

TEKNISETEN JA KATSOJASTA RIIPPUVIEN TEKIJÖIDEN VAIKUTUS RADIOLOGISTEN KUVIEN HAVAINNOINTIIN

Sampsa Kaijaluoto

Pro gradu -tutkielma
Ohjaajat: Hanna Matikka ja Juha Valve



Jyväskylän yliopisto
Fysiikan laitos
17.8.2011

Tiivistelmä

Tutkielmassa kartoitettiin katsojan havainnointikyvyn ja näyttöpäätteen kuvanlaadun vaikutuksia kuvanhavainnointiin. Tavoitteena oli selvittää, mitkä tekijät vaikuttavat havainnointitarkkuuteen eniten ja voitaisiinko sitä merkittävästi parantaa teknisin toimenpitein. Kiinnostuksen kohteena oli myös, eroavatko kliinikoiden ja radiologien tulokset toisistaan. Tutkimus toteutettiin Keski-Suomen keskussairaalassa selainpohjaisena kyselytutkimuksena. Katsojan ominaisuuksia selvitettiin taustoittavilla kysymyksillä, näyttöjärjestelmän kuvanlaatua visuaalisilla testeillä ja havainnointitarkkuutta kontrasti-detaljitesteillä. Vastajia oli 64, joista klinikkoja 52 ja radiologeja 12. Tuloksista selvisi, että merkittävimpiä havainnointitarkkuuteen vaikuttavia tekijöitä ovat merkitsevyysjärjestyksessä näyttöjärjestelmän luminanssivaste, näytöllä esiintyvä hajaheijastus sekä silmälasien käyttö. Hyvä luminanssivaste vaikutti havainnointiin positiivisesti, kun taas voimakkaan hajaheijastuksen ja silmälasien käytön vaikutus oli negatiivinen. Koska merkittävimmät havainnointitarkkuuteen vaikuttavat tekijät liittyivät näyttöjärjestelmän ominaisuuksiin, pääteltiin että teknisillä toimenpiteillä, kuten kalibroinnilla tai katselu ympäristön valon määrää kontrolloimalla, voitaisiin saavuttaa huomattavaa hyötyä. Päätelmää tukee se, että radiologit, joiden näyttöjen suorituskykyä ja katselu ympäristön valaistusta kontrolloidaan, suoriutuivat testeissä selvästi kliinikoita paremmin.

Symboli- ja termiluettelo

E Illuminanssi eli valaistusvoimakkuus. Kuvaa tietylle pinta-alalle osuvaa valovirran määrää. Illuminanssin mittayksikkö on luks (lx).

L Luminanssi. Kuvaa pinnalta lähtevää valon voimakkuutta. Luminanssin mittayksikkö on kandela jaettuna neliömetrillä (cd/m^2).

L_{amb} Ympäröivän valon heijastuksesta aiheutuva luminanssi näytön pinnalla.

L_{max} Näytön maksimiluminanssi.

L_{min} Näytön minimiluminanssi.

LR Kontrastisuhde. Näytön maksimi- ja minimiluminanssien välinen suhde, kun ympäröivän valaistuksen vaikutusta ei oteta huomioon.

LR' Luminanssisuhde. Näytön maksimi- ja minimiluminanssien välinen suhde, kun ympäröivän valaistuksen aiheuttama *L_{amb}* otetaan huomioon.

Digitaalinen ohjaustaso Syöte, joka saa näyttöjärjestelmän tuottamaan luminanssin. (Digital Driving Level, DDL)

Esitysarvo Pikseliarvo, jonka hakutaulu muuttaa digitaalseksi ohjaustasoksi. (Presentation Value, P-Value)

Hakutaulu Digitaalisten arvojen muuntamiseen käytettävä taulukko, joka liittää syötearvon lähtöarvoon. (Look Up Table, LUT)

Harmaasävynäyttöfunktio DICOM PS 3.14:ssä määritelty matemaattinen kuvaus, joka liittää JND-indeksiä luminanssiin. (Grayscale Standard Display Function, GSDF)

JND-indeksi Syötearvo standardiharmaasävynäyttöfunktioille. Yksi askel JND-indeksillä tuottaa juuri havaittavissa olevan eron luminanssissa. (JND-index)

Katselukulma Katselusuunnan ja näytön normaalin välinen kulma. Ilmaisee kuinka laajasta katselusektorista näyttöä voidaan katsoa. (Viewing Angle)

Kontrasti Kahden tai useamman pinnan välillä havaittava ero luminanssissa tai värisävyssä. (Perceptual Contrast)

Kontrastiherkkyys Pienimmän havaitsemiseen tarvittavan kontrastin käänteisarvo. (Contrast Sensitivity, CS)

Kuva-ala Informaation esittämiseen kykenevä alue näytön pinnalla. (Area of the Screen)

Kuvasuhde Kuva-alan leveyden suhde korkeuteen. Ilmoitetaan tyypillisesti kokonaislukuna muodossa 16:9. (Aspect Ratio)

Lambertin laki Määrittelee täysin heijastavan pinnan. Pinnalta lähtevä valovirta on suhteessa sen ja pinnan normaalin välisen kulman kosiniin. (Lambert's Law)

-
- Mura** Nestekidenäytön pikselimatriisin virheistä johtuva kuvan epätasaisuus. (Mura)
- Osaväripikseli, alipikseli** Pikselit muodostuvat alipikseleistä. Värinäytöissä jokaisesta pääväriä kohden on yksi osaväripikseli. (Sub-pixel)
- Osoitettavuus** Näytön pikseleiden määrä vaaka- ja pystysuunnassa, esim. 1280x1024. Osoitettavuudesta käytetään usein virheellisesti termiä resoluutio. (Addressability)
- Peittoprosentti** Pikselin informaatiota esittävän osan prosentuaalinen suhde koko pikselin viemään alaan. (Fill Factor, Aperture Ratio)
- Pikseli** Kuva-alan pienin itsenäisesti ohjattava yksikkö. Lyhenne px. (Pixel)
- Pikselikoko** Nestekidenäytön kahden vierekkäisen pikselin samojen kohtien välinen etäisyys. (Pixel Pitch)
- Resoluutio** Kuvantoistolaitteen tarkkuuden, eli erottelukyvyn mitta. Ilmaistaan usein pikseleinä pituusyksikköä kohti (pikseliä per tuuma), tai pikselin sivun pituutena (μm). (Resolution)
- Standardisoitu näyttöjärjestelmä** Laite, jonka tuottama luminanssi liittyy esitysarvoihin harmaasävynäyttöfunktion kautta. (Standardized Display System)
- Visuospatiaalinen** Tilahavaintoja koskeva tai siihen perustuva. (Visuospatial)

Lyhenteet

Mikäli käsitteillä on vakiintuneet suomenkieliset ilmaukset, myös ne on ilmoitettu.

