

Pekka Turkki

3D-kuvantaminen lääketieteessä

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Insinööri (AMK)

Elektroniikan koulutusohjelma

Insinöörityö

4.6.2013

Tekijä Otsikko	Pekka Turkki 3D-kuvantaminen lääketieteessä
Sivumäärä Aika	35 sivua 4.6.2013
Tutkinto	insinööri (AMK)
Koulutusohjelma	elektroniikan koulutusohjelma
Suuntautumisvaihtoehto	
Ohjaaja	lehtori Jukka Kuikanvirta
<p>Tässä insinööriyössä on selvitetty kolmiulotteista kuvantamista lääketieteessä. Työssä on tutkittu radiologisten kuvantamismenetelmien fysikaalisia perusteita, toimintaperiaatteita ja miten niillä saadaan 3D-kuvia. Työ on katsaus ja perustuu jo olemassa olevaan materiaaliin.</p> <p>Työn alkuosassa on käsitelty lääketieteellisen kuvantamisen historiaa ja menetelmien fyysikkäa. Fysikaalisista perusteista on käyty läpi sähkömagneettisen säteilyn ja aineen vuorovaikutusta, röntgensäteilyä, ydinmagneettista resonanssia ja ultraääntä.</p> <p>Työssä on selvitetty lääketieteellisistä kuvantamismenetelmistä röntgenkuvantaminen, tietokonetomografia, magneettikuvantaminen, isotooppikuvantaminen ja ultraäänikuvantaminen. Lisäksi on selvitetty, miten menetelmillä saadaan 3D-kuvia ja mihin niitä käytetään. Työssä on myös tutkittu tekniikoita, joilla 3D-kuvia muodostetaan.</p> <p>Lopuksi on selvitetty 3D-kuvantamista sädehoidossa. Moderneista sädehoitotekniikoista on käyty läpi konformaalinen 3D-sädehoito ja intensiteettimuokattu sädehoito.</p>	
Avainsanat	3D, kolmiulotteinen, lääketieteellinen kuvantaminen, radiologia

Author Title	Pekka Turkki 3D Imaging in Medicine
Number of Pages Date	35 pages 4 June 2013
Degree	Bachelor of Engineering
Degree Programme	Electronics
Specialisation option	
Instructor	Jukka Kuikanvirta, Senior Lecturer
<p>The goal of this thesis was to study three-dimensional imaging in medicine. The physics and principles of the radiological imaging modalities and the process of creating 3D images were studied. This thesis is a review to already existing material.</p> <p>The first two parts of the thesis focus on the history and physics of medical imaging. The physics section focuses on interaction of electromagnetic radiation and matter, x-rays, nuclear magnetic resonance and ultrasound.</p> <p>In the thesis radiography, x-ray computed tomography, magnetic resonance imaging, nuclear medicine imaging and ultrasound imaging are clarified. The process of acquiring 3D images and what they are used for is explained. Also techniques to form 3d images are reviewed.</p> <p>At the end of the thesis 3D imaging in radiation therapy is discussed. As regards modern radiation therapy techniques 3D conformal and intensity-modulated radiation therapy are clarified.</p>	
Keywords	3D, three-dimensional, medical imaging, radiology

Sisällys

Tiivistelmä

Abstract

Sisällys

Lyhenteet

1	Johdanto	1
2	Lääketieteellisen kuvantamisen historiaa	2
3	Lääketieteellisen kuvantamisen fysiikka	3
3.1	Sähkömagneettisen säteilyn ja aineen vuorovaikutus	3
3.2	Röntgensäteily	4
3.3	Ydinmagneettinen resonanssi	5
3.4	Ultraääni	7
4	Lääketieteelliset kuvantamismenetelmät	8
4.1	Röntgenkuvantaminen	8
4.2	Tietokonetomografia	10
4.3	Magneetikuvantaminen	14
4.4	Isotooppikuvantaminen	16
4.5	Ultraäänikuvantaminen	18
5	Lääketieteellisten kuvien visualisointi	22
5.1	2D-visualisointi	22
5.2	3D-renderointi	23
5.3	3D-näyttötekniikat	25
5.4	Virtuaalitodellisuus ja lisätty todellisuus	27
6	3D-kuvantaminen sädehoidossa	29

7 Yhteenveto

31

Lähteet

32

Lyhenteet

CBCT	<i>Cone Beam Computed Tomography</i> ; kartiokeilatietokonetomografia
CCD	<i>Charge-Couple Device</i> ; valoherkkä kenno
CT	<i>Computed Tomography</i> ; tietokonetomografia
DSA	<i>Digital Subtraction Angiography</i> ; digitaalinen subtraktioangiografia
EBT	<i>Electron Beam Tomography</i> ; elektronisuihkuun perustuva tietokonetomografi
HMD	<i>Head-Mounted Display</i> ; päähän laitettava virtuaalinäyttö
IMRT	<i>Intensity-Modulated Radiation Therapy</i> ; intensiteettimuokattu sädehoito
3D	<i>Three-Dimensional</i> ; kolmiulotteinen
3DCRT	<i>3D Conformal Radiation Therapy</i> ; konformaalinen 3D-sädehoito
3DRA	<i>3D Rotational Angiography</i> ; kolmiulotteinen rotaatioangiografia
MIP	<i>Maximum Intensity Projection</i> ; maksimitiheysreformaatti
mIP	<i>minimum Intensity Projection</i> ; minimitiheysreformaatti
MPR	<i>Multiplanar Reconstruction</i> ; monisuuntareformaatti
MRA	<i>Magnetic Resonance Angiography</i> ; verisuonten magneettikuvaus
MRI	<i>Magnetic Resonance Imaging</i> ; magneettikuvantaminen
NMR	<i>Nuclear Magnetic Resonance</i> ; ydinmagneettinen resonanssi
NURBS	<i>Non-Uniform Rational B-Spline</i> ; matemaattinen malli, jota käytetään käyrien ja pintojen luomiseen ja esittämiseen tietokonegrafiikassa

PET	<i>Positron Emission Tomography</i> ; positroniemissiotomografia
SNR	<i>Signal to Noise Ratio</i> ; signaali-kohinasuhde
SPECT	<i>Single-Photon Emission Computed Tomography</i> ; yksifotoniemissiotomografia

1 Johdanto

Tässä insinööriyössä käsitellään lääketieteellisiä kuvantamismenetelmiä ja perehdytään kolmiulotteiseen kuvantamiseen. Työ on katsaus (*review*) aiheesta ja perustuu jo olemassa olevaan materiaaliin. Ennen röntgensäteiden löytämistä vuonna 1895 elävän ihmisen sisäosia ei juuri pystytty tutkimaan. Röntgensäteiden löytö aloittikin lääketieteellisen vallankumouksen, joka jatkuu nykyäänkin. Lääketieteellisen kuvantamisen tärkeydestä ihmisen terveydelle ja hyvinvoinnille kertovat alalta myönnetyt lukuisat Nobel-palkinnot.

Viime vuosikymmenten aikana kehitetyillä kuvantamismenetelmillä kuten tietokonetomografialla (CT), magneettikuvantamisella (MRI), isotooppikuvantamisella ja ultraääni-kuvantamisella saadaan kaksiulotteisia poikkileikekuvia kehosta. Leikekuvista saadaan huomattavasti yksityiskohtaisempaa tietoa kuin tavallisista kaksiulotteisista projektiokuvista, joissa elimet kuvantuvat päällekkäin. Suurista määristä leikekuvia voidaan muodostaa 3D-kuvia eri tekniikoilla.

Kuvantamislaitteiden ja tietokoneiden laskentatehon nopea kehitys on tuomassa kolmiulotteisen kuvantamisen rutiiniksi terveydenhuollossa. 3D-kuvien ansiosta kuvannettavan kohteen rakenteesta saadaan parempi käsitys kuin 2D-kuvista. 3D-kuvia voidaan käyttää apuna diagnoosien tekemisessä tai esimerkiksi kirurgisten toimenpiteiden ja sädehoidon suunnittelussa tai niiden aikana.

2 Lääketieteellisen kuvantamisen historiaa

Modernin lääketieteellisen kuvantamisen alkuna voidaan pitää vuotta 1895, kun saksalainen fyysikko Wilhelm Röntgen löysi röntgensäteet. Hän sai löydöstään maailman ensimmäisen fysiikan Nobel-palkinnon vuonna 1901. Röntgensäteitä alettiin käyttää lääketieteessä kuvantamiseen nopeasti niiden löytymisen jälkeen. [1.]

Ensimmäisen tietokonetomografian kehitti englantilainen Godfrey Hounsfield vuonna 1972. Se tuotti kuvamatriisin, jonka koko oli 128 x 128 kuvapistettä ja yhden leikekuvan ottamiseen meni aikaa noin viisi minuuttia. Hänen työnsä perustui eteläafrikkalaisen Allan McLeod Cormackin matemaattiseen työhön. He saivat työstään Nobelin lääketieteen palkinnot vuonna 1979. [2, s. 153; 3, s. 34.]

Ensimmäisen NMR-kuvan (*nuclear magnetic resonance*) julkaisi yhdysvaltalainen Paul Lauterbur vuonna 1973. Vuotta myöhemmin englantilainen Peter Mansfield esitti matemaattisen algoritmin, mikä lyhensi magneettikuvantamiseen tarvittavaa aikaa. He saivat työstään Nobelin lääketieteen ja fysiologian palkinnot vuonna 2003. Isotooppi-lääketieteen kehitys alkoi 1920-luvulla, ja ultraääntä alettiin käyttää lääketieteelliseen kuvantamiseen 1940-luvulla. Kuvantamismenetelmät ovat kehittyneet jatkuvasti kovaa vauhtia ja mahdollistaneet koko ajan nopeamman ja erottelukykyisemmän kuvantamisen.

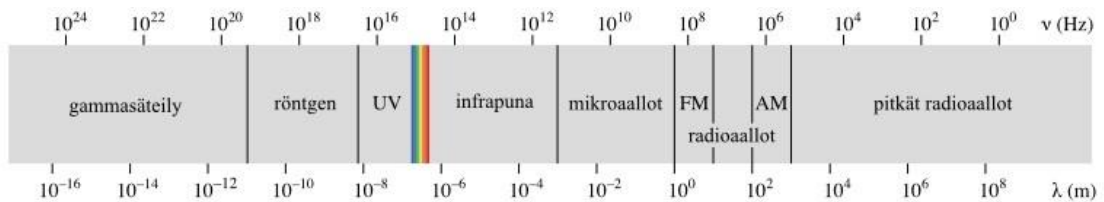
Kolmiulotteisen kuvantamisen ensiaskeleet otti italialainen radiologi Alessandro Vallebona 1930-luvulla, kun hän alkoi kehittää ensimmäistä tomografiamenetelmää. Menetelmässä siirrettiin röntgenputkea ja filmiä synkronisesti toistensa suhteen vastakkaisiin suuntiin. Näin muodostettiin sarja röntgenkuvia samasta kohteesta mutta eri projektioidista. Erillisiä kuvia katselemalla kohde pyrittiin hahmottamaan kolmiulotteisena. [4; 5, s. 11.]

Tietokonetomografien spiraali- ja monileiketekniikat kehitettiin 1990-luvun alkupuolella. Tekniikoiden ansiosta leikekuvia saatiin satoja tai tuhansia lähes isotrooppisella vokselidatalla. Kuvien 3D-visualisoinnille alkoi tulla tarve, koska niin ison määrän tulkitseminen 2D-leikekuvia vie paljon aikaa. 3D-ultraääni esiteltiin 1970-luvulla ja ensimmäinen kaupallinen malli otettiin käyttöön vuonna 1989. [6; 7; 8.]

3 Lääketieteellisen kuvantamisen fysiikka

3.1 Sähkömagneettisen säteilyn ja aineen vuorovaikutus

Lääketieteellinen kuvantaminen perustuu aineen ja energian vuorovaikutukseen. Radiologisessa kuvantamisessa käytetty energia on yleensä sähkömagneettista säteilyä (kuva 1), poikkeuksena ultraääni, joka on mekaanista aaltoliikettä. Sähkömagneettinen säteily on poikittaista aaltoliikettä, joka etenee valon nopeudella. Siinä sähkökenttä ja magneettikenttä värähtelevät toisiaan vasten. Sähkömagneettinen säteily omaa aaltoluonteen lisäksi hiukkasluonteen. Sähkömagneettinen säteily koostuu kvanteista tai fotoneista, joilla ei ole lepomassaa.



