

Pasi Viksten

Hammasröntgenlaitteen röntgenputkipään kokoonpanotesteri

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Insinööri (AMK)

Sähkötekniikan koulutusohjelma

Insinöörityö

29.11.2012

Alkulause

Tämä insinööriyö on tehty yhteistyössä PaloDEX Group Oy:n kanssa. Kiitän PaloDEX Group Oy:n elektroniikkaosastoa ja kaikkia niitä, jotka ovat olleet mukana auttamassa tämän insinööriyön valmistumisessa.

Kiitän myös Metropolia Ammattikorkeakoulun lehtoria Jukka Kuikanvirtaa työni ohjauksesta, tiedoista ja avusta.

Järvenpäässä 29.11.2012

Pasi Viksten

Tekijä Otsikko	Pasi Viksten Hammasröntgenlaitteen röntgenputkipään kokoonpanotesteri
Sivumäärä Aika	30 sivua 29.11.2012
Tutkinto	insinööri (AMK)
Koulutusohjelma	sähkötekniikan koulutusohjelma
Suuntautumisvaihtoehto	terveydenhuollon tekniikka
Ohjaajat	tuotantopäällikkö Hannu Koskikallio lehtori Jukka Kuikanvirta
<p>Tässä insinööriyössä suunniteltiin ja toteutettiin hammasröntgenlaitteen röntgenputkipäälle kokoonpanotesteri. Testerin tarkoituksena on testata röntgenputkipään sähköiset ominaisuudet, ennen röntgenputkipään lopullista kokoonpanoa. Työhön sisältyi myös kyseisen testerin piirikaavioiden ja asiakirjojen dokumentointi.</p> <p>Ennen testerin suunnittelua ja toteutusta, tässä työssä on tutustuttu lyhyesti hammasröntgenlaitteiden, sekä hammasröntgenlaitteen röntgenputkipään toimintaan. Näiden lisäksi tutustuttiin myös lyhyesti röntgensäteilyn perusteisiin sekä jossain määrin erinäisiin lakeihin, asetuksiin ja suojausvaatimukseen, joita on määritelty röntgensäteillä kuvantaville lääkintälaitteille.</p> <p>Testerit tulevat jatkuvaan käyttöön PaloDEX Group Oy:n suurjännitetuotantoon, ja sen tarkoituksena on karsia turhaa työtä, mikä aiheutuisi, kokonaan valmiiksi kasatun, viallisen röntgenputkipään purkamisesta. Kyseisellä testerillä testataan röntgenputkipäästä kaskadikerrojan toiminta, suojakomponentit sekä hehkutuspiirin toiminta.</p>	
Avainsanat	röntgenlaite, hammasröntgen, röntgenputkipää

Author Title	Pasi Viksten Tester of a Dental X-Ray Tubehead
Number of Pages Date	30 pages 29 November 2012
Degree	Bachelor of Engineering
Degree Programme	Electrical Engineering
Specialisation option	Medical Engineering
Instructors	Hannu Koskikallio, Production Manager Jukka Kuikanvirta, Senior Lecturer
<p>The goal of this thesis was to design and implement a tester for a dental x-ray tubehead. The purpose of this tester is to test electrical characteristics of a dental x-ray tubehead before its final assembly. The documentation of this tester, including schematics and other documents, are also part of this work.</p> <p>Before the tester's design and its implementation, this study looks into the basics of the x-rays and the operating principles of a dental x-ray device and its tubehead. This study also contemplates the laws, decrees and protection requirements which dental x-ray devices must follow.</p> <p>This tester is designed and implemented in cooperation with PaloDEX Group Oy, and the main priority of this tester is to reduce unnecessary disassembly work of already finalized faulty tubeheads. Before the final assembly of the tubehead this tester tests that the tubehead is assembled correctly. These electrical characteristics which are tested, are the function of the high voltage transformer, the protective components and the function of the filament circuit.</p>	
Keywords	dental x-ray, tubehead, x-ray

Sisällys

Alkulause

Tiivistelmä

Abstract

Sisällys

Lyhenteet ja käsitteet

1	Johdanto	1
2	Röntgensäteily lääketieteessä	2
2.1	Röntgensäteilyn historia	2
2.2	Röntgenlaitteen historia	3
2.3	Röntgenputken toiminta	3
2.4	Röntgenkuvan muodostuminen	4
2.5	Röntgensäteilyn käyttökohteet lääketieteessä	5
2.5.1	Lääketieteellinen kuvantaminen	5
2.5.2	Sädehoito	6
2.6	Säteilyturvallisuus	6
2.6.1	Hammaslääkintätilojen suojaukset	7
2.6.2	Hammaslääkärihenkilökunnan suojaus	7
2.6.3	Laadunvarmistus hammasröntgentekniikassa	8
2.6.4	Lait/direktiivit	9
2.6.5	Säteilyn käytön valvonta	10
3	Röntgenkuvantaminen hammaslääketieteessä	10
3.1	Hammasröntgenlaitteen historia	10
3.2	Hammasröntgenlaitteen käyttötarkoitus	10
3.3	Hammasröntgenmallit	11
3.3.1	Intraoraalihammasröntgen	12

3.3.2	Panoraamaröntgen	13
3.3.3	3D-kuvantaminen	14
3.4	Hammasröntgenlaitteiden röntgenputkipää	15
3.5	Hammasröntgenlaitteen tuotantovaiheet	15
3.5.1	Hammasröntgenlaitteen röntgenputkipään kokoonpanovaiheet	16
3.5.2	Hammasröntgenlaitteen kokoonpanovaiheet	16
4	Röntgenputkipään kokoonpanotesteri	17
4.1	Testerin suunnittelu	17
4.2	Testerissä käytetty elektroniikka	17
4.2.1	Testerin kytkimet	18
4.2.2	Testerin jännitehakkurit	18
4.2.3	Testerin ohjaus	19
4.3	Testerin kotelointi	19
4.4	Testerin turvallisuus	20
4.5	Testerin testaus ja toiminnan varmistus	21
4.6	Testerin validointi	22
4.7	Testerillä testattavat ominaisuudet	23
4.7.1	Kaskadikertojan testaus	23
4.7.2	Zener-diodien testaus	23
4.7.3	NTC-vastuksen testaus	24
4.7.4	Hehkutuspiirin testaus	25
4.8	Ongelmat testerin toteutuksessa	25
4.8.1	Testerin mittapäiden suojaus	25
4.8.2	Testerissä käytettyjen releiden ohjaus	26
4.8.3	Kaskadikertojan toisen puolen testaus	27
4.9	Testerillä saavutettu hyöty	28
5	Yhteenveto	28
	Lähteet	30

Lyhenteet ja käsitteet

3D	3-Dimensional; 3-ulotteinen
A/D	Analog to Digital converter; analoginen signaali digitaaliseksi signaaliksi -muunnin
ADC	Analog to Digital converter; analoginen signaali digitaaliseksi signaaliksi -muunnin
AVR	Atmel-merkkinen mikrokontrolleri
CPU	Central Processing Unit; suoritin/proessori
Geiger	Geiger-mittari; säteilyn tasoa mittaava mittari
Hipot	High Potential; eristyslujuustesti eli testi, jolla testataan sähköeristeiden kunto ja asennus
I/O	Input and Output; sisään- ja ulostulo
Kaskadikertoja	Jännitteenkertoja-piiri, jolla voidaan vaihtovirran jännitettä nostaa kondensaattoreista ja diodeista rakennetun piirin avulla
KKTT	Kartiokeilatietokonetomografia; 3D-kuvantaminen
KVFB	Kilo Voltage Feedback; kilovolttien suuruinen mittaustieto
LED	Light Emitting Diode; hohtodiodi, hohtaa valoa, kun sen läpi syötetään virtaa
MRI	Magnetic Resonance Imaging; magneettikuvaus
mSv	Milli Sievert; säteilyä mittaava yksikkö

NPN	Negative-Positive-Negative-transistori
NTC	Negative Temperature Coefficient; lämpövastus
Optoerotin	elektroninen komponentti; mikä hyödyntää valoa siirtämään signaaleja tai dataa
PADS	elektroniikan piirikaavioiden ja piirilevyjen suunnitteluun tarkoitettu ohjelmisto
STUK	Säteilyturvakeskus
V	Voltage; jännite

1 Johdanto

Tässä insinööriyössä esitellään PaloDEX Group Oy:lle suunniteltu ja toteutettu testeri, joka testaa kahden eri hammasröntgenlaitteen röntgenputkipäät ennen niiden lopullista kokoonpanoa. Samaiseen insinööriyöhön sisältyy myös kyseiseen testeriin liittyvien asiakirjojen, kuten piirikaavioiden, käyttöohjeiden ynnä muiden dokumenttien dokumentointi.

PaloDEX Group Oy on vuonna 1964 perustettu, hammasröntgenlaitteisiin erikoistunut, yritys. Vuonna 1964 PaloDEX Group Oy aloitti nimellä Palomex Oy, jolloin se keskittyi valmistamaan teollisesti Yrjö Paateron kehittämää Orthopantomograph®-laitetta. Tällä kyseisellä Orthopantomograph®-laitteella voitiin ottaa yhdellä kertaa röntgenkuvaa koko hampaiden alueelta. Nykyään PaloDEX Group Oy -nimellä toimiva yritys kehittää ja toimittaa useita hammaslääketieteellisen kuvantamisen järjestelmiä ja laitteistoja sekä yksityisklinikoille että sairaalaympäristöihin. PaloDEX Group Oy:n tuoteperheeseen kuuluvat mm. Instrumentarium Dental- ja SOREDEX -brändit, jotka ovat maailmalla arvostetuimpia ja tunnetuimpia dental-brändejä. Jotta tämä saatu arvostus säilyisi, PaloDEX Group Oy kiinnittää erittäin suurta huomiota tuotteiden laatuun.

Röntgenputkipäiden kokoonpanotesteri tulee jatkuvaan käyttöön PaloDEX Group Oy:n putkipääosastolle, ja sillä on tarkoitus karsia vialliset röntgenputkipäät jo ennen niiden lopullista kokoonpanoa. Lopulliseen kokoonpanoon kuuluu kotelointi ja lyijytys. Ennen lopullista kokoonpanoa viallisten röntgenputkipäiden löytäminen ja korjaaminen on tärkeää, jotta aikaa ei tuhlautuisi jo koteloidun röntgenputkipään purkamiseen ja korjaamiseen. Röntgenputkipäiden viat johtuvat yleensä inhimillisistä kokoonpanovirheistä tai joissakin tapauksissa viallisista komponenteista.