AAPM American Association of Physicists in Medicine

CSF Contrast Sensitivity Function, kontrastiherkkyysfunktio

DDL Digital Driving Level, digitaalinen ohjaustaso

DICOM Digital Imaging and Communications in Medicine

GSDF Grayscale Standard Display Function, harmaasävynäyttöfunktio

IPS In-Plane Switching

JND Just Noticeable Difference, juuri havaittavissa oleva ero

KSKS Keski-Suomen keskussairaala

LCD Liquid Crystal Display, nestekidenäyttö

LUT Look-up Table, hakutaulu

MVA Multi-Domain Vertical Alignment

PACS Picture Archiving and Communications System

PVA Pattern Vertical Alignment

ROC Receiver Operating Characteristic

STUK Säteilyturvakeskus

TN Twisted Nematic

Sisältö

Symboli- ja termiluettelo	iii
Lyhenteet	v
1 Johdanto	1
2 Havainnointikyky	3
2.1 Näkökyky	3
2.1.1 Silmän rakenne	3
2.1.2 Näköaistimuksen muodostuminen	5
2.1.3 Näkemisen osa-alueet	8
2.1.4 Ikääntymisen vaikutus näkökykyyn	12
2.2 Ympäristön vaikutus havainnointikykyyn	13
2.2.1 Hämärä- ja valoadaptaatio	14
2.2.2 Häikäisy	15
3 Nestekidenäyttöjen kuvanlaatu	16
3.1 Nestekidenäytön toiminta	16
3.2 Näyttöjen kuvanlaatuun vaikuttavat tekijät	18
3.2.1 Heijastukset	19
3.2.2 Luminanssi, kontrasti ja luminanssivaste	21
3.2.3 Luminanssin tasaisuus ja katselukulmariippuvuus	22
3.2.4 Kohina	24
3.2.5 Bittisyvyys	25
3.2.6 Geometriset poikkeamat	27
3.2.7 Paikkaerotuskyky ja osoitettavuus	27
3.2.8 Värien vakioisuus	28
3.3 Kuvanlaadun parantaminen	29
3.3.1 DICOM-kalibrointi	29
3.3.2 Katseluympäristön optimointi	31
4 Havainnointitarkkuus	33
4.1 Arviointi	34
4.1.1 Kontrasti-detelji-testi	34
4.1.2 ROC-käyrä	35
5 Metodit	37
5.1 Aineiston keruu	37
5.2 Testausmenetelmät	38
5.2.1 Havainnointikyky	38
5.2.2 Kuvanlaadun mittaaminen	38
5.2.3 Havainnointitarkkuuden mittaaminen	42
5.3 Aineiston käsittely	44
5.3.1 Puuttuvien ja poikkeuksellisten havaintojen korjaaminen	46
5.3.2 Lineaarinen regressio	47
6 Tulokset	48
6.1 Havainnointikyky	48
6.2 Kuvanlaatu	50

6.2.1	Näytön tekniset ominaisuudet	50
6.2.2	Heijastukset	51
6.2.3	Luminanssivaste	52
6.3	Havainnointitarkkuus	53
6.3.1	Katsojan ominaisuuksien vaikutus havainnointitarkkuuteen .	54
6.3.2	Näyttöjärjestelmän ominaisuudet	55
6.3.3	Havainnointitarkkuuden malli	58
7	Pohdinta	61
7.1	Havainnointikyky	61
7.2	Kuvanlaatu	62
7.3	Havainnointitarkkuus	63
7.4	Tutkimuksen luotettavuus	65
8	Johtopäätökset	68
	Viitteet	69
	Liitteet	74
	Kuvat	74
	Taulukot	77

1 Johdanto

Nykyisin lähes kaikki potilasta koskevat asiakirjat ja rekisterit ovat digitaalisessa muodossa, joten näyttöpäätteellä on keskeinen rooli lääkärin työssä. Päätteeltä lääkäri katsoo muun muassa potilaskertomukset, laboratoriotulokset ja potilaasta otetut radiologiset kuvat.

Tekstimuotoisia potilastietoja tarkasteltaessa ei tietokoneen näyttöjärjestelmän laadulla ole juurikaan merkitystä, vaan riittää, että teksti on luettavissa. Radiologisia kuvia tulkittaessa näytön suorituskyvyllä on kuitenkin suuri merkitys, koska oikean diagnoosin tekeminen vaatii hyvää kuvanlaatua. Erityisesti tämä koskee kuvia työseen tulkitsevia radiologeja, mutta vaikuttaa myös klinikoihin. Kaikkiin kuviin ei ole saatavissa radiologin lausuntoa tai se on saatavissa jopa viikkojen viiveellä, jolloin kuvan tulkinnan tekee klinikko itse. [1]

Radiologinen kuvanlaatu muodostuu näytön suorituskyvystä ja ympäristön valaistuksen näytölle aiheuttamista heijastuksista. Vaikka näyttö toistaisi sävyt optimaalisesti, voi läheisestä ikkunasta tuleva valo heijastua näytöstä ja heikentää kuvanlaatua merkittävästi. Myös katsojan havainnointikykyyn vaikuttaa hänen ominaisuuksiensa, kuten näkökyvyn ja kokemuksen lisäksi katselu ympäristön valaistus. Liian kirkas ympäristön valaistus vaikeuttaa sävyjen erottamista näytöltä ja aiheuttaa jopa häikäisyä. Havainnointitarkkuuteen ja sen myötä diagnostiseen varmuuteen vaikuttavat siis sekä näytön, katsojan että katselu ympäristön ominaisuudet. [1]

