



SUOMI—FINLAND

(FI)

Patentti- ja rekisterihallitus
Patent- och registerstyrelsen

[B] (11) KUULUTUSJULKAISU 69522
UTLÄGGNINGSSKRIFT

C Patentti myönnetty
(45) Patent mellelat 10 02 1986

(51) Kv.lk.4/Int.Cl.4 G 03 B 42/02, H 05 G 1/34,
A 61 B 6/14

(21) Patentihakemus — Patentansökning 782325

(22) Hakemispäivä — Ansökningsdag 25.07.78

(23) Alkupäivä — Giltighetsdag 25.07.78

(41) Tullut julkiseksi — Blivit offentlig 31.01.79

(44) Nähtäväksipanon ja kuul.julkaisun pvm. —
Ansökan utlagd och utl.skriften publicerad 31.10.85

(32)(33)(31) Pyydetty etuoikeus — Begärd prioritet 30.07.77
Japani-Japan(JP) 091795/1977

(71) Kabushiki Kaisha Morita Seisakusho, 680 Higashihama Minami-machi,
Fushimi-ku, Kyoto-shi, Japani-Japan(JP)

(72) Shuhei Furuichi, Kita-ku, Kyoto-shi, Japani-Japan(JP)

(74) Berggren Oy Ab

(54) Laite keskimääräisen mustumisasteen automaattiseksi asettelemiseksi -
Anordning för automatisk inställning av den genomsnittliga mörkhetsgraden
vid en panorama-röntgenfotograferingsanordning

Keksintö koskee laitetta keskimääräisen mustumisasteen automaattiseksi asettelemiseksi panoraama-röntgenvalokuvauslaitteessa, jossa on korkeajännitemuuntajalla sekä hehkutusmuuntajalla syötetty röntgenputki, laite röntgenfilmin liikuttamiseksi ennakolta määrätyllä nopeudella, röntgensäteilyn suhteen potilaan ja röntgenfilmin taakse sijoitettu, fluoresenssivarjosta ja fluoresenssivarjon luminisenssin intensiteettiä vastaavan sähköisen antosignaalin synnyttämiseksi toimivasta valo-sähköisestä muuntimesta muodostuva säteilydetektori, kytkentä säätösignaalin muodostamiseksi säteilydetektorin muuntimen antosignaalista sekä filminnopeutta vastaavasta signaalista, ja säätökytkentä, joka säätösignaalin perusteella säätää röntgenputken toimittaman säteilyn intensiteettiä.

Röntgenvalokuvauslaitteella saadun röntgenvalokuvan laatu riippuu hyvästä tai huonosta tasapainosta valokuvattavan henkilön yksityiskohtaisten olosuhteiden ja röntgenputken putkivirran ja putkijännitteen välillä. Tämän tasapainon hyvyttä tai huonoutta arvostellaan röntgenvalokuvan mustumisasteen avulla. Erityisesti hammashoidon yhteydessä röntgenvalokuvia

otettaessa filmin pinnan saavuttama röntgensäteiden annos vaihtelee aikuisten ja lasten välillä, sukupuolten välillä, ja etuhampaiden ja teko- ja oikeiden poskihampaiden välillä siinäkin tapauksessa, että hampaat ovat saman valokuvattavan henkilön hampaita, ja silloinkin kun filmin tietyissä osissa saavutetaan hyvä kontrasti, voi olla, että hyvää kontrastia ei voida saavuttaa filmin muissa osissa, koska filmin mustumisaste laajasti poikkeaa optimiarvosta. Probleeman ratkaisemiseen ei tarvita muuta kuin sitä valaistusvoimaa, jolla on vaikutusta valotukseen, ja tähän asti käytännössä olleissa röntgenvalokuvauslaitteissa tätä valaistusvoimaa on aseteltu säätämällä putkijännitettä. Tämän asettelun aiheuttama jännitteen muutos aiheuttaa kuitenkin röntgensäteiden aallonpituuden muuttumista, ja varsinkin putkijännitettä alennettaessa esiintyy se vaikeus, että aallonpituus suurenee ja että sen johdosta potilaan suunseudun pehmeät osat absorboivat röntgensäteitä.