Kuva 1. Sähkömagneettisen säteilyn spektri [9]

Röntgen- ja gammasäteily ovat korkeaenergistä ionisoivaa säteilyä, eli ne pystyvät irrottamaan elektronin atomin elektronikuorelta. Tällöin atomista tulee positiivinen ioni. Röntgen-, tietokonetomografia-, ja isotooppikuvantamisessa käytetään hyväksi ionisoivaa säteilyä. Kuvantamisessa käytettävän säteilyn kvantit ovat vuorovaikutuksessa kudoksen atomien kanssa. Tyypilliset vuorovaikutusmekanismit kuvantamisessa käytettävillä energioilla ovat valosähköinen ilmiö ja Comptonin sironta.

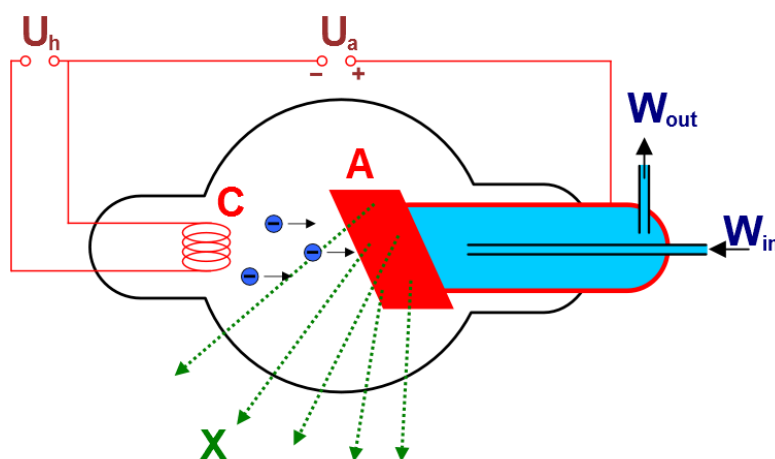
Valosähköinen ilmiö on säteilyn fotonin ja sisäkuoren elektronin välistä vuorovaikutusta, jossa fotoni absorboituu kokonaan ja elektroni irtoaa. Irronneen sisäkuoren elektronin tilalle siirtyy ulomman kuoren elektroni, jolloin syntyy karakteristista röntgensäteilyä. Tämä vuorovaikutus vaimentaa kuvantamisessa käytettyä säteilyä, johon röntgenkuvantaminen perustuu. Säteilyenergian kasvaessa Comptonin sironta kasvaa. Siinä fotoni on vuorovaikutuksessa ulkokuoren elektronin kanssa. Fotoni luovuttaa osan energiastaan elektronille, fotonin liike-energia vähenee, ja se muuttaa suuntaa. Sironneet fotonit heikentävät kuvan laatua, koska niiden suunta poikkeaa alkuperäisten fotonien suunnasta. Parinmuodostus voi tapahtua, jos atomin ydin absorboi fotonin, jonka energia on vähintään 1,022 MeV. Tällöin muodostuu elektroni-positroni-pari. Positroni

annihiloituu väliaineen elektronin kanssa synnyttäen kaksi fotonia, jotka lähtevät vastakkaisiin suuntiin. Tätä ilmiötä käytetään hyväksi PET-kuvantamisessa. [5, s. 12, 16 - 19.]

3.2 Röntgensäteily

Röntgensäteily on aallonpituudeltaan 0,01 - 10 nanometrin sähkömagneettista säteilyä. Yli 5 - 10 keV energian omaavaa röntgensäteilyä kutsutaan kovaksi röntgensäteilyksi ja alle pehmeäksi röntgensäteilyksi. Kovaa röntgensäteilyä käytetään kuvantamisessa sen paremman läpikulkevuuden vuoksi. [1.]

Lääketieteellisessä kuvantamisessa käytettävää röntgensäteilyä synnytetään röntgenputkessa (kuva 2). Röntgenputkessa on metallinen katodi, jossa on halkio. Halkiossa olevaa hehkulankaa kuumennetaan sähkövirralla, jolloin elektroneja irtoaa metallista. Elektronit kiihdytetään korkealla jännitteellä tyhjiöputkessa katodilta anodille. Kiihdytetyt elektronit törmäävät anodiin, jolloin syntyy lämpöä ja röntgensäteilyä. Röntgensäteilystä suurin osa on jarrutussäteilyä. Jarrutussäteily syntyy, kun elektronit hidastuvat nopeasti törmätessään anodiin. Pieni osa röntgensäteilystä syntyy ominaissäteilynä. Ominaissäteilyä syntyy, kun elektronit ionisoivat anodin atomeja irroittaen niiden sisäkuorilta elektroneja. Uloimmilta kuorilta sisimmille kuorille siirtyvät elektronit saavat atomin lähettämään sähkömagneettista säteilyä. [4; 10, s. 375.]

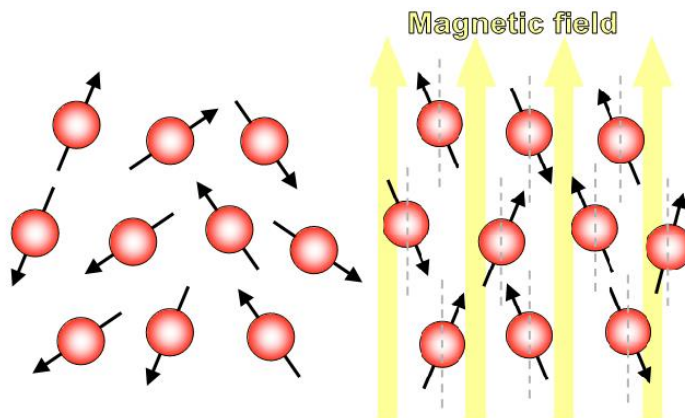


Kuva 2. Röntgenputken rakenne. C = katodi, A = anodi [11]

3.3 Ydinmagneettinen resonanssi

Magneettikuvantaminen perustuu ydinmagneettiseen resonanssiin. Kaikilla atomeilla, joilla on pariton määrä protoneita tai neutroneita, on sisäinen magneettinen momentti eli *spin*. *Spinin* omaavat atomit absorboivat energiaa elektromagneettisista pulseista homogeenisessa magneettikentässä ja vastaavasti säteilevät tämän energian ulos. Ydin säteilee energiaa ulos resonanssitaajuudella, joka riippuu ulkoisen magneettikentän voimakkuudesta ja ytimen ympäristön koostumuksesta. Ilmiön havaitsi ja mittasi ensimmäisenä unkarilaissyntyinen fyysikko Isidor Rabi vuonna 1938.

Magneettikuvantamisessa käytetään hyväksi kehon vetyatomeita. Vetyatomien ydin koostuu vain yhdestä protonista, joten sillä on *spin*, ja se voi lähettää NMR-signaalia. Menetelmä soveltuu runsaasti vettä sisältävien kudosten tutkimiseen, koska vesi sisältää vetyä. Normaalitilassa kehon vetyatomit ovat satunnaisesti järjestäytyneet, jolloin niiden nettomagnetoituma on nolla (kuva 3). Ulkoisessa magneettikentässä (kuva 3) vetyatomien ytimet järjestäytyvät kentän suuntaisesti (plus-tila) tai kentän vastaisesti (miinus-tila). Magneettikentän suuntaisesti järjestäytyneitä ytimiä on hieman enemmän kuin vastaan järjestäytyneitä. Kun plus-tilassa olevista ytimistä vähennetään miinus-tilassa olevat ytimet, jää jäljelle hieman plus-tilassa olevia ytimiä. Vain näistä ytimistä voidaan saada NMR-signaali. [4; 5, s. 58.]

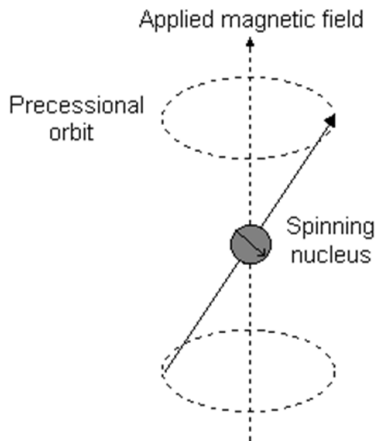


Kuva 3. Vasemmalla vetyatomit normaalitilassa ja oikealla järjestäytyneenä ulkoisessa magneettikentässä [12]

Ytimet pyörivät oman akselinsa ympäri sekä tekevät hyrrämäistä prekessioliikettä (kuva 4, ks. seur. s). Prekessioliikkeessä ytimen akseli kiertää magneettikentän ympäri Larmor-kulmanopeudella ω_L .

$$\omega_L = 2\pi f_L = \gamma B \quad (1)$$

ω_L = Larmor-kulmanopeus
 f_L = Larmor-taajuus
 γ = ytimen gyromagneettinen suhde
 B = magneettikenttä



Kuva 4. Ytimen prekessioliike [13]

Vety-ytimen gyromagneettinen suhde on 42,58 MHz/T, joten yhden teslan magneettikentässä vedyn ydinmagneettinen resonanssitaajuus on 42,58 MHz. Magneettikentässä pyörivät ytimet voivat absorboida lähetinkelassa Larmor-taajuudella synnytettyä radiotaajuisia säteilyä. Lyhytkestoinen radiotaajuinen pulssi virittää ytimet magneettikentän suuntaisesta tilasta. Sopivan kestoisella ja tehoisella RF-pulssilla nettomagneetoituma saadaan käännettyä 90°:een kulmaan magneettikentän suuntaan nähden. Kun RF-pulssi loppuu, ytimet palautuvat (relaksoituvat) kohti alkuperäistä tasapainotilaa. Muuttuva magneettikenttä saa aikaan eksponentiaalisesti vaimenevan vaihtovirtasignaalin (FID-signaali), joka voidaan havaita vastaanotinkelalla.

Nettomagneetoituma palaa alkuperäiseen tasapainotilaan relaksaatioajoilla T_1 ja T_2 . T_1 -relaksaatioaika kuvaa nopeutta, jolla viritystilä palautuu entiselleen. T_1 -ajan kuluttua 63 % viritystilasta on palautunut matalaenergiseseen tilaan ja viiden T_1 -ajan jälkeen viritystilä on kokonaan palautunut. T_2 -relaksaatioaika kuvaa RF-pulssilla käännettyjen ytimien kartiokulman vaiheistuksen häviämistä. T_2 -ajan kuluttua 37 % vaiheistuksesta on palautunut. Eri kudoksilla on niille tyypilliset T_1 - ja T_2 -ajat, joista magneettikuvan kontrasti syntyy. [4.]

3.4 Ultraääni

Ultraääni on ääntä, jonka taajuus on yli 20 kHz, eli se on ihmisen korvan kuuloalueen ulkopuolella. Ultraääni on äänen tavoin mekaanista aaltoliikettä ja tarvitsee edetäkseen väliaineen, eli se ei etene tyhjiössä. Ultraäänen nopeus riippuu mm. väliaineen rakenteesta, olomuodosta ja lämpötilasta. Kiinteissä aineissa se etenee sekä pitkittäisinä että poikittaisina aaltoina, nesteissä ja kaasuissa vain poikittaisina aaltoina. [4.]

Ultraäänikuvantaminen perustuu eri kudosten erilaiseen ultraäänen heijastumiseen. Ultraäänen saapuessa tasaiseen rajapintaan heijastumisen voimakkuutta kuvaa heijastuskerroin R .

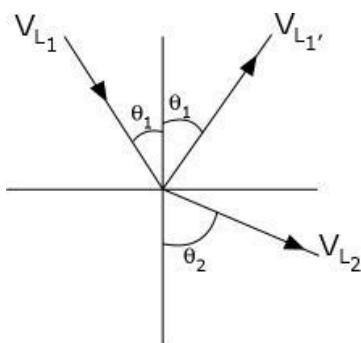
$$R = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \quad (2)$$

Z_1 = Rajapinnan 1 akustinen impedanssi
 Z_2 = Rajapinnan 2 akustinen impedanssi

Osa ultraäänestä heijastuu, ja osa taittuu (kuva 5) Snellin lain mukaisesti sen saapessa vinosti rajapintaan. [5, s. 22.]

$$\frac{\sin\theta_1}{\sin\theta_2} = \frac{V_{L1}}{V_{L2}} \quad (3)$$

V_{L1} = ultraäänen nopeus ennen taittumista
 V_{L2} = äänen nopeus taittumisen jälkeen



Kuva 5. Ultraäänen heijastuminen ja taittuminen [14]

4 Lääketieteelliset kuvantamismenetelmät

Lääketieteellinen kuvantaminen on lääketieteen haara, josta käytetään nimitystä radiologia. Radiologialla on alun perin tarkoitettu vain röntgensäteilyyn perustuvaa kuvantamista. Se on kuitenkin laajentunut tarkoittamaan lähes kaikkea lääketieteellistä kuvantamista, poislukien optiset kuvantamismenetelmät. Eri kuvantamismenetelmät ovat keskeinen osa kliinistä diagnostiikkaa ja hoidon seuranta, sekä ne ovat apuna monissa hoitotoimenpiteissä. [4; 5, s. 11.]