STUK velvoittaa tarkkailemaan radiologisen kuvan laatua osana röntgenlaitteiden laadunvalvontaa [2]. Radiologisilla osastoilla näyttöjen ja katselu ympäristön laadunvalvontaa tehdäänkin systemaattisesti, mutta klinikoiden työasemilla ja työtiloissa ei juuri lainkaan. On havaittu, että radiologisissa yksiköissä näyttöjen suorituskyky ja kuvankatseluolosuhteet ovat pääosin asianmukaisia radiologisten kuvien diagnosointiin. Yksiköiden ulkopuolella, esim. terveyskeskuksissa, laitekanta on usein suorituskyvyltään riittämätöntä ja katseluolosuhteet erittäin epäedulliset radiologisten kuvien katseluun. Näihin ongelmiin ei ole puututtu, koska laadunvalvonnan resurssit ovat vähäiset ja ohjeistus laadunvalvontatoimenpiteisiin puutteellista. [1]

Aikaisempien tutkimusten pohjalta tiedetään, että havainnointitarkkuuteen vaikuttavat sekä katsojan havainnointikyky että näyttöjärjestelmän kuvanlaatu. Kuvanhavainnointiin vaikuttavista tekijöistä ei kuitenkaan ole tehty kattavaa tutkimusta. Havainnointitarkkuutta on tutkittu lähinnä yksittäisten katsojan, näyttölaitteen tai katselu ympäristön ominaisuuksien kautta, mutta näiden kolmen päätekijän yhteisvaikutusta kuvanhavainnoinnin tuloksiin ei ole selvitetty. Toisaalta on tutkittu myös näyttöjen teknisiä ominaisuuksia, laadunvalvontaa ja kuvankatseluolosuhteita sekä tehty vertailua radiologisten yksiköiden ja terveyskeskusten välillä, mutta ei perehdytty siihen, miten nämä yhdessä vaikuttavat kuvanhavainnointiin ja millä tekijöillä on suurin merkitys. [1]

Tämän tutkimuksen päätarkoituksena on löytää havainnointitarkkuuteen eniten vaikuttavat seikat sekä tutkia, onko klinikoiden ja radiologien tuloksissa merkittäviä eroja. Tuloksien avulla pyritään löytämään teknisiä keinoja kuvanhavainnoinnin tulosten parantamiseen. Tässä työssä ei tutkita, osaavatko katsojat tulkita oikein radiologisia kuvia, vaan selvitetään synteettisten kuvien avulla havainnoinnin ongelmakohtia. Tuloksien toivotaan tuovan valaistusta siihen, voidaanko teknisillä toimenpiteillä, kuten kalibroinnilla, katseluolosuhteiden optimoimisella ja paremmilla

näytöillä parantaa havainnointitarkkuutta. Tämän pohjalta tutkimusongelmiksi valittiin kysymykset seuraavat kysymykset: 1. Mitkä tekijät vaikuttavat havainnointitarkkuuteen eniten? 2. Voisiko havainnointitarkkuutta merkittävästi parantaa teknisillä toimenpiteillä?

2 Havainnointikyky

Käsityksemme ympäristöstä muodostuu pääasiallisesti näköaistin avulla, ja silmissämme onkin 70 % elimistön kaikista aistinsoluista [3]. Näkeminen on monimutkainen tapahtuma, joka alkaa silmän linssijärjestelmästä ja päättyy nähdyn kuvan tulkitsemiseen. Visuaalinen havainnointi on niin keskeinen osa ihmisenä olemista, että sen oletetaan olevan virheetöntä. Kuitenkin noin puolet radiologien tekemistä virheistä johtuu havainnoinnista, vaikka käytettävä kuvantamislaitteisto olisi tarkoituksenmukainen. [4]

Havainnointikyvyllä tarkoitetaan tässä työssä visuaalista ympäristön havainnoimiskykyä. Se koostuu katsojan näkökyvystä ja siihen vaikuttavista ominaisuuksista, näkökyvyn eri osa-alueista sekä katselu ympäristön vaikutuksista [5]. Fysikaalisten havainnointikykyä selittävien seikkojen lisäksi havainnointiin vaikuttavat myös katsojan kokemus vastaavanlaisista havainnointitilanteista ja toimintastrategiat [6].

Yleisperiaatteena voidaan esittää, että havaitseminen on omien sisäisten näkemyksiemme ohjaamaa, mutta aistikanaviemme rajoittamaa. Tästä johtuu, että kuvasta ei löydetä pelkästään sitä, mitä siinä on tarjolla, vaan erilaisia tulkintoja siitä. [6]

2.1 Näkökyky

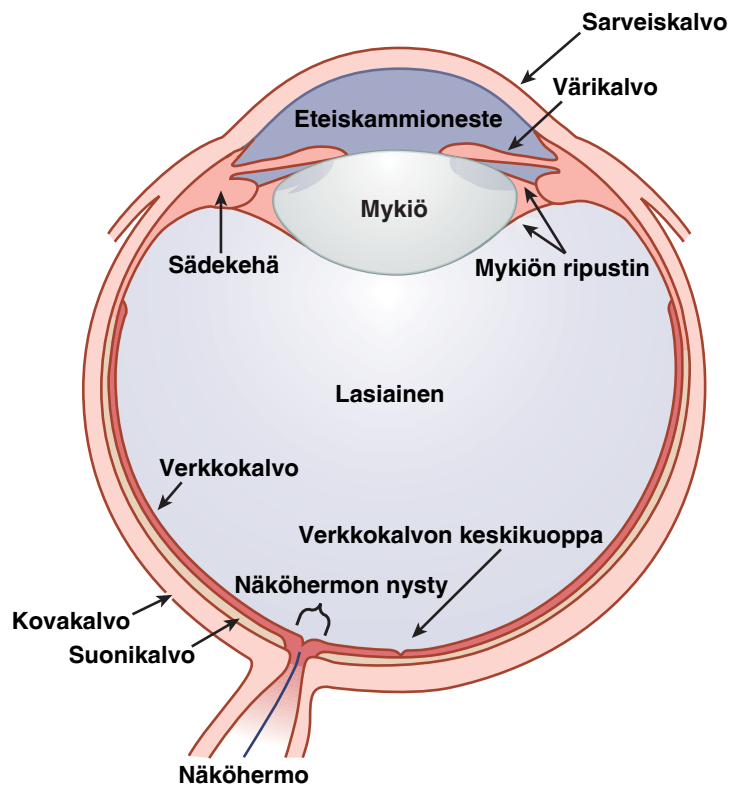
Näkökyvyllä tarkoitetaan yksilön kykyä tulkita ympäristön visuaalista informaatiota oikein ja käyttää sitä hyödykseen. Kun on kyse radiologisen kuvan tulkinnasta, hyvä näkökyky tarkoittaa, että havainnoija erottaa kuvasta olennaiset harmaasävyjen muutokset ja osaa yhdistämällä ne tietoonsa sairauksista tehdä oikean diagnoosin. [7] Havainnoijan näkökyky on tärkeä osa radiologista prosessia, koska diagnostisessa radiologiassa kliinisen kuvantamisen heikoin lenkki on usein havainnoija [8].