2 Röntgensäteily lääketieteessä

2.1 Röntgensäteilyn historia

Röntgensäteily on elektromagneettista säteilyä, jolla on tietty aallonpituus ja energia. Röntgensäteily keksittiin vuonna 1895 Saksassa Würzburgin yliopistossa, ja nimensä mukaisesti röntgensäteilyn havaitsi ensimmäisenä Wilhelm Conrad Röntgen.

Tuohon aikaan monet tutkijat, Wilhelm Conrad Röntgenin lisäksi, tekivät kokeita katodiputkella ja erilaisilla fluoresoivilla objekteilla. Tämä katodiputki on lähes verrattavissa nykyiseen röntgenputkeen, mutta tuolloin ei tunnettu vielä röntgensäteilyä, ja tutkittiin vain katodiputkessa olevien katodin ja anodin välille muodostunutta valoa. Tutkittu valo muodostui katodin ja anodin välille, kun niiden välille kytkettiin tarpeeksi suuri jännite. Tämä suurjännite niin sanotusti hyppäsi katodilevyltä anodilevylle aiheuttaen kauniin sinisen valon. Toiset tutkijat havaitsivat myös, että katodiputken anodilevyn vieressä oleva lasi fluoresoitui vihreäksi.

Tutkijat jatkoivat katodisäteilyn tutkimista asettamalla katodiputken ja fluoresoivan materiaalin pahvilaatikon sisään, parantaakseen fluoresoivissa objekteissa vihreänä hehkuvan katodisäteilyn näkyvyyttä. Kun Wilhelm Conrad Röntgen oli tekemässä samanlaista koetta marraskuun kahdeksantena päivänä vuonna 1895, hän havaitsi, että yksi fluoresoivaa materiaalia oleva objekti, joka oli tämän katodiputkelle tarkoitetun pahvilaatikon ulkopuolella, hehkui vihreänä. Kyseinen objekti ei kuitenkaan ollut suoraan tämän tutkitun katodisäteilyn reitillä, jolloin Röntgen havaitsi, että katodiputki emittoi jotain muutakin säteilyä, kun tutkittua ns. näkyvää katodisäteilyä.

Röntgen nimesi tämän havaitsemansa säteilyn x-säteilyksi (engl. *x-ray*) säteilyn tuntemattomuuden takia. Lähipäivinä Röntgen tutki lisää löytämäänsä säteilyä ja havaitsi, että eri objektit päästävät säteilyä eritavalla lävitseen. Lisätutkimuksissa Röntgen asetti kämmenensä tämän x-säteilyn lävistävälle fluoresoivalle levylle, jolloin tavalliselle valokuvalevylle valottui kuva hänen kämmenen luistaan. Varsinainen radiologia syntyi vasta, kun Wilhelm Röntgen otti x-säteilyllä (röntgensäteily) kuvan hänen vaimonsa kämmenluista ja julkaisi sen lehdessä. Löydöstään Wilhelm Conrad Röntgen sai ensimmäisen Nobel-palkinnon vuonna 1901. [1, s. 4 - 6; 2, s. 14.]

2.2 Röntgenlaitteen historia

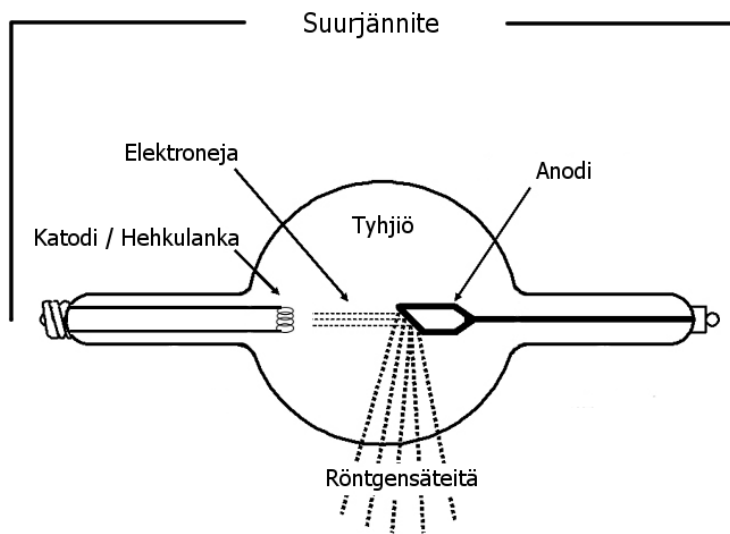
Vuonna 1896, eli vain vuosi röntgensäteilyn keksimisen jälkeen Thomas Edison kehitti ensimmäisen diagnostisen kuvauslaitteen, joka hyödynsi röntgensäteilyä. Laitteessa potilas asetettiin röntgensäteilylähteen ja fluoresoivan levyn väliin, jolloin fluoresoivalle levyille muodostui röntgenkuva potilaasta. Kuva oli reaaliaikaista, jolloin potilaan saama säteily määrä oli suuri. Tätä menetelmää kutsuttiin fluoroskopiaksi, ja se on perustana myös tämän päivän fluoroskopielle.

Samana vuonna Michael Pupin Columbian yliopistosta keksi, että kahden fluoresoivan levyn väliin voidaan asettaa normaali valokuvauslevy, johon valottuu röntgenkuva potilaasta. Näin Michael Pupin tuli keksineeksi ensimmäisen röntgenfilmikasetin. Tämä tekniikka vähensi merkittävästi potilaiden saamaa säteilyannosta, sillä nyt ei tarvinnut pitää röntgenlähdettä päällä kuin hetken. [1, s. 7 - 9.]

2.3 Röntgenputken toiminta

Wilhelm Conrad Röntgenin löytämää röntgensäteilyä tuotetaan röntgenputkella (kuva 1, ks. seur. s.), joka on rakenteeltaan lähes verrattavissa hehkulamppuun. Kuten hehkulamppusta, myös röntgenputken sisältä löytyy katodilanka (hehkulanka) ja tyhjiö. Röntgenputken sisällä on näiden lisäksi myös anodilevy, johon katodilangalta irronneet elektronit törmätessään synnyttävät itse röntgensäteilyn.

Toimiakseen säteilylähteenä röntgenputki tarvitsee katodilangan hehkutusjännitteen lisäksi myös suurjännitteen, mikä kytkeytyy negatiivisesti varautuneen katodin ja positiivisesti varautuneen anodin välille. Hehkutusjännite on yleensä pienjännite, jolla vain irrotetaan elektronit katodilangalta. Hehkutuksen aikana elektronit jäävät ns. leijumaan katodilangan ympärille, jonka jälkeen katodin ja anodin välille kytketty suurjännite kiihdyttää katodilangalta irronneet elektronit kohti anodilevyä. Anodilevyyn osuessaan elektronit synnyttävät röntgensäteilyn. Nykyään anodin ja katodin välille kytketty suurjännite on kuvantavissa laitteissa suuruusluokkaa 15 kV - 150 kV riippuen kuvantavan laitteen käyttökohteesta. [3, s. 3.]



Kuva 1. Röntgenputki

2.4 Röntgenkuvan muodostuminen

Jotta röntgenkuvan saisi muodostettua, tarvitsee röntgenlaitteessa olla, säteilylähteen lisäksi, röntgensäteilyn vastaanottava digitaalinen kenno eli sensori tai perinteinen filmilevy. Tämän lisäksi kuvadata täytyy vielä kehittää kuvaksi hyödyntäen joko perinteistä filmikehitystä tai digitaalisissa kennoissa tietotekniikkaa.

Kuvalevyille eli filmilevyille muodostuu kuvan data, kun röntgensäteilylähde säteilyttää haluttua kohdetta, ja kohteen läpi tullut säteily osuu kuvalevyyn. Mitä enemmän kohteen läpi pääsee säteilyä, sitä enemmän filmi tummuu ja päinvastoin. Säteily absorboituu kuvantavan kohteen kudoksiin kudoksien tiheyden funktiona eli esimerkiksi luut, joiden läpi säteily pääsee heikommin, näkyvät kuvassa vaaleina, ja pehmytkudokset, kuten esimerkiksi lihakset, tummina. Valotettu filmi kehitetään kuvaksi hyödyntäen perinteistä kuvankehitystekniikkaa.

Sama periaate on käytettäessä digitaalista kuvakennoa. Erona on vain se, että käytettäessä digitaalista kennoa, filmikasettia ei tarvitse vaihtaa joka kuvauskerran jälkeen vaan kuvadata siirtyy kennosta suoraan A/D-muuntimen kautta tietokoneelle. Tietokone laskee kennosta saadun datan ja muodostaa kuvan näyttömonitorille.

Muodostuneen kuvan voi halutessaan tulostaa filmipaperille, jotta kuvaa voi tarkastella erikseen röntgenkuville tarkoitetulla tarkasteluvalotaululla. Digitaalikennoon valottunut säteily määräytyy myös kudosten läpi saapuvan röntgensäteilyn intensiteetin eli voimakkuuden mukaan. Tämä voimakkuus määrää A/D-muuntimelle menevän jännitteen suuruuden. [4.]

2.5 Röntgensäteilyn käyttökohteet lääketieteessä

Läketieteessä röntgensäteilyä käytetään mm. diagnostisessa kuvantamisessa ja sädehoidossa. Kaikkea diagnostista kuvantamista kutsutaan nykyään radiologiaksi, eli radiologia sisältää nykyään röntgenkuvantamisen lisäksi myös muutkin kuvantamismenetelmät, kuten MRI:n ja ultraäänikuvauksen. Diagnostisia röntgenkuvantamismenetelmiä ovat mm. tavallinen röntgentutkimus, fluoroskopia, tietokonetomografia ja hammasröntgen. [5.]

2.5.1 Lääketieteellinen kuvantaminen

Nykyajan tavallinen röntgentutkimus on lähes samantapaista, kun röntgentutkimus vuonna 1896. Tavallisessa eli natiivi-röntgentutkimuksessa potilaan haluttu kuvantamiskohde asetetaan säteilylähteen ja kuvalevyn väliin, jonka jälkeen valotetaan säteilylähteellä. Ennen valottamista säteilykeila kuitenkin ohjataan rajauskaihtimen eli kolli-maattorin avulla haluttuun kohtaan. Kuvadata valottuu kuvalevylle, kun säteilylähteellä valotetaan. Kuvalevynä voi olla joko perinteinen filmilevy tai sitten nykyään jo yleinen, digitaalinen kuvakenno. Natiivi-röntgenkuvantamisen rinnalle on syntynyt muutama samaa perusidea hyödyntävä kuvantamismenetelmä.