Keksinnön tarkoituksena on poistaa tavanomaisten laitteiden mainitut haitat säätämällä automaattisesti mustuminen optimiasteeseen. Tämä aikaansaadaan keksinnölle tunnusomaisesti siten, että laite filminnopeutta vastaavan signaalin synnyttämiseksi mittaa filmin nopeutta suhteessa röntgensädekimppuun, että säätösignaalia muodostava kytkentä on muodostettu jakokytkennäksi osamäärän muodostamiseksi säteilydetektorin antosignaalista ja filminnopeutta vastaavasta signaalista, ja että säätökytkentä on hehkutusvirran säädin, joka röntgenputken jännitteen pysyessä vakiona säätää hehkutusmuuntajan ensiövirtaa säätösignaalin vakiona pitämiseksi.

Seuraavassa selitetään eräs keksinnön ensisijainen sovellutusmuoto oheisen piirustuksen yhteydessä, jossa:

kuvio 1 on kaaviollinen lohkodeiagramma panoraama-röntgenvalokuvauslaitteesta, johon sisältyy keksinnön mukainen automaattinen mustumisasteen asettelujärjestelmä hammashoitoa varten, kuvio 2 on kytkentäkaavio, joka esittää erästä kuvion 1 mukaisen hehkuvirran säätöpiirin sovellutusmuotoa, ja kuviot 3A-3F ovat aallonmuotodiagrammeja, jotka esittävät jokaisen kuviossa 1 ja kuviossa 2 esitetyn yksikön toimintaa, niin että

kuvio A esittää napoihin a ja b syötetyn vaihtovirran aallonmuotoa, kuvio B esittää röntgensädeputken anodivirran aallonmuotoa, kuvio C esittää hidaskäyntisen takometrin ulostulovirran aallonmuotoa, kuvio D esittää lasketun arvon mukaisen virran aallonmuotoa, kuvio E esittää laukaisuvirran aallonmuotoa, ja kuvio F esittää hehkuvirran aallonmuotoa.

Niin kuin piirustuksessa ja erityisesti kuviosta 1 näkyy, pään 4 sisässä on suurjännitelaitteita kuten suurjännitemuunnin 1, hehkutusmuunnin 2 ja röntgenputki 3. Röntgenfilmi 5 on sijoitettu päätä 4 vastaavaan asemaan ja samoin hidaskäyntinen takometri filmin 5 nopeuden mittaa-

mista varten ja kokonais-syöttönopeuden tulostamista varten sähköisenä signaalina ja filmin 5 taakse on sovitettu fluoroiva levy 7 joka fluoroii filmin 5 läpäisseiden röntgensäteiden vaikutuksesta sekä valosähköinen muuttaja 8, joka tulostaa fluoroivan levyn 7 loisteen intensiteetin sähköisenä signaalina. Viitenumero 9 tarkoittaa laskentapiiriä, johon hidaskäyntisen takometrin 6 ja valosähköisen muuttimen 8 ulostulot syötetään ja jossa sisäänmenosignaali Y jaetaan X:lla. Viitenumero 10 tarkoittaa hehkuvirran säätöpiiriä, johon kuuluu sisäänmenonavat a ja b, sisäänmenonapa e ja ulostulonavat c ja d, jotka on yhdistetty hehkuvirran muuntimeen 2 primääripuoleen. Sisäänmenonapoihin a ja e syötetään samaa vaihtovirtatehoa 11 kuin suurjännitemuuntimen 1 primääripuolelle, ja sisäänmenonapaan e syötetään laskentapiirin 9 ulostulo.

