



SUOMI – FINLAND

(FI)

PATENTTI- JA REKISTERIHALLITUS PATENT- OCH REGISTERSTYRELSEN



FI000121050B

(12) PATENTTIJULKAISU PATENTSKRIFT

(10) FI 121050 B

(45) Patentti myönnetty - Patent beviljats

15.06.2010

(51) Kv.lk. - Int.kl.

H05G 1/26 (2006.01)

(21) Patentihakemus - Patentansökning

20050458

(22) Tekemispäivä - Ingivningsdag

29.04.2005

(24) Alkupaivä - Löpdag

29.04.2005

(41) Tullut julkiseksi - Blivit offentlig

31.10.2005

(32) (33) (31) Etuoikey - Prioritet

30.04.2004 JP 16-136604 P

(73) Haltija - Innehavare

1 • J. Morita Manufacturing Corporation, 680 Higashihama Minami-cho, Fushimi-ku, Kyoto-shi, Kyoto, JAPAN, (JP)

(72) Keksijä - Uppfinnare

1 • Suzuki, Masakazu, KYOTO-SHI, KYOTO, JAPAN, (JP)

2 • Yoshimura, Takahiro, Kyoto-shi, Kyoto, JAPAN, (JP)

3 • Hayashi, Takeshi, Kyoto-shi, Kyoto, JAPAN, (JP)

4 • Honjo, Makoto, Kyoto-shi, Kyoto, JAPAN, (JP)

(74) Asiamies - Ombud

Berggren Oy Ab, Antinkatu 3 C, 00100 Helsinki

(54) Keksinnön nimitys - Uppfinningens benämning

Menetelmä ja järjestelmä 2-ulotteisen kuvan muodostamiseksi käyttämällä elektronista kuvailmaisinta

Förfarande och system för att skapa en 2-dimensionell bild genom att använda en elektronisk bilddetektor

(56) Viitejulkaisut - Anförda publikationer

US 2003002624 A1, US 6351519 B1, WO 93/23952 A1

(57) Tiivistelmä - Sammandrag

Menetelmä kaksiulotteisen kuvan muodostamiseksi käyttämällä elektronista kuvailmaisinta, jossa elektroninen ilmaisin käsittää kuva-alkion muodostamisosan, johon valosähköisellä muunnoksella generoidut sähkövaraukset vastaanottaessaan valotusta tallennetaan varauksen signaaleina, ja pimeävirran mittaussosan, johon pimeävirta tallennetaan vastaanottamatta valotusta. Menetelmän käsittäessä vaiheet: lähdön suhdedatan valmistaminen ja tallentaminen etukäteen kiinteälle valotusajalle kuva-alkion muodostamisosan kunkin pikselielementin tai kunkin pikselielementisarakkeen pimeävirtakomponentin ja pimeävirran mittaussosan määrätyn pikselielementin tai määrätyn pikselielementisarakkeen pimeävirtakomponentin välillä, ja pikselitiedon, josta on poistettu pimeävirtakomponentti suoritettaessa radiografia, muodostaminen peräkkäin suorittamalla ennalta määrätty aritmeettinen laskutoimitus sähkövarausten signaaleille, jotka on lähetetty kuva-alkion muodostamisosasta riippuen lähdön suhdedatasta.

Ett förfarande för tvådimensionell bildproducering med en elektronisk bildsensor varvid den elektroniska sensorn innefattar en del för producering av bildelement i vilken elektriska laddningar genererade genom fotoelektrisk konversion vid mottagning av exponering är lagrade som laddningssignaler, och en matdel för mörkström i vilken mörkström lagras utan att motta exponering. Förfarandet innefattar följande faser: förberedelse och lagring i förhand av utgångsrelationsdaten på en fast exponeringstid mellan mörkströmskomponenten i varje pixelelement eller varje pixelelementkolumn i den bildelementproducerande delen och ett bestämt pixelelement eller en bestämd pixelelementkolumn i mät delen för mörkström, och producering av sekventiell pixeldata med avlägsnande av en mörkströmskomponent under utförande av radiografi, genom att utföra en förutbestämd aritmetisk räkneoperation på de elektriska laddningarnas signaler som har sånts från den bildelementproducerande delen beroende på utgångsrelationsdaten.

Menetelmä ja järjestelmä 2-ulotteisen kuvan muodostamiseksi käyttämällä elektronista kuvailmaisinta – Förfarande och system för att skapa en 2-dimensionell bild genom att använda en elektronisk bilddetektor

5 Keksinnön ala

Esillä oleva keksintö kohdistuu menetelmään kaksiulotteisen kuvan muodostamiseksi elektronisella kuvailmaisimella ja menetelmää käyttävään lääketieteelliseen digitaaliseen röntgenkuvauslaitteeseen ja erityisesti kompensatioteknologiaan pimeävirtakomponentin poistamiseksi elektronisen kuvailmaisimen lähdöstä.

10 Tekniikan taso

Aikaisemman röntgenkuvan muodostamisen laitteen mukaan, jossa tutkittavan kohteen läpi johdetut röntgensäteet valotetaan elektronisella kuvailmaisimella röntgenkuvan saamiseksi, pimeävirtakomponentin poistamiseksi elektronisen kuvailmaisimen lähdöstä kuvadata on saatu radiografialla tutkittavasta kohteesta, sen jälkeen radiografia on suoritettu uudestaan kun elektroninen kuvailmaisin ei ole valottanut röntgensäteitä, on saatu kompensatiodata vain pimeävirtakomponentille, ja kuvadata josta pimeävirtakomponentti on kompensoitu, on saatu kuvadatan ja kompensatiodatan erotuksella.

Tällä menetelmällä kuvan muodostamiseksi on kuitenkin ollut ongelmana se, että se on aikaavievä, koska radiografia suoritetaan kahdesti ja lisäksi muistivälinettä tarvitaan kahdesti kompensatiodatan tallentamiseksi.

Edellä mainittujen ongelmien ratkaisemiseksi julkaisu JP-A-2000-175907 esittää, että pikselielementti, joka ei valota, valmistetaan elektronista kuvailmaisinta varten, pimeävirtakomponentti aikayksikköä kohti mitataan pikselielementin tallennetun varauksen signaaleista, kunkin kuvan muodostavan pikselielementin varauksen tallennusaika saadaan, ja kunkin pikselielementin pimeävirta lasketaan saadusta tallennusajasta sekä pimeävirtakomponentista aikayksikköä kohti kompensaation suorittamiseksi.

Kuitenkin edellä mainitun tekniikan tason mukaan pimeävirtakomponentin, joka sisältyy tallennetun varauksen signaaleihin, jotka on poistettu varauksen kuljetuspolulla kuvan muodostavasta pikselielementistä, katsotaan olevan yhdenmukaisesti suhteellinen varauksen tallennusaikaan, joten kunkin pikselielementin sirontaomi-

- naisuudet jätetään huomioimatta. Lisäksi tämän menetelmän mukaan pimeävirran kompensatiota ei suoriteta samanaikaisesti radiografian kanssa, vaan pimeävirta-komponentti vähennetään radiografian jälkeen, joten ongelmaksi on muodostunut pitkä käsittelyaika. Lisäksi edellytetään, että varauksen tallennusaika saadaan pikse-
- 5 lielementtiä kohti, kuitenkin varauksen tallennusaika vaihtelee radiografian profiilin muuttuessa. Monta prosessia on suoritettava kunkin pikselielementin varauksen tallennusajan saamiseksi radiografiaa kohti, mikä vaatii pitkän ajan ja on epäedullista.

Yhteenveto keksinnöstä

- Esillä olevaa keksintöä esitetään edellä mainittujen ongelmien ratkaisemiseksi. Esil-
- 10 lä olevan keksinnön kohteena on aikaansaada menetelmä kaksiulotteisen kuvan muodostamiseksi, joka suorittaa pimeävirran kompensation, jonka ei tarvitse suorittaa radiografiaa uudestaan sillä edellytyksellä, että elektroninen kuvailmaisim ei valota röntgensäteitä pimeävirran kompensoimiseksi sen jälkeen, kun kuvadata on saatu radiografialla, ja jonka ei lisäksi tarvitse ottaa huomioon varauksen tallennus-
- 15 aikaa radiografian ollessa kyseessä vastaten elektronisen kuvailmaisimen kunkin pikselielementin sirontaominaisuuksia, ja aikaansaada menetelmää käyttävä lääketieteellinen digitaalinen röntgenkuvauslaite.

- Esillä oleva keksintö esittää menetelmän kaksiulotteisen kuvan muodostamiseksi elektronisella kuvailmaisimella varustettuna seuraavin ominaispiirtein edellä mai-
- 20 nittujen päämäärien saavuttamiseksi.

- Esillä olevan keksinnön mukaan menetelmä kaksiulotteisen kuvan muodostamiseksi röntgenkuvauksessa käyttämällä elektronista kuvailmaisinta, tunnetaan siitä, että elektroninen kuvailmaisim jaetaan kuva-alkion muodostamisosaan, johon valosähköisellä muunnoksella tai suoraan röntgensäteitä ilmaisemalla generoidut sähköva-
- 25 raukset valotusta vastaanottaessa tallennetaan varaussignaalin, ja pimeävirran mittaussosaan, johon tallennetaan pimeävirta varauksena kun valotusta ei vastaanoteta, menetelmän käsittäessä vaiheet:

- tuotetaan kaksiulotteisen kuvan vaikuttava pikselielementtisygnali suorittamalla seuraava kompensointiprosessi,
- 30 lasketaan mainittuun kuva-alkion muodostamisosaan tallennettu pimeävirran komponentti käyttämällä toisaalta kuva-alkion muodostamisosan sisältämän pimeävirran komponentin ja toisaalta pimeävirran mittaussosan sisältämän pimeävirran komponentin välistä suhdetietoa, ja

vähennetään näin laskettu pimeävirran komponentti sanottuun kuva-alkion muodostamisosaan tallennetusta varaussignaalista.

Erään suoritusmuodon mukaan mainitussa kompensatioprosessissa parametrinä käytetään suhdetietoa ($\alpha_2(pk)$) kunkin määrätyn pikselielementin tai kunkin määrätyn pikselielementtisarakkeen tallennetun varaussignaalin lähdön muutosarvon mainitussa kuva-alkion muodostamisosassa kiinteässä valotusajassa, ja vastaavasti määrätyn pikselielementin tai ainakin yhden määrätyn pikselielementtisarakkeen tallennetun varaussignaalin lähdön muutosarvon mainitussa pimeävirran mittaosassa kiinteässä valotusajassa välillä, jolloin nämä lähdön muutosarvot saadaan silloin kun kuva-alkion muodostamisosaa ja pimeävirran mittaosaa ei valoteta.

Kuva-alkion muodostamisosan kunkin pikselielementin tai kunkin pikselielementtisarakkeen pimeävirtakomponentin ja vastaavasti pimeävirran mittaososan määrätyn pikselielementin tai määrätyn pikselielementtisarakkeen pimeävirtakomponentin lähdön muutoksen suhdetieto kiinteässä valotusajassa tarkoittaa suhdearvoa pimeävirtakomponentin, joka sisältyy kuva-alkion muodostamisosan kuhunkin pikselielementtiin tai kuhunkin pikselielementtisarakkeeseen tallennettuihin varauksen signaaleihin, lähdön intensiteetin ja pimeävirran, joka sisältyy pimeävirran mittaososan määrättyyn pikseliin tai määrättyyn pikselisarakkeeseen tallennettuihin varauksen signaaleihin, lähdön intensiteetin välillä. Tästä pimeävirtakomponentin lähdön suhdetiedosta tulee parametri, joka kuvastaa elektronisen kuvailmaisimen pikselielementin tai pikselielementtisarakkeen ominaishajontaa, siten pimeävirtakomponentti, joka sisältyy kuhunkin pikselielementtiin tai kuhunkin pikselielementtisarakkeeseen tallennettuihin varauksen signaaleihin, voidaan laskea helposti odotusarvoina mittaamalla pimeävirta, joka on tallennettu määrättyyn pikselielementtiin tai määrättyyn pikselielementtisarakkeeseen pimeävirran mittaososaan, ja soveltaen niitä lähdön suhdetietoon, joka on valmistettu etukäteen kuva-alkion muodostamisosan kullekin pikselielementille tai kullekin pikselielementtisarakkeelle valotuksen eli radiografian aikana.

Siten tässä menetelmässä käyttämällä lähdön suhdetietoa kuten edellä mainittiin, pikselidata, josta on poistettu pimeävirtakomponentti, voidaan muodostaa helposti suorittamatta tarpeellista operaatiota liittyen tallennusaikaan, joka vaihtelee valotusajasta riippuen.

Esillä olevan keksinnön edullisessa toisessa suoritusmuodossa suhdetieto kuva-alkion muodostamisosan kuhunkin pikselielementtiin tai kuhunkin pikselielementtisarakkeeseen tallennettujen varauksen signaalien lähdön muutoksen ja pimeävirran

- mittausosan määrättyyn pikselielementtiin tai ainakin yhteen määrättyyn pikselielementtisarakeeseen tallennettujen varauksen signaalien lähdön muutoksen välillä esittää kiinteälle valotusajalle kuva-alkion muodostamisosaan tallennettujen varauksen signaalien muutoksen suhdetta, kun se esitetään suoralla funktiolla eli pimeävirtakomponentin kertoimena valotusajalle varauksen signaalien muutoksen välillä,
- 5 jotka tallennettu pimeävirran mittausosaan kiinteäksi tallennusajaksi, joka riippuu valotusajasta kuva-alkion muodostamisosalle, kun se esitetään suoralla funktiolla eli pimeävirran kertoimena tallennusajalle.
- Edellä mainitun lähdön suhdedatan lisäksi poikkeamadata pimeävirtakomponentille
- 10 kussakin pikselielementissä tai pikselielementtisarakeessa kuva-alkion muodostamisosassa tai siirtodata määrätylle pikselielementille tai määrätylle pikselielementtisarakeelle pimeävirran mittausosassa, jotka eivät riipu valotusajasta, valmistetaan edullisesti, ja käyttämällä tätä dataa toiminnassa pimeävirtakomponentti tai pimeävirta voidaan täydellisemmin poistaa varauksen signaaleista, jotka ovat tallennettuina
- 15 elektronisen kuvailmaisimen kuva-alkion muodostusosaan.
- Vielä lisäksi menetelmän kaksiulotteisen kuvan muodostamiseksi käyttämällä elektronista kuvailmaisinta mukaan pimeävirtakomponentin vaihtelutekijän data, joka on valmistettu ja tallennettu etukäteen lämpötilan perusteella, poistetaan edelleen suoritettaessa aritmeettinen laskutoimitus.
- 20 Vielä lisäksi menetelmän kaksiulotteisen kuvan muodostamiseksi käyttämällä elektronista kuvailmaisinta mukaan elektroninen kuvailmaisin suorittaa panoraamaradiografian, päänmittauksen radiografian, lineaariskannauksen radiografian, dentaaliradiografian tai TT-radiografian.
- Vielä lisäksi menetelmän kaksiulotteisen kuvan muodostamiseksi käyttämällä elektronista kuvailmaisinta mukaan elektroninen kuvailmaisin on jokin seuraavista:
- 25 CCD-anturi, MOS-anturi, C-MOS-anturi tai kaksiulotteinen litteä anturi.
- Lisäksi esillä oleva keksintö esittää lääketieteellisen digitaalisen röntgenkuvauslaitteen, joka käyttää edellä mainittua menetelmää kaksiulotteisen kuvan muodostamiseksi elektronisella kuvailmaisimella seuraavalla tavalla.
- 30 Esillä olevan keksinnön mukaan lääketieteellinen digitaalinen röntgenkuvauslaite käsittää elektronisen kuvailmaisimen, joka on jaettu kuva-alkion muodostamiosaan, johon valosähköisellä muunnoksella tai suoraan röntgensäteitä ilmaisemalla generoidut sähkövaraukset valotusta vastaanottaessa tallennetaan varaussignaalina,

ja pimeävirran mittaussosaan, johon tallennetaan pimeävirta varauksena kun valotusta ei vastaanoteta; ja

kuvan tuottamisvälineet kaksiulotteisen kuvan vaikuttavan pikselielementtisygnäänin tuottamiseksi suorittamalla seuraava kompensointiprosessi,

- 5 lasketaan mainittuun kuva-alkion muodostamisosaan tallennettu pimeävirran komponentti käyttämällä toisaalta kuva-alkion muodostamisosan sisältämän pimeävirran komponentin ja toisaalta pimeävirran mittaussosan sisältämän pimeävirran komponentin välistä suhdetietoa (α_2), ja

- 10 vähennetään näin laskettu pimeävirran komponentti sanottuun kuva-alkion muodostamisosaan tallennetusta varaussignaalista.

- 15 Lisäksi lääketieteellisessä digitaalisessa röntgenkuvauslaitteessa mainitussa kompensointiprosessissa parametrinä käytetään suhdetietoa ($\alpha_2(pk)$) kunkin määrätyn pikselielementin tai kunkin määrätyn pikselielementtisarakkeen tallennetun varaussignaalin lähdön muutosarvon mainitussa kuva-alkion muodostamisosassa kiinteässä valotusajassa, ja vastaavasti määrätyn pikselielementin tai ainakin yhden määrätyn pikselielementtisarakkeen tallennetun varaussignaalin lähdön muutosarvon mainitussa pimeävirran mittaussosassa kiinteässä valotusajassa välillä, jolloin nämä lähdön muutosarvot saadaan silloin kun kuva-alkion muodostamisosaa ja pimeävirran mittaussosaa ei valoteta.

- 20 Vielä lisäksi lääketieteellisen digitaalisen röntgenkuvauslaitteen mukaan pimeävir-takomponentin vaihtelutekijätieto, joka on valmistettu ja tallennettu etukäteen lämpötilan perusteella poistetaan lisäksi aritmeettisen laskutoimituksen aikana.

- 25 Vielä lisäksi lääketieteellisen digitaalisen röntgenkuvauslaitteen mukaan elektroninen kuvailmaisoin suorittaa panoraamaradiografian, päänmittauksen radiografian, lineaariskannauksen radiografian, dentaaliradiografian tai TT-radiografian.

Vielä lisäksi lääketieteellisen digitaalisen röntgenkuvauslaitteen mukaan elektroninen kuvailmaisoin on jokin seuraavista: CCD-anturi, MOS-anturi, C-MOS-anturi tai kaksiulotteinen litteä anturi.