Näitä sovelluksia on esimerkiksi TT eli tietokonetomografia, mikä on kehittyneempi versio perinteisestä röntgenkuvantamisesta. Tietokonetomografia hyödyntää röntgensäteilyä samalla tavalla, kuin perinteinen röntgenkuvantaminen, mutta kuvantamistekniikka on erilainen.

Tietokonetomografiassa säteilylähde ja säteilydetektorit ovat vastakkain ja kiertävät 360 asteen kehää potilaan ympärillä ottaen useita leikekuvia halutusta kohteesta. Tietokone muodostaa näytölle kuvat näistä leikekuvista ja laskee halutessa kuvista myös 3D-mallin.

Fluoroskopia on myös yksi röntgenkuvantamisen sovelluksista. Fluoroskopia on röntgenkuvantamisen sovellus, jossa otetaan potilaasta reaaliaikaista kuvaa. Nykyajan fluoroskopian perustana on vuonna 1896 kehitetty ensimmäinen fluoroskooppi. Nykyään fluoroskopiaa hyödynnetään esimerkiksi verisuonien ja suoliston varjoainekuvauksessa. [6.]

Tässä insinööriyössä laajemmin keskitytty röntgenkuvantamissovellus on hammasröntgenkuvantaminen. Hammasröntgenkuvantamisessa keskitytään nimensä mukaisesti potilaan hampaiden sekä suun alueen röntgenkuvantamiseen. Hammasröntgenlaitteita on useita erilaisia, mutta yleisimmät mallit ovat intraoraaliröntgenlaite (eng. *bite-wing*) ja panoraamaröntgenlaite. Nykyään myös 3D-tekniikkaa hyödyntävä KKTT eli kartiokeilatietokonetomografia on yleistymässä. (ks. 3 Röntgenkuvantaminen hammaslääketieteessä.)

2.5.2 Sädehoito

Sädehoidossa käytetään myös säteilyä, joka on tuotettu lähes samalla tavalla, kun kuvantamiseen hyödynnetty röntgensäteily. Tätä tuotettua säteilyä käytetään yleensä syöpäpotilaiden hoitamiseen. Sädehoidossa potilaan saamat säteilyannokset ovat monta kertaa suuremmat kuin röntgenkuvantamisessa, sillä tarkoituksena on tuhota tuotetulla säteilyllä syöpäkasvain. Kuten röntgenkuvantamisessa myös sädehoidossa sädekeila kohdennetaan kollimaattorilla halutulle alueelle, jolloin pyritään saamaan säteilystä saatu hyöty suuremmaksi, kun säteilystä aiheutunut haitta. [7.]

2.6 Säteilyturvallisuus

Nykyään röntgensäteilyn käyttö on paljon turvallisempaa kuin 100 vuotta sitten. Röntgensäteilyn käytön turvallisuutta on edistänyt saatu tieto säteilyn vaaroista sekä säteilyn käytölle asetetut erinäiset lait ja direktiivit.

Suojautuminen röntgensäteilyltä on tärkeää, sillä liian suuri säteilyannos saattaa aiheuttaa soluvaurioita ihmisen kudoksissa, ja soluvaurioilla on suora vaikutus ihmisen terveyteen. Oireet voivat ilmetä palovammoina tai pahoinvointia aiheuttavana, säteilysairautena. Tästä syystä käytettäessä säteilylähdettä säteilyltä suojautuminen on erittäin tärkeää. [8, s. 3.]

2.6.1 Hammaslääkintätilojen suojaukset

Tilat, joissa käytetään säteilylaitetta, on suunniteltava ja rakennettava siten, että säteilyn käytöstä ei aiheudu vaaraa työntekijöille tai muille henkilöille. Eli huomioon on otettava säteilylähteen sijoitus huoneessa sekä säteilylähteen käyttömäärä. Säteilysuojauksessa käytetäänkin materiaaleja, joita säteily ei helposti läpäise. Yleensä tilojen rakenteissa käytetään tiheän koostumuksen omaavaa lyijyä, jota säteily ei kovin helposti läpäise.

Jos käytettävä säteilylähde on pieni, kuten esimerkiksi hammaslääkintäteknikassa käytetty intraoraaliröntgenlaite, hoituhuoneen tiiliseinät riittävät usein säteilysuojaksi. Huomioon on kuitenkin otettava se, että jos intraoraaliröntgenlaitteesta lähtevä primäärisädekeila osuu toistuvasti johonkin tiettyyn seinään, jonka takana oleskellaan kuvauksen aikana, kyseiseen seinään tarvitsee rakentaa lisäsuoja. Tällöinkin lisäsuojan ei tarvitse kattaa koko seinää, vaan riittää, että suojaus kattaa sen kohdan seinästä mihin primäärisädekeila voi osua. Lisäsuojausta voidaan tarvita myös muissakin hoituhuoneen seinissä, jos laitteella kuvattava määrä on suuri, laite on asennettu lähelle seinää tai jonkin tietyn seinän takana oleskellaan säännöllisesti. Tilojen suunnittelussa huomioon otettavat turvallisuusvaatimukset vahvistaa säteilylain mukaan säteilyturvakeskus, eli STUK. [9, s. 18; 10; 11.]

2.6.2 Hammaslääkärihenkilökunnan suojaus

Säteilylain mukaan säteilytoiminnan harjoittajan on tilojen rakenteellisten suojausten lisäksi myös suunniteltava ja toteutettava työntekijöiden suojelu seuraavien periaatteiden mukaisesti:

- selvitetään ennalta työntekijöihin kohdistuva säteilyalttius ja siihen vaikuttavat tekijät, missä otetaan huomioon myös tavanomaisesta poikkeavat työskentelyolosuhteet.
- työskentelypaikat jaetaan tarvittaessa valvonta-alueisiin ja tarkkailualueisiin.
- luokitellaan erilliseksi ryhmäksi (säteilyluokka A) ne työntekijät, joiden säteilyalttius on seurattava henkilökohtaisesti [11.]

Esimerkiksi, jos työntekijöiden saamat säteilyannosmäärät vuodessa ylittävät säädetyt arvot, ovat työskentelypaikan alueet tarvittaessa jaettava valvonta-alueisiin ja tarkkailualueisiin. Tarkkailualueella tarkoitetaan sitä aluetta, jolla työolosuhteita tarkkaillaan säteilyltä suojaamiseksi. Valvonta-alue on taas alue, jolla on noudatettava säädetyt turvaohjeita säteilyltä suojautumiseksi. Toiminnan harjoittajan on myös pidettävä huolta siitä, että työntekijät ovat saaneet tarvittavat ohjeet näillä alueilla työskentelystä ja säteilyltä suojautumisesta. [11.]

2.6.3 Laadunvarmistus hammasröntgentekniikassa

Ennen röntgenlaitteen käyttöönottoa, täytyy varmistaa, että käyttöönotettava röntgenlaitte on toiminnaltaan turvallinen, ja sillä otetut röntgenkuvat ovat laadultaan riittävän hyviä kliiniseen käyttöön potilaan ja henkilökunnan saaman säteilymäärän ollessa mahdollisimman pieni. Tätä varmistusta kutsutaan laadunvarmistukseksi, ja se jaetaan yleensä kahteen eri osa-alueeseen. Osa-alueita ovat tekninen laadunvarmistus ja toiminnan laadunvarmistus.

Toiminnan laadunvarmistuksessa tarkastetaan mm. että röntgenlaitteen ohjeet ovat ajantasaisia ja laite toimii oikein, eli esimerkiksi röntgenlaitteen antama säteilyannos on sille annetuissa rajoissa. Tekninen laadunvarmistus sisältää mm. vastaanottotarkastuksen, laitekohtaisen huollon ja korjauksen sekä näiden jälkeisen laadunvalvonnan. Kaikki laadunvalvonnassa suoritettavat mittaukset ja testit kirjataan laitekohtaisesti.

Esimerkiksi ennen intraoraaliröntgenlaitteen käyttöönottoa laadunvarmistukseen kuuluu laitteen mekaanisten toimintojen, kuten laitteen varren paikallaan pysyvyys kuvaustilanteessa, laitteen kiinnityksen, kaapeleiden kunnan ja painikkeiden toimivuuden todentaminen. Mikäli laitteesta löytyy hätäpysäytyskytkin, tarkastetaan senkin toiminta. Näiden lisäksi testataan myös erinäiset säteilyilmaisimet, varoitusvalot ja säteilysuojaimet, niiden testaukseen tarkoitettulla tavalla. [9, s. 8 - 10.]

2.6.4 Lait/direktiivit

Jotta säteilyturvallisuus ym. varotoimenpiteet toteutuisivat, on säteilyn käytölle asetettu erinäisiä lakeja ja direktiivejä. Suomessa erinäiset määräykset koskien lääkintälaitteita, ja tässä tapauksessa röntgenlaitteita, on määritetty lääkintälaitelaisissa. Säteilyn käyttöä koskevat lait ovat määritetty säteilylaissa.

Jos kyseessä on esimerkiksi röntgenlaite eli laite, joka tuottaa röntgensäteilyä, silloin sen käyttöön liittyvissä asetuksissa sovelletaan lääkintälaitelain lisäksi myös säteilylakia. Näiden lakien tarkoituksena on pitää säteilyn käyttö sekä lääketieteessä että muussa käytössä mahdollisimman turvallisena. [12: Momentti 4.]

Säteilyn käytössä pidetään mielessä oikeutusperiaate, optimointiperiaate ja yksilönsuojaperiaate. Oikeutusperiaatteella tarkoitetaan sitä, että säteilynkäytön

toiminnalla saatu hyöty on suurempi, kuin toiminnasta aiheutuva haitta.

Optimointiperiaatteen mukaan

toiminta on siten järjestetty, että siitä aiheutuva terveydelle haitallinen säteilyaltistus pidetään niin alhaisen kuin käytännöllisin toimenpitein on mahdollista.

Yksilönsuojaperiaate taas tarkoittaa sitä, että

yksilön säteilyaltistus ei ylitä asetuksella vahvistettavia enimmäisarvoja [13: Momentti 2.]