Laitetta käytettäessä röntgensäteitä säteilytetään säteilypäästä 4 valokuvattavaan henkilöön, joka on sijoitettu pään 4 ja filmin 5 väliin. Röntgensäteet tunkeutuvat henkilön 12 hammasseudun läpi ja valottavat filmin 5 muodostaen filmille 5 kuvan hammasseudusta. Toisaalta filmin läpi tunkeutunut röntgensäteiden jäännösmäärä panee fluoroivan levyn 7 loistamaan. Koska tämän loisteen intensiteetti on suhteellinen röntgensäteiden intensiteettiin, valosähköinen muutin 8 tulostaa röntgensäteiden intensiteettiä vastaavan sähkösignaalin. Samaan aikaan, koska filmiä kuljetetaan eteenpäin syöttölaitteella (esittämättä) panoraamavalokuvausta varten, tätä syöttönopeutta mittaava hidaskäyntinen takometri 6 tulostaa sähkösignaalin. Nämä kaksi ulostuloa syötetään laskentapiiriin 9, jonka laskentaulostulo Z syötetään hehkutuksen säätöpiiriin 10. Hehkutuksen säätöpiirissä 10 suoritetaan hehkutusmuuntimen 2 säätö arvon Z perusteella niin, että arvo Z pysyy aina vakiona.

Seuraavassa selitetään kuvion 2 yhteydessä eräs hehkutusvirran säätöpiirin 10, joka suorittaa tämän takaisinkytkentäsäädön, sovellutusmuoto ja sen toiminta. Kuviossa 2 viitekirjain T tarkoittaa verkko-muuntajaa; BD1 ja BD2 ovat siltatasasuuntimia; SCR on tyristori; ZD1 ja ZD2 ovat vakiojännite-diodeja; Q1 on transistori; Q2 on yksikytkentäinen transistori, joka muodostaa värähtelyvaiheen yhdessä vastuksen R ja kondensaattorin C kanssa; VR on säätövastus transistorin Q1 kannan hilaesijännitteen säätöä varten; ja PT tarkoittaa sykkeen muunninta porttilaukaisinta varten, ja kuvion 3A mukaista vaihtovirtaa syötetään syöttönapoihin a ja b. Kuvio 3B esittää röntgensädeputken anodivirtaa. Niin kuin aikaisemmin on selitetty, valosäh-

köisen muuttimen 8 ulostulo ja hidaskäyntisen takometrin (kuvion 3C ulostulovirta) syötetään laskentapiiriin 9, ja laskettu arvo Z (kuvion 3D mukainen virta) syötetään syöttönapaan e. Sitten transistorin Q1 kantaan kohdistetaan hilaesijännite. Tätä kannan hilaesijännitettä verrataan vakiojännitediodin ZD1 napojen väliseen jännitteeseen, ja kun kannan hilaesijännite on alhainen, transistori Q1 ei saa energiaa ja yksikytkentätransistori Q2 värähtelee itsevärähtelytaajuudella, joka riippuu vastuksesta R ja kondensaattorista C. Kääntäen, kun hilaesijännite on korkea, transistori Q1 saa energiaa, ja niin ollen kondensaattorin C varausnopeus pienenee ja yksikytkentäisen transistorin Q2 värähtelytaajuus pienenee. Lyhyesti sanottuna kun kannan hilaesijännite on alhainen, ne väliajat, joiden kuluttua laukaisuvirta (kuvio 3E) sykkeen muuntimesta PT menee tyristorin SCR porttiin, pitenevät ja siten suurentavat energisoimisajanjaksoa tyristorin "päällä"-jaksosta sen "irti"-jaksoon, ja kun kannan hilaesijännite on korkea, laukaisuvirran aikavälit pienenevät ja energisoimisajanjakso tyristorin "päällä"-jaksosta sen "irti"-jaksoon pienenee. Tämän mukaisesti ulostulonaissa c ja d hehkuvirran muuntimeen 2 virtaava virta vaihtelee. Tämän mukaisesti hehkuvirta (kuvio 3F) tulee vaihesäädön alaiseksi, mistä seuraa, että putkivirta tulee säädetyksi ja laskettu arvo Z pysyy vakiona. Lisäksi, kun säätövastus VR asetetaan niin, että kun laskettu arvo Z osoittaa sopivinta arvoa, kannan hilaesijännite tulee yhtä suureksi kuin vakiojännitediodin välinen jännite, ja koko järjestelmä muodostaa takaisinkytkentäsilukan, ja niin ollen arvo Z pysyy koko ajan vakiona ja optimikontrastia voidaan ylläpitää.