4.1 Röntgenkuvantaminen

Röntgenkuvantaminen on vanhin radiologinen kuvantamismenetelmä ja edelleen käytetyin. Suomessa tehdään vuosittain 4,2 miljoonaa röntgentutkimusta. Röntgenkuva on varjokuva, joka syntyy kehon läpäisevistä röntgensäteistä osuessaan filmille tai kuvantavaan ilmaisimeen. Nykyään digitaalinen kuvantaminen on suurilta osin syrjäyttänyt vanhat analogiset menetelmät. [15; 5, s. 11]

Röntgensäteilyä tuottavaan laitteistoon kuuluu teholähteenä oleva generaattori ja säteilylähteenä oleva röntgenputki. Röntgengeneraattorilla muutetaan verkkojännite röntgenputkelle sopivaksi 35 - 150 kV suurjännitteeksi. Röntgenputkessa syntyy säteilyä, kun katodilla syntyvät elektronit kiihdytetään suuren jännitteen avulla kohti anodia. Anodi on lautasen muotoinen ja on jatkuvassa pyörivässä liikkeessä (2 800 - 16 800 rpm). Röntgensäteet lähtevät pois röntgenputkesta anodilta, ja ne rajataan halutulle alueelle rajauskaihtimilla. Rajaus tehdään säädettävillä lyijylamelleilla yleensä suora-kaiteen muotoiseksi. [4.]

Filmin valottaminen röntgensäteilyllä perustuu hopeabromidikiteiden (AgBr) hajoamisreaktion seurauksena syntyneihin hopea- ja bromi-ioneihin. Bromi-ionit pelkistetään metalliseksi hopeaksi. Pelkistyneen hopean määrä on suoraan verrannollinen absorboituneeseen energiaan. Röntgensäteilyn suuren energian takia absorptiota ei kuitenkaan tapahdu kovin paljon, minkä takia käytetään fluorensioivan vahvistinlevyn ja filmin muodostamaa kasettia. Säteily synnyttää vahvistinlevyssä valonmuodostusta, joka valottaa filmin paremmin kuin pelkkä röntgensäteily. [5, s. 36 - 37.]

Digitaalinen levykuvantaminen perustuu fluorensioivan levyn käyttöön. Röntgensäteiden osuessa fluorensioivaan levyyn syntyy atomien viritystiloja, joiden tiheys riippuu absorboituneen säteilyn määrästä. Ne voidaan lukea optisen helium-neon-laserin ja valomonistinputken sisältävän lukulaitteen avulla. Digitaalinen kuvanvahvistinkuvaus perustuu CCD (*Charge-Couple Device*) -puolijohdeilmäsimen. Se digitalisoi fluorensioivalla varjostinpinnalla syntyvän kuvan. Suorassa digitaalikuvausssä röntgensäteet muutetaan suoraan sähköiseen muotoon. Informaation rekisteröintiin käytetään yleensä amorfista seleeni- tai piilevyä, joissa säteilyn ionisaation aikaansaama sähköinen signaali kvantisoidaan ja tallennetaan vastaavan kuva-alkion paikaksi. [5, s. 38.]

Fluoroskopiassa eli läpivalaisussa käytetään kohteen läpivalaisuun röntgensäteitä. Nykyisin kuvan muodostamiseen näytölle käytetään kuvanvahvistinta ja CCD-videokameraa. Menetelmällä saadaan kohteesta reaaliaikaista liikkuvaa kuvaa. Kuvainformaation lisäksi saadaan myös funktionaalista eli toiminnallista tietoa.

Fluoroskopiaalaitteita käytetään usein liikuteltavissa C-kaari yksiköissä (kuva 6), jolloin niitä on helppo käyttää kirurgisten toimenpiteiden yhteydessä. Uusimmilla laitteilla voidaan ottaa 3D-kuvia. C-kaari liikkuu kohteen ympäri ottaen kuvia eri kulmista, joista tietokone muodostaa 3D-kuvan. Kuvat auttavat esimerkiksi kirurgia leikkauksen aikana navigoinnissa. Kuvista voi myös tarkistaa helposti leikkauksessa asennettujen implanttien, kuten luuhun asennettujen ruuvien paikat. [16; 17.]



Kuva 6. Siemens ARCADIS Orbic 3D C -kaari [18]

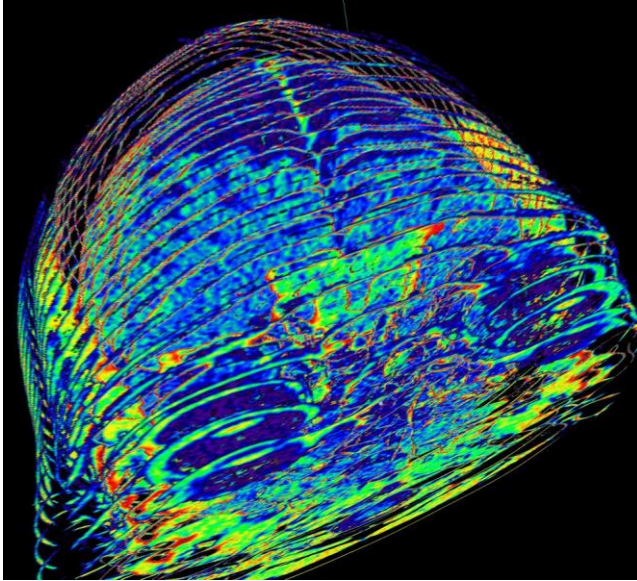
Läpivalaisua voidaan käyttää angiografiaan eli verisuonten varjoainekuvaukseen. Varjoaineet ovat aineita, jotka absorboivat voimakkaasti röntgensäteitä ja parantavat kuvattavan kohteen näkyvyyttä. Digitaalinen subtraktioangiografia (DSA) on yleinen tekniikka varjoainekuvauksessa. Tekniikalla otetaan kaksi kuvaa, josta toisessa on käytetty varjoainetta ja toisessa ei. Kuvat vähennetään toisistaan, jolloin varjoaine saadaan verisuonissa hyvin näkyviin, ja muut kohteet katoavat. Kolmiulotteisella rotaatioangiografialla (3DRA) voidaan ottaa 3D-kuvia verisuonista (kuva 7). Menetelmällä saadaan arvokasta tietoa mm. valtimoiden pullistumista eli aneurysmista. Laite on hyvin samankaltainen kuin normaali fluoroskooppinen C-kaari. Verisuonten varjoainekuvausta voidaan tehdä myös CT- tai MRI-kuvantamisessa. [4; 5, s. 39; 19.]



Kuva 7. 3DRA-laitteistolla otettu 3D-kuva verisuonista. [3, s. 27]

4.2 Tietokonetomografia

Tietokonetomografia on röntgensäteisiin perustuva kuvantamismenetelmä, jolla pystytään ottamaan leikekuvia kehosta. Yksittäinen leikekuva kootaan yleensä sadoista erisuuntaisista projektiokuvista tietokoneella käyttäen suodatettua takaisinprojisointia tai iteratiivista rekonstruktioita. Leikekuvilla vältetään elinten päällekkäin kuvantuminen. Myös muista tavallisen röntgenkuvan ongelmista, kuten geometrisistä vääristymistä tai kuvausalueen objektien suurenemisista, päästään eroon. 3D-kuvia voidaan muodostaa ohjelmateknisesti suurista määristä 2D-leikekuvia (kuva 8, ks. seur. s). [4; 20.]



Kuva 8. 2D-leikekuvista koottu kolmiulotteinen hahmotelma [21]

CT-laitteissa röntgensäteily on rajoitettu rajoittimilla haluttuihin leiketasoniin. Pienten säteilytettävien tilavuuksien vuoksi sironnutta säteilyä syntyy vähän ja kuviin saadaan suuri kontrasti. Kuva muodostuu kuva-alkioista, joista jokainen saa arvon, joka vastaa kuvatus kohdan röntgensäteilyn absorptiota. Arvot muunnetaan niin sanotulle CT-asteikolle. Ilma saa arvon -1 000 ja vesi arvon 0. Erilaiset kudokset antavat kuva-alkioille erilaisia lukuarvoja. Lukuarvoja sanotaan Hounsfieldin luvuiksi, jotka sijoittuvat välille -1 000 - +3 096. Taulukossa 1 esitetään eri kudoksien arvoja. Lukujen perusteella kuvia voidaan ikkunoida käyttämällä vain osaa asteikon skaalasta. Ikkunan alapuolella olevat kuva-alkiot näytetään mustina ja yläpuolella valkoisina. Näin eri tiheyden omaavat kudokset saavat eri kontrastin. Keuhkoille, pehmytkudokselle ja luulle on omat ikkunansa. [5, s. 39; 4.]

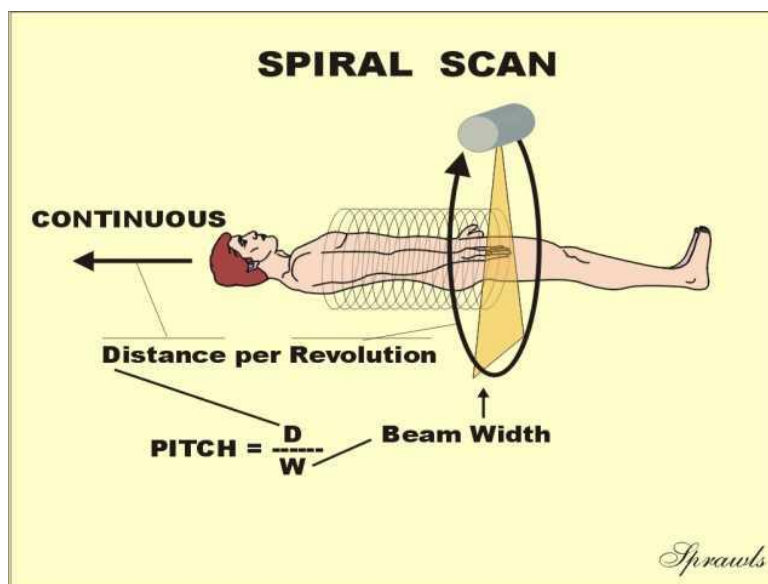
Taulukko 1. Hounsfieldin luvut eri kudoksille [22]

Kudos	Hounsfieldin luku
Ilma	-1 000
Keuhkot	-500
Rasva	-84
Vesi	0
Aivo-selkäydinneste	15
Veri	30 - 45
Lihäs	40
Pehmytkudos	100 - 300
Luu	700 - 3 000

Laitteiden tekninen kehitys on ollut todella nopeaa, minkä takia puhutaan eri CT-sukupolvista. Ensimmäisen sukupolven laitteissa röntgenputki ja detektori liikkuvat

toisiinsa synkronoituna tasaisesti kohteen ympäri. Seuraavien sukupolvien aikana detektoreiden määrä kasvoi yhdestä useampaan. Yksi leikekuva saadaan, kun röntgenputki ja detektorit pyörähtävät kerran potilaan ympäri. Seuraava leike saadaan siirtämällä potilaspöytää yksittäisen leikepaksuuden verran eteenpäin. Menetelmää kutsutaan aksiaalikuvaukseksi. Yhden leikkeen paksuus määräytyy säteilykeilan leveyden perusteella. Mitä paksumpi leike halutaan, sitä suuremmat vokselit (*volumetric pixel*, kolmiulotteinen pikseli) saadaan. Vastaavasti ohuemmilla leikkeillä saadaan pienempiä vokseleita. Vokselien koko vaikuttaa kuvan resoluutioon ja kohinaan.

Uudemmat laitteet käyttävät aksiaalikuvauksen sijaan spiraalikuvausta (kuva 9). Potilaspöytä liikkuu tasaisesti eteenpäin, kun röntgenputki ja detektorit pyörivät kohteen ympäri. Yksittäisen leikkeen sijaan saadaan kolmiulotteinen tilavuus. Leikepaksuutta tai leikesuuntaa ei tarvitse määrittää ennen kuvausta, vaan ne voidaan valita jälkikäteen, jolloin voidaan tehdä monipuolisempia rekonstruktio kuvia. Monissa uusissa laitteissa on ns. monileiketekniikka (*multislice*), jossa detektorit muodostavat erillisiä rivejä. Näin yhdellä röntgenputken kierroksella saadaan useita leikekuvia samanaikaisesti. Uusimmilla CT-laitteilla jopa satoja leikekuvia. Spiraalikuvausella ja monileiketekniikalla kuvaus nopeutuu huomattavasti, jolloin kohteen liikkeestä johtuvat liikeartefaktat saadaan lähes kokonaan poistettua. [4; 2, s. 156.]

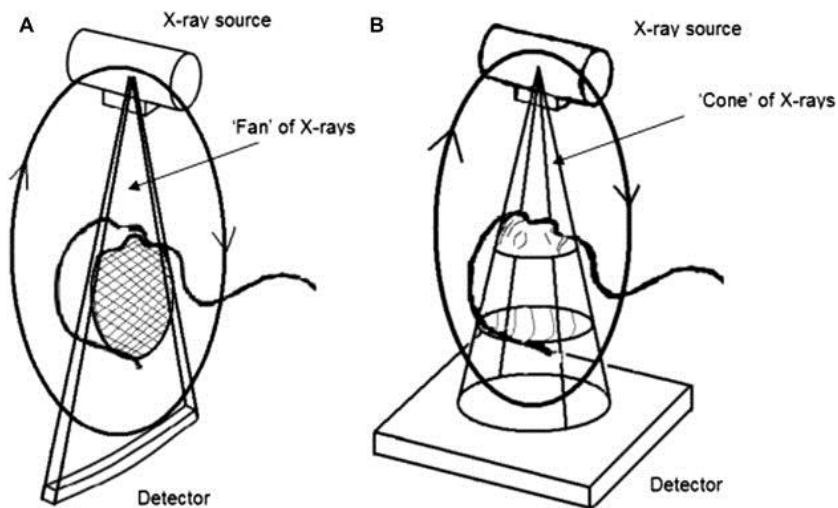


Kuva 9. Spiraalikuvaus [23]

Uusinta sukupolvea edustavat *electron beam tomography* (EBT) -laitteet. Niissä ei ole röntgenputkea, vaan detektorikehän takana on elektronitykki (katodi). Detektorikehää ympäröi kaaren muotoinen anodi, johon elektronitykiltä tulevat elektronit osuvat.

Muodostuva röntgensäteily ohjataan haluttuun kuvausalueeseen. Kohteen ympärillä oleva detektorikehä detektoi kohteen läpäisseen säteilyn. Menetelmä on erittäin nopea ja sillä päästään 0,1 - 0,033 s/kuva nopeuksiin. EBT-laitteita on kuitenkin käytössä vielä erittäin vähän. [4; 3, s. 57.]

CT-laitteet käyttävät tavallisesti *fan beam* -tekniikkaa, jossa röntgenputkelta lähtevät röntgensäteet rajataan kollimaattorin avulla viuhkamaiseksi keilaksi (kuva 10). Saatu data kerätään kohteen toisella puolella useilla yksiulotteisilla detektorielementeillä. Kartiokeilatietokonetomografeissa (CBCT) säteilykeila on kartion muotoinen (*cone beam*) (kuva 10). Kartiomainen sädekeila havaitaan kohteen toisella puolella yksittäisellä 2D-*flat panel* -detektorilla, jolloin datan keräys tapahtuu luontaisesti kolmiulotteisesti. Kartiokeilatietokonetomografeja käytetään erityisesti hampaiden 3D-kuvantamiseen. [24.]



Kuva 10. Vasemmalla *fan beam* -tekniikka ja oikealla *cone beam* -tekniikka [25]

Kartiokeilalaitteilla saadaan korkearesoluutioista kuvaa suhteellisen pienillä sädeannoksilla. Kun perinteisillä monileike-CT-laitteilla saadaan tyypillisesti 0,25 - 1,0 mm³:n kokoisia vokseleita, niin kartiokeilalaitteilla voidaan saada noin 0,1 mm³:n kokoisia vokseleita. Kartiokeilalaitteissa suuri sironta heikentää kuvien kontrastia ja vaikeuttaa pehmytkudosten erottamista. Kartiokeilalaitteet ovat edullisempia ja kooltaan pienempiä kuin tavalliset kiinteät CT-laitteet. [24; 26.]

4.3 Magneettikuvantaminen

Ydinmagneettiseen resonanssiin perustuvalla magneettikuvantamisella voidaan tietokonetomografian tavoin ottaa leikekuvia kehosta. Toisin kuin tietokonetomografiassa, magneettikuvantamisessa ei käytetä ionisoivaa säteilyä. Se tarjoaa erittäin hyvän pehmytkudoskontrastin. [2, s. xli.]

Magneettikuvauslaitteen tärkeimmät komponentit ovat päämagneetti, gradienttikelat ja RF-kelat. Päämagneetti tuottaa homogeenisen päämagneettikentän, jonka voimakkuus on kliinisessä käytössä yleensä 0,02 - 4 T. Vertauksena maan magneettikenttä on 50 μ T. Yli 0,5 Teslan laitteissa käytetään suprajohtavia sähkömagneetteja. Alle 0,3 Teslan laitteissa käytetään tavallista sähkömagneettia tai kestopagneettia.

Sairaalaympäristö suojataan päämagneetin voimakkaalta magneettikentältä, koska se voi häiritä muita sairaalalaitteita. Suojaaminen tapahtuu erilaisilla suojaimeilla tai sijoittamalla laite tarpeeksi etäälle muista sairaalalaitteista. Myös magneettikuvantamislaitte pitää suojata ulkopuolisilta häiriöiltä, koska kuvantamisessa mitattavat signaalitasot ovat erittäin pieniä. Suojana käytetään Faradayn häkkiä, joka eliminoi ulkoisen kentän vaikutukset.

Päämagneetin yhteyteen sijoitetuilla gradienttikeloilla luodaan poikkeama kolmiulotteisessa magneettikentässä. X- ja z-akselin gradientit ovat taajuusmoduloituja ja y-akselin gradientti vaihemoduloitu. Homogeenisessä magneettikentässä protonien *spineillä* on sama Larmor-taajuus, jota gradienttikeloilla muutetaan. Protonien *spinit* saavat eri taajuudet, joiden perusteella pystytään tunnistamaan signaalien oikeat paikat. RF-keloilla lähetetään radioaaltoja, jotka synkronoidaan Larmor-taajuuksiin. RF-pulssi kääntää (virittää) protonien *spinit* haluttuun kulmaan. Kun protonien viritys purkautuu, RF-kelat vastaanottavat RF-taajuuksiset FID-signaalit.

Magneettikuvaa ei yleensä muodosteta FID-signaalista, vaan se muodostetaan gradientti- tai spinkaikuista. Spinkaiku muodostetaan, kun kohteeseen annetaan 90 asteen RF-pulssi, joka kääntää magnetoitumavektorin. *Spinit* alkavat tällöin epävaiheistua eri tahtia, toiset nopeammin, ja toiset hitaammin. Heti perään annetaan 180 asteen RF-pulssi, jolloin *spinit* pyörähtävät ympäri. Tällöin hitaat *spinit* ovatkin nopeita edellä. Kun nopeat *spinit* saavat hitaat kiinni, havaitaan spinkaiku, josta kuva muodostetaan. TE (*time to echo*) on aika, joka kuluu 90 asteen RF-pulssin antamisesta spinkaikuun

saamiseen. TR (*time to repetition*) on aika, jonka kuluttua uuden 90 asteen RF-pulssin antaminen on mahdollista. TE- ja TR-aikoja vaihtelemalla saadaan magneettikuvaan erilaisia kontrastipainotuksia. [4.]

MRI-leikkeen paksuus riippuu gradienttikentän voimakkuudesta ja RF-pulssin kaistanleveydestä. Mitä suurempi gradienttikenttä ja pienempi RF-pulssin kaistanleveys, sitä ohuempia leikkeitä saadaan. Teknisten ja turvallisuussyiden takia gradienttikenttien voimakkuudet ovat maksimissaan 50 - 80 mT/m. Hyvin pienen kaistanleveyden omaavia RF-pulsseja on vaikea synnyttää. Ohuiden leikkeiden ongelmana on heikko signaali-kohinasuhde (SNR), koska silloin leikkeisiin tulisi hyvin vähän *spinejä*, joista signaali saadaan.

Ohuita leikkeitä tarvitaan kuitenkin esimerkiksi ranteen, nilkan tai polven kuvantamiseen. Ongelma voidaan ratkaista 3D-kuvantamisella, jolloin yksittäisen leikkeen sijaan valitaan tilavuus. 3D-kuvantamisessa valitaan yhden vaihemoduloitun gradientin sijasta kaksi vaihemoduloitua gradienttia. 3D-kuvantamisessa kuvanmuodostus tapahtuu käänteisellä 3D Fourier-muunnoksella, josta saadaan sarja 2D-leikkeitä. Jos esimerkiksi halutun tilavuuden pituus on 32 mm, ja se jaetaan 32 osaan, saadaan 1 mm:n leikkeitä. Niin ohuisiin leikkeisiin ei normaalilla 2D-kuvantamisella päästä. 3D-kuvantamisen signaali-kohinasuhde on myös parempi, koska jokaisella virityspulssilla saadaan käytettyä koko tilavuuden *spinejä* yhden leikkeen sijaan. 3D-kuvantamisen huonona puolena on pitempi kuvausaika.

MRI-angiografia (MRA) on verisuonten magneettikuvantamista varjoaineiden avulla. Varjoaineiden avulla lisätään kontrastia verisuonen sisätilan ja ympäröivän kudoksen välille. Kuvissa verisuonet näkyvät kirkkaina verrattuna ympäröivään kudokseen. Menetelmällä voidaan kuvata verisuonten synnynnäisiä poikkeavuuksia, ahtaumia, tukkeutumia ja seinämän pullistumia. MRI-angiografiasta saatu 3D-kuvadata voidaan analysoida peräkkäisistä 2D-leikkeistä, mutta se vaatii huomattavasti kokemusta ja harjoittelua, ja siksi on mielekkäämpää muodostaa datasta yksittäinen 3D-kuva (kuva 11, ks. seur. s). [3, s. 73, 79, 87; 4.]



Kuva 11. 3D MRA-kuva pään verisuonista [3, s. 87]

4.4 Isotooppikuvantaminen

Isotooppikuvantamisessa gamma- tai PET-kameralla kuvataan radioaktiivisen radiolääkkeen lähettämää säteilyä kehosta. Radiolääke on lääkevalmiste, johon on lisätty radionuklidi, joka emittoi säteilyä radioaktiivisessa hajoamisessa. Radiolääke annetaan yleensä suonensisäisesti, eikä sen aiheuttama säteily vaaranna potilasta. Teknetium-radiolääke (^{99m}Tc) on yleisimmin käytössä oleva lääke. Teknetiumilla on hyvät säteilyominaisuudet, ja sitä on helppo valmistaa. Teknetiumia voidaan valmistaa teknetiumgeneraattorilla, kun yleensä isotooppien valmistamiseen tarvitaan syklotroni tai ydinreaktori. [27, s. 29.]

Gammakuvaus ja SPECT

Gammakuvauksessa gammakameralla kuvannetaan radiolääkkeen jakautumista kehossa. Gammakameran säteilyilmaisimena on suurikokoinen natriumjodidikide. Ilmaisimena tuikahtelee valokvantteja gammasäteiden osuessa siihen. Syntyvän valon määrä on verrannollinen absorboituneeseen gammaenergiaan. Kameran etuosassa on lyijystä valmistettu kollimaattori, jossa on paljon ohutseinäisiä kanavia. Kollimaattorin tehtävänä on päästää läpi kohtisuoraan kohteesta kameraan tulevat gammasäteet ja absorboida vinottain kameraa kohti tulevat gammasäteet. Kollimaattorin ja valoa läpäisevän ilmaisimen takana on valojohdin ja valomonistinputkia. Valomonistinputket muuntavat ilmaisimessa syntyvän valon sähköisiksi signaaleiksi, joista muodostetaan kuva. Gammakuvat eivät tarjoa kovin hyvää anatomista kuvaa, vaan ne ovat pikemminkin elimistön funktionaalisia kuvia.

Yksifotoniemissiotomografiassa (SPECT) gammakamera kiertää kehon ympäri ottaen gammakuvia tietokonetomografian tavoin. Saaduista projektiokuvista voidaan muodostaa leikekuvia, joista voidaan edelleen muodostaa 3D-kuvia. [27, s. 40 - 46.]

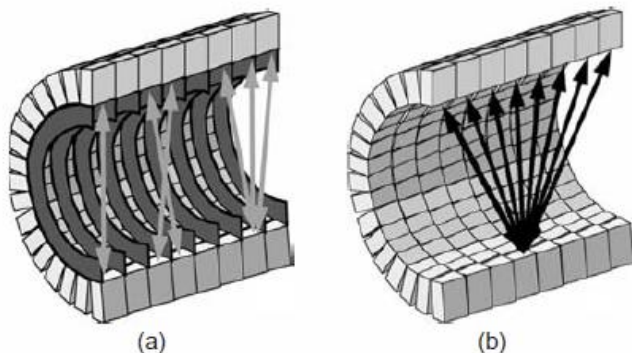
PET-kuvantaminen

Positroniemissiotomografiassa (PET) rekisteröidään PET-kameralla gammakvantteja. Radiolääkkeen beetahajoamisessa emittoituu positroni, joka törmää kudoksessa nopeasti elektroniin. Ne annihiloituvat törmäyksessä lähettämällä kaksi vastakkaisesti suuntiin lähtevää gammakvanttia (kuva 12), joiden molempien energia on 511 keV. Positronisäteileviä isotooppeja voidaan valmistaa vain syklotroneilla, jonka vuoksi ympäristön säteilyllä ei ole vaikutusta mittaustuloksiin. [27, s. 49.]



Kuva 12. Positronin ja elektronin annihilaatioissa syntyvät gammakvantit [3, s. 107]

Gammakvantit havaitaan detektoreilla, jotka ovat renkaassa potilaan ympärillä. Koska säteilykvantit lähtevät vastakkaisesti suuntiin, törmäykset detektoreihin tapahtuvat detektorirenkaan vastakkaisilla puolilla samanaikaisesti, eikä erillistä kollimaattoria (septaa) välttämättä tarvita. Septaa voidaan käyttää detektorirenkaiden välissä, jolloin laite toimii 2D-tilassa (kuva 13). Nykyiset laitteet käyttävät 3D-tilaa (kuva 13), jolloin septaa ei käytetä. 3D-kuvauksessa on 2D-kuvauksista herkempi, koska säteilykvantteja ei hukata kollimointiin. Herkkyysero on noin 4 - 5-kertainen. Toisaalta 3D-tilassa sironta on 15 - 40 % suurempi, kuin 2D-tilassa. [27, s. 49 - 50; 28.]



Kuva 13. Vasemmalla 2D-tila ja oikealla 3D-tila [3, s. 120]

Positroniemissiotomografia sopii hyvin syöpäkasvainten löytämiseen, koska käytetty merkkiaine ja PET-kamera paljastavat syöpäsolujen vilkastuneen aineenvaihdunnan. Menetelmällä ei kuitenkaan saa hyvää anatomista kuvaa, ja referenssikuvaksi otetaan usein CT- tai magneettikuva. [27, s. 54.]

4.5 Ultraäänikuvantaminen

Ultraääni synnytetään pietsosähköisten kiteiden avulla. Kide saadaan värähtelemään ominaistaajuudellaan muuttuvan sähkökentän avulla. Pietsosäköisten kiteiden materiaalina käytetään yleensä kvartsia (SiO_2). Lääketieteessä käytetty ultraäänen taajuusalue vaihtelee 1 - 30 MHz. [10, s. 158.]

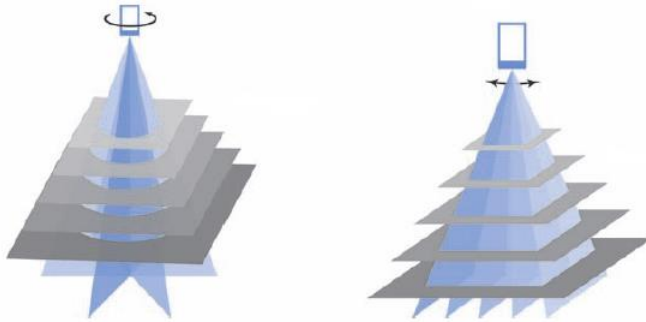
Ultraäänianturin ollessa kosketuksissa ihon kanssa syntyy kudoksessa etenevä mekaaninen aaltoliike. Aaltoliike saa kudoksen molekyylit värähtelemään ja muodostunut ultraäänikeila pyrkii edetessään hajaantumaan, mikä heikentää kuvan laatua. Pulssin kesto ja sitä vastaava pulssin pituus määrittävät syntyvän ultraäänen taajuuden.

Samaa anturia käytetään ultraäänen lähettämiseen ja heijastuneen äänen vastaanottamiseen, jolloin tapahtuu pulssi-kaikumittaus. Ultraäänipulssien välistä aikaa kuvataan pulssin toistotaajudella, jonka maksimi riippuu kuvaussyvyydestä. Tällä tekniikalla edellinen pulssikaiku täytyy vastaanottaa ennen seuraavan lähettämistä. Pulssin pituus ja muoto määrittävät syvyserotuskyvyn. Mitä korkeampaa taajuutta lähetetään, sitä tarkempi kuva saadaan, mutta läpitemkevyys heikkenee. Sivusuuntainen erotuskyky riippuu anturin läpimitasta ja kohdistusominaisuuksista. Ultraäänilaitteeseen kuuluu ultraäänianturi, kellolla varustettu lähetinyksikkö, joka synnyttää anturin virityspulssit, palaaivan kaiun vahvistus- ja jatkokäsittelyelektronikka sekä ultraääninäyttö. [5, s. 51 - 54.]

3D-ultraäänitutkimuksessa datan kerääminen voidaan tehdä kolmella eri anturitekniikalla:

1. mekaanisesti liikkuvalla anturilla (*mechanically swept probe*),
2. 2D-mittalähetin tekniikalla (*2D transducer array*),
3. vapaankäden tekniikalla (*freehand 3D ultrasound*).

Mekaanisesti liikkuva anturi on yleisin 3D-ultraäänikuvantamistekniikka. Tekniikassa moottori pyörittää tai liikuttaa sivuttaissuunnassa ultraäänianturia mekaanisesti (kuva 14). Saatu 2D-data muutetaan ohjelmallisesti kolmiulotteiseksi. Tekniikassa käytetään samanlaisia 1D-mittalähettämiä (*transducer*), kuin normaalissa 2D-ultraäänessä. Menetelmää käytetään useissa sovelluksissa, koska sillä saadaan tarkempaa kuvaa kuin muilla 3D-menetelmillä. Sitä ei kuitenkaan käytetä kaikista eniten nopeutta vaativissa sovelluksissa, kuten sydämen tutkimisessa. [8.]

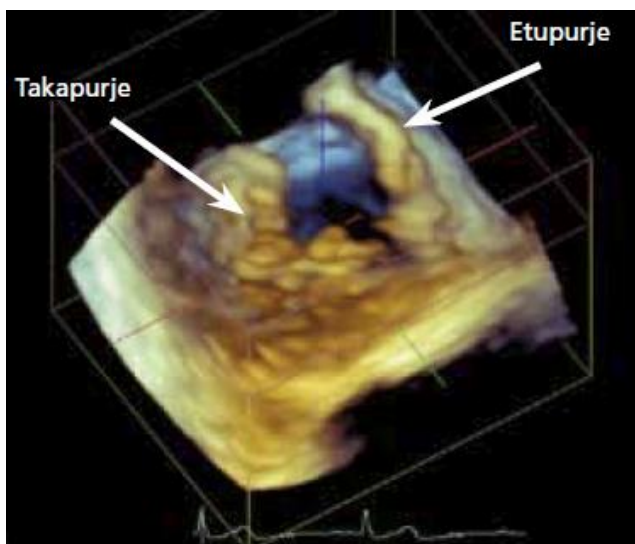


Kuva 14. Mekaanisesti liikkuva anturi -tekniikka [3, s. 151]

2D-mittaläheteintekniikka on 3D-tekniikoista monimutkaisin ja hankalin toteuttaa. Menetelmässä ei käytetä mekaanista liikettä, vaan 1D-mittalähettimet on korvattu 2D-mittalähettimillä. Ultraäänikeila ei ole tasomainen, vaan keilan muotoinen, jolloin saatu data on suoraan kolmiulotteista. Mittalähetyksiköitä on tyypillisesti 16 384 (128 x 128). Tekniikan haaste on saada mittalähetyksiköt kytkettyä toisiinsa johtimilla vääristämättä lähetyksiköiden mekaanista rakennetta.

Vapaankäden 3D-tekniikassa ultraäänianturi koostuu 1D-mittalähettimistä. Tekniikassa ultraäänianturia liikutetaan kohteen päällä, jolloin erillinen paikannuslaite mittaa anturin liikeradan. Paikannuslaite on kiinnitetty ultraäänianturiin. Informaation kolmiulotteinen paikka saadaan selville yhdistämällä paikannuslaitteen tieto ja saatu ultraäänidata. Voidaan myös käyttää tekniikkaa, jossa ei ole erillistä paikannuslaitetta. [8.]

Kaksiulotteisten kuvien hahmottaminen kolmiulotteisina vaatii kokemusta ja hyvää avaruudellista hahmotuskykyä. Kaksiulotteiset kuvat sisältävät myös paljon virhelähteitä, kuten geometrisia vääristymiä. 3D-kuvantamisessa nämä ongelmat ovat vähäisempiä. 3D-ultraääntä voidaan käyttää sydämen reaaliaikaiseen kuvantamiseen (kuva 15, ks. seur. s). Sydäntä voidaan kuvantaa rintakehän päältä tai ruokatorven kautta. Ruokatorven kautta tehdyllä tutkimuksella sydämen rakenteista saadaan parempilaatuisia kuvia, sekä voidaan seurata kirurgisia toimenpiteitä reaaliajassa.



Kuva 15. 3D-kuva sydämen hiippaläpystä [29]

Reaaliaikaisen 3D-kuvantamisen ansiosta saadaan sydämen toiminnasta aiempaa parempi kokonaiskäsitys. Kuvaa voidaan käänellä reaaliajassa, jolloin sydäntä voidaan tarkastella eri kulmista. Kuvaa voidaan myös rajata (*crop*), jolloin päästään näkemään syvemmälle sydämen rakenteisiin. Tekniikalla voidaan arvioida sydämen toimintaa, massaa ja kammioiden tilavuuksia. Menetelmällä saadut tilavuudet ovat hyvin lähellä standardina käytetyn magneettikuvantamisen tuloksia ja selvästi parempia kuin 2D-tekniikalla saadut tulokset. Myös läppävikojen diagnostiikkaa voidaan tarkentaa.

Sydämen ultraäänikuvantamisen heikkous on sen rajallinen näkyvyys. 3D-tutkimuksia ei voida tehdä suurta tarkkuutta vaativissa mittauksissa, koska kuvan ajallinen ja paikallinen erottelukyky on heikko. Kolmiulotteisista kuvista ei myöskään toistaiseksi voida mitata etäisyyksiä. [29.]

Perinteistä sikiön 2D-ultraäänitutkimusta on alettu täydentämään 3D-ultraäänitutkimuksilla. 3D-tutkimuksia tehdään kuitenkin toistaiseksi vain, jos on syytä epäillä jotain poikkeavaa. Tutkimuksilla saadaan tietoa sikiön mahdollisista epämuodostumista ja voidaan tutkia sydäntä, luustoa ja verenkiertoa. Sikiön paino voidaan arvioida ja elimistä tehdä tilavuusmittauksia. 3D-tekniikalla on mahdollista tutkia kallon luiden saumoja ja aukileita, mikä ei ole mahdollista 2D-tekniikalla. Lapsiveden ja ihon rajapintaa voidaan korostaa valokuvamaisesti, jolloin nähdään sikiön kasvon piirteet (kuva 16). Tämä onkin leimannut 3D-tutkimukset pelkäksi sikiön ulkonäön tutkimukseksi. [30.]



Kuva 16. 3D-kuva sikiön kasvoista [30]

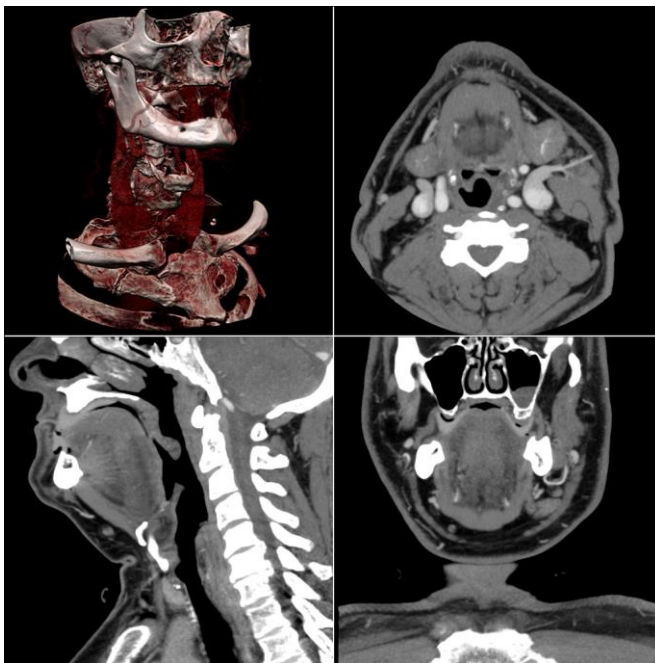
3D-ultraäänen muita sovelluksia ovat mm. kuvaohjattu kirurgia, sädehoidon suunnittelu ja kuvaohjattu biopsia. Sen suurin hyöty verrattuna 2D-ultraääneen on mutkikkaiden rakenteiden parempi visualisointi. [8.]

5 Lääketieteellisten kuvien visualisointi

Lääketieteelliset kuvat ovat tyypillisesti kaksiulotteisia projektiokuvia tai leikekuvia kolmiulotteisesta kohteesta. Kaksiulotteisia kuvia voidaan käyttää sellaisenaan tai niistä voidaan muodostaa kolmiulotteisia kuvia. Kuvia ei käytetä vain diagnoosin tekemiseen, vaan niitä voidaan käyttää esimerkiksi kirurgisen toimenpiteen tai sädehoidon suunnittelussa. Myös toimenpiteiden aikana voidaan ottaa kuvia.

5.1 2D-visualisointi

Tomografisilla kuvantamismenetelmillä saadaan sarja kaksiulotteisia leikekuvia. Näistä ohuista viipaleista saadaan kohteesta anatomista tai toiminnallista tietoa. Suuresta määrästä leikekuvia voidaan laskea erilaisia suuntia interpoloimalla, jolloin saadaan valinnaisesta suunnasta suora tai kaareva MPR-kuva (*multiplanar reconstruction*) (kuva 17). Suoria MPR-kuvia käytetään mm. selkärangan tutkimuksissa ja kaarevia MPR-kuvia verisuonten tutkimuksissa. Eri kuvantamismenetelmien kuvia voidaan myös yhdistää. Esimerkiksi toiminnallisia PET-kuvia yhdistetään usein anatomisiin CT-kuviin. [3, s. 190 - 192; 20.]



Kuva 17. 3D-kuva ja kolme MPR-kuvaa [31]

Kuvien segmentointi

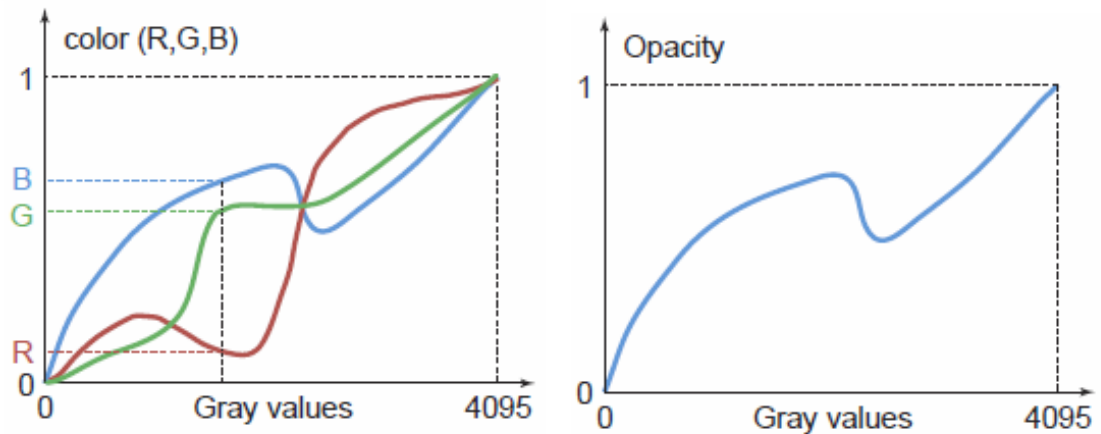
Segmentoinnilla tarkoitetaan kuvan jakamista eri osioihin, segmentteihin. Segmentit koostuvat joukosta pikseleitä tai vokseleita. Segmentoinnin kohteena on yleensä eri kudokset ja elimet. Sen ideana on helpottaa kuvan analysointia. Elinten tai kudosten koko, muoto tai tilavuus voidaan määrittää. Kuvan segmentointi voidaan tehdä manuaalisesti, automaattisesti tai puoliautomaattisesti. Kuvan segmentointia vaikeuttaa mm. kohina ja matala kontrasti. [32, s. 24 - 25; 33.]

5.2 3D-renderointi

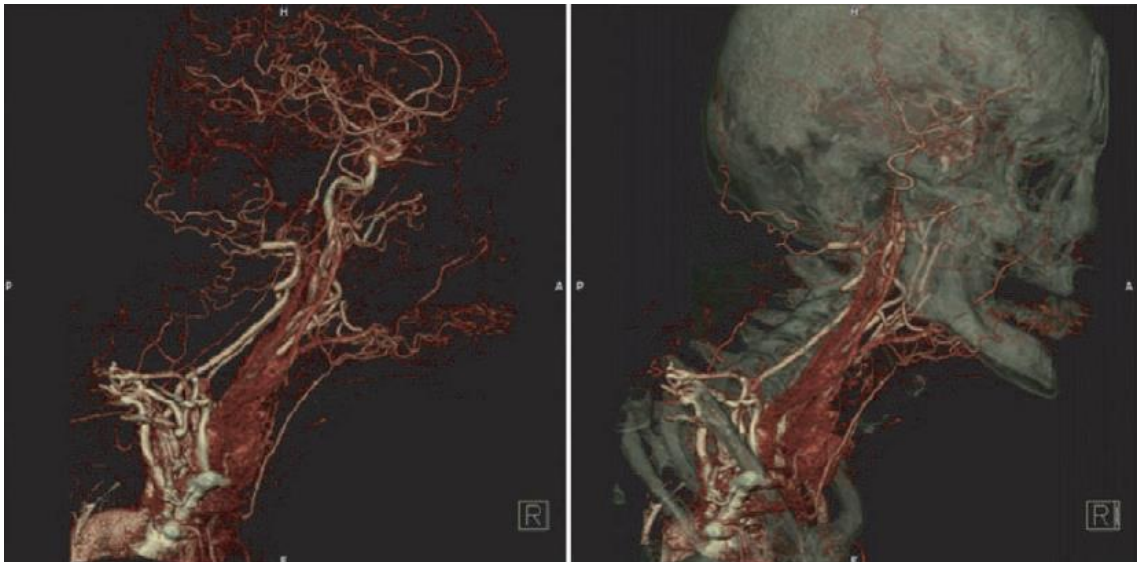
3D-kuvien luomiseen käytetään 3D-renderointia, mikä tarkoittaa realististen 3D-kuvien luomista kolmiulotteisesta kohteesta tietokoneella. Kolmiulotteinen vokselidata saadaan kuvantamismenetelmillä 3D-matriiseihin. Renderointiin voidaan käyttää kahta erilaista menetelmää, *surface rendering* tai *volume rendering* -tekniikkaa.

Yksinkertaisempi tapa on *surface rendering* -tekniikka, jossa erilaiset objektit erotetaan 3D-datasta ja renderoidaan niiden pinnat. Kolmiulotteisten objektien pinnat voidaan esittää monikulmaverkkoina (*polygonal mesh*), subdivision pinnoilla (*subdivision surface*) tai NURBS-tekniikalla (*non-uniform rational basis spline*). Menetelmällä valon kulku rajoittuu vain kohteen pintaan, eikä se kulje kohteen sisäpuolella. *Surface rendering* -tekniikka on samankaltainen kuin normaalissa tietokonegrafiikassa käytetyt renderointimenetelmät.

Toinen menetelmä on *volume rendering* -tekniikka, jossa koko tilavuuden vokselit ovat erillisiä objekteja ja ne renderoidaan erikseen. Jokaisen vokselin voidaan ajatella olevan neliö, jolla on tietyn paikan lisäksi väri ja läpinäkyvyys. Suurella läpinäkyvyyden arvolla voidaan ei-toivottuja alueita tai rakenteita tehdä näkymättömiksi ja pienellä arvolla haluttuja näkyviksi. Tämä voidaan tehdä erilaisilla tekniikoilla, mutta vokselitasolla tämä saavutetaan siirtofunktion (*transfer function*) (kuva 18, ks. seur. s) avulla. Siirtofunktio määrittää jokaisen vokselin värin ja läpinäkyvyyden. *Volume rendering* -tekniikalla luodut kuvat ovat yleensä huomattavasti näyttävämpiä kuin *surface rendering* -tekniikalla luodut, koska ne ovat ainakin osittain läpinäkyviä (kuva 19, ks. seur. s). [3, s. 192, 194, 198; 32, s. 39, 44.]



Kuva 18. Vokseleiden harmaasävyjen siirtofunktiot väreille ja läpinäkyvyydelle [3, s. 199]



Kuva 19. Volume rendering -tekniikalla luotu CT-angiografiakuva. Vasemmassa kuvassa luut on poistettu kuvasta [3, s. 202]

Renderoinnissa voidaan käyttää MIP-tekniikkaa (*maximum intensity projection*), jossa vain suurimman tiheyden arvon (kirkkaimmat vokselit) saaneet vokselit ovat näkyviä. Menetelmä sopii hyvin harvojen rakenteiden, kuten verisuonien visualisointiin. Kuvassa 11 (ks. s. 16) on 3D MRA MIP -kuva pään verisuonista. Menetelmä ei ole kovin tarkka ja merkitykselliset vokselit voivat olla näkymättömiä ja merkityksettömät näkyviä. Toinen haittapuoli on 3D-kuvien puutteellinen syvyysvaikutelma. Staattisessa MIP-kuvassa ei ole ollenkaan syvyysvaikutelmaa, vaan se pitää luoda stereoskooppisesti tai kuvan liikkeen avulla. Vähemmän käytetty menetelmä on mIP-tekniikka (*minimum intensity projection*), jossa pienimmän tiheyden arvon (tummimmat vokselit) saaneet

vokselit ovat näkyviä. Menetelmää voidaan käyttää esimerkiksi keuhkolaajentuman toteamiseen. [3, s. 198.]

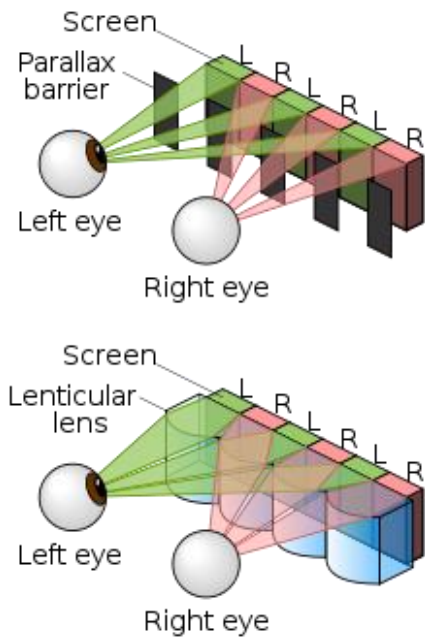
5.3 3D-näyttötekniikat

3D-kuvien syvyysvaikutelma voidaan luoda useilla tavoilla, kuten perspektiiviprojektioilla, piilopintojen poistolla, varjostuksilla ja valon heijastuksilla, kaukaisten kohteiden himmentämisellä, toistuvilla samanlaisten pintatekstuureiden pienenemisellä kuvassa. 3D-vaikutelmaa voidaan vielä lisätä stereoskopian avulla tai kuvan ja pään parallaksilla. Aidosta 3D-kuvasta, jolla on tilavuus, voidaan kuvan liikkeen avulla tehdä 3D-vaikutelma. Kolmiulotteisesta kohteesta voidaan laskea kuvia eri suunnista. Laittamalla kuvat peräkkäin saadaan liikkuvaa videokuvaa, jolloin kohteen kolmiulotteinen hahmottaminen on helppoa. [3, s. 205 - 206.]

Kolmiulotteiset näytöt voidaan jakaa kahteen ryhmään: silmille asetettaviin lasihin perustuviin stereoskooppisiin tekniikoihin ja ilman laseja toimiviin autostereoskooppisiin tekniikoihin. Stereoskooppinen tekniikka perustuu stereokuvan näyttämiseen erikseen kummallekin silmälle. Tekniikka voidaan vielä jakaa passiiviseen ja aktiiviseen tekniikkaan. Passiivista tekniikkaa käyttävät lasit eivät tarvitse erillistä elektroniikkaa. Passiiviin lasihin kuuluvat anaglyfiset puna-syaanilasit ja polarisaatioon perustuvat lasit.