2.6.5 Säteilyn käytön valvonta

Jotta lääkintälaitteille ja säteilylähteille säädettyjä lakeja ja säädöksiä noudatettaisiin, on niiden valvontaan laissa määritetyt elimet. Suomessa kaikkea säteilyn käyttöön liittyvää toimintaa ja sille asetettuja säädöksiä valvoo säteilyturvakeskus. Lääkintälaitteiden toiminnalle ja turvallisuudelle asetettuja säädöksiä valvoo Sosiaali- ja terveysalan lupa- ja valvontavirasto. [12: 7. Luku, 38. momentti; 13: 2. Luku, 6. momentti.]

3 Röntgenkuvantaminen hammaslääketieteessä

3.1 Hammasröntgenlaitteen historia

Ensimmäiset kuvat ihmisen suunalueesta otettiin jo heti röntgensäteilyn keksimisen jälkeen vuonna 1896. Hammaslääketieteen käyttöön röntgensäteily otettiin kuitenkin vasta 1900-luvun alkupuolella, ja ensimmäiset hammasröntgenlaitteet rakennettiin kliiniseen käyttöön vuonna 1923. Ensimmäiset hammasröntgenlaitteet olivat intraoraalikuvantamislaitteen kaltaisia, joten niillä kyettiin ottamaan röntgenkuvia vain pienestä osasta suun aluetta kerrallaan.

Vuosina 1949 - 1961 suomalainen Yrjö Paatero kehitti ensimmäisen hammaslääketieteen käyttöön tulleen panoraamaröntgenlaitteen. Kyseisellä laitteella pystyttiin ottamaan yhdelle röntgenfilmille kuva koko hammasrivistöstä. Ensimmäisten Yrjö Paateron kehittämien Orthopantomograph®-panoraamaröntgenlaitteiden OP2 ja OP3 valmistus alkoi Suomessa vuonna 1964, ja nämä ensimmäiset panoraamaröntgenlaitteet ovat vieläkin perusta nykypäivän panoraamaröntgenlaitteille. [14; 15; 16, s. 160.]

3.2 Hammasröntgenlaitteen käyttötarkoitus

Hammasröntgenlaite on laite, jolla nimensä mukaisesti otetaan röntgenkuvia potilaan hampaista sekä potilaan suun alueesta. Hammasröntgenlaitteen tarkoituksena on näin ollen helpottaa hammaslääkärinä hammashoidon seurannassa ja diagnostisoinnissa.

Hammasröntgenillä saatujen kuvien perusteella hammaslääkäri pystyy esimerkiksi havaitsemaan paremmin reiät hampaiden välissä ja tulehdukset ikenissä, jos niitä ei havaita normaalilla, silmämääräisellä, tutkimuksella. Hammasröntgenkuvia käytetään myös hoidon ja leikkausten suunnittelussa. Vaikka hammasröntgentutkimuksia tehdään useita muihin röntgentutkimuksiin verrattuna, niin pienelle alueelle kohdistuvat röntgentutkimukset aiheuttavat vain pienen säteilyannoksen. [9; 17; 18.]

3.3 Hammasröntgenmallit

Hammasröntgen on kuin mikä muu röntgenlaite, ja se koostuu yleensä röntgenputkipäästä, suurjännitegeneraattorista, mekaanisista osista sekä näitä kaikkia ohjaavasta elektroniikasta. Erona muihin röntgenlaitteisiin on hammasröntgenin tuottama vähäinen säteily. Kun kuvantamiskohteena ovat potilaan hampaat ja suun alue, niin alue, jota kuvannetaan, on suhteellisen pieni. Tällöin hammasröntgenlaitteen kuvantamistehon ei tarvitse olla läheskään samaa luokkaa, kuin esimerkiksi natiivi-röntgenlaitteella kuvattaessa. Kuvantamisteho ollessa pieni, myös saatu säteilyn määrä on pieni.

Hammasröntgeneitä on muutama erilainen malli, ja niiden käyttö määräytyy sen mukaan, minkälaista kuvaa hammaslääkäriin tarvitsee ottaa potilaan suun alueesta. Näitä malleja ovat intraoraaliammasröntgen, panoraamahammasröntgen ja nykyisin yleisyydessä oleva 3D- eli KKTT-hammasröntgen (kartiokeilatietokonetomografia). Esimerkiksi, jos potilaan oireileva hammas saadaan paikannettua tiettyyn kohtaan silmämääräisesti, mutta tarvetta on silti röntgenkuvalle, käytetään usein intraoraaliammasröntgeniä.

Joissain tapauksissa, hampaiden kuvantamisen lisäksi, hammasröntgenlaitteilla voidaan ottaa kuvaa potilaan koko pääkallosta. Pääkallosta otettavien kuvien ottamiseen tarvitsee hammasröntgenlaitteessa olla kyseisten kuvien ottamiseen tarkoitettu lisälaitte. Tätä hammasröntgenlaitteisiin lisättävää lisälaitetta kutsutaan kefalostaatiksi. Näitä ns. kefalostaattikuvia voidaan käyttää apuna mm. oikomishoidossa. [10; 19, s. 33.]

3.3.1 Intraoraalihammasröntgen

Intraoraalikuvantamisessa potilaan suuhun asetetaan erillinen kuvalevy, mihin taltioituu intraoraalihammasröntgenlaitteella otettu kuva. Kuvalevy voi olla joko perinteisen filmilevyn kaltainen digitaalinen kuvanilmaisim tai digitaalinen kuvakenno. Kuvan ottamisen jälkeen digitaalisesta kuvakennosta kuvadata siirtyy suoraan tietokoneen näytölle, josta kuva voidaan lukea. Jos käytetään erillistä kuvalevyä, luetaan kuvadata levytä sille tarkoitettulla laitteella, ja kuva muodostuu tietokoneen näytölle. Kuva voidaan myös tulostaa suoraan kalvolle. Nykyajan kuvanlukiossa on pieni näyttö, johon kuva saadaan myös muodostettua, mutta näyttö on niin pieni, ettei sitä voida hyödyntää kuvan lukemisessa.

Intraoraalihammasröntgenlaite (kuva 2) on yleensä nopeakäyttöinen väline hammaslääkärin työssä, mutta intraoraalihammasröntgenillä voidaan ottaa kuvaa vain yksittäisistä tai muutamista vierekkäisistä hampaista. Eli jos tarve on ottaa kuva koko hammasrivistä, silloin käytetään panoraamahammasröntgenlaitetta.

Yhdestä intraoraalihammasröntgenlaitteella otetusta kuvasta aiheutuu potilaalle noin 0,01 mSv:n säteilyannos, joka vastaa noin vuorokauden altistumista ympäristön aiheuttamalle taustasäteilylle. Vuonna 2011 intraoraaliröntgenlaitteita oli Suomessa käytössä n. 4 800 ja niillä otettiin n. 2,1 miljoonaa röntgenkuvaa. [10; 20.]



Kuva 2. Instrumentarium Focus™ -Intraoraalihammasröntgen

3.3.2 Panoraamaröntgen

Panoraamaröntgen on (kuva 3) hammasröntgenlaite, millä saadaan otettua panoraamakuvaa koko hammasrivistöstä. Panoraamaröntgenlaitteessa säteilylähde eli röntgenputki, ja kuvanilmaisimet ovat asetettu vastakkain, ja ne kiertävät puoliympyrärataa potilaan ympärillä. Kuvanilmaisimena toimii joko perinteinen filmilevy tai nykyään enemmän yleinen digitaalinen kuvakenno. Kuva muodostuu samoin, kuin intraoraaliammasröntgenlaitteessa, eli säteily kulkee potilaan hampaiden ja suunalueen läpi valottaen kuvanilmaisimen. Jos käytössä on digitaalinen kuvanilmaisin, kuvanilmaisinta ei tarvitse erikseen lukea toisessa laitteessa, vaan kuvadata siirtyy suoraan hammasröntgenlaitteeseen kytketylle tietokoneelle tai tulostimelle.

Panoraamaröntgenin yhdestä kuvauskerrasta saatava säteilyannos on noin 0,02 mSv, joka vastaa parin päivän aikana ympäristöstä saatua säteilyannosta. Vuonna 2011 Suomessa oli käytössä n. 700 kappaletta panoraamaröntgeneitä, joilla tehtiin noin 300 000 tutkimusta vuodessa. [10; 19, s. 162; 21.]



Kuva 3. Instrumentarium OP30™ -Panoraamaröntgen

3.3.3 3D-kuvantaminen

3D-kuvantaminen eli kartiokeilatietokonetomografia (KKT) toimii hieman kuten panoraamaröntgen. Kuten panoraamaröntgenlaitteissa myös kartiokeilatietokonetomografiassa (kuva 4) säteilylähde ja kuvanilmaisin ovat asetettu vastakkain ja ne kiertävät potilaan ympärillä puoliympyrärataa. Erona on kuitenkin se, että kartiokeilatietokonetomografi pyörii monta kertaa potilaan ympärillä ottaen useita leikekuvia. Näistä leikekuvista tietokone laskee ja rakentaa 3D-mallin potilaan suusta. Kartiokeilatietokonetomografia on myös kuten perinteinen tietokonetomografia (TT), mutta se on paljon nopeampi ja sädeannos on pienempi kuin perinteisessä tietokonetomografiassa. Yhden kartiokeilatietokonetomografia-kuvan ottaminen kestää n. 20 sekuntia.

Potilaan suusta otettuja 3D-kuvia hyödynnetään yleensä vaikeiden suunalueen leikkausten suunnittelussa, kuten viisaudenhampaiden poistoissa tai hammasimplanttien asennuksissa. 3D-kuvia voidaan hyödyntää myös hammashoidon seurannassa. [17; 22.]



Kuva 4. Instrumentarium OP300™ -KKT-hammasröntgen

3.4 Hammasröntgenlaitteiden röntgenputkipää

Hammasröntgenlaitteen röntgenputkipää sisältää röntgenputken lisäksi myös tarvittavan elektroniikan sekä hehkutusjännitteen että suurjännitteen luomiseksi. Nämä kyseiset jännitteet eivät varsinaisesti synny suoraan röntgenputkipäässä sijaitsevalla jännitteenkertoja-kortilla, vaan niiden luomiseksi ja ohjaamiseksi hammasröntgenlaitteessa on omat elektroniset piirit.

Uusimissa hammasröntgenlaitteissa jännitteet luodaan piirikortilla, mitä kutsutaan yleensä generaattorikortiksi. Generaattorikortilla synnytetään röntgenputkipään hehkutuspiirin hehkutusjännite, millä hehkutetaan röntgenputken katodilankaa, jotta saataisiin elektronit irtoamaan katodilta. Generaattorikortilla luodaan myös katodin ja anodin väliin kytkettävä suurjännite, mikä ei tässä vaiheessa ole vielä tarpeeksi suuri, jotta sillä saataisiin elektronit irrotettua katodilangalta.