Näkökyvyssä on huomattavia eroja ihmisten välillä. Osa eroista johtuu silmien anatomisista ja fysiologisista eroista, eli näköaistin ns. matalan tason prosesseista. Osa selittyy eroilla korkeamman tason prosesseissa, kuten hahmontunnistusnopeudessa, huomion kohdistuskyvyssä sekä visuospatiaalisen työmuistin kapasiteetissa. [7]

2.1.1 Silmän rakenne

Ihmisen silmämunat ovat pallonmuotoisia, nesteen täyttämiä elimiä, jotka sijaitsevat kallon suppilomaisissa silmäkuopissa. Aikuisen silmä on halkaisijaltaan noin 2,5 cm, tilavuudeltaan noin 6,5 ml ja painoltaan noin 7 g. Silmän etuosassa, etukammiossa, on kirkasta vesimäistä nestettä ja takaosassa, lasiontelossa, hyytelömäistä lasiaisnestettä, ks. kuva 1. Silmänmunan uloimman kerroksen muodostaa vahva ja sitkeä kovakalvo. Valkoinen läpinäkymätön kovakalvo muuttuu etuosassa kirkkaaksi, läpinäkyväksi sarveiskalvoksi. Kovakalvon sisäpuolella on suonikalvo, jolla sijaitsevat silmänmunan verisuonet. Suonikalvo on kiinnittynyt kovakalvoon kaikkialla muualla, paitsi silmänmunan etuosassa, jossa se painuu väliseinän tavoin silmänmunan onteloon heti sarveiskalvon takana. Suonikalvossa on myös runsaasti väri- eli pigmenttisoluja, joiden tumma väri estää valon heijastumisen silmän sisäpinnalta. Silmän etupuolella suonikalvon jatkeena on värikalvo eli iiris, joka ympäröi silmän keskellä olevaa aukkoa, silmän mustuaista eli pupillia. Valo pääsee silmään mustuaisen kautta. Sen halkaisija voi vaihdella 1,5 – 8 mm:n välillä. Näin mustuainen

voi säädellä silmään tulevan valon määrää. Mustuaisaukkoa ympäröivä rengaslihas supistuu valon määrän lisääntyessä. Värikanalon säteittäiset lihakset puolestaan laajentavat mustuaista valon määrän vähentyessä. Mustuaisen koon säätely tapahtuu automaattisesti refleksien välityksellä. Heti värikanalon takana suonikalvossa on rengasmaisen paksunnos, sädekehä, jossa on samanlaisia ja samalla tavoin toimivia lihaksia kuin värikanalossa. Sädekehään kiinnittyy ohuilla ripustinsäikeillä kirkas mykiö eli linssi. Silmän sisin kerros on monimutkainen ja monikerroksinen verkkokalvo, jolle mykiö luo ylösalaisen pienoiskuvan. [3, 5, 9]

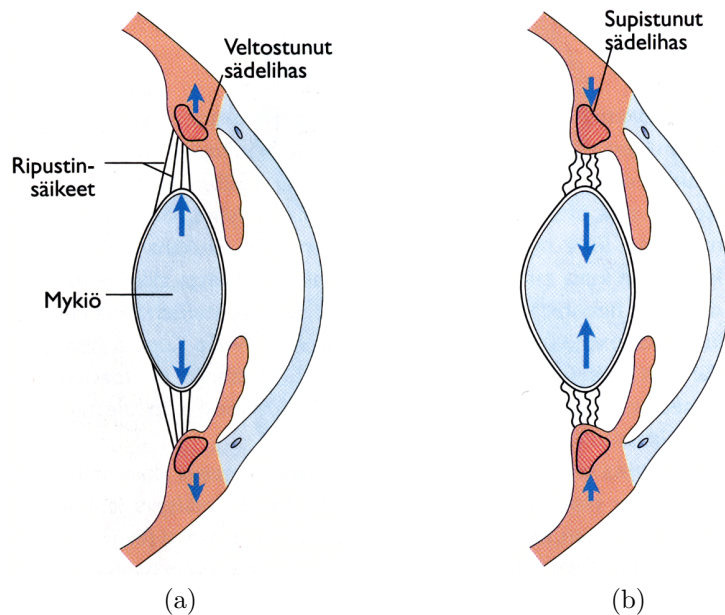


Kuva 1: Silmän poikkileikkaus. [5]

Mykiö jakaa silmänmunan kammionesteen täyttämään pieneen etukammioon ja suurempaan, hyytelömäiseen lasiaiseen. Etukammiota rajaavat sarveiskalvon takapinta sekä mykiön ja iiriksen etupinnat. Takakammio puolestaan rajoittuu iiriksen takapintaan ja lasiaiseen. Koska mykiöllä ja sarveiskalvolla ei ole omaa verenkiertoa, tarvitaan kammionestettä kuljettamaan ravintoaineita mykiön ja sarveiskalvon soluihin ja kuona-ainetta niistä pois. Kammioneste erittyy silmän sisään sädekehän pinnalta. Neste virtaa hitaasti mustuaisen kautta etukammioon, mistä se imeytyy uudelleen vereen. Nesteen muodostumisen ja poistumisen välillä vallitseva tasapaino ylläpitää silmänmunassa jatkuvasti vähäistä ylipainetta, jotta silmän muoto säilyisi pyöreänä. [3, 5, 9]

Silmän liikkeistä vastaavat kummankin silmän kuusi silmänliikuttajalihasta. Lihaksiin kuuluvat ulkosuora, yläsuora, ylävino, sisäsuora, alavino ja alasuora silmälihas. Niiden toinen pää on kiinnittynyt silmän kovakalvon etuosaan ja toinen pää joko silmäkuopan luiseen seinämään tai silmäkuopan takanurkassa näköhermonpäähän ympärillä olevaan rustorenkaaseen. [3]