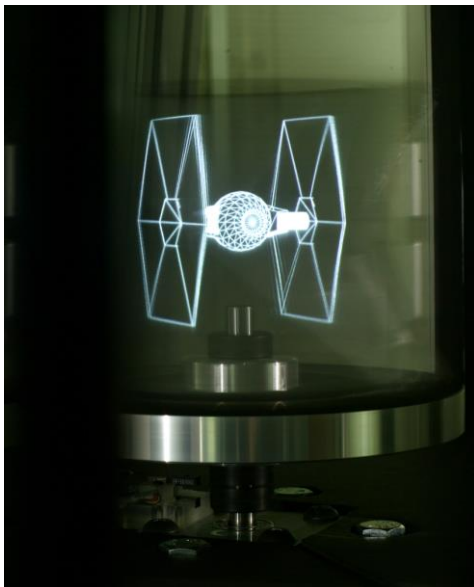
Aktiivisissa LCD-suljinlaseissa kuva näytetään kaksinkertaisella taajuudella. Joka toinen kuva näytetään vasemmalle ja joka toinen oikealle silmälle. Aktiivitekniikoihin voidaan lukea myös päähän kiinnitettävät näytöt (HMD). Tekniikassa molemmille silmille on omat näyttönsä, jolloin erillistä stereokanavien suodatusta ei tarvita. Näytöt perustuvat yleensä LCD tai OLED-tekniikkaan.

Autostereoskooppiset tekniikat eivät vaadi erillisiä laseja, mutta ovat huomattavasti vaikeampia toteuttaa. Lentikulaarisiin linssihin perustuvassa tekniikassa käytetään näyttöön asennettavaa kalvoa, jossa on mikrolinssejä (kuva 20, ks. seur. s). Mikrolinsien avulla stereokuvan kanavat erotetaan toisistaan. Näyttöön muodostuu vasemmalle ja oikealle silmälle tarkoitettuja katselualueita. Näyttöä pitää katsoa oikeasta kohdasta ja oikealla etäisyydellä, jotta kolmiulotteisen kuvan näkee oikein. *Parallax barrier* -tekniikka on hyvin samankaltainen kuin lentikulaarisiin linssihin perustuva tekniikka. Siinä näytön edessä on ohuista raoista koostuva hilamainen suodatin (kuva 20). [34.]



Kuva 20. Lentikulaarisiin linssihin perustuva tekniikka ja *parallax barrier*-tekniikka [35]

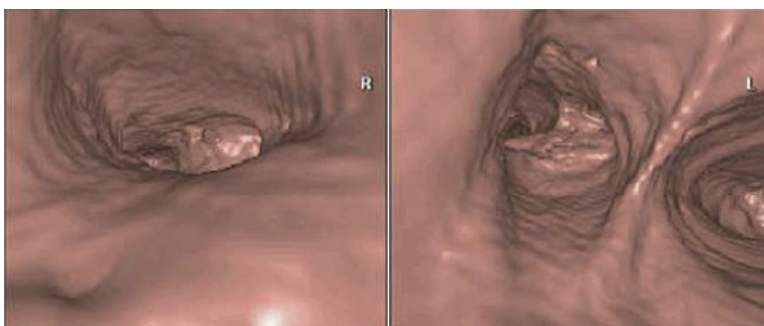
Volumetriset näytöt esittävät pikseleiden sijaan vokseleita, ja ne ovat yleensä vapaasti katsottavia eri kulmista ja etäisyyksiltä. Volumetrinen näyttö voidaan toteuttaa mm. pulssilaserin tai pyörivän näytön (kuva 21) avulla. Myös kolmiulotteiset hologramminäytöt voidaan käsittää volumetrisiksi näytöiksi. [34.]



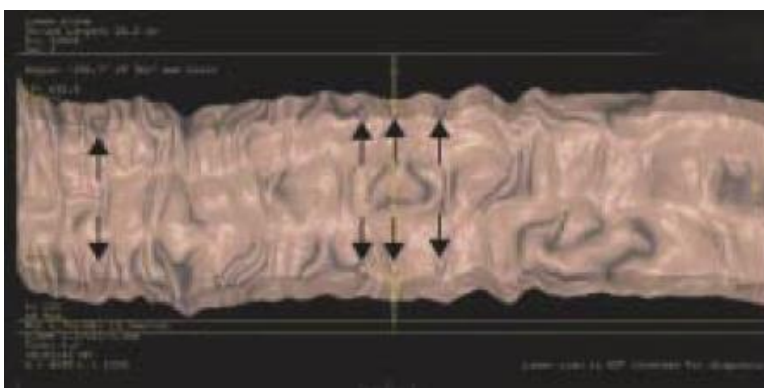
Kuva 21. Pyörivä volumetrinen näyttö [36]

5.4 Virtuaalitodellisuus ja lisätty todellisuus

3D-kuvantamista voidaan käyttää virtuaalisissa tähytyksissä, kuten virtuaalisessa bronkoskopiassa (kuva 22) tai virtuaalisessa kolonoskopiassa (kolografia). Kolografiasa käytetään tietokonetomografiaa tai magneettikuvausta. Menetelmällä saadaan paksusuolesta kolmiulotteista kuvaa, jolloin koko paksusuoli voidaan käydä läpi ns. *fly-through* -tekniikalla. Suoli on myös mahdollista avata yhdeksi tasoksi (virtuaalinen dissektionäkymä) (kuva 23). Se tarjoaa vaihtoehdon normaalille tähytykselle, kun etsitään paksusuolisyyöpää tai polyppeja. Tutkimusta ei kuitenkaan kannata tehdä, jos tutkimus edellyttää koepalojen ottoa tai joudutaan tekemään endoskooppinen toimenpide. [37, 38]



Kuva 22. 3D-kuvat virtuaalisesta bronkoskopiasta [3, s. 210]



Kuva 23. Paksusuolen virtuaalinen dissektionäkymä [37]

Monet kirurgiset toimenpiteet tehdään nykyään avoleikkausten sijaan mini-invasiivisena kirurgiana. Mini-invasiivisessa kirurgiassa ei avoleikkausten tapaan saada suoraa kuvayhteyttä kohteesta, vaan joudutaan käyttämään kuvantamismenetelmiä. Kuvantaminen tehdään yleensä ennen leikkausta ja leikkauksen aikana. 3D-kuvantamista ja lisättyä todellisuutta (*augmented reality*) voidaan käyttää apuna kuvaohjatussa kirurgiassa. Leikkausta voidaan myös harjoitella virtuaalisesti 3D-kuvien avulla simulaattorissa ennen todellista leikkausta. [39, s. 9; 40.]

Kuvainformaatio ei ole normaalisti suoraan leikkausalueella, vaan hieman kauempana epästeriilillä alueella. Tämän takia kirurgi joutuu ottamaan ylimääräisiä askeleita katsoakseen ennen leikkausta tai leikkauksen aikana otettua kuvaa näytöltä, mikä häiritsee itse leikkausta. Ongelmaa on pyritty ratkaisemaan lisättyllä todellisuudella, joka yhdistää kuvantamismenetelmällä saadun kuvan todelliseen ympäristöön. Lisätty todellisuus voidaan toteuttaa esimerkiksi puoliksi läpinäkyvällä näytöllä. Näytön ollessa potilaan ja katsojan välissä, 3D-kuva näyttäisi olevan potilaan kehon sisällä (kuva 24). [41.]

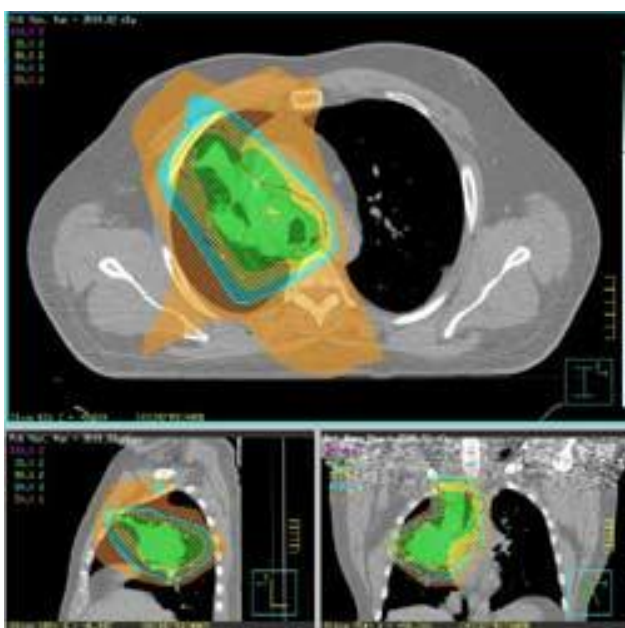


Kuva 24. Lisätty todellisuus suukirurgiassa [41]

6 3D-kuvantaminen sädehoidossa

Modernissa sädehoidossa eri kuvantamistekniikat ovat erittäin tärkeitä parhaan mahdollisen hoitotuloksen saamiseksi. Kuvantamistekniikoiden kehityksen ansiosta syöpäkasvaimen kolmiulotteinen määrittäminen onnistuu entistä paremmin. Hoidon aikana kuvantamisella voidaan vähentää asettelu- ja liike-epätarkkuuksista aiheutuvia paikannusvirheitä. Sädehoitoon käytetään pääasiassa suurienergisiä lineaarikiihdyttimiä.

Sädehoito suunnitellaan yleensä tietokonetomografialla. Syöpäkasvaimesta otetaan leikekuvia, joista muodostetaan 3D-malli (kuva 25). Malliin määritetään sädehoidon kohde-tilavuus ja suojattavat terveet kudokset. Magneettikuvausta käytetään usein aivojen, pään ja kaulan, lantion ja raajojen alueen sädehoidon suunnittelussa sen erittäin hyvän pehmytkudosten erottelukyvyn vuoksi. Magneettikuvat voidaan fuusioida CT-kuviin ohjelmallisesti. CT- ja MRI-kuvaukset tulisi tehdä vakioidusti tasaisella tutkimus- alustalla samassa asennossa, jotta kuvien fuusio onnistuisi. [42.]



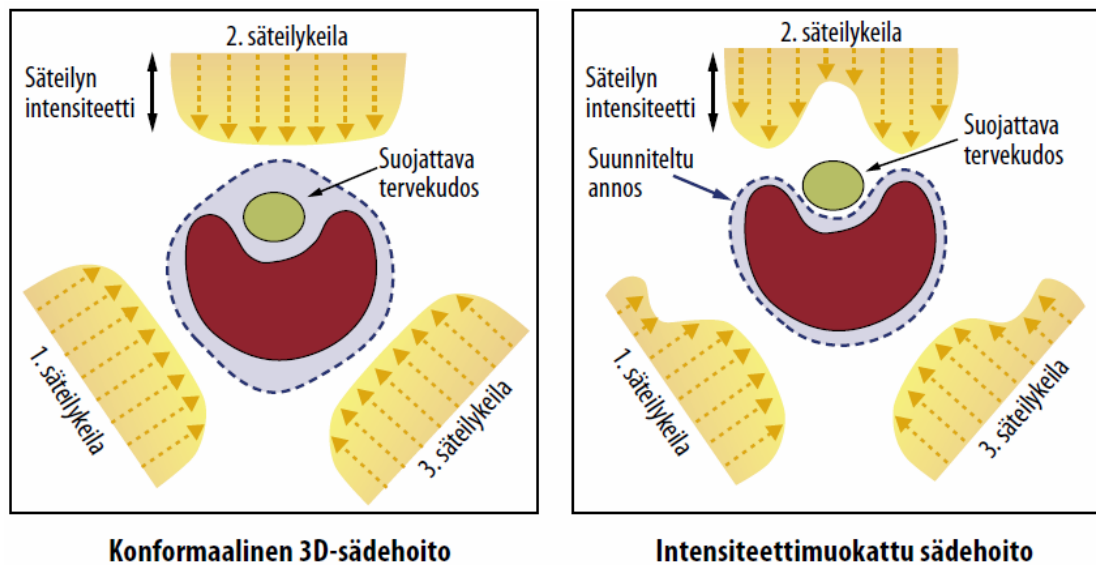
Kuva 25. Sädehoidon suunnittelua 3D-kuvasta [43]

Tietokonetomografialla saadaan tarkkaa anatomista tietoa syöpäkasvaimen kolmiulotteisesti sijainnista ja muodosta terveiden kudosten keskellä. Toiminnallisilla kuvantamismenetelmillä kuten SPECT:llä ja PET:llä voidaan saada tietoa kasvaimen fenotyypistä ja mikroympäristöstä. PET-CT:llä nähdään syövän levinneisyys, määritetään sädehoidon kohdealue sekä voidaan ennustaa ja arvioida hoidon vastetta. Tavallisimmat PET-merkkiaineet ovat sokeriaineenvaihduntaa mittaava ¹⁸fluorideoksiglukoosi

(^{18}F FDG), hypoksiaa osoittava ^{18}F -misonidatsoli (^{18}F -MISO) ja proliferaatioaktiivisuutta mittaava ^{18}F -tymidiini (^{18}F -FLT).