- 30 Esillä olevassa keksinnössä esitetyn menetelmän mukaan kuva-alkion muodostamisosan kunkin pikselielementin tai kunkin pikselielementtisarakkeen pimeävirta-komponentin ja pimeävirran mittaussosan määrätyn pikselielementin tai määrätyn pikselielementtisarakkeen pimeävirran lähdön suhdetieto kiinteälle valotusajalle

- valmistetaan etukäteen, sitten pikselidatan muodostamisen prosessissa ennalta määrätty aritmeettinen laskutoimitus suoritetaan radiografian aikana kaikille tallennetun varauksen signaaleille, jotka on lähetetty kuva-alkion muodostamisosasta riippuen lähdön suhdetiedosta pimeävirtakomponentin poistamiseksi, ottaen siten huomioon elektronisen kuvailmaisimen kunkin pikselielementin tai pikselielementtisarakkeen huononeminen.

Koska ei ole tarpeellista suorittaa toimenpidettä ottaen huomioon tallennusaika, kompensatioprosessi voidaan suorittaa helposti samalla tavalla, kun tallennusaika muuttuu valittavan radiografian profiilin mukaan.

- 10 Edelleen ei ole tarpeellista suorittaa radiografiaa kahdesti pimeävirran kompensatiolle kuten tekniikan tasossa, jolloin saavutetaan reaaliajassa pimeävirran kompensatio pikselikuvalle.

- 15 Esillä olevassa keksinnössä lisäksi esitetyn menetelmän mukaan saadaan suhdetieto kiinteälle valotusajalle kuva-alkion muodostamisosan määrätyn pikselielementin tai määrätyn pikselielementtisarakkeen tallennetun varauksen signaalien lähdön muutostarvon ja kiinteälle valotusajalle pimeävirran mittaososan pikselielementin tai ainakin yhden pikselielementtisarakkeen lähdön muutostarvon välille, joten kompensatian aritmeettisestä laskutoimituksesta tulee helppo.

- 20 Esillä olevassa keksinnössä vielä lisäksi esitetyn menetelmän mukaan pimeävirtakomponentin vaihtelutekijän data, joka on valmistettu ja tallennettu etukäteen lämpötilan perusteella poistetaan edelleen, joten lämpötilan data kuvastuu pimeävirran kompensatiotulokseen, mikä on siten edullisempi.

- 25 Esillä olevassa keksinnössä vielä lisäksi esitetyn menetelmän mukaan pimeävirta kompensoidaan panoraamaradiografian, päänmittauksen radiografian, lineaariskannauksen radiografian, dentaaliradiografian tai TT-radiografian tapauksessa.

Esillä olevassa keksinnössä vielä lisäksi esitetyn menetelmän mukaan pimeävirta kompensoidaan röntgenkuvauksessa, jossa käytetään jotakin seuraavista: CCD-anturi, MOS-anturi, C-MOS-anturi ja kaksikulotteinen litteä anturi.

- 30 Esillä olevassa keksinnössä esitetyn lääketieteellisen digitaalisen röntgenkuvauslaitteen mukaan käytetään edellä esitettyä menetelmää kaksikulotteisen kuvan muodostamiseksi, jolloin voidaan saada samat vaikutukset.

Lyhyt kuvaus piirustuksista

Kuvio 1 on lohkokaavio kaksiulotteisesta kuvauslaitteesta, joka esittää esillä olevan keksinnön periaatteen.

- 5 Kuvio 2A on vertaileva kuvaaja kuva-alkion muodostamisosan pimeävirtakomponentin lähdön muutoksesta ja pimeävirran mittaosan vastaavasta muutoksesta panoraamaradiografian tapauksessa.

Kuvio 2B on kuvaaja, joka esittää pimeävirtakomponentin ja valotusajan T suhteen tavallisen röntgenradiografian tapauksessa.

Kuvio 3 on pimeävirran kompensatiotaulukko.

- 10 Kuvio 4 on vuokaavio, joka esittää toimintosarjan muodostettaessa pimeävirran kompensatiotaulukko.

Kuvio 5 on vuokaavio, joka esittää kompensaaion toimintosarjan radiografian tapauksessa.

- 15 Kuvio 6 on lääketieteellinen digitaalinen röntgenkuvauslaite ulkoapäin kuvattuna, jolla voidaan suorittaa panoraamaradiografia sovellettaessa esillä olevaa keksintöä.

Kuvio 7 on radiografian ilmaisin ulkoapäin kuvattuna, joka on osa kuvion 6 lääketieteellistä digitaalista röntgenkuvauslaitetta.

Kuvio 8 selittää kuvion 7 radiografian ilmaisimen sisäisen rakenteen.

- 20 Kuvio 9 on lohkokaavio, joka esittää päärunon ohjausosan rakenteen osana kuvion 6 lääketieteellistä digitaalista röntgenkuvauslaitetta.

Kuvio 10 on lohkokaavio, joka esittää radiografian ilmaisimen rakenteen osana kuvion 6 lääketieteellistä digitaalista röntgenkuvauslaitetta.

Kuvio 11 esittää kuvion 9 elektronisen kuvailmaisimen rakenteen.

- 25 Kuvio 12 on panoraamaröntgenkuva, joka on saatu kuvion 6 lääketieteellisellä digitaalisella röntgenkuvauslaitteella.

Kuvio 13 on lääketieteellinen digitaalinen röntgenkuvauslaite ulkoapäin kuvattuna, jolla voidaan suorittaa päänmittauksen radiografia sovellettaessa esillä olevaa keksintöä.

- 30 Kuvio 14 esittää röntgengeneraattorin, tutkittavan kohteen ja radiografian ilmaisimen välisen paikkasuhteen päänmittauksen radiografiassa.

Kuvio 15 on lohkokaavio, joka esittää lääketieteellisen digitaalisen röntgenkuvauslaitteen rakenteen, ja laitteella voidaan suorittaa lineaariskannauksen radiografia sovellettaessa esillä olevaa keksintöä.

5 Kuvio 16 esittää olennaisen osan paikanilmaisuvälineestä, joka on osa kuvion 15 lääketieteellistä digitaalista röntgenkuvauslaitetta.

Kuvio 17 esittää kuinka lääketieteellistä digitaalista röntgenkuvauslaitetta, jolla voidaan suorittaa dentaaliradiografia, käytetään sovellettaessa esillä olevaa suoritusmuotoa.

10 Kuvio 18 on poikkileikkauskuvaa radiografian ilmaisimesta, joka on osa kuvion 15 lääketieteellistä digitaalista röntgenkuvauslaitetta.

Keksinnön yksityiskohtainen selitys

Elektronisen kuvailmaisimen kaksiulotteisen kuvan muodostamismenetelmän peruseriaate kuvataan ja menetelmää käyttävä lääketieteellinen digitaalinen röntgenkuvauslaite selitetään erityisesti jäljempänä.

15 Suoritusmuoto 1

Kuvio 1 selittää esillä olevan keksinnön periaatteen. Kaksiulotteisen kuvan muodostamislaitteessa A1, joka käsittää ainoastaan perusrakenne-elementin, on elektroninen kuvailmaisimen 1a, kuvan käsittelyväline 2 ja pimeävirran kompensatiotaulukko 3 tallennettuna muistiin.

20 Elektronista kuvailmaisinta 1a ohjataan ohjauskellolla kuvailmaisimen ohjauspiirillä 11d, joka muodostaa ohjauskellon TDI-kellosta (Time Delay Integration), ja se jakautuu kuva-alkion muodostamisosaan 1aa, pimeävirran mittausosaan 1ab ja tallennetun varauksen siirto-osaan 1ac.

25 Elektronisen kuvailmaisimen 1a kuva-alkion muodostamisosaan 1aa CCD, joka siirtää valolla (röntgen) suurella energialla tuotetun sähkövarauksen, järjestetään taulukkoon. Myös pimeävirran mittausosaan 1ab järjestetään yksi tai useita CCD-sarakkeita kuten kuva-alkion muodostamisosaan 1aa. Kuitenkin pimeävirran mittausosassa 1ab oleva CCD peitetään, ettei sitä aina valoteta.

30 Tallennetun varauksen siirto-osassa 1ac CCD, joka siirtää kuva-alkion muodostamisosan 1aa ja pimeävirran mittausosan 1ab jokaisesta sarakkeesta lähetetyn sähkövarauksen, järjestetään sarakkeeseen. Tallennetun varauksen signaalit kuva-alkion muodostamisosasta 1aa ja pimeävirran mittaussignaalit pimeävirran mittausosasta

1ab lähetetään peräkkäin kiinteällä ajoituksella oikealla alhaalla olevasta ulostulosta kuvankäsittelyvälineeseen 2.

Kuvankäsittelyväline 2 voi saada kuvan (tehokkaan pikselielementtisygnäalin), jossa pimeävirtakomponentti on poistettu tallennetun varauksen signaaleista, jotka on otettu kuva-alkion muodostamisosasta 1aa radiografian ollessa kyseessä. Kuvankäsittelyväline 2 käsittää pimeävirran mittaussignaalin 2a poistamisosan pimeävirran mittaussignaalin poistamiseksi ennalta määrättyllä ajoituksella elektronisesta kuvavilmaisimesta 1a, pimeävirran odotusosan 2b pimeävirtakomponentin odottamiseksi ja laskemiseksi sähkövarausten signaaleista, jotka on lähetetty kuva-alkion muodostamisosasta 1aa viitaten parametreihin, jotka kuvaillaan jäljempänä, tallennettuna pimeävirran kompensatiotaulukkoon 3 tallennetun varauksen signaaleja kohti, jotka on lähetetty kuva-alkion muodostamisosasta 1aa ja jotka perustuvat pimeävirran mittaussignaaleihin, jotka on lähetetty pimeävirran mittausosasta 1ab, ja pimeävirran kompensatio-osan 2c pimeävirran kompensoimiseksi vähentämällä odotettu ja laskettu pimeävirtakomponentti sähkövarausten signaaleista, jotka on lähetetty kuva-alkion muodostamisosasta 1aa.

Pimeävirran kompensatiotaulukko 3 tallentaa parametrit etukäteen pimeävirtakomponentin odottamiseksi ja laskemiseksi, joka aiheutuu kun sähkövaraus kuva-alkion muodostamisosan 1aa jokaisessa sarakkeessa seuraten ennalta määrättyä siirtokanavaa eli poikittaista siirtokanavaa jokaisessa sarakkeessa ja vertikaalista siirtokanavaa tallennetun varauksen siirto-osassa 1ac perustuen pimeävirran mittaussignaaleihin (pimeävirtakomponentti), jotka mitataan pimeävirran mittausosassa 1ab.

Pimeävirran kompensatian periaate edellä mainitussa kaksikulotteisen kuvan muodostamislaitteessa A1 selitetään jäljempänä.

Kun lämpötila radiografian aikana on ξ , kaikkiin sarakkeisiin kerääntynyt sähkövaraus koskien elektronisen kuvailmaisimen 1a kuva-alkion muodostamisosan 1aa ja pimeävirran mittausosan 1ab jokaista saraketta ($k=n...1, 0$) siirretään tallennetun varauksen siirto-osan 1ac kautta ja poistetaan laitteesta A1 tallennetun varauksen signaaleina $Os(pk, \xi)$ ja pimeävirran mittaussignaaleina $Os(p0, \xi)$, ne ilmaistaan seuraavalla kaavalla (I).

($pn...p0$ esittää asemaa kussakin sarakkeessa ja kukin, sarake on k:s sarake, jolloin $pn...p0$ esitetään $pk:na$)

$$\begin{aligned}
 &Os(p_n, \xi) = Osx(p_n, \xi) + Dk(p_n, \xi) + Of(p_n) \\
 &Os(p_{n-1}, \xi) = Osx(p_{n-1}, \xi) + Dk(p_{n-1}, \xi) + Of(p_{n-1}) \\
 &\quad | \\
 &Os(p_1, \xi) = Osx(p_1, \xi) + Dk(p_1, \xi) + Of(p_1) \\
 5 \quad &Os(p_0, \xi) = Dk(p_0, \xi) + Of(p_0) \dots (I)
 \end{aligned}$$

Kun 0:tta saraketta käytetään pimeävirran mittaussignaalin lähdölle $Os(p_0, \xi) = Osx(p_0, \xi) + Dk(p_0, \xi) + Of(p_0) = Dk(p_0, \xi) + Of(p_0)$, koska $Osx(p_0, \xi) = 0$ ilman valotusta,

jolloin

- 10 Os : tallennetun varauksen signaali
 Osx : vaikuttava kuva-alkion signaali perustuen valotukseen (tallennetun varauksen signaalin valotuksella saatu signaalikomponentti)
 Dk : tallennetun varauksen signaalin pimeävirtakomponentti
 Of : tallennetun varauksen signaalin poikkeamakomponentti
 15 p : sarakkeen paikka
 ξ : lämpötila

Toisaalta kun elektroninen kuvailmaisimien 1a suojataan siten, ettei sitä valoteta, yllä mainittu $Os(p_k, \xi)$ esitetään seuraavassa kaavassa (II) samalla tavalla.

$$\begin{aligned}
 &Os(p_n, \xi) = Dk(p_n, \xi) + Of(p_n) \\
 20 \quad &Os(p_{n-1}, \xi) = Dk(p_{n-1}, \xi) + Of(p_{n-1}) \\
 &\quad | \\
 &Os(p_1, \xi) = Dk(p_1, \xi) + Of(p_1) \\
 &= Dk(p_0, \xi) + Of(p_0) \dots (II)
 \end{aligned}$$

- 25 On tunnettua, että pimeävirtakomponentti on olennaisesti suhteessa elektronisen kuvailmaisimen 1a varauksen tallennusaikaan T , joten k :nnen sarakkeen pimeävirtakomponentti saadaan seuraavalla kaavalla (III).

$$Dk(p_k, \xi) = \alpha(p_k, \xi) \cdot T \dots (III)$$

jossa

- 30 α : kerroin
 T : tallennusaika

- Kun varauksen tallennusaikaa T vaihdellaan monin tavoin, tallennetun varauksen signaali $Os(pk, \xi)$ ja pimeävirran mittaussignaali $Os(p_0, \xi)$ mitataan ja pienimmän neliösumman menetelmää sovelletaan, nämä suorat funktiot voivat olla tarkoituksenmukaisia. Kuitenkin yksinkertaisessa menetelmässä nämä signaalit mitataan kahdelle varauksen tallennusajalle T , ja näiden kahden pisteen kautta kulkeva suora voidaan määrittää.

- Lisäksi saadaan kuva-alkion muodostamisosan $1aa$ k :nnen sarakkeen pimeävirtakomponentin $Dk(pk, \xi)$ ja pimeävirran mittaussosan $1ab$ pimeävirtakomponentin $Dk(p_0, \xi)$ lähdön suhde α_2 ennalta määritetylle tallennusajalle T (t_1 - t_2), se on tallennetun varauksen signaalin $Os(pk, \xi)$, ilman valotusta, kuvaajan ja pimeävirran mittaussignaalin $Os(p_0, \xi)$ kuvaajan muutosarvon suhde seuraavasti.

$$\begin{aligned}\alpha_2(pk, \xi) &= Dk(pk, \xi) / Dk(p_0, \xi) \\ &= \{ \alpha(pk, \xi) \cdot T \} / \{ \alpha(p_0, \xi) \cdot T \} \\ &= \alpha(pk, \xi) / \alpha(p_0, \xi)\end{aligned}$$

- jossa lähdön suhde $\alpha(pk, \xi)$ oletetaan jaetuksi osaan, joka riippuu paikasta pk ja lämpötilasta ξ .

$$\alpha(pk, \xi) = \alpha_1(pk) \cdot \alpha_1(\xi)$$

Siten lähdön suhde α_2 ei ole riippuvainen lämpötilasta ξ ja saadaan seuraava kaava (IV).

$$\alpha_2(pk) = \alpha_1(pk) / \alpha_1(p_0) \dots (IV)$$

- Kun edellä mainitulla tavalla 0 :tta saraketta käytetään pimeävirran mittaussignaalin tuottamiseksi, niin kaavojen (I) ja (IV) mukaan vaikuttava kuva-alkion signaali $Osx(pk, \xi)$, joka perustuu kuva-alkion muodostamisosan $1aa$ kunkin sarakkeen ($k=n \dots 1$) valotukseen, ilmaistaan seuraavalla tavalla pimeävirran mittaussignaalin $Os(p_0, \xi)$ avulla, kun lämpötila on ξ radiografian aikana.

$$\begin{aligned}Osx(pk, \xi) &= Os(pk, \xi) - Dk(pk, \xi) - Of(pk) \\ &= Os(pk, \xi) - \alpha_2(pk) \cdot Dk(p_0, \xi) - Of(pk) \\ &= Os(pk, \xi) - \alpha_2(pk) \cdot \{ Os(p_0, \xi) - Of(p_0) \} - Of(pk) \dots (V)\end{aligned}$$

- Kuten kaavasta (V) on ymmärrettävissä, kun tallennetun varauksen signaali $Os(pk, \xi)$ kuva-alkion muodostamisosan $1aa$ kussakin sarakkeessa ($k=n \dots 1$) kompensoidaan radiografian aikana pimeävirran mittaussosan $1ab$ pimeävirran mittaussignaalin $Os(p_0, \xi)$ avulla kaavan (V) mukaan, voidaan saada vaikuttava kuva-alkion signaali

$Os(pk, \xi)$, josta pimeävirtakomponentti on poistettu tarkemmin lämpötilaan perustuen radiografian aikana.

Edellä mainitun pimeävirran kompensaaation periaate selitetään lisäksi viitaten kuvioon 2 panoraamaradiografian tapauksessa elektronisen kuvailmaisimen 1a avulla, jossa on CCD-anturi, ja tavallisen röntgenradiografian tapauksessa elektronisen kuvailmaisimen 1a avulla, jossa on MOS-anturi.

Kuvio 2A esittää ajan sekä sähkösignaalin lähdön suhteen dentaalipanoraamaradiografian tapauksessa, jossa tallennetun varauksen signaalit (yksiulotteiset), jotka on lähetetty CCD-anturilla varustetun elektronisen kuvailmaisimen 1a jokaisesta sarakkeesta, järjestetään radiografian aikasarjaan. Kuviossa (i) k:n sarakkeen paikka kuva-alkion muodostamisosassa 1aa esitetään viitemerkillä pk , ja pimeävirran mittaosan 1ab paikka esitetään viitemerkillä $p0$. Kuvio (ii) esittää pimeävirran mittaussignaalin (pimeävirtakomponentin) $Dk(p0)$ pimeävirran mittaosasta 1ab. Se esittää pimeävirran mittaussignaalin pimeävirran mittaosassa 1ab, kun röntgenpanoraamaradiografia suoritetaan etukäteen ennen tavarantoimitusta. Kuvio (iii) esittää tallennetun varauksen signaalin $Os(pk)$ k:n sarakkeesta varsinaisen radiografian tapauksessa ja siinä olevan pimeävirtakomponentin $Dk(pk)$.