Silmän linssijärjestelmä Silmän valoa taittava linssijärjestelmä muodostuu sarveiskalvosta ja mykiöstä. Voimakkaimmin valo taittuu sarveiskalvon ja ilman rajapinnassa, joka tuottaa kaksi kolmasosaa silmän 60 dioptrin kokonaistaittovoimakkuudesta. Sarveiskalvon kaarevuus pysyy silmässä aina vakiona, mutta mykiön muoto voi muuttua. Mykiön elastisuuden ansiosta sen taittovoimakkuus vaihtelee, ja näin verkkokalvolle voi muodostua terävä kuva eri etäisyyksillä olevista kohteista. Kohdistettaessa katse etäällä oleviin kohteisiin (käytännössä yli 6 m päähän) sädelihas veltostuu ja mykiön reunaan kiinnittyneet ripustinsäikeet kiristyvät, ks. kuva 2. Seurauksena on mykiön litistyminen sekä taittovoimakkuuden pieneneminen. Lähelle katsottaessa sädelihas supistuu, ripustinsäikeet löystyvät ja kimmoisa mykiö pyöristyy. Kun mykiö pyöristyy, sen säde pienenee, mikä kasvattaa taittovoimakkuutta. [3, 5, 9]



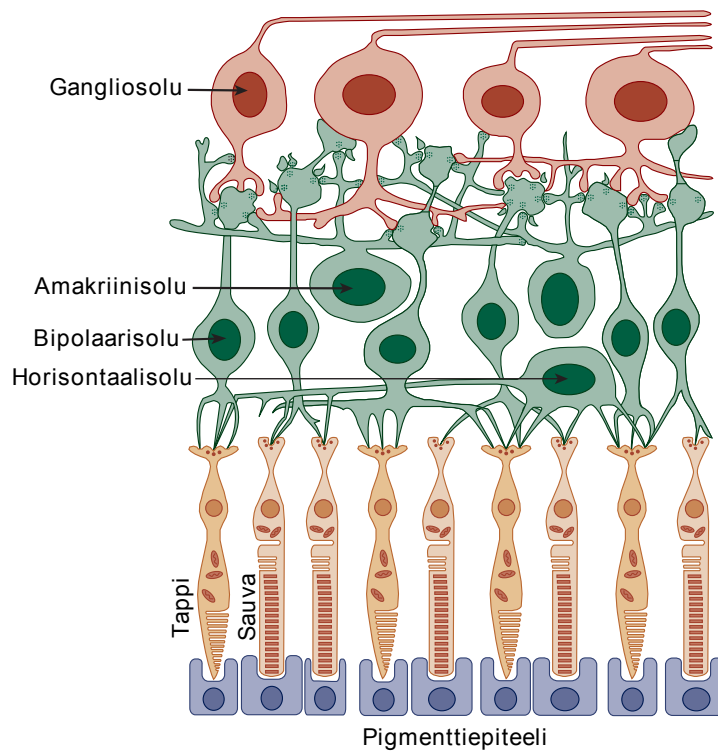
Kuva 2: (a) Mykiö kaukaisia kohteita katsottaessa. (b) Mykiö lähellä olevia kohteita katsottaessa. [3]

2.1.2 Näköaistimuksen muodostuminen

Silmän valoon reagoiva osa on verkkokalvo, joka on kehittynyt keskushermostosta ja muistuttaa sitä rakenteeltaan. Suuri osa verkkokalvon reseptorien vastaanottamasta informaatiosta muokkautuu verkkokalvossa tavalla, joka on yleensä ominainen aivoille. Verkkokalvon gangliosolut esimerkiksi rajaavat aivoihin välitettävää informaatiota. [3, 5]

Mykiön ja lasiaisen läpi verkkokalvolle saapunut fotoni kulkee ensin verkkokalvon ulompien kerroksien läpi ja absorboituu sitten näköreseptoreihin eli tappi- ja sauvasoluihin tai pigmenttiepiteelin tummaan, heijastumista estävään pintaan, ks. kuva 3. Ulommissa kerroksissa absorboitumista ei juuri tapahdu, koska ne ovat läpinäkyviä. [3, 5]

Tapit vastaavat värinäöstä ja tarkkojen yksityiskohtien erottamisesta näkökentän keskellä. Toimiakseen tapit vaativat riittävän voimakkaan valon. Tappeja on kummassakin silmässä n. 6 miljoonaa. Sauvat ovat herkkiä valolle, mutta eivät osallistu



Kuva 3: Verkkokalvon kerrosrakenne. Kuvassa valon suunta on ylhäältä alas. Kuva muokattu lähteestä [5].

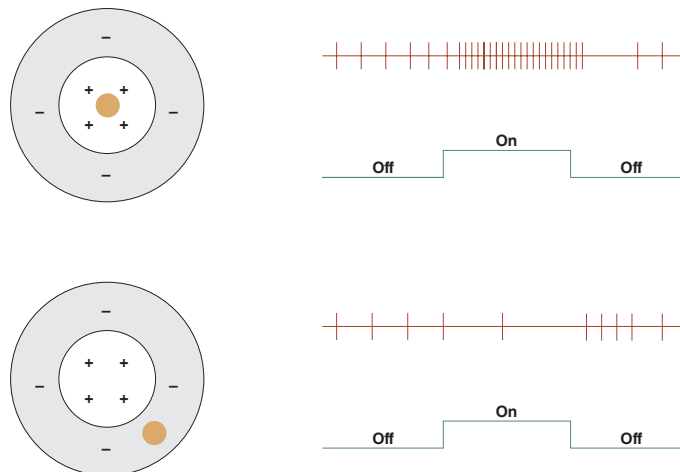
värien näkemiseen. Sauvoja on kummassakin silmässä yli 100 miljoonaa. Sauvojen ja tappien työnjako näkyy solujen sijoittumisessa verkkokalvolle. Ihmisen verkkokalvon keskiosassa, eli ns. keltaisessa täplässä on vain tappisoluja. Tämä tarkan näkemisen alue on halkaisijaltaan n. 0,2 mm ja se vastaa näkökentässä noin yhden asteen kulmaa. Siirryttäessä verkkokalvon keskeltä etämmälle tappitiheys pienenee ja vastaavasti sauvojen osuus reseptoreista kasvaa. [3, 5]

