

Kappaleen sisäisen tarkastelutilavuuden rekonstruointi röntgentomografiassa

Pro gradu -tutkielma, 12.4.2018

Tekijä:

JUSSI LAITINEN

Ohjaaja:

MARKKU KATAJA



JYVÄSKYLÄN YLIOPISTO
FYSIIKAN LAITOS

Tiivistelmä

Laitinen, Jussi

Kappaleen sisäisen tarkastelutilavuuden rekonstruointi röntgentomografiassa

Pro gradu -tutkielma

Fysiikan laitos, Jyväskylän yliopisto, 2018, 57 sivua

Röntgentomografia on kuvantamismenetelmä, jonka avulla kappaleesta pystytään muodostamaan kolmiulotteinen rekonstruktio ilman kappaleen rikkomista. Tutkittavasta näytteestä otetaan useasta eri suunnasta varjokuvia, joista lasketaan kappaleen rakenteen paljastavia poikkileikekuvia. Jyväskylän yliopiston fysiikan laitoksella tutkitaan heterogeenisiä materiaaleja röntgenmikrotomografialla, joka mahdollistaa mikrometriä kooluokkaa olevan erotuskyvyn saavuttamisen.

Tavanomaisia rekonstruktioalgoritmeja käytettäessä on tärkeää, että tutkittava kappale mahtuu kokonaisuudessaan jokaiseen otettuun varjokuvaan. Muuten rekonstruktiossa voi esiintyä sen kvantitatiivista analysointia vaikeuttavia artefakteja. Tämän työn tavoitteena on toteuttaa kaksi röntgenmikrotomografiakuvaan sopivaa menetelmää varjokuvien korjaamiseen siten, että virheettömän rekonstruktion tekeminen kappaleen sisäisestä tarkastelutilavuudesta (*engl. region of interest, ROI*) on mahdollista, sekä arvioida toteutettujen menetelmien käyttökelpoisuutta. Toteutetut menetelmät perustuvat varjokuvien korjaamiseen hyödyntäen koko kappaleen rekonstruktion uudelleenprojisointia. Korjauksen tekemistä varten tulee suorittaa kaksi kuvausta tutkittavalle näytteelle, yksi koko kappaleelle ja toinen kiinnostuksen kohteena olevalle pienemmälle tarkastelutilavuudelle kappaleen sisällä.

Menetelmistä tehtiin kaksiulotteiset toteutukset Matlab-ohjelmointikielellä, minkä jälkeen niitä testattiin täysin simuloidulla tomografiakuvausella. Simulaatiot osoittivat menetelmien toimivan ideaalisessa tilanteessa todella hyvin. Tämän jälkeen menetelmien toimivuutta kokeiltiin oikeissa tomografiakuvausissa puukorkki- ja kivinäytteelle. Menetelmät toimivat kohtalaisen hyvin tilanteissa, joissa näytteen paikka pysyi suunnilleen muuttumattomana pystysuunnassa ensimmäisen ja toisen kuvauksen välillä. Korjausten tekeminen ei kuitenkaan tuottanut merkittävää parannusta rekonstruktioiden laatuun varsinkaan puukorkin tapauksessa. Syynä tähän voi olla puukorkin tasalaatuinen rakenne. Menetelmien hyödyt tulevat luultavasti paremmin esiin silloin, kun tarkasteltava sisäinen tilavuus on pienempi näytteen kokoon verrattuna ja näytteen rakenne on heterogeenisempi. Seuraavat kehitysaskleet ovat hyvän kuvanrekisteröintialgoritmin toteuttaminen, algoritmien laajentaminen kolmiulotteisiksi ja suorituskyvyn parantaminen.

Avainsanat: röntgentomografia, sisäisen tarkastelutilavuuden rekonstruointi, rekonstruktion uudelleenprojisointi

Abstract

Laitinen, Jussi

Reconstructing a Subvolume of the Sample in X-ray Tomography

Master's thesis

Department of Physics, University of Jyväskylä, 2018, 57 pages.

X-ray tomography is a non-destructive imaging method, which makes it possible to reconstruct three-dimensional structure of the sample. Multiple X-ray projections of the sample are acquired from different directions from which two-dimensional cross-sectional slices of the sample can be calculated. A technique called X-ray microtomography, which allows spatial resolution order of micrometre, is utilized in Physics Department of University of Jyväskylä to study various kinds of heterogeneous materials.

Ordinarily used reconstruction algorithms require that a whole sample must fit in each taken projection image. Otherwise a reconstruction can suffer from artefacts, which make quantitative image analysis difficult. The purpose of this work is to implement two methods to reconstruct a subvolume (or *region of interest*, *ROI*) of the sample without artefacts and evaluate usefulness of the implemented methods. The methods are based on utilizing a forward projection of the whole sample reconstruction. Thus, methods require two scans, one for the whole sample and another for the region of interest inside the sample.

Two-dimensional versions of the methods were implemented with Matlab and they were tested in the simulated tomography scans. Simulations showed that the methods work well in ideal situation. After simulations methods were tested in real scans for cork and stone samples. Methods worked quite well when the vertical movement of the sample was not remarkable between the whole body and region of interest scans. However, methods did not enhance the quality of the reconstruction remarkably especially in the case of cork sample, a structure of which is quite homogeneous. Benefits of the corrections would probably be more remarkable when the region of interest is smaller compared to a sample and a material of a sample is more heterogeneous. Next steps are to develop a good image registration algorithm, make three dimensional versions of the algorithms and make them more efficient.

Keywords: X-ray tomography, region of interest tomography, forward projection of reconstruction

Esipuhe

Päädyin tekemään Pro gradu -tutkielmaa tästä aiheesta tehtyäni ensin röntgenmikrotomografiaan liittyvän kandidaatintutkielman ja myöhemmin vielä erikoistyön. Haluan kiittää työni ohjaajaa Markku Katajaa haastavan aiheen tarjoamisesta ja asiantuntevasta ohjauksesta. Suuret kiitokset ansaitsevat myös Arttu Miettinen, Joni Parkkonen ja Tero Harjupatana, jotka jaksoivat opastaa milloin missäkin ohjelmointiin, kuva-analyysiin tai tomografiaan liittyvässä asiassa. Apunne oli korvaamatonta monissa tilanteissa. Kiitän vielä erikseen Annia kannustuksesta ja tutkielman oikoluvusta. Lopuksi esitän suurimmat kiitokseni vanhemmilleni ja sukulaisilleni pyyteettömästä tuesta, jota olette antaneet läpi opiskelujeni.

Jyväskylässä 12.4.2018

Jussi Laitinen

Sisältö

Tiivistelmä	i
Abstract	ii
Esipuhe	iii
1 Johdanto	1
2 Röntgentomografia	3
2.1 Röntgensäteilyn tuottaminen	3
2.2 Röntgensäteilyn vuorovaikutukset ja vaimeneminen	4
2.3 Röntgentomografian toimintaperiaate	5
2.4 Rekonstruktion laskeminen	6
2.5 Rekonstruktioissa esiintyvät artefaktit	8
3 Kappaleen sisäisen tarkastelutilavuuden projektoiden korjaaminen	11
3.1 Projektoiden korjaaminen koko kappaleen rekonstruktiota hyödyntäen	12
3.2 Projektoiden korjaaminen muilla menetelmillä	14
4 Algoritmien numeerinen toteutus	16
4.1 Viivaintegraalin laskeminen	16
4.2 Projektoiden laskeminen rekonstruoidusta kuvasta	18
4.3 Mitattujen projektoiden harmaasävyarvojen skaalaaminen	21
4.4 Mitattujen projektoiden korjaaminen	22
4.5 Menetelmien simulointi	23
5 Menetelmien kokeellinen testaaminen	27
5.1 Mittauslaitteistot	27
5.2 Näytteet ja mittaukset	29
5.3 Tulokset	32
6 Johtopäätökset	38
Lähteet	39
Liitteet	42
A Algoritmien numeerisia toteutuksia	42
A.1 Matlab-toteutus viivaintegraalin laskemiseen rekonstruktioista	42
A.2 Matlab-toteutus yksittäisen projektion laskemiseen	44

A.3	Matlab-toteutus yksittäisen projektion ja korjausdatan laskemiseen eliminointiin perustuvalla menetelmällä	46
A.4	Matlab-toteutus kahden kuvan harmaasävyarvojen yhdenmukaistamiseen	49
A.5	Projektioiden laskeminen ja korjaaminen täydentämiseen perustuvalla menetelmällä	49
A.6	Projektioiden laskeminen ja korjaaminen eliminointiin perustuvalla menetelmällä	52
B	Tutkittujen näytteiden rekonstruktioita	56
C	Xradia-laitteistolla tehdyn kuvauksen rekonstruktiot	57

1 Johdanto

Röntgensäteily on lyhytaaltoista ja korkeaenergistä sähkömagneettista säteilyä. Nimensä se on saanut keksijänsä Wilhelm Röntgenin mukaan, joka löysi röntgensäteilyn tutkiessaan katodisäteitä vuonna 1895 [1]. Muusta sähkömagneettisesta säteilystä, kuten valosta tai radioaalloista, se ei eroa muuten kuin energiansa ja aallonpituutensa osalta. Ominaisuuksiltaan röntgensäteily on kuitenkin varsin poikkeavaa verrattuna esimerkiksi valoon tai muuhun pitkäaaltoiseen sähkömagneettiseen säteilyyn: korkean energiansa ansiosta röntgensäteily on erittäin läpitunkevaa ja ionisoivaa. Röntgensäteilyn läpitunkevuutta voidaan hyödyntää muun muassa erilaisten kappaleiden varjokuvaukseen. Varjokuvausta voidaan soveltaa esimerkiksi lääketieteellisiin tarkoituksiin, matkalaukkujen tarkistamiseen ja teollisuudessa hitsausliitosten laadun tutkimiseen.

Perinteinen röntgensäteilyyn perustuva varjokuvaus esittää kolmiulotteisen kohteen kaksiulotteisena varjokuvana. Monimutkaisen kappaleen sisäistä rakennetta on hankala hahmottaa tällaisesta kuvasta. Jos varjokuvia otetaan kuitenkin useasta eri suunnasta, varjokuvista on mahdollista rekonstruoida kappaleen sisäisen rakenteen paljastavia poikkileikkauskuvia. Tästä menetelmästä käytetään nimitystä röntgentomografia.

Varjokuvien rekonstruointi perinteisesti käytetyillä menetelmillä edellyttää, että kuvattava kohde mahtuu kokonaisuudessaan jokaiseen otettuun varjokuvaan. Jos näin ei ole, rekonstruktiossa voi esiintyä sen tulkintaa haittaavia vääristymiä eli artefakteja. Vaatimus aiheuttaa ongelmia sellaisessa tilanteessa, jossa isokokoinen näyte haluttaisiin kuvata suurella erotuskyvyllä. Halutun erotuskyvyn saamiseksi projektiokuvia joudutaan ottamaan suuremmalla suurennoksella, minkä seurauksena koko kappale ei mahdu välttämättä varjokuviin. Ongelma voidaan kiertää materiaalitutkimuksessa pienentämällä näytettä sopivan kokoiseksi esimerkiksi hiomalla. Tämä ei ole kuitenkaan aina mahdollista, ja lisäksi alkuperäinen näyte joudutaan rikkomaan.

Varjokuvien rekonstruointiin on algoritmeja, jotka mahdollistavat tarkan rekonstruktion laskemisen puutteellisista varjokuvista huolimatta [2, 3]. Nämä menetelmät eivät toimi kuitenkaan täysin yleisessä tapauksessa. Eksaktiin rekonstruktioon pyrkivien algoritmien lisäksi on kehitetty menetelmiä, joissa puutteellisia varjokuvia laajennetaan artefaktien välttämiseksi. Varjokuvien ulkopuolelle jäävät osat voidaan esimerkiksi ekstrapoloida sopivalla funktiolla [2]. Asetta monimutkaisemmassa versiossa laajennus tehdään suorittamalla kaksi erillistä tomografiokuvausta eri geometrisillä suurennoksilla [4–8]. Ensimmäisessä kuvauksessa otetaan varjokuvia koko kappaleesta pienellä suurennoksella ja toisessa vain kiinnostuksen kohteena olevasta tarkastelutilavuudesta (*engl. region of interest, ROI*) suuremmalla suurennoksella.

Toisen kuvauksen varjokuvia laajennetaan ensimmäisen kuvauksen varjokuvilla tai niistä tehdyn rekonstruktion uudelleenprojisoinnilla.

Jyväskylän yliopiston fysiikan laitoksella käytetään röntgentomografiaa erilaisten heterogeenisten materiaalien kuvantamiseen. Tutkimusvälineinä käytetään mikro- ja nanotomografialaitteistoja, joilla pystytään saavuttamaan parhaimmillaan jopa 50 nm:n resoluutio. Tutkimuskohteina ovat olleet muun muassa betoni, puukuidut ja erilaiset komposiittimateriaalit. Materiaalien luonteesta johtuen näytteen pienentäminen hiomalla on monissa tilanteissa mahdotonta. Tutkimuksessa olisikin tarvetta menetelmälle, jolla pystyttäisiin rekonstruoimaan näytteen sisäinen tarkastelutilavuus.

Tämän tutkielman tavoitteena on toteuttaa kaksi koko kappaleen rekonstruktion uudelleenprojisointiin perustuvaa menetelmää kappaleen sisäisen tarkastelutilavuuden mallintamiseksi sekä arvioida menetelmien käyttökelpoisuutta. Suurin hyöty menetelmistä olisi, jos ne saisi toimimaan siten, että vaadittavat kuvaukset voitaisiin suorittaa eri laitteilla tai eri objektiiveilla. Työssä pyritään myös saamaan tietoa menetelmien laajennettavuudesta tällaisiin tilanteisiin. Menetelmät toteutetaan ja testataan ensimmäisenä tietokonesimulaatioita hyväksi käyttäen, minkä jälkeen menetelmien toimivuutta testataan oikeissa tomografiakuvauksissa.

Seuraavassa luvussa käsitellään röntgentomografian teoriataustaa ja rekonstruktiossa esiintyviä artefakteja. Tämän jälkeen käydään työssä käytettävien menetelmien ideat tarkemmin läpi sekä esitellään muita varjokuvien korjaamiseen sopivia menetelmiä luvussa 3. Luku 4 käsittelee työssä käytettävien menetelmien käytännön toteutusta. Luvun lopuksi esitetään simulaatioiden tulokset. Käytännön mittauksien tulokset esitetään luvussa 5. Luvussa 6 kerrataan keskeiset tulokset ja pohditaan menetelmien käyttökelpoisuutta.

2 Röntgentomografia

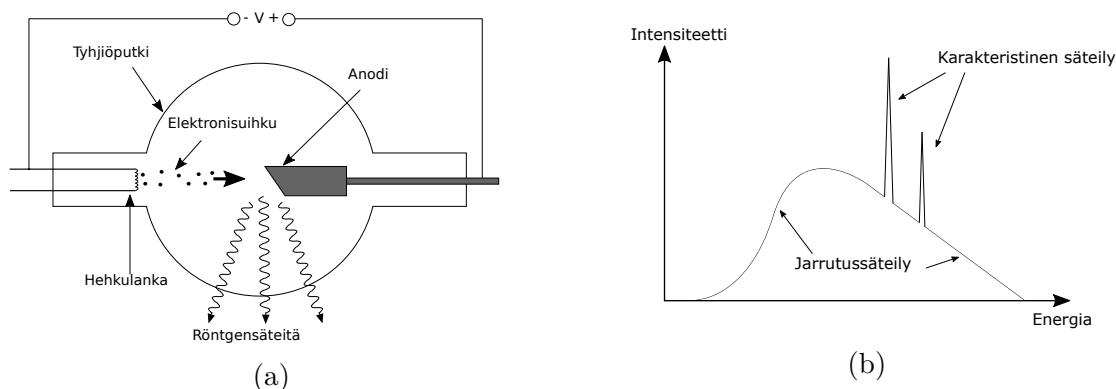
Tässä luvussa käydään lyhyesti läpi työn kannalta oleelliset asiat röntgentomografiasta. Luvun ensimmäisessä ja toisessa alaluvussa kerrotaan röntgensäteilystä ja sen ominaisuuksista. Kolmannessa ja neljännessä alaluvussa käsitellään röntgentomografian toimintaperiaate ja varjokuvien rekonstruointi. Lopuksi kerrotaan erilaisista vääristymistä eli artefakteista, joita rekonstruktioissa voi esiintyä.

2.1 Röntgensäteilyn tuottaminen

Röntgensäteily on sähkömagneettista säteilyä, jonka aallonpituus λ luokitellaan tavallisesti välille 0,01–10 nm [2]. Näitä aallonpituuksia vastaavat energiat ovat 124 eV– 124 keV yhtälön

$$E = \frac{hc}{\lambda}$$

perusteella, missä h on Planckin vakio ja c on valonnopeus. Röntgensäteilyä tuotetaan useimmiten röntgenputkella [1, 9, 10], jonka keskeisimmät osat on esitetty kuvassa 1a. Tyhjiöputken sisällä olevien anodin ja katodin välille on kytketty tyypillisesti 15 kV–150 kV suuruinen kiihdytysjännite siten, että anodin potentiaali on suurempi kuin katodin. Kun katodilla olevaa hehkulankaa lämmitetään, siitä irtoaa elektroneita, jotka kiihtyvät kohti anodia kiihdytysjännitteen vaikutuksesta. Elektronien osuessa anodiin niiden liike-energia muuttuu röntgensäteilyksi ja anodimateriaalin elektronien lämpöliikkeeksi. Suurin osa energiasta menee hukkalämmöksi, minkä takia anodimateriaalilta vaaditaan hyvää lämmönjohtavuutta ja korkeaa sulamispistettä.



Kuva 1: (a) Röntgenputken rakenne. Hehkulangalta irronneet elektronit ohjataan kiihdytysjännitteellä anodille, jossa syntyy röntgensäteilyä. (b) Röntgenputkesta saatavan säteilyn spektri muodostuu jarrutussäteilystä ja karakteristisesta säteilystä.

Röntgensäteilyä syntyy anodilla kahdella eri mekanismilla [1, 2, 9, 10]. Ensimmäisessä tavassa säteilyä emittoituu elektronien ollessa voimakkaasti kiihtyvässä liikkeessä atomin ytimien sähkökentässä. Tätä säteilyä kutsutaan jarrutussäteilyksi, ja se saa aikaan röntgenlähteen spektriin jatkuvan osan kuvassa 1b. Suurin mahdollinen spektrin energia määräytyy elektronien maksimiliike-energian perusteella ja siten suoraan kiihdytysjännitteen perusteella. Toinen mahdollinen säteilyn synty tapa on niin sanottu karakteristinen röntgensäteily. Sitä syntyy, kun anodille saapuvat elektronit irrottavat anodin atomien alimmilta energiatasoilta elektroneita ja ylemmiltä energiatasoilta siirtyy elektroni vapautuneelle alemman energiantason tilalle. Karakteristinen säteily näkyy röntgenlähteen spektrissä kuvassa 1b terävinä piikkeinä. Piikkien paikat riippuvat anodin materiaalista.

2.2 Röntgensäteilyn vuorovaikutukset ja vaimeneminen

Röntgensäteilyn keskeisimmät vuorovaikutukset materiaalien kanssa ovat koherentti sironta, Comptonin sironta ja valosähköinen ilmiö [1, 9]. Koherentissa siroonnassa röntgensäteilyn fotonien energia muuttuu atomien elektronien harmoniseksi värähtelyliikkeeksi. Värähtelyjen energia muuttuu edelleen takaisin röntgensäteilyksi, jonka suunta poikkeaa alkuperäisestä. Comptonin siroonnassa osa röntgensäteilyn fotonin energiasta irrottaa atomiin löyhästi sitoutuneen elektronin. Fotonin energia pienenee ja suunta muuttuu liikemäärän ja energian säilymlakien mukaisesti. Valosähköisessä ilmiössä puolestaan fotoni luovuttaa kaiken energiansa vapauttaen elektronin atomin sisimmiltä elektronikuorilta. Korkeamman energian tiloilta voi siirtyä vapautuneelle tilalle elektroni, minkä seurauksena emittoituu karakteristista röntgensäteilyä.

Kun röntgensäteily kulkee materiaalin läpi, sen intensiteetti pienenee valosähköisen ilmiön ja lukuisten peräkkäisten sirontatapahtumien seurauksena. Vaimenemista voidaan kuvata Beer–Lambertin lailla:

$$\frac{I}{I_0} = \exp \left[- \int \mu(s) ds \right], \quad (1)$$

missä I on vaimentuneen säteilyn intensiteetti, I_0 säteilyn alkuperäinen intensiteetti ja μ materiaalille ominainen lineaarinen vaimennuskerroin [1, 2, 9, 10]. Suhdetta I/I_0 kutsutaan transmittanssiksi. Vaimennuskertoimen arvo riippuu myös energiasta ja siksi yhtälö (1) pitää paikkansa tarkasti vain monokromaattiselle säteilylle. Jos energiariippuvuus halutaan ottaa huomioon, voidaan käyttää yhtälöä

$$I = \int \frac{dI_0(E)}{dE} \exp \left[- \int \mu(s, E) ds \right] dE, \quad (2)$$

missä E on energia ja $dI_0(E)/dE$ intensiteettitiheys [11]. Yhtälön (2) integraali on haastavaa laskea, minkä takia monissa käytännön sovelluksissa rajoitutaankin käyttämään usein yhtälöä (1). Yleisesti ottaen energian kasvaessa vaimennuskertoimen arvot pienenevät. Tämän seurauksena polykromaattisen säteilyn kulkiessa

materiaalin läpi pienimmät spektrin energiat vaimenevat nopeammin kuin suuremmat energiat [1, 2, 9, 10]. Näin ollen materiaalin läpi tulevan säteilyn keskimääräinen energia kasvaa ja säteilyn sanotaan koventuneen.