Konformaalisessa 3D-sädehoitodossa (3DCRT) käytetään kuvantamalla luotuja 3D-virtuaalimalleja kasvaimesta ja sen ympäristöstä. Sädehoito toteutetaan antamalla useita, eri suunnista annettuja kasvaimen mukaisesti muotoiltuja säteilykeiloja. Jos kasvain on keuhkojen tai ylävatsan kohdalla, hengitysvaihtelun aiheuttamat epätarkkuudet voidaan korjata tekemällä CT-kuvauksen hengitykseen tahdistettuna.

Intensiteettimuokattu sädehoito (IMRT) on kehittyneempi versio konformaalisesta 3D-sädehoitodesta. Hoidon suunnittelussa asetetaan tietyt annosrajat kasvaimelle ja sitä ympäröivälle terveelle kudokselle. Annoslaskentaohjelmalla voidaan laskea annettujen rajojen perusteella hoitokentille annosintensiteettien optimaaliset geometriset jakaumat. Säteilyn tehoa vähennetään niissä kohdissa, joissa kasvain ja terve kudos ovat päällekkäin ja kasvatetaan niissä kohdissa, joissa kasvain ja terve kudos ovat erillään säteilykeilan suunnasta katsottuna (kuva 26). IMRT-hoitokerta kestää 2 - 5 kertaa pitempään kuin normaali sädehoito, jonka takia sekundaarisyöpien riski kasvaa. [42; 44.]



Kuva 26. Konformaalisen 3D-sädehoidon ja intensiteettimuokatun sädehoidon ero [42]

7 Yhteenveto

Tässä insinööriyössä on tutkittu 3D-kuvantamista lääketieteessä. Lääketieteellisestä kuvantamisesta löytyi erittäin paljon tietoa, mutta tiedon etsiminen 3D-kuvantamisesta oli selvästi hankalampaa. Suomeksi aiheesta on kirjoitettu erittäin vähän.

Kuvantamismenetelmillä saadaan yleensä suuri määrä kaksiulotteisia leikekuvia, joista radiologit on koulutettu antamaan diagnoosi. Leikekuvien analysointi vaatii kuitenkin paljon kokemusta ja hyvää avaruudellista hahmotuskykyä. Leikekuvista voidaan ohjelmateknisesti muodostaa kolmiulotteisia kuvia. 3D-kuvista mutkikkaat anatomiset rakenteet on paljon helpompi hahmottaa kuin leikekuvista.

Diagnostisen käytön lisäksi 3D-kuvantamisella on suuri merkitys mm. kirurgisessa simulaatiossa, kuvaohjatussa kirurgiassa ja virtuaalisissa endoskopiaissa. Virtuaalisten 3D-mallien ansiosta kirurgi voi harjoitella leikkausta etukäteen virtuaalisesti simulaattorissa. 3D-kuvantamista käytetään apuna kirurgisessa navigoinnissa, jonka ansiosta mini-invasiiviset leikkaukset ovat yleistyneet. Ne säästävät tervettä kudosta ja nopeuttavat potilaan paranemista leikkauksesta. 3D-kuvantamisella on myös suuri rooli moderneissa sädehoidoissa. Syöpäkasvain voidaan määrittää kolmiulotteisesti ja sädehoito voidaan kohdistaa tarkasti halutulle alueelle.

3D-kuvien luomiseen käytetään 3D-renderointia. Renderointiin käytetään *surface rendering* tai *volume rendering* -tekniikkaa. *Surface rendering* -tekniikassa renderoidaan vain kohteen pinnat, kun *volume rendering* -tekniikassa jokainen vokseli renderoidaan erikseen. 3D-renderointi vaatii hyvin paljon laskentatehoa ja 3D-kuvantamisen voidaan olettaa yleistyvän käsi kädessä tietokoneiden laskentatehon kasvaessa. Nykyiset näytönohjaimet (GPU) ovat erittäin tehokkaita rinnakkaislaskennassa ja sopivatkin hyvin 3D-renderointiin.

Työssä käytyjen kuvantamistekniikoiden lisäksi kehitteillä on optiseen (infrapuna) tomografiaan ja fotoakustiikkaan perustuvia 3D-kuvantamismenetelmiä. Optista tomografiaa voidaan käyttää mm. keskosten monitorointiin, aivojen kuvantamiseen ja rintasyövän etsimiseen.

Lähteet

- 1 X-ray. 2013. Verkkodokumentti. <<http://en.wikipedia.org/wiki/X-ray>> Luettu 19.2.2013.
- 2 Guy, Chris. Ffytche, Dominic. 2005. An Introduction to The Principles of Medical Imaging (Revised Edition). London: Imperial College Press.
- 3 Suetens, Paul. 2009. Fundamentals of Medical Imaging, Second Edition. Cambridge University Press.
- 4 Kuikanvirta, Jukka. 2012. Lehtori. Lääketieteellinen kuvantaminen. Luentomuis-tiinpanot. Metropolia Ammattikorkeakoulu.
- 5 Soimakallio, Seppo et al. 2005. Radiologia. Porvoo: WSOY.
- 6 Doi, Kunio. 2006. Diagnostic imaging over the last 50 years: research and devel-opment in medical imaging science and technology. The University of Chicago.
- 7 Shreiber, Reuven. 3-D Reconstruction in Radiology. PDF-dokumentti <www.carestream.com/3drecon_whitepaper.pdf> Luettu 16.4.2013.
- 8 Prager, R W et al. 2009. Three-dimensional ultrasound imaging. University of Cambridge.
- 9 EM spectrum fi. 2011. Verkkodokumentti. <http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/0/07/EM_spectrum_fi.svg> Lu-ettu 7.2.2013.
- 10 Peltonen, Hannu et al. 2007. Insinöörin (AMK) FYSIIKKA OSA II. Saarijärvi: Saa-rijärven OFFSET Oy.
- 11 X-ray tube. 2013. Verkkodokumentti. <http://en.wikipedia.org/wiki/X-ray_tube> Luettu 19.2.2013.
- 12 Understanding the Basic Principles of Nuclear Magnetic Resonance Imaging. 2010. Verkkodokumentti. <<http://physiology-physics.blogspot.fi/2010/06/understanding-basic-principles-of.html>> Luettu 15.2.2013.
- 13 Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy. Verkkodokumentti. <<http://teaching.shu.ac.uk/hwb/chemistry/tutorials/molspec/precess.gif>> Luettu 17.2.2013.

- 14 Snell's Law. 2009. Verkkodokumentti.
<<http://www.ndted.org/EducationResources/CommunityCollege/Ultrasonics/Physics/refractionsnells.htm>> Luettu 18.2.2013.
- 15 Radiologia. 2012. Verkkodokumentti.
<<http://www.hus.fi/default.asp?path=1,32,660,548,642>> Luettu 16.3.2013.
- 16 Fluoroscopy. 2013. Verkkodokumentti. <<http://en.wikipedia.org/wiki/Fluoroscopy>>
Luettu 21.3.2013.
- 17 X-ray image intensifier. 2013. Verkkodokumentti. <http://en.wikipedia.org/wiki/X-ray_image_intensifier> Luettu 3.4.2013.
- 18 ARCADIS Orbic 3D. 2013. Verkkodokumentti.
<<http://healthcare.siemens.com/surgical-c-arms-and-navigation/mobile-c-arms/arcadis-orbic-3d>> Luettu 3.4.2013.
- 19 Rotational angiography. 2012. Verkkodokumentti.
<http://en.wikipedia.org/wiki/Rotational_angiography> Luettu 3.4.2013.
- 20 X-ray computed tomography. 2013. Verkkodokumentti.
<http://en.wikipedia.org/wiki/X-ray_computed_tomography> Luettu 13.3.2013.
- 21 CT Scan of Dale Mahalko's brain-skull. 2011. Verkkodokumentti.
<http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/d/d7/CT_Scan_of_Dale_Mahalko's_brain-skull.jpg> Luettu 13.3.2013.
- 22 Hounsfield scale. 2013. Verkkodokumentti.
<http://en.wikipedia.org/wiki/Hounsfield_scale> Luettu 14.3.2013.
- 23 Spiral/Helical Scanning. Verkkodokumentti.
<<http://www.sprawls.org/resources/CTIMG/ctimg11.jpg>> Luettu 21.3.2013.
- 24 Kaasalainen, Touko. 2011. Liikuteltava TT, tekniikasta ja annoksista. PDF-dokumentti. <<http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?514>> Luettu 4.4.2013.
- 25 Information and Computer Technology in Oral and Maxillofacial Surgery. 2008. Verkkodokumentti. <<http://ars.els-cdn.com/content/image/1-s2.0-S1042369907000957-gr2.jpg>> Luettu 4.4.2013.
- 26 Kortnesniemi, Mika. 2011. Kartiokeila-TT hammaskuvauksessa ja angiokuvauksessa. PDF-dokumentti. <<http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?516>> Luettu 4.4.2013.
- 27 Sovijärvi, Anssi et al. 2003. Kliininen fysiologia ja isotooppilääketiede. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim.

- 28 Fahey, Frederic H. 2009. 2D and 3D PET and Image Quality in Pediatric Imaging. PDF-dokumentti.
<http://apps.snm.org/docs/CME/PresenterItems/EventID_85/PresenterItemTyped_1/6.%20Fahey%20-%201110.pdf> Luettu 8.4.2013.
- 29 Rapola, Janne. 2009. Sydämen kolmiulotteinen kaikututkimus. PDF-dokumentti.
<<http://www.terveysportti.fi/xmedia/duo/duo98371.pdf>> Luettu 11.4.2013.
- 30 Kirkinen, Pertti. 2008. Raskauden kolmi- ja nelikulotteinen kaikututkimus. PDF-dokumentti. <<http://www.terveysportti.fi/xmedia/duo/duo97217.pdf>> 11.4.2013.
- 31 Ct-workstation-neck. 2006. Verkkodokumentti.
<<http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/4/4a/Ct-workstation-neck.jpg>> Luettu 17.4.2013.
- 32 Penner, Eric. 2009. Three-Dimensional Medical Image Visualization Techniques on Modern Graphics Processors. University of Calgary.
- 33 Scientific visualization. 2013. Verkkodokumentti.
<http://en.wikipedia.org/wiki/Scientific_visualization> Luettu 19.4.2013.
- 34 Vuorela, Antti. 2010. Kolmiulotteiset näyttötekniikat. Aalto-yliopisto, Teknillinen korkeakoulu
- 35 Parallax barrier vs lenticular screen. 2011. Verkkodokumentti.
<http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/a/a8/Parallax_barrier_vs_lenticular_screen.svg> Luettu 29.4.2013.
- 36 Rendering for an Interactive 360° Light Field Display. 2007. Verkkodokumentti.
<<http://gl.ict.usc.edu/Research/3DDisplay/images/left-right.png>> Luettu 29.4.2013.
- 37 Arkkila, Perttu et al. 2011. TT-kolografia paksusuolen sairauksien diagnosoinnissa. Suomen Lääkärilehti 38/2011.
- 38 Virtual colonoscopy. 2013. Verkkodokumentti.
<http://en.wikipedia.org/wiki/Virtual_colonoscopy> Luettu 25.4.2013.
- 39 Feuerstein, Marco. 2007. Augmented Reality in Laparoscopic Surgery. Technical University Munich.
- 40 Virtual surgery. 2013. Verkkodokumentti.
<http://en.wikipedia.org/wiki/Virtual_surgery> Luettu 5.5.2013.
- 41 Liao, Hongen. 2011. 3D Medical Imaging and Augmented Reality for Image-Guided Surgery. The University of Tokyo.

- 42 Kouri, Mauri. Kangasmäki, Aki. 2009. PDF-dokumentti.
<<http://www.terveysportti.fi/xmedia/duo/duo98024.pdf>> Luettu 2.4.2013
- 43 What is 3D Conformal Radiation Therapy?. Verkkodokumentti.
<<http://www.upmccancercenter.com/radonc/images/3D-dose-cropped.jpg>> Luettu 2.4.2013
- 44 Kuikanvirta, Jukka. 2012. Lehtori. Sädehoito ja isotooppilääketiede. Luentomuis-
tiinpanot. Metropolia Ammattikorkeakoulu