Näköreseptoreissa valoinformaatio muuntuu sähköiseksi signaaliksi. Reseptorimolekyylisiin osuva valo pilkkoo reseptorimolekyylien näköpigmentin, ja se muodostuu uudelleen useiden entsyymireaktioiden välityksellä. Sauvoissa olevaa näköpigmenttiä kutsutaan rodopsiiniksi. Tapeilla on kolme erilaista näköpigmenttiä, kullakin tappityypillä omansa. Kukin pigmenttityyppi on erikoistunut eri värien havainnoimiseen. Näköpigmentin määrä riippuu hajoamisen ja uudelleen muodostumisen välisestä tasapainosta. [3, 5]

Reseptorisoluista signaali välittyy synapsien kautta bipolaarisoluihin. Niiden väliset kytkennät voivat olla joko estäviä (inhiboivia) tai stimuloivia (eksitoivia). Bipolaarisolut ovat kytkeytyneet vuorostaan gangliosoluihin, jotka johtavat signaalin silmän sokeaan täplään. Siitä aksonit jatkuvat näköhermona ja välittävät informaation edelleen korkeamman tason hermosoluille aivojen näkökuorialueelle. [3, 5]

Verkkokalvon amakriini- ja horisontaalisolut luovat poikittaisyhteyksiä, jotka kasvattavat yhteen gangliosoluun kytkeytyneiden reseptorisolujen määrää. Tarkan näkemisen alueella kukin tappi on kytkeytynyt vain yhteen gangliosoluun, mutta siirryttäessä verkkokalvon reunaosia kohti gangliosolut alkavat kerätä informaatiota useammalta reseptorilta ja suuremmalta alueelta. Tämän takia verkkokalvon reunoilla on heikko näöntarkkuus, mutta samanaikaisesti erinomainen pienten valaistusmuutosten havainnointikyky. [3, 5]

Kontrastien havaitseminen Gangliosolut eivät lähetä tietoa verkkokalvolle heijastuneen valon voimakkuuksista, vaan ne ovat erikoistuneet kuvan kontrasteihin. Gangliosolut tuottavat spontaanisti impulsseja myös pimeässä. Kuhunkin gangliosoluun yhteydessä olevat aistinsolut sijaitsevat verkkokalvossa tarkoin rajatulla, ympyränmuotoisella alueella, eli reseptiivisellä kentällä. Reseptiivinen kenttä on jakautunut keskustaan ja sitä ympäröivään reunaosaan, ja näiden alueiden reaktiot valoärsykkeisiin ovat päinvastaiset. Kuvan 4 mukaisilla gangliosoluilla keskustaan osunut valopiste aiheuttaa impulssitiheyden kasvun ja vastaavasti reuna-alueelle osunut valopiste aiheuttaa solussa impulssitiheyden laskun. Tämän tyyppin gangliosoluja sanotaan ON-keskustaisiksi ja OFF-reuna-alueisiksi. On olemassa myös päinvastaisesti toimivia gangliosoluja, joilla keskustaan osuva valopiste aiheuttaa impulssitiheyden laskun ja reuna-alueelle osuva valopiste impulssitiheyden nousun. Tällöin gangliosolu on OFF-keskustainen ja ON-reuna-alueinen. Jos gangliosolun reseptiiviseen kenttään osuvaa valopistettä suurennetaan koko kentän kokoiseksi, seuraa gangliosolun samanaikainen estyminen ja stimuloituminen (lateraalinen inhibitio), mikä johtaa lähes huomaamattomaan impulssitiheyden muutokseen. Gangliosolut lähettävät siis selkeän signaalin vain, jos valo stimuloi reseptiivisen kentän keskiosaa ja reunaosia eri tavalla. [3, 5]



Kuva 4: Gangliosolun reseptiivisen kentän ON-tyyppiselle keskiosalle osunut valopiste aiheuttaa impulssitiheyden kasvun. Reuna-alueelle osuessaan sama valopiste aiheuttaa impulssitiheyden laskun. [5]

Isoaivojen näkökuorialueen hermosolut käsittelevät tietoa verkkokalvon valoärsytyksestä monimutkaisemmin kuin gangliosolut. Yhteistä kaikille näköaistimusta prosessoiville soluille on kuitenkin se, että ne reagoivat erityyppisiin kontrasteihin, mutta eivät reagoi merkittävästi verkkokalvolle osuvaan tasaiseen valoon. Tämän takia ihminen ei pysty määrittelemään valon todellista voimakkuutta. Jos esimerkiksi ihminen lukee kirjaa kirkkaana kesäpäivänä ulkona, aivot havaitsevat mustista kirjaimista ja valkoisesta kirjan sivusta heijastuvan valon eron. Kun samaa kirjaa lukee illalla sisällä hämärässä, valkoinen vaikuttaa yhtä valkoiselta ja musta yhtä mustalta kuin ulkona. Kuitenkin mustista kirjaimista heijastuu ulkona auringonvalossa enemmän valoa kuin valkoisesta kirjan sivusta sisällä hämärässä. [3]

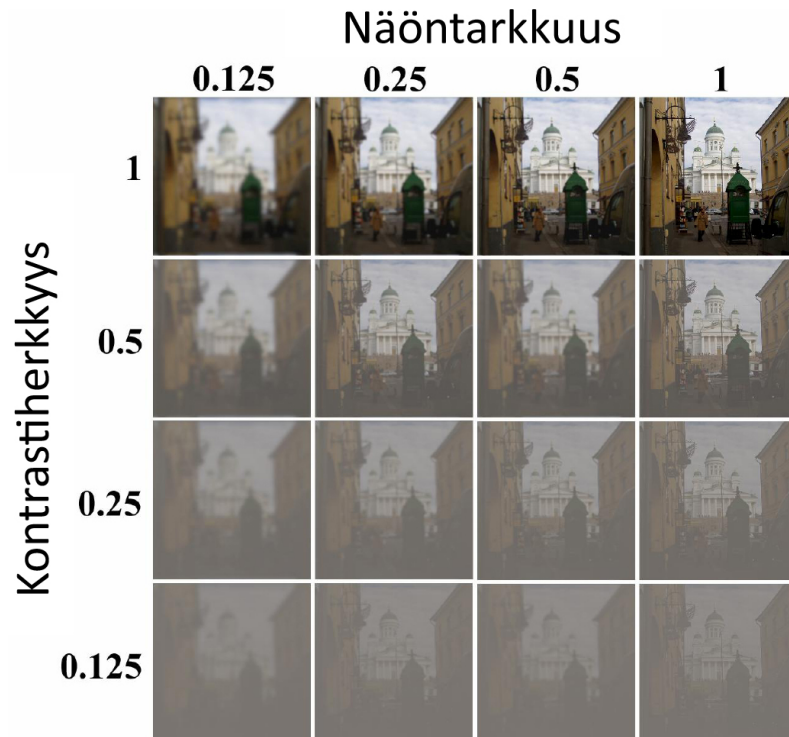
Yksittäiset isoaivojen näkökuorialueen hermosolut antavat vasteen vain tiettyihin kontrasteihin. Osa soluista on herkkiä tietynsuuntaisille, verkkokalvolle heijastuville viivoille, kun toiset solut reagoivat kulmiin tai monimutkaisempiin muotoihin.