2.3 Röntgentomografian toimintaperiaate

Kun tutkittavaan kappaleeseen kohdistetaan röntgensäteilyä ja kappaleen läpi tulleen säteilyn intensiteetti mitataan röntgenilmmaisimella, saadaan kappaleesta muodostettua varjokuva eli projektio. Projektion pikseleiden arvot p määritellään tässä työssä transmittanssin luonnollisen logaritmin vastaluvuksi, jolloin yhtälön (1) perusteella pikselin arvo kuvaa viivaintegraalia:

$$p = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \int \mu(s) ds. \quad (3)$$

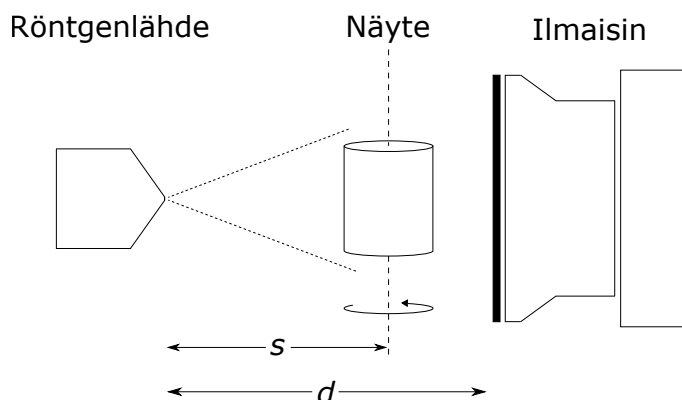
Projektio esittää kolmiulotteisen kohteen kaksiulotteisena kuvana ja siitä on siten hankala erottaa kappaleen sisäistä rakennetta. Sisäinen rakenne on mahdollista selvittää tekniikalla, jota kutsutaan röntgentomografiaksi. Tomografiakuvauksessa projektioita otetaan näytteestä useasta eri suunnasta (katso kuva 2). Kun projektioita on mitattu tarpeeksi paljon, niistä voidaan rekonstruoida tietokoneella pyörimisakselia vastaan kohtisuoraan olevia poikkileikekuvia näytteestä. Poikkileikekuvat esitetään yleensä harmaasävykuvina, joissa yksittäisen pikselin arvo on verrannollinen kyseisen kohdan vaimennuskertoimen arvoon.

Röntgentomografiaa, jossa saavutetaan vähintään 50–100 μm :n resoluutio, kutsutaan röntgenmikrotomografiaksi [10]. Tomografiakuvaus mikrotomografialaitteistolla suoritetaan tyypillisesti kuvan 2 kaltaisella laitteistolla. Laitteisto koostuu röntgenlähteestä, pyöritettävästä näytteen pidikkeestä sekä röntgenilmmaisimesta. Röntgenlähteenä käytetään tavallisesti röntgenputkea, jossa elektronisuihku fokusoidaan osumaan anodille pienelle alueelle, josta röntgensäteilyä emittoituu. Tyypillisesti tämä röntgensäteilyn lähdealue on halkaisijaltaan mikrometrien kokoluokkaa. Osa lähdealueelta tulevasta säteilystä poistuu röntgenputken ulkopuolelle kartiomaisena säteilykeilana. Ilmaisimena koostuu tuikelevystä ja kamerasta, joka voi olla esimerkiksi CCD-kenno (*engl. charge coupled device*). Tuikelevyllä röntgensäteily muutetaan näkyväksi valoksi, joka ohjataan edelleen kameralle mitattavaksi.

Kartiomaisen säteilykeilan ansiosta projektioista saadaan suurennettu kuva säätämällä lähteen, näytteen ja ilmaisimen väliset etäisyydet sopiviksi. Suurennoskerroin M voidaan laskea röntgenlähteen ja ilmaisimen sekä röntgenlähteen ja näytteen välisistä etäisyyksistä d ja s :

$$M = \frac{d}{s}. \quad (4)$$

Joissain laitteistoissa käytetään lisäksi optiikkaa tuikelevyn ja kameran välissä suurentamaan projektioita vielä lisää.



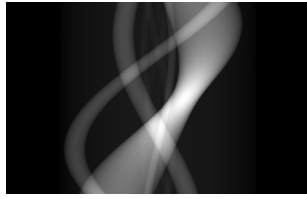
Kuva 2: Kaaviokuva röntgenmikrotomografialaitteiston toiminnasta.

Röntgentomografian spatiaaliseen resoluutioon eli erotuskykyyn vaikuttavia tärkeimpiä tekijöitä ovat röntgensäteilyn lähdealueen koko ja röntgenilmaisimen pikselikoko. Usein rajoittavaksi tekijäksi muodostuu säteilyn lähdealueen koko, joka ollessaan liian suuri aiheuttaa pienten yksityiskohtien sumentumisen ja puolivarjon rekonstruktioon [10]. Riittävän pieni lähdealueen ja ilmaisimen pikseleiden koko mahdollistavat edellä mainitun geometrisen suurennoksen käyttämisen tomografiakuvauksessa.

2.4 Rekonstruktion laskeminen

Projektiosta voidaan laskea rekonstruktio esimerkiksi iteratiivisilla ja algebrallisilla menetelmillä tai suodatetulla takaisinprojisoinnilla [10]. Useimmin käytetty algoritmi on suodatettu takaisinprojisointi tai jokin muu siihen perustuva menetelmä. Algoritmin johtaminen on esitetty esimerkiksi lähteissä [2, 11, 12], eikä sitä käydä tässä tarkemmin läpi. Nimensä mukaisesti algoritmi koostuu projektioiden suodattamisesta ja suodatettujen projektioiden takaisinprojisoinnista. Näitä vaiheita on havainnollistettu kuvassa 3 kahdessa ulottuvuudessa yhdensuuntaisten röntgensäteiden tapauksessa. Kuvassa 3a on esitetty tietokoneella lasketut yksiuotteiset projektiot sinogrammin muodossa kappaleesta. Sinogrammin yksi rivi vastaa tietystä suunnasta otettua projektiokuvaa. Algoritmin ensimmäisessä vaiheessa projektiota lasketaan Fourier-muunnos ja ne suodatetaan Fourier-avaruudessa. Suodatuksen jälkeen suoritetaan käänteismuunnos, jonka tuloksena saadaan kuvan 3b kaltaiset projektiot. Tämän jälkeen projektiot takaisinprojisoidaan rekonstruktiohilaan. Jokaisen suodatetun projektion pikselin harmaasävyarvo lisätään kaikkiin rekonstruktiohilan pisteisiin, joiden kautta kyseiseen pikseliin osunut säde on kulkenut. Kuvissa 3c, 3d, 3e ja 3f on esitetty takaisinprojisoinnin tulos eri projektioiden määrillä. Projektioiden määrän kasvaessa riittävän suureksi kohteesta muodostuu tarkka kuva.

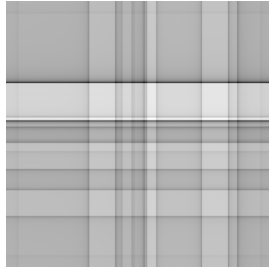
Kuvan 2 kaltaisessa tilanteessa, jossa röntgenlähteen muodostama säteilykeila on kartiomainen ja kameralla mitataan kaksiuotteisia projektiota, pitää käyttää muokattua versiota suodatetusta takaisinprojisointialgoritmista. Yksi käytetyimmistä algoritmeista on Feldkampin ym. [13] kehittämä algoritmi, joka on tavallisen takai-



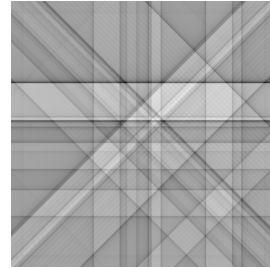
(a)



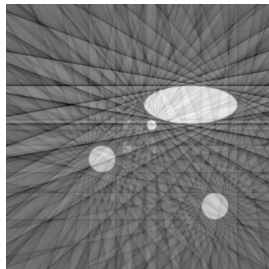
(b)



(c)



(d)



(e)

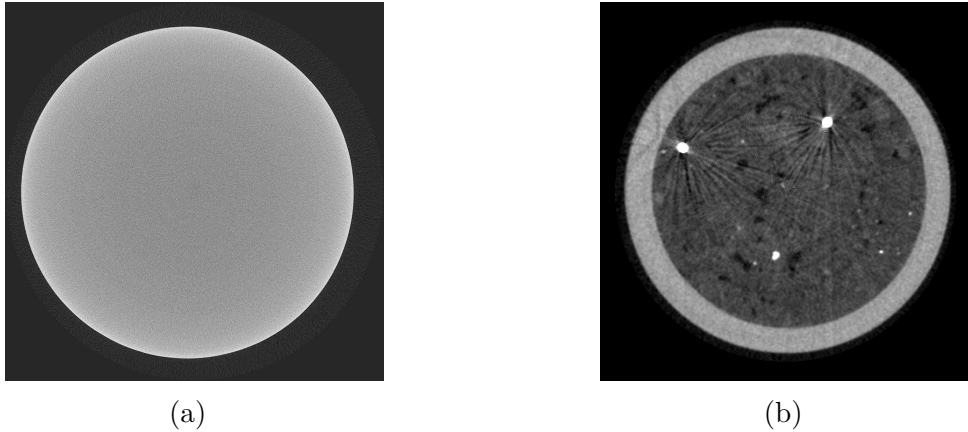


(f)

Kuva 3: Suodatetun takaisinprojisoinnin idea. (a) Sinogrammi tietokoneella piirretystä testinäytteestä. (b) Suodatettu sinogrammi. (c) Kahden projektion rekonstruktio. (d) Neljän projektion rekonstruktio. (e) 18 projektion rekonstruktio. (f) 360 projektion rekonstruktio.

sinprojisoinnin yleistys. Sitä hyödyntää myös tässä työssä kuvien rekonstruointiin käytetty ohjelma.

Monokromaattista säteilyä käytettäessä rekonstruktion harmaasävyarvot ovat suoraan verrannollisia kyseisen kohdan vaimennuskertoimen arvoon. Polykromaattisen säteilyn tapauksessa tilanne on monimutkaisempi johtuen vaimennuskertoimien energiariippuvuudesta. Kun säteilyn spektri on sama ennen ja jälkeen näytteen, voidaan harmaasävyarvojen ajatella kuvaavan säteilyn spektrin efektiivistä energiaa vastaavia vaimennuskertoimen arvoja [14, 15] (katso [11]). Efektiivinen energia määritellään energiaksi, joka tuottaa rekonstruktioon samat harmaasävyarvot kuin polykromaattinen säteily.



Kuva 4: Säteilyn koventuminen, sironta ja vaimentuminen saavat aikaan artefakteja rekonstruktioon. Kuvassa (a) säteilyn koventumisen seurauksena alumiinisylinterin reuna-alueet ovat kirkkaampia kuin keskikohta. Kuvassa (b) voimakkaasti säteilyä vaimentavat kohdat bentoniittinäytteessä saavat aikaan viiva-artefakteja.

2.5 Rekonstruktioissa esiintyvät artefaktit

Täydellisen rekonstruktion tekeminen mitatuista projektioista on haastavaa. Lopullisessa rekonstruktiossa esiintyykin aina eri syistä johtuvia vääristymiä, joita todellisessa näytteessä ei ole. Tällaisia vääristymiä kutsutaan artefakteiksi [10, 16, 17]. Artefaktit voidaan luokitella syntymekanisminsa perusteella erilaisiin ryhmiin. Esimerkiksi röntgensäteilyn fysikaalisista ominaisuuksista seuraavat artefaktit muodostavat yhden selkeän luokan. Muita tyypillisiä artefaktien lähteitä ovat mittauslaitteiston epäideaalisuudet, pyörimisakselin ja näytteen liike sekä teorian ja oikean mittausasetelman väliset eroavaisuudet. Artefaktien vaikutuksen minimoimiseksi on tärkeää kalibroida mittauslaitteisto mahdollisimman hyvin ja säätää käytettävät kuvausparametrit optimaalisiksi. Aina virhelähteitä ei saada poistettua ennen kuvausta, jolloin niiden vaikutus rekonstruktioon pitää eliminoida jälkikäteen.

Säteilyn kovenemisen seurauksena rekonstruktioon voi syntyä ylöspäin kovera harmaasävyprofiili, jolloin kappaleen reunat ovat rekonstruktiossa kirkkaammat kuin keskikohta [10, 16]. Esimerkki tällaisesta tilanteesta on esitetty kuvassa 4a, jossa on rekonstruktio homogeenisestä alumiinisylinteristä. Säteilyn kovenemisen ja siroamisen yhteisvaikutuksesta rekonstruktioon voi lisäksi syntyä viivamaisia muodostelmia voimakkaasti säteilyä absorboivien kohteiden lähistölle [17]. Näin on käynyt esimerkiksi kuvan 4b bentoniittinäytteessä, jossa voimakkaasti säteilyä vaimentavat kohdat saavat aikaan ympärilleen näytteeseen kuulumattomia viivoja.

Monissa rekonstruktio-ohjelmissa säteilyn koveneminen voidaan ottaa huomioon rekonstruktiovaiheessa korjaamalla projektioita sopivalla parametrilla [18]. Paras parametrin arvo etsitään kokeilemalla. Kuvauksen aikana säteilyn koveneminen voidaan ottaa huomioon käyttämällä matalat energiat poistavaa suodatinta röntgenlähteen edessä ja säätämällä käytettävä kiihdytysjännite sopivaksi ennen kuvauksen alkua.

Yleensä pienelle ja vähän säteilyä absorboivalle näytteelle käytetään pientä kiihdytysjännitettä. Suurikokoiselle ja voimakkaasti säteilyä absorboivalle näytteelle käytetään sen sijaan suurta kiihdytysjännitettä, ja röntgenlähteen spektristä suodatetaan matalimmat energiat pois.

Monet mittausrakenteiden ominaisuudet saavat myös aikaan artefakteja rekonstruktioon. Ilmaisimelle tulevan säteilyn intensiteetti ei ole vakio joka kohdassa ilmaisinta, ja lisäksi ilmaisimen pikseleiden välillä on monesti herkkyyseroja [10]. Erityisesti pikseleiden herkkyyserojen seurauksena rekonstruktioon voi syntyä rengasmaisia kuvioita [10, 16, 17]. Ongelmien välttämiseksi ilmaisimissa pitää kalibroida mahdollisimman tarkasti. Lisäksi on syytä suorittaa aina referenssikuvaukset ilman näytettä ennen varsinaista kuvausta, minkä avulla voidaan ottaa huomioon epätasainen intensiteettijakauma sekä osittain myös pikseleiden herkkyyserot. Olkoon mitattu intensiteetti ilman näytettä $I_a = I_0 \exp(-\int \mu_a ds)$, missä μ_a on ilman vaimennuskerroin. Jos mitattu intensiteetti näytteen kanssa on $I = I_0 \exp(-\int \mu ds)$, korjattu transmittanssi on yhtälön (1) perusteella

$$\frac{I}{I_a} = \exp\left[-\int (\mu - \mu_a) ds\right] = \exp\left[-\int \tilde{\mu} ds\right]. \quad (5)$$

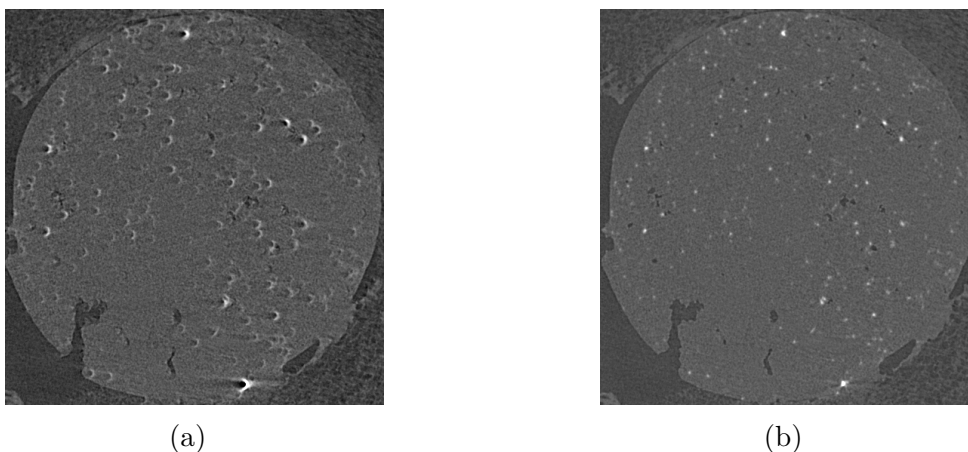
Referenssikuvauksella korjattujen projektoiden rekonstruktion harmaasävyt kuvaavat näin ollen tarkalleen ottaen vaimennuskerrointa $\tilde{\mu}$. Kuvauksen yhteydessä voidaan myös huomioida ilmaisimen vaste, kun röntgenlähde on pois päältä. Korjatuksi transmittanssin arvoksi saadaan silloin

$$T = \frac{I - I_d}{I_a - I_d},$$

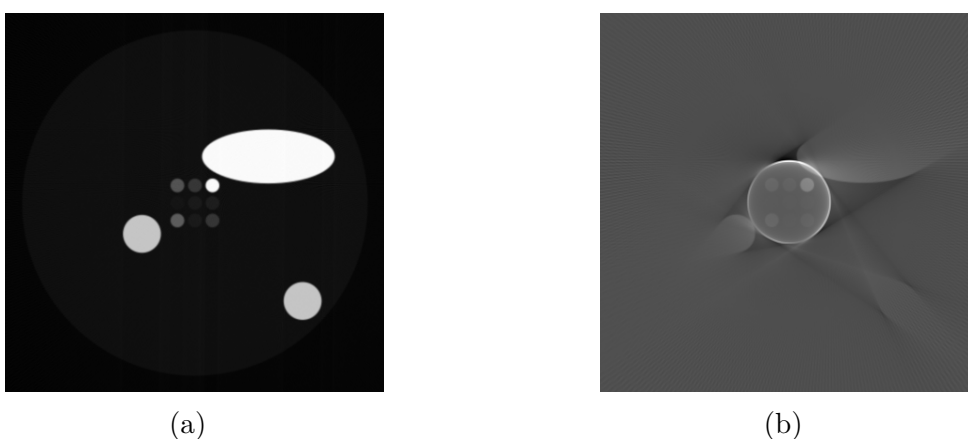
missä I_d on intensiteetti kun röntgenlähde on pois päältä. Kaupallisissa mikrotomografialaitteistoissa on lisäksi ominaisuuksia, joilla pikseleiden herkkyyserojen vaikutusta ja siten rengasartefaktien syntymistä voidaan vähentää liikuttelemalla näytettä satunnaisesti pieniä määriä projektoiden ottamisen välillä [18, 19].

Pyörimisakselin kallistuma, liike tai sivuttaissuuntainen poikkeama oletetusta aiheuttavat niin ikään artefakteja [10]. Rekonstruktio-ohjelmat laskevat yleensä poikkileikekuvia projektioista riveittäin ja pienikin kallistuma pyörimisakselissa ilmaisimen pintaan nähden johtaa ongelmiin. Kallistuman tai pyörimisakselin mekaanisen liikkeen huomioiminen jälkikäteen on todella hankalaa. Sen sijaan sivuttaissuuntainen poikkeama oletetusta voidaan ottaa huomioon siirtämällä projektioita oikeaan suuntaan ennen rekonstruointia. Siirtäminen tehdään rekonstruktio-ohjelmissa etsimällä oikea arvo jälkikohdistusparametrille (*engl. post alignment tai center shift*), joka kertoo kuinka monta pikseliä pyörimisakselin paikka on sivussa kameran keskikohdasta [18]. Kuvassa 5a on rekonstruktio projektioista, joissa pyörimisakselin ja kameran keskikohdan paikat eroavat viiden kameran pikselin verran. Kuvasta nähdään, että rekonstruktion pistemäiset yksityiskohdat muuttuvat puolikuun muotoisiksi. Kuvassa 5b projektioita on siirretty oikeaan suuntaan ennen rekonstruointia, jolloin rekonstruktioon ei tule vääristymiä.

Rekonstruoinnin taustalla oleva teoria asettaa tiettyjä vaatimuksia tomografiakuvauxselle [2]. Teoriassa suodatettu takaisinprojisointi edellyttää ääretöntä määrää projektioita, mutta oikeassa tilanteessa joudutaan tyytymään luonnollisesti äärelliseen määrään. Riittämättömästä kuvien määrästä johtuen rekonstruktiossa voi esiintyä oikeaan näytteeseen kuulumattomia kuvan 3e kaltaisia juovia. Rekonstruktion laatu paranee, kun sen laskemiseen käytettävien projektioden määrää lisätään. Projektioita tulee kerätä myös riittävän laajalta alueelta. Lisäksi suodatetun takaisinprojisoinnin käyttö edellyttää, että koko näyte mahtuu joka suunnasta otettuun projektiioon. Jos näin ei ole, rekonstruktioon syntyy kuvassa 6 havainnollistettu vääristynyt harmaasävyjen jakauma, jossa harmaasävyarvot kasvavat reunoja kohti liikuttaessa. Seuraava luku käsittelee projektioden korjaamista siten, että suodatettua takaisinprojisointia voidaan käyttää.



Kuva 5: Rekonstruktio hiilikuitutangosta. Kuvassa (a) pyörimisakselin ja kameran keskikohdan välinen ero on viisi kameran pikseliä. Kuvassa (b) on korjattu versio kuvasta (a).