Niin kuin edellä on selitetty, tämän keksinnön mukainen järjestelmä on järjestelmä, jossa valokuvattavan henkilön läpi tunkeutuneiden röntgensäteiden ja röntgenfilmin läpi tunkeutuneiden röntgensäteiden jäännösmäärä ja röntgensädefilmin relatiivinen nopeus röntgensäteisiin nähden mitataan ja lasketaan, ja hehkutusvirtaa säädetään laskennalla saadun arvon perusteella ja putkivirtaa vaihdellaan tämän säädön mukaan. Näin ollen järjestelmä tekee mahdolliseksi pysyttää röntgensädeputken putkivirta vakiona, mikä vuorostaan tekee mahdolliseksi asetella valotus optimimääräänsä röntgensäteiden aallonpituuden pysyessä vakiona. Tästä syystä saadun röntgenvalokuvan kontrasti on riittävä ja yhdenmukainen sen joka osassa.

Alan ammattimiehille pitäisi olla ilmeistä, että edellä oleva so-

vellutusmuoto on ainoastaan havainnollistava ja koskee vain yhtä niistä monista eri sovellutusmuodoista, jotka edustavat tämän keksinnön periaatteiden toteuttamista. Alan ammattimiehet pystyvät helposti suunnittelemaan lukuisia erilaisia muitakin sovituksia keksinnön hengestä ja puitteista poikkeamatta.

Patenttivaatimus

Laite keskimääräisen mustumisasteen automaattiseksi asettelemiseksi panoraama-röntgenvalokuvauslaitteessa, jossa on korkeajännitemuuntajalla (1) sekä hehkutusmuuntajalla (2) syötetty röntgenputki (3), laite röntgenfilmin (5) liikuttamiseksi ennakolta määrätyllä nopeudella, röntgensäteilyn suhteen potilaan (12) ja röntgenfilmin (5) taakse sijoitettu, fluoresenssivarjosta (7) ja fluoresenssivarjon luminisenssin intensiteettiä vastaavan sähköisen antosignaalin synnyttämiseksi toimivasta valosähköisestä muuntimesta (8) muodostuva säteilydetektori, kytkentä säätösignaalin (Z) muodostamiseksi säteilydetektorin muuntimen antosignaalista (Y) sekä filminnopeutta vastaavasta signaalista (X), ja säätökytkentä, joka säätösignaalin (Z) perusteella säätää röntgenputken (3) toimittaman säteilyn intensiteettiä, t u n n e t t u siitä, että laite filminnopeutta vastaavan signaalin synnyttämiseksi mittaa filmin (5) nopeutta suhteessa röntgensädekimppuun, että säätösignaalia (Z) muodostava kytkentä (9) on muodostettu jakokytkennäksi osamäärän muodostamiseksi säteilydetektorin (7, 8) antosignaalista (Y) ja filminnopeutta vastaavasta signaalista (X), ja että säätökytkentä on hehkutusvirran säädin (10), joka röntgenputken jännitteen pysyessä vakiona säätää hehkutusmuuntajan (2) ensiövirtaa säätösignaalin vakiona pitämiseksi.