Jotkut solut ovat herkkiä ainoastaan tiettyyn suuntaan liikkuville valoärsykkeille. Kuva ei siis välity verkkokalvosta aivoihin televisiokuvan tavoin piste pisteeltä valonvoimakkuuksien perusteella, vaan verkkokalvot ja aivot käsittelevät informaatiota analyttisesti. Näkökentästä välittyvät vain tärkeät yksityiskohdat, kuten kontrastit, ääriviivat, suorat viivat, kulmat ja liikkeet. Näin aivot saavat runsaasti tietoa kuvan yksittäisistä ominaisuuksista, ja muodostuu subjektiivinen näköaistimus. [3]

2.1.3 Näkemisen osa-alueet

Ihmisen näkeminen voidaan jakaa useisiin osa-alueisiin, joita ovat esimerkiksi näöntarkkuus, kontrastiherkkyys, värinäkö, temporaalinäkö, liikenäkö ja syvyysnäkö [5]. Radiologiset kuvat ovat pääasiallisesti staattisia harmaasävykuvia, joten niiden havainnoimiseen vaikuttavat näkemisen osa-alueista eniten näöntarkkuus ja kontrastiherkkyys [8].

Näöntarkkuus ja kontrastiherkkyys ovat näkemisen eri puolia eikä niiden suorituskykyjen välillä ole selvää korrelaatiota [7]. Ihmisellä, jonka kontrastiherkkyys on normaali, mutta näöntarkkuus alentunut, on ongelmia esim. lukemisen, autolla ajamisen ja avaimen lukkoon laittamisen kanssa. Tällöinkin ihminen voi suoriutua arkisista askareista kuten liikkumisesta aivan normaalisti. Useimmiten ympäristössämme toimimiseen riittää, että tunnistamme esimerkiksi tien toisella puolella olevan puun, auton ja talon niiden hahmoista ja ääriviivoista. Näöntarkkuus ja kontrastiherkkyys vaikuttavat siis erikseen kykyymme toimia arjessa, ks. kuva 5. [5]



Kuva 5: Alentuneen kontrastiherkkyuden ja näöntarkkuuden vaikutus havaittavaan visuaaliseen informaatioon [7].

Näöntarkkuus Näöntarkkuudella tarkoitetaan kykyä tunnistaa korkeakontrastisia yksityiskohtia ja sitä mitataan tyypillisesti testeillä, joissa katsojan tulee erottaa

taululta kuvioita tai juovastoja [5]. Normaaali ihmisen näöntarkkuus on 1,0 tai parempi. Tällöin henkilö kykenee erottamaan toisistaan kaksi pistettä, jotka ovat $(1/60)^\circ$ (yhden kaariminuutin) näkökulman päässä toisistaan. Esimerkiksi usein käytettävällä Snellenin E-testillä mitattuna tämä tarkoittaa n. 5,8 mm korkean E-kirjaimen erottamista 4 metrin päästä. Juovastotestillä normaali näkö vastaa 30:tä sykliä per aste. [5, 9] Näöntarkkuutta, joka on 0,8 tai vähemmän, sanotaan alentuneeksi. Ajokortin saamiseksi näöntarkkuuden tulee olla vähintään 0,5. Näkövammaisuuden rajana on näön tarkkuus 0,3 ja sokeuden katsotaan alkavan näöntarkkuuden arvosta 0,05. [10]

Näöntarkkuuden testaamisessa käytettäviä kuvioita kutsutaan näkökuvioiksi eli optotyypeiksi. Usein käytettäviä optotyyppejä ovat numerot, kirjaimet ja esineiden kuvat. Optotyyppien lisäksi näön tarkkuuden mittaamiseen voidaan käyttää juovastoja, kuten jaksollisia sinikuvioita. Mittaamisessa käytettävä taulu on usein valkoinen ja niiden päällä esitetyt kohteet ovat mustia ja hyvin suurikontrastisia. Tauluisissa kohteiden koko pienenee alaspäin mentäessä. Suomessa näöntarkkuuden mittana käytetään yleensä rivitestitaululla neljän metrin etäisyydeltä mitattua kaukonäön tarkkuutta. Testitauluja on monenlaisia eivätkä niistä saatavat tulokset välttämättä ole keskenään vertailukelpoisia. Esimerkiksi juovastotestillä mitattu näöntarkkuus on tavallisesti parempi kuin kuviotesteillä. Näkövammaisilla ero näiden kahden välillä voi olla jopa 20-kertainen. [5, 9]

Kontrastiherkkyys Ihmisen on helpompi erottaa kohteet toisistaan tai taustasta, jos ero luminanssissa tai värissä on suuri. Näistä kahdesta tekijästä luminanssin vaikutus on merkittävämpi. Käytännössä on havaittu, että luminanssien suhteellinen ero on merkittävämpi kuin luminanssien absoluuttinen ero. Tätä suhteellista eroa nimitetään Michelsonin kontrastiksi tai yksinkertaisesti kontrastiksi C , ja se muodostetaan jakamalla luminanssien erotus niiden summalla. [11] Luminanssien L_{max} ja L_{min} välinen kontrasti on täten