Generaattorikortilla tuotettu suurjännite kasvatetaan oikeisiin mittasuhteisiin vasta röntgenputkipäässä olevalla jännitteenkertojakortilla. Eli generaattorikortilta tulevaa jännitettä nostetaan ensimmäiseksi jännitteenkertojakortilla olevan suurjännitemuuntajan avulla, ja muuntajasta tulevaa jännitettä nostetaan vielä itse kaskadikertoja-piirillä. Tämä ylöspäin kerrottu jännite on se, joka kytkeytyy anodin ja katodin välille. Kaskadikertoja-piiri koostuu useista diodeista ja kondensaattoreista. [19, s. 33 - 36; 23.]

3.5 Hammasröntgenlaitteen tuotantovaiheet

Kaikki PaloDEx Group Oy:n hammasröntgenlaitteet rakennetaan käsityönä tuotantolinjalla, ja yhden röntgenlaitteen rakentamisessa on monta työvaihetta. Tällöin erinäisten testerien käyttö tuotantovaiheiden välissä on suositeltavaa, jotta saataisiin karsittua turhaa purkutyötä, jos viat huomattaisiinkin vasta siinä vaiheessa, kun hammasröntgenlaitteelle ajettaisiin viimeisiä testejä.

3.5.1 Hammasröntgenlaitteen röntgenputkipään kokoonpanovaiheet

Hammasröntgenlaitteen röntgenputkipään kokoonpano aloitetaan kytkemällä suurjännitemuuntaja, hehkumuuntaja ja röntgenputki alihankkijalta tulleeseen valmiiksi koottuun jännitteenkertojakorttiin. Tämän jälkeen röntgenputkipää koteloidaan ja koteloitu röntgenputkipää sijoitetaan kammioon, johon imetään tyhjiö. Kun kammioon on luotu tyhjiö, valutetaan röntgenputkipään sisälle muuntajaöljy. Muuntajaöljyn valuttamisen jälkeen kammio avataan, jolloin sinne palautuu normaali paine, joka painaa öljyn jokaiseen nurkkaan röntgenputkipäässä. Öljyllä täytetty röntgenputkipää suljetaan ja siirretään lyijytettäväksi.

Ennen lyijytystä röntgenputkipää on kuitenkin sääkaapissa yön yli, jolloin varmistutaan siitä, että röntgenputkipään tiivisteet pitävät, eikä kotelo vuoda öljyä. Lyijytyksen jälkeen valmiille röntgenputkipäälle suoritetaan vielä viranomaisten vaatima laadunmittaus. Laadunmittaus suoritetaan siihen tarkoitukseen tehdyllä testerillä, ja testin tarkoituksena on testata, että röntgenputkipää on toimiva, ja se täyttää röntgenputkipäälle asetetut turvallisuusvaatimukset.

3.5.2 Hammasröntgenlaitteen kokoonpanovaiheet

Varsinaisen röntgenlaitteen työvaiheiden järjestys riippuu siitä, että mitä laitetta rakennetaan, mutta esimerkiksi panoraamaröntgenlaitteen rakentaminen alkaa pyörijän kokoonpanolla. Pyörijä sisältää mm. röntgenputkipään ja sitä ohjaavan generaattorikortin. Tämän jälkeen pyörijä liitetään jo kokoonpantuun pilariin, jolloin laitteeseen lisätään myös kefalostaatti, jos asiakas on halunnut sellaisen tilattuun koneeseen. Pilari sisältää yleensä elektroniikan joka ohjaa pyörijää sekä muita mekaanisia osia. Kokoonpanojen jälkeen kone siirtyy sähköistykseen, jossa tarkistetaan laitteen sähköinen toiminta ja korjataan mahdolliset viat sähköisissä ominaisuuksissa.

Tämän jälkeen kokoonpantu laite siirtyy joko suuntaukseen tai vuotovirtamittaukseen/lopputarkastukseen. Suuntauksessa laitteen tuottama röntgensäteilykeila suunnataan oikeaan kohtaan, ja lopputarkastuksessa tarkastetaan, että laite on turvallinen ja rakennettu annettujen kriteerien ja normien mukaan.

4 Röntgenputkipään kokoonpanotesteri

4.1 Testerin suunnittelu

Aluksi oli tarkoitus suunnitella ja toteuttaa testerin testaamaan vain yhden hammasröntgenlaitemallin röntgenputkipään sähköiset ominaisuudet. Tarvetta oli kuitenkin myös toisenkin mallin röntgenputkipään testerille, joten käyttöön tuleva testerin täytyi suunnitella testaamaan kahden eri hammasröntgenlaitemallin röntgenputkipäät. Nämä kyseiset röntgenputkipäät olivat kuitenkin lähes samanlaisia, mutta erikokoiset suurjännitemuuntajat ja röntgenputket aiheuttivat lisäsuunnittelua.

Kyseisille röntgenputkipäille oli jo käytössä testerin, mutta se ei testannut röntgenputkipäiden kaikkia ominaisuuksia. Vanha testerin kuitenkin helpotti toteutettavan testerin suunnittelua, ja uuden testerin suunnittelussa hyödynnettiinkin tämän käytössä olevan testerin toimintaa ja siihen käytettyä elektroniikkaa. Ihan suoraan vanhaa testerin ei kuitenkaan pystynyt kopioimaan, sillä vanha testerin testasi kaikki halutut ominaisuudet röntgenputkipäessä yhdellä kertaa, mutta tiettyjen turvallisuussyiden takia tällaista toimintatapaa ei pystynyt enää uudessa testerissä toteuttamaan. Päädyttiin jakamaan testattavat ominaisuudet vaiheisiin, jotka testattaisiin jokainen erikseen. Esimerkiksi testausvaiheessa ei saanut olla röntgenputken hehkutusjännite ja suurjännite samaan aikaan päällä, jotta riskiä röntgensäteiden syntymisestä ei muodostuisi.

4.2 Testerissä käytetty elektroniikka

Jotta kaikkea ei jouduttaisi tekemään alusta loppuun, testerin testijännitteiden, sekä käyttöjännitteiden luomiseen hyödynnettiin jo olemassa olevaa elektroniikkaa. Osan käyttöjännitteiden kuten röntgenputken hehkutusjännitteen ja suurjännitteen luomiseen hyödynnettiin erään tuotannossa olevan hammasröntgenlaitteen generaattorikorttia sekä sen verkkovirtamuuntajaa.

Generaattorikortin lisäksi, testerin elektroniikka koostuu releistä, optokytkimistä, sekä muutamasta jännite-hakkurista, unohtamatta tietenkään merkkivaloja eli LEDejä ja muutamaa fyysistä käyttökytkintä kotelon etupaneelissa.

Kaikki elektroniikka, jota ei ollut jo valmiiksi olemassa, rakennettiin erillisille reikälevyille, sillä aikaa ja tarvetta ei ollut suunnitella tarvittavia piirilevyjä PADS-ohjelmistolla.

4.2.1 Testerin kytkimet

Jotta testausvaiheet saataisiin eroteltua toisistaan, täytyi testerissä hyödyntää erinäisiä elektronisia kytkimiä. Kytkiminä hyödynnettiin optoerottimia ja perinteisiä releitä. Optoerottimia käytettiin pienjännitteiden kytkemisessä, kun taas perinteisiä releitä hyödynnettiin kytkemään suurjännitteitä. Releitä hyödynnettiin myös niiden ominaisuuksien kytkemisessä, joissa tarvitsi olla joko asento päällä tai pois. Esimerkiksi yksi releistä toimi kytkimenä, minkä avulla kytkettiin päälle generaattorikortilla toiminnot, jotka mahdollistivat suurjännitteen luomisen röntgenputken katodin ja anodin välille.

4.2.2 Testerin jännitehakkurit

Jännitteet, joita tarvittiin eri toimintojen käyttämiseksi, muodostettiin jännitehakkureilla. Jännitehakkureita oli useita, sillä käytettäviä jännitteitä oli monta. Tarvittavia jännitteitä olivat esimerkiksi ohjauspiirin tarvitsema käyttöjännite, sekä erinäiset testausjännitteet, joilla testattiin testattavan röntgenputkipään tietyt ominaisuudet. Jännitteiden luomiseksi oli ensiksi tarkoitus käyttää perinteisiä lineaariregulaattoreita, mutta ongelmaksi muodostui niissä aiheutunut hukkateho, mikä muodostui regulaattorissa lämmöksi. Eli käytetyt lineaariregulaattorit lämpenivät niin paljon, että järkevämmäksi vaihtoehdoksi muodostuivat vähemmän hukkatehoa aiheuttavat jännitehakkurit.

Kuten generaattorikortti, myös jännitehakkuripiirit löytyivät jo valmiiksi toteutettuna erään röntgenlaitteen elektroniikkakorteista, joten näitä kyseisiä kortteja hyödynnettiin testerin rakentamisessa. Hakkurit olivat +5 V:n jännitehakkureita, eli ne tuottivat vain +5 V:n jännitteen, mutta pienillä muutoksilla näihin hakkuripiireihin, saatiin muodostettua halutut jännitteet.

4.2.3 Testerin ohjaus

Testerin ohjauksen luomiseen oli kaksi vaihtoehtoa, joko tehdä ohjaus perinteisesti hyödyntäen erilaisia logiikkapiirejä, tai sitten käyttämällä jo markkinoilla olevia AVR-alustoja. Tarkoituksena oli luoda toimiva sekä nykyaikainen ohjaus, joten testivaiheiden ohjaamisen toteuttamisessa päädyttiin hyödyntämään helppokäyttöistä AVR-alustaa. Valittiin Arduino Mega 2560 -merkkinen AVR-alusta sen helppokäyttöisyyden ja runsaiden internetistä löytyvien ohjeiden/vinkkien takia.

Arduino Mega 2560 toimii kuten mikä muu tahansa AVR-alusta, eli piirikortilta löytyy tietty määrä I/O-pinnejä, joita pystyy ohjaamaan levyllä olevan ohjelmoitavan piirin avulla. Tässä tapauksessa piirin ohjelmoinnissa käytetään C-kieltä muutamilla muutoksilla. Levyllä löytyy myös tietty määrä analogisia sisääntuloja, joita voi hyödyntää esimerkiksi mittapäiltä tulevien analogisten signaalien sisääntuloina. Tosin, ennen kuin analogiset signaalit ohjataan ohjelmoitavalle piirille sisään, muutetaan ne digitaalisiksi signaaleiksi samaisella kortilla olevan ADC-muuntimien avulla.

Itse testerissä Arduinon ohjelmoitavia I/O-pinnejä hyödynnettiin releiden sekä optokytkimien ohjauksessa. Analogisia sisääntuloja taas hyödynnettiin mittaustietojen vertailussa.

4.3 Testerin kotelointi

Tester (kuva 5, ks. seur. s.) oli ensiksi tarkoitus rakentaa muovikoteloon, sillä muovin käsittely on erittäin helppoa. Eli erinäisten reikien yms. luomien koteloon olisi ollut vaivatonta muovin pehmeiden takia. Koteloinnissa päädyttiin kuitenkin alumiinikoteloon, sillä markkinoilta ei löytynyt halutunlaista muovikotelo, ja alumiinin työstäminen on myös suhteellisen vaivatonta alumiinin pehmeiden vuoksi.

Kotelon sisälle sijoitettiin kaikki edellä mainittu elektroniikka sekä tarvittavat johdotukset. Kotelon etupaneeliin sijoitettiin kaikki fyysiset käsin kytkettävät kytkimet kuten virtakytkin ja testattavan röntgenputkipään valintakytkin.

Etupaneeliin sijoitettiin myös merkkivalot eli LEDit, jotka testausvaiheessa syttyivät yksi kerrallaan sitä mukaa, jos testattava ominaisuus menee testistä läpi.



Kuva 5. Valmis testeri kotelossa

4.4 Testerin turvallisuus

Testerin suunnittelussa täytyi ottaa huomioon tietyt turvallisuustekijät. Sähköturvallisuus sekä säteilyturvallisuus olivat nämä kaksi pääasiaa, joihin täytyi kiinnittää huomiota.

Testerin rakennettiin alumiinikoteloon, joten sähköturvallisuuteen täytyi kiinnittää erityisen suurta huomiota. Jotta sähköiskuista aiheutuvaa vaaratilannetta ei pääsisi käymään, täytyi huolehtia, että testerin maadoitukset olivat kunnossa. Kotelo maadoitettiin kahdesta eri kohtaa runkoa. Toinen maadoituskaapeli kiinnitettiin suoraan runkoon ja toinen kytkettiin generaattorikortin kiinnitintappiin, jotta saataisiin myös generaattorikortin maadoitus toimimaan.

Sähköturvallisuus testattiin vuotovirtamittauksen avulla. Mittauksessa suoritettiin kaksi eri testiä: hipot-testi, ja suojamaan jatkuvuus -testi. Hipot-testissä testeriin syötettiin 1,5 kV jännitettä 60 sekunnin ajan, jotta saataisiin selville että ovatko tarvittavat suojaeristeet kunnossa. Suojamaan jatkuvuus -testissä syötettiin rakennetun testerin verkkojohdon suojaaliittimen ja jonkin testerin kotelon pinnassa olevan mittapisteen läpi

30 A:n virta 60 sekunnin ajan, jotta saataisiin selville, että onko maadoitus kytketty oikein.

Säteilyturvallisuus oli se vaikeammin ratkaistava ongelma, mutta sekin onnistuttiin toteuttamaan hyvin. Huolen aiheena oli käytettävän generaattorikortin ominaisuus tuottaa samaan aikaan sekä suurjännite että hehkutusjännite röntgenputkipäälle. Luonnollisesti generaattorikortti on suunniteltu siten, että hehkutusjännite ja suurjännite ovat samaan aikaan päällä, jotta röntgenputki synnyttäisi säteitä.

Kun testattavina kohteina olivat röntgenputkipään hehkutuspiiri ja suurjännitekertoja, ongelmaksi muodostui niiden testaaminen ilman, että röntgenputki tuottaisi säteilyä. Muutamalla muutoksella generaattorikorttiin saatiin röntgenputkipää tuottamaan säteilyä ilman tarvittavia CPU-kortteja, mutta se tarkoitti sitä, että kyseiset ominaisuudet olisivat kokoajan päällä. Näiden ominaisuuksien päälle ja pois kytkemiseksi hyödynnettiin edellä mainittuja elektronisia kytkimiä ja onnistuttiin löytämään sellaiset kytkimien asennot, jolloin hehkutus ja suurjännite eivät olisi samaan aikaan päällä.

Säteilyturvallisuus testattiin vielä varmuuden vuoksi mittaamalla säteilytasojen mittaukseen tarkoitettulla Geigermittarilla. Testi suoritettiin siten, että laitettiin yksi röntgenputkipääkokoonpano testiin ja asetettiin Geigermittari mittaamaan röntgenputkipään röntgenputken säteilyikkunan lähettyville. Geigermittari ei havainnut muutosta säteilyssä testin aikana, joten testeri voitiin todeta säteilyturvalliseksi.

4.5 Testerin testaus ja toiminnan varmistus

Ennen kuin testerillä voitiin testata kasattuja röntgenputkipäitä, täytyi testerin toiminta itsessään testata. Ensiksi testerin toiminta testattiin erillisellä kertojakortilla, johon oli kiinnitetty tarvittavat komponentit, jotta saataisiin lavastettua lähes aito tilanne. Tällä kokoonpanolla mitattiin mittapisteille tulevat noin -arvot, jotta ne saatiin sijoitettua vertailuarvoiksi ohjauspiirille. Arvojen säätäminen kohdilleen ja tarkempi hiominen toiminnan testaamiseen tapahtui sellaisella röntgenputkipääkokoonpanolla, joita testerillä tultiin jatkossa testaamaan.

Kun ohjauspiirille oli saatu oikeat vertailuarvot, ja testi meni ehjällä röntgenputkipääkoonpanolla läpi useita kertoja peräkkäin, aloitettiin erilaisten vikatilanteiden simulointi. Vikatilanteita röntgenputkipään kertojakortilla olivat mm. komponentit oikosulussa, komponentit väärinpäin, komponentit puuttuvat ja röntgenputkipään johdot ristissä läpiviennin kohdalla. Testerin lopullinen ja viimeinen hiominen tapahtui testaamalla testeriä tuotannossa useilla rakennetuilla eri röntgenputkipääsarjoilla.

4.6 Testerin validointi

Ennen kuin testeri voitiin lopullisesti ottaa käyttöön tuotantoon, täytyi se validoida. Validointi tarkoittaa sitä, että ennen jonkin tietyn asian, tässä tapauksessa rakennetun testerin, käyttöönottoa tarkastetaan, että käyttöönotettava asia täyttää tietyt kriteerit. Näitä kriteereitä ovat tässä tapauksessa mm. sähköturvallisuus, säteilyturvallisuus, haluttu toimivuus ja oikeanlainen ohjeistus testerille. Testerille annettiin myös nimi, tunnus ja koodi, jotka tallennettiin täytetyn validointikaavakkeen kanssa yrityksen järjestelmään.

Ennen validoinnin suorittamista täytyi kuitenkin laatia validointisuunnitelma, ja hyväksyttää se yrityksen laatuosastolla. Validointisuunnitelman tarkoituksena on kuvata, että mikä laite on kyseessä ja että minkälaisia testejä sille tehdään, jotta se voitaisiin todentaa toimivaksi. Kun validointisuunnitelma oli hyväksytty, suoritettiin validointi. Validoinnin aikana määritettyjen testien tulokset kirjattiin erilliseen dokumenttiin, ja kun validointi oli valmis, käytiin tämä tulosedokumentti hyväksyttämässä laatuosastolla. Tämän jälkeen täytyi vielä täyttää erillinen käyttöönottohyväksyttämislomake, ja saada siihen tarvittavat nimikirjoitukset. Käyttöönottohyväksyttämislomakkeen kuittasi hyväksytyksi lopullisesti kyseisen osaston tuotantoinsinööri ja työnjohtaja. Kun tämä dokumentti oli allekirjoitettu, voitiin testeri ottaa käyttöön.

4.7 Testerillä testattavat ominaisuudet

Toteutetulla testerillä on tarkoitus testata röntgenputkipäältä sen sähköiset ominaisuudet, joihin lukeutuvat kaskadikertojan toiminta, hehkutuspiirin toiminta, sekä erinäisten suojakomponenttien toiminta. Suojakomponentteja ovat zener-diodit, sekä NTC-vastus. Näiden lisäksi testerin tarkoituksena on myös havaita mahdolliset ristiin kytketyt johdot röntgenputkipäähän läpiviennissä.

4.7.1 Kaskadikertojan testaus

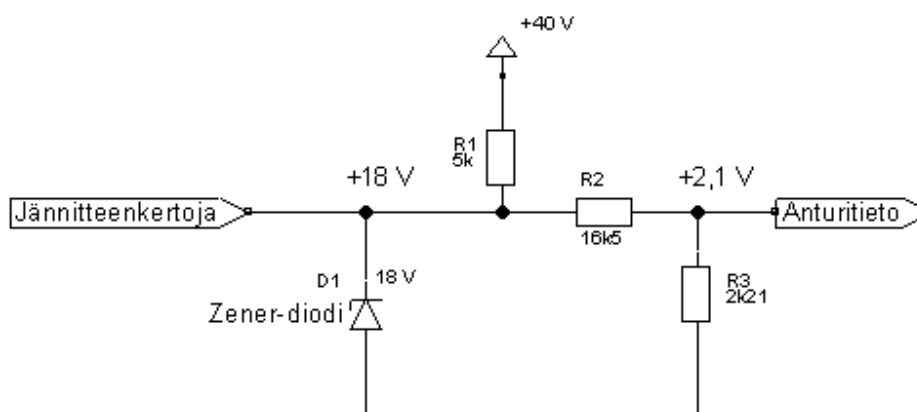
Kaskadikertoja testataan siten, että röntgenputkipäälle syötetään tietty jännite, tässä tapauksessa n. +6 V: pienjännite, jotta läpilyöntiä tai muuta vastaavaa vaaratilannetta, röntgenputkipäähän muodostuvan suurjännitteen takia, ei syntyisi. Tämä +6 V: jännite kertoutuu röntgenputkipäällä olevan kaskadikortin suurjännitemuuntajalla ja itse kaskadikertojalla satojen volttien suuruiseksi. Kertojalta palaavaa jännite pudotetaan kaskadikortilla sijaitsevan feedback-vastuksen sekä generaattorikortilla olevien vastusten avulla halutun suuruiseksi. Paluujännite ohjataan ohjelmoitavalle piirille (AVR-alusta), jossa tapahtuu vertailu. Jos röntgenputkipäältä palaava jännite vastaa ohjelmoitavaan piiriin asetettuja arvoja, vihreä LED syttyy toimivuuden merkiksi ja testi jatkuu. Muussa tapauksessa testi päättyy ja punainen Virhe-LED syttyy röntgenputkipäällä olevan vian merkiksi.

4.7.2 Zener-diodien testaus

Zener-diodi eroaa hieman tavallisesta diodista, sillä zener-diodilla on sellainen ominaisuus, että se päästää vastasuuntaan jännitettä tietyn verran. Tämä jännite riippuu zener-diodin sähköisistä ominaisuuksista.

Itse röntgenputkipäällä zener-diodien tarkoituksena on estää mahdollisten kaskadikertojalta tulevien ylijännitepiikkien pääsy kahden eri mittapisteen kautta röntgenputkipäätä ohjaavalle elektroniikalle. Näitä mittapisteitä ovat kilovoltti- ja milliampeeri-mittapistees, joiden kautta tulevien tietojen avulla säädetään muun muassa röntgenputkipäähän säteilemistä.

Zener-diodien testauksessa (kuva 6) syötetään tietyn suuruinen jännite tietyn suuruisen vastuksen läpi zener-diodeille, jotka päästävät maihin ns. ylimääräisen jännitteen, pitäen jännitteen mittapisteessä halutun suuruisena. Jännitteen suuruus riippuu zener-diodin sähköisestä arvosta eli ns. minkä kokoinen zener-diodi on. Esimerkiksi 18 V:n zener-diodi pitää mittapisteen jännitteen arvossa 18 V. Tämä 18 V:n mittapistejännite alennetaan vielä muutaman vastuksen avulla halutun suuruiseksi, ja ohjataan ohjelmoitavalle piirille, missä tapahtuu taas vertailu. Ja kuten kaskadikertojan testauksessa, halutun arvon myötä vihreä LED syttyy röntgenputkipään toimivuuden merkiksi ja testi jatkuu. Muussa tapauksessa testi päättyy ja punainen Virhe-LED syttyy palamaan.



Kuva 6. Zener-diodien testauspiiri

4.7.3 NTC-vastuksen testaus

NTC-vastus on lämpövastus, joka toimii siten, että kun lämpötila vastuksen ympärillä muuttuu, myös vastuksen lämpötila muuttuu. Lämpötilan muuttuessa muuttuu myös vastuksen resistanssi. Röntgenputkipäässä lämpövastusta hyödynnetään siihen, että kun röntgenputkipään lämpötila nousee useiden peräkkäisten valotusten takia korkeaksi, niin tällöin NTC-vastukseen yhteydessä oleva CPU-kortti havaitsee lämpötilan/resistanssin muutoksen ja katkaisee kaiken virran syötön röntgenputkipäälle. Tällöin röntgenlaitteella ei pystytä enää valottamaan eli ottamaan röntgenkuvia. Valottaminen on mahdollista sitten, kun röntgenputkipäässä oleva NTC-vastus on jäähtynyt tarpeeksi ja CPU-kortti havainnut turvallisen valotuslämpötilan.

NTC-vastuksen testauksessa ei tarvita oikeastaan mitään muuta, kuin generaattorikortin tietystä testipisteestä saatu feedback-tieto. Tämä tieto tulisi muutenkin generaattorikortin kautta varsinaisen hammasröntgenlaitteen CPU-kortille, joka sitten vertailee arvoa määriteltyyn arvoon. Eli tässä toteutetussa testerissä on vähän samantapainen tyyli. NTC-vastus on lämpövastus, joten se on tietyn arvoinen tietyssä lämpötilassa. Tässä tapauksessa ohjelmoitavalle piirille on määritelty arvoväli sille jännitteelle, mikä palaa vastukselta, kun vastus on huoneenlämmössä. Eli generaattorikortti lähettää pienen jännitteen NTC-vastukselle, minkä paluujännite vahvistetaan generaattorikortilla olevalla vahvistinpiirillä ja ohjataan ohjelmoitavan piirin analogiseen sisääntuloon, ja vertaillaan annettuihin arvoihin. Jos mittausarvo osuu asetettuihin arvoihin, vihreä LED syttyy röntgenputkipään toimivuuden merkiksi ja testi jatkuu. Muussa tapauksessa punainen Virhe-LED syttyy, ja testi päättyy.

4.7.4 Hehkutuspiirin testaus

Röntgenputkipään hehkutuspiirin testaaminen oli aluksi tarkoitus suorittaa kokonaan elektronisesti. Eli siten, että röntgenputken hehkulankaa (katodi) hehkutetaan, ja jostain pisteestä generaattorikortilta saataisiin, vikatilanteesta aiheutuneen, jännitteen tai virran muutoksen myötä tieto siitä, että onko hehkutuspiiri kunnossa vai ei. Pitkien tutkimusten jälkeen päädyttiin hehkutuksen silmämääräiseen testaamiseen, sillä generaattorikortilta ei löytynyt pistettä, jossa jännitteen/virran muutos olisi ollut tarpeeksi suuri, jotta se olisi ollut vertailukelpoinen. Röntgenputkipään hehkutus testataan siten, että testerin syöttää röntgenputkipään hehkutuspiirille oikeanlaista jännitettä, ja röntgenputkipään testaaja katsoo, että hehkuuko röntgenputken hehkulanka vai ei.

4.8 Ongelmat testerin toteutuksessa

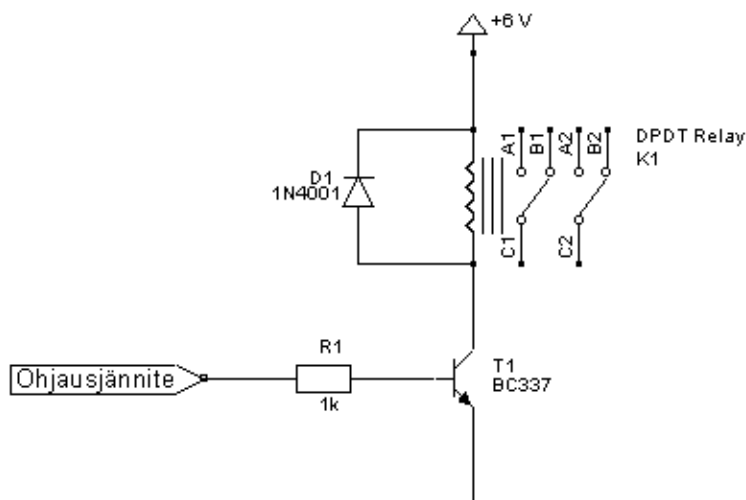
4.8.1 Testerin mittapäiden suojaus

Yhdeksi ongelmaksi muodostui se, että miten estettäisiin ohjauspiirin hajoaminen vikatilanteessa, jossa mittapään jännite nousisi yli ohjauspiirin analogisen sisääntulon maksimiarvon +5 V.

Tämä ratkaistiin siten, että säädettiin kaikki mittausarvot n. 1,5 V:n - 4 V:n välille, jolloin pystyttiin asentamaan jokaisen mittapään rinnalle suojaksi 5,1 V:n zener-diodi, joka pitäisi jännitteen maksimiarvon n. 5,1 V:ssa. Anturiarvojen säätö reilusti alle +5,0 V:n tapahtui siksi, että zener-diodi ei sekoittaisi mittaustuloksia. Itse ohjauspiirin on taas asetettu maksimissaan 4 sekunnin viive mittaustiedon mittaamisessa, jotta zener-diodin pitkäaikainen tehonkesto ei ylittyisi. Tämän lisäksi ohjauspiirin koodi on kirjoitettu siten, että jos anturitieto ei täsmäisi koodissa oleviin lukuihin, testi päättyisi ja ohjauspiiri sammuttaisi kaikki ohjaukset, jolloin vältyttäisiin suuremmilta vahingoilta.

4.8.2 Testerissä käytettyjen releiden ohjaus

Releiden ohjaus oli ensiksi tarkoitus tehdä siten, että ohjauspiirin I/O-pinneillä olisi suoraan kytketty +5 V:n releet päälle/pois, mutta ongelmaksi muodostui se että, ohjauspiirin syöttämä virta ei riittänyt pitämään useampaa relettä kerralla päällä. Ongelma ratkaistiin siten, että rakennettiin jokaiselle releelle erillinen kytkentäpiiri transistoreista, jolloin ohjauspiirillä kytkettiin vain transistoria, joka taas kytki releiden käyttöjännitteen päälle. Eli tässä tapauksessa transistori toimi kytkimenä, jolla kytkettiin releen jännite päälle/pois päältä. Kytkennässä käytettiin NPN-transistoria, ja kytkentä on kuvan 7 mukainen. Tämä muutos aiheutti pieniä muutoksia testerin johdotuksissa ja korttien sijoituksissa kotelossa, sillä tarvitsi tehdä uusi piirilevy transistoreille.



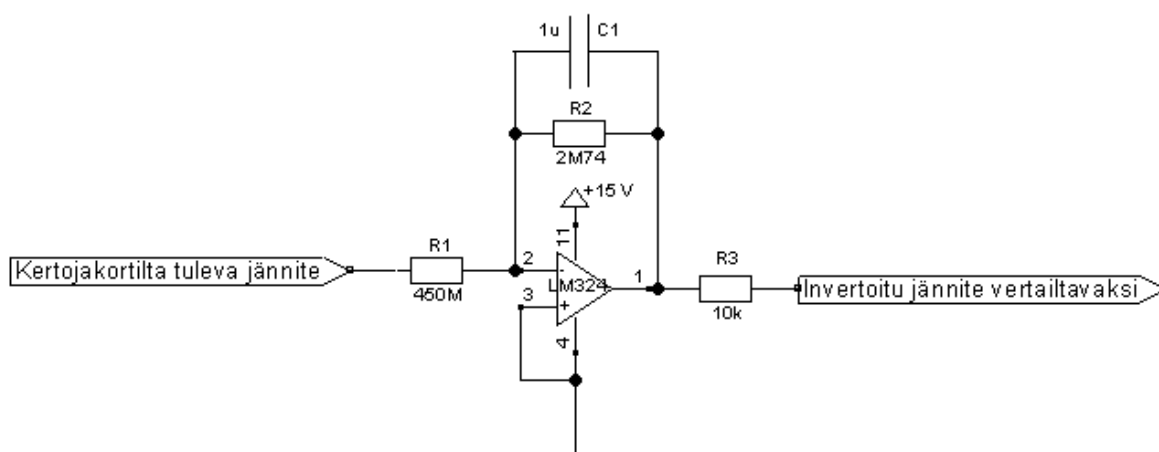
Kuva 7. Releiden ohjauksessa käytetty kytkentä

4.8.3 Kaskadikertojan toisen puolen testaus

Röntgenputkipään kaskadikertojakortin jännitteenkertojan toisen puolen testaaminen muodostui myös ongelmaksi, sillä testattavien röntgenputkipäiden kertojakortit on suunniteltu siten, että vain toiselta puolelta kertojaa otetaan KVFB-arvo, jota hyödynnetään röntgenlaitteessa säteilyn ja muiden säätöjen säätelyssä. Itse testerillä oli tarkoitus kuitenkin testata kertojan molemmat puolet, jotta saataisiin testattua kertojan koko toiminta.

Ongelma oli aluksi tarkoitus ratkaista vain siten, että rakennettaisiin samanlainen ns. testauspiiri, kun tämän toisen kertojanpuolen KVFB-arvojen saamiseksi röntgenlaitteen generaattorikortilla on. Tämä ei kuitenkaan onnistunut suoraan, sillä ongelmaksi muodostui myös se, että tämän kertojan puolen, josta ei saatu KVFB-tietoa, jännite oli arvonsa negatiivinen. Negatiivinen jännite aiheutti sen, että vaikka jännite saataisiin alennettua tiettyjen komponenttien avulla, jännite olisi silti negatiivista, ja sellaista jännitettä ei voitaisi syöttää ohjauspiirin mittauspäille, sillä ohjauspiirin analogisen sisääntulon jännitteenkesto on vain +0-5 V.

Vanhassa testerissä tämä oli ratkaistu siten, että alennettu jännitearvo oli tuotu suoraan digitaaliselle näytölle, josta katsottiin oikea arvo. Tällaista ratkaisua en halunnut käyttää, sillä halusin että jokaiselle testivaiheelle olisi oma LED-valonsa ja virhetilanteelle vain yksi LED-valo. Ratkaisu tähän ongelmaan oli invertoiva vahvistinpiiri (kuva 8, ks. seur. s.), jonka avulla negatiivinen KVFB-jännite saatiin käännettyä positiiviseksi ja syötettyä ohjauspiirin analogiseen sisääntuloon. Kertojakortin läpiviennissä ei ollut kertojan toisen puolen jännitteen mittaukseen erillistä pinniä, joten jännite saatiin erillisellä hauenleualla, joka kytkettiin röntgenputkipäällä olevan kertojakortin negatiivisen kertojapuolen viimeiseen kondensaattorin jalkaan.



Kuva 8. Käytetty invertoiva vahvistinpiiri

4.9 Testerillä saavutettu hyöty

Testerillä saavutettua hyötyä ei pystytty todentamaan ennen tämän kirjallisen osuuden valmistumista, joten mitään virallista dataa liittyen testerillä saavutettuun hyötyyn ei ole. Kuitenkin siinä vaiheessa, kun hiottiin viimeisiä vertailuarvoja kuntoon useita röntgenputkipäitä testaten, ehdittiin havaita, että testerit toimii, kuten sen pitäkin toimia. Näiden testattujen röntgenputkipäiden joukosta testerit havaitsi muutaman viallisen röntgenputkipään, ja vikoina olivat mm. piuhat ristissä röntgenputkipään kannen läpiviennissä sekä diodi väärinpäin kertojakortilla.

5 Yhteenveto

PaloDEx Group Oy:ssä yhden hammasröntgelaitteen rakentamisessa on monta eri rakennusvaihetta, jolloin erilaisten testerien käyttö on suositeltavaa, jotta turhaa purkutyötä ei tulisi, jos vika havaittaisiin vasta viimeisessä testauksessa.

Insinööriyössä suunniteltiin ja rakennettiin röntgenputkipäätesteri PaloDEx Group Oy:n röntgenputkipää-osaston käyttöön. Testerit ei varsinaisesti rakennettu parantamaan röntgenputkipäiden laatua, sillä röntgenputkipään rakennuksessa on vielä viimeinen viranomaisten vaatima testaus, jota kutsutaan röntgenputkipään laadun testaukseksi.

Kyseisessä laadun testauksessa tarkastetaan, että röntgenputkipää on rakennettu sille asetettujen määräysten mukaan. Eli tässä viimeisessä röntgenputkipään laadun mittauksessa tulee ilmi kaikki viat, jotka liittyvät röntgenputkipään tekniikkaan ja säteilysuojaukseen.

Tämän insinööriyönä rakennetun röntgenputkipäiden kokoonpanotesterin tarkoitus on ensisijaisesti karsia turhaa työtä, joka aiheutuisi siitä, että röntgenputkipään laadun mittaus -testissä havaitun vian takia röntgenputkipää jouduttaisiin purkamaan, korjaamaan ja taas kasaamaan uudestaan. Rakennettu testeri havaitsee viat jo ennen röntgenputkipään kotelointia, jolloin röntgenputkipään korjaamiseen kuluu vähemmän aikaa, kun purkuosuus jää kokonaan pois. Helposti voitaisiin käsittää, että yhden röntgenputkipään kotelointi ei veisi kauan aikaa. Huomioon täytyy kuitenkin ottaa se, että röntgenputkipää on ensiksi usean tunnin tyhjiökammiossa, jolla imetään röntgenputkipäähän tyhjiö, ja tämän jälkeen röntgenputkipäähän valutetaan öljyt sisään. Tämä prosessi vie jo yhden työpäivän, joten jos vika löytyy jo ennen tätä osuutta, turhaa työtä ei muodostu kovinkaan paljon.

Vaikka pyrkimyksenä oli suunnitella ja toteuttaa sellainen testeri, jolla havaittaisiin kaikki mahdolliset viat röntgenputkipäässä, tällaista testeriä ei pystytty toteuttamaan. Saatiin kuitenkin toteutettua sellainen testeri, joka havaitsisi enemmän vikoja kun jo käytössä oleva vanha testeri. Jos haluttaisiin sellainen testeri, joka havaitsisi kaikki mahdolliset viat röntgenputkipäässä, täytyisi se toteuttaa eri tavalla ja suunnitteluun täytyisi käyttää enemmän aikaa ja resursseja. Tämän rakennetun kokonaisuuden tarkoituksena on vain karsia suurimmat ja yleisimmät viat mitä röntgenputkipäissä ilmenee, ja siinä onnistuttiinkin hyvin.

Lähteet

- 1 PDF-kirja. Quinn B. Carrol, M.Ed., R.T. 2011. Radiography in the digital age: Physics-Exposure-Radiation Biology.
- 2 PDF-kirja. Paul Suetens. Second edition – 2009. Fundamentals of Medical Imaging.
- 3 PDF-kirja. Andrew Webb. 2003. Introduction to Biomedical Imaging.
- 4 Kuikanvirta, Jukka. 2010. Lehtori. Klassiset röntgenkuvausmenetelmät. Power Point esitys. Metropolia Ammattikorkeakoulu.
- 5 Radiologia. Verkkodokumentti. Suomen radiologiyhdistys.
<http://www.sry.fi/index.php?3>
- 6 Kuikanvirta, Jukka. 2012. Lehtori. Lääketieteellinen kuvantaminen. Power Point esitys. Metropolia Ammattikorkeakoulu.
- 7 Kuikanvirta, Jukka. 2010. Sädehoidon laitteet ja menetelmät. Power Point esitys. Metropolia Ammattikorkeakoulu.
- 8 Säteilyn vaarat ja säteilyltä suojautuminen. PDF-verkkodokumentti. Säteilyturvakeskus.
<http://www.stuk.fi/julkaisut_maaraykset/fi_FI/katsaukset/files/88192704347310915/default/sateilyvaara_ja_suojautuminen_tammikuu2010.pdf>.
- 9 Hammasröntgentoiminnan laadunvalvonta ja kuvaushuoneen säteily suojaus. PDF-verkkodokumentti. Säteilyturvakeskus.
<http://www.stuk.fi/julkaisut_maaraykset/fi_FI/stuk_tiedottaa/files/86284205664961226/default/STUK_opastaa2011-Hammas_NET_28092011.pdf>.
- 10 Hammasröntgentoiminta. Verkkodokumentti. Säteilyturvakeskus
<http://www.stuk.fi/sateilyn_kaytto/terveydenhuolto/fi_FI/hammasrontgen/>.
- 11 Röntgenlaitteiden ja säteilylähteiden käyttötilojen suojaus. Verkkodokumentti. Säteilyturvakeskus.
<http://www.stuk.fi/proinfo/vaatimukset_kaytolle/fi_FI/tilat/>.
- 12 Laki terveydenhuollon laitteista ja tarvikkeista. Verkkodokumentti. Finlex.
<<http://www.finlex.fi/fi/laki/alkup/2010/20100629>>.
- 13 Säteilylaki. Verkkodokumentti. Finlex.
<<http://www.finlex.fi/fi/laki/ajantasa/1991/19910592>>.

- 14 PDF-kirja. Judit Forrai. 2007. History of X-ray in Dentistry.
- 15 PDF-dokumentti. History of Dental Radiography.
- 16 Meurman – Murtomaa – Le Bell – Autti. Therapia Odontologica – Hammaslääketieteen käsikirja. 2008.
- 17 Kartiokeilakvaus. Hammasröntgen. Tomodent. Verkkodokumentti. <http://www.tomodent.fi/index.php?article_id=62&_subm_1>.
- 18 Panorama hammasröntgenlaite. Tomodent. Verkkodokumentti. <http://www.tomodent.fi/index.php?article_id=61&_subm_1>.
- 19 PDF-kirja. Eric Whaites. Third edition - 2002. Essentials of Dental Radiography and Radiology.
- 20 Anttila, Miika. 2010. Intraoral Imaging. Power Point esitys. PaloDEX Group Oy.
- 21 Saarinen, Jyrki. 2010. Extraoral Imaging. Power Point esitys. PaloDEX Group Oy.
- 22 Linnosaari, Matti. 2010. Introduction to 3D Imaging. Power Point esitys. PaloDEX Group Oy.
- 23 Tattari, Esko. 2008. Elektroniikan perusteet. Muistiinpanot. Metropolia Ammattikorkeakoulu.