Kuva 6: Kuvassa (a) on rekonstruktio täydellisistä projektioista, joihin koko kappale mahtuu. Kuvassa (b) on rekonstruktio saman kappaleen keskikohdasta siten, ettei kappale mahdu kokonaisuudessaan projektioihin.

3 Kappaleen sisäisen tarkastelutilavuuden projektiodien korjaaminen

Tarkan rekonstruktion tekeminen suodatettua takaisinprojisointia käyttäen edellyttää, että tutkittava näyte mahtuu kokonaisuudessaan otettuihin projektiokuviin, kuten edellisessä luvussa kerrottiin. Monissa tilanteissa ollaan kuitenkin kiinnostuneita kuvaamaan kappaleen sisäinen tarkastelutilavuus mahdollisimman suurella erotuskyvyllä. Halutun erotuskyvyn saamiseksi projektiodien ottamiseen käytettävää suurennosta on kasvatettava, jolloin koko kappale ei mahdu välttämättä projektioihin. Ongelman ratkaisemiseksi inversio-ongelmien tieteenalalla on etsitty uudenlaisia rekonstruointimenetelmiä, joilla puutteellisesta projektiodatasta pystytään laskemaan eksakti rekonstruktio tutkittavasta näytteestä [2, 3]. Nämä menetelmät ovat ainakin toistaiseksi rajoittuneet vain tietyntilanteisiin eikä niillä pysty saamaan yksikäsitteistä ratkaisua kaikissa mahdollisissa tilanteissa.

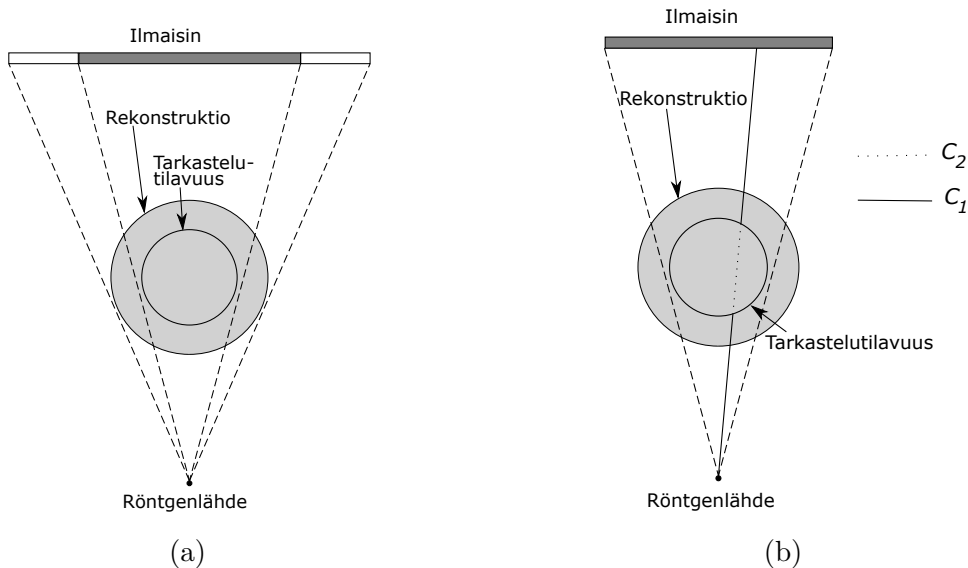
Kokeelliset lähestymistavat perustuvat projektiodien korjaamiseen sellaisiksi, että suodatettua takaisinprojisointia voidaan käyttää. Eräs varsin käyttökelpoiselta vaikuttava idea on se, että suoritetaan kaksi erillistä kuvausta tutkittavalle näytteelle. Ensimmäisenä kuvataan koko kappale pienellä erotuskyvyllä, jonka jälkeen otetaan projektioita tarkastelutilavuudesta halutulla paremmalla erotuskyvyllä. Ensimmäisen kuvauksen projektioista tehdään rekonstruktio, jonka sopivalla uudelleenprojisoinnilla voidaan korjata toisen kuvauksen projektioita. Lopuksi korjatuista projektioista voidaan rekonstruoida tarkastelutilavuus.

Tässä työssä toteutetaan edellä kuvattu koko kappaleen rekonstruointiin perustuva menetelmä tarkastelutilavuudesta otettujen projektiodien korjaamiseksi. Tämä lähestymistapa valittiin projektiodien korjaamiseen, koska se vaikuttaa muihin vaihtoehtoihin verrattuna yleiskäyttöisimmältä. Teoriassa menetelmän pitäisi soveltua käytettäväksi myös siten, että koko kappaleen kuvaus ja tarkastelutilavuuden kuvaus voidaan suorittaa eri laitteilla. Rekonstruktioita voidaan käyttää kahdella erilaisella tavalla korjauksen tekemiseen, ja molempia näistä käytetään tässä työssä. Seuraavassa alaluvussa käydään läpi yleisellä tasolla projektiodien korjaamisen idea koko kappaleen rekonstruktioita hyödyntäen. Toisessa alaluvussa esitellään lyhyesti muita vaihtoehtoisia menetelmiä, joilla projektioita voidaan korjata.

3.1 Projektioden korjaaminen koko kappaleen rekonstruktiota hyödyntäen

Oletetaan, että on suoritettu kaksi tomografiakuvausta tutkittavalle näytteelle. Ensimmäisenä suoritettussa kuvauksessa tutkittava näyte mahtuu kokonaisuudessaan kaikkiin projektioihin pienellä erotuskyvyllä. Toisessa kuvauksessa on otettu projektioita tarkastelutilavuudesta halutulla suurella erotuskyvyllä. Suuremman erotuskyvyn saamiseksi projektioden ottamiseen joudutaan käyttämään suurempaa suurennosta, minkä seurauksena osa näytteestä jää projektio kuvien ulkopuolelle. Ensimmäisen kuvauksen projektioista on laskettu rekonstruktio, jota tullaan käyttämään toisen kuvauksen projektioden korjaamiseen.

Vaihtoehtoisia lähestymistapoja toisen kuvauksen projektioden korjaamiseen koko kappaleen rekonstruktiota hyödyntäen on kaksi. Ensimmäisen tavan ideana on laajentaa toisena suoritettun kuvauksen projektioita reunoilta siten, että koko kappale mahtuu laajennettuihin projektioihin [5, 6]. Se osa näytteestä, joka ei mahdu toisena suoritettun kuvauksen projektioihin, lasketaan koko kappaleen rekonstruktioista kuvan 7a mukaisesti. Kuvassa harmaa osa kamerasta esittää toisena suoritettun kuvauksen projektiota ja valkoiset osat sitä aluetta, joka lasketaan koko kappaleen rekonstruktioista. Valkoiset osat jaetaan kameran pikselin mittaisiin osiin, ja jokaiseen tällaiseen osaan lasketaan säde röntgenlähteeltä yhtälön (3) avulla. Lopuksi mitatut projektiot ja lasketut ulkopuoliset alueet yhdistetään laajennetuiksi projektioiksi, joihin koko kappale mahtuu.



Kuva 7: Säteiden laskeminen tarkastelutilavuudesta otettujen projektioden korjaamista varten. Kuvan (a) tavassa mitattuja projektioita laajennetaan reunoilta. Kuvan (b) tavassa lasketaan tarkastelutilavuuden ulkopuolisten alueiden vaikutus. Osa C_1 kuvaa tarkastelutilavuuden ulkopuolella ja osa C_2 sisäpuolella kulkevaa säteen C osaa.

Toisessa vaihtoehdossa koko kappaleen rekonstruktiosta lasketaan sellaiset projektiot, joiden avulla pystytään eliminoimaan tarkastelutilavuuden ulkopuolisen materiaalin vaikutus projektioihin. Samankaltaista ideaa on käytetty aikaisemmin sellaisessa tapauksessa, jossa tutkittavan kappaleen läpi kulkee samansuuntaisia säteitä, ja jossa näytteen ulkopuoliset alueet koostuvat homogeenisestä materiaalista [20]. Tarkastellaan kuvaa 7b, jossa on esitetty koko kappaleen rekonstruktio ja eräs säde C , joka tunnetaan toisena suoritetun kuvauksen perusteella. Säde C koostuu osista C_1 ja C_2 , joista ensimmäinen kuvaa tarkastelutilavuuden ulkopuolella ja jälkimmäinen sisäpuolella kulkevaa osaa. Yhtälön (3) perusteella saadaan

$$p = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \int_C \mu(s)ds = \int_{C_1} \mu(s)ds + \int_{C_2} \mu(s)ds. \quad (6)$$

Integraali $\int_{C_1} \mu(s)ds$ voidaan laskea koko kappaleen rekonstruktiosta. Termi p puolestaan tunnetaan toisena suoritetusta kuvauksesta. Näin ollen voidaan ratkaista viivaintegraali osalle C_2 yhtälöstä (6):

$$\int_{C_2} \mu(s)ds = p - \int_{C_1} \mu(s)ds.$$

Kun integraali $\int_{C_1} \mu(s)ds$ lasketaan kaikille projektion säteille, saadaan projektiokuva, jossa ei ole tarkastelutilavuutta. Kun tämä laskettu projektiio vähennetään vastaavasta mitatusta projektioista, tuloksena saadaan ideaalisessa tapauksessa sellainen projektiio, joka oltaisiin saatu mittaamalla fyysisesti pienennetty näyte vastaavalla kuvausgeometrialla.

Jotta toisessa kuvauksessa saataisiin otettua suuremmalla suurennoksella projektioita tarkastelutilavuudesta näytteen sisällä, joudutaan röntgenlähde, kameraa tai näytettä liikuttelemaan. Vaihtoehtoisesti suurennos voidaan saada aikaan suorittamalla kuvaukset eri laitteilla tai erilaisella optiikalla. Erilainen geometria tai optiikan muutos kuvausten välillä voi johtaa siihen, että pyörimisakselin paikka eri kuvausten projektioissa eroaa toisistaan. Eroavaisuus joudutaan ottamaan huomioon ennen toisena suoritetun kuvauksen projektioiden korjaamista. Wiegertin ym. [5] julkaisussa tämä tehdään esimerkiksi siten, että molempien kuvausten projektiot rekonstruoidaan, ja tämän jälkeen rekonstruktiolle tehdään 3D-rekisteröinti. Jos molemmat kuvaukset tehdään samalla laitteella ja suurennos saadaan aikaan geometrisesti, voidaan pyörimisakselien sivuttaissuuntainen siirtymä selvittää ottamalla jostain kalibraationäytteestä projektiokuvat käytettävillä suurennoksilla. Näitä projektioita vertaamalla voidaan selvittää pyörimisakselien sivuttaissuuntainen ero. Tätä menetelmää käytetään Chunin ym. [6] julkaisussa. Sivuttaissuuntaista siirtymää voidaan arvioida myös käyttämällä jälkikohdistusparametrin arvoa, joka määritetään ennen projektioiden rekonstruointia. Tätä tapaa käytettiin tässä työssä ja siitä kerrotaan lisää luvun 4.4 yhteydessä.

Kun tarvittavat projektiot toisen kuvauksen projektioiden korjaamiseksi on laskettu, pitää mitattujen ja laskettujen projektioiden harmaasävyarvot saada vastaamaan

toisiaan. Yksi vaihtoehto on laskea toisen kuvauksen projektiot ensimmäisen kuvauksen projektioiden rekonstruktioista kokonaan tai osittain. Tämän jälkeen mitattujen projektioiden harmaasävyarvot skaalataan lineaarisesti vastaamaan laskettujen projektioiden harmaasävyarvoja. Harmaasävyarvojen skaalaamisen käytännön toteutus käsitellään tarkemmin luvussa 4.3.

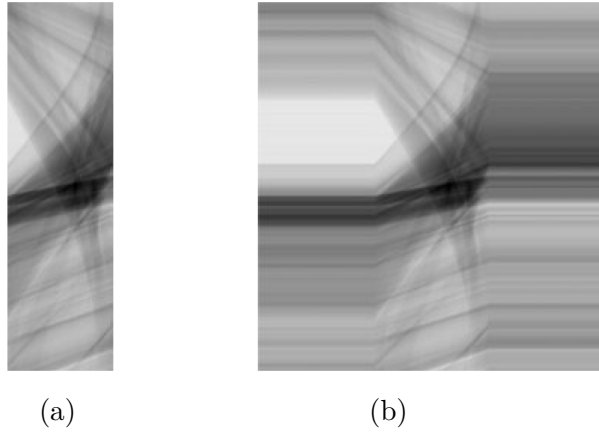
Esitetyissä tavoissa on paljon samaa, ja niiden työvaiheet ovat samat. Seuraavassa esitetään tiivistettynä eri vaiheet toisena suoritettun kuvauksen suuren erotuskyvyn projektioiden korjaamiseksi:

1. Suoritetaan kaksi tomografiakuvausta. Ensimmäisessä kuvauksessa kuvataan koko kappale pienellä erotuskyvyllä. Toisessa kuvauksessa kappaleesta kuvataan kappaleen sisäinen tarkastelutilavuus suuremmalla suurennoksella ja halutulla paremmalla erotuskyvyllä.
2. Rekonstruoidaan koko kappale.
3. Selvitetään toisena suoritettun kuvauksen pyörimisakselin paikka koko kappaleen rekonstruktiossa.
4. Lasketaan toisen kuvauksen projektioiden korjaamiseen tarvittavat korjausprojektiot koko kappaleen rekonstruktioista.
5. Skaalataan mitattujen projektioiden harmaasävyt vastaamaan korjausprojektioiden harmaasävyarvoja.
6. Suoritetaan mitattujen toisen kuvauksen projektioiden korjaaminen vaiheen 4 projektiolla.
7. Rekonstruoidaan korjatut toisen kuvauksen suuren erotuskyvyn projektiot.

3.2 Projektioiden korjaaminen muilla menetelmillä

Koko kappaleen kuvausta voidaan hyödyntää toisena suoritettun tarkastelutilavuuden projektioiden korjaamiseen myös siten, että koko kappaletta ei tarvitse rekonstruoida. Jos esimerkiksi toisessa kuvauksessa on otettu lukumäärän N verran projektiota tarkastelutilavuudesta ja ensimmäisenä suoritettussa koko kappaleen kuvauksessa lukumäärän $N/2$ verran projektiota, puuttuvat projektiot ensimmäisestä kuvauksesta saadaan muuttamalla projektioiden koko suurennoskertoimella (4) vastaamaan toisen kuvauksen projektiota, ja tämän jälkeen interpoloimalla puuttuvat kulmat lineaarisesti [7]. Lopuksi toisen kuvauksen projektiot yhdistetään vastaavien suurennettujen ensimmäisen kuvauksen projektioiden kanssa.

Jos koko kappaleen projektiota ei ole mitattu, voidaan toisen kuvauksen tarkastelutilavuuden projektiota laajentaa reunoilta ekstrapoloimalla sopivalla funktiolla [2]. Laajentamisella pyritään saamaan projektioiden harmaasävyt muuttumaan jatkuvasti projektioiden reunoilla tai vähintään siirtämään epäjatkuvuus kuva-alueen



Kuva 8: (a) Sinogrammi tarkastelutilavuudesta. (b) Kuvan (a) sinogrammin laajenus projektion reunimmaisten pikseleiden arvoilla. Jokaisen projektion molemmilta reunoilta lasketaan 40 pikselin harmaasävykeskiarvo, jolla projektioita laajennetaan. Kuva on muokattu lähteen [21] pohjalta.

ulkopuolelle, jolloin rekonstruktioon ei synny niin voimakasta kuvan 6b kaltaista artefaktia. Laajentamiseen perustuvien menetelmien selkein etu on, ettei niissä tarvitse suorittaa koko kappaleen kuvausta, ja että niiden toteuttaminen on yksinkertaista.

Yksinkertaisimmillaan projektioita laajennetaan projektioiden reunimmaisten pikseleiden harmaasävyarvoilla kuvassa 8 havainnollistetulla tavalla [21]. Reunimmaisten pikseleiden avulla laajentamisen on todettu tuottavan tietyissä tilanteissa kvalitatiivisen jopa kvantitatiivisen tarkastelun mahdollistavia rekonstruktioita. Laajentaminen voidaan myös tehdä esimerkiksi peilaamalla projektion p pikseleiden arvoja molemmille laidoille, jolloin laajennettu projektio p_l saadaan seuraavien yhtälöiden mukaisesti:

$$\begin{aligned}
 p_l(s) &= p(-s), & \text{jos } s < 0, \\
 p_l(s) &= p(s), & \text{jos } 0 \leq s \leq W, \\
 p_l(s) &= p(W - s), & \text{jos } s > W.
 \end{aligned}$$

Yhtälöissä s on pikselin paikka ja W alkuperäisen projektion leveys.

4 Algoritmien numeerinen toteutus

Keskeisimmät algoritmit, jotka luvun 3.1 menetelmien käytännön toteutukseen tarvitaan, ovat viivaintegraalin laskeminen ja projektion muodostaminen rekonstruktioista tietystä suunnasta. Lisäksi tarvitaan tapa, jolla lasketun ja mitatun projektion harmaasävyarvot saadaan vastaamaan toisiaan. Tässä luvussa esitellään keskeisimpien algoritmien käytännön toteutukset kaksiulotteisessa tapauksessa. Ensimmäisenä esitetään yksittäisen säteen laskemiseen tarvittava algoritmi. Tämän jälkeen käydään läpi projektioiden laskeminen, mitattujen projektioiden harmaasävyjen skaalaaminen ja viimeisenä varsinainen projektiokuvien korjaaminen. Tarvittavat algoritmit toteutettiin Matlabilla (MATLAB R2015b, The MathWorks Inc.), ja esimerkkitoiteutuksia on nähtävillä liitteessä A. Luvun viimeisessä osiossa toteutettujen algoritmien toimivuus varmistetaan testaamalla eri korjausmenetelmiä synteettiselle testikappaleelle.

4.1 Viivaintegraalin laskeminen

Yksittäisten säteiden laskemiseen rekonstruktioista käytettiin muunnelmia Siddonin [22] kehittämästä algoritmista. Tarkastellaan kuvaa 9. Kuvan pikselit määräävät hilan, jota kuvassa esittävät mustat poikki- ja vaakaviivat. Pikseleiden muodostama hila jakaa kuvan poikki kulkevan säteen osajanoihin, joiden päätepisteet on merkitty kuvaan ympyröillä. Algoritmin ideana on laskea osajanojen pituudet ja selvittää jokaista osajanaa vastaavan pikselin koordinaatti. Tämän jälkeen viivaintegraalille pystytään laskemaan likiarvo yhtälöllä

$$\int \mu(s) ds \approx \sum_{j=1}^N \mu(\vec{x}_j) \Delta s_j, \quad (7)$$

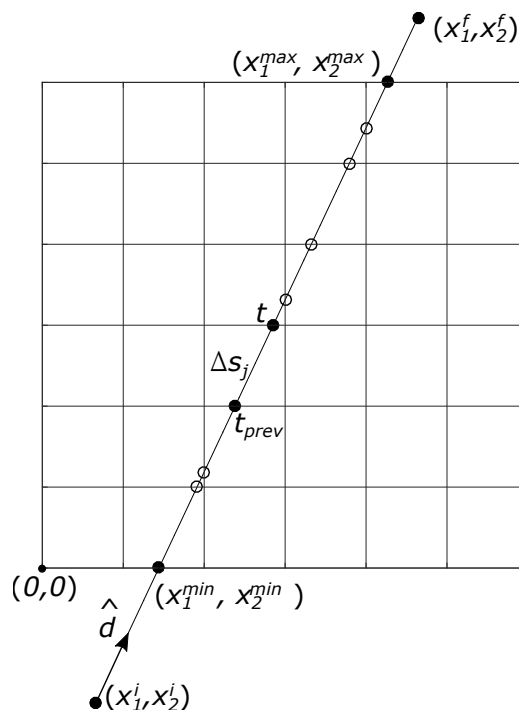
missä \vec{x}_j on j:nneen pikselin paikka, Δs_j j:nneen osajanan pituus ja N on säteen lävistämien pikseleiden kokonaismäärä.

Seuraavassa listauksessa esitetään algoritmin vaiheet yksityiskohtaisemmin. Alkutilana algoritmi tarvitsee säteen alku- ja loppupisteet sekä kuvan, jonka läpi säde kulkee.

1. Parametrisoidaan säde sen pituuden avulla:

$$\vec{x}_j = \vec{x}_i + t \frac{\vec{d}}{|\vec{d}|} = \vec{x}_i + t \hat{d}, \quad (8)$$

missä \vec{x}_j on tarkasteltavan pisteen paikka säteellä pikseliyksiköissä, $\vec{x}_i = (x_1^i, x_2^i)$ säteen lähtöpiste, t pisteen \vec{x}_j etäisyys lähtöpisteestä \vec{x}_i , $\vec{d} = (x_1^f, x_2^f) - (x_1^i, x_2^i) = (d_1, d_2)$ säteen suuntainen vektori ja \hat{d} vektorin \vec{d} yksikkövektori.



Kuva 9: Siddonin menetelmän periaate.

2. Jaetaan säteen kokonaispituus $|\vec{d}|$ osiin jokaisessa koordinaatiston suunnassa. Kahdessa ulottuvuudessa saadaan

$$\vec{\Delta t} = \left(\frac{|\vec{d}|}{d_1}, \frac{|\vec{d}|}{d_2} \right) = (\Delta t_1, \Delta t_2).$$

Esimerkiksi Δt_1 kertoo, kuinka paljon parametrin t arvo muuttuu, kun x -koordinaatti muuttuu yhden yksikön verran sädettä pitkin liikuttaessa.