$$C = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}}. \quad (1)$$

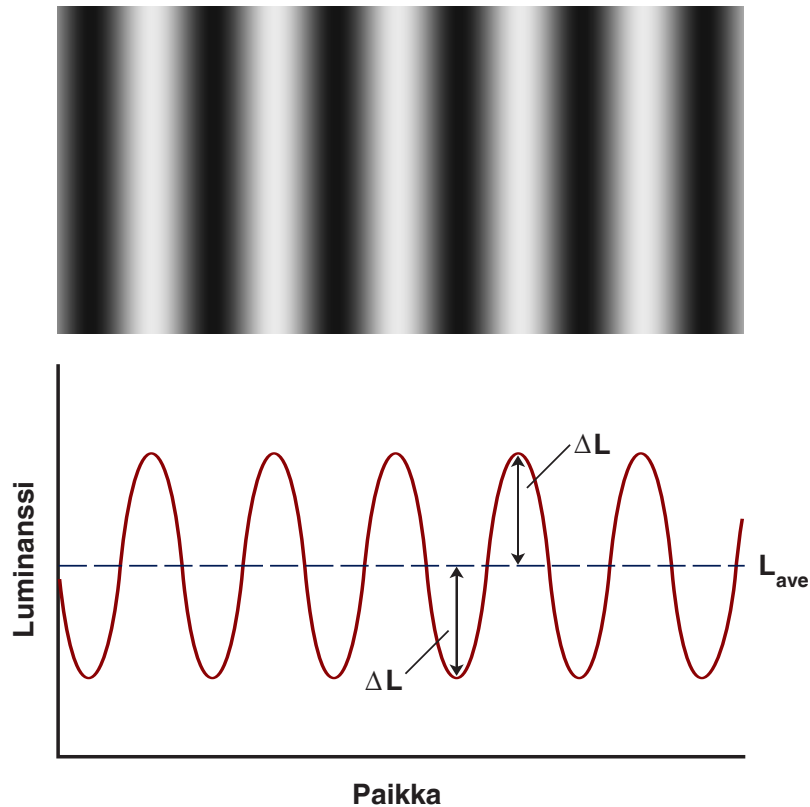
Jaksollisilla kohteilla maksimi- ja minimiluminanssit voidaan ilmoittaa kohteen keskimääräisen luminanssin L_{ave} ja huippujen ja keskimääräisen luminanssin eron ΔL :n avulla, ks. kuva 6. Maksimi- ja minimiluminansseiksi saadaan

$$\begin{aligned} L_{max} &= L_{ave} + \Delta L \\ L_{min} &= L_{ave} - \Delta L, \end{aligned} \quad (2)$$

Sijoittamalla jaksollisten kohteiden maksimi- ja minimiluminanssien kaavat kontrastin kaavaan 1, saadaan

$$\frac{(L_{ave} + \Delta L) - (L_{ave} - \Delta L)}{(L_{ave} + \Delta L) + (L_{ave} - \Delta L)} = \frac{\Delta L}{L_{ave}}. \quad (3)$$

Kontrasti vaihtelee 0 %:n ja 100 %:n välillä. Se ei voi olla suurempi kuin 100 %, koska on fysikaalisesti mahdotonta, että ΔL olisi suurempi kuin L_{ave} . Kun $\Delta L = L_{ave}$, kohteen profiilin minimiluminanssi on nolla. [5]



Kuva 6: Sinimuotoinen kontrastikohde (ylhäällä) ja sen luminanssin profiili (alhaalla). Profilissa katkoviiva merkitsee kohteen keskimääräistä luminanssia L_{ave} , ja ΔL osoittaa eron huippujen ja keskimääräisen luminanssin välillä. [5]

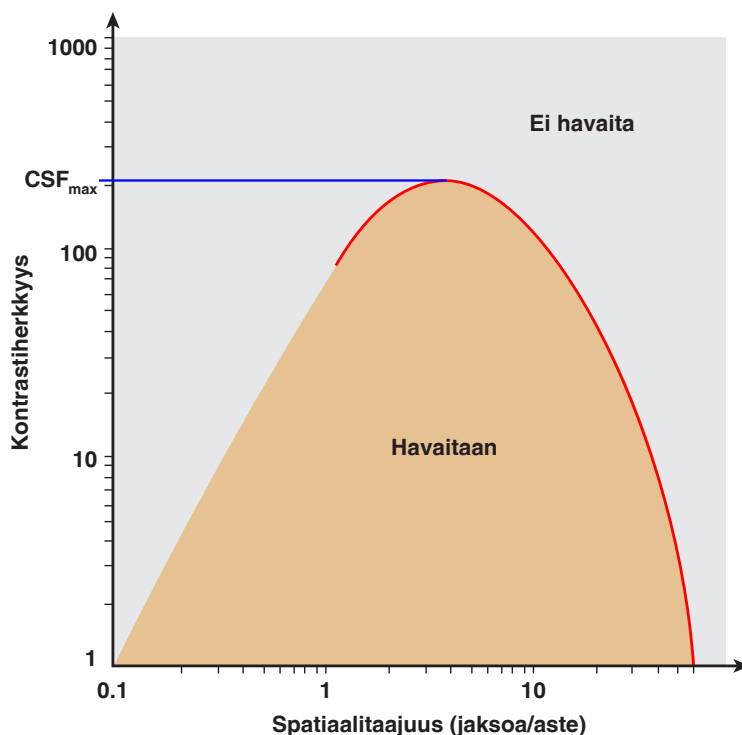
Mitä matalakontrastisemman kohteen silmä pystyy havaitsemaan, sitä herkempi silmä on. Kontrastiherkkydeksi (Contrast Sensitivity, CS) kutsutaan pienimmän havaitsemiseen tarvittavan kontrastin käänteisarvoa. Koska ihmisen näköaistin herkkyys kontrastille riippuu kohteen koosta, kontrastiherkkyys ilmaistaan usein paikka- eli spatiaalitaajuuden funktiona. Tällöin saadaan näköjärjestelmän kontrastiherkkyysfunktio (Contrast Sensitivity Function, CSF). Kontrastiherkkyuden mittauksissa käytetään kohteena usein jaksollista sinikuviota, kuva 6.

Sinimuotoisessa kohteessa spatiaalinen taajuus on maksimiluminanssien välisen etäisyyden (aallonpituus) käänteisarvo. Taajuus ilmaistaan tyypillisesti sykleinä (sinaaltojen lukumäärä) per näkökulman aste. Kontrastiherkkyuden kuvaajan viiva (kuva 7) erottaa siis kohteet, jotka voimme havaita ja kohteet, joita emme havaitse. [11]

Kontrastiherkkyyttä voidaan tutