3D distribuutio muodostetaan käyttämällä soveltuvaa re-

20 konstruktioalgoritmia. Kuvainformaatiosta, ts. yksittäisistä kuvista, muodostetaan tyypillisesti useita kuvia, jotka esittävät rinnan röntgen-detektorin pinnan suuntaisia kerroksia, mikä mahdollistaa toistensa päällä sijaitsevien kudosstruktuurien havaitsemisen.

25 Tyypillinen digitaalinen mammografialaite käsittää runko-osan ja pyörivästi runko-osaan kiinnitetyn C-varren tai vastaavan rakenteen. C-varren ensimmäiseen päähän on järjestetty röntgenlähde ja toiseen päähän säteilydetektori. Usein näistä välineistä käytetään nimitystä kuvantamisvälineet. Olennaisesti alueelle mainittujen röntgenlähteen ja detektorin vä-

30 liin, tyypillisesti detektorin läheisyyteen, on järjestetty paininlevyt, jotka on suunniteltu asemoimaan rinta puristetuksi säteilytyksen ajaksi.

Mammografialaitteiden yhteydessä on käytetty ja ehdotettu käytettäväksi erilaisia tapoja kuvata rinta useassa eri projektiokulmassa. Näihin kuuluu röntgenlähteen jatkuva kääntäminen tasaisella tai muuttuvalla nopeu-

35

della pitkin kaarevaa rataa rinnan ympärillä, röntgenlähteen kääntäminen askeleittain valotusten välissä, joiden valotusten aikana röntgenlähde pysyy paikallaan, sekä usean paikallaan pysyvän röntgenlähteen käyttäminen. Detektorista ja laiterakenteessa riippuen detektoria voidaan pitää
 5 paikallaan, sitä voidaan liikuttaa lineaarisesti ja/tai kallistaa ja/tai liikuttaa siten, että se on kussakin projektiossa samassa asennossa röntgensädekeilaan nähden.

Röntgenlähde on tyypillisesti varsin raskas komponentti mammografialaitteen C-varren kannateltavaksi. Röntgenlähteen askeleittaisen liikuttamisen ollessa kyseessä kuvantamislaitteen tulee ennen jokaista säteilytystä olla saavuttanut värähtelemätön tila. Tällöin mammografialaitteen rakenteiden tulisi olla optimoituja ottaen huomioon monivaiheiseen kuvausprosessiin kuuluvat useat kiihdytykset, jarrutukset ja pysäytykset (stabilisaatioajat). Tällaiseen kuvausprosessiin tarvittava kokonaisaika tuppaa
 10 muodostumaan kovin pitkäksi.

Toisaalta röntgenlähteen jatkuvan liikkeen kyseessä ollessa joudutaan liikeartefaktojen synnyttämisen välttämiseksi käyttämään huomattavan lyhyttä valotusaikaa, kuten vähemmän kuin 50 ms. Tämä puolestaan vaatii
 20 riittävän tehokkaan säteilylähteen käyttämistä, mikä tarkoittaa vieläkin painavamman röntgenlähteen käyttämistä kuin mitä tunnetun tekniikan mukaisissa 2D mammografialaitteissa on tyypillisesti käytetty. Tällöin myös kuvantamislaitteen muiden rakenteiden suunnittelussa täytyy ottaa huomioon tämä suurempi massa.

Usean röntgenlähteen käyttäminen mammografialaitteessa puolestaan vaatii niin kokonaan uudentyyppistä ratkaisua mammografialaitteen rakenteisiin, että tällaista mekaanista rakennetta käytettäessä on haasteellista saada
 30 aikaan konstruktio, joka olisi käytännöllinen ajatellen laitteen käyttöä myös perinteisessä 2D seulontamammografiassa.

Yksi uudenlainen ratkaisu on toteuttaa kuvantaminen siten, että röntgenlähteen liike toteutetaan tasaisena mutta liikeartefaktojen välttämiseksi
 35 myös esimerkiksi rintaa puristavia paininlevyjä, ja valinnaisesti samalla

myös detektoria, liikutetaan lyhyiden valotusjaksojen aikana siten, että ne seuraavat röntgenlähteen liikettä. Tällöin valotuksen aikana ei synny liikeartefaktoja ja paininlevyt voidaan aina palauttaa lähtöasentoonsa ennen seuraavaa säteilytyspulssia. Tällaista tekniikkaa on kuvattu mm. WO-julkaisussa 2010/061062.

Mammografiassa kuvainformaatiosta etsitään kooltaan erittäin pieniä löydöksiä. Tomosynteesikuvauksen yhteydessä tehtävän kuvainformaation käsittelyn kannalta olisi näin syytä tietää mahdollisimman tarkasti kuvien ottamisen yhteydessä vallinnut kuvausgeometria. Kun mekaanisiin rakenteisiin tyypillisesti liittyy erinäisiä välyksiä ja toleransseja, ei kuvauslaitteen ja siinä käytettyjen komponenttien dimensioiden ja liikeratojen teoreettisella tuntemisella välttämättä saavuteta haluttua tarkkuutta. Mammografiakuvausjärjestelyn kalibrointi ennen kuvaustapahtumaa ei välttämättä tuota informaatiota joka kaikkien prosessissa otettujen kuvien osalta vastaisi todellista kuvauksen aikaista kuvausgeometriaa. Kuvauslaitteen komponentit liikkuvat kuvausprosessin aikana ja ovat alttiina ulkoisille voimille kuten painovoimalle, ja kuvattavaksi asemoitu potilaskin saattaa laitteeseen nojatessaan tai siitä tukea ottaessaan aiheuttaa laitteen rakenteiden taipumista tai laskennallisesta poikkeavaa liikkumista kuvauksen aikana. US-hakemusjulkaisu 2005/0113681 opettaa, että kuvauslaitteen kalibroimiseksi voidaan esimerkiksi rintaa puristavaan paininlevyyn järjestää markkereita, jotka voidaan kuvata joko erikseen tai potilaskuvauksen yhteydessä.

Perinteiseen seulontakuvaukseen suunniteltua mammografialaitetta ei välttämättä ole aivan yksinkertaista saattaa soveltuvaksi myös tomosynteesikuvaukseen, eikä vastaavasti tomosynteesikuvaukseen suunniteltua mammografialaitetta ole välttämättä helppoa saattaa soveltuvaksi myös perinteiseen seulontakuvaukseen.

KEKSINNÖN LYHYT SELOSTUS

Esillä olevan keksinnön ja sen edullisten suoritusmuotojen tavoite on mahdollistaa tomosynteesi mammografialaitteella otetuista yksittäisistä

2D kuvista siten, että kunkin yksittäisen kuvan osalta erikseen selvitetään kuvauslaitteen kuvantamisvälineiden keskinäinen geometria kuvaa otettaessa. Tavoitteena on näin ollen ratkaisu, jonka ansiosta itse kuvantamislaitteen ei ole välttämätöntä olla mekaanisilta rakenteiltaan ja
 5 liikkeiltään äärimmäisen tarkka, kun kuvausgeometria voidaan aina laskea jokaiseen yksittäiseen 2D kuvaan projisoituvan kalibrointi-informaation perusteella. Keksinnön edullisiin suoritusmuotoihin kuuluu ratkaisuja, jotka voivat mahdollistaa olemassa olevien perinteisten mammografialaitteiden suhteellisen yksinkertaisen päivittämisen soveltumaan myös to-
 10 mosynteetikuvaukseen.

Keksinnön tavoite saavutetaan oheisten itsenäisten patenttivaatimusten mukaisilla ratkaisuilla. Joitakin keksinnön edullisia suoritusmuotoja on esitetty oheisissa epäitsenäisissä patenttivaatimuksissa.

15 Keksintö ja sen edulliset suoritusmuodot mahdollistavat tarkkojen tomosynteetikuvien tuottamisen kuvauslaitteen mekaanisista ominaisuuksista riippumattomasti. Tomosynteetikuvaukseen voidaan käyttää olemassa olevia perinteiseen mammografiakuvaukseen suunniteltuja laitteita mukaan lukien
 20 laitteet, joissa itsessään ei välttämättä edes ole välineitä tuottaa tarkkaa informaatiota kuvausvälineiden sijainnista ja liikkeistä kuvausprosessin aikana. Keksinnön tietyt edulliset suoritusmuodot mahdollistavat ainakin joidenkin tekniikan tason mukaisten perinteisten mammografialaitteiden muuntamisen myös tomosynteetikuvaukseen soveltuvaksi järjestä-
 25 mällä laitteistoon vain yksi vaihdettava komponentti - ja päivittämällä kuvausjärjestelyn ohjelmisto.

KUVIOIDEN LYHYT KUVAUS

30 Seuraavassa joitakin keksinnön edullisia suoritusmuotoja ja niiden etuja selostetaan yksityiskohtaisemmin, myös oheisten kuvioiden avulla, joista kuvioista

- kuvio 1 esittää mammografialaitteen tyypillisiä perusrakenteita,

- kuvio 2 esittää tomosynteesikuvauksen periaatetta,

- kuvio 3 esittää yhtä tyypillistä mammografialaitteen yhteydessä käytettävää alatasorakennetta,

5

- kuvio 4 esittää yhtä keksinnössä käytettäväksi soveltuvaan mammografialaitteen alatasorakennetta, johon on integroitu yksi keksinnön mukainen kalibrointirakenne,

10 - kuviot 5, 6a ja 6b esittävät kuviossa 4 esitettyyn alatasorakenteeseen kuuluvien kalibrointikuulien kuvautumista eri projektiokulmissa,

- kuvio 7 esittää kuvion 1 mukaista mammografialaitetta, johon on kiinnitetty kuvion 4 mukainen alatasorakenne,

15

- kuvio 8 esittää yhden keksinnön mukaisen kuvausprosessin toimintaperiaatetta, ja

20 - kuvio 9 esittää kaaviokuvana yhden keksinnön mukaisen järjestelyn peruskomponentteja.

KEKSINNÖN YKSITYISKOHTAINEN KUVAUS

Kuvioissa 1 - 3 on esitetty tyypillisiä mammografialaitteen rakenteita.

25 Kuvion 1 mammografialaite 1 koostuu runko-osasta 10 sekä siihen kiinnitetyistä C-varresta 11 (yleisemmin varsirakenteesta 11). C-varren 11 yläosaan on sen katteiden sisäpuolelle järjestetty säteilylähde 12, joka on järjestetty tuottamaan sädekeila, joka kulkee mammografialaitteen yläpainimen 14 läpi (silloin kun tällainen yläpainin on laitteeseen kiinnitetty) kohti detektorikoteloon 13 sijoitettua detektoria 18. Detektorikotelo 30 13 tai vastaava rakenne on tyypillisesti järjestetty alatasorakenteen 15 sisään, jonka alatasorakenteen 15 yhteyteen voi olla integroitu kuvattavasta kohteesta siroavaa säteilyä absorboiva lamellirakenne 17. Alatasorakenne 15 voi olla laitteiston kiinteä rakenne tai se voi olla järjestetty irrotettavasti kiinnitetyksi. Kun alatasorakenteen 15 yläpinta tyy-

35

pillisesti toimii tasona, jolle rinta kuvausta varten asemoidaan, käytetään tästä rakenteesta usein myös nimitystä alapainin. Kuvion 1 mukaisesti ratkaisussa alatasorakenteeseen 15 on järjestetty kiinnitysvälineet 16 mahdollistamaan alatasorakenteen irrotettava kiinnittäminen mammografialaitteeseen 1.