Kuten kuvista (ii) ja (iii) on ymmärrettävissä, panoraamaradiografian tapauksessa tutkittavan kohteen poskihampaasta, etuhampaasta poskihampaaseen panoraamaradiografian skannausnopeutta etuhampaalle pienennetään yleensä röntgensäteilyn määrän lisäämiseksi ja röntgensäteilyn absorptio kaulanikamiin kompensoidaan. Tällaisessa tapauksessa tätä osaa vastaava pimeävirtakomponentti $Dk(pk)$ kasvaa ja skannausnopeus hidastuu. Kuitenkin pimeävirran mittaosan 1ab pimeävirtakomponentin lähdön suhde kuva-alkion muodostamisosan 1aa k:n sarakkeen pimeävirtakomponenttiin kiinteällä valotusajalla on melkein sama riippumatta absoluuttisen voimakkuuden vaihtelusta ja valotusajasta. Eli lähdön suhde b/a on vakio, kuten kuvissa esitetään.

Siten pimeävirran mittaosan 1ab pimeävirtakomponentin ja kuva-alkion muodostamisosan 1aa kunkin pikselielementin tai kunkin pikselielementtisarakkeen välinen lähdön suhde ennalta määrätylle valotusajalle tallennetaan pimeävirran kompensatiotaulukkoon 3 etukäteen, pimeävirtakomponentti $Dk(pk)$ voidaan odottaa ja laskea soveltamalla lähdön suhdetta tallennetun varauksen signaalille $Os(pk)$, joka on otettu kuva-alkion muodostamisosasta 1aa radiografian aikana.

- Kuvio 2B (iv) esittää määrätyn pikselielementin paikan pk ja pimeävirran mittaos-
 osan 1a paikan p_0 kuvassa, johon MOS-anturilla varustetusta elektronisesta ku-
 vailmaisimesta 1a lähetetty tallennetun varauksen signaali $Os(pk)$ järjestetään kak-
 siulotteisesti pikselielementin "e" paikkaa vastaavasti. Kuvio 2b (v) on kuvio, joka
 5 esittää tallennetun varaussignaalin $Os(pk, \xi)$ ja mitatun signaalin $Os(p_0, \xi)$ suhdetta
 valotusaikaan T . Kuvio näyttää, että 0:ttä saraketta käytetään pimeävirran mitta-
 signaalin tuottamiseksi ja n :ttä saraketta käytetään tallennetun varaussignaalin
 $Os(pk, \xi)$ tuottamiseksi kuva-alkion muodostamisosasta 1aa.
- Kuten kuviossa (v) esitetään, valotusajalle T kuva-alkion muodostamisosan 1aa
 10 määrätyn pikselielementin tai määrätyn pikselielementtisarakkeen tallennetun vara-
 uksen signaalin $Dk(pk)$ lähdön muutosarvon ja valotusajalle T ilman valotusta, pi-
 meävirran mittaososan 1a pikselielementin tai ainakin yhden pikselielementtisa-
 rakkeen pimeävirran mittaussignaalin $Os(p_0, \xi)$ lähdön muutosarvon suhde on
 olennaisesti vakio. Sen vuoksi kun lähdön muutosarvon suhde tallennetaan etukä-
 15 teen pimeävirran kompensatiotaulukkoon 3 vastaten kuva-alkion muodostamisosan
 1aa jokaista pikselielementtiä tai jokaista pikselielementtisaraketta, lähdön muutos-
 arvoa sovelletaan pimeävirran mittaussignaaliin $Os(p_0, \xi)$, joka on otettu kuva-
 alkion muodostamisosan 1a pikselielementistä tai ainakin yhdestä pikselielement-
 tisarakkeesta radiografian tapauksessa, ja pimeävirtakomponentti $Dk(pk)$ voidaan
 20 odottaa ja laskea todellista radiografia-aikaa vastaavaksi.
- Lisäksi on toivottavaa valmistaa ja tallentaa tallennetun varauksen signaalien poik-
 keama etukäteen vastaten kuva-alkion muodostamisosan 1aa ja pimeävirran mitta-
 ososan 1a jokaista pikselielementtiä tai pikselielementtisaraketta.
- Kuvio 3 esittää yhden esimerkin pimeävirran kompensatiotaulukosta 3. Kuviossa
 25 $Of(pk)(k=1 \dots n)=1 \dots n$ osoittaa kuva-alkion muodostamisosan 1a jokaisen sarak-
 keen $(k=1 \dots n)$ pimeävirtakomponentin poikkeama-arvon ja $\alpha_2(pk)(k=1 \dots n)$ osoit-
 taa lähdön suhteen α_2 ennalta määrätyssä valotusajassa pimeävirran mittaussignaa-
 lille.
- Kuvankäsittelyvälineessä 2 pimeävirran muodostamisosaa 2b viittaa pimeävirran
 30 kompensatiotaulukkoon 3 joka kerta, kun pimeävirran mittaussignaalin 2a poista-
 misosa poistaa pimeävirran mittaussignaalit $Os(p_0, \xi)$ ennalta määrätyllä ajoituksel-
 la sähkövarausten signaaleista, jotka on lähetetty elektronisesta kuvailmaisimesta 1a
 siinä tapauksessa, kun kuvat saadaan elektronisella kuvailmaisimella 1a. Pimeävir-
 takomponentti, joka sisältyy kuva-alkion muodostamisosan 1aa tallennettuun va-
 35 raussignaaliin, odotetaan ja lasketaan seuraavalla kaavalla:

$$Dk(pk, \xi) = \alpha_2(pk) \cdot \{Os(p_0, \xi) - Of(p_0)\}$$

Pimeävirran kompensointiosa 2c saa vaikuttavan kuva-alkion tallennetun varauksen signaalin $Os_x(pk, \xi)$, josta pimeävirtakomponentti poistetaan reaaliajassa kuva-alkion muodostamisosan 1aa kullekin sarakkeelle ($k=n \dots 1$) seuraavalla kaavalla:

$$5 \quad Os_x(pk, \xi) = Os(pk, \xi) - Dk(pk, \xi) - Of(pk)$$

Seuraavaksi selitetään pimeävirran kompensatiotaulukon ja pimeävirran kompensointiomenetelmän muodostamisen kaaviomaiset proseduurit radiografian aikana seuraamalla vuokaavioita.

10 Kuvio 4 esittää, kuinka pimeävirran kompensatiotaulukko 3 muodostetaan ennen varsinaista radiografiaa, esim. ennen tavarantoimitusta. Vaiheessa 201 elektroninen kuvailmaisoin 1a on täysin suojattu, ja tallennetun varauksen signaalit $Os(pk)$ koko pikselielementille sisältäen pimeävirran mittaososan 1ab useille tallennusajoille T mitataan. Vaiheessa 202 tallennusajan T ja tallennetun varauksen signaalien $Os(pk)$ suhde koko pikselielementille saadaan mitatusta tuloksesta. Sitten vaiheessa 203
15 saadaan pimeävirran mittaososan 1ab ja kuva-alkion muodostamisosan 1aa kunkin pikselielementin tai kunkin pikselielementtisarakkeen pimeävirtakomponentin lähdön suhde α_2 ennalta määrätyle valotusajalle tallennusajan T ja tallennetun varauksen signaalien $Os(pk)$ saadusta suhteesta koko pikselielementille. Lopuksi vaiheessa 204 lähdön suhde α_2 ja poikkeama Of tallennetaan pimeävirran kompensatiotauluk-
20 lukkoon vastaavasti kullekin pikselielementille. Nämä vaiheet suoritetaan ennen tavarantoimitusta. Pimeävirran kompensatiotaulukko 3 tallennetaan useille tallennusajoille, joissa lämpötilaa muutetaan, mikäli se on tarpeellista.

Kuvio 5 esittää kompensoation proseduurin varsinaisen radiografian ollessa kyseessä. Vaiheessa 301 radiografia suoritetaan ja tallennetut signaalit Os kullekin pikselielementille lähetetään. Vaiheessa 302 pimeävirran mittaussignaalit $Os(p_0)$ poistetaan. Seuraavaksi vaiheessa 303 pimeävirran kompensatiotaulukkoon 3 tallennettu $\alpha_2(pk)$ sovelletaan pimeävirran mittaussignaaleihin $Os(p_0)$ pimeävirtakomponentin $Dk(pk)$ odottamiseksi ja laskemiseksi kullekin pikselielementille. Vaiheessa 304 odotettu pimeävirtakomponentti $Dk(pk)$ vähennetään tallennetun varauksen signaaleista $Os(pk)$ kullekin pikselielementille kompensoimista varten. Viimeisessä vaiheessa 305 päätellään, onko prosessi päättynyt, ja mikäli proseduu-
30 ri ei ole päättynyt, vaihe palautuu 301:een.

Kunkin pikselin poikkeaman $Of(pk)$ lämpötilariippuvuutta ei otettu huomioon edellä, kuitenkin voidaan valmistaa useita pimeävirran kompensatiotaulukoita lämpöti-

- lan mukaan, sopiva pimeävirran kompensatiotaulukko voidaan valita riippuen lämpötilasta radiografian aikana, ja pimeävirta voidaan kompensoida. Tällaisessa tapauksessa lämpötilaan perustuva pimeävirtakomponentin vaihtelutekijä, joka on tallennettuna etukäteen, poistetaan lisäksi, jolloin saadaan edullisempi kompensointitulos. Varsinaisen radiografian ollessa kyseessä valotetun pikselielementin pimeävirtakomponentti odotetaan valotuselementin ja ei-valotuselementin suhteesta radiografian aikana varauksen tallennusajalle, joka on tallennettuna kompensatiotaulukoon kullekin pikselielementille etukäteen, ja radiografia-ajan ja ei-valotuksen pikselielementin suhteesta, jolloin suoritetaan pimeävirran kompensatio. Arviointia varten varauksen tallennusaikaa esikäsittelyn aikana ja varauksen tallennusaikaa radiografian aikana ei käytetä parametrinä. Siten ei vaadita poistomenetelmää varauksen tallennusajalle, mikä on hyödyllistä, kun TDI-kellogeneraattori järjestetään röntgenilmaisimen ulkopuolelle.

Suoritusmuoto 2

- Seuraavaksi selitetään lääketieteellinen digitaalinen röntgenkuvauslaite, jolla voidaan suorittaa panoraamaradiografia, johon esillä olevaa keksintöä sovelletaan.

- Kuvio 6 esittää röntgenkuvauslaitteen A2 ulkoapäin. Tuki 4b on laitteen rungon 4 alustalla 4a, tukirunko 5 on kiinnitetty tukeen 4b siten, että se on liikuteltavissa ylös-alas, ja rotaatiovarsi 6 on järjestetty pyöritettävästi tukirunkoon 5. Tukivarsi 5a, joka ulottuu horisontaalisesti, on järjestetty tukirungon 5 yläpäähän, ja kohteen tukikehys 5b on järjestetty sen alapäähän. Leukatuki 5c on järjestetty kohteen tukikehykseen 5b.

- XY-taulu, joka on liikuteltavissa X- ja Y- suuntaan askelmoottorin avulla, on liitetty tukivarteen 5a, ja rotaatiovartta 6 voidaan pyörittää sen ollessa ripustettuna XY-taulun kautta ja liikkuessa vapaasti vertikaalitasossa. Pään tukiväline 5d kohdetta varten on kohteen tukiväline, joka on kiinnitetty tukivarren 5a alapinnalle läpäisten rotaatiovarren 6 ja jossa on paikansäätömekanismi.

- Kääntömekanismi on järjestetty rotaatiovarteen 6 rotaatiovarren 6 kääntämiseksi tukivarren 5a suhteen askelmoottorilla. Rotaatiovarsi 6 on konstruoitu siten, että se kääntyy pystysuoran aksiaaliviivan suhteen liikuttaessa rotaatiokeskusta edellä mainitun XY-taulun avulla. Rotaatiovarren 6 molemmat päät riippuvat alaspäin, röntgengeneraattori 7 on järjestetty toiseen päähän 6a ja röntgensäteilyn ilmaisinosana 8 on järjestetty toiseen päähän 6b siten, että ne ovat vastakkain. Röntgengeneraattorissa 7 on röntgenputki, röntgensäteilyltä suojaava levy, jossa on ensimmäinen pit-

kittäinen rako, säätömekanismi ensimmäisen raon muodon muuttamiseksi jne. (niitä ei ole esitetty).

5 Röntgensäteilyn ilmaisinosassa 8 on toinen pitkittäinen rako 9a, joka vastaa ensimmäistä rakoa, ja suojalevy 9, jossa on raon 9a säätömekanismi, jotka on järjestetty siten, että ne ovat röntgengeneraattoria 7 vastapäätä. Ilmaisimen pidike 10 on järjestetty suojalevyn 9 taakse ja radiografian ilmaisin 11A on asennettu ilmaisimen pidikkeeseen 10.

10 Laitteen rungon ohjausosa 12, jossa on piirilevy, joka käsittää useita piirejä, on järjestetty röntgensäteilyn ilmaisinosan 8 taakse ja käyttöpaneeli 13 on järjestetty peittämään sen ulkopuolen. Useita kytkimiä sekä nestekidenäyttö 13a on järjestetty käyttöpaneeliin 13 (ei esitetty).

15 Laitteen rungossa 4 on kaukosäädinrasia 14A yhdistettynä toimintakoodiin 14a, ja pääkytkin virtalähteen kytkemiseksi päälle tai pois sekä röntgensäteilyn kytkin on järjestetty rasiaan 14A. Liitin 15 on järjestetty röntgensäteilyn ilmaisinosaan 8 radiografian ilmaisimeen liittämistä varten.

20 Kuvio 7 esittää radiografian ilmaisimen 11A ulkoapäin ja kuvio 8 esittää sen sisäpuolisen rakenteen. Ilmaisimessa 11A sisältyy elektronisen kuvailmaisinyksikön 1 kuten CCD-anturin ja on varustettu ulkopuolisella suojuksella 16, joka on suojana yksikön monenlaisille piireille. Ulkopiirin liitin 17 on järjestetty suojuksen 16 yhdelle sivulle ja se on tavallisesti liitetty sähkönsyöttöjohdon ja signaalijohdon (ei esitetty) yhdenmukaistetulla kaapelilla röntgensäteilyn ilmaisinosan 8 liittimeen 15. Liitintä 17 voidaan käyttää ulkoisten laitteiden kuten henkilökohtaisen tietokoneen liittämiseen.

25 Ulkopuolinen suojuks 16 on valmistettu tarpeellisen lujuuden omaavasta sopivasta materiaalista kuten metallista, esim. alumiinilevystä, tai synteettisestä hartsista kuten ABS-hartsista. Röntgensäteilyä vastaanottava osa 18, joka on valmistettu sellaisesta materiaalista, joka edullisesti läpäisee röntgensäteet mutta suojaa näkyvältä valolta, esim. väritykseltään tumma ABS-harts on järjestetty pitkittäin etupinnan keskelle siten, että se on toisen raon 8a takana. Elektroninen kuvailmaisinyksikkö 1
30 on järjestetty röntgensäteilyä vastaanottavan osan 18 sisäpuolelle.

Elektroninen kuvailmaisinyksikkö 1 on järjestetty röntgensäteilyä vastaanottavan osan 18 kääntöpuolelle; se käsittää valoa säteilevän kappaleen 1b (tukeaaineen) säteilytettyjen röntgensäteiden muuntamiseksi näkyväksi valoksi, optisen kuidun 1c valoa säteilevästä kappaleesta 1b generoidun valon siirtämiseksi elektronisen ku-

vailmaisimen 1a valoa vastaanottavalle pinnalle, ja elektronisen kuvailmaisimen 1a, joka selitetään jäljempänä, ja siinä on piirilevy 1d. Viitenumero 19 osoittaa suojakotelo, 19a osoittaa tiivistettä röntgensäteiltä suojaukseen ja 1e on elektronisen kuvailmaisinyksikön 1 signaalipiikki. Röntgensäteilyltä suojaava materiaali 19b on
 5 kiinnitetty tiivisteen 19a alaosaan, röntgensäteilyltä suojaava materiaali 19b, jossa on lyijylevy pimeävirran mittaosan 1ab, joka selitetään jäljempänä, asettamiseksi elektronisen kuvailmaisimen 1a vastaavaan osaan suojaamalla valoa säteilevä kappale 1b röntgensäteiltä.

Laitteen rungon 4 olennaisen osan kaaviomainen rakenne selitetään viitaten kuvioon
 10 9, ja radiografian ilmaisimen 11A olennaisen osan kaaviomainen rakenne selitetään viitaten kuvioon 10.

Kuvio 9 on lohkokaavio, joka esittää laitteen rungon ohjausosan 20 olennaisen osan rakenteen kaaviomaisesti. Ohjausosassa 20 on ohjausyksikkö 20a, joka käsittää mikroprosessoriyksikön (keskussyksikön), joka on koko röntgenkuvauslaitteen A2
 15 käytön ja ohjauksen keskus, syöttö/tulostusportin 20b ja muistin 20c. Lisäksi siinä on röntgensäteilyn ohjauspiiri 20d röntgengeneraattorin 7 käyttöä ja ohjausta varten, TDI-kellon generointipiiri 20g, tietoliikenteen ohjauspiiri 20h ja päävirtapiiri 20i. Ne on liitetty ohjausyksikköön 20a syöttö/tulostusportin 20b välityksellä. Käyttöpaneeli 13 monenlaisen käyttödatan syöttämiseen tai kaukosäädinrasia 14 datan
 20 syöttämiseksi kauko-ohjattuna on liitetty syöttö/tulostusporttiin 20b. Lisäksi on järjestetty liitin 15, joka vastaa liitäntäkaapelin 21 liitintä 15' radiografian ilmaisimen 11A ja syöttö/tulostusportin 20b liittämiseksi, tietoliikenteen ohjauspiiri 20h ja päävirtapiiri 20i on liitetty liittimeen 15.

Kuvio 10 on lohkokaavio radiografian ilmaisimen 11A olennaisesta osasta. Ilmaissessa on ohjausyksikkö 11a, joka käsittää mikroprosessoriyksikön (keskussyksikön) ilmaisimen 11A kunkin virtapiirin toiminnan ohjaamiseksi ja röntgenkuvauslaitteen A2 sisältäen laitteen rungon 4 koko toiminnan ohjaamiseksi yksinään tai yhdessä
 25 laitteen rungon ohjausosan 20 kanssa, syöttö/tulostusportti 11b, TDI-kellon muunto-
 piiri 11c, kuvailmaisimen käyttöpiiri 11d, A/D-muunnin 11e, muisti 11f, tietoliikenteen ohjauspiiri 11g ja päävirtapiiri 11h. Kukin virtapiiri ja liitin 17 on kytketty kuviossa esitetyllä tavalla. Ohjausyksikkö 11a on konstruoitu siten, että se saa aikaan kuvankäsittelyvälineen 2 toiminnan pimeävirran kompensoimiseksi, mikä selitetään
 30 esillä olevan keksinnön tunnusmerkkinä suoritusmuodossa 1 ohjelmistomenetelmän avulla. Pimeävirran kompensatiotaulukko 3, johon pikselielementin käsittelyväline
 35 viittaa, on tallennettuna muistiin 11f etukäteen ennen tavarantoimitusta ja sitä käyte-

tään tallentamaan vaikuttava pikselielementti, joka muodostaa panoraamaröntgenkuvan radiografian aikana.

Radiografian ilmaisimien 11A on konstruoitu siten, että se on irrotettavissa tai kiinteästi liitettynä laitteen runkoon 4. Tarkoitusta varten liitin 17 on kiinnitetty sähköisesti ja
 5 säädettävästi laitteen rungon ohjausosaan 20 liittimen 17' avulla, joka on järjestetty liitântakaapeliin 21, joka tulee päärungon ohjausosasta 20. Laitteen rungon ohjausosa 20 on konstruoitu siten, että ulkoinen laite 100 kuten henkilökohtainen tietokone liitetään siten, että se syöttää ohjaustietoa ohjausosaan 20 itseensä ja radiografian ilmaisimeen 11A ja tulostaa ja tallentaa datan. Muisti 11f, johon pimeävirran kompen
 10 ssaatiotaulukko 3 on tallennettu, on järjestetty radiografian ilmaisimeen 11A edellä mainitussa suoritusmuodossa, kuitenkin laitteen rungon ulkopuolelle järjestetyn tietokoneen muistia voidaan käyttää.

Kuvio 11 esittää radiografian ilmaisimeen 11A järjestetyn elektronisen kuvailmaisimen 1a rakenteen kaaviomaisesti. Elektroninen kuvailmaisimien 1a käsittää FFT-tyyppisen (Full Frame Transfer Type) CCD-anturin. Viitenumero 1ad osoittaa anturimatriisia, joka muodostuu valoa vastaanottavasta osasta ja on konstruoitu siten, että
 15 horisontaalisen siirron rekisteri 1ae tallennetun varauksen siirtämiseksi horisontaalisuunnassa on järjestetty useisiin sarakkeisiin ylös-alas ja pikselielementti "e", joka on järjestetty sarakkeeseen tai askeleeseen, on potentiaalikuopan muodostama, joka
 20 on muodostettu horisontaalisen siirron rekisterin osaan 1ae.

Viitenumero 1ac on tallennetun varauksen siirto-osa potentiaalikuopan muodostamiseksi, ja se siirtää pystysuoraan tallennetun varauksen, joka on siirretty horisontaalisuunnassa yhdellä kerralla kunkin horisontaalisen siirron rekisterin osan 1ae, joka muodostuu useista sarakkeista ylös-alas, potentiaalikuopan läpi, 1af osoittaa
 25 lähdön kuoppaa tallennetun varauksen ulos ottamiseksi, joka on siirretty peräkkäin vertikaalisuunnassa tallennetun varauksen siirto-osasta 1ac, ja 22 osoittaa vahvistinta, jolla voidaan edelleen muuntaa tallennettu varaus, joka on lähetetty peräkkäin lähdön kuopasta 1af, jännitesignaaleiksi lähetettäväksi tallennetun varauksen signaaleina.

Anturimatriisissa 1ad pikselielementti "e" on järjestetty 11 sarakkeeseen (vertikaalisuunta) ja 4 askeleeseen (horisontaalisuunta) kuvassa, kuitenkin pikselielementti "e" on varsinaisesti järjestetty 1500 sarakkeeseen ja 64 askeleeseen. Kuva-alkion muodostamisosa 1aa pikselielementin lähettämiseksi, joka muodostaa kuvan tallennettuna varauksena, on sijoitettu muihin sarakkeisiin paitsi alimpaan sarakkeeseen
 30 kuvassa, ja alimpaan sarakkeeseen on sijoitettu pimeävirran mittaososa 1ab, joka on

aina valottamattomassa tilassa suojaamalla röntgensäteiltä röntgensäteiltä suojaavalla elimellä 19b ja lähettää pimeävirran mittaussignaaleita tallennettuna varauksena.

- 5 Sähkövarausten signaalit, jotka lähetetään vahvistimesta 22, lähetetään AD-muuntimeen 11e muunnettaviksi digitaalisignaaleiksi. Horisontaalisen siirron rekisteri 1ae, tallennetun varauksen siirto-osa 1ac ja lähdön kuoppa 1af, jotka käsittävät CCD-anturin, siirtävät tallennetun varauksen seuraten kuvailmaisimen käyttöpiirin 11d ohjauskelloa.

- 10 Julkaisussa JP-A-9-200625 on esitetty sellainen CCD-anturin varauksen siirron perustoiminto, että valoa säteilyttämällä saatu tallennettu varaus suljetaan anturimatriisiin 1ad, joka muodostaa valoa vastaanottavan pinnan, potentiaali-kuoppaan siirrettäväksi puolijohdemateriaaliin. Kuitenkin elektronisen kuvailmaisimen 26c rakenteellinen ominaispiirre on pimeävirran mittaussosa 1ab, joka on aina valottamaton tila ja lähettää pimeävirran mittaussignaaleja kun tallennettu varaus sijoitetaan anturimatriisiin 1ad osaan.

- 15 CCD-anturi, joka selitetään edellä, on FFT-tyyppinen (Full Frame Transfer type), se voi kuitenkin olla FT-tyyppinen (Frame Transfer type). Lisäksi näkyvä valo valoa säteilevästä kappaleesta 1b säteilytettyjen röntgensäteiden muuntamiseksi näkyväksi valoksi vastaanotetaan edellä mainitussa suoritusmuodossa; voidaan kuitenkin käyttää CCD-anturia, joka ilmaisee suoraan röntgensäteet. Vielä lisäksi anturi voi
20 olla elektroninen kuvailmaisimen kuten MOS-anturi, C-MOS-anturi, kaksiulotteinen litteä anturi kuten TFT (Thin Film Transistor, ohutkalvotransistori) jne. edellä mainitun CCD-anturin sijasta.

- Kuvio 12 esittää erään esimerkin panoraamaröntgenkuvasta, joka on saatu näin konstruoidulla panoraamaröntgenkuvauslaitteella A2, kuvio 12a on röntgensäteilyllä johdettu panoraamakuva koko leuasta ja kuvio 12b on kaaviokuva, joka esittää
25 pimeävirtakomponentin tallennetun varauksen signaaleissa kuva-alkion muodostamisesta 1aa, joka on asetettu elektroniseen kuvailmaisimeen 1a, ja pimeävirran mittaussignaaleita pimeävirran mittaussosasta 26cf.

- 30 Viite RZ kuviossa 12a osoittaa tiheyden kompensointialueen, jota yleisesti käytetään panoraamaradiografiassa. Röntgensäteitä säteilytetään kauemmin tälle alueelle esteen varjon kuten kaulanikamien vaikutuksen poistamiseksi, ja rotaatiovarsi 6 pyörii hitaasti tätä tarkoitusta varten. Rotaatiovarren 6 pyörimisnopeus riippuu kuvantamisen tarkoituksesta ja kuvantamisen kohteesta. Siis jos TDI-kellon muunto-
piiri 11c on konstruoitu siten, että generoidaan selektiivisesti TDI-kellon signaalien

malli, röntgenkuvauslaite A2 voi saada saman röntgensäteilyllä johdetun panoraamaku-
makuvan koko leuasta, mikä on saatu liikuttamalla aikaisempaa filmityyppistä il-
maisinta, valitsemalla malli tarkoituksenmukaisesti.

Kuten kuviosta 12b käy ilmi, kuva-alkion muodostamisosan 1aa tallennetun varauk-
sen signaalien pimeävirtakomponentilla ja pimeävirran mittaososan 1ab pimeävirran
mittaussignaaleilla on erilainen absoluuttinen voimakkuus, voimakkuuksilla on kui-
tenkin verrannollinen suhde. Nimittäin kuva-alkion muodostamisosan 1aa tallenne-
tun varauksen signaalien pimeävirtakomponentti voidaan odottaa ja laskea perustu-
en pimeävirran mittaososan 1ab pimeävirran mittaussignaaleihin suoritusmuodossa
1 selitetyn menetelmän mukaan. Lisäksi arvioinnin ja laskennan mukaan TDI-kel-
lon määrittämää varauksen tallennusaikaa ei käytetä, joten pimeävirta voidaan hel-
posti odottaa ja laskea samalla tavalla radiografian aikana, kun valmistetaan useita
TDI-kellon signaalien malleja ja yksi niistä valitaan.

CCD-anturia käytetään elektronisena kuvailmaisimena 1a tässä suoritusmuodossa,
kuitenkin MOS-anturia, jossa kunkin pikselielementin valodiodi valitaan MOS-tran-
sistorilla ja sähkövaraus otetaan ulos, voidaan käyttää CCD-anturin sijasta.

Lisäksi voidaan valmistaa useita sarjoja pimeävirran kompensatiotaulukoita 3...3
vastaten lämpötilaa, sopiva pimeävirran kompensatiotaulukko 3 voidaan valita
riippuen lämpötilasta radiografian aikana, ja pimeävirta voidaan kompensoida. Täs-
sä tapauksessa vaihtelukomponentti (vaihtelukijän data), joka perustuu pimeävir-
takomponentin lämpötilaan, joka on tallennettu etukäteen, poistetaan lisäksi kun
pimeävirtakomponentti poistetaan, jolloin saadaan edullisempi kompensointitulos.

Suoritusmuoto 3

Seuraavaksi selitetään suoritusmuoto, jossa esillä olevaa keksintöä sovelletaan lää-
ketieteelliseen digitaaliseen röntgenkuvauslaitteeseen, jolla voidaan suorittaa pään-
mittauksen radiografia.

Kuvio 13 on röntgenkuvauslaitteen A3 kuva edestäpäin ja ulkoapäin. Röntgenku-
vauslaite A3 on konstruoitu siten, että kuvion 6 röntgenkuvauslaitteeseen A2, joka
on selitetty suoritusmuodossa 2, on lisäksi järjestetty irrotettavasti radiografian il-
maisin 11B päänmittauksen radiografiaa varten. Lisäksi on järjestetty tukilaite 23
päänmittauksen radiografiaa varten tutkittavan kohteen pään H tukemiseksi, jolloin
voidaan suorittaa sekä päänmittauksen radiografia että panoraamaradiografia.

Radiografian ilmaisimella 11B on rakenteeltaan samanlainen kuin radiografian ilmaisimella 11A, jota käytetään suoritusmuodon 2 röntgenkuvauslaitteessa A2. Kaukosäädinrasia 14B on rakenteeltaan samanlainen kuin kuvion 6 kaukosäädinrasia 14A, kuitenkin asetuksen säätöä ja mahdollisia toimintoja muutetaan, jotta sitä voidaan käyttää sekä panoraamaradiografiaan että päänmittauksen radiografiaan.

Päänmittauksen radiografiassa, kuten tekniikan tasossa, röntgensäteilyn ilmaisimena 8 on röntgengeneraattorin 7 röntgensäteilyalueen ulkopuolella, röntgengeneraattorista 7 lähtevät röntgensäteet kulkevat kohteen pään H läpi, joka on kiinnitetty tukilaitteella 23 päänmittauksen radiografiaa varten, ja ne saapuvat radiografian ilmaisimelle 11B. Tällöin radiografian ilmaisimella 11B on liikuteltavissa ylös-alas tai oikealle ja vasemmalle tukilaitteen 23 suhteen päänmittauksen radiografiaa varten siten, että röntgensäteilyä vastaanottava osa 18 voi vastaanottaa röntgensäteilyn välittämän kuvan kohteen koko päästä H.

Kuvio 14 esittää röntgengeneraattorin 7, kohteen pään H ja radiografian ilmaisimen 11B paikkasuhteen päänmittauksen radiografiassa. Kuten kuviossa esitetään, röntgengeneraattorista 7 säteilytettyjen röntgensäteiden säteilyalue rajoittuu pyramidin muotoiselle alueelle ensimmäisellä raolla. Ensimmäistä rakoa ja radiografian ilmaisinta 11B liikutetaan yhdessä oikeaan ja vasempaan suuntaan siten, että röntgensäde kulkee kohteen pään H läpi ja saadaan röntgensäteilyn välittämä kuva koko päästä H.

Kun kyseessä on tällainen päänmittauksen radiografia, röntgenkuvauslaitteeseen A3 järjestetyllä radiografian ilmaisimella 11B on samanlainen rakenne kuin radiografian ilmaisimella 11A, joka on järjestetty röntgenkuvauslaitteeseen A2 suoritusmuodossa 2, joten pimeävirran kompensointi voidaan suorittaa suoritusmuodossa 1 selitetyn menetelmän mukaisesti.

Lisäksi voidaan valmistaa useita sarjoja pimeävirran kompensoitotaulukoita 3...3 vastaten lämpötilaa, sopiva pimeävirran kompensoitotaulukko 3 voidaan valita riippuen lämpötilasta radiografian aikana, ja pimeävirta voidaan kompensoida. Tässä tapauksessa vaihtelukomponentti, joka perustuu pimeävirtakomponentin lämpötilaan, joka tallennetaan etukäteen, poistetaan lisäksi kun pimeävirtakomponentti poistetaan, jolloin saadaan edullisempi kompensoititulos.

Suoritusmuoto 4

Nyt selitetään suoritusmuoto, jossa esillä olevaa keksintöä sovelletaan lääketieteelliseen digitaaliseen röntgenkuvauslaitteeseen, jolla voidaan suorittaa lineaariskannauksen radiografia.

- 5 Kuvio 15 on lohkokaavio, joka esittää röntgenkuvauslaitteen A4 koko rakenteen. Röntgenkuvauslaite A4 on tarkoitettu lineaariskannauksen radiografiaan ja siinä on röntgengeneraattori 7, radiografian ilmaisin 11C, joka vastaanottaa röntgensäteilyn rakosäteen B, joka on tuotettu röntgengeneraattorissa 7 ja kuljetettu kohteen läpi, ilmaisimen tuki 10 ilmaisimen 11C liikuttamiseksi ja tukemiseksi irrotettavasti ja
10 nopeutta säädettävästi, pään painin 5d (kohteen kiinnitysväline) kuvattavan kohteen pään H kiinnittämiseksi, paikan ilmaisuväline 32 kohteen gradaatioprosessin referenssipisteen ilmaisemiseksi ja laitteen runko 4 koko laitteen ohjaamiseksi.

- Kuviossa röntgengeneraattori 7, radiografian ilmaisin 11C, skannausilmaisimen tukiossa, kohteen kiinnitysväline 5d ja paikan ilmaisuväline 32 esitetään vaakasuoralla tasolla, kun niiden käyttöolosuhteet nähdään ylhäältä päin. Radiografian ilmaisin
15 11C on rakenteeltaan samanlainen kuin radiografian ilmaisin 11A, joka on järjestetty suoritusmuodon 2 röntgenkuvauslaitteeseen A2.

- Röntgengeneraattori 7 sisältää röntgenputken ja siinä on ensimmäinen rakoelin 7b, joka on valmistettu röntgensäteilyltä suojaavasta materiaalista muodostettuna ensimmäisen raon 7a kanssa, joka on aukko röntgensäteen rajoittamiseksi, jota säteilytetään laajalti putkesta kiinteään suuntaan ja kiinteälle alueelle tavoitekohdan säteilyttämiseksi, ensimmäisen raon liikuttamisakseli 7c ensimmäisen rakoelimen 7b liikuttamiseksi kuviossa esitettyyn suuntaan D säädettäessä nopeutta ja paikkaa ja ensimmäisen raon liikuttamismoottori M1 ensimmäisen raon liikuttamisakselin 7c ohjaamiseksi.
25

- Radiografian ilmaisimen tukiosassa 33 on ilmaisimen pidike 10 radiografian ilmaisimen 11C pitämiseksi irrotettavasti, ilmaisimen liikuttamisakseli 33a ilmaisimen pidikkeen 10 liikuttamiseksi kuviossa esitettyyn suuntaan D nopeuden ja paikan säätämiseksi ja ilmaisimen liikuttamismoottori M2 liikuttamisakselin 33a ohjaamiseksi. Siinä on myös toinen rakoelin 34b, joka on valmistettu röntgensäteilyltä suojaavasta materiaalista, jossa on toinen rako 34a, joka toimii aukkona ohikulkeville röntgensäteille röntgensäteilyn rakosäteen B rajoittamiseksi edelleen, jota on rajoitettu röntgengeneraattorin 7 ensimmäisellä raolla 7a, kiinteälle alueelle ennen sen säteilyttämistä kohteen päähän H. Siinä on myös toista rakoa liikuttava akseli 34c
30

- toisen rakoelimen 34b liikuttamiseksi kuviossa esitettyyn suuntaan D nopeuden ja paikan säätämiseksi ja toista rakoa liikuttava moottori M3 toista rakoa liikuttavan akselin 34c ohjaamiseksi. Toisaalta ilmaisinta liikuttavaa moottoria M2 ja toista rakoa liikuttavaa moottoria M3 ei ehkä ole järjestetty erikseen, ja ne voivat olla yhdistettynä mekaanisesti jakopään hihnan avulla yhden moottorin poistamiseksi.

Kohteen pään tukiväline 5d (kohteen kiinnitysväline) on konstruoitu siten, että se kiinnittää kohteen pään H kiinteään paikkaan riippumatta radiografian ilmaisimen tukiosan 33 ilmaisimen pidikkeen 10 ja toisen rakoelimen 34b liikkumisesta suuntaan D.

- 10 Laitteen rungossa 4 on ohjausosa 20, joka sisältää ohjausyksikön 20a, joka käsittää mikroprosessoriyksikön (keskusyksikön) keskeisen ohjaustoiminnon aikaansaamiseksi, muistin 20c monenlaisten ohjausohjelmien tallentamiseksi, joita ohjausyksikkö 20a käsittelee, röntgensäteilyn ohjauspiirin 20d, moottorin ohjauspiirin 20f, TDI-kellon generointipiirin 20g ja tietoliikenteen ohjauspiirin 20h. Laitteen rungossa 4
15 on lisäksi käyttöpaneeli 13 useiden käyttöohjeiden vastaanottamiseksi ja näyttöväline 13a röntgenkuvien näyttämiseksi. Moottorin ohjauspiiri 20f on liitetty ensimmäistä rakoa liikuttavaan moottoriin M1, ilmaisinta liikuttavaan moottoriin M2 ja toista rakoa liikuttavaan moottoriin M3 niiden ohjaamiseksi.