Patentkrav

Anordning för automatisk inställning av den genomsnittliga mörkhetsgraden vid en panoramaröntgenfotograferingsanordning, vilken uppvisar ett med en högspänningstransformator (1) och en glödstömstransformator (2) matat röntgenrör (3), en anordning för att förflytta röntgenfilmen (5) med en förutbestämd hastighet, en i förhållande till röntgenstrålningen bakom patienten (12) och röntgenfilmen (5) placerad strålningsdetektor som utgörs av en fluorescensskärm (7) och en fotoelektrisk omvandlare (8) som åstadkommer en elektrisk utgångssignal som motsvarar fluorescensskärmens (7) luminescens intensitet, en koppling för att bilda en reglersignal (Z) ur strålningsdetektorns omvandlares utgångssignal (Y) samt ur en signal (X) som motsvarar filmhastigheten, och en reglerkoppling som på basen av reglersignalen (Z) reglerar intensiteten hos röntgenrörets (3) strålning, k ä n n e t e c k n a d av, att anordningen för att åstadkomma en signal som motsvarar filmhastigheten mäter filmens (5) hastighet i förhållande till röntgenstrålknippet, att kopplingen (9) som bildar reglersignalen (Z) är anordnad som en delningskoppling för att bilda en kvot av strålningsdetektorns (7, 8) utgångssignal (Y) och signalen (X) som motsvarar filmhastigheten, och att reglerkopplingen är en glödströmsregulator (10) som vid konstant hållen spänning i röntgenröret reglerar glödströmstransformatorns (2) primärström för att hålla reglersignalen konstant.

Viitejulkaisuja-Anförda publikationer

Hakemusjulkaisuja:-Ansökningspublikationer: Saksan Liittotasavalta-Föbundsrepubliken Tyskland(DE) 2 351 473 (G 03 B 41/16), 2 447 075 (H 05 G 1/46).

Kuulutusjulkaisuja:-Utläggningsskrifter: Saksan Liittotasavalta-Föbundsrepubliken Tyskland(DE) 1 019 163 (57 a 7/10).

Patenttijulkaisuja:-Patentskrifter: USA(US) 2 913 582 (250-103), 3 932 752 (G 01 t 1/20).