3. Lasketaan säteen leikkauskohdat (x_1^{min}, x_2^{min}) ja (x_1^{max}, x_2^{max}) kuvan reunoilla ja näitä leikkauskohtia vastaavat parametrit t_{min} ja t_{max} . Säde voi leikata kuvan eri tavoilla, ja nämä tavat on otettava huomioon laskettaessa arvot parametreille t_{min} ja t_{max} . Kaikissa mahdollisissa tapauksissa parametrit löytyvät seuraavasti:

$$t_{min} = \max \left\{ 0, \min \left[-x_1^i \Delta t_1, (n - x_1^i) \Delta t_1 \right], \min \left[-x_2^i \Delta t_2, (m - x_2^i) \Delta t_2 \right] \right\},$$

$$t_{max} = \min \left\{ |\vec{d}|, \max \left[-x_1^i \Delta t_1, (n - x_1^i) \Delta t_1 \right], \max \left[-x_2^i \Delta t_2, (m - x_2^i) \Delta t_2 \right] \right\}.$$

Yllä olevissa yhtälöissä m kuvaa kuvamatriisin rivien määrää ja n sarakkeiden määrää. Pisteet (x_1^{min}, x_2^{min}) ja (x_1^{max}, x_2^{max}) saadaan laskettua arvoista t_{min} ja t_{max} nyt yhtälöllä (8).

4. Lasketaan tämän jälkeen seuraava mahdollinen leikkauskohta vaak- ja pystysuunnassa. Merkitään näitä leikkauskohtia muuttujilla t_1^n ja t_2^n vastaavasti.

Muuttujat t_1^n ja t_2^n saadaan laskettua reunapisteiden koordinaateista pyöristämällä ylös- tai alaspäin seuraavaan kokonaislukuun riippuen vektorin \vec{d} komponenttien merkeistä. Jos $d_i > 0$ ($i=1,2$), niin $t_i^n = t_{min} + (\lceil x_i^{min} \rceil - x_i^{min}) |\Delta t_i|$. Muussa tapauksessa $t_i^n = t_{min} + (x_i^{min} - \lfloor x_i^{min} \rfloor) |\Delta t_i|$.

5. Varmistetaan, että jos säde on jonkin koordinaattiakselin suuntainen, niin kyseisessä suunnassa $t_i^n = \infty$.
6. Asetetaan $t := t_{min}$ ja $t_{prev} := t_{min}$.
7. Käydään säteen ja pikselien muodostaman hilan leikkauskohdat läpi yksitellen. Toistetaan seuraavia vaiheita niin kauan kun $t < t_{max}$:
 - (a) Valitaan parametreista t_1^n ja t_2^n pienin. Olkoon tämä pienin parametri t_i^n ja asetetaan se muuttujan t arvoksi: $t := t_i^n$. Lisätään parametriin t_i^n arvo $|\Delta t_i|$: $t_i^n := t_i^n + |\Delta t_i|$.

- (b) Pikselin j sisällä menevän säteen osuus saadaan nyt laskettua parametreista t ja t_{prev} :

$$\Delta s_j = t - t_{prev}.$$

- (c) Pikselin koordinaatti saadaan niin ikä parametreista t ja t_{prev} :

$$\vec{x}_j = \lfloor \vec{x}_i + \frac{t - t_{prev}}{2} \hat{d} \rfloor.$$

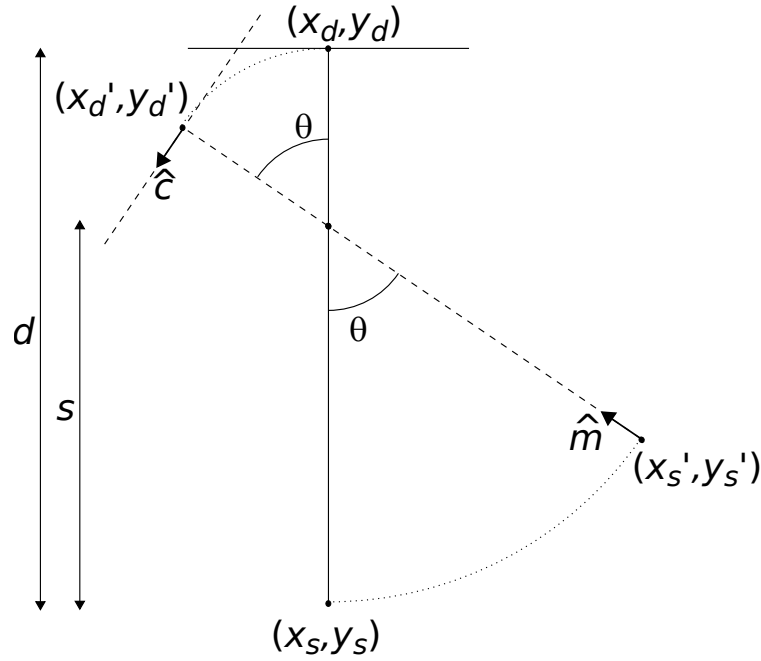
- (d) Lasketaan yhtälön (7) summan termi j ja lisätään se aiempien termien summaan.
- (e) Asetetaan $t_{prev} := t$ ja siirrytään takaisin vaiheeseen 7a.

Algoritmin Matlab-toteutus löytyy liitteestä A.1.

4.2 Projektioiden laskeminen rekonstruoidusta kuvasta

Rekonstruktioista voidaan uudeelleenprojisoida projektioita laskemalla tarvittavat viivaintegraalit röntgenlähteeltä kullekin kameran pikselille. Molemmassa luvun 3.1 menetelmistä rekonstruktioista pitää pystyä laskemaan sellaisia projektiokuvia, joissa lasketaan yhtälön (6) säde C kokonaisuudessaan. Eliminointiin perustuvassa menetelmässä pitää lisäksi pystyä laskemaan rekonstruktioista projektiokuvia näytteestä ilman tarkastelutilavuutta, eli toisin sanoen kuvaan 7b merkittyjä säteitä C_1 .

Projektion laskemiseksi selvitetään ensimmäisenä röntgenlähteen ja ilmaisimen keskikohdan paikat halutussa suunnassa. Poiketen oikeasta mittauksesta ilmaisimen ja röntgenlähteen ajatellaan pyörivän näytteen ympäri. Tällöin vältytään mahdollisilta numeerisilta virheiltiltä, joita kuvan kiertäminen saattaisi aiheuttaa. Tarkastellaan kuvaa 10, jossa röntgenlähde ja kameraa on kierretty kulman θ verran nollakulmaan nähden. Röntgenlähteen paikka (x'_s, y'_s) kulmassa θ voidaan laskea nollakulman



Kuva 10: Kameran ja näytteen kiertäminen projektiota laskettaessa. Nollakulmassa lähde ja kamera ovat yhtenäisten viivojen osoittamalla tavalla ja katkoviivojen osoittamassa asennossa kulman θ verran kierrettynä.

koordinaateista (x_s, y_s) ja röntgenlähteen ja pyörimisakselin välisestä etäisyydestä s seuraavasti:

$$\begin{pmatrix} x'_s \\ y'_s \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_s \\ y_s \end{pmatrix} + s \begin{pmatrix} \cos \theta - 1 \\ \sin \theta \end{pmatrix}. \quad (9)$$

Vastaavasti voidaan laskea kameran keskikohdan paikka (x'_d, y'_d) nollakulman paikan (x_d, y_d) sekä etäisyyksien s ja d perusteella:

$$\begin{pmatrix} x'_d \\ y'_d \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_d \\ y_d \end{pmatrix} - (d - s) \begin{pmatrix} \cos \theta - 1 \\ \sin \theta \end{pmatrix}. \quad (10)$$

Yhtälöiden (9) ja (10) avulla saadaan laskettua optisen akselin suuntainen vektori \vec{m} . Tästä saadaan edelleen kameran pinnan suuntainen yksikkövektori \hat{c} vaatimalla, että vektoreiden \hat{c} ja \vec{m} pistetulo on nolla. Vektoria \hat{c} hyödyntäen voidaan laskea kameran pikseleiden paikat. Jos kamerassa on M pikseliä, pikselin leveys on h ja i on pikselin järjestysluku kameran reunasta lukien, niin pikselin i paikaksi saadaan

$$\begin{pmatrix} x_i \\ y_i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x'_d \\ y'_d \end{pmatrix} + \left(-\frac{M}{2} + i - 1\right) h \hat{c}. \quad (11)$$

Yhtälössä säde osuu kameran pikselin vasempaan reunaan. Jos pyörimisakselin paikan ei haluta olevan kameran keskikohdassa, siirretään kameran pikseleiden paikkoja luvun c_s verran:

$$\begin{pmatrix} x_i \\ y_i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x'_d \\ y'_d \end{pmatrix} + \left(-\frac{M}{2} + i - 1 + c_s\right) h \hat{c}. \quad (12)$$

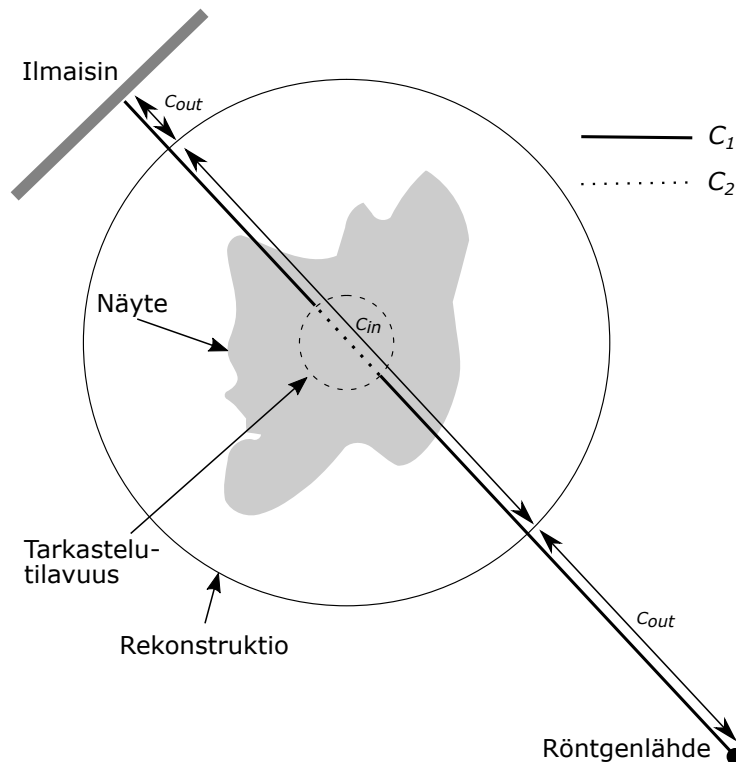
Parametrin c_s voidaan ajatella kuvaavan rekonstruktio-ohjelmien jälkikohdistusparametrin arvoa.

Viivaintegraalit röntgenlähteeltä kullekin kameran pikselille lasketaan jakamalla säde C rekonstruktioalueen sisä- ja ulkopuoliseen osaan C_{in} ja C_{out} kuvan 11 mukaisesti. Osa C_{in} lasketaan käyttäen luvun 4.1 algoritmia. Osa C_{out} lasketaan siten, että rekonstruktioalueesta lasketaan näytteen ulkopuolisen alueen harmaasävykeskiarvo μ_a , ja se kerrotaan osan C_{out} pituudella S_{out} . Viivaintegraalin arvoksi saadaan siis

$$\int_C \mu(s) ds = \int_{C_{in}} \mu(s) ds + \int_{C_{out}} \mu(s) ds = \int_{C_{in}} \mu(s) ds + \mu_a S_{out}.$$

Projektiokuvat ilman tarkastelutilavuutta lasketaan siten, että kullekin projektion pikselille lasketaan viivaintegraali pitkin sädettä C yllä kuvatulla tavalla, jonka jälkeen lasketaan osa C_2 . Osan C_2 alku- ja loppupisteet lasketaan säteen C ja tarkastelutilavuuden määrittävän ympyrän leikkauskohdista. Kun lasketusta osasta C vähennetään osa C_2 jäljelle jää haluttu osa C_1 .

Liitteestä A.2 löytyy Matlab-toteutus projektion laskemiselle siten, että säde C lasketaan kokonaisuudessaan. Liitteessä A.3 on puolestaan toteutus funktiolle, joka laskee projektion rekonstruktioista ilman tarkastelutilavuutta sekä tarkastelutilavuuden kanssa.



Kuva 11: Säteen jakaminen rekonstruktion ulko- ja sisäpuoliseen osaan.

4.3 Mitattujen projektioiden harmaasävyarvojen skaalaaminen

Ennen varsinaisen korjauksen tekemistä mitattujen projektioiden harmaasävyarvot täytyy saada vastaamaan laskettuja korjausprojektiota. Tarkastellaan aluksi jälleen sädettä C , joka on mitattu ja lisäksi laskettu koko kappaleen rekonstruktioista. Oletetaan, että rekonstruoidun kuvan yhden pikselin harmaasävyarvo μ_{rec} kuvaa kyseisen kohdan vaimennuskerrointa $\tilde{\mu}$ (katso yhtälö (5)) vakioilla k ja b seuraavasti:

$$\mu_{rec} = k\tilde{\mu} + b. \quad (13)$$

Rekonstruktioista laskettu projektion pikselin arvo p_s kuvaa vastaavaa mitattua arvoa p_m yllä olevan yhtälön perusteella seuraavasti:

$$p_s = \int_C \mu_{rec} ds = \int_C (k\tilde{\mu} + b) ds = k \int_C \tilde{\mu} ds + bS = kp_m + bS, \quad (14)$$

missä S on tarkasteltavan säteen kokonaispituus. Kun tunnetaan kuvausgeometria, säteen pituus S on helposti laskettavissa kullekin pikselille. Näin ollen voidaan muodostaa yhtälöryhmä kaikista toisiaan vastaavista mitatuista ja lasketuista pikseleistä, joita on yhteensä N kappaletta:

$$k \begin{pmatrix} p_{m1} \\ p_{m2} \\ \vdots \\ p_{mN} \end{pmatrix} + b \begin{pmatrix} S_1 \\ S_2 \\ \vdots \\ S_N \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} p_{s1} \\ p_{s2} \\ \vdots \\ p_{sN} \end{pmatrix}.$$

Vakiot k ja b selvitetään sovittamalla pisteisiin suora, jonka jälkeen harmaasävyarvot voidaan skaalata yhtälöllä (14). Yksinkertaistetussa versiossa säteen pituus S jätetään huomioimatta ja tulon bS ajatellaan olevan vakio B , jolloin

$$p_s = kp_m + B. \quad (15)$$

Tässä työssä päädyttiin käyttämään yhtälön (15) yksinkertaisempaa menetelmää, koska sillä päästiin suurin piirtein samoihin tuloksiin kuin kuin yhtälön (14) menetelmällä. Yhtälön (15) kertoimet k ja B voidaan määrittää laskemalla sekä mitatuista että lasketuista projektiosta keskiarvo ja keskihajonta ja ratkaista kertoimet k ja B näistä. Näin on menetelty myös artikkelissa [5]. Mitatun projektion keskiarvo on

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N},$$

ja keskihajonta

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (\bar{x} - x_i)^2}{N}}.$$

Jos jokainen summan termi kerrotaan luvulla k ja tuloon lisätään B , keskiarvosta tulee

$$\frac{\sum_{i=1}^N (kx_i + B)}{N} = k\bar{x} + B. \quad (16)$$

Keskihajonta puolestaan muuttuu seuraavasti:

$$\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (k\bar{x} + B - kx_i - B)^2}{N}} = k\sigma. \quad (17)$$

Olkoon \bar{x}_m mitattujen projektoiden pikseleiden harmaasävykeskiarvo ja σ_m keskihajonta. Vastaavasti olkoon \bar{x}_c laskettujen projektoiden pikseleiden harmaasävykeskiarvo ja σ_c keskihajonta. Yhtälöistä (16) ja (17) saadaan muodostettua yhtälöryhmä, josta voidaan ratkaista kertoimet k ja B :

$$\begin{aligned} k &= \frac{\sigma_c}{\sigma_m}, \\ B &= \bar{x}_c - k\bar{x}_m. \end{aligned} \quad (18)$$

Edellä esitetyn menetelmän Matlab-toteutus löytyy liitteestä A.4.

4.4 Mitattujen projektoiden korjaaminen

Oletetaan, että on suoritettu luvun 3.1 mukaisesti kaksi kuvausta tutkittavalle näytteelle. Ensimmäisen kuvauksen projektiioihin mahtuu koko kappale pienellä erotuskyvyllä ja toisen kuvauksen projektiioihin tarkastelutilavuus paremmalla suurella erotuskyvyllä. Toisen kuvauksen projektoiden korjaamiseksi rekonstruoidaan ensimmäisenä koko kappale molemmissa menetelmissä. Myös toisen kuvauksen projektiioille tehdään alustava rekonstruktio jälkikohdistusparametrin selvittämiseksi.

Projektoiden täydentämiseen perustuvassa menetelmässä tarvittava data toisena suoritettuna kuvauksen projektoiden korjaamiseen muodostetaan siten, että koko kappaleen rekonstruktioista lasketaan luvussa 4.2 esitetyllä tavalla vastaavat projektiot kuin toisena suoritettussa kuvauksessa mitattiin. Projektiosta lasketaan niin leveitä, että koko kappale mahtuu niihin kokonaisuudessaan. Jos toisen kuvauksen pyörimisakselin paikka ei ole ollut projektiokuvien keskellä, kameran pikseleiden paikat lasketaan yhtälöllä (12) yhtälön (11) sijaan. Parametrin c_s arvona käytetään jälkikohdistusparametrin arvoa toisen kuvauksen projektoiden alustavasta rekonstruktioista. Lasketuista projektiosta muodostetaan sinogrammi, jonka keskelle asetetaan toisen kuvauksen projektoiden sinogrammi. Sitä sinogrammin laskettua aluetta, joka on myös mitattu, käytetään skaalaamaan mitatun sinogrammin harmaasävyt vastaaviksi kuin lasketun sinogrammin harmaasävyt ovat. Skaalaamiseen käytetään hyväksi yhtälöä (15), jonka kertoimet k ja B selvitetään yhtälöryhmästä (18). Täydentämiseen perustuvassa menetelmässä projektoiden laskeminen ja korjaaminen voidaan tehdä liitteen A.5 lähdekoodilla.

Eliminoimiseen perustuvassa menetelmässä mitattujen toisen kuvauksen projektoiden korjaaminen etenee suurelta osin samalla tavalla. Rekonstruktioista lasketaan luvussa 4.2 kuvatulla tavalla projektiot ilman tarkastelutilavuutta. Lisäksi lasketaan mitattuja projektiota vastaavat projektiot harmaasävyjen skaalaamista varten. Kun tarvittavat projektiot korjausta varten on laskettu ja mitattujen projektoiden

harmaasävyt skaalattu, voidaan mitatut projektiot korjata. Kun yhtälöllä (15) skaalattua projektion pikselin arvosta p_s vähennetään rekonstruktioista laskettu säteen C kuva-alueen ulkopuolinen osa C_1 , saadaan

$$p_c = k \int_C \tilde{\mu} ds + B - \int_{C_1} \mu_{rec} ds.$$

Yhtälöiden (14) ja (15) perusteella vakio $B \approx bS$, jolloin se voidaan yhdistää ensimmäisen integraalin kanssa:

$$p_c = \int_C (k\tilde{\mu} + b) ds - \int_{C_1} \mu_{rec} ds.$$

Jakamalla yhtälön ensimmäinen integraali osiin saadaan

$$p_c = \int_{C_1} (k\tilde{\mu} + b) ds + \int_{C_2} (k\tilde{\mu} + b) ds - \int_{C_1} \mu_{rec} ds.$$

Ensimmäinen ja viimeinen integraali ovat samat yhtälön (13) perusteella, jolloin jäljelle jää

$$p_c = k \int_{C_2} \tilde{\mu} ds + bS_2. \quad (19)$$

Kun kaikki pikselit ja projektiot korjataan yhtälöllä (19) saadaan muodostettua korjattu sinogrammi. Korjatun sinogrammin harmaasävyarvot saadaan takaisin skaalaamattoman kuvan harmaasävyjen suuruusluokkaan jakamalla sinogrammi kertoimella k . Liitteessä A.6 on esimerkki siitä, miten projektioiden laskeminen ja korjaaminen voidaan suorittaa eliminointiin perustuvalla menetelmällä.

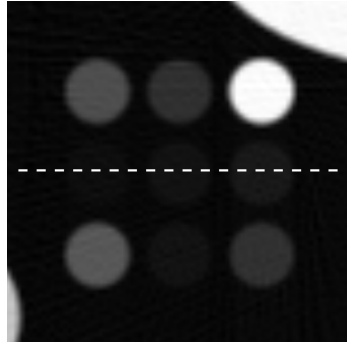
4.5 Menetelmien simulointi

Toteutettuja menetelmiä testattiin ensimmäisenä kuvassa 6a esitetylle synteettiselle ympyrän muotoiselle kappaleelle, jonka halkaisija on noin 18,5 mm. Simulaatiossa oletettiin täysin monokromaattinen röntgensäteily ja pistemäinen röntgenlähde. Kuvasta laskettiin 361 projektiota yhden asteen välein $50 \mu\text{m}$:n pikselikoolla. Näistä projektioista rekonstruointiin koko kappale. Tämän jälkeen otettiin sellaisia projektioita, joihin juuri ja juuri mahtui kuvan keskellä olevat yhdeksän palloa. Näitä projektioita otettiin 721 kappaletta puolen asteen välein. Pikselikoko oli näissä projektioissa $13 \mu\text{m}$. Tämän jälkeen koko kappaleen rekonstruktioista laskettiin tarvittavat projektiot toisen kuvauksen projektioiden korjaamiseksi. Toisen kuvauksen projektiot korjattiin ja rekonstruointiin molemmilla menetelmillä.

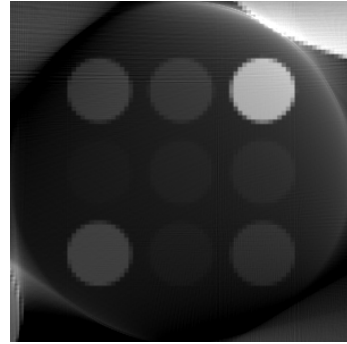
Rekonstruktioiden laskemiseen käytettiin Arttu Miettisen tekemää Optitomo-ohjelman Matlab-lisäosaa, jolla voidaan rekonstruoida helposti yksittäinen poikkileikekuva sinogrammista. Matlab-komentotiedostoon syötetään tarvittavat parametrit ja tiedostonimet, joiden perusteella rekonstruktio tehdään. Keskeisimmät parametrit, mitä tässä työssä tarvitaan, ovat aloitus- ja lopetuskulma, jälkikohdistusparametri, pyörimissuunta sekä lähteen ja pyörimisakselin välinen etäisyys pikseleissä. Ohjelma

ekstrapoloi projektoiden reunoille lisää pikseleitä peilaamalla luvussa 3.2 kerrotulla tavalla. Lopuksi rekonstruktio rajataan siihen kokoon, mitä se olisi ilman laajennusta.

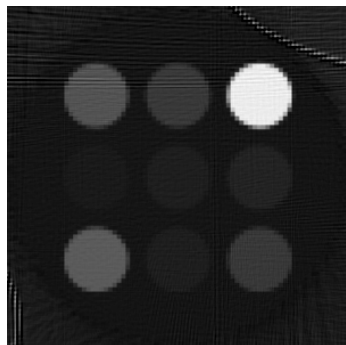
Kuvassa 12 on esitetty koko kappaleen rekonstruktioista tehty suurennos tarkastelutilavuudesta, korjaamattomien tarkastelutilavuudesta otettujen projektoiden rekonstruktio sekä kahdella eri menetelmällä korjattujen projektoiden rekonstruktio. Kuvassa 13 on lisäksi esitetty harmaasävyprofiilit kuvan 12a osoittamasta kohdasta. Profiliin vertailun mahdollistamiseksi rekonstruktioiden harmaasävyarvot skaalattiin vastaamaan suurin piirtein alkuperäisen kuvan harmaasävyarvoja. Kuvista 12b ja 13b nähdään, kuinka projektoiden ulkopuolelle jäävät alueet aiheuttavat selkeän artefaktin toisen kuvauksen korjaamattomien projektoiden rekonstruktioon. Molemmat korjausmenetelmät poistavat artefaktin kuvista, kuten selkeästi näkyy harmaasävyprofiileista kuvissa 13c ja 13d. Menetelmien voidaan siis todeta toimivan idean tasolla erittäin hyvin. Kuvassa 13c näkyy kohinaa pallojen kohdalla ja taustassa enemmän kuin kuvassa 13d. Kohina on luultavasti peräisin koko kappaleen rekonstruktioista. Eliminointiin perustuvassa menetelmässä lasketaan vähemmän dataa koko kappaleen rekonstruktioista tarkastelutilavuuden projektoiden korjaamiseen kuin täydentämiseen perustuvassa menetelmässä. Eliminointiin perustuvalla menetelmällä korjattujen projektoiden rekonstruktioon syntyy tämän takia mahdollisesti enemmän kohinaa.



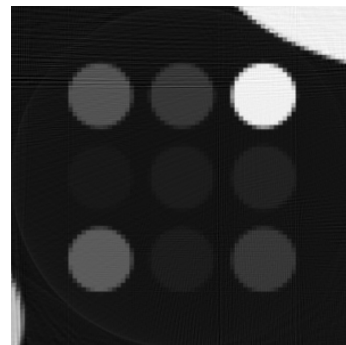
(a)



(b)

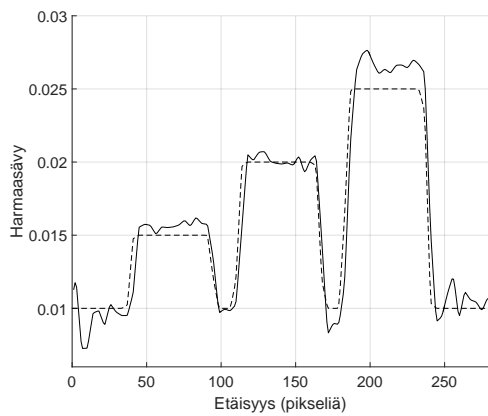


(c)

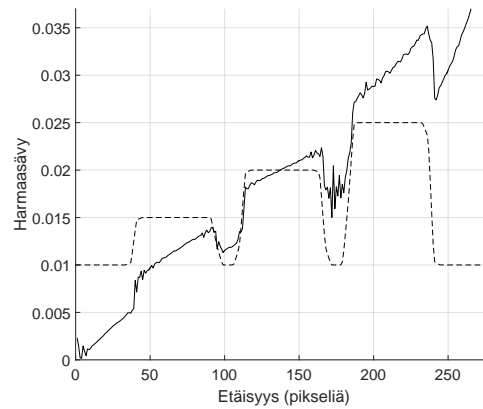


(d)

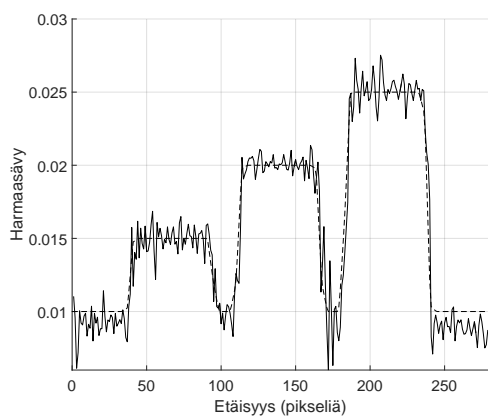
Kuva 12: Rekonstruktiot kuvalle 6a. Kuvassa (a) on koko kappaleen rekonstruktion suurennos, kuvassa (b) korjaamaton tarkastelutilavuudesta otettujen projektioden rekonstruktio, kuvassa (c) eliminointiin perustuvalla menetelmällä korjattujen projektioden rekonstruktio ja kuvassa (d) täydentämiseen perustuvalla menetelmällä korjattujen projektioden rekonstruktio.



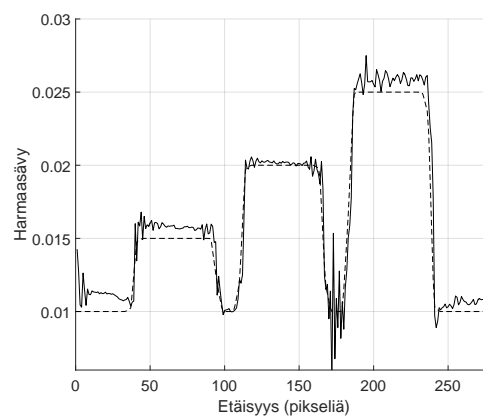
(a)



(b)



(c)



(d)

Kuva 13: Harmaasävyprofiilit kuvan 12 rekonstruktioille kuvan 12a katkoviivaa pitkin. Profiliien järjestys on vastaava kuin rekonstruktioiden kuvassa 12. Yhtenäinen viiva esittää rekonstruktion profilia ja katkoviiva synteettisen kappaleen profilia.

5 Menetelmien kokeellinen testaaminen

Toteutettuja menetelmiä testattiin käytännössä kahdella erilaisella tomografialaitteistolla. Toinen käytetyistä laitteistoista oli SkyScan 1172 ja toinen Xradia MicroXCT-400. SkyScan -laitteella pikselikoko määräytyy geometrisen suurennoksen perusteella, kun taas Xradian laitteisto hyödyntää optiikkaa halutun suurennoksen aikaansaamiseksi. Tutkittaviksi näytteiksi valittiin kaksi puukorkkinäytettä ja kivinäyte eräästä aiemmasta tutkimuksesta. Tässä luvussa esitellään käytetyt laitteistot, kerrotaan niillä suoritettut kuvaukset ja esitetään saadut tulokset.

5.1 Mittauslaitteistot

SkyScan 1172 (esitetty kuvassa 14) on mikrotomografialaitteisto, joka soveltuu korkeintaan halkaisijaltaan 35 mm kokoisten näytteiden kuvaamiseen [19]. Laitteistolla on mahdollista kuvata tästä suurempikokoisiakin näytteitä siten, että kohteesta otetaan kaksi kuvaa eri kohdista ja kuvat yhdistetään yhdeksi projektioksi. Tällainen kuvaustapa pidentää kuitenkin kuvausaikaa merkittävästi. Laitteiston keskeisimmät tekniset ominaisuudet löytyvät taulukosta 1.

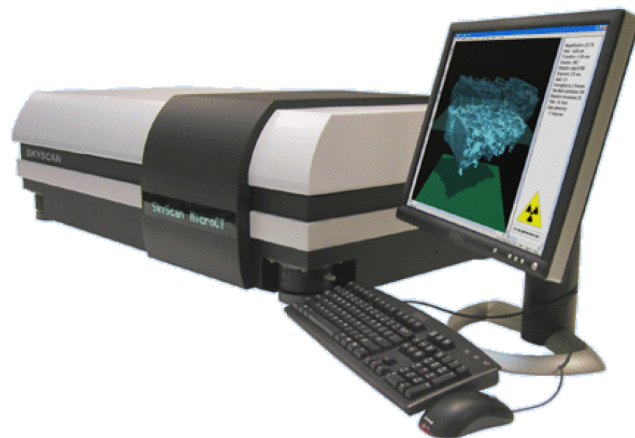
Laite liikuttelee pyörityspöytää ja siihen kiinnitettyä näytettä sekä kameraa optisella akselilla siten, että röntgenprojektiioihin saadaan käyttäjän asettama pikselikoko. Näytettä voidaan liikutella pystysuunnassa portaattomasti käyttäjän haluamaan kohtaan. Kuvauksessa on mahdollista käyttää suodattimena alumiinilevyä tai alumiinilevyä yhdessä kuparilevyn kanssa. Kun käytettävä kiihdytysjännite, suodatin ja valotusaika on valittu sopiviksi, otetaan referenssikuva ilman näytettä. Tietystä kulmasta voidaan ottaa useampi projektiio, jotka keskiarvoistetaan kohinan vähentämiseksi. Projektiokuvia voidaan ottaa 360 asteen alueelta tai laitteen automaattisesti

Taulukko 1: Käytettyjen laitteistojen ominaisuudet. Taulukon tiedot on muodostettu lähteistä [18], [19] ja [23]. Röntgensäteilyn lähdealueen halkaisijan suuruudet on ilmoitettu röntgenlähteen teholla 4 W ja suurimmalla mahdollisella kiihdytysjännitteellä.

Ominaisuus	SkyScan 1172	Xradia MicroXCT-400
Kiihdytysjännite [kV]	20-100	20-90
Röntgenlähteen teho [W]	1-10	1-8
Lähdealueen koko [μm]	~ 5	~ 5
Laitteen erotuskyky [μm]	≥ 1	≥ 1
Pikselikoko [μm]	$\geq 0,9$	$\geq 0,3$

laskemalta alueelta. Laitteisto voidaan asettaa liikuttelemaan näytettä satunnaisesti projektioiden ottamisen välillä ”Random Movement”-parametrin arvoa muuttamalla. Liikuttelun tarkoituksena on vähentää rengasartefakteja rekonstruktiossa.

Xradia MicroXCT-400 -laitteiston (kuvassa 15) tekniset yksityiskohdat löytyvät niin ikään taulukosta 1. Keskeisimpänä erona SkyScan-laitteeseen verrattuna on optiikan hyödyntäminen halutun suurennoksen aikaansaamiseksi. Käytettävissä ovat 4-, 10-, 20- ja 40-kertaistavat objektiivit. Näyte keskitetään käytettävän objektiivin kuva-alueeseen liikuttelemalla sitä kolmessa eri suunnassa tietokoneohjelman avulla ja tarkastelemalla eri suunnista otettuja röntgenkuvia. Röntgenlähteen ja kameran paikkaa on myös mahdollista liikutella. Kamera asetetaan yleensä niin lähelle näytettä kuin mahdollista ja tämän jälkeen lähde siirretään oikealle etäisyydelle kameran paikan perusteella valmistajan ohjeiden mukaisesti. Röntgenlähteen aikaansaama puolivarjo jää tällöin pienemmäksi kuin ilmaisimen pikselikoko. Suurilla kiihdytysjännitteillä kuvauksessa on mahdollista käyttää röntgenlähteen eteen laitettavaa suodatinta, joita on useita erilaisia. Referenssikuvauksella ilman näytettä voidaan suorittaa ennen kuvausta tai välittömästi sen jälkeen. Toinen vaihtoehto on asettaa laite ottamaan referenssikuvia tasaisin väliajoin kuvauksen aikana. Tämän tavan etuna on se, että se ottaa huomioon mahdollisen röntgenlähteen intensiteetin vaihtelun.



Kuva 14: SkyScan 1172 -laitteisto ja laitteiston ohjaukseen käytettävä tietokone [19].



Kuva 15: Xradia-microXCT -laitteisto [23].

5.2 Näytteet ja mittaukset

Puukorkista valmistettiin kuvassa 16 näkyvät näytteet tomografiakuvauksia varten. Puukorkki valittiin testimateriaaliksi helpon saatavuutensa ja muokattavuutensa takia. Molemmat näytteet hiottiin sylinterin muotoisiksi ja niihin upotettiin hiilikuitutanko, joka voidaan kiinnittää tomografialaitteiston näytteen pitimeen. Kuvan 16 vasemmanpuoleisen näytteen halkaisija on noin 18,7 mm ja sitä tutkittiin SkyScan 1172 -laitteistolla. Kuvan 16 oikeanpuoleisen näytteen halkaisija on puolestaan noin 3,8 mm ja sitä tutkittiin Xradia MicroXCT-400 -laitteistolla.

SkyScan 1172 -laitteistolla suoritettiin kuvaus myös kuvan 17 kaltaiselle näytteelle, joka on cesiumkloridi-liuoksessa ollutta kiveä. Näyte on suurin piirtein kuutio, jonka sivun pituus on 1 cm. Näytettä on käytetty julkaisun [24] tutkimuksessa, jonka tarkoituksena oli tutkia Sveitsin Grimselistä peräisin olevan granodioriitin ja Olkiluodon gneissin rakenteen huokoisuutta. Kivilajien rakenteen ja diffuusioilmäiden ymmärtäminen niissä on tärkeää esimerkiksi ydinjätteen loppusijoituksen kannalta.

SkyScan 1172 -laitteistolla suoritettujen kuvausten parametrit löytyvät taulukosta 2. Ennen kuvauksen aloittamista molempien näytteiden tapauksessa tehtiin referenssikuvauksia ilman näytettä varsinaisessa kuvauksessa käytettävillä röntgenlähteen asetuksilla ja valotusajalla. Molemmissa mittauksissa ensimmäisenä kuvattiin projektiot koko kappaleesta. Koko kappaleen kuvauksen jälkeen pienennettiin pikselikokoa, jolloin laite siirsi näytettä lähemmäksi röntgenlähdettä. Tämän jälkeen otettiin vastaavilla kuvausasetuksilla projektiot kappaleen sisäisestä tarkastelutilavuudesta. Näytettä ei poistettu kuvausten välissä laitteesta kummankaan näytteen tapauksessa. ”Random Movement”-parametrin arvo oli kaikissa kuvauksissa 10. Näytteen siirtelyn takia säteet kulkevat hiukan eri reittejä näytteen läpi. Tämä saattaa aiheuttaa ongelmia säteiden laskemisessa rekonstruktioista. Toisaalta, jos näytettä ei liikuteltaisi ollenkaan, rekonstruktioihin tulisi merkittävät rengasartefaktit, jotka nekin aiheuttaisivat ongelmia säteitä laskettaessa.

Kuvan 16 oikeanpuoleiselle näytteelle tehtiin Xradia MicroXCT-400 -laitteella testi, jossa koko kappaleen kuvaus tehtiin 4X-objektiivilla ja tarkastelutilavuuden kuvaus 20X-objektiivilla. Näiden kuvausten asetukset löytyvät taulukosta 3. Tässäkin kuvauksessa otettiin projektioita 360 asteen alueelta. Referenssikuvaus suoritettiin ennen varsinaista kuvausta. Lisäksi laitteistosta kytkettiin pois asetus, joka muuttaa satunnaisesti tietyn väliajoin näytteen paikkaa projektioiden ottamisen välillä.



Kuva 16: Puukorkista valmistetut näytteet.



Kuva 17: Kivinäyte julkaisun [24] tutkimuksesta.

Taulukko 2: SkyScan 1172 -laitteella tehtyjen kuvausten parametrit. Samalle näytteelle tehtyt kaksi eri kuvausta eroavat toisistaan vain pikselikoon suhteen. Suluissa olevat parametrit liittyvät toisena suoritettuun tarkastelutilavuuden kuvaukseen.

Parametri	Puukorkki-näyte	Kivi-näyte
Kiihdytysjännite [kV]	29	100
Katodivirta [μ A]	110	80
Kuvien määrä	516	722
360 asteen kuvaus	Kyllä	Kyllä
Valotusaika [ms]	316	474
Keskiarvoistettavien kuvien määrä	8	24
Random movement	10	10
Lähteen ja näytteen etäisyys [mm]	126,6 (64,9)	126,6 (47,1)
Lähteen ja ilmaisimen etäisyys [mm]	214,9	214,9
Pikselikoko [μ m]	26,77 (13,73)	26,77 (9,96)
Suodatin	-	Alumiini ja kupari

Taulukko 3: Xradia MicroXCT-400 -laitteella tehtyjen kuvausten parametrit.

Parametri	Koko kappaleen kuvaus	Tarkastelutilavuuden kuvaus
Kiihdytysjännite [kV]	30	30
Röntgenlähteen teho [W]	3	3
Objektiivi	4X	20X
Aloituskulma	-180°	-180°
Lopetuskulma	180°	180°
Kuvien määrä	361	361
Valotusaika [s]	3	14
Lähteen ja näytteen etäisyys [mm]	20,1	20,1
Lähteen ja ilmaisimen etäisyys [mm]	6,0	6,0
Pikselikoko [μ m]	5,26	1,03
Suodatin	LE3	LE3

5.3 Tulokset

Kaikissa testeissä ensimmäisenä muodostettiin koko kappaleen kuvauksen optisen akselin rivistä sinogrammi ImageJ-ohjelman `reslice`-komennolla, jonka jälkeen sinogrammi rekonstruoiitiin Optitomolla. Kaikkien näytteiden koko kappaleen rekonstruktio löytyvät liitteestä B. SkyScan-laitteella suoritetuissa kuvauksissa optisen akselin rivi löytyy laitteen lokitiedostosta. Xradian laitteella otetuissa kuvissa oletettiin keskimmäisen rivin vastaavan parhaiten optista akselia. Lisäksi tehtiin alustava rekonstruktio tarkastelutilavuuden projektioille jälkikohdistusparametrin arvon selvittämiseksi.

Tehdyistä rekonstruktioista laskettiin tarvittavat projektiot tarkastelutilavuuden projektioiden korjaamiseksi luvun 3.1 molemmilla menetelmillä käyttäen luvun 4 algoritmeja. Tarvittavat etäisyydet ja pikselikoot saadaan taulukkojen 2 ja 3 tiedoista. Etäisyydet pitää antaa koko kappaleen rekonstruktion pikseleissä. Ilmaisimen elementin leveys voidaan laskea lähteen ja pyörimisakselin etäisyydestä s , lähteen ja ilmaisimen etäisyydestä d ja tarkastelutilavuuden kuvauksen pikselikoosta h :

$$w = \frac{d}{s}h.$$

Tämä jaetaan edelleen koko kappaleen rekonstruktion pikselikoolla. Kaikissa laskuissa pyörimisakseli asetettiin keskelle rekonstruoitua kuvaa. Pyörimisakselin x- ja y-koordinaatteihin lisättiin arvo 0,5, koska simulaatioiden perusteella pyörimisakselin paikka rekonstruktioissa poikkesi sen verran oikeasta pyörimisakselista.

Lasketuista projektioista muodostettiin korjaukseen käytettävän sinogrammin lisäksi mitattuja tarkastelutilavuuden projektioita vastaava sinogrammi projektioiden harmaasävyjen skaalaamista varten. Tätä sinogrammia käytettiin myös etsimään optimaalisin pikselirivi tarkastelutilavuuden projektioista. Tämä tehtiin siten, että ensiksi tarkastelutilavuuden projektioiden keskimmäisen rivin molemmin puolin valittiin rivejä, joista muodostettiin sinogrammit. Nämä sinogrammit skaalattiin vastaamaan laskettua sinogrammia luvussa 4.3 esitetyllä keskiarvoon ja -hajontaan perustuvalla tavalla. Skaalatuista sinogrammeista etsittiin parhaiten laskettua vastaava minimoimalla lasketun ja mitatun sinogrammin erotuksen neliö seuraavasti. Ensiksi lasketaan sinogrammien erotuksen neliö. Tämän jälkeen kaikki tuloksena saadun kuvan pikseleiden harmaasävyarvot lasketaan yhteen. Se mitattu sinogrammi, joka tuottaa pienimmän summan on optimaalisin. SkyScan-laitteella suoritetuissa mittauksissa optimaalisin rivi löytyi aina muutaman rivin päästä optiseen akseliin verrattuna. Tämä kertoo siitä, ettei näyte ole juurikaan liikkunut pystysuunnassa, kun sitä on liikutettu lähemmäs röntgenlähdettä tarkastelutilavuuden kuvausta varten. Xradia-laitteen testissä optimaalisin rivi löytyi paljon kauempaa keskimmäiseltä pikseliriviltä. Tämä oli varsin odotettavaa, sillä kuvaukset suoritettiin eri objektiivilla.