- Röntgenkuvauslaitteen A4 mukaan röntgengeneraattori 7 ja radiografian ilmaisinta 11C on järjestetty siten, että kohteen kiinnitysväline 5d on niiden välissä, kuten kuviossa esitetään. Kun ensimmäistä rakoa 7a, toista rakoa 34a ja radiografian ilmaisinta 11C liikutetaan synkronisesti kohteen pään H suhteen, joka on kiinnitetty pään painimella (pään tukiväline) 5d, kohteen pää H skannataan röntgensäteilyn rakosäteellä B, samalla kun röntgengeneraattorista 7 säteilytettyä röntgensäteilyn rakosädettä B ja radiografian ilmaisinta 11C liikutetaan synkronisesti samaan suuntaan D, silloin saadaan kohteen pään H lineaariskannauksen röntgenkuva. Tässä tapauksessa röntgensäteilyn rakosäteen B skannausopeutta (liikkumisnopeus suuntaan D) ohjataan perustuen tallennetun varauksen signaaleihin, jotka ovat röntgensäteilyä vastaanottavaa dataa, joka on saatu radiografian skannauksen ilmaisimella 11C.

- 30 Kun läpäistävä määrä on suuri skannattaessa kovan kudoksen aluetta, röntgensäteilyn rakosäteen B säteilyannosta, joka säteilytetään kovan kudoksen alueelle yksikköajassa, pienennetään lisäämällä skannausnopeutta. Toisaalta läpäistävän määrän ollessa pieni röntgensäteilyn rakosäteen B säteilyannosta, joka säteilytetään kovan kudoksen alueelle yksikköajassa, lisätään pienentämällä skannausnopeutta.

Lisäksi tällaisen lineaariskannauksen radiografian mukaan radiografian ilmaisin 11C on rakenteeltaan samanlainen kuin radiografian ilmaisin 11A, joka on järjestetty suoritusmuodossa 2 selitetylle röntgenkuvauslaitteelle A2, joten pimeävirran kompensointi voidaan suorittaa suoritusmuodossa 1 selitetyn menetelmän mukaan.

- 5 Kuvio 16 on selittävä kuva kuviossa 15 esitetyn paikan ilmaisuvälineen 32 olennaisesta osasta. Paikan ilmaisuvälineessä 32 on kosketusmarkkeri 32a ja paikan ilmaisin 32b, joka tukee kosketusmarkkeriä 32a siten, että se on liikuteltavissa ylös-alas ja oikealle ja vasemmalle nuolilla esitetyn mukaisesti, ja ilmaisee kosketusmarkkerin 32a, joka koskettaa kohteen pään H gradaatioprosessin standardipistettä P, paikan. Paikan ilmaisin 32b käsittää potentiometrin, joka on kiinnitetty pään painimeen 10 5d (kohteen kiinnitysväline).

- Näin konstruoitu paikan ilmaisuväline 31 voi helposti, nopeasti ja tarkasti ilmaista gradaatioprosessin standardipisteen P (nenän tyvipiste, jota usein käytetään dentaalissa päänmittauksen radiografiassa, eli nenä-otsasauman etuala ihmisen pään mediaanitasolla, mikä on tärkeä hampaanoikomisessa). Lisäksi on tarpeetonta laittaa 15 kohteeseen ilmaisumerkkiä. Gradaatioprosessin standardipistettä P ei kuitenkaan rajoiteta nenän tyvipisteen paikkaan, mitä tahansa tunnettua paikkaa voidaan käyttää.

- Näin saatua gradaatioprosessin standardipistettä P käytetään radiografian ilmaisimella 11C saadun lineaariskannauksen röntgenkuvan pehmytkudosalueen jälki- 20 gradaatioprosessiin tai radiografian röntgensäteilyn rakosäteen B säteilyn määrän säätämiseen.

- Lisäksi voidaan valmistaa useita sarjoja pimeävirran kompensatiotaulukoita 3...3 vastaten lämpötilaa, sopiva pimeävirran kompensatiotaulukko 3 voidaan valita riippuen lämpötilasta radiografian aikana, ja pimeävirta voidaan kompensoida. Tässä 25 tapauksessa vaihtelukomponentti, joka perustuu pimeävirtakomponentin lämpötilaan, joka on tallennettu etukäteen, poistetaan lisäksi kun pimeävirtakomponentti poistetaan, jolloin saadaan edullisempi kompensointitulos.

Suoritusmuoto 5

- Nyt selitetään suoritusmuoto, jossa esillä olevaa keksintöä sovelletaan lääketieteelliseen digitaaliseen röntgenkuvauslaitteeseen, jolla voidaan suorittaa dentaaliradio- 30 grafia.

Kuvio 17 selittää, kuinka röntgenkuvauslaitetta A5 käytetään. Röntgenkuvauslaitteen A5 kuvattavana kohteena on suunsisäinen alue.

- Röntgengeneraattori 7 on järjestetty siten, että se voi heilahdella ylös-alas ja pyöriä horisontaalisesti vapaasti liikkuvan varren 33 suhteen ja röntgensäteilyputken 7d suuntaa säädetään siten, että se säteilyttää röntgensäteitä suunsisäiselle alueelle. Radiografian ilmaisimien 11D sijoitetaan suunsisäisen alueen läpi johdettujen röntgensäteiden intensiteetin jakautuman ilmaisemiseksi eli röntgenkuvan ilmaisemiseksi paikkaan, joka on vastapäätä röntgensäteilyputkea 7d suunsisäisen alueen ollessa niiden välissä. Eli paikannusväline 34 radiografian ilmaisimien 11D on tarkoitettu kohteen pideltäväksi sormillaan siten, että ilmaisimen 11D kuvantamisen taso on sopivasti suunnattuna röntgensäteilyn säteilysuuntaan.
- 10 Kuvio 18 on poikkileikkauskuva, joka esittää radiografian ilmaisimen 11D rakenteen, kuvio 18a on horisontaalinen leikkaus viivaa A-A pitkin ja kuvio 18b on vertikaalinen leikkaus viivaa B-B pitkin.
- Radiografian ilmaisimien 11D käsittää valoa säteilevän elimen (tuikeaine) 1b säteilytettyjen röntgensäteiden muuntamiseksi näkyväksi valoksi, optisen kuidun 1c säteilytetyn valon johtamiseksi valoa säteilevästä elimestä 1b elektronisen kuvailmaisimen 1a valoa vastaanottavalle pinnalle, elektroninen kuvailmaisimien 1a käsittää CCD-anturin sähkövarauksen tallentamiseksi, joka syntyy, kun vastaanotetaan optisen kuidun 1c lähettämä fluoresenssijakautuma, ja kiinteäksi ajaksi tallennetun sähkövarauksen lukemiseksi peräkkäin sähkösignaaleiksi muuntamista varten, keramiikasta valmistetun levyn 1d elektronisen kuvailmaisimen 1a tukemiseksi ja suojakotelon 19 kunkin rakenneosan suojaamiseksi.
- 15 Johtava elin 35, kuten ohut alumiini- tai kuparikerros, on järjestetty röntgensäteilyn valottamalle pinnalle ja suojakotelon 19 sisäosan sivulle valoa säteilevän elimen 1b, optisen kuidun 1c, elektronisen kuvailmaisimen 1a ja levyn 1d suojaamiseksi, siten etteivät indusoitunut kohina ja sähköstaattinen syöksy ulkopuolelta vaikuta elektroniseen kuvailmaisimeen 1a ym. parantaen siten kohinanvaimennusta ja syöksyn vaimennusta. Johtavan elimen 35 materiaalina on edullisesti alumiini ja beryllium, joilla on pieni atomipaino, ja ne on tehty paksuudeltaan mahdollisimman ohuiksi, esim. 0,01 mm:stä 0,1 mm:iin, niin etteivät radiografian ilmaisimeen 11D saapuvat
- 20 röntgensäteet aiheuta vaimennusta ja sirontaa.
- Tiivistaine 19a röntgensäteiltä suojaamiseen peittää suojakotelon 19 sisäpuolen takaosasta ja sivulta, jotta estetään tarpeettomien hajaröntgensäteiden pääsy levyn 1d takaosaan ja sivulle. Tiivistaineesta 19a valmistettu röntgensäteiltä suojaava aine 19b on järjestetty suojakotelon 27 valotuspinnan osalle elektronisen kuvailmaisimen 1a pimeävirran mittaosan 1ab asettamiseksi.
- 35

- Levyssä 1d on ohjausyksikkö 11a (ei esitetty), joka käsittää mikroprosessoriyksikön (keskussyksikön), ja siinä on kuvankäsittelyvälineen 2 toiminto pimeävirran kompensointiin, kuten radiografian ilmaisimessa 11A–11C, ja muisti 11f (ei esitetty), joka ennakolta tallentaa pimeävirran kompensatiotaulukon 3, johon kuvankäsittelylaite 2 viittaa, kuten suoritusmuodoissa 2–4. Siten radiografian aikana elektronisesta kuvailmaisimesta 1a lähetetyistä sähkövarausten signaaleista poistetaan pimeävirtakomponentti kuvankäsittelyvälineellä 2, ne tallennetaan muistiin 11f dentaaliröntgenkuvina, syötetään käyttöpaneeliin 13 kaapelin 21 välityksellä ja näytetään kuvana näyttövälineellä 13A.
- 10 Seuraavaksi radiografian ilmaisimen 11D, jota käytetään röntgenkuvauslaitteessa A5, ja radiografian ilmaisimien 11A–11C, joita käytetään suoritusmuotojen 2–4 jokaisessa röntgenkuvauslaitteessa, välinen ero.
- Suoritusmuotojen 2–4 radiografian ilmaisimien 11A–11C mukaan, kuten selitettiin viitaten kuvioon 11, kuva-alkion muodostamisosa 1aa, joka lähettää kuva-alkion muodostamisosan 1aa, joka muodostaa kuvan tallennettuna varauksena, jaetaan 15 CCD-anturin valoa vastaanottavan osan 1ad sarakkeisiin, muihin paitsi alimpaan sarakkeeseen, kustakin sarakkeesta lähetetty sähkövaraus alistetaan aikaviiveintegraatiolle yhden pikselielementin tallennetun varauksen signaalien saamiseksi (tallennetun varauksen signaalit muodostavat yksiulotteisen kuvan). Toisaalta radiografian 20 ilmaisimen 11D käsittelee kunkin pikselielementin “e” sähkövarausta tallennetun varauksen signaaleina, jotka muodostavat kaksiulotteisen kuvan.
- Silloinkin kun kunkin pikselielementin “e” sähkövarausta käsitellään tallennetun varauksen signaaleina, jotka muodostavat kaksiulotteisen kuvan, pimeävirran mittausosan ja kuva-alkion muodostamisosan 1aa kunkin pikselielementin “e” lähdön 25 suhde kiinteälle valotusajalle perustuen pimeävirran mittausosasta 1ab otettuun pimeävirtakomponenttiin tallennetaan pimeävirran kompensatiotaulukkoon 3 etukäteen, ja pimeävirtakomponentti poistetaan laskemalla soveltaen lähdön suhdetta, joka on tallennettuna pimeävirran kompensatiotaulukkoon 3, tallennetun varauksen signaaleille, jotka on otettu kustakin pikselielementistä “e” radiografian aikana.
- 30 Tämä menetelmä sisältyy esillä olevaan keksintöön.
- CCD-anturia käytetään elektronisena kuvailmaisimena 1a tässä suoritusmuodossa, kuitenkin MOS-anturia, joka on konstruoitu ottamaan sähkövaraus valitsemalla kunkin pikselielementin valodiodi MOS-transistorilla, voidaan käyttää CCD-anturin sijasta.

- Lisäksi voidaan valmistaa useita sarjoja pimeävirran kompensatiotaulukoita 3...3 vastaten lämpötilaa, sopiva pimeävirran kompensatiotaulukko 3 voidaan valita riippuen lämpötilasta radiografian aikana, ja pimeävirta voidaan kompensoida. Tässä tapauksessa vaihtelukomponentti, joka perustuu pimeävirtakomponentin lämpötilaan, joka on tallennettu etukäteen, poistetaan lisäksi kun pimeävirtakomponentti poistetaan, jolloin saadaan edullisempi kompensointitulos.

Suoritusmuoto 6

- Esillä olevaa keksintöä voidaan käyttää röntgen-TT (tietokonetomografia) -kuvauslaitteeseen, muuhun kuin lääketieteelliseen digitaaliseen röntgenkuvauslaitteeseen edellä mainituissa suoritusmuodoissa. TT-laitteen mukaan transmissioradiografia suoritetaan monta kertaa muuttamalla säteilykulmaa samaan kohteeseen ja näin saadut röntgenkuvat käsitellään poikkileikkauskuvan saamiseksi. Siten esillä olevan keksinnön pimeävirran kompensatio voidaan suorittaa kullekin välitetylle röntgenkuvalle.

Patenttivaatimukset

1. Menetelmä kaksiulotteisen kuvan muodostamiseksi röntgenkuvauksessa käyttämällä elektronista kuvailmaisinta, **tunnettu** siitä, että elektroninen kuvailmaisin (1a) jaetaan kuva-alkion muodostamisosaan (1aa), johon valosähköisellä muunnok-
 5 sella tai suoraan röntgensäteitä ilmaisemalla generoidut sähkövaraukset valotusta vastaanottaessa tallennetaan varaussignaalin, ja pimeävirran mittaosaa (1ab), johon tallennetaan pimeävirta varauksena kun valotusta ei vastaanoteta, menetelmän käsittäessä vaiheet:
- 10 tuotetaan kaksiulotteisen kuvan vaikuttava pikselielementtisygnali suorittamalla seuraava kompensointiprosessi,
 lasketaan mainittuun kuva-alkion muodostamisosaan (1aa) tallennettu pimeävirran komponentti käyttämällä toisaalta kuva-alkion muodostamisosan (1aa) sisältämän pimeävirran komponentin ja toisaalta pimeävirran mittaosan (1ab) sisältämän pimeävirran komponentin välistä suhdetietoa (α_2), ja
 15 vähennetään näin laskettu pimeävirran komponentti sanottuun kuva-alkion muodostamisosaan (1aa) tallennetusta varaussignaalista.
2. Patenttivaatimuksen 1 mukainen menetelmä kaksiulotteisen kuvan muodostamiseksi röntgenkuvauksessa käyttämällä elektronista kuvailmaisinta, **tunnettu** siitä, että mainitussa kompensointiprosessissa parametrina käytetään suhdetietoa ($\alpha_2(pk)$)
 20 kunkin määrätyn pikselielementin tai kunkin määrätyn pikselielementtisarakkeen tallennetun varaussignaalin lähdön muutosarvon mainitussa kuva-alkion muodostamisosassa (1aa) kiinteässä valotusajassa (T), ja vastaavasti määrätyn pikselielementin tai ainakin yhden määrätyn pikselielementtisarakkeen tallennetun varaussignaalin lähdön muutosarvon mainitussa pimeävirran mittaosassa (1ab) kiinteässä
 25 valotusajassa (T) välillä, jolloin nämä lähdön muutosarvot saadaan silloin kun kuva-alkion muodostamisosaa (1aa) ja pimeävirran mittaosaa (1ab) ei valoteta.
3. Patenttivaatimuksen 2 mukainen menetelmä kaksiulotteisen kuvan muodostamiseksi käyttämällä elektronista kuvailmaisinta, **tunnettu** siitä, että kompensointia toteutettaessa pimeävirtakomponentin vaihtelutekijätieto (O_f), joka on muodostettu
 30 ja tallennettu etukäteen lämpötilan perusteella, vähennetään edelleen suoritettaessa mainittu aritmeettinen laskutoimitus.
4. Patenttivaatimuksista 1 tai 2 mukainen menetelmä kaksiulotteisen kuvan muodostamiseksi käyttämällä elektronista kuvailmaisinta, **tunnettu** siitä, että mainitulla

elektronisella kuvailmaisimella toteutetaan panoraamaradiografia, päänmittauksen radiografia, lineaariskannauksen radiografia, dentaaliradiografia tai TT-radiografia.

5. Jonkin patenttivaatimuksista 1–3 mukainen menetelmä kaksiulotteisen kuvan muodostamiseksi käyttämällä elektronista kuvailmaisinta, **tunnettu** siitä, että mainittu elektroninen kuvailmaisin on jokin seuraavista: CCD-anturi, MOS-anturi, C-MOS-anturi tai kaksiulotteinen litteä anturi.
6. Lääketieteellinen digitaalinen röntgenkuvauslaite, joka käsittää elektronisen kuvailmaisimen, **tunnettu** siitä, että elektroninen kuvailmaisin (1a) on jaettu kuva-alkion muodostamisosaan (1aa), johon valosähköisellä muunnoksella tai suoraan röntgensäteitä ilmaisemalla generoidut sähkövaraukset valotusta vastaanottaessa tallennetaan varaussignaalin, ja pimeävirran mittaosaan (1ab), johon tallennetaan pimeävirta varauksena kun valotusta ei vastaanoteta; ja
- kuvan tuottamisvälineet (2) kaksiulotteisen kuvan vaikuttavan pikselielementtisignaalin tuottamiseksi suorittamalla seuraava kompensointiprosessi,
- 15 lasketaan mainittuun kuva-alkion muodostamisosaan (1aa) tallennettu pimeävirran komponentti käyttämällä toisaalta kuva-alkion muodostamisosan (1aa) sisältämän pimeävirran komponentin ja toisaalta pimeävirran mittaosan (1ab) sisältämän pimeävirran komponentin välistä suhdetietoa (α_2), ja
- 20 vähennetään näin laskettu pimeävirran komponentti sanottuun kuva-alkion muodostamisosaan (1aa) tallennetusta varaussignaalista.
7. Patenttivaatimuksen 6 mukainen lääketieteellinen digitaalinen röntgenkuvauslaite, **tunnettu** siitä, että laitteessa mainitussa kompensatioprosessissa parametrinä käytetään suhdetietoa ($\alpha_2(pk)$) kunkin määrätyn pikselielementin tai kunkin määrätyn pikselielementtisarakkeen tallennetun varaussignaalin lähdön muutosarvon mainitussa kuva-alkion muodostamisosassa (1aa) kiinteässä valotusajassa (T), ja vastaavasti määrätyn pikselielementin tai ainakin yhden määrätyn pikselielementtisarakkeen tallennetun varaussignaalin lähdön muutosarvon mainitussa pimeävirran mittaosassa (1ab) kiinteässä valotusajassa (T) välillä, jolloin nämä lähdön muutokset saadaan silloin kun kuva-alkion muodostamisosaa (1aa) ja pimeävirran mittaosaa (1ab) ei valoteta.
8. Patenttivaatimuksen 6 tai 7 mukainen lääketieteellinen digitaalinen röntgenkuvauslaite, **tunnettu** siitä, että kompensatiota toteutettaessa pimeävirtakomponentin vaihtelutekijätieto (Of), joka on muodostettu ja tallennettu etukäteen läm-

pötilan perusteella, vähennetään edelleen suoritettaessa mainittu aritmeettinen laskutoimitus.

9. Jonkin patenttivaatimuksista 6–8 mukainen lääketieteellinen digitaalinen röntgenkuvauslaite, **tunnettu** siitä, että mainitulla elektronisella kuvailmaisimella (1a) suoritetaan panoraamaradiografiaa, päänmittauksen radiografiaa, lineaariskannauksen radiografiaa, dentaaliradiografiaa tai TT-radiografiaa.

10. Jonkin patenttivaatimuksista 6–9 mukainen lääketieteellinen digitaalinen röntgenkuvauslaite, **tunnettu** siitä, että mainittu elektroninen kuvailmaisim on jokin seuraavista: CCD-anturi, MOS-anturi, C-MOS-anturi tai kaksiulotteinen litteä anturi.

10

Patentkrav

1. Förfarande för att generera en tvådimensionell bild vid röntgenfotografering genom att använda en elektronisk bildsensor, **kännetecknat** av att den elektroniska bildsensorn (1a) delas in i en del (1aa) för generering av ett bildelement, i vilken elektriska laddningar genererade genom fotoelektrisk konversion eller direkt genom detektering av röntgenstrålar lagras som en laddningssignal då exponering mottas, och en del (1ab) för att mäta mörkström, i vilken mörkström lagras som laddning då ingen exponering mottas, varvid förfarandet innefattar steg för att:

20

generera en aktiv pixelelementsignal för en tvådimensionell bild genom att utföra följande kompensationsprocess,

- komponenten av mörkström lagrad i nämnda del (1aa) för att generera ett bildelement beräknas genom att använda relationsdata (α_2) mellan dels komponenten av mörkström som ingår i delen (1aa) för att generera ett bildelement, dels komponenten av mörkström som ingår i delen (1ab) för att mäta mörkström, och

25

- den sålunda beräknade komponenten av mörkström subtraheras från laddningssignalen som lagrats i nämnda del (1aa) för att generera ett bildelement.

30

2. Förfarande enligt patentkrav 1 för att generera en tvådimensionell bild vid röntgenfotografering genom att använda en elektronisk bildsensor, **kännetecknat** av att som parameter i nämnda kompensationsprocess används relationsdata ($\alpha_2(pk)$) mellan respektive givna pixelelement eller utgångsändringsvärdet av laddningssignalen

35

lagrad i respektive givna pixelelementkolumn i nämnda del (1aa) för att generera ett bildelement under en fast exponeringstid (T), och analogt ett givet pixelelement eller utgångsändringsvärdet av en laddningssignal lagrad i åtminstone en given pixelelementkolumn i nämnda del (1ab) för att mäta mörkström under en fast exponeringstid (T), varvid dessa utgångsändringsvärden erhålls då delen (1aa) för att generera ett bildelement och delen (1ab) för att mäta mörkström inte exponeras.

3. Förfarande enligt patentkrav 2 för att generera en tvådimensionell bild genom att använda en elektronisk bildsensor, **kännetecknat** av att då kompensationen utförs subtraheras ytterligare vid utförandet av nämnda aritmetiska räkneoperation variationsfaktordata (Of) för mörkströmskomponenten, som genererats och lagrats på förhand på basis av temperaturen.

4. Förfarande enligt patentkrav 1 eller 2 för att generera en tvådimensionell bild genom att använda en elektronisk bildsensor, **kännetecknat** av att med nämnda elektroniska bildsensor utförs panoramaradiografi, radiografi för huvudmätning, lineärskanningsradiografi, dentalradiografi eller TT-radiografi.

5. Förfarande enligt något av patentkraven 1-3 för att generera en tvådimensionell bild genom att använda en elektronisk bildsensor, **kännetecknat** av att nämnda elektroniska bildsensor är någon av följande: en CCD-sensor, en MOS-sensor, en CMOS-sensor eller en tvådimensionell platt sensor.

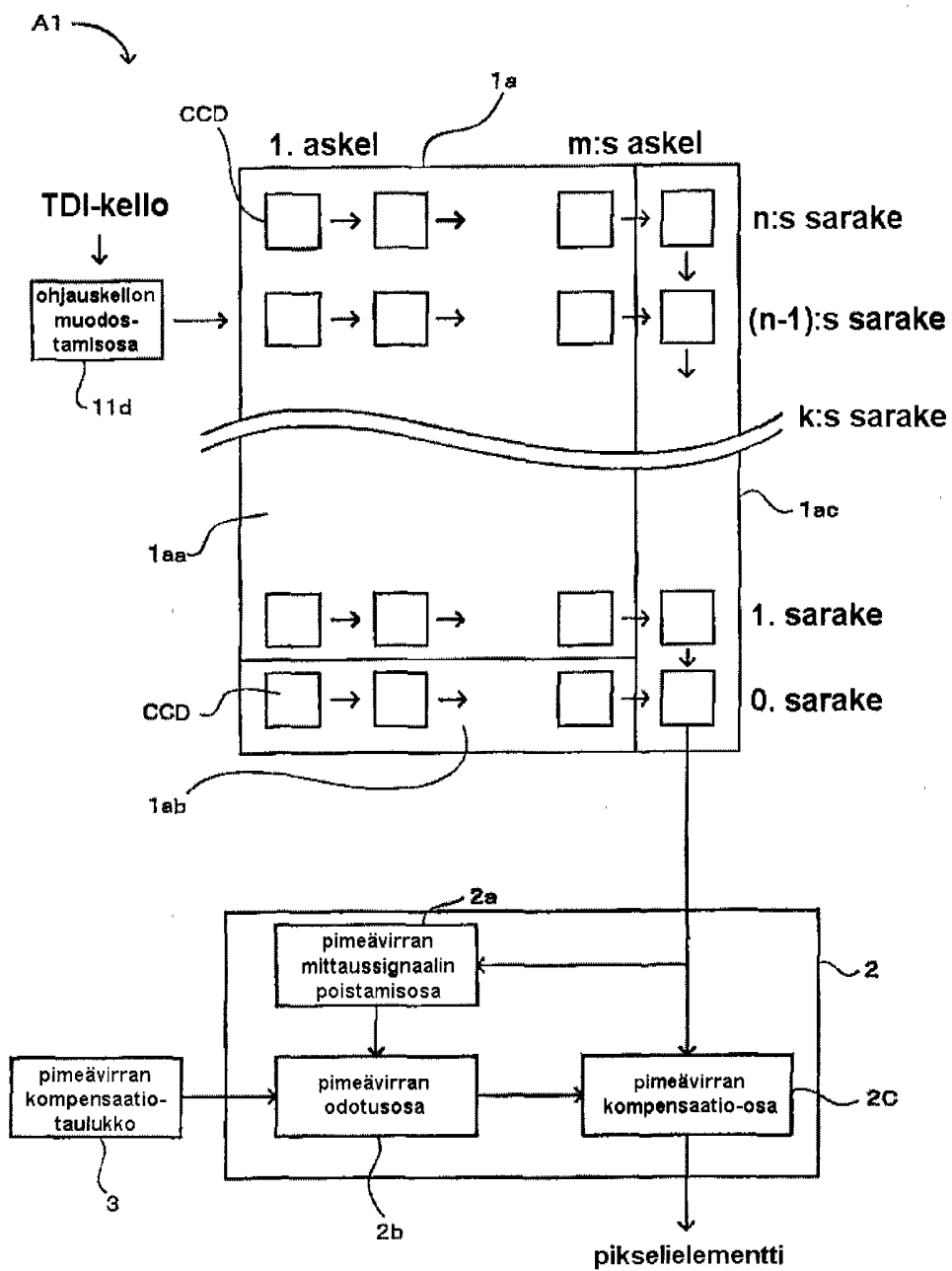
6. Medicinsk digital röntgenapparat innefattande en elektronisk bildsensor, **kännetecknad** av att den elektroniska bildsensorn delats i en del (1aa) för att generera ett bildelement, i vilken elektriska laddningar genererade genom fotoelektrisk konversion eller direkt genom detektering av röntgenstrålar vid mottagning av exponering lagras som en laddningssignal då exponering mottas, och en del (1ab) för att mäta mörkström, i vilken mörkström lagras som laddning då ingen exponering mottas; och

organ (2) för att generera en bild för att generera en aktiv pixelelementsignal för en tvådimensionell bild genom att utföra följande kompensationsprocess,

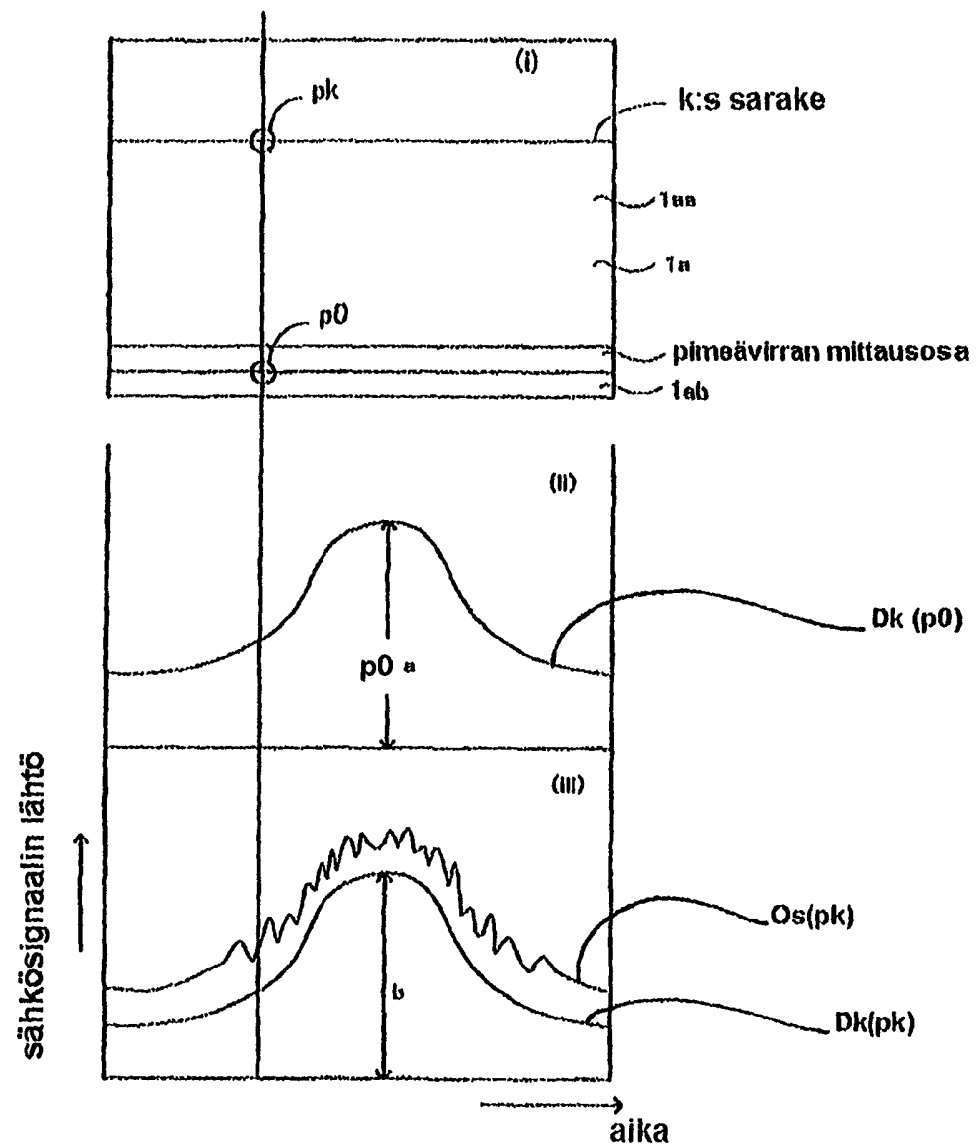
man beräknar komponenten av mörkström som lagrats i nämnda del (1aa) för att generera ett bildelement genom att använda relationsdata (α_2) mellan dels komponenten av mörkström som ingår i delen (1aa) för att generera ett bildelement, dels komponenten av mörkström som ingår i delen (1ab) för att mäta mörkström, och

den sålunda beräknade komponenten av mörkström subtraheras från laddningssignalen som lagrats i nämnda del (1aa) för att generera ett bildelement.

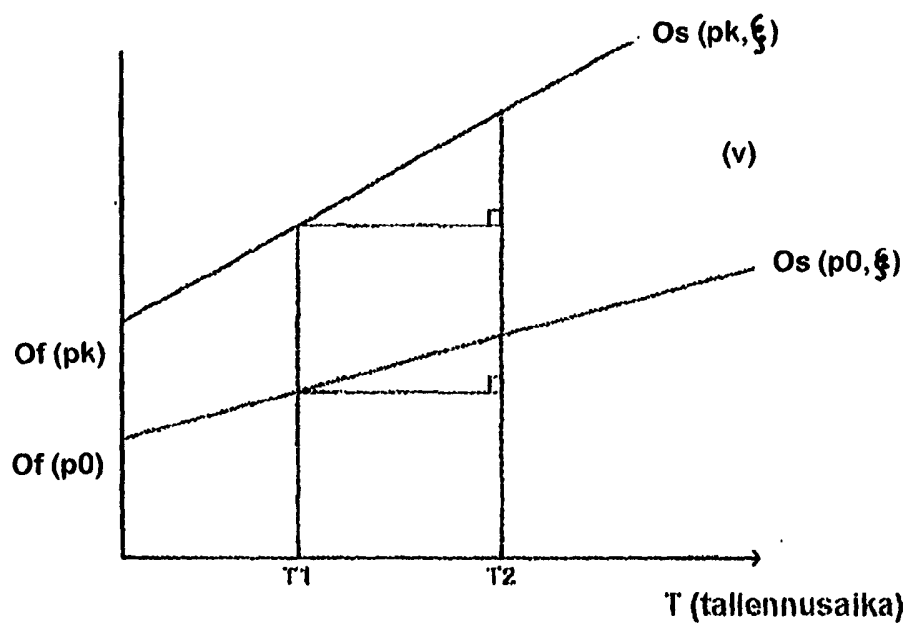
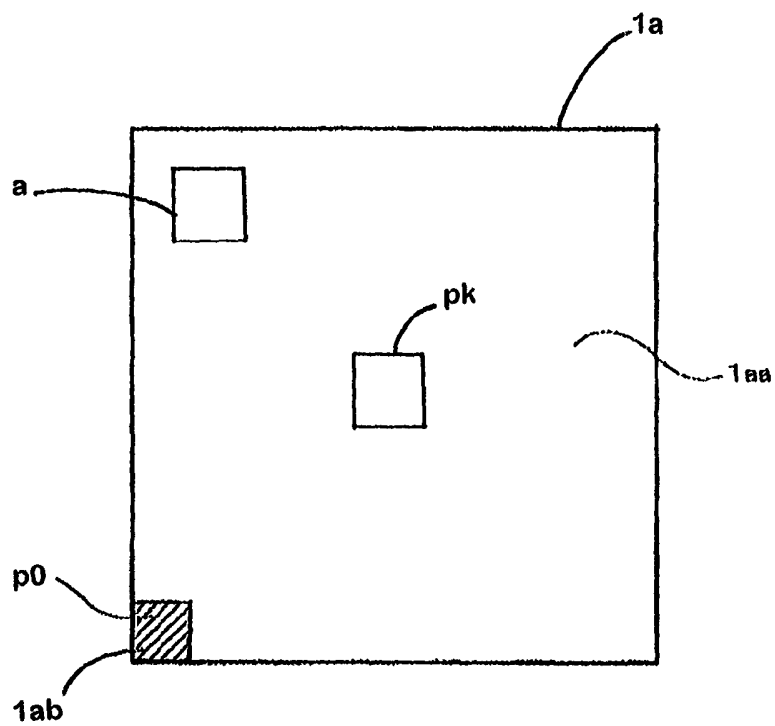
- 5 7. Medicinsk digital röntgenapparat enligt patentkrav 6, **kännetecknad** av att som parameter i apparaten vid nämnda kompensationsprocess används relationsdata ($\alpha 2(pk)$) mellan respektive givna pixelelement eller utgångsändringsvärdet av laddningssignalen lagrad i respektive givna pixelelementkolumn i nämnda del (1aa) för att generera ett bildelement under en fast exponeringstid (T), och analogt ett givet
- 10 pixelelement eller utgångsändringsvärdet av en laddningssignal lagrad i åtminstone en pixelelementkolumn i nämnda del (1ab) för att mäta mörkström under en fast exponeringstid (T), varvid dessa utgångsändringsvärden erhålls då delen (1aa) för att generera ett bildelement och delen (1ab) för att mäta mörkström inte exponeras.
- 15 8. Medicinsk digital röntgenapparat enligt patentkrav 6 eller 7, **kännetecknad** av att då kompensationen utförs subtraheras ytterligare vid utförandet av nämnda aritmetiska räkneoperation variationsfaktordata (Of) för mörkströmskomponenten, som genererats och lagrats på förhand på basis av temperaturen.
- 20 9. Medicinsk digital röntgenapparat enligt något av patentkraven 6-8, **kännetecknad** av att med nämnda elektroniska bildsensor utförs panoramaradiografi, radiografi för huvudmätning, lineärskanningsradiografi, dentalradiografi eller TT-radiografi.
- 25 10. Medicinsk digital röntgenapparat enligt något av patentkraven 6-9, **kännetecknad** av att nämnda elektroniska bildsensor är någon av följande: en CCD-sensor, en MOS-sensor, en C-MOS-sensor eller en tvådimensionell platt sensor.