FIG. 1

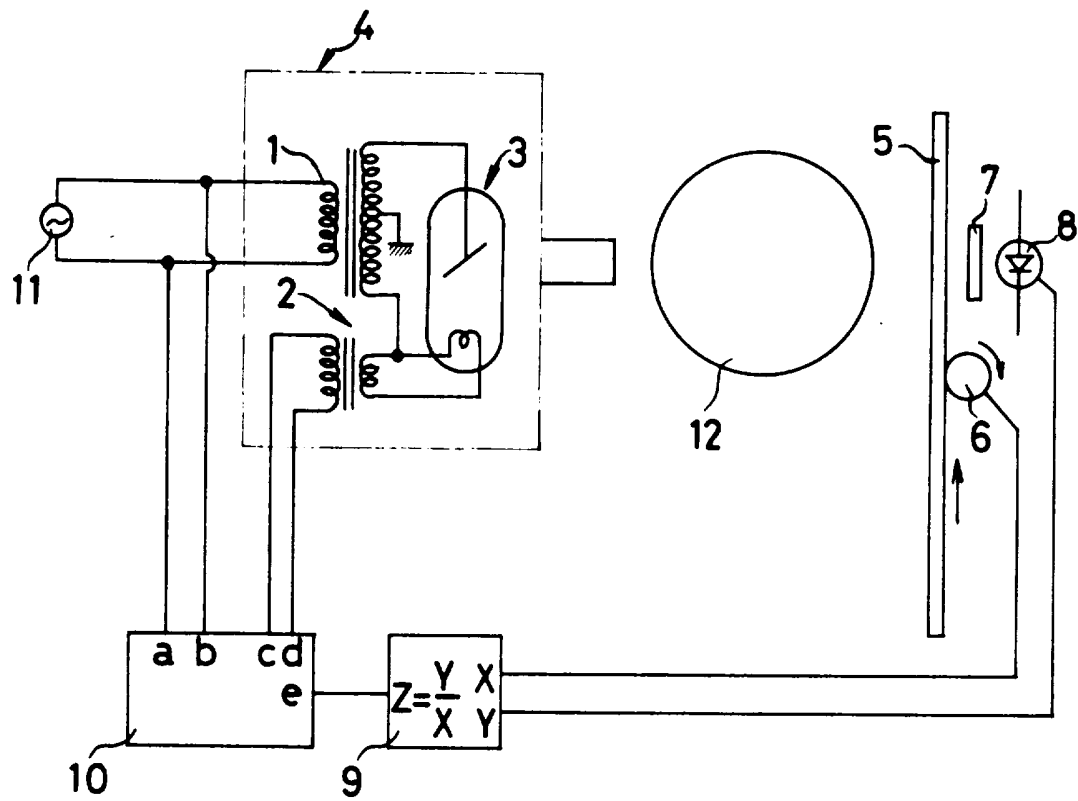


FIG. 2

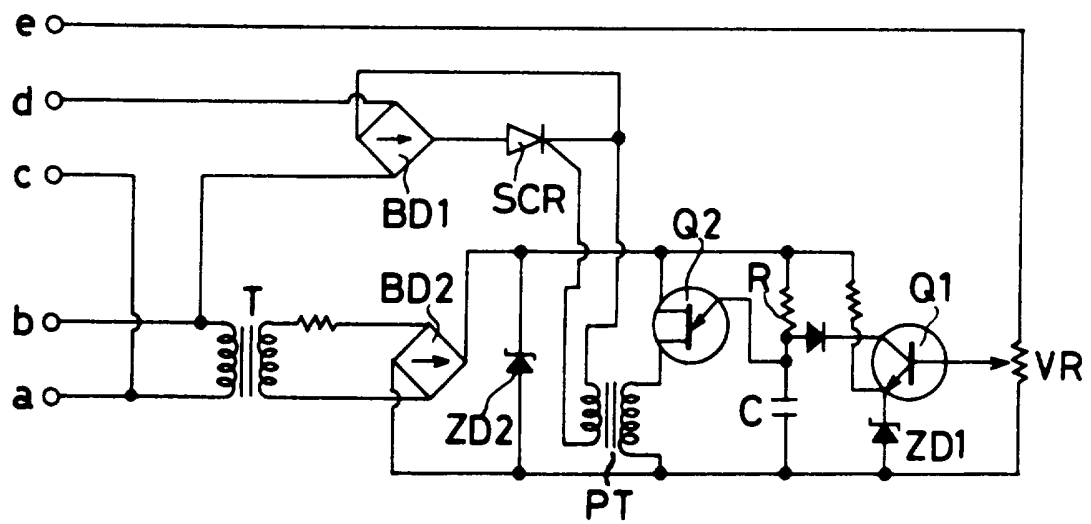


FIG. 3 (A)

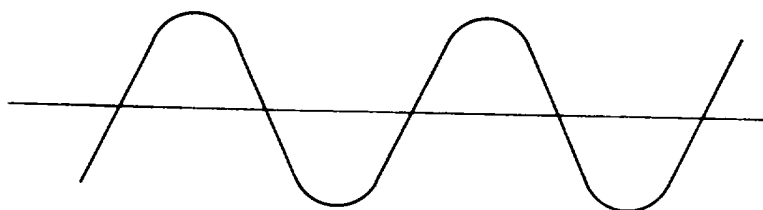


FIG. 3 (B)



FIG. 3 (C)

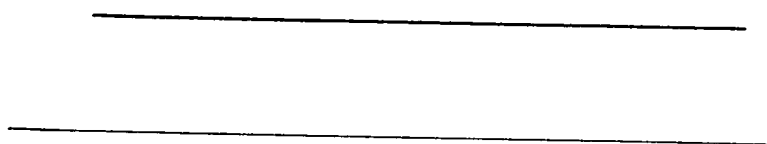


FIG. 3 (D)



FIG. 3 (E)



FIG. 3 (F)