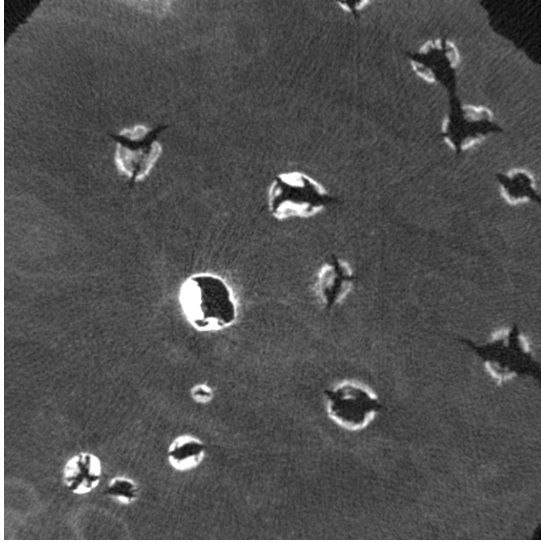
Valittujen tarkastelutilavuuden sinogrammien harmaasävyarvot skaalattiin, jonka jälkeen ne korjattiin eri menetelmillä. Kuvassa 18 on esitetty rekonstruktio kuvan 16 vasemman puoleiselle puukorkkinäytteelle. Kuten kuvasta 18b on havaittavissa,

korjaamaton tarkastelutilavuuden rekonstruktio on jo melko hyvä sellaisenaan. Tämä johtuu luultavasti näytteen symmetrisestä rakenteesta, materiaalin homogeenisuudesta ja siitä, että vaimentavaa materiaalia jäi riittävän vähän kuva-alueen ulkopuolelle. Kummatkin korjausmenetelmät tuottavat tarkastelutilavuudesta silmämääräisesti tarkasteltuna hyvin samankaltaisen lopputuloksen korjaamattoman rekonstruktion kanssa.

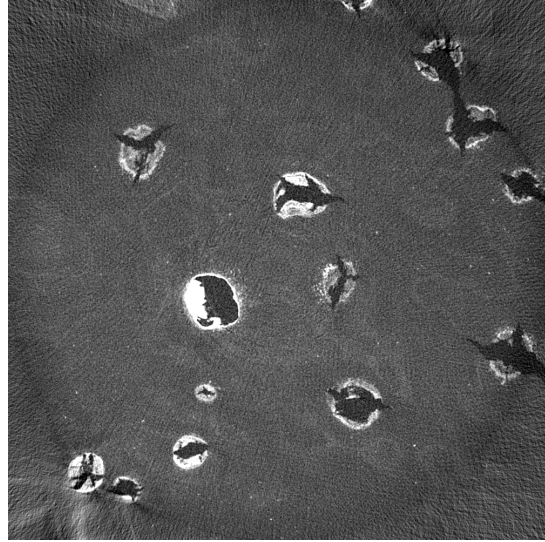
Projektoiden korjaamista eliminaatioon perustuvalla menetelmällä puukorkkinäytteelle yritettiin vielä siten, että toisen kuvauksen projektioita pienennettiin rajaamalla molemmilta reunoilta pois pikseleitä rekonstruktioalueen pienentämiseksi. Rajauksen jälkeen rekonstruktioalueen halkaisija oli 5,5 mm, kun se aiemmin oli 13,7 mm. Rajattujen projektoiden rekonstruktio on esitetty kuvassa 19a ja korjattujen projektoiden rekonstruktio kuvassa 19c. Kuvissa 19b ja 19d on vielä esitetty harmaasävyprofiilit rekonstruktioiden keskeltä. Profiilit ovat lähes samanlaiset, eikä korjaus tuo lisäarvoa rekonstruktioon tässäkin tapauksessa. Rekonstruktioiden perusteella voidaan kuitenkin sanoa, että toteutetut menetelmät toimivat oikealla tavalla. Erityisesti kuvasta 18c nähdään, että tarkastelutilavuuden ulkopuolella olevat kohteet ovat hävinneet melkein kokonaan johtuen siitä, että mitattu säde ja koko kappaleen rekonstruktiosta laskettu säde ovat projektoiden reunoilla samat.

Kivinäytteen tapauksessa projektoiden korjauksesta näyttäisi olevan selkeämpi hyöty. Näytteestä tehdyt rekonstruktiot on esitetty kuvassa 20. Lisäksi kuvassa 21 on esitetty harmaasävyprofiilit jokaisesta rekonstruktiosta kuvaan 20a merkittyä katkoviivaa pitkin. Korjaamattomien projektoiden rekonstruktiossa (kuva 20b) näkyy varjostumia erityisesti rekonstruktion oikeassa laidassa ja alaosassa. Korjattujen projektoiden rekonstruktioissa kuvissa 20c ja 20d varjostumat ovat hävinneet. Rekonstruktion oikeassa laidassa olevan varjostuman häviäminen näkyy selkeästi kuvan 21 harmaasävyprofiileista. Korjaamattoman rekonstruktion harmaasävyprofiilissa kuvassa 21b välillä 0-150 pikseliä profiili on nouseva alueella, jossa harmaasävyarvon voisi olettaa olevan suurin piirtein vakio. Korjattujen projektoiden profiileissa kuvissa 21c ja 21d samalla välillä profiilit ovat tasaisemmat ja harmaasävyarvo näyttää pysyvän suurin piirtein vakiona.

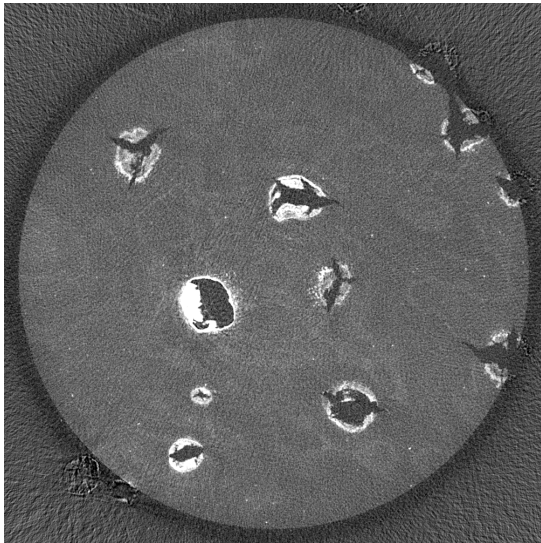
Liitteen C kuvassa 23 on rekonstruktiot kuvan 16 oikeanpuoleiselle näytteelle, joka kuvattiin Xradia MicroXCT-400 -laitteistolla. Kuvissa näkyy hiilikuitutanko ja hiukan sen ympärillä puukorkkia. Kuten kuvista on havaittavissa, korjaukset eivät ainakaan paranna rekonstruktion laatua. Kuvassa 23c korjauksen tekeminen näyttäisi jopa huonontavan lopullisen rekonstruktion laatua. Merkittävin syy korjauksen epäonnistumiseen on luultavasti objektiivin vaihto ja siitä johtuva pieni pyörimisakselin paikan muutos tarkastelutilavuuden projektioissa verrattuna koko kappaleen projektioihin. Muita mahdollisia syitä epäonnistumiselle on säteiden kulkeminen erilaisen optiikan läpi, runsas kohina koko kappaleen rekonstruktiossa ja säteilyn polykromaattisuus. Säteilyn polykromaattisuus on luultavasti ongelmista pienin, koska korjauksen tekeminen onnistui SkyScan 1172 -laitteistolla mitatuille projektioille hyvin.



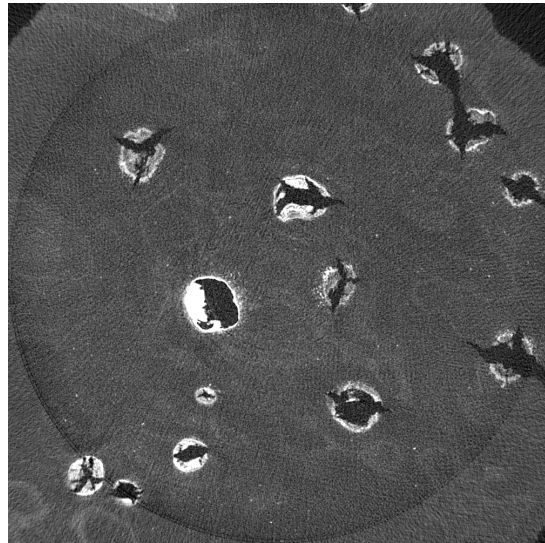
(a)



(b)

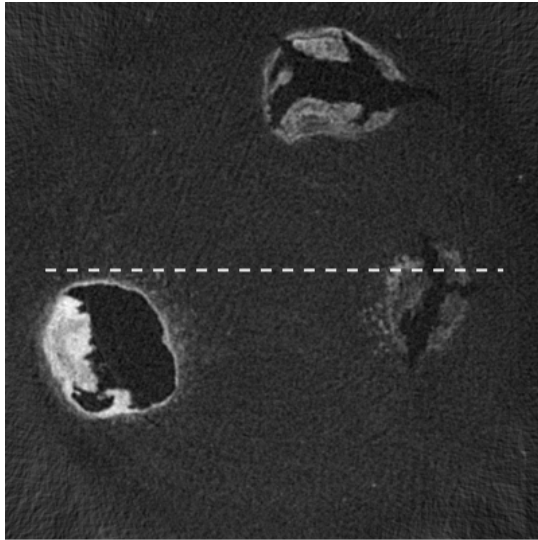


(c)

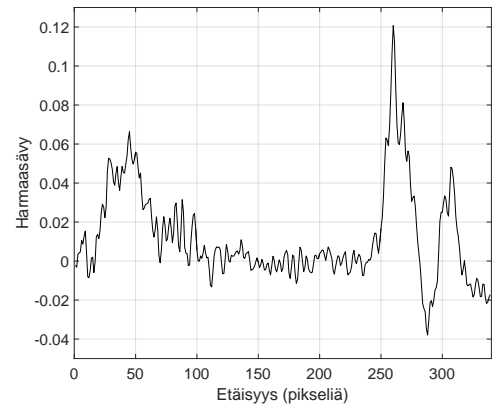


(d)

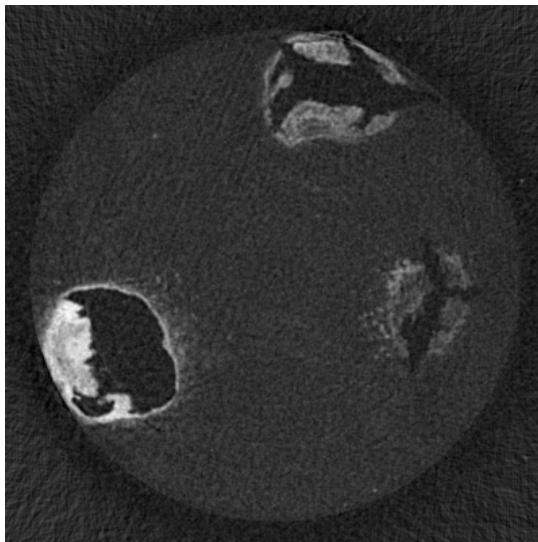
Kuva 18: Puukorkkinäytteen tarkastelutilavuuden rekonstruktiot. (a) Digitaalinen suurenno koko kappaleen rekonstruktioista. (b) Korjaamaton rekonstruktio tarkastelutilavuuden projektioista. (c) Korjattu rekonstruktio eliminaatioon perustuvalla menetelmällä. (d) Korjattu rekonstruktio projektioden täydentämiseen perustuvalla menetelmällä. Koko kappaleen rekonstruktio on esitetty liitteen B kuvassa 22a.



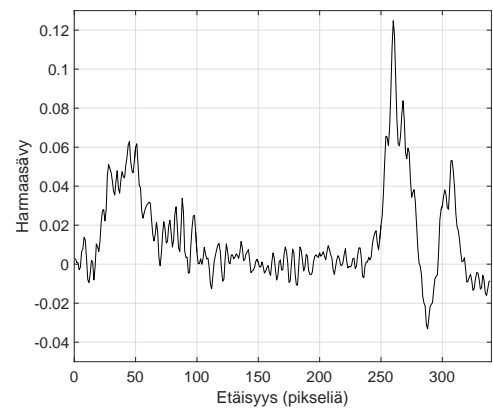
(a)



(b)

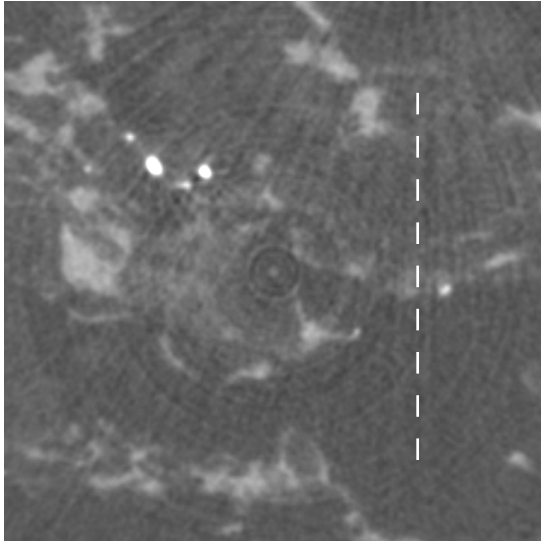


(c)

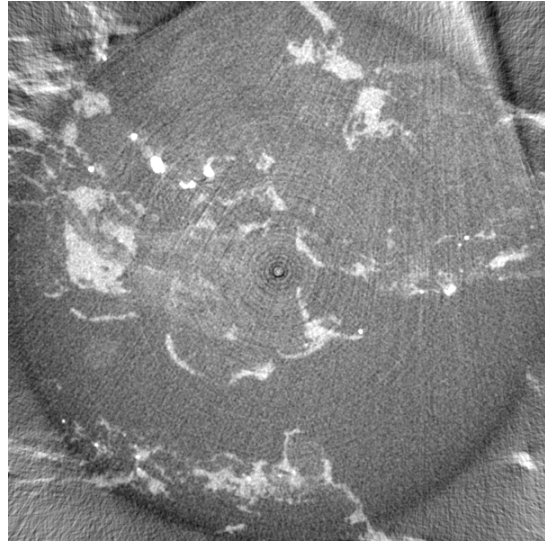


(d)

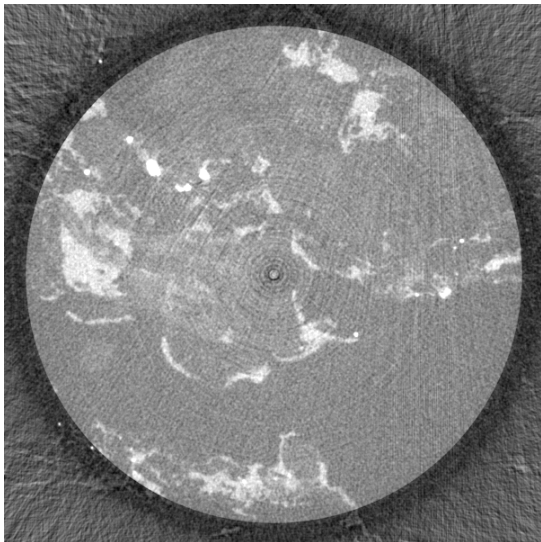
Kuva 19: (a) Puukorkkinäytteen rajattujen projektioiden rekonstruktio. (b) Harmaasävyprofiili kuvan (a) katkoviivaa pitkin. (c) Rekonstruktio eliminaatioon perustuvalla menetelmällä korjatuista projektioista. (d) Kuvan (c) harmaasävyprofiili vastaavasta kohdasta kuin kuvassa (a).



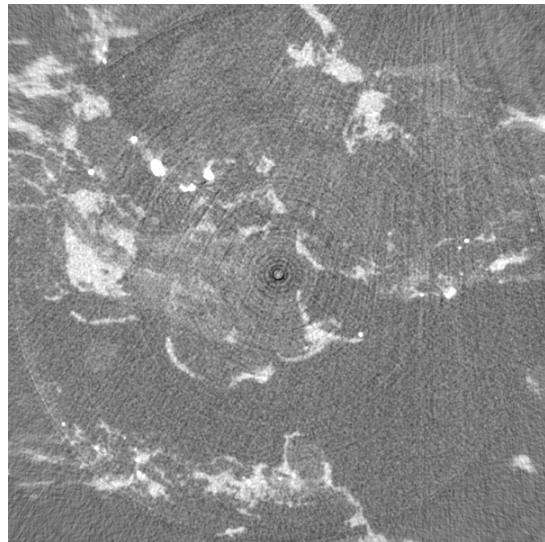
(a)



(b)

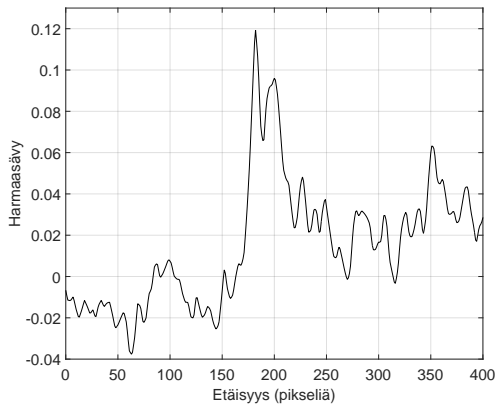


(c)

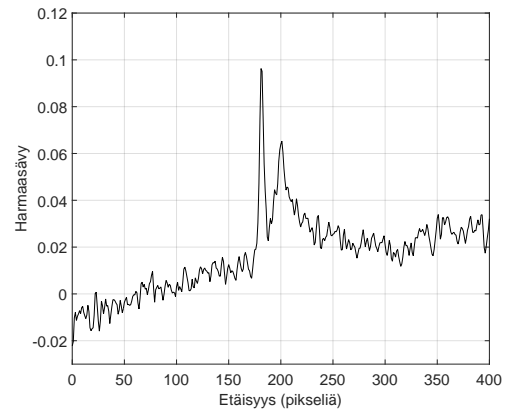


(d)

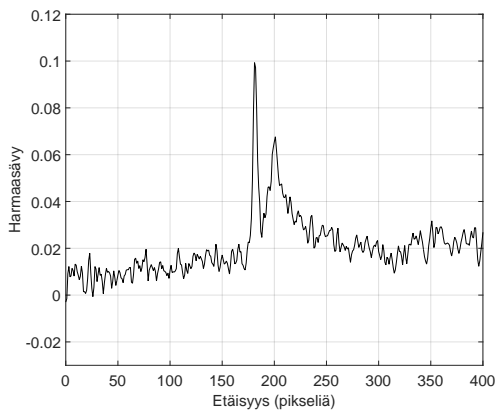
Kuva 20: Kivinäytteen tarkastelutilavuuden rekonstruktiot. Kuvassa (a) on digitaalinen suurennos koko kappaleen rekonstruktiosta, kuvassa (b) korjaamaton rekonstruktio tarkastelutilavuuden projektiosta, kuvassa (c) korjattu rekonstruktio eliminaatioon perustuvalla menetelmällä ja kuvassa (d) projektoiden täydentämiseen perustuvalla menetelmällä. Kuvassa 21 on piirretty harmaasävyprofiilit kuvan 20a katkoviivaa pitkin. Koko kappaleen rekonstruktio on esitetty liitteen B kuvassa 22b.



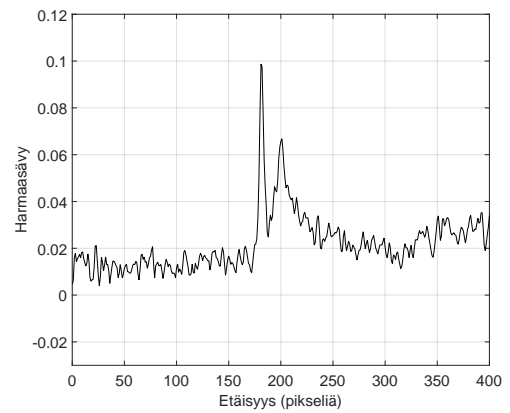
(a)



(b)



(c)



(d)

Kuva 21: Harmaasävyprofiilit kuvan 20 rekonstruktioille kuvan 20a katkoviivaa pitkin. Profiilien järjestys on sama kuin rekonstruktioiden kuvassa 20.

6 Johtopäätökset

Tässä työssä toteutettiin kaksi menetelmää kappaleen sisäisen tarkastelutilavuuden projektoiden korjaamiseen hyödyntäen koko kappaleen rekonstruktioita. Menetelmien toteutus onnistui hyvin ja simulaatioilla pystyttiin varmistamaan niiden toimivuus. Menetelmiä testattiin kahdella eri laitteistolla ja kahdelle erilaiselle näytteelle. Käytännön mittaukset SkyScan-laitteistolla osoittivat menetelmien toimivan myös käytännössä. Xradia-laitteistolla suoritettu testi ei onnistunut odotusten mukaisesti. Syynä epäonnistuneeseen kuvaukseen on luultavasti objektiivin vaihto kuvausten välillä ja siitä aiheutuva pyörimisakselin paikan muutos tarkastelutilavuuden projektioissa verrattuna koko kappaleen projektioihin.