Kuvio 1



Kuvio 2A



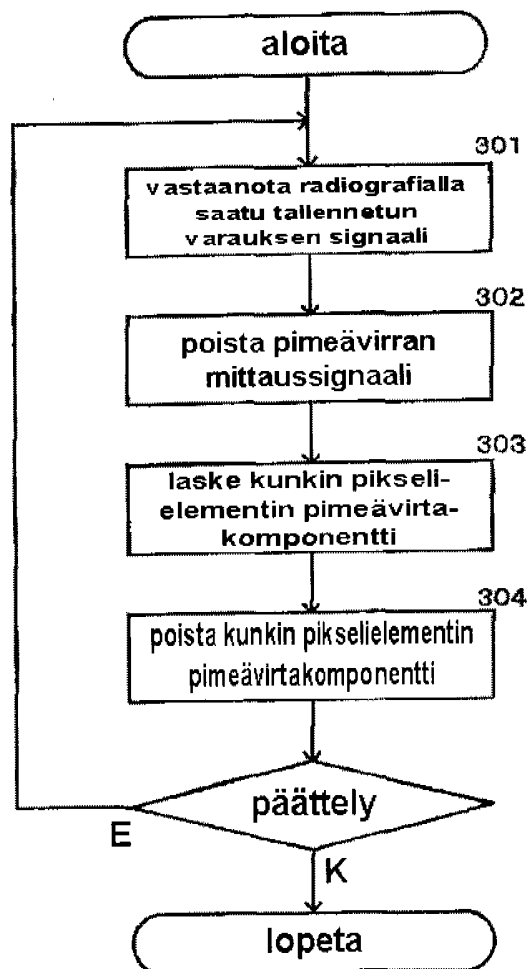
Kuvio 2B

	k	α^2	Of
	n	$\alpha^2(pn)$	Of(pn)
kuva-alkion muodostamis- osa	n-1	$\alpha^2(pn-1)$	Of(pn-1)
	g	$\alpha^2(pg)$	Of(pg)
pimeävirran mittausosa			
	0	1	Of(0)
	paikka	lähdön suhde	poikkeama