Keksinnön mukaisessa järjestelyssä soveltuu käytettäväksi nykyaikana tyypillinen mammografialaite joka on moottoroitu siten, että C-varsi 12 on järjestetty liikkuvaksi vertikaalisuunnassa ja pyöritettäväksi akselin ympäri, joka tyypillisesti on fyysinen horisontaalinen C-varren 11 laitteen runko-osaan 10 yhdistävä akseli. Lisäksi C-varsi 11 voi olla toteutettu kaksiosaisena, jolloin laitteiston perusrakenne kokonaisuudessaan voi käsittää joko olennaisesti vertikaalisesti seisovan runko-osan 10 tai seinään tai kattoon kiinnitettävissä olevan tukirakenteen 10 ja siihen liittyvän, horisontaalisen pyöritysakselin suhteen käännettävissä olevan varsirakenteen 11, jonka varsirakenteen 11 olennaisesti vastakkaisista päistä ensimmäiseen päähän on sijoitettu säteilylähde 12 jolla on fokuspiste ja toiseen päähän kuvadatan vastaanottovälineet 18. Varsirakenne 11 voi olla toteutettu siten, että se mahdollistaa varsirakenteen 11 ensimmäisen pään ja/tai varsirakenteen toisen pään itsenäisen kääntämisen horisontaalisen pyöritysakselin suhteen. Edelleen järjestelyyn voi kuulua ohjausvälineet, joihin kuuluu tiedontallennusvälineitä sekä prosessointivälineitä kuvaustapahtumaan liittyvän informaation, erityisesti kuvainformaation käsittelemiseksi.

Kuvio 2 esittää tyypillisen tomosynteesikuvauksen periaatetta, jossa rinnasta otetaan yksittäisiä kuvia eri projektiokulmissa, esimerkiksi noin +/- 15 asteen kulmassa vertikaalista. Näin saadusta kuvainformaatiosta voidaan syntetisoida erilaisia tomografiakuvia soveltuvan kuvankäsittelyohjelmiston avulla. Kuvio 2 kuvaa järjestelyä, jossa ainoastaan säteilylähteen 12 asemaa suhteessa kuvattavaan rintaan poikkeutetaan mutta tunnetaan myös järjestelyjä, joissa C-vartta 10 käännetään kokonaisuutena siten, että rinta pidetään paikoilleen asemoituneena mutta detektori 18 seuraa säteilylähteen 12 liikettä kuvattavana olevan rinnan vastakkaisella puolella.

Kuten edellä on jo viitattu, säteilylähde 12 voi olla järjestetty liikku-
 maan jatkuvasti kuvantamisproseduurin alkuasemasta sen loppuasemaan ja
 tämän liikkeen aikana säteilylähde 12 kytketyksi päälle usean lyhyen sä-
 teilytysjakson ajaksi generoimaan röntgensäteilypulssi. Toinen mahdolli-
 5 suus on liikuttaa säteilylähdetä 12 vaiheittain siten, että kutakin va-
 lotusta varten C-varren 11 liike pysäytetään ennalta määrättyyn kulma-
 asentoon. Kuitenkin, näistä järjestelyistä ensimmäisen ongelma on mm. sä-
 teilylähteen liikkeestä valotuksen aikana aiheutuva epätarkkuus ja jäl-
 kimmäisen lukuisaan määrään kuvausasetmia pysähtymisestä aiheutuva kuvaus-
 10 prosessin pitkä kesto. Niinpä onkin kehitetty vaihtoehtoinen ratkaisu,
 jossa rintaa aina lyhytkestoisten säteilytysjaksojen aikana käännetään
 synkronisesti säteilylähteen 12 liikkeen mukana niin että se seuraa sä-
 teilylähteen liikettä, ts. pysyy stationäärisenä säteilylähteen 12 tuot-
 tamassa sädekeilassa. Tällaisessa ratkaisussa aikajaksoina säteilytys-
 15 pulssien välillä rintaa voidaan sitten kuitenkin niin haluttaessa kääntää
 takaisin vastakkaiseen suuntaan, esimerkiksi takaisin asemaan jossa se
 oli ennen edellistä säteilytyspulssia. Tällainen rinnan edestakainen
 kääntöliike voidaan järjestää esimerkiksi alle asteen suuruiseksi jolloin
 se on niin pientä, ettei potilas käytännössä sitä välttämättä edes ha-
 20 vaitse.

Kuvioissa 2 ja 3 alatasorakenteen 15 alla esitetty lamellirakenne 17 on
 tyypillisesti käytössä perinteisiä mammografiakuvia otettaessa mutta ku-
 vausprosessissa, jossa sädekeilan ja lamellirakenteen välinen kohtauskul-
 25 ma eri projektioissa merkittävästi muuttuisi ei tällaista rakennetta
 välttämättä käytetä. Lamellirakenteen 17 toimintaperiaatteisiin liittyy
 kunkin lamelleista järjestäminen orientoituneeksi olennaisesti kohti sä-
 teilylähteen fokusta ja tätä rakennetta on kyettävä liikuttamaan valotuk-
 sen aikana siten, että se ei kuitenkaan kuvaudu rinnasta otettavaan ku-
 30 vaan. Jos lamellien orientaatiota ei ole järjestetty säädettäväksi saata-
 vat kuvausjärjestelyn dimensiot tehdä mahdottomaksi lamellirakenteen 17
 käyttämisen kuvion 2 mukaisessa kuvauksessa, kun kulma jossa säteily koh-
 taa lamellirakenteen muodostuu niin suureksi, että rinnan läpäisseet
 kvantit eivät enää voi edetä lamelliväleistä detektorille vaan ne absor-
 35 boituvat lamellirakenteeseen.

Kuvio 4 esittää yhtä keksinnössä käytettäväksi soveltuvaa mammografialaitteen alatasorakennetta 15. Tällaiseen rakenteeseen voi kuulua kuviossa 3 esitetty lamellirakenne 17 tai se on voitu jättää pois, mutta olennaista on rakenteeseen järjestetyt referenssikuulat 21 – tai muut pienet röntgensäteilyä absorboivat kappaleet. Kuvion 4 mukaisessa ratkaisussa näitä kuulia 21 on integroitu eri paikkoihin siipimäistä alatasorakenteeseen 15 kiinnitettyä kalibroitirakennetta 20. Kuviossa 4 esitetty kalibroitirakenne 20 käsittää kaksi alatasorakenteen 15 olennaisesti kahdella vastakkaisella reunalla alatasorakenteen 15 pinnan suuntaisena horisontaalisesti ulottuvaa jalkaosaa 22, joista ainakin toinen mutta kuviossa 4 molemmat käsittää kuulia 21 ja joista kummastakin jalkaosasta 22 erkane olennaisesti vertikaalisena ulottuva tukivarsi 23. Nämä tukivarret 23 kannattelevat välissään kannatinrakennetta 24, joka myös käsittää mainittuja röntgensäteilyä absorboivia kuulia 21 tai muita pieniä kappaleita.

Kuvion 4 mukaisessa ratkaisussa kuulia 21 on integroitu vastaavan alatasorakenteen 15 yhteyteen jota käytetään perinteisessä mammografiakuvausessa (kuvio 3). Tämä järjestely tekee siirtyminen perinteisestä mammografiakuvauksesta tomosynteesikuvaukseen ja päinvastoin helpoksi vain asianmukainen alatasorakenne 15 kuvauslaitteeseen vaihtamalla. Kuulat 21 voidaan kuitenkin järjestää mammografialaitteeseen muullakin tavalla kuin kuviossa 4 esitetyn rakenteen 20 avulla. Tällainen kalibroitirakenne 20 voi olla muunkin muotoinen ja se voi olla kiinnitetty tai kiinnitettävissä myös johonkin muuhun paikkaan mammografialaitteistoa kuin alatasorakenteeseen 15. Kuulia 21 voidaan järjestää myös ainoastaan yhdelle tasolle.

Esimerkiksi, kuvion 4 mukaisessa ratkaisussa kuulia 21 on sijoitettu tasolle joka sijaitsee alatasorakenteen 15 yläpinnan yläpuolella. Toisaalta kuviossa 5, joka havainnollistaa kuulien 21 kuvautumista eri kuvausprojektiossa, kuulia 21 on sijoitettu alatasorakenteen 15 yläpinnan alapuolelle sen olennaiseen läheisyyteen mutta kuitenkin siten, että niitä ei ole kiinnitetty alatasorakenteen 15 pintaan. Tällä kuulien 21 sijoittelulla pyritään varmistamaan että esimerkiksi alatasorakenteen 15 yläpin-

nan mahdollinen taipuminen käyttötilanteessa ei vaikuttaisi kuulien sijaintiin suhteessa detektoriin 18.

5 Ajatellen referenssikuulien 21 sijoittelua kuvausjärjestelyyn niitä on
edullista järjestää sellaiseen kohtaan tai kohtiin, josta ne kuvaustapah-
tuman yhteydessä todennäköisesti eivät kuvaudu kuvauslaitteeseen ase-
moidun rinnan päälle. Niinpä esimerkiksi kuvion 4 mukaisessa rakenteessa
kuulia 21 ei ole järjestetty alatasorakenteen 15 sen sivun läheisyyteen,
10 jonka suunnasta potilas asemoidaan kuvauslaitteeseen vaan kyseisen sivun
viereisille sivuille. Toisaalta kalibrointirakenteen 20 siipimäisen kan-
natinrakenneosan 25, johon kuulia 21 on kiinnitetty, etäisyys detektoris-
ta 18 ja toisaalta ulottuvuus detektorin 18 takareunasta sen yläpuolelle
on toteutettu siten, että kuulat 21 kuvautuvat olennaisesti vastakkaisel-
le reunalle kuvaa kuin se reuna, jonka suunnasta potilas asemoidaan ku-
15 vauslaitteeseen. Referenssikuulien 21 kuvautumista on havainnollistettu
kuvioissa 6a ja 6b, joissa kuulien projektioden 21' sijainnit vastaavat
kuviossa 5 esitettyjä säteilylähteen 12 ääriasentoja.

Edellä esitetty järjestely kuvaa ratkaisua, jossa säteilylähde 12 liikkuu
20 jonkun tietyn tomografiakulman verran varsirakenteen 11 vertikaalisen
aseman yhdeltä puolelta sen toiselle puolelle. Yksi keksinnön edullinen
suoritusmuoto käsittää kuitenkin ratkaisun, jossa varsirakenteen 11 liike
toteutetaan lähtemällä aina liikkeelle sellaisesta varsirakenteen asen-
nosta, että sen liike voidaan toteuttaa kokonaisuudessaan poispäin kuvat-
25 tavaksi asemoidusta potilaasta. Tällä ratkaisulla saavutetaan mm. sel-
lainen etu, että vältetään mahdollinen varsirakenteen 11 liikkeestä kohti
potilasta aiheutuva pelästymisen ja siitä aiheutuva liikkuminen, joka voi
aiheuttaa jopa koko kuvauksen epäonnistumisen.

30 Kuvio 7 esittää kuvion 1 mukaista mammografialaitetta, johon on kiinni-
tetty kuvion 4 mukainen kalibrointirakenteen 20 käsittävä alatasorakenne
15. Tomosynteesikuvausprosessi voi edetä tällaisella kuvauslaitejärjeste-
lyllä esimerkiksi kuviossa 8 esitetyn mukaisesti. Prosessi alkaa potilaan
asemoinnilla kuvattavaksi, mikä edellä kuvatun järjestelyn yhteydessä
35 tarkoittaa rinnan asettamista alatasorakenteen 15 päälle ja mahdollisesti

sen puristamista liikkumattomaksi kuvauslaitteen yläpainimella 14. Jos laitteen varsirakenne 11, tai varsirakenteen säteilylähteen 12 käsittävä osa, ei jo valmiiksi ole ajettuna kuvausprosessin ensimmäiseen projektiokulmaan se ajetaan sinne, jonka jälkeen järjestely on valmis ensimmäiseen valotukseen. Valotuksen yhteydessä detektorilla 18 ilmaistu kuvainformaatio luetaan talteen ja kuvaus toistetaan pienin, esimerkiksi 2 asteen projektiokulmavälein. Kuvausvaiheen jälkeen kustakin tallennetusta kuvasta tunnistetaan siihen kuvautuneiden kuulien 21 sijainti 21' ja kuhunkin kuvaan liittyen suoritetaan iterointiprosessi, jossa ennalta määritellyistä alkuarvoista liikkeelle lähtien etsitään säteilylähteen 21 fokuksen koordinaattipiste, jota kuvaan projisoituneiden kuulien sijainti vastaa. Tämä kuvakohtainen kuvainformaatioon liittyvä prosessi voidaan toteuttaa myös jo itse kuvausprosessin aikana, sitä mukaa kun aina uusi kuva on otettu. Varsinaisessa kuvainformaation rekonstruktiossa otetaan sitten huomioon tässä projektiokohtaisessa kuvausgeometrianmäärittämissä määritetyt mahdollisesti oletusarvosta poikenneet säteilylähteen fokuksipisteiden koordinaatit, jonka prosessin jälkeen tomografiakuva tai -kuvat ovat valmiit näytöllä esitettäväksi.

Kuvio 9 esittää kaaviokuvana yhden keksinnön mukaisen järjestelyn peruskomponentteja. Järjestelyyn kuuluu ohjausjärjestelmän käsittävä mammografikuvauslaite, johon voidaan kiinnittää röntgensäteilyä absorboivia kuulia tai muita pieniä kappaleita käsittävä kalibrointirakenne. Tieto näiden kuulien tai muiden pienten kappaleiden keskinäisestä geometriasta on tallennettu muistiin, jota tietoa yhdessä mammografialaitteella tuotettujen projektiokuvien informaation kanssa käytetään tomosynteesilaskentaprosessissa tomografiakuvien muodostamiseksi ja näytöllä esittämiseksi.

Edellä kuvatussa keksinnön edullisessa suoritusmuodossa referenssikuulat 21 on järjestetty muodostamaan kolmiulotteinen keskinäinen geometria. Tällä järjestelyllä on mahdollista selvittää paitsi säteilylähteen 12 fokuksen sijainti kuvanottohetkellä suhteessa detektorin 18 (esimerkiksi sen keskipisteen) sijaintiin myös detektorin orientaatio riippumattomana siitä, miten laitteen rakenteet ovat kenties laskennallisista oletusarvoista poiketen liikkuneet tai taipuilleet kuvausprosessin aikana.

Fokuspisteen sijainti voidaan määrittää myös ainoastaan yhdelle tasolle järjestetyn kuulageometrian perusteella jos ollaan valmiita olemaan ottamatta huomioon esimerkiksi sellainen mahdollisuus, että alatasorakenne 15 johon kuulat 21 on kiinnitetty voi taipua kuvausprosessin aikana. Toisin sanoen jos oletetaan, että edellä kuvattuun järjestelyyn viitaten detektori 18, sen kotelo 13, alatasorakenne 15 ja kuulia 21 kannatelava kalibrointirakenne 20 muodostavat jäykän kappaleen jonka osien keskinäisessä asemassa ei tapahdu muutoksia kuvausprosessin aikana, voidaan fokuspisteen sijainti kunkin kuvan ottamisen hetkellä ratkaista myös yhteen tasoon järjestetyn kuulageometrian projektoiden perusteella. Kuulat 21 järjestetään tällöin edullisesti tasolle, joka sijaitsee etäisyyden kuten edullisesti vähintään 5 cm etäisyydellä detektorista 18.

Yksi edullinen tapa ohjata mammografialaitetta kuvausprosessin aikana käsittää jo edellä viitatus proseduurin, jossa säteilylähde 12 liikkuu tasaisella nopeudella ja jossa rinta aina saatetaan seuraamaan säteilylähteen 12 liikettä prosessin lyhyiden säteilytyspulssien aikana. Tällaisen synkronoidun liikkeen ansiosta voidaan välttää liikeartefaktat joita muuten syntyisi röntgenlähteen 12 ja rinnan keskinäisestä liikkeestä valotusten aikana. Tällainen järjestely mahdollistaa myös hieman pidempien valotuspulssien käyttäminen, jolloin voidaan myös välttää tarve järjestää laitteistoon perinteisissä mammografialaitteissa käytettyä tehokkaampi ja siten painavampi röntgenlähde. Toisaalta, verrattuna ratkaisuihin joissa röntgenlähde 12 aina pysäytetään jokaisen yksittäisen valotuksen ajaksi, muodostuu kuvantamisprosessiin kokonaisuutena tarvittava aika tällä järjestelyllä merkittävästi lyhyemmäksi.

Kun edellä kuvatun kaltainen kuvausprosessi toteutetaan siten, että säteilytyspulssien kesto on aina huomattavasti lyhyempi kuin pulssien välisen aika, jolloin siis tasaisella nopeudella liikuttaessa matka, jonka säteilylähde liikkuu pulssin aikana, on lyhyt verrattuna matkaan jonka se liikkuu pulssien välisenä aikana, on prosessissa niin haluttaessa aina runsaasti aikaa kääntää rinta takaisin alkuperäiseen orientaationsa ennen seuraavaa säteilytyspulssia. Yksi edullinen tapa toteuttaa tällainen ratkaisu on aina mekaanisesti kytkeä varsirakenteen 11 alapuolinen osa (joka

käsittää välineet 14, 15 rinnan asemoimiseksi liikkumattomaksi) varsirakenteen 11 ylempään osaan (joka käsittää säteilylähteen 12) säteilypuls-
sien ajaksi, jolloin se automaattisesti kääntyy varsirakenteen 11 yläpuo-
lisen osan liikkeen mukana samalla kulmanopeudella, ja pulssien välisenä
5 aikana ajaa varsirakenteen 11 alapuolinen osa takaisin asemaan, jossa se
oli ennen edellisen pulssin alkamista.

Keksinnön ja sen edullisten suoritusmuotojen mukaisiin ratkaisuihin kuu-
luu siis mammografiakuvausjärjestely tomosynteesiä varten, johon jär-
10 jestelyyn kuuluu mammografiakuvauslaite 1 johon kuuluu olennaisesti
vertikaalisesti seisova tai seinään tai kattoon kiinnitettävissä olevan
runko-osa 10, runko-osaan 10 liittyvä horisontaalisen pyöritysakselin
suhteen käännettävissä oleva varsirakenne 11, jonka varsirakenteen 11
vastakkaisista päistä olennaisesti ensimmäiseen päähän on sijoitettu
15 röntgensäteilylähte 12 jolla on fokuspiste, ja olennaisesti toiseen
päähän kuvadatan vastaanottovälineet 18, ja jonka varsirakenteen 11
mainitun toisen pään yhteyteen on lisäksi järjestetty olennaisesti ku-
vadatan vastaanottovälineiden 18 päälle asemoituva alatasorakenne 15.
Järjestelyyn kuuluu myös ohjausvälineet varsirakenteen 11 ainakin yhden
20 komponentin liikuttamiseksi ja kuvadatan vastaanottovälineiden 18 toimin-
nan ohjaamiseksi sekä prosessointivälineitä joihin kuuluu informaation
tallennusvälineitä ja välineitä informaation käsittelemiseksi.

Mammografialaitteeseen on kiinnitetty yksi tai useampi kalibrointirakenne
25 20 johon kuuluu röntgensäteilyä absorboivia kuulia 21 tai muita pieniä
kappaleita ja tämä kalibrointirakenne 20 ja sen kiinnitys laitteeseen on
toteutettu siten, että laitteen tomosynteesikuvausprojektioissa mainitut
kuulat 21 tai muut pienen kappaleet, tai ainakin osa, niistä asemoituvat
laitteessa volyymiin, jonka säteilylähteen 12 fokuksesta kuvadatan vas-
30 taanottovälineille 18 kulkeva sädekeila kattaa. Tieto näiden kuulien 21
tai muiden pienten kappaleiden keskinäisestä geometriasta on tallennettu
järjestelyn prosessointivälineisiin.

Tällaisessa järjestelyssä kuulat 21 tai muut pienet kappaleet voidaan
35 järjestää asemoitumaan sädekeilaan siten, että ne tai ainakin osa niistä

projisoituvat kuvadatan vastaanottovälineiden 18 olennaisesti yhdelle tai useammalle reunalle pois lukien se reuna, jonka suunnasta kuvattava kohde asemoituu kuvattavaksi mammografialaitteeseen. Järjestelyyn kuuluva kalibrointirakenne voi olla kiinnitetty esimerkiksi varsirakenteen 11 sen 5
pään yhteyteen johon on järjestetty mainittu alatasorakenne 15 tai suoraan alatasorakenteeseen 15.

Kuulien 21 tai muiden pienten kappaleiden keskinäinen geometria voidaan toteutettu kolmiulotteisena rakenteena esimerkiksi siten, niitä järjestetään ainakin kahdelle eri tasolle joista yksi taso on olennaisen lähellä 10
alatasorakenteen 15 yläpintaa ja toinen taso etäisyyden päässä alatasorakenteen 15 yläpinnasta, sen yläpuolella. Tällä olennaisen lähellä alatasorakenteen 15 yläpintaa sijaitsevilla tasolla kuulat 21 tai muut pienet kappaleet on edullista sijoittaa alatasorakenteen 15 yhden tai kahden 15
niistä reunoista läheisyyteen, jotka ovat alatasorakenteen 15 sen reunan sivulla, jonka suunnasta kuvattava kohde asemoituu kuvattavaksi mammografialaitteeseen, ja mainitulla tasolla joka on etäisyyden päässä mainitun alatasorakenteen 15 yläpinnasta sen yläpuolella mainitut kuulat 21 tai muut pienet kappaleet on sijoitettu alatasorakenteen 15 sen reunan läheisyyteen mutta etäisyyden päähän siitä, joka on sen alatasorakenteen 15 20
vastakkainen reuna jonka suunnasta kuvattava kohde asemoituu kuvattavaksi mammografialaitteeseen.

Mammografialaitteen ohjausjärjestelmä voidaan järjestää ohjaamaan säteilylähdettä 12 ja varsirakenteen 11 liikkeitä siten, että tietyllä varsirakenteen 11 liikkeen kulma-alueella säteilylähde 12 generoi useita kertoja sädekeilan, joka suuntautuu kohti mainittuja välineitä kuvadatan vastaanottamiseksi 18 siten, että myös mainitut kuulat 21 tai muut pienet kappaleet tai ainakin osa niistä projisoituvat kuhunkin kuvaan, ja mainitut prosessointivälineet järjestää käsittämään välineet määrittämään mainittujen kuulien 21 tai muiden pienten kappaleiden projektioden 21' sijainnin perusteella se koordinaattipiste, jossa säteilylähteen 12 fokus suhteessa välineisiin kuvadatan vastaanottamiseksi 18 on kyseistä kuvaa otettaessa sijainnut. Kun kuulia 12 tai muita pieniä kappaleita on järjestetty kolmiulotteiseen geometriaan voidaan järjestelyyn kuuluvat pro- 35

sessointivälineet järjestää käsittämään välineet määrittämään mainittujen kuulien 21 tai muiden pienten kappaleiden projektoiden 21' sijainnin perusteella säteilylähteen 12 fokuksen ja kuvadatan vastaanottovälineiden 18 aktiivisen pinnan keskipisteen välinen etäisyys, sekä kuvadatan vastaanottovälineiden aktiivisen pinnan 18 määrittämän tason orientaatio suhteessa suoraan, joka kulkee mainittujen säteilylähteen fokuksen ja kuvadatan vastaanottovälineiden 18 aktiivisen pinnan keskipisteen kautta.

Järjestelyn yhdessä suoritusmuodossa varsirakenne 11 on toteutettu siten, että se mahdollistaa varsirakenteen 11 ensimmäisen pään, varsirakenteen 11 toisen pään, tai niiden molempien itsenäisen kääntämisen horisontaalisen pyöritysakselin suhteen. Varsirakenne 11 voidaan toteutettu myös siten, että se mahdollistaa säteilylähteen 12 käsittävän varsirakenteen 11 ensimmäisen pään kääntämisen eri tomosynteesikuvausprojektiohin siten, että kuvadatan vastaanottovälineet 18 käsittävä varsirakenteen 11 toinen pää ei seuraa varsirakenteen 11 ensimmäisen pään kääntöliikettä vaan pysyy paikoillaan.

Myös voidaan mammografialaitteen rakenne toteuttaa siten, että varsirakenteeseen 11 mainitun alatasorakenteen 15 yläpuolelle on kiinnitetty yläpainin 14 joka on järjestetty liikutettavaksi varsirakennetta 11 pitkin ja em. alatasorakenne 15 ja yläpainin 14 järjestetty käännettäväksi suhteessa varsirakenteeseen 11, että laitteen ohjausjärjestelmä on järjestetty kääntämään säteilylähdettä 12 kannattelevaa varsirakennetta 11 olennaisen tasaisella kulmanopeudella ja ohjaamaan säteilylähde 12 generoimaan tämän liikkeen aikana säteilypulsseja, ja em. alatasorakenne 15 ja yläpainin 14 järjestetty kääntymään näiden säteilypulssien aikana samalla kulmanopeudella ja samaan suuntaan kuin millä varsirakenne 11 liikuttaa säteilylähdettä 12 ja aikajaksoina mainittujen pulssien välillä pysymään paikoillaan tai liikkumaan eri kulmanopeudella tai liikkumaan eri suuntaan kuin säteilylähde 12.

Järjestelyyn kuuluva yksi tai useampi kalibrointirakenne 20, johon kuuluu röntgensäteilyä absorboivia kuulia 21 tai muita pieniä kappaleita, voidaan toteuttaa kiinnitettynä mainittuun alatasorakenteeseen 15 ja alata-

5 sorakenne 15 järjestää mammografiakuvauslaitteeseen 1 irrotettavasti kiinnitetyksi. Tällöin järjestelyyn voi kuulua ensimmäinen irrotettavasti kiinnitetyksi järjestetty ensimmäinen alatasorakenne 15, joka käsittää yhden tai useamman kalibrointirakenteen 20 kuulia 21 tai muita pieniä kappaleita varten ja toinen irrotettavasti kiinnitetyksi järjestetty alatasorakenne 15, johon on järjestetty säteilyä absorboiva lamellirakenne 17.

10 Kun järjestelyssä käytetään alatasorakennetta johon on järjestetty kuulia 21 tai muita pieniä kappaleita yhteen tai useampaan kalibrointirakenteeseen 20 ainakin kahdelle eri tasolle, voidaan tällainen kalibrointirakenne 20 järjestää käsittämään alatasorakenteen 15 olennaisesti ainakin kahdella reunalla alatasorakenteen 15 pinnan suuntaisena horisontaalisesti ulottuvaa jalkaosaa 22, joista ainakin yksi käsittää kuulia 21 tai muita
15 pieniä kappaleita ja joista ainakin yhdestä jalkaosasta 22 erkaneen olennaisesti vertikaalisena ulottuva tukivarsi 23, joka kannattelee kannatinsorakennetta 24 joka myös käsittää röntgensäteilyä absorboivia kuulia 21 tai muita pieniä kappaleita. Mm. tällaisessa järjestelyssä on mahdollista järjestää kuulat 21 tai muut pienet kappaleet alatasorakenteen 15 pinnan
20 alapuolelle sen olennaiseen läheisyyteen.

Keksinnön suoritusmuotoihin voidaan katsoa kuuluvan myös mammografiakuvantamismenetelmä, jossa käytetään mammografiakuvauslaitetta 1 johon kuuluu säteilylähdettä 12 kannatteleva pyöritysakselin suhteen käännettäväksi
25 järjestetty varsirakenne 11, jossa menetelmässä rinta asemoidaan laitteeseen kuvausta varten ja säteilylähdettä 12 kuljetetaan pitkin kaarevaa liikerataa yli tietyn kulma-alueen, jonka liikkeen aikana säteilylähteellä 12 generoidaan useita kertoja sädekeila, joka suunnataan kohti laitteeseen asemoitua rintaa ja välineitä kuvadatan vastaanottamiseksi 18.
30 Menetelmässä mammografiakuvauslaitteeseen kiinnitetään yksi tai useampi kalibrointirakenne 20 johon kuuluu röntgensäteilyä absorboivia kuulia 21 tai muita pieniä kappaleita joiden keskinäinen geometria tunnetaan ja kalibrointirakenne 20 ja sen kiinnitys laitteeseen 1 toteutetaan siten, että kuulat 21 tai muut pienet kappaleet tai ainakin osa niistä asemoituu
35 em. säteilylähteen liikkeen kulma-alueella volyyymiin, jonka säteilyläh-

teen 12 fokuksesta kuvadatan vastaanottovälineille 18 kulkeva sädekeila kattaa. Tällöin kuulat 21 tai muut pienet kappaleet tai ainakin osa niistä projisoituvat jokaiseen menetelmässä otettavaan kuvaan, jolloin kunkin kuvan osalta voidaan määritetää kuulien 21 tai muiden pienten kappaleiden projektioden 21' sijainnin perusteella se koordinaattipiste, jossa säteilylähteen 12 fokus suhteessa välineisiin kuvadatan vastaanottamiseksi 18 on kyseistä kuvaa otettaessa sijainnut. Kolmiulotteinen kuva tai sarja leikekerroksia kuvattavana olevasta rinnasta voidaan sitten rekonstruoida käyttäen laskennassa tietoa kunkin kuvan osalta tällä menetelmällä määritettyä tietoa säteilylähteen 12 fokuspisteen sijainnista.

Kun kuulat 21 tai muut pienet kappaleet sijoitetaan kalibrointirakenteseen 20 tunnettuun keskinäiseen kolmiulotteiseen geometriaan, voidaan niiden projektioden 21' sijainnin kussakin kuvassa perusteella määritetään säteilylähteen 12 fokuksen ja kuvadatan vastaanottovälineiden 18 aktiivisen pinnan keskipisteen välinen etäisyys, sekä kuvadatan vastaanottovälineiden 18 aktiivisen pinnan määrittämän tason orientaatio suhteessa suoraan, joka kulkee mainittujen säteilylähteen fokuksen ja kuvadatan vastaanottovälineiden 18 aktiivisen pinnan keskipisteen kautta.

PATENTTIVAATIMUKSET

1. Mammografiakuvausjärjestely tomosynteesiä varten, johon järjestelyyn kuuluu

- 5 mammografiakuvauslaite 1 johon kuuluu
- olennaisesti vertikaalisesti seisova tai seinään tai kattoon kiinnitettävissä olevan runko-osa (10),
 - mainittuun runko-osaan (10) liittyvä horisontaalisen pyörittysakselin suhteen käännettävissä oleva varsirakenne (11),
 - 10 - jonka varsirakenteen (11) vastakkaisista päistä olennaisesti ensimmäiseen päähän on sijoitettu röntgensäteilylähde (12) jolla on fokuspiste, ja olennaisesti toiseen päähän kuvadatan vastaanottovälineet (18),
 - jonka varsirakenteen (11) mainitun toisen pään yhteyteen on
 - 15 lisäksi järjestetty olennaisesti kuvadatan vastaanottovälineiden 18 päälle asemoituva alatasorakenne (15) ja johon varsirakenteen (11) mainitun alatasorakenteen 15 yläpuolelle on järjestetty kiinnitettäväksi yläpainin (14), joka on järjestetty liikutettavaksi varsirakennetta (11) pitkin, ja
 - 20 - ohjausvälineet varsirakenteen (11) ainakin yhden komponentin liikuttamiseksi ja kuvadatan vastaanottovälineiden (18) toiminnan ohjaamiseksi,
- sekä prosessointivälineitä joihin kuuluu informaation tallennusvälineitä ja välineitä informaation käsittelemiseksi,
- 25 tunnettu siitä, että
- olennaisesti varsirakenteen (11) mainitun toisen pään yhteyteen, johon on järjestetty mainittu alatasorakenne (15) tai
 - mainittuun alatasorakenteeseen (15)
- on kiinnitetty yksi tai useampi kalibrointirakenne (20) johon kuuluu
- 30 röntgensäteilyä absorboivia kuulia (21) tai muita pieniä kappaleita, joiden kuulien (21) tai muiden pienten kappaleiden keskinäinen geometria on toteutettu kolmiulotteisena rakenteena siten, että mainittuja kuulia (21) tai muita pieniä kappaleita on järjestetty ainakin kahdelle eri tasolle joista yksi taso on olennaisen lähellä mainitun alatasorakenteen (15)
- 35 yläpintaa, sen alapuolella, ja toinen taso etäisyyden päässä mainitun

alatasorakenteen (15) yläpinnasta, sen yläpuolella, ja joka kalibrointi-rakenne (20) ja sen kiinnitys laitteeseen (1) on toteutettu siten, että laitteen tomosynteesikuvausprojektioissa mainitut kuulat (21) tai muut pienen kappaleet tai ainakin osa niistä asemoituvat laitteessa volyyymiin, jonka säteilylähteen (12) fokuksesta kuvadatan vastaanottovälineille (18) kulkeva sädekeila kattaa, että tieto mainittujen kuulien (21) tai muiden pienten kappaleiden keskinäisestä geometriasta on tallennettu mainittuihin prosessointivälineisiin ja mainittu ohjausjärjestelmä on järjestetty ohjaamaan säteilylähdettä (12) ja varsirakenteen (11) liikkeitä siten, että tietyllä varsirakenteen (11) liikkeen kulma-alueella säteilylähde (12) generoi useita kertoja sädekeilan, joka suuntautuu kohti mainittuja välineitä kuvadatan vastaanottamiseksi (18) siten, että myös mainitut kuulat (21) tai muut pienet kappaleet tai ainakin osa niistä projisoituvat kuvaan, ja mainitut prosessointivälineet on järjestetty käsittämään välineet määrittämään mainittujen kuulien (21) tai muiden pienten kappaleiden projektoiden (21') sijainnin perusteella se koordinaattipiste, jossa säteilylähteen (12) fokus suhteessa välineisiin kuvadatan vastaanottamiseksi (18) on kyseistä kuvaa otettaessa sijainnut.

2. Vaatimuksen 1 mukainen järjestely, tunnettu siitä, että mainitut kuulat (21) tai muut pienet kappaleet on järjestetty asemoitumaan mainittuun sädekeilaan siten, että ne tai ainakin osa niistä projisoituvat kuvadatan vastaanottovälineiden (18) olennaisesti yhdelle tai useammalle reunalle poislukien se reuna, jonka suunnasta kuvattava kohde asemoituu kuvattavaksi mammografialaitteeseen.

3. Vaatimuksen 1 tai 2 mukainen järjestely, tunnettu siitä, että mainitulla olennaisen lähellä alatasorakenteen (15) yläpintaa sijaitsevalla tasolla mainitut kuulat (21) tai muut pienet kappaleet on sijoitettu alatasorakenteen (15) yhden tai kahden niistä reunoista läheisyyteen, jotka ovat alatasorakenteen (15) sen reunan sivulla, jonka suunnasta kuvattava kohde asemoituu kuvattavaksi mammografialaitteeseen, ja mainitulla tasolla joka on etäisyyden päässä mainitun alatasorakenteen (15) yläpinnasta sen yläpuolella mainitut kuulat (21) tai muut pienet kappaleet on sijoitettu alatasorakenteen (15) sen reunan läheisyyteen mutta etäisyyden pää-

hän siitä, joka on sen alatasorakenteen (15) vastakkainen reuna jonka suunnasta kuvattava kohde asemoituu kuvattavaksi mammografialaitteeseen.

4. Jonkin vaatimuksen 1-3 mukainen järjestely, tunnettu siitä, että
 5 mainitut prosessointivälineet on järjestetty käsittämään välineet määrittämään mainittujen kuulien (21) tai muiden pienten kappaleiden projektioiden (21') sijainnin perusteella säteilylähteen (12) fokuksen ja kuvadatan vastaanottovälineiden 18 aktiivisen pinnan keskipisteen välinen etäisyys, sekä kuvadatan vastaanottovälineiden aktiivisen pinnan (18)
 10 määrittämän tason orientaatio suhteessa suoraan, joka kulkee mainittujen säteilylähteen (12) fokuksen ja kuvadatan vastaanottovälineiden 18 aktiivisen pinnan keskipisteen kautta.

5. Jonkin vaatimuksen 1-4 mukainen järjestely, tunnettu siitä, että
 15 mainittu varsirakenne 11 on toteutettu siten, että se mahdollistaa varsirakenteen (11) ensimmäisen pään, varsirakenteen (11) toisen pään, tai niiden molempien itsenäisen kääntämisen horisontaalisen pyöritysakselin suhteen.

20 6. Jonkin vaatimuksen 1-5 mukainen järjestely, tunnettu siitä, että mainittu varsirakenne (11) on toteutettu siten, että se mahdollistaa säteilylähteen (12) käsittävän varsirakenteen (11) ensimmäisen pään kääntämisen eri tomosynteesikuvausprojektioiden siten, että kuvadatan vastaanottovälineet (18) käsittävä varsirakenteen (11) toinen pää ei seuraa varsirakenteen (11) ensimmäisen pään kääntöliikettä vaan pysyy paikoillaan.
 25

7. Jonkin vaatimuksen 1-6 mukainen järjestely, tunnettu siitä, että
 - varsirakenteeseen (11) mainitun alatasorakenteen (15) yläpuolelle on kiinnitetty yläpainin (14), joka on järjestetty liikutettavaksi varsirakennetta (11) pitkin,
 30 - mainitut alatasorakenne (15) ja yläpainin (14) on järjestetty käännettäviksi suhteessa varsirakenteeseen (11),
 - mainittu ohjausjärjestelmä on järjestetty kääntämään säteilylähdettä (12) kannattelevaa varsirakennetta (11) olennaisen tasaisella kulmanopeudella ja
 35

ohjaamaan säteilylähde (12) generoimaan tämän liikkeen aikana säteilypulsseja, ja

- mainitut alatasorakenne (15) ja yläpainin (14) on järjestetty kääntymään mainittujen säteilypulssien aikana samalla kulmanopeudella ja samaan suuntaan kuin millä varsirakenne (11) liikuttaa säteilylähdettä (12) ja aikajaksoina mainittujen pulssien välillä pysymään paikoillaan tai liikkumaan eri kulmanopeudella tai liikkumaan eri suuntaan kuin säteilylähde (12).

8. Jonkin vaatimuksen 1-7 mukainen järjestely, tunnettu siitä, että mainittu yksi tai useampi alatasorakenne (15) on järjestetty mammografiakuvauslaitteeseen (1) irrotettavasti kiinnitetyksi.

9. Jonkin vaatimuksen 1-8 mukainen järjestely, tunnettu siitä, että järjestelyyn kuuluu ensimmäinen irrotettavasti kiinnitetyksi järjestetty alatasorakenne (15), joka käsittää yhden tai useamman kalibrointirakenteen (20) mainittuja kuulia (21) tai muita pieniä kappaleita varten ja toinen irrotettavasti kiinnitetyksi järjestetty alatasorakenne (15), johon on järjestetty säteilyä absorboiva lamellirakenne (17).

10. Jonkin vaatimuksen 1-9 mukainen järjestely, tunnettu siitä, että mainittu yksi tai useampi kalibrointirakenne (20) käsittää mainitun alatasorakenteen (15) olennaisesti ainakin kahdella reunalla alatasorakenteen (15) pinnan suuntaisena horisontaalisesti ulottuvat jalkaosat (22), joista ainakin yksi jalkaosat (22) käsittää mainittuja kuulia (21) tai muita pieniä kappaleita ja joista ainakin yhdestä jalkaosasta (22) erkaantuu olennaisesti vertikaalisena ulottuva tukivarsi (23), joka kannattelee kannatinrakennetta (24) joka myös käsittää mainittuja röntgensäteilyä absorboivia kuulia (21) tai muita pieniä kappaleita.

11. Mammografiakuvantamismenetelmä, jossa käytetään mammografiakuvauslaitetta (1) johon kuuluu säteilylähdettä (12) kannatteleva pyöritysakselin suhteen käännettäväksi järjestetty varsirakenne (11), jonka varsirakenteen (11) vastakkaisista päistä olennaisesti ensimmäiseen päähän on sijoitettu röntgensäteilylähde (12) jolla on fokuspiste, ja olennaisesti

toiseen päähän kuvadatan vastaanottovälineet (18) ja jonka varsirakenteen (11) mainitun toisen pään yhteyteen on lisäksi järjestetty olennaisesti kuvadatan vastaanottovälineiden (18) päälle asemoituva alatasorakenne (15) jossa menetelmässä rinta asemoidaan laitteeseen kuvausta varten ja

5 rintaa puristetaan mainittua alatasorakennetta (15) vasten mainittuun varsirakenteeseen (11) järjestetyllä yläpainimella (14), ja säteilylähdettä (12) kuljetetaan pitkin kaarevaa liikerataa yli tietyn kulma-

alueen, jonka liikkeen aikana säteilylähteellä (12) generoidaan useita kertoja sädekeila, joka suunnataan kohti laitteeseen asemoitua rintaa ja

10 välineitä kuvadatan vastaanottamiseksi (18), tunnettu siitä, että olennaisesti varsirakenteen (11) mainitun toisen pään yhteyteen, johon on järjestetty mainittu alatasorakenne (15) tai mainittuun alatasorakenteeseen (15) kiinnitetään yksi tai useampi kalibrintirakenne (20) johon on sijoitettu röntgensäteilyä absorboivia kuulia (21) tai muita pieniä kap-

15 paleita tunnettuun keskinäiseen kolmiulotteiseen geometriaan, joka kalibrintirakenne (20) ja sen kiinnitys laitteeseen (1) toteutetaan siten, että mainitut kuulat (21) tai muut pienet kappaleet tai ainakin osa niistä asemoituu ainakin kahdelle eri tasolle joista yksi taso on olennaisen lähellä mainitun alatasorakenteen (15) yläpintaa, sen alapuolella, ja

20 toinen taso etäisyyden päässä mainitun alatasorakenteen (15) yläpinnasta, sen yläpuolella, ja toisaalta mainitulla säteilylähteen liikkeen kulma-alueella volyyymiin, jonka säteilylähteen (12) fokuksesta kuvadatan vastaanottovälineille (18) kulkeva sädekeila kattaa, jolloin mainitut kuulat (21) tai muut pienet kappaleet tai ainakin osa niistä projisoituvat mene-

25 telmässä otettaviin kuviin joista sitten mainittujen kuulien (21) tai muiden pienten kappaleiden projektioiden (21') sijainnin perusteella määritetään se koordinaattipiste, jossa säteilylähteen (12) fokus suhteessa välineisiin kuvadatan vastaanottamiseksi (18) on kyseistä kuvaa otettaessa sijainnut, ja jossa yksi tomografiakuva tai sarja leikekerroksia kuvattavana olevasta rinnasta rekonstruoidaan käyttäen laskennassa näin määritettyä tietoa säteilylähteen (12) fokuspisteen sijainnista yksittäistä kuvaa otettaessa.

12. Vaatimuksen 11 mukainen menetelmä, tunnettu siitä, että mainittujen kuulien (21) tai muiden pienten kappaleiden projektioiden (21') si-

jainnin kussakin kuvassa perusteella määritetään säteilylähteen (12) fokuksen ja kuvadatan vastaanottovälineiden (18) aktiivisen pinnan keskipisteen välinen etäisyys, sekä kuvadatan vastaanottovälineiden (18) aktiivisen pinnan määrittämän tason orientaatio suhteessa suoraan, joka
5 kulkee mainittujen säteilylähteen fokuksen ja kuvadatan vastaanottovälineiden (18) aktiivisen pinnan keskipisteen kautta.

PATENTKRAV

1. Ett mammografiavbildningsarrangemang för tomosyntes, vilket arrangemang inbegriper

5 mammografiavbildningsapparat (1) vilken inbegriper

- en väsentligt vertikalt stående eller i väggen eller taket fästbar stomdel (10),

- en till den nämnda stomdelen (10) ansluten armkonstruktion (11) som är roterbar i förhållande till en horisontell roteringsaxel,

- i vars armkonstruktions (11) motsatta ändor väsentligt i den första ändan har placerats en röntgenstrålningskälla (12) som har en fokuspunkt, och väsentligt i den andra ändan mottagningsmedel för bildinformation (18),

- i vars armkonstruktions (11) nämnda andra ändas samband det dessutom har arrangerats en undre plankonstruktion (15) som placerar sig väsentligt ovanpå mottagningsmedlen för bildinformation (18) och

i vilken armkonstruktion (11) ovanför den nämnda undre plankonstruktionen (15) är arrangerad att fästas en övre kompressionsplatta (14), vilken är arrangerad förflyttbar längs armkonstruktionen (11), och

- styrmedel för att flytta armkonstruktionens (11) åtminstone en komponent, och för att styra funktionen hos mottagningsmedlen för bildinformation (18),

samt processeringsmedel vilka inbegriper informationslagringsmedel och medel för behandling av information,

kännetecknad av att

- väsentligt i samband med den nämnda andra ändan av armkonstruktionen (11), där den nämnda undre plankonstruktionen (15) är arrangerad eller

- i den nämnda undre plankonstruktionen (15) har fästs en eller flera kalibreringsstrukturer (20) vilken inbegriper kulor (21) eller andra små partiklar som absorberar röntgenstrålning, vars kulor (21) eller andra små delar partiklar inbördes geometri är arrangerad som en tredimensionell konstruktion så att nämnda kulor (21) el-

ler andra små partiklar är arrangerade på åtminstone två olika plan, varav ett plan är väsentligt nära den nämnda undre plankonstruktionens (15) övre yta, under den, och det andra planet på ett avstånd ifrån den nämnda undre plankonstruktionens (15) övre yta, ovanför den, och vilken kalibreringsstruktur (20) och dess fästning vid apparaten (1) är förverkligad så att i apparatens tomosyntesavbildningsprojektioner, de nämnda kulor (21) eller andra små partiklar, eller åtminstone en del av dem, positioneras i apparaten i den volym som täcks av strålen som går från strålningskällans (12) fokus till mottagningsmedlen för bildinformation (18), att information om de nämnda kulors (21) eller andra små partiklars inbördes geometri är lagrad i de nämnda processeringsmedlen, och det nämnda styrsystemet är arrangerat att styra strålningskällan (12) och armkonstruktionens (11) rörelser så att strålningskällan (12) på ett visst armkonstruktionens (11) rörelses vinkelområde flera gånger genererar en stråle som riktas mot de nämnda medlen för mottagning av bildinformation (18) så att även de nämnda kulorna (21) eller andra små partiklar eller åtminstone en del av dem projiceras på bilden, och de nämnda processeringsmedlen är arrangerade att inbegripa medel för att på basen av de nämnda kulornas (21) eller andra små partiklars projektioners (21') position definiera den koordinatpunkt där strålningskällans (12) fokus i förhållande till medlen för mottagning av bildinformation (18) har befunnit sig då den ifrågavarande bilden togs.

2. Ett arrangemang enligt kravet 1, kännetecknat av att de nämnda kulor (21) eller andra små partiklar är arrangerade att positioneras i den nämnda strålen så att de eller åtminstone en del av dem projiceras väsentligt på en eller flera kanter på mottagningsmedlen för bildinformation (18) exklusive den kant från vars håll objektet som avbildas positioneras i mammografiapparaten för avbildning.

3. Ett arrangemang enligt kravet 1 eller 2, kännetecknat av att på det nämnda planet som befinner sig väsentligt nära den undre plankonstruktionens (15) övre yta har de nämnda kulorna (21) eller andra små partiklar positionerats i närheten av den undre plankonstruktionens (15) en eller två av de kanter som är på sidan av den kanten av den undre

plankonstruktionen (15) från vilket håll objektet som avbildas positioneras i mammografiapparaten för avbildning, och på det nämnda planet som är på ett avstånd ifrån den nämnda undre plankonstruktionens (15) övre yta, ovanför den, är de nämnda kulorna (21) eller andra små partiklar positionerade i närheten av den kant på den undre plankonstruktionen (15) men på ett avstånd ifrån den vilken är den undre plankonstruktionens (15) motsatta kant från vilket håll föremålet som avbildas positioneras i mammografiapparaten för avbildning.

4. Ett arrangemang enligt något av kraven 1-3, kännetecknat av att de nämnda processeringsmedlen är arrangerade att inbegripa medel för att på basen av de nämnda kulornas (21) eller andra små partiklars projektioners (21') position definiera avståndet mellan strålningskällans (12) fokus och mittpunkten av mottagningsmedel för bildinformations (18) aktiva yta, samt det av mottagningsmedel för bildinformations aktiva yta (18) definierade plans orientation i förhållande till den raka som går genom de nämnda strålningskällans (12) fokus och mottagningsmedel för bildinformations (18) aktiva ytas mittpunkt.

5. Ett arrangemang enligt något av kraven 1-4, kännetecknat av att den nämnda armkonstruktionen (11) är utförd så att den möjliggör att armkonstruktionens (11) första ända, armkonstruktionens (11) andra ända, eller båda kan roteras självständigt i förhållande till den horisontella roteringsaxeln.

6. Ett arrangemang enligt något av kraven 1-5, kännetecknat av att den nämnda armkonstruktionen (11) är utförd så att den möjliggör den strålningskälla (12) inbegripande armkonstruktionens (11) första ändas rotering i olika tomosyntesavbildningsprojektioner på så sätt att den mottagningsmedel för bildinformation (18) inbegripande armkonstruktionens (11) andra ända inte följer armkonstruktionens (11) första ändas roteringsrörelse utan står stilla.

7. Ett arrangemang enligt något av kraven 1-6, kännetecknat av att

- det i armkonstruktionen (11) ovanför den nämnda undre plankonstruktionen (15) är fäst en övre kompressionsplatta (14), vilken är arrangerad förflyttbar längs armkonstruktionen (11),

- de nämnda undre plankonstruktionen (15) och övre kompressionsplatta (14) är arrangerade svängbara i förhållande till armkonstruktionen (11),

- det nämnda styrsystemet är arrangerat att rotera armkonstruktionen (11) som stöder strålningskällan (12) med en väsentligt jämn vinkelhastighet och

styra strålningskällan (12) att under den här rörelsen generera strålningspulser, och

- de nämnda undre plankonstruktionen (15) och övre kompressionsplattan (14) är arrangerade att under de nämnda strålningspulserna rotera med samma vinkelhastighet och i samma riktning som med vilken armkonstruktionen (11) rör på strålningskällan (12), och att under tidsperioderna mellan de nämnda pulserna stå stilla eller röra sig med en annan vinkelhastighet eller röra sig i en annan riktning än strålningskällan (12).

8. Ett arrangemang enligt något av kraven 1-7, kännetecknat av att den nämnda en eller flera undre plankonstruktionen (15) är arrangerad löstagbart fäst i mammografiavbildningsapparaten (1).

9. Ett arrangemang enligt något av kraven 1-8, kännetecknat av att arrangemanget inbegriper en första löstagbart fäst arrangerad undre plankonstruktion (15) som innefattar en eller flera kalibreringskonstruktioner (20) för nämnda kulor (21) eller andra små partiklar, och en andra löstagbart fäst arrangerad undre plankonstruktion (15) i vilken är arrangerad en strålningsabsorberande lamellkonstruktion (17).

10. Ett arrangemang enligt något av kraven 1-9, kännetecknat av att den nämnda en eller flera kalibreringskonstruktionen (20) innefattar på den nämnda undre plankonstruktionens (15) väsentligt åtminstone två kanter i den undre plankonstruktionens (15) ytas riktning horisontellt utsträckta ben (22), av vilka åtminstone ett ben (22) innefattar nämnda kulor (21) eller andra små partiklar, och från vilka åtminstone ett ben (22) det förgrenar sig en väsentligt vertikalt utsträckt stödarm (23) som

bär upp en bärkonstruktion (24) som också innefattar nämnda röntgenstrålar absorberande kulor (21) eller andra små partiklar.

11. En mammografiavbildningsmetod där man använder en mammografiavbildningsapparat (1) vilken inbegriper en i förhållande till rotationsaxeln svängbar arrangerad armkonstruktion (11) som bär upp strålningskällan (12), i vilken av armkonstruktionens (11) motsatta ändor väsentligt i den första ändan är placerad en röntgenstrålningskälla (12) med en fokuspunkt, och väsentligt i den andra ändan mottagningsmedel för bildinformation (18), och där det i samband med armkonstruktionens (11) nämnda andra ända dessutom är arrangerad en undre plankonstruktion (15) som positionerar sig väsentligt ovanpå mottagningsmedlen för bildinformation (15), i vilken metoden bröstet positioneras i apparaten för avbildning och bröstet pressas mot den nämnda undre plankonstruktionen (15) med den i den nämnda armkonstruktionen (11) arrangerade övre kompressionsplattan (14) och strålningskällan (12) transporteras längs en bågformad rörelsebana över ett visst vinkelområde under vilken rörelse det med strålningskällan (12) flera gånger genereras en stråle som riktas mot det i apparaten positionerade bröstet samt medel för mottagning av bildinformation (18), kännetecknad av att väsentligt i samband med armkonstruktionens (11) nämnda andra ända i vilken är arrangerad den nämnda undre plankonstruktionen (15) eller i den nämnda undre plankonstruktionen (15) fästs en eller flera kalibreringskonstruktion (20) i vilken är placerade röntgenstrålning absorberande kulor (21) eller andra små partiklar i en känd inbördes tredimensionell geometri, vilken kalibreringskonstruktion (20) samt dess fästning i apparaten utförs så att de nämnda kulorna (21) eller andra små partiklar eller åtminstone en del av dem positioneras på åtminstone två olika plan, varav ett plan är väsentligt nära den nämnda undre plankonstruktionens (15) övre yta, under den, och det andra planet på ett avstånd ifrån den nämnda undre plankonstruktionens (15) övre yta, ovanför den, och samtidigt på den nämnda strålningskällans rörelses vinkelområde i volymen som täcks av den stråle som går från strålningskällans (12) fokus till mottagningsmedlen för bildinformation (12), varpå de nämnda kulorna (21) eller andra små partiklar eller åtminstone en del av dem projiceras på de bilder som avbildas i förfarandet, ur vilka det se-

dan på basen av de nämnda kulorna (21) eller andra små partiklars projektioners (21') position definieras den koordinatpunkt där strålningskällans (12) fokus i förhållande till mottagningsmedlen för bildinformation (18) har befunnit sig då den ifrågavarande bilden togs, och där en
5 tomografibild eller serie skiktlayer av det avbildade bröstet rekonstrueras genom att i beräkningen använda på så sätt definierad data om strålningskällans (12) fokuspunkts position då den enskilda bilden togs.

12. En metod enligt kravet 11, kännetecknad av att det på basen av
10 de nämnda kulornas (21) eller andra små partiklars projektioners (21') position i varje bild definieras avståndet mellan strålningskällans (12) fokus och mittpunkten av mottagningsmedel för bildinformations (18) aktiva yta, samt det av mottagningsmedel för bildinformations aktiva yta (18) definierade plans orientation i förhållande till den raka som går
15 genom de nämnda strålningskällans fokus och mottagningsmedel för bildinformations (18) aktiva ytas mittpunkt.

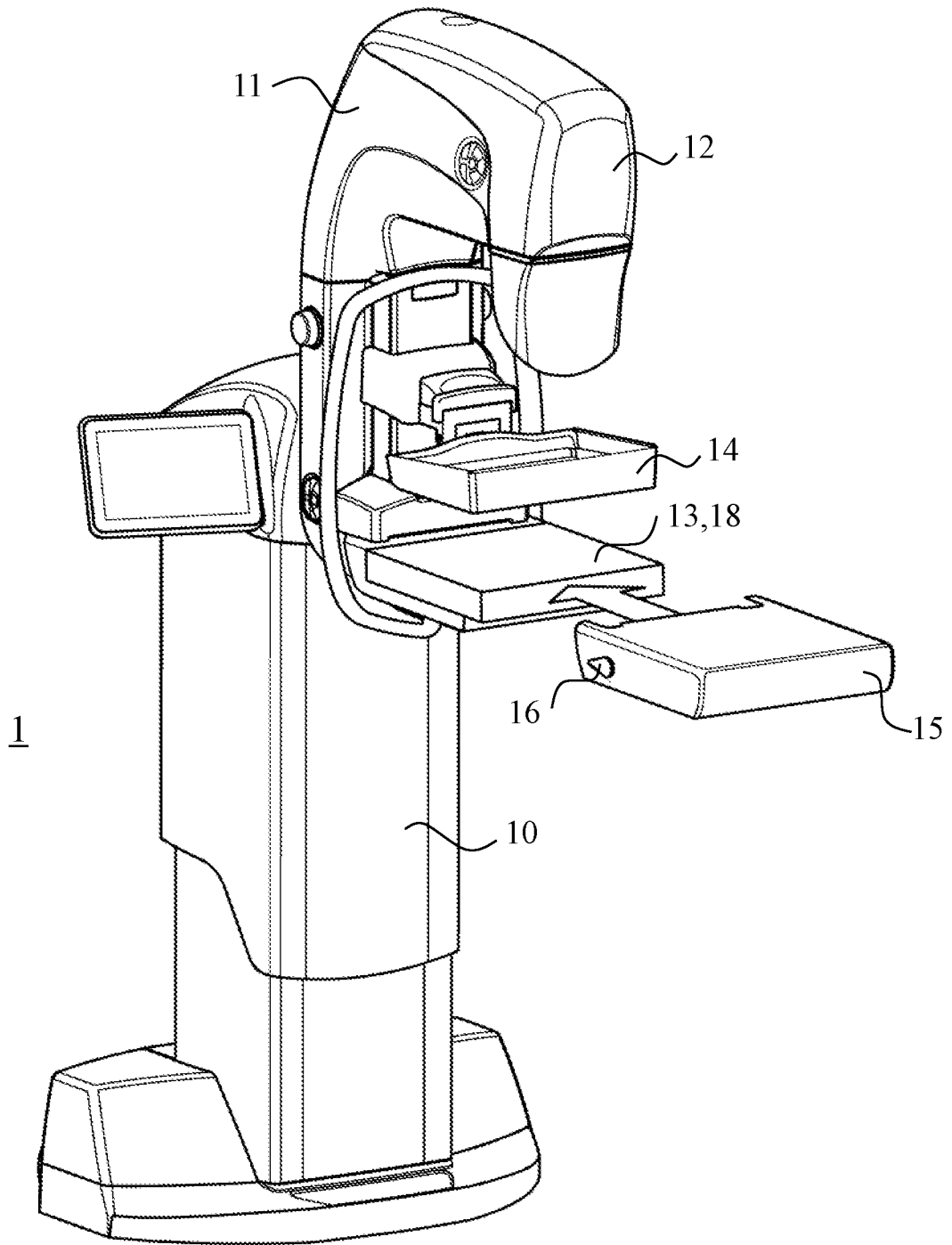


Fig. 1

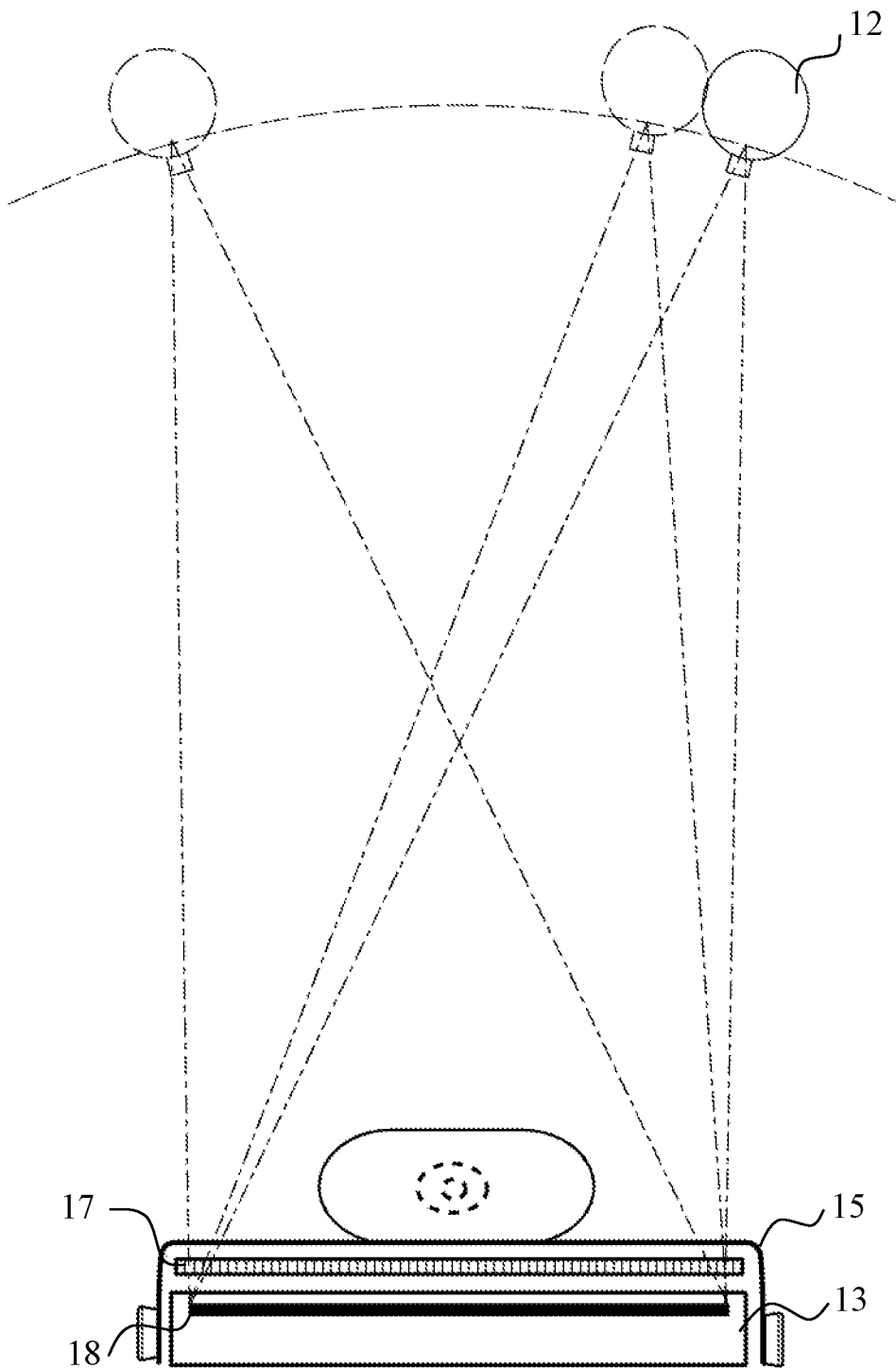


Fig. 2

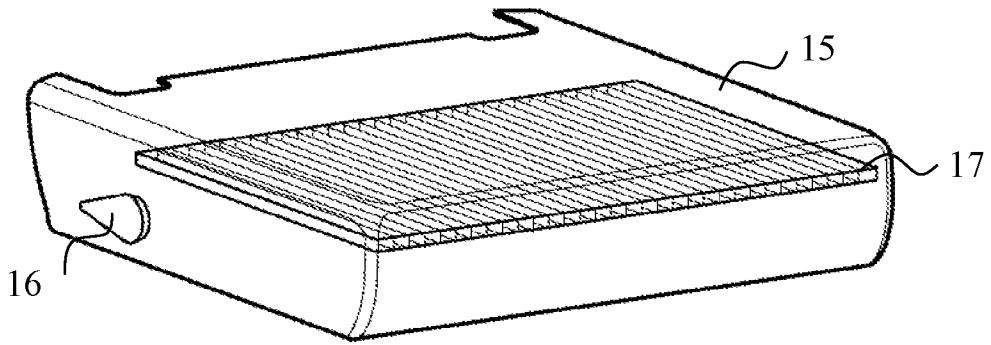


Fig. 3

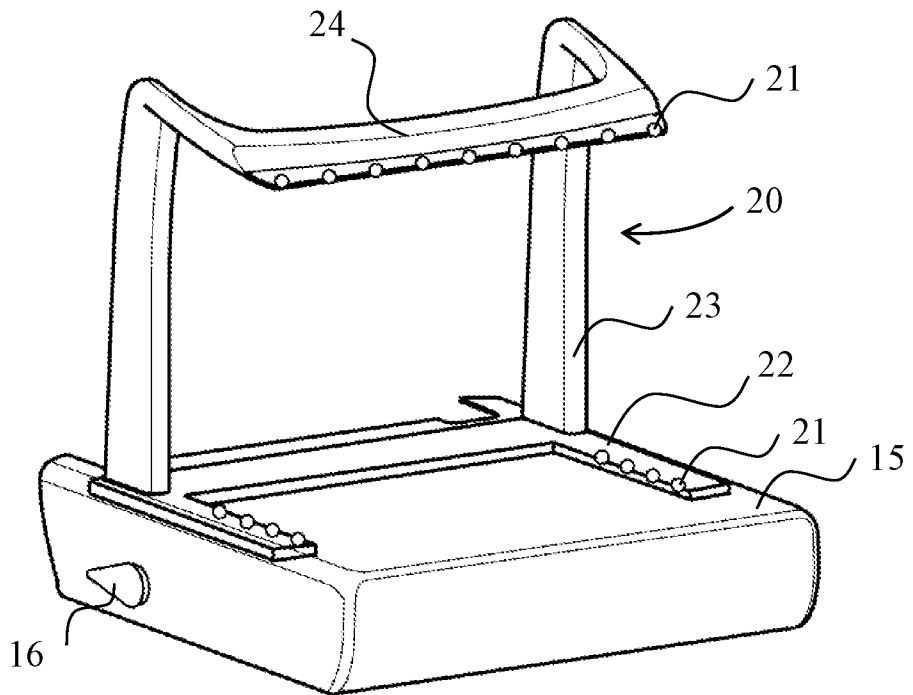


Fig. 4

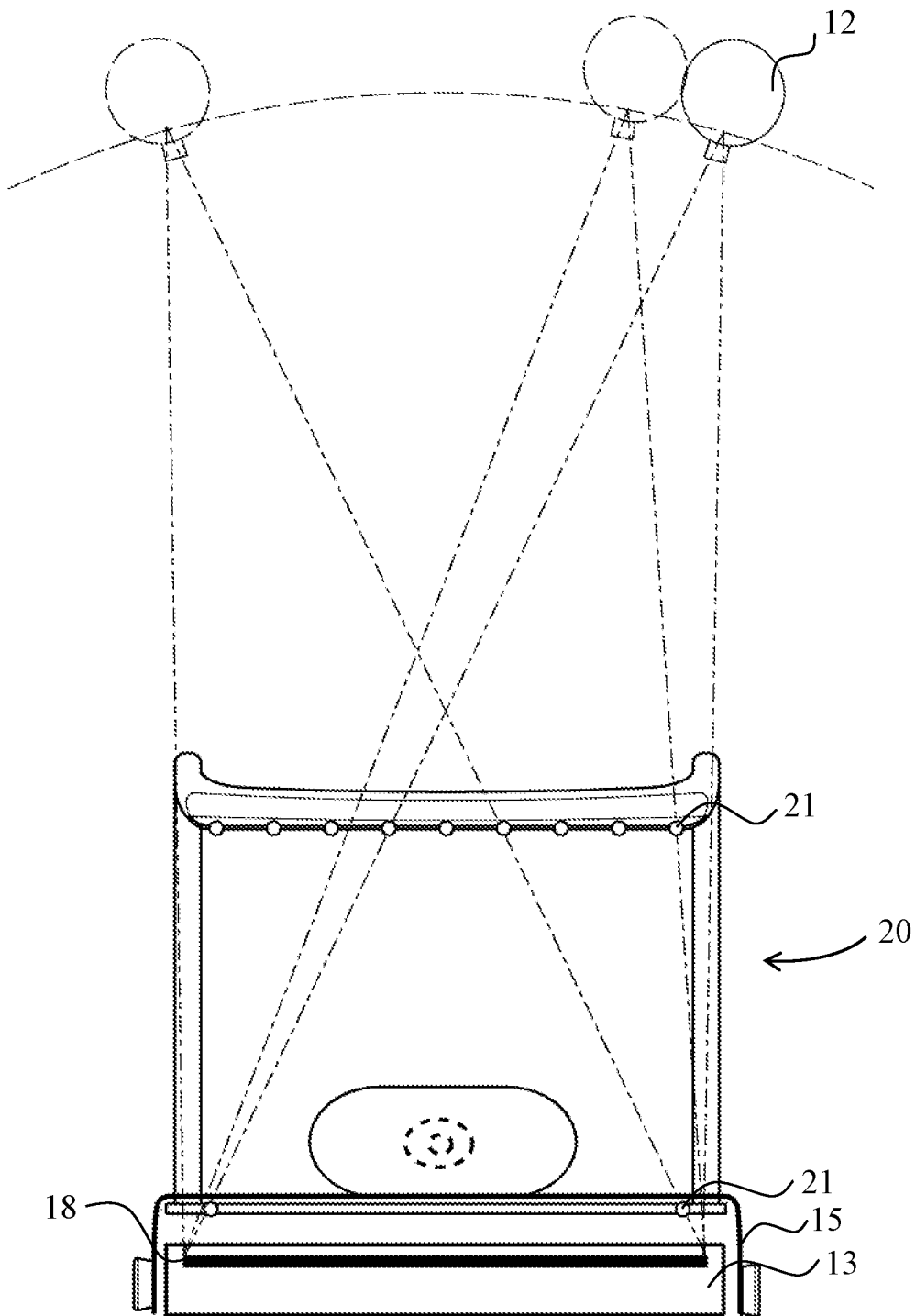


Fig. 5

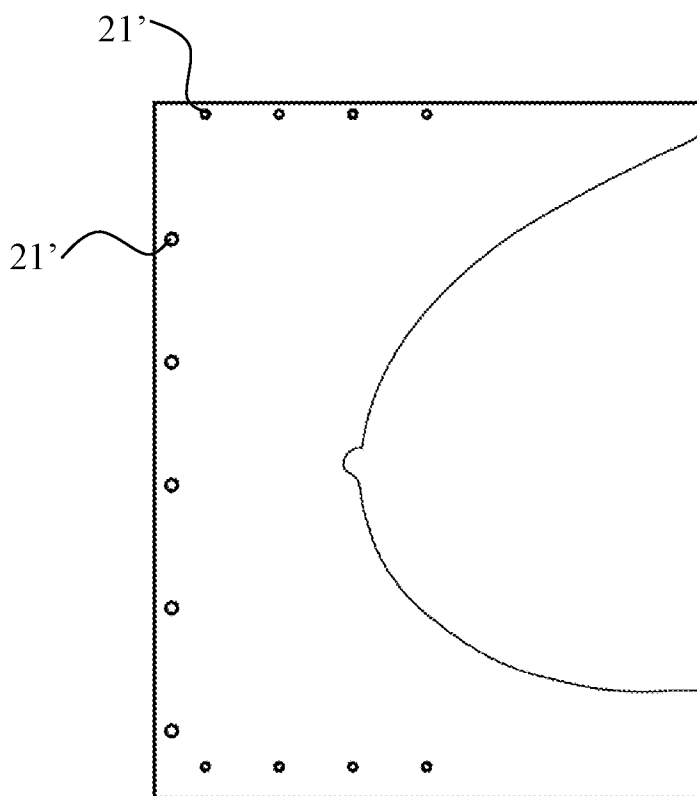


Fig. 6a

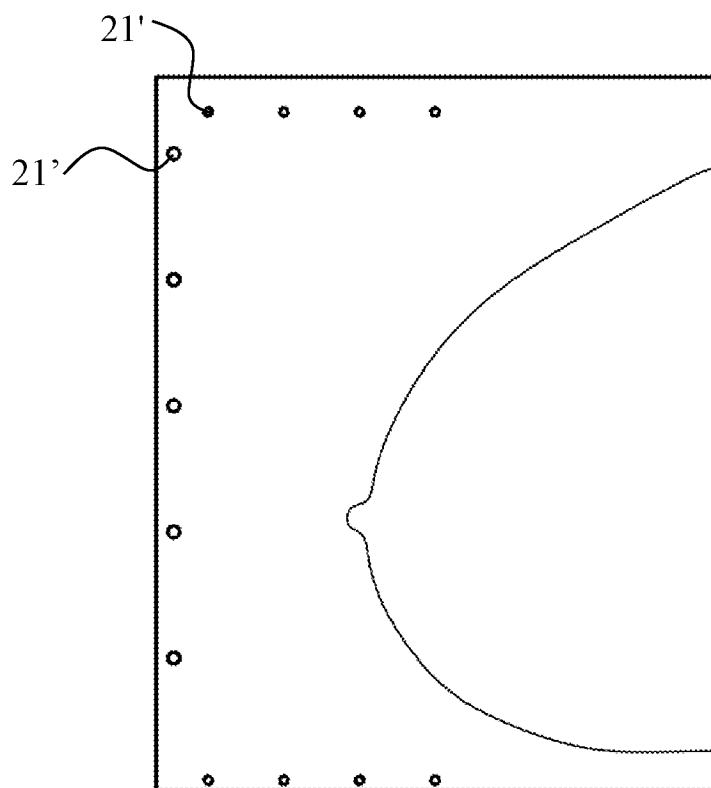


Fig. 6b

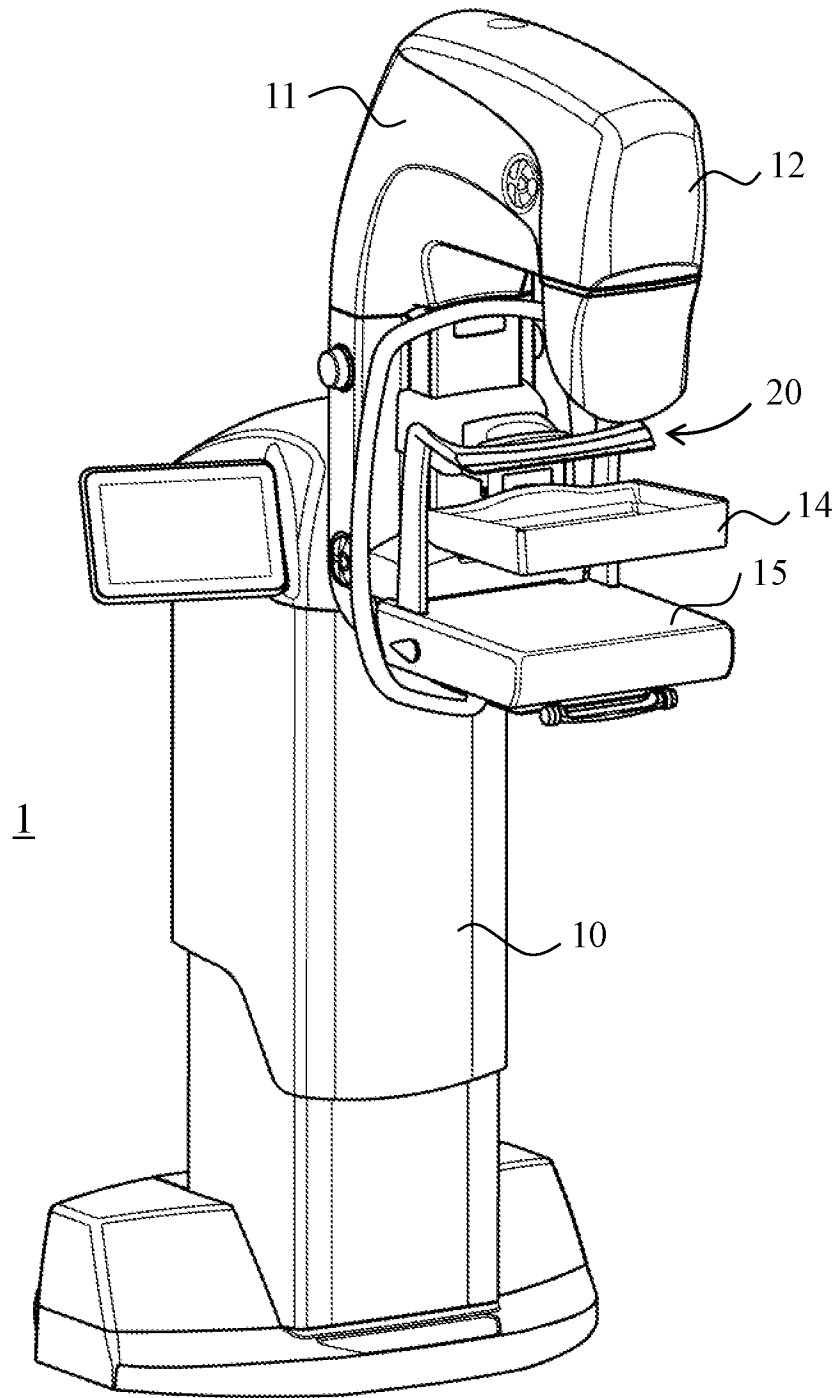


Fig. 7

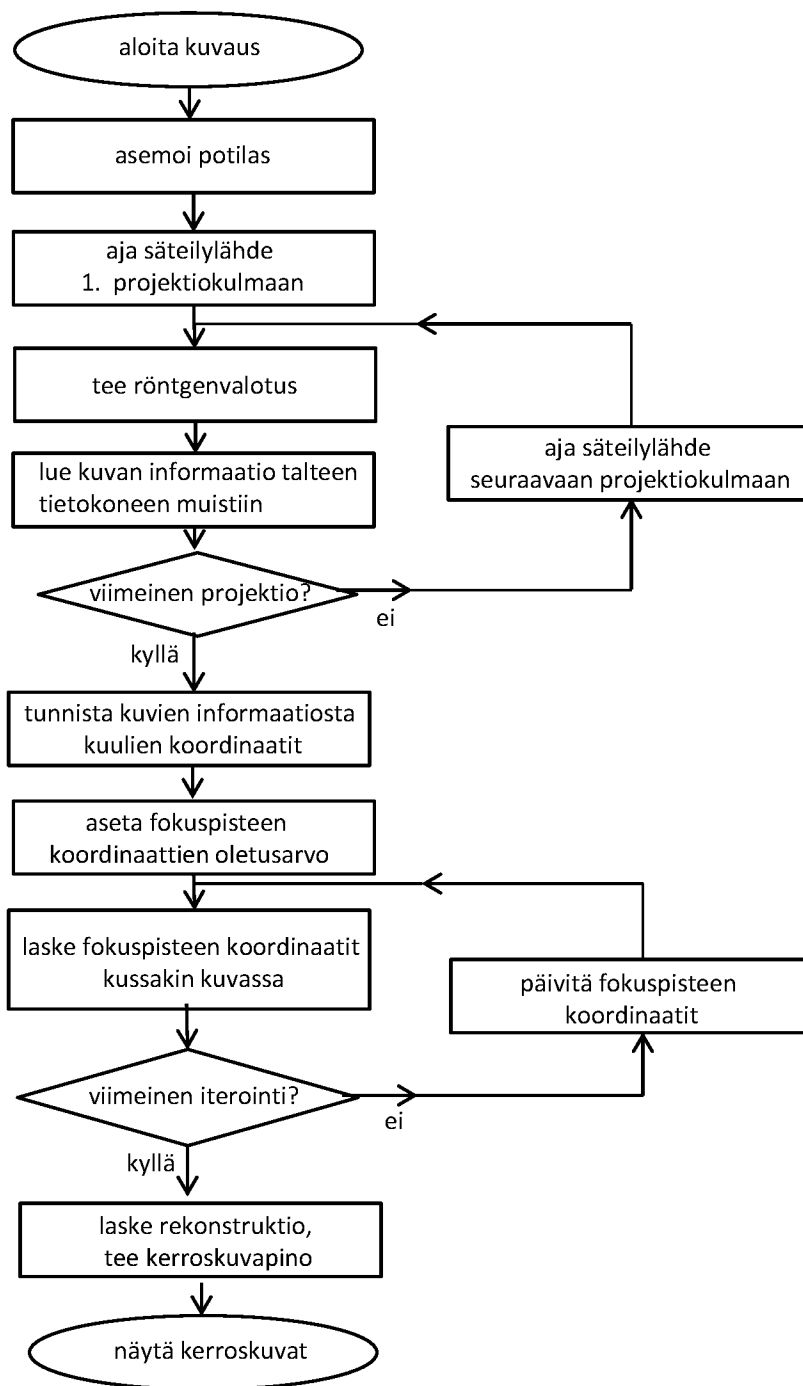


Fig. 8

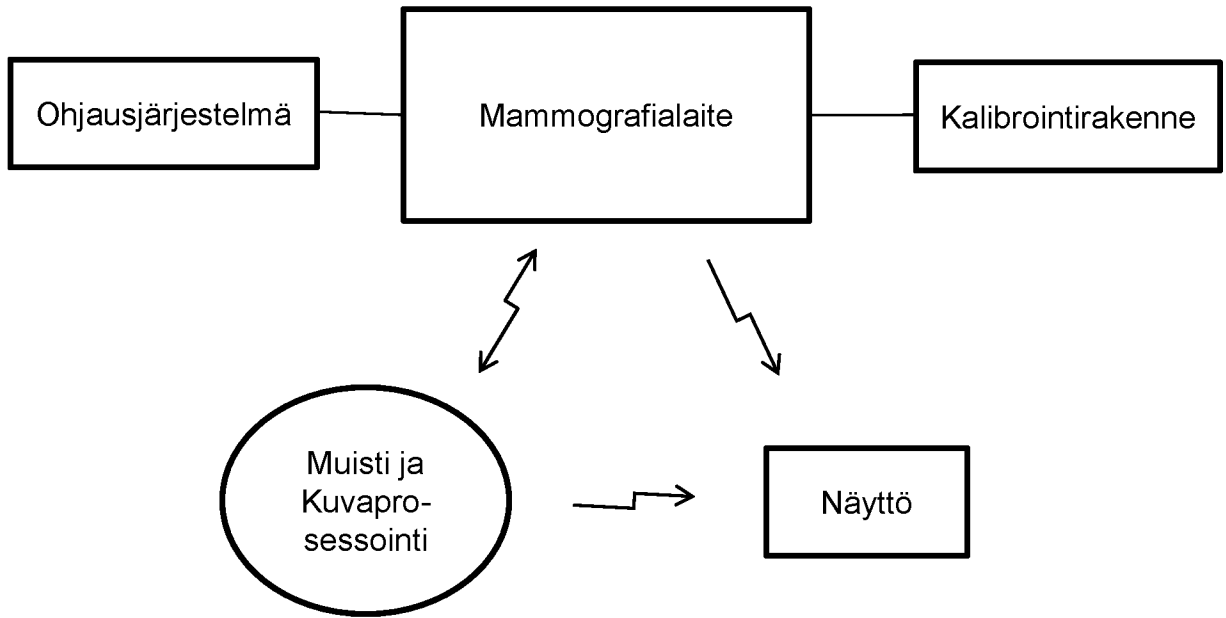


Fig. 9