Projektoiden korjaamisen hyödyllisyys jäi pieneksi SkyScan-laitteella tutkitun puukorkkinäytteen tapauksessa. Edes projektoiden pienentäminen jälkikäteen ei näyttänyt aiheuttavan ongelmia. Syy tähän voi olla se, että puukorkki on rakenteeltaan riittävän homogeenista, jolloin rekonstruktio-ohjelman tekemä datan ekstrapolointi peilaamalla riittää artefaktien poistamiseen kuva-alueelta. Tutkitun kivinäytteen tapauksessa korjauksesta oli enemmän hyötyä. Korjauksen hyödyllisyys tulisi luultavasti vielä paremmin esille sellaisissa tilanteissa, joissa projektoiden ulkopuolelle jää huomattavasti enemmän materiaalia ja vieläpä mahdollisimman heterogeenista. Syn-teettiselle kappaleelle suoritettussa simuloidussa kuvauksessa esimerkiksi kuva-alueen ulkopuolelle jäävä ellipsi aiheuttaa selvästi havaittavan artefaktin.

Menetelmien jatkokehitys edellyttää ensimmäisenä säteenlaskenta-algoritmin laajentamisen kolmeen ulottuvuuteen. Tämä pitäisi olla tehtävissä suhteellisen pienellä vaivalla. Lisäksi algoritmit kannattaa rutiininomaista käyttöä varten toteuttaa jollain muulla ohjelmointikielellä kuin Matlabilla nopeamman laskenta-ajan saavuttamiseksi.

Tarkastelutilavuuden kuvauksen pyörimisakselin paikan määrittäminen koko kappaleen rekonstruktioista on luultavasti isoin ongelma menetelmän toimivuuden kannalta. Sivuttaissuuntainen siirtymä voidaan ottaa huomioon tässä työssä esitetyllä tavalla kohtalaisen hyvin. Tilanteisiin, joissa pyörimisakseli muuttuu jotenkin muuten, esimerkiksi liikkuu pystysuunnassa tai kallistuu, vaaditaan kuitenkin kehittyneempi menetelmä. Erityisesti hyvälle kuvien rekisteröintimenetelmälle on käyttöä silloin, kun kuvaukset suoritetaan erilaisilla objektiiveilla tai eri laitteilla. Näytteen irrottamiseen ja siirtämiseen toiseen laitteeseen liittyy luultavasti myös paljon haasteita.

Osittain avoimeksi kysymykseksi jäi pitääkö säteilyn spektrin polykromaattisuus huomioida projektioita korjattaessa. Polykromaattisuuden aiheuttamat ongelmat ovat luultavasti edellä mainittuihin asioihin verrattuna pieniä, sillä SkyScan-laitteilla suoritettut testit onnistuivat, vaikka polykromaattisuutta ei huomioitu. Lisäksi avoimeksi kysymykseksi jäi, vaikuttaako Xradian tomografialaitteiston optiikka korjauksen onnistumiseen.

Lähteet

- [1] O. Pukkila (toim.). *Säteily- ja ydinturvallisuus, osa 3: Säteilyn käyttö*. Säteilyturvakeskus, Helsinki, 2004. Saatavilla: <https://www.stuk.fi/julkaisut/sateily-ja-ydinturvallisuus-kirjasarja>. Viitattu 12.4.2018.
- [2] G. Van Gompel. Towards accurate image reconstruction from truncated X-ray CT projections. Väitöskirja, University of Antwerp, Antwerp, 2009. Saatavilla: <https://visielab.uantwerpen.be/publications/>. Viitattu 12.4.2018.
- [3] F. Noo, R. Clackdoyle, ja J. D. Pack. A two-step Hilbert transform method for 2D image reconstruction. *Physics in Medicine and Biology*, 49(17):3903–3923, 2004. DOI: 10.1088/0031-9155/49/17/006. Saatavilla: <http://iopscience.iop.org>. Viitattu 12.4.2018.
- [4] M. Costin, D. Lazaro-Ponthus, S. Legoupil, P. Duvauchelle, ja V. Kaftandjian. A multi-resolution image reconstruction method in X-ray computed tomography. *Journal of X-Ray Science and Technology*, 19(2):229–247, 2011. Saatavilla: <https://hal.archives-ouvertes.fr>. Viitattu 12.4.2018.
- [5] J. Wiegert, M. Bertram, J. Wulff, D. Schäfer, J. Weese, T. Netsch, H. Schomberg, ja G. Rose. 3D ROI imaging for cone-beam computed tomography. *International Congress Series*, 1268:7–12, 2004. DOI: 10.1016/j.ics.2004.03.233. Saatavilla: <http://www.sciencedirect.com>. Viitattu 12.4.2018.
- [6] I. K. Chun, M. H. Cho, S. C. Lee, M. H. Cho, ja S. Y. Lee. X-ray microtomography system for small-animal imaging with zoom-in imaging capability. *Physics in Medicine and Biology*, 49(17):3889–3902, 2004.
- [7] G. Tisson, P. Scheunders, ja D. Van Dyck. 3D region of interest X-ray CT for geometric magnification from multiresolution acquisitions. *2004 2nd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro (IEEE Cat No. 04EX821)*, 1:567–570, 2004. DOI: 10.1109/ISBI.2004.1398601. Saatavilla: <http://ieeexplore.ieee.org>. Viitattu 12.4.2018.
- [8] D. J. Gentle ja N. M. Spyrou. Region of interest tomography in industrial applications. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 299(1):534–537, 1990.
- [9] A. Webb. *Introduction To Biomedical Imaging*. John Wiley & Sons, Hoboken, 2003. Saatavilla: <http://ieeexplore.ieee.org>. Viitattu 12.4.2018.
- [10] S. R. Stock. *Micro Computed Tomography, Methodology and Applications*. Taylor & Francis Group, LLC, Boca Raton, 2009.

- [11] A. C. Kak ja M. Slaney. *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. Society for Industrial and Applied Mathematics, Philadelphia, 2001/1988.
- [12] A. Miettinen. Characterization of three-dimensional microstructure of composite materials by X-ray tomography. Väitöskirja, University of Jyväskylä, Jyväskylä, 2016. Saatavilla: <https://jyx.jyu.fi>. Viitattu 12.4.2018.
- [13] L. A. Feldkamp, L. C. Davis, ja J. W. Kress. Practical cone-beam algorithm. *Journal of the Optical Society of America A*, 1(6):612–619, 1984. DOI: 10.1364/JOSAA.1.000612. Saatavilla: <http://josaa.osa.org>. Viitattu 12.4.2018.
- [14] E. C. McCullough, H. L. Baker, O. W. Houser, ja D. F. Reese. An evaluation of the quantitative and radiation features of a scanning X-ray transverse axial tomograph: The EMI scanner. *Radiation Physics*, 111(3):709–715, 1974.
- [15] E. C. McCullough. Photon attenuation in computed tomography. *Medical Physics*, 2(6):307–320, 1975.
- [16] J. F. Barrett ja N. Keat. Artifacts in ct: Recognition and avoidance. *RadioGraphics*, 24(6):1679–1691, 2004. DOI: 10.1148/rg.246045065. Saatavilla: <http://pubs.rsna.org>. Viitattu 12.4.2018.
- [17] F. E. Boas ja D. Fleischmann. CT artifacts: causes and reduction techniques. *Imaging in Medicine*, 4(2):229–240, 2012. Saatavilla: <http://www.openaccessjournals.com>. Viitattu 12.4.2018.
- [18] *MicroXCT-200 and MicroXCT-400 User's Guide, Version 7.0*. Xradia, Inc, Concord, California, 2010.
- [19] *SkyScan 1172 Desktop X-ray microtomograph, Instruction Manual*. SkyScan, Aartselaar, Belgium, 2005.
- [20] O. Nalcioglu, Z. H. Cho, ja R. Y. Lou. Limited field of view reconstruction in computerized tomography. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 26(1):546–551, 1979. DOI: 10.1109/TNS.1979.4329688. Saatavilla: <http://ieeexplore.ieee.org>. Viitattu 12.4.2018.
- [21] A. Kyrieleis, V. Titarenko, M. Ibison, T. Connolley, ja P. J. Withers. Region-of-interest tomography using filtered backprojection: assessing the practical limits. *Journal of Microscopy*, 241(1):69–82, 2011. DOI: 10.1111/j.1365-2818.2010.03408.x. Saatavilla: <http://onlinelibrary.wiley.com>. Viitattu 12.4.2018.
- [22] R. L. Siddon. Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array. *Medical Physics*, 12(2):252–255, 1985.
- [23] University of Jyväskylä. Xradia microxct-400. <https://www.jyu.fi/science/en/nanoscience-center/research/infrastructures/instruments/details/xradiamicro400>. Viitattu 12.4.2018.

- [24] J. Kuva, J. Sammaljärvi, J. Parkkonen, M. Siitari-Kauppi, M. Lehtonen, T. Turpeinen, J. Timonen, ja M. Voutilainen. Imaging connected porosity of crystalline rock by contrast agent-aided x-ray microtomography and scanning electron microscopy. *Journal of Microscopy*, 270(1):98–109, 2018. DOI: 10.1111/jmi.12661. Saatavilla: <http://onlinelibrary.wiley.com>. Viitattu 12.4.2018.

Liitteet

A Algoritmien numeerisia toteutuksia

A.1 Matlab-toteutus viivaintegraalin laskemiseen rekonstruktiosta

Alla on esitetty Matlabilla tehty käytännön toteutus viivaintegraalin laskemiseksi. Huomionarvoista on se, että luvun 4.1 esityksessä ja käytännön toteutuksessa pikselin koordinaatti määritellään eri tavalla. Luvun luvun 4.1 esityksessä pikselin koordinaatti ilmoittaa pikselin vasemman kulman paikan, kun taas käytännön toteutuksessa pikselin koordinaatti kertoo pikselin keskipisteen paikan. Algoritmin toiminta ja vaiheet ovat kuitenkin molemmissa tavoissa olennaisesti samat.

```
1 function result=siddonLine(startPosition ,endPosition , mu)
2 % SIDDONLINE Calculate a line integral along the given ray.
3 % Calculate a line integral along the ray defined by the given
   start position
4 % and end position. The code assumes the intrinsic coordinate
   system of MATLAB.
5 % The function is modified version of C++ algorithm made by
   Arttu Miettinen.
6 % startPosition – Start position of the ray.
7 % endPosition – End position of the ray.
8 % mu – Image of attenuation values in two dimensional matrix.
9 %
10 % Returns the value of the line integral.
11
12 result=0.0;
13 [m,n]=size(mu(:,:,1));
14 sizemat=size(mu(:,:,1));
15
16 ray=endPosition-startPosition;
17 lengthOfTheRay=norm(ray);
18
19 % Calculate the unit vector of the ray:
20 dir=ray./lengthOfTheRay;
21
22 % The length of the ray is divided to steps in each direction:
23 deltata=lengthOfTheRay./ray;
24
25 % Calculate the first and the last intersection with the image.
```

```

26 nextt=zeros(numel(ray),1);
27 mint=0;
28 maxt=lengthOfTheRay;
29
30 for i=1:numel(ray)
31     mintTemp=min((-startPosition(i)+0.5).*deltat(i),(-
        startPosition(i)+sizemat(i)+0.5).*deltat(i));
32     maxtTemp=max((-startPosition(i)+0.5).*deltat(i),(-
        startPosition(i)+sizemat(i)+0.5).*deltat(i));
33     if (mintTemp>mint)
34         mint=mintTemp;
35     end
36     if (maxtTemp<maxt)
37         maxt=maxtTemp;
38     end
39 end
40
41 startLocation=startPosition+mint.*dir;
42
43 for i=1:numel(ray)
44     if ray(i)>=0
45         nextt(i)=round(startLocation(i))+0.5-startLocation(i);
46     elseif (abs(round(startLocation(i))-startLocation(i))<0.5)
47         nextt(i)=startLocation(i)-(round(startLocation(i))-0.5);
48     else
49         nextt(i)=1;
50     end
51     nextt(i)=mint+nextt(i).*abs(deltat(i));
52 end
53
54 % Set nextt(i) to infinity if there's no movement in the
    direction i.
55 for i=1:numel(ray)
56     if isinf(abs(deltat(i)))==1
57         nextt(i)=Inf;
58     end
59 end
60
61 t = mint; % Next intersection.
62 prevt = mint; % Previous intersection.
63
64 % Process all the pixels within the image.
65 while t<maxt
66     if (nextt(1) <= nextt(2))
67         t=nextt(1);
68         nextt(1)=nextt(1)+abs(deltat(1));
69     else

```

```

70         t=nextt(2);
71         nextt(2)=nextt(2)+abs(deltat(2));
72     end
73
74     % Make sure that we are inside the image.
75     if t>=maxt
76         t=maxt;
77     end
78
79     % Calculate length of the section of the ray inside the
80     pixel.
81     inpixel = t - prevt;
82
83     % Calculate location of the current pixel.
84     tmp=round(startPosition+( (t + prevt) / 2 .* dir));
85
86     % Calculate contribution of the current pixel.
87     if (inpixel-1e-3>0 && tmp(1)<=m && tmp(2)<=n && tmp(1)>0 &&
88         tmp(2)>0 )
89         result=result+double(mu(tmp(1),tmp(2))).*inpixel;
90     end
91     prevt=t;
92 end
93 end

```

A.2 Matlab-toteutus yksittäisen projektion laskemiseen

```

1 function [projection1D] = siddonProjection (sdDistance,
2     soDistance, coordinatesOfTheRotationAxis, ...
3     theta, detectorElements, widthOfTheElement, centerShift,
4     radiusMask, mu, avgBackGround)
5 % SIDDONPROJECTION Calculate 1D fan beam projection of the given
6 % 2D image.
7 % The code utilizes siddonLine-function. All the distances must
8 % be given in
9 % dimension of the image pixel.
10 % sdDistance - Source to detector distance.
11 % soDistance - Source to object distance.
12 % coordinatesOfTheRotationAxis - Coordinates of the rotation
13 % axis in a column vector.
14 % theta - Angle from which projection is calculated. Allowed
15 % values are on the interval [-pi,pi].
16 % detectorElements - Number of detector elements.
17 % widthOfTheElement - Width of the single detector element.
18 % centerShift - Center shift value.

```

```

13 % radiusMask – Radius of the area which is projected from the
    image.
14 % mu – 2D image which is projected.
15 % avgBackGround – Value of mu which is used outside the area
    defined by radiusMask.
16 %
17 % Returns 1D projection in the row vector.
18
19 projection1D= zeros(1,detectorElements); %Projection is saved to
    this matrix.
20
21 [m,n]=size(mu(:, :, 1));
22
23 % Calculate positions of the source and the center of the
    detector when theta is zero.
24 odDistance=sdDistance – soDistance;
25 sourcePosition=[coordinatesOfTheRotationAxis(1)+soDistance;
    coordinatesOfTheRotationAxis(2)];
26 detectorPosition=[coordinatesOfTheRotationAxis(1)–odDistance;
    coordinatesOfTheRotationAxis(2)];
27
28 % Calculate the positions of the source and the center of the
    detector at angle theta.
29 sourcePosition=sourcePosition+[-soDistance*(1–cos(theta));
    soDistance.*sin(theta)];
30 detectorPosition=detectorPosition+[odDistance.*(1–cos(theta));–
    odDistance.*sin(theta)];
31
32 % Define a vector parallel to the line from the source to
33 % the center of the detector and a vector parallel to the
    detector surface.
34 mainAxis=detectorPosition–sourcePosition;
35 dirDetector=[1;–mainAxis(1)./mainAxis(2)];
36 %Direction of the dirDetector must be reversed when theta>0 so
    that detector elements
37 % are filled always in the same order.
38 if (theta>0)
39     dirDetector=–dirDetector;
40 end
41 % If y–coordinate is infinity , dirDetector is parallel to y–axis
    .
42 if (isinf(dirDetector(2))==1)
43     dirDetector=[0;1];
44 end
45
46 dirDetector=dirDetector./norm(dirDetector);
47

```

```

48 %Calculate the projection.
49 for i=1:detectorElements
50     %Define position of the pixel.
51     pixelPosition=detectorPosition+(-detectorElements/2+i-1+
        centerShift).*dirDetector*widthOfTheElement;
52     % Calculate intersections of a ray and the edge of the
53     % reconstruction area. calculateIntersections function
        solves
54     % intersections of a given line and a circle. If there aren'
        t intersections ,
55     % the function returns NaN values.
56     intersectionsMask=calculateIntersections ([m/2+0.5;m/2+0.5] ,
        radiusMask , sourcePosition , pixelPosition);
57     if sum(sum(isnan(intersectionsMask))>=1)
58         projection1D(i)=projection1D(i)+avgBackGround.*norm(
            sourcePosition-pixelPosition);
59     else
60         projection1D(i)=projection1D(i)+siddonLine(
            intersectionsMask(:,1) , intersectionsMask(:,2) ,mu)...
61         +avgBackGround.*(norm(sourcePosition-
            intersectionsMask(:,1))+norm(intersectionsMask
            (:,2)-pixelPosition));
62     end
63 end
64
65 end

```

A.3 Matlab-toteutus yksittäisen projektion ja korjausdatan laskemiseen eliminointiin perustuvalla menetelmällä

```

1 function [projection1D , correctionData1D] =
        siddonProjectionEliminationMethod(sdDistance , soDistance ,
        coordinatesOfTheRotationAxis , ...
2     theta , detectorElements , widthOfTheElement , centerShift ,
        radiusROI , radiusMask , mu , avgBackGround)
3 % SIDDONPROJECTIONELIMINATIONMETHOD Calculate 1D fan beam
        projection of
4 % the given 2D image and correction data which is needed in
        elimination
5 % method. The code utilizes siddonLine-function. All the
        distances must be
6 % given in dimensions of the image pixel.
7 % sdDistance - Source to detector distance.
8 % soDistance - Source to object distance.
9 % coordinatesOfTheRotationAxis - Coordinates of the rotation
        axis in a column vector.

```

```

10 % theta – Angle from which projection is calculated. Allowed
    values are on the interval  $[-\pi, \pi]$ .
11 % detectorElements – Number of detector elements.
12 % widthOfTheElement – Width of the single detector element.
13 % centerShift – Center shift value.
14 % radiusROI – Defines ROI size.
15 % radiusMask – Radius of the area which is projected from the
    image.
16 % mu – 2D image which is projected.
17 % avgBackGround – Value of mu which is used outside the area
    defined by radiusMask.
18 %
19 % Returns 1D projection and correction data in row vectors.
20
21 projection1D= zeros(1,detectorElements); % Projection is saved
    to this matrix.
22 correctionData1D=zeros(1,detectorElements); % Correction data is
    saved to this matrix.
23
24 [m,n]=size(mu(:, :, 1));
25
26 % Calculate positions of the source and the center of the
    detector when theta is zero.
27 odDistance=sdDistance – soDistance;
28 sourcePosition=[coordinatesOfTheRotationAxis(1)+soDistance;
    coordinatesOfTheRotationAxis(2)];
29 detectorPosition=[coordinatesOfTheRotationAxis(1)–odDistance;
    coordinatesOfTheRotationAxis(2)];
30
31 % Calculate the positions of the source and the center of the
    detector at angle theta.
32 sourcePosition=sourcePosition+[-soDistance*(1–cos(theta));
    soDistance.*sin(theta)];
33 detectorPosition=detectorPosition+[odDistance.*(1–cos(theta));–
    odDistance.*sin(theta)];
34
35 % Define a vector parallel to the line from the source to
36 % the center of the detector and a vector parallel to the
    detector surface.
37 mainAxis=detectorPosition–sourcePosition;
38 centerOfRotation=sourcePosition+soDistance.*(norm(
    mainAxis));
39 dirDetector=[1;–mainAxis(1)./mainAxis(2)];
40 % Direction of the dirDetector must be reversed when theta>0
    so that detector elements
41 % are always filled in the same order.
42 if (theta>0)

```

```

43     dirDetetector=-dirDetetector;
44 end
45 % If y-coordinate is infinity , dirDetector is parallel to y-axis
46 if (isinf(dirDetetector(2))==1)
47     dirDetetector=[0;1];
48 end
49 dirDetetector=dirDetetector./norm(dirDetetector);
50
51 % Calculate the projection and the correction data.
52 for i=1:detectorElements
53     % Define a position of a pixel.
54     pixelPosition=detectorPosition+(-detectorElements/2+i-1+
55         centerShift).*dirDetetector*widthOfTheElement;
56     % Define a position inside a pixel.
57     % Calculate intersections of a ray and the edge of the
58     % reconstruction area. calculateIntersections function
59     % solves
60     % intersections of a given line and a circle. If there aren'
61     % t intersections ,
62     % the function returns NaN values.
63     intersectionsMask=calculateIntersections ([m/2+0.5;m/2+0.5] ,
64         radiusMask ,sourcePosition , pixelPosition);
65     % Calculate intersections of a ray and the edge of the ROI.
66     intersectionsROI=calculateIntersections (centerOfRotation ,
67         radiusROI , sourcePosition , pixelPosition);
68
69     if (sum(sum(isnan(intersectionsMask))>=1))
70         projection1D(i)=projection1D(i)+avgBackGround.*norm(
71             sourcePosition - pixelPosition);
72     elseif (sum(sum(isnan(intersectionsROI))>=1))
73         projection1D(i)=projection1D(i)+siddonLine(
74             intersectionsMask(:,1) , intersectionsMask(:,2) ,mu) ...
75             +avgBackGround.*(norm(sourcePosition -
76                 intersectionsMask(:,1))+norm(intersectionsMask
77                 (:,2)- pixelPosition));
78         correctionData1D(i)= projection1D(i);
79     else
80         projection1D(i)=projection1D(i)+siddonLine(
81             intersectionsMask(:,1) , intersectionsMask(:,2) ,mu) ...
82             +avgBackGround.*(norm(sourcePosition -
83                 intersectionsMask(:,1))+norm(intersectionsMask
84                 (:,2)- pixelPosition));
85         correctionData1D(i)=projection1D(i)-siddonLine(
86             intersectionsROI(:,1) , intersectionsROI(:,2) ,mu);
87     end
88 end