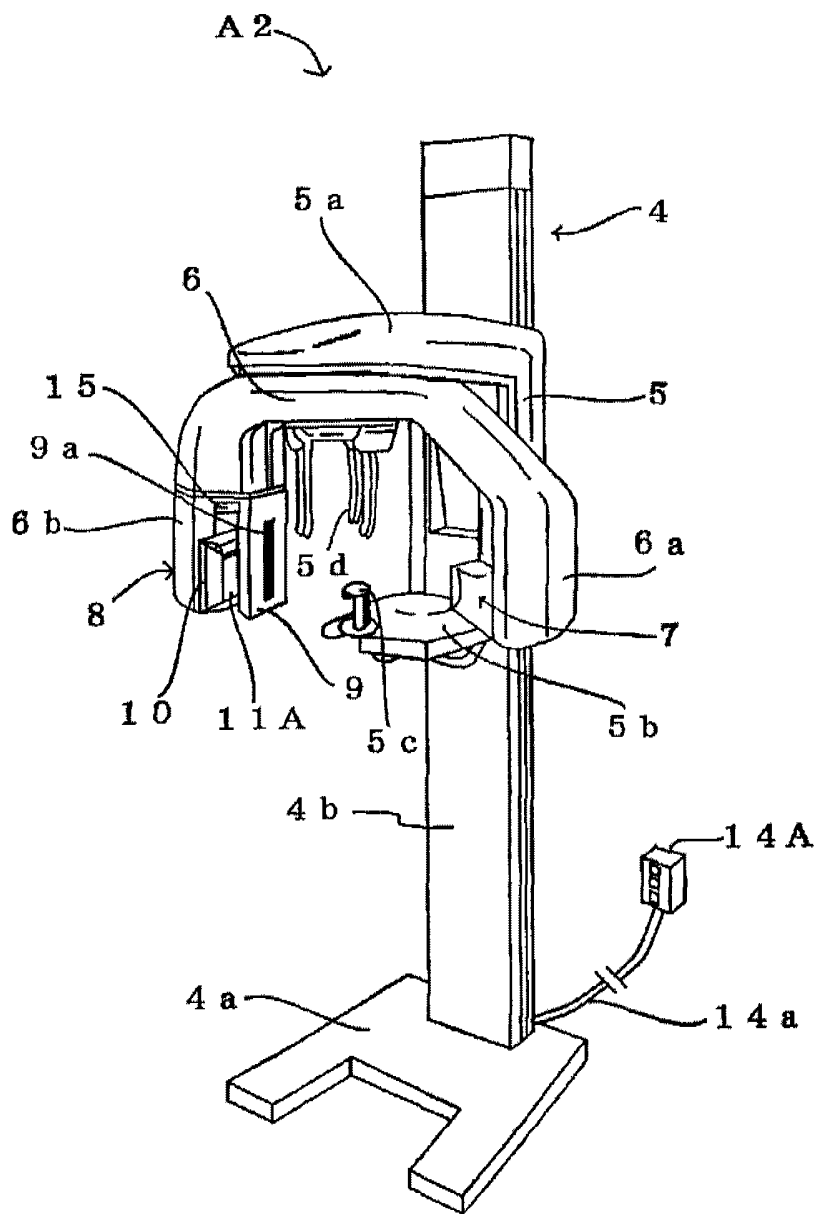
Kuvio 3



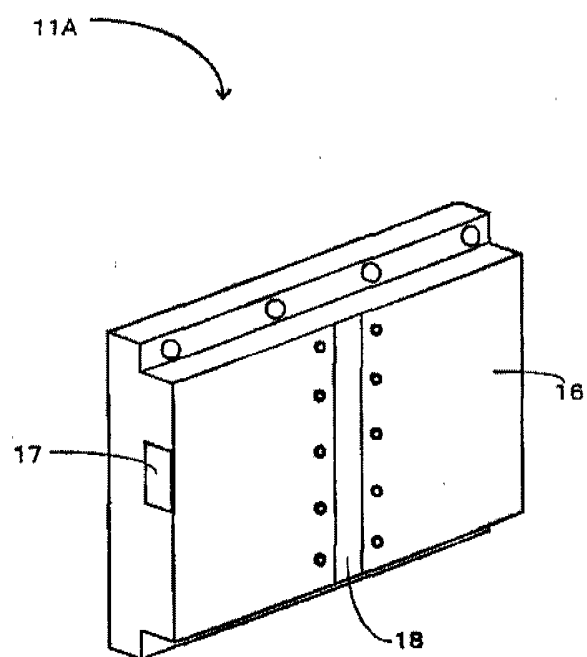
Kuvio 4



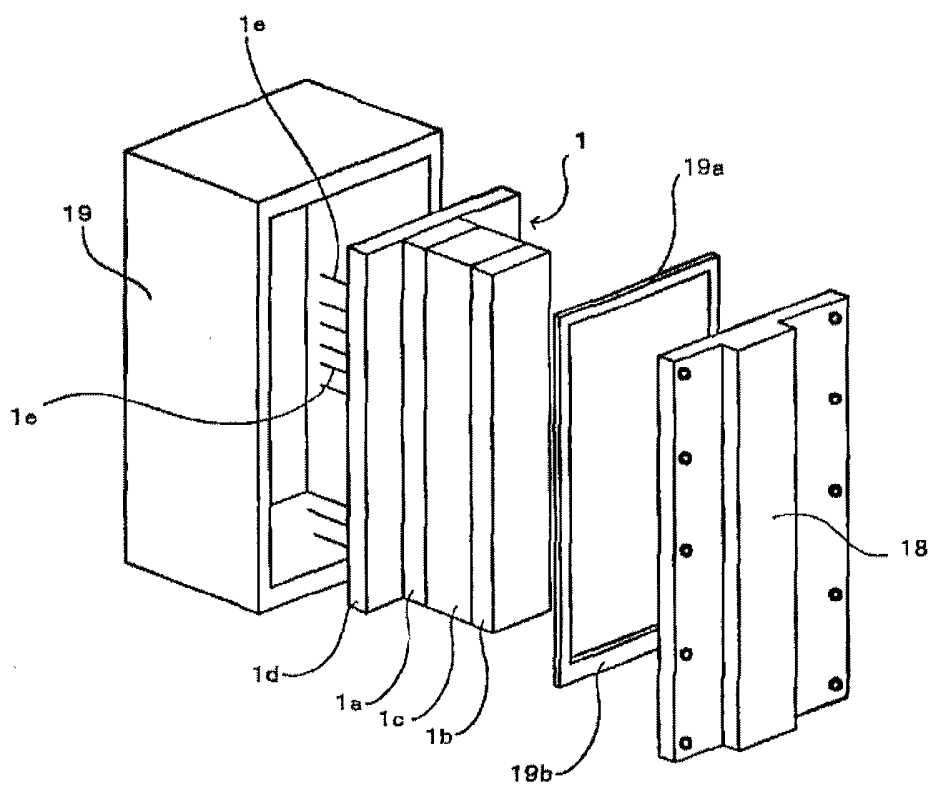
Kuvio 5



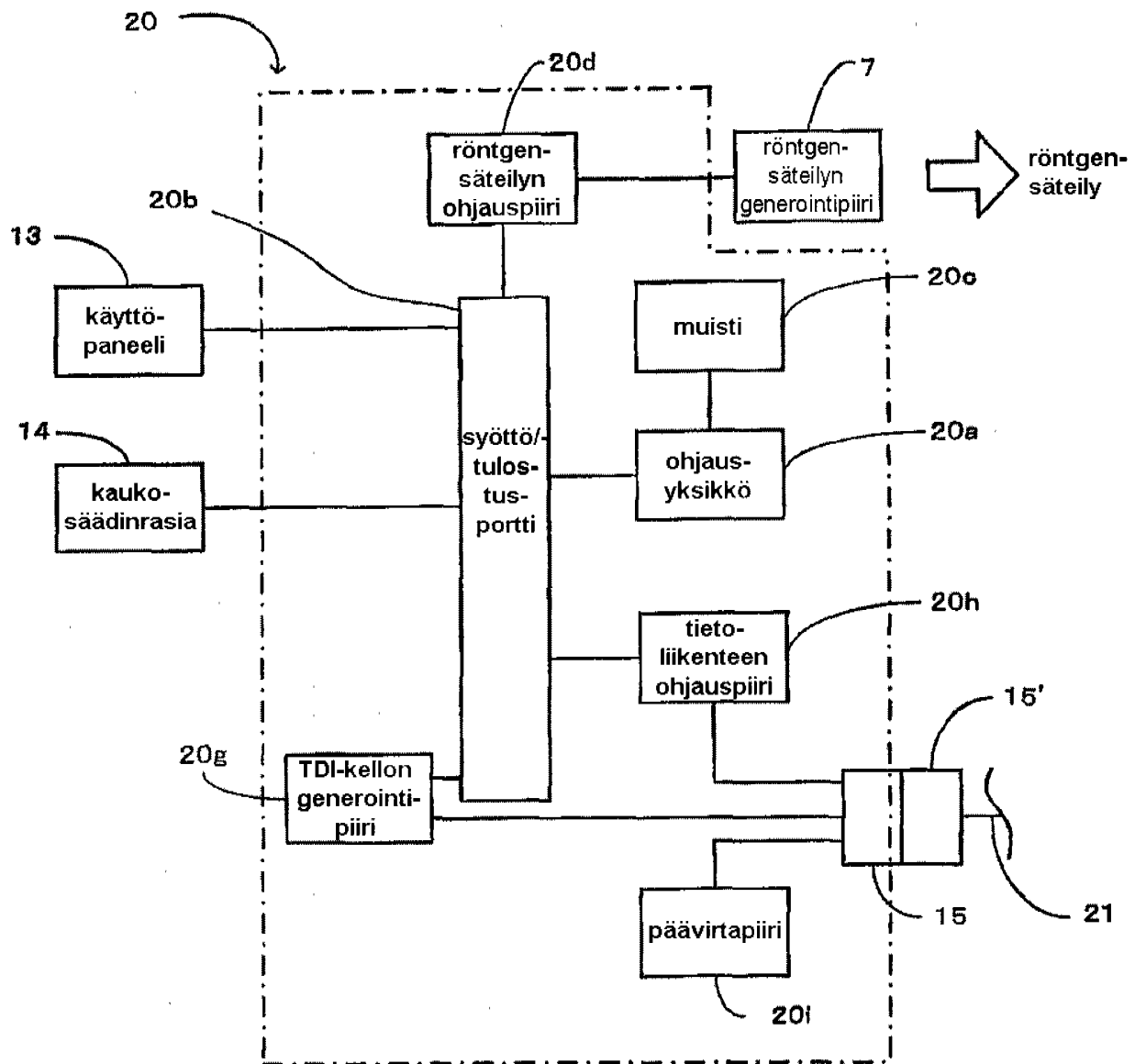
Kuvio 6



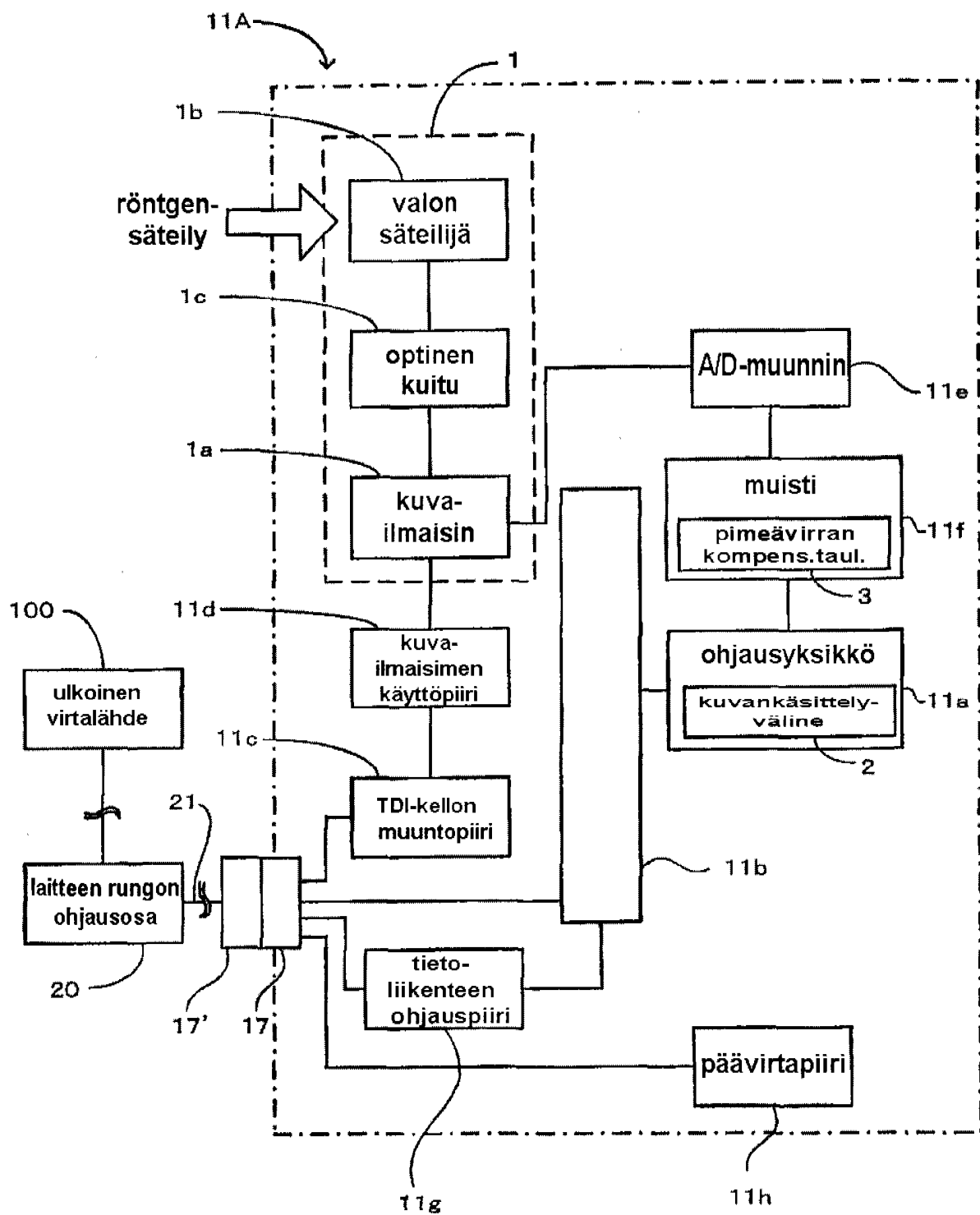
Kuvio 7



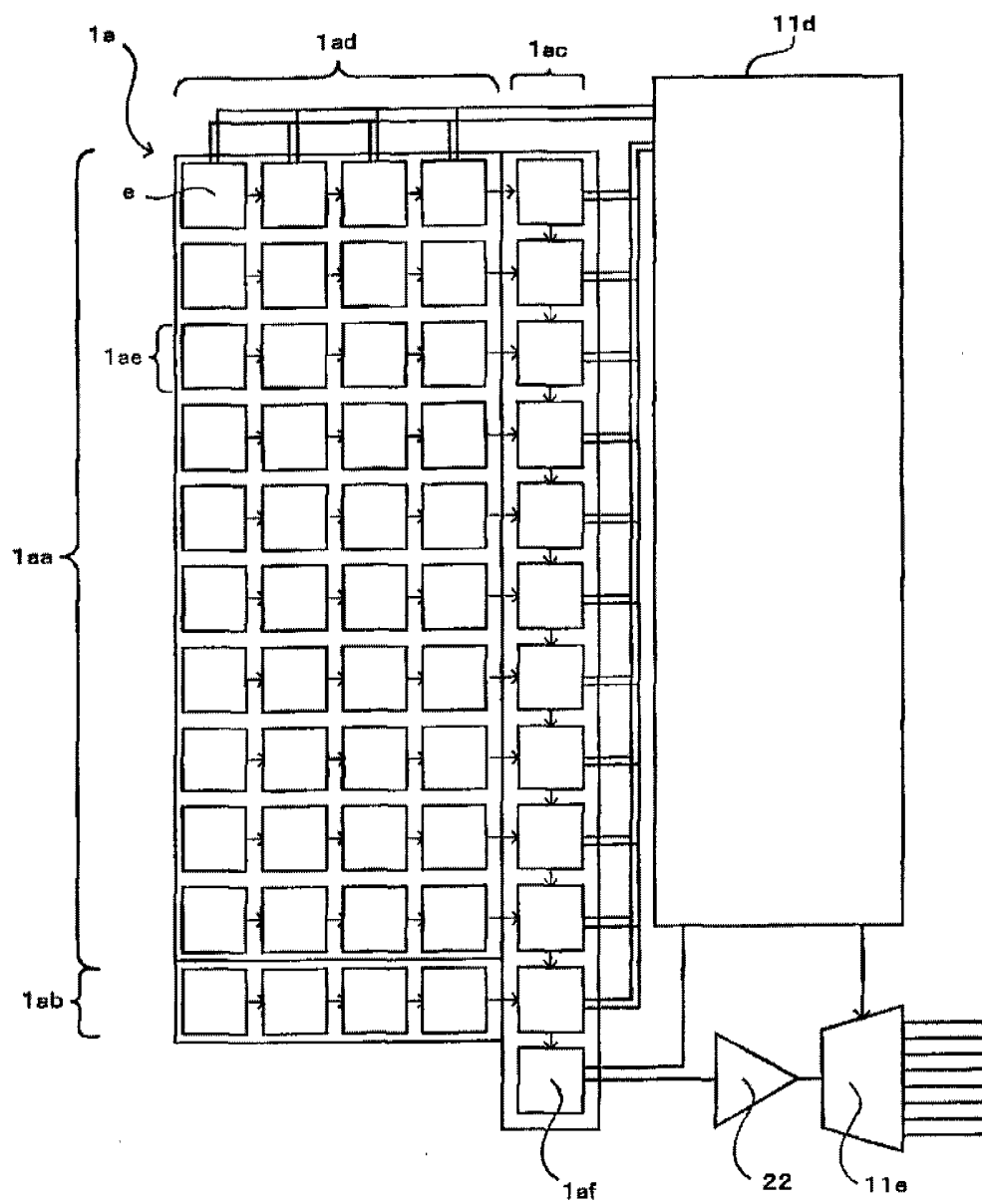
Kuvio 8



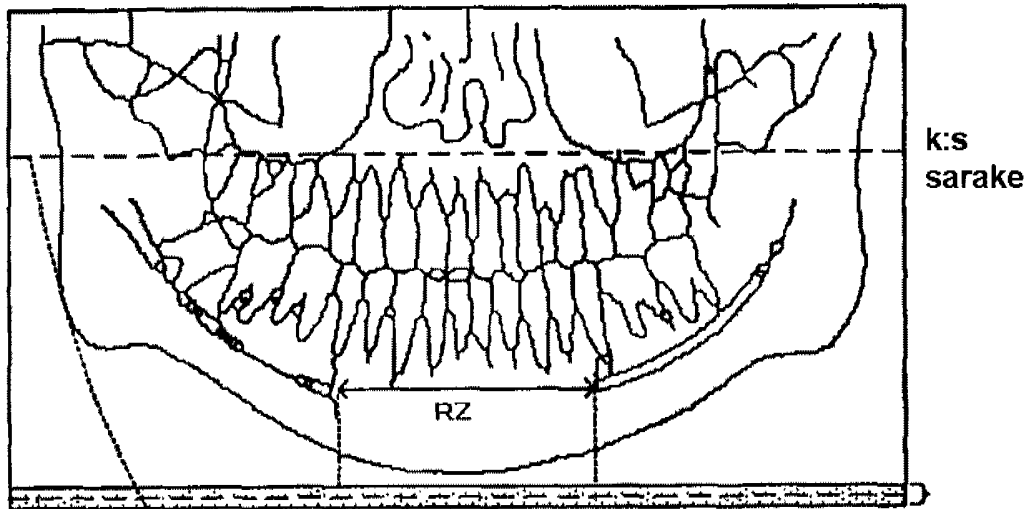
Kuvio 9



Kuvio 10

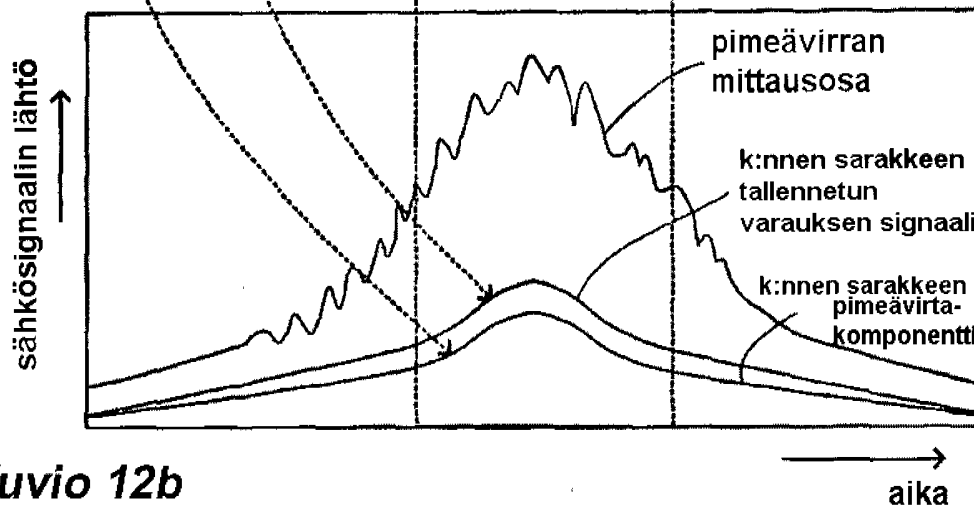


Kuvio 11



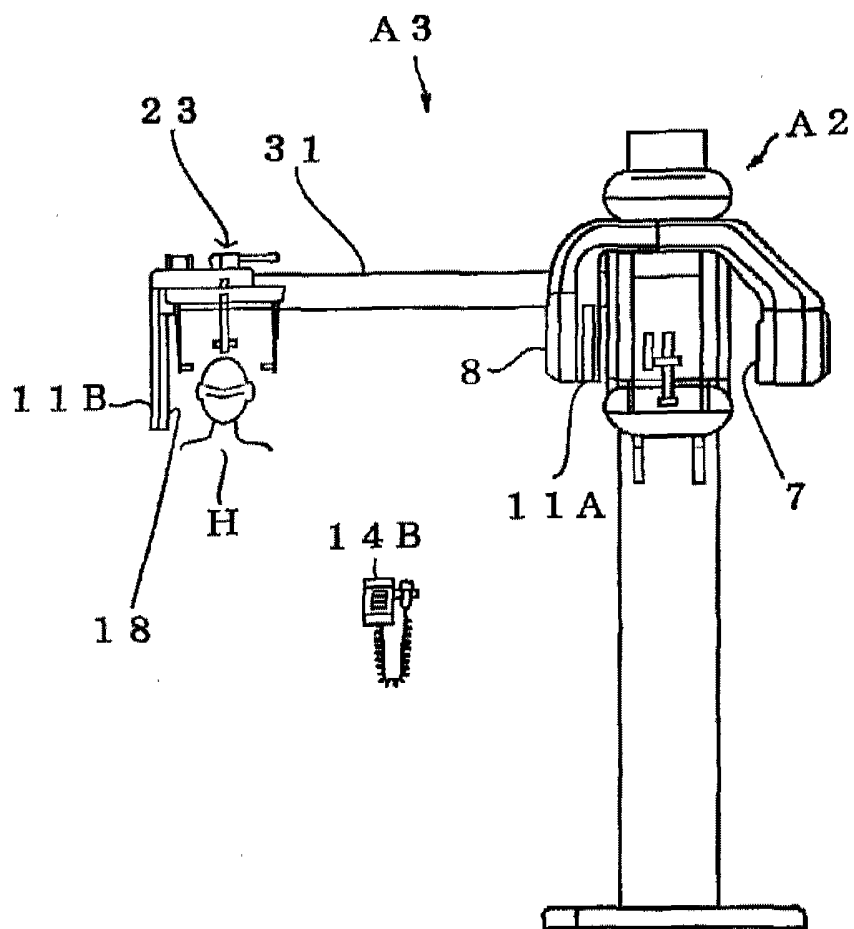
Kuvio 12a

pimeävirran mittaussignaali

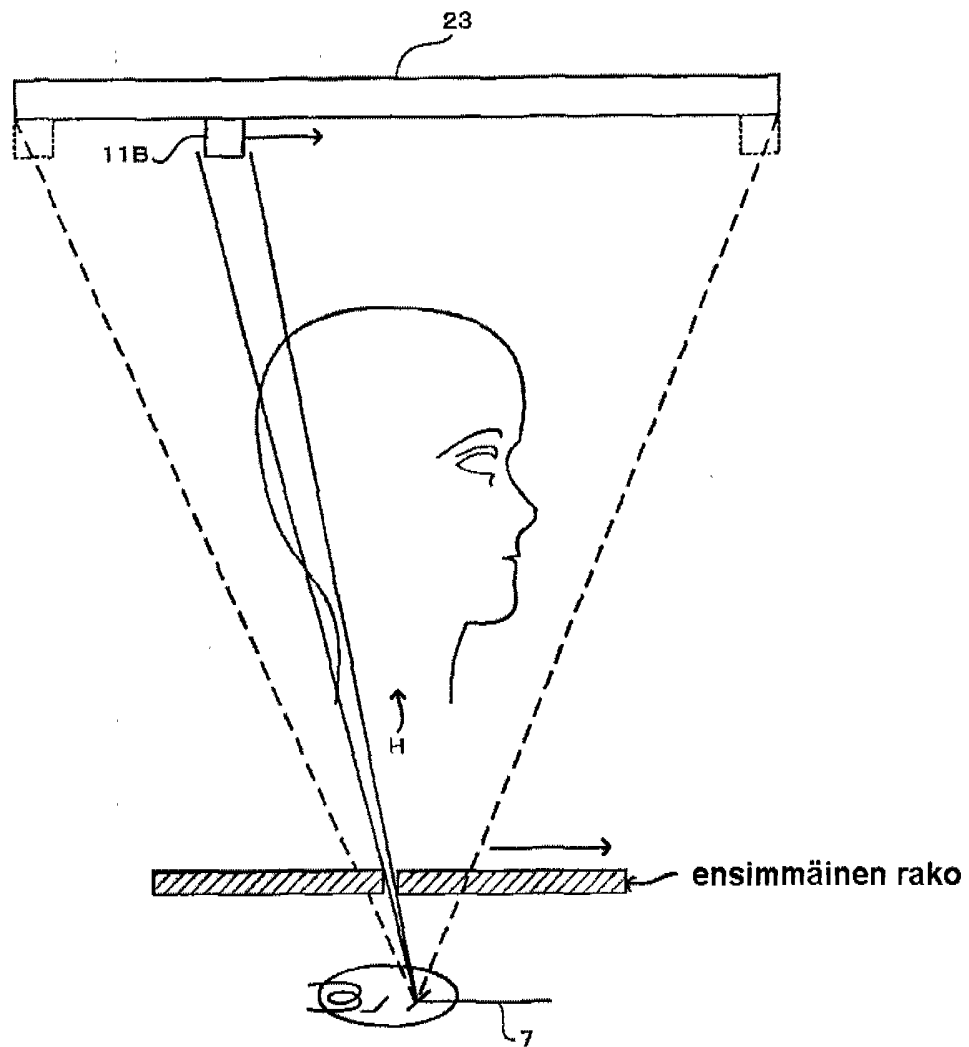


Kuvio 12b

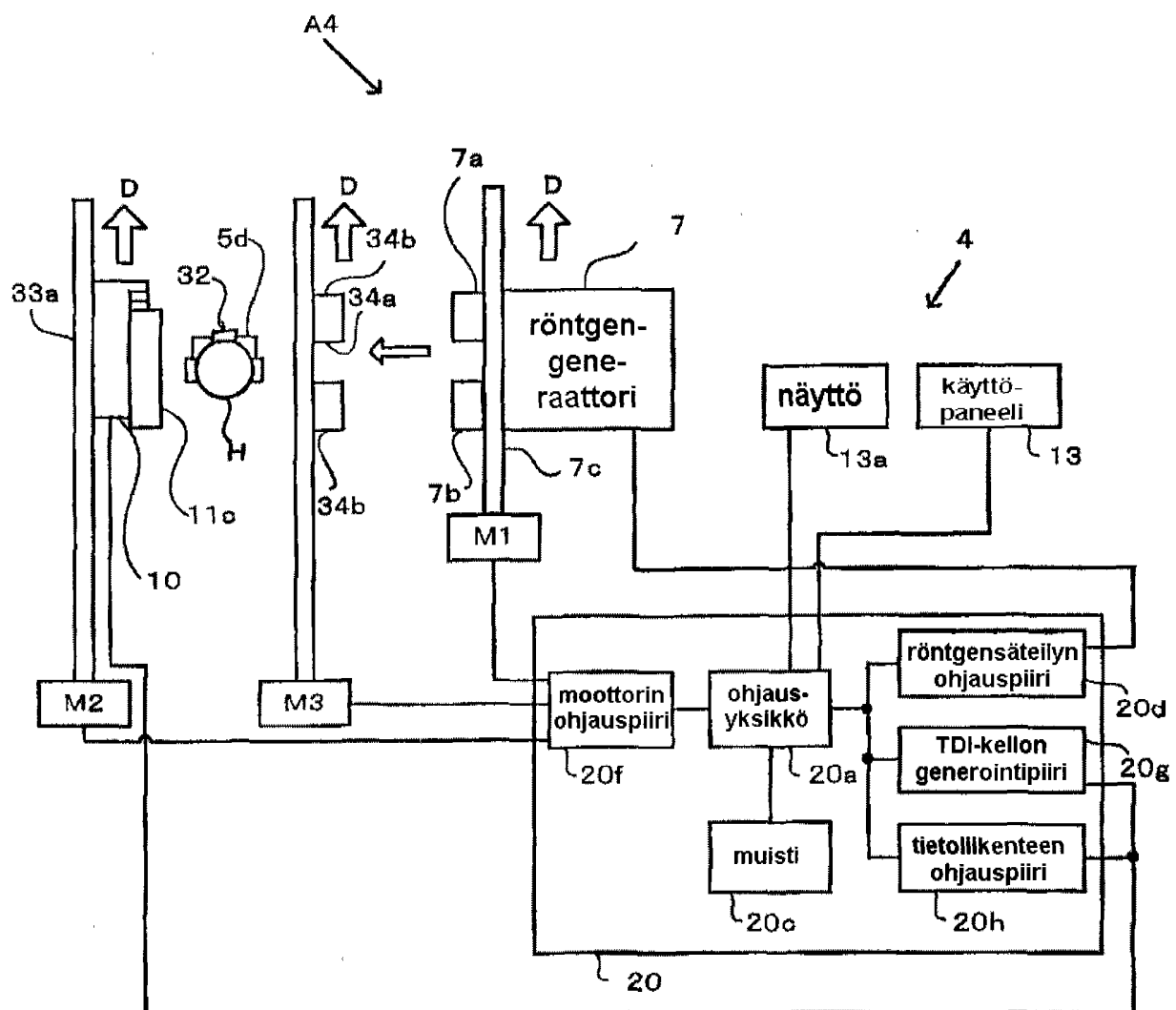
aika



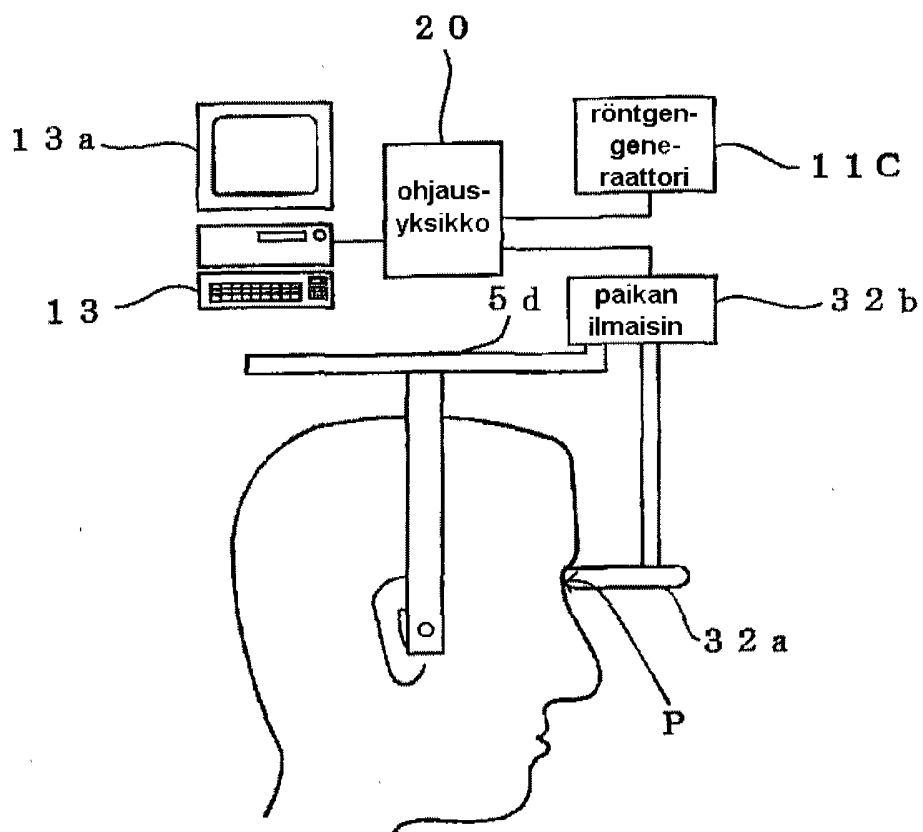
Kuvio 13



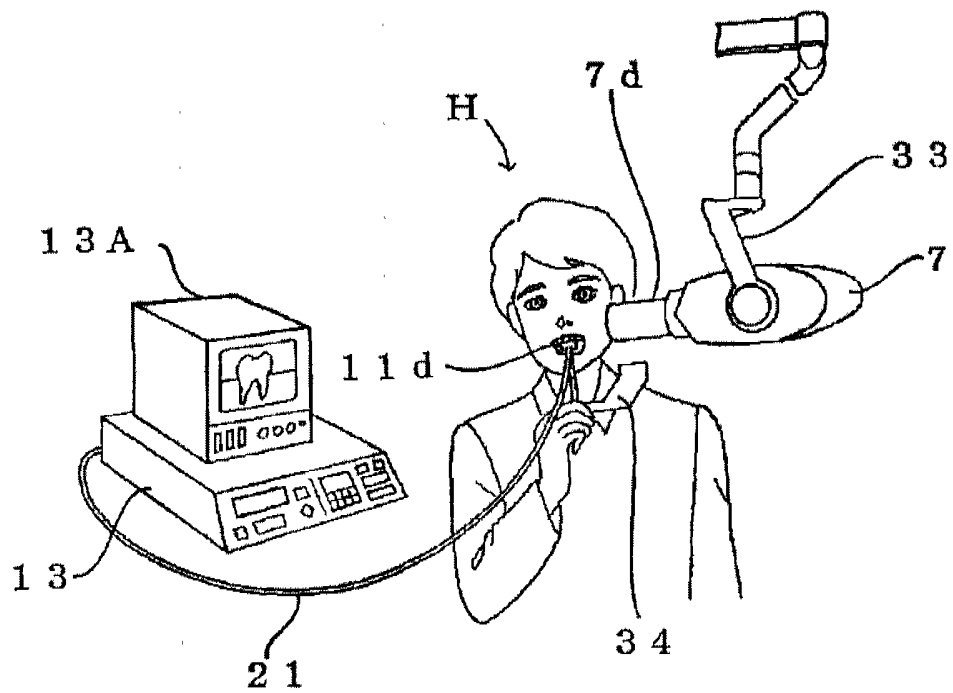
Kuvio 14



Kuvio 15



Kuvio 16



Kuvio 17