```

76 end

A.4 Matlab-toteutus kahden kuvan harmaasävyarvojen yhdenmukaistamiseen

```
1 function [image1Scaled , parameters]=normalizeGrayValues(image1 ,
    image2 , sampleName)
2 % NORMALIZEGRAYVALUES Scale gray values of the image 1 to
    correspond gray values of the image 2.
3 % Function scales gray values of the image 1 in such a way that
    the standard deviation
4 % and the mean of the gray values of the image 1 are same as in
    the image 2.
5 % image1 – Gray vales of this image is scaled.
6 % image2 – image1 is scaled to correspond this image.
7 % sampleName – Sample name which is given to scaled image.
8 %
9 % Returns scaled image and calculated parameters.
10
11 parameters=zeros(2,1);
12 avgImage1=mean(image1(:));
13 stdImage1=std(image1(:));
14
15 avgImage2=mean(image2(:));
16 stdImage2=std(image2(:));
17
18 parameters(1)=stdImage2/stdImage1;
19 parameters(2)=avgImage2-parameters(1)*avgImage1;
20
21 image1Scaled=parameters(1).*image1+parameters(2);
22 writeraystackd([sampleName '-normalized'],image1Scaled, 'float32
    ');
23 end
```

A.5 Projektioiden laskeminen ja korjaaminen täydentämiseen perustuvalla menetelmällä

```
1 % Script calculates sinograms needed in completion method and
    makes
2 % correction of the measured sinogram.
3 %% Load data.
4 filename=['nayte4_kuvaus1_wholesample_rec'];
5 sampleName = 'nayte4_roi_completion'; %Sample name is used in
    names of the produced files.
6 % Scripts that load or save raw-data were made by PhD Arttu
    Miettinen.
```



```

7 mu = double(readrawstackd2(filename , 'float32'));
8
9 %% Set parameters of the scans.
10 % Set parameters of the whole sample scan.
11 binning=1;
12 %If the whole sample is reconstructed with binning>1, multiple
    pixelLengthOfWholeSampleScan by binning.
13 pixelLengthOfWholeSampleScan=26.77e-6*binning; %(in meters)
14 [widthOfReconstruction , lengthOfReconstruction]=size(mu);
15 avgBackGround=-0.059; % Mean attenuation value outside the
    sample.
16
17 % Parameters of the roi scan.
18 numberOfImages=721;
19 noDetectorElements=1500; % Number of detector elements or pixels
    in calculated projection.
20 pixelLengthOfRoiScan=9.96e-6; % Pixel length of the roi scan (in
    meters).
21 sdDistanceOfScan=214.858e-3; % Source to detector distance (in
    meters).
22 soDistanceOfScan=47.070e-3; %Source to object distance (in
    meters).
23 thetaStart=-180*pi/180; %Values of angles must be on interval [-
    pi , pi ].
24 thetaEnd=180*pi/180;
25 centerShift=2; % Center shift value from roi scan.
26 radiusMask=widthOfReconstruction/2*1; %Radius of the area which
    is projected from the image.
27
28 % Calculate scaled parameters and other data which is needed.
29 pixelLength=pixelLengthOfWholeSampleScan;
30 sdDistance=sdDistanceOfScan/pixelLength;
31 soDistance=soDistanceOfScan/pixelLength;
32 coordinateOffset=[0.5;0.5]; % Rotation axis is not exactly in
    the middle of the reconstruction. Offset value [0.5;0.5]
    works well with Optitomo reconstructions.
33 coordinatesOfTheRotationAxis=( [widthOfReconstruction/2+0.5;
    lengthOfReconstruction/2+0.5]+coordinateOffset);
34 theta=linspace(thetaStart , thetaEnd , numberOfImages);
35 widthOfTheElement=sdDistance/soDistance*pixelLengthOfRoiScan/
    pixelLength;
36
37 %% Form the sinogram
38 calculatedSinogram=zeros(numberOfImages , noDetectorElements);
39 parfor i =1:numberOfImages
40     calculatedSinogram(i ,:)=siddonProjection(sdDistance ,
        soDistance , coordinatesOfTheRotationAxis , theta(i) , ...

```

```

41         noDetectorElements , widthOfTheElement , -centerShift ,
           radiusMask , mu , avgBackGround);
42 end
43 %Flip the sinogram.
44 calculatedSinogram=fliplr(calculatedSinogram);
45
46 %% Write a log-file.
47 fileID = fopen([sampleName '-parameters' '.txt'], 'w');
48 fprintf(fileID , [ 'Filename: ' filename '\n' ]);
49 fprintf(fileID , [ 'binning: ' num2str(binning) '\n' ]);
50 fprintf(fileID , [ 'pixelLengthOfWholeSampleScan: ' num2str(
           pixelLengthOfWholeSampleScan) '\n' ]);
51 fprintf(fileID , [ 'widthOfReconstruction: ' num2str(
           widthOfReconstruction) '\n' ]);
52 fprintf(fileID , [ 'lengthOfReconstruction: ' num2str(
           lengthOfReconstruction) '\n' ]);
53 fprintf(fileID , [ 'avgBackGround: ' num2str(avgBackGround) '\n' ]);
54 fprintf(fileID , [ '_____ \n' ]);
55 fprintf(fileID , [ 'numberOfImages : ' num2str(numberOfImages) '\n'
           ]]);
56 fprintf(fileID , [ 'noDetectorElements: ' num2str(
           noDetectorElements) '\n' ]);
57 fprintf(fileID , [ 'pixelLengthOfRoiScan: ' num2str(
           pixelLengthOfRoiScan) '\n' ]);
58 fprintf(fileID , [ 'sdDistanceOfScan: ' num2str(sdDistanceOfScan) '\n'
           ]]);
59 fprintf(fileID , [ 'soDistanceOfScan: ' num2str(soDistanceOfScan) '\n'
           ]]);
60 fprintf(fileID , [ 'thetaStart: ' num2str(thetaStart) '\n' ]);
61 fprintf(fileID , [ 'thetaEnd: ' num2str(thetaEnd) '\n' ]);
62 fprintf(fileID , [ 'centerShift: ' num2str(centerShift) '\n' ]);
63 fprintf(fileID , [ 'radiusMask: ' num2str(radiusMask) '\n' ]);
64 fprintf(fileID , [ '_____ \n' ]);
65 fprintf(fileID , [ 'coordinateOffSet: ' num2str(coordinateOffSet)
           '\n' ]]);
66 fprintf(fileID , [ 'coordinatesOfTheRotationAxis: ( ' num2str(
           coordinatesOfTheRotationAxis(1)) ', ' num2str(
           coordinatesOfTheRotationAxis(2)) ') \n' ]]);
67 fprintf(fileID , [ 'widthOfTheElement: ' num2str(widthOfTheElement)
           '\n' ]]);
68 fclose(fileID);
69
70 %% Save the sinogram.
71 writerawstackd([sampleName '_reprojection'], calculatedSinogram ,
           'float32');
72
73 %% Load the measured sinogram.

```

```

74 measuredSinogram=double(readrawstackd2('
    nayte4_kuvaus1_roi_sinogramrow267_', 'float32'));
75 measuredSinogram=-log(measuredSinogram/100);
76 %% Normalize the measured data.
77 % Crop the roi from the calculated projections for the
    normalization:
78 [m_meas,n_meas]=size(measuredSinogram);
79 [m_calc,n_calc]=size(calculatedSinogram);
80 calc_crop=calculatedSinogram(:,ceil((n_calc-n_meas)/2)+1:ceil((
    n_calc-n_meas)/2)+n_meas);
81
82 % Perform normalization:
83 [norm,param]=normalizeGrayValues(measuredSinogram,calc_crop,
    sampleName);
84
85 %% Make the correction.
86 correctedSinogram=calculatedSinogram;
87 correctedSinogram(:,ceil((n_calc-n_meas)/2)+1:ceil((n_calc-
    n_meas)/2)+n_meas)=norm;
88 correctedSinogram=(correctedSinogram-param(2))./param(1);
89
90 writerawstackd([sampleName '-roicorrected'],correctedSinogram,
    'float32');

```

A.6 Projektioiden laskeminen ja korjaaminen eliminointiin perustuvalla menetelmällä

```

1 % Script calculates sinograms needed in elimination method and
    makes
2 % correction of the measured sinogram.
3 %% Load data.
4 filename=['nayte4_kuvaus1_wholesample_rec_'];
5 sampleName = 'nayte4_roi'; %Sample name is used in names of the
    produced files.
6 % Scripts that load or save raw-data were made by PhD Arttu
    Miettinen.
7 mu = double(readrawstackd2(filename, 'float32'));
8
9 %% Set parameters of the scans.
10 % Set parameters of the whole sample scan.
11 binning=1;
12 %If the whole sample is reconstructed with binning>1, multiple
    pixelLengthOfWholeSampleScan by binning.
13 pixelLengthOfWholeSampleScan=26.77e-6*binning;
14 [widthOfReconstruction,lengthOfReconstruction]=size(mu);
15 avgBackGround=-0.059; % Mean attenuation value outside the
    sample.

```

```

16
17 % Parameters of the roi scan.
18 numberOfImages=721;
19 noDetectorElements=600; % Number of detector elements or pixels
    in calculated projection.
20 pixelLengthOfRoiScan=9.96e-6; % Pixel length of the roi scan (in
    meters).
21 sdDistanceOfScan=214.858e-3; % Source to detector distance (in
    meters).
22 soDistanceOfScan=47.070e-3; %Source to object distance (in
    meters).
23 thetaStart=-180*pi/180; % %Values of angles must be on interval
    [-pi, pi].
24 thetaEnd=180*pi/180;
25 centerShift=2; % Center shift value from roi scan.
26 radiusROIMeters=5.5e-3/2; %Radius of roi (in meters).
27 radiusMask=widthOfReconstruction/2*1; %Radius of the area which
    is projected from the image.
28
29 % Calculate scaled parameters and other data which is needed.
30 pixelLength=pixelLengthOfWholeSampleScan;
31 sdDistance=sdDistanceOfScan/pixelLength;
32 soDistance=soDistanceOfScan/pixelLength;
33 radiusROI=radiusROIMeters/pixelLength;
34 coordinateOffset=[0.5;0.5]; % Rotation axis is not exactly in
    the middle of the image. Offset value [0.5;0.5] works well
    with Optitomo reconstructions.
35 coordinatesOfTheRotationAxis=( [widthOfReconstruction/2+0.5;
    lengthOfReconstruction/2+0.5]+coordinateOffset);
36 theta=linspace(thetaStart,thetaEnd,numberOfImages);
37 widthOfTheElement=sdDistance/soDistance*pixelLengthOfRoiScan/
    pixelLength;
38
39 %% Form the sinogram
40 calculatedSinogram=zeros(numberOfImages,noDetectorElements);
41 correctionDataSinogram=zeros(numberOfImages,noDetectorElements);
42 parfor i=1:numberOfImages
43     [calculatedSinogram(i,:),correctionDataSinogram(i,:)]=
        siddonProjectionEliminationMethod(sdDistance,soDistance,
        coordinatesOfTheRotationAxis,...
44     theta(i),noDetectorElements,widthOfTheElement,-
        centerShift,radiusROI,radiusMask,mu,avgBackGround);
45 end
46 % Flip the sinogram.
47 calculatedSinogram=fliplr(calculatedSinogram);
48 correctionDataSinogram=fliplr(correctionDataSinogram);
49

```

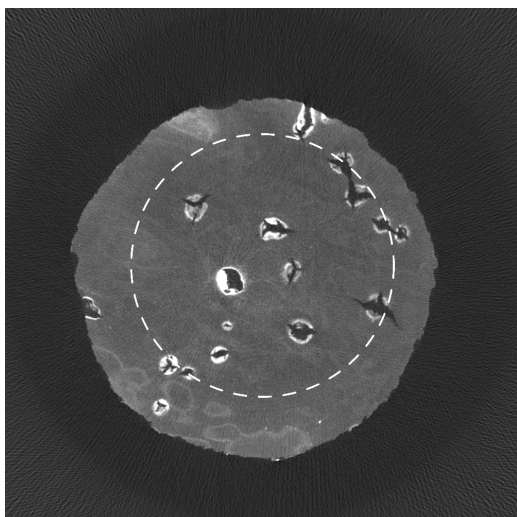
```

50 %% Write a log-file.
51 fileID = fopen([sampleName '-parameters' '.txt'], 'w');
52 fprintf(fileID, ['Filename: ' filename '\n']);
53 fprintf(fileID, ['binning: ' num2str(binning) '\n']);
54 fprintf(fileID, ['pixelLengthOfWholeSampleScan: ' num2str(
    pixelLengthOfWholeSampleScan) '\n']);
55 fprintf(fileID, ['widthOfReconstruction: ' num2str(
    widthOfReconstruction) '\n']);
56 fprintf(fileID, ['lengthOfReconstruction: ' num2str(
    lengthOfReconstruction) '\n']);
57 fprintf(fileID, ['avgBackGround: ' num2str(avgBackGround) '\n']);
58 fprintf(fileID, '_____\n');
59 fprintf(fileID, ['numberOfImages : ' num2str(numberOfImages) '\n'
    ]);
60 fprintf(fileID, ['noDetectorElements: ' num2str(
    noDetectorElements) '\n']);
61 fprintf(fileID, ['pixelLengthOfRoiScan: ' num2str(
    pixelLengthOfRoiScan) '\n']);
62 fprintf(fileID, ['sdDistanceOfScan: ' num2str(sdDistanceOfScan) '
    \n']);
63 fprintf(fileID, ['soDistanceOfScan: ' num2str(soDistanceOfScan) '
    \n']);
64 fprintf(fileID, ['thetaStart: ' num2str(thetaStart) '\n']);
65 fprintf(fileID, ['thetaEnd: ' num2str(thetaEnd) '\n']);
66 fprintf(fileID, ['centerShift: ' num2str(centerShift) '\n']);
67 fprintf(fileID, ['radiusROIMeters: ' num2str(radiusROIMeters) '\n
    ']);
68 fprintf(fileID, ['radiusMask: ' num2str(radiusMask) '\n']);
69 fprintf(fileID, '_____\n');
70 fprintf(fileID, ['coordinateOffSet: ' num2str(coordinateOffSet) '
    \n']);
71 fprintf(fileID, ['coordinatesOfTheRotationAxis: ( ' num2str(
    coordinatesOfTheRotationAxis(1)) ', ' num2str(
    coordinatesOfTheRotationAxis(2)) ') \n']);
72 fprintf(fileID, ['widthOfTheElement: ' num2str(widthOfTheElement)
    '\n']);
73 fclose(fileID);
74
75 %% Save the sinogram.
76 writerawstackd([sampleName '-reprojection'], calculatedSinogram,
    'float32');
77 writerawstackd([sampleName '-correctiondata'],
    correctionDataSinogram, 'float32');
78
79 %% Load the measured sinogram and normalize it.
80 measuredSinogram=double(readrawstackd2('
    nayte4_kuvasl_roi_sinogramrow267_', 'float32'));

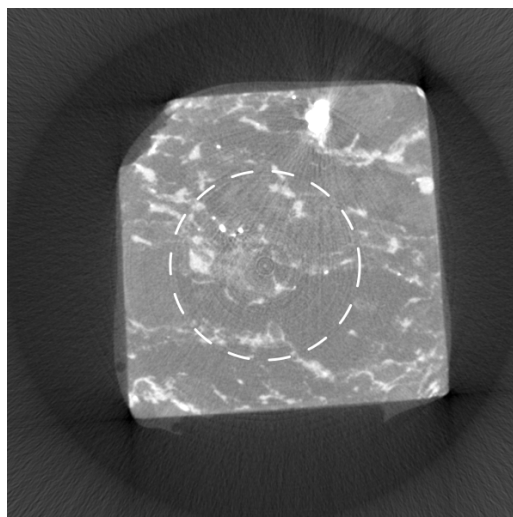
```

```
81 measuredSinogram=-log(measuredSinogram/100);
82 [norm,param]=normalizeGrayValues(measuredSinogram,
    calculatedSinogram,sampleName);
83
84 %% Make the correction.
85 roiCorrected=norm-correctionDataSinogram;
86 roiCorrected=(roiCorrected)./param(1);
87 writerawstackd([sampleName '-roicorrected'], roiCorrected, '
    float32');
```

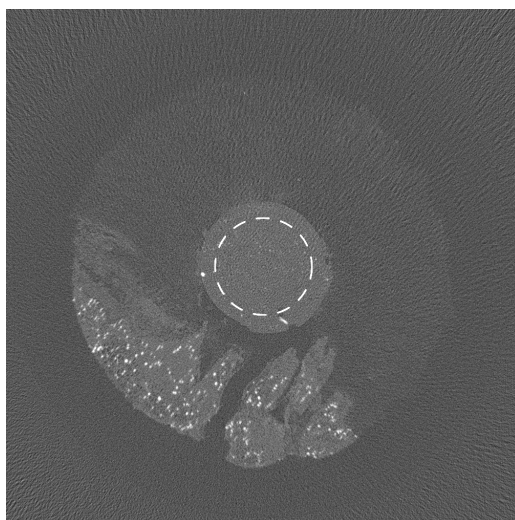
B Tutkittujen näytteiden rekonstruktioita



(a)



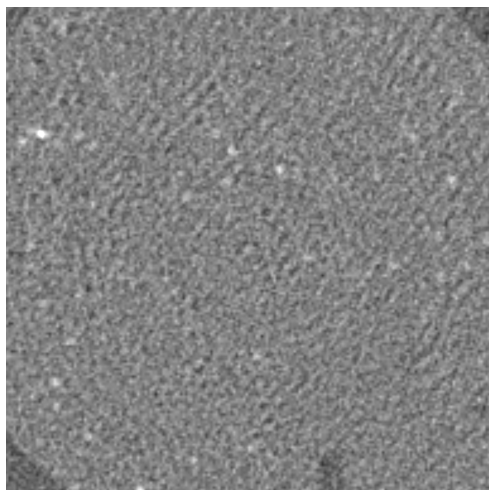
(b)



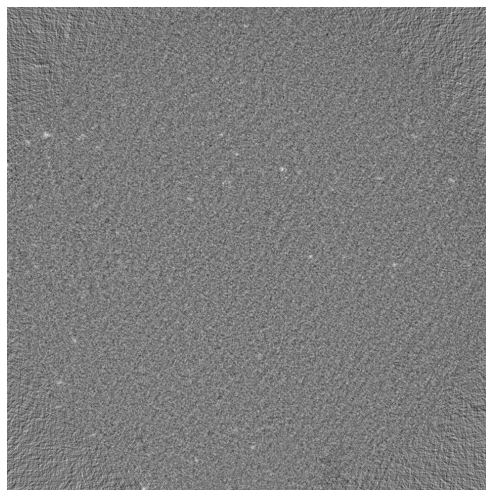
(c)

Kuva 22: (a) SkyScan-laitteistolla tutkitun puukorkkinäytteen rekonstruktio. (b) Kivinäytteen rekonstruktio. (c) Xradia-laitteistolla tutkitun puukorkkinäytteen rekonstruktio. Rekonstruktioihin valkoisella katkoviivalla merkitty alue on tarkastelutilavuuden kuvauksen kuva-alue.

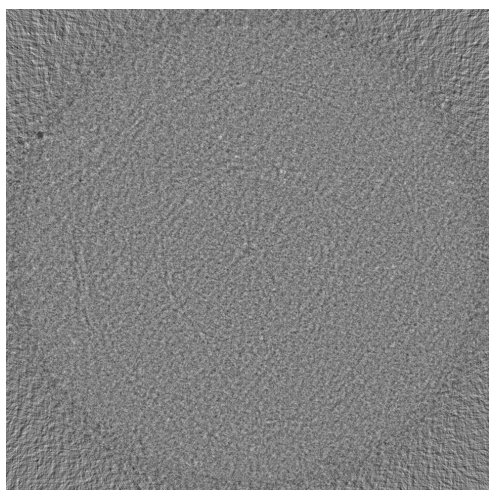
C Xradia-laitteistolla tehdyn kuvauksen rekonstruktio



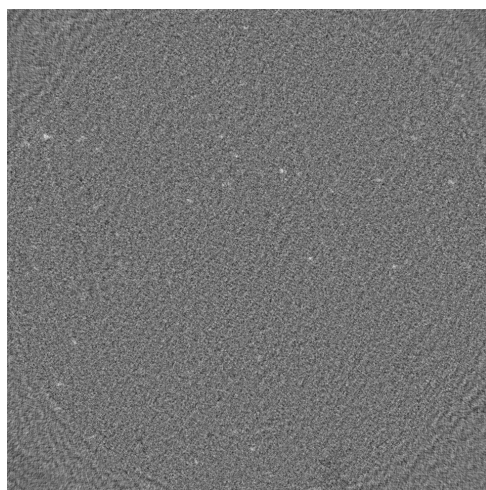
(a)



(b)



(c)



(d)

Kuva 23: Tulokset kuvan 16 oikeanpuoleiselle näytteelle. (a) Digitaalinen suurenno koko kappaleen rekonstruktioista. (b) Korjaamaton rekonstruktio tarkastelutilavuuden projektioista. (c) Korjattu rekonstruktio eliminaatioon perustuvalla menetelmällä. (d) Korjattu rekonstruktio projektioiden täydentämiseen perustuvalla menetelmällä. Koko kappaleen rekonstruktio on esitetty liitteen B kuvassa 22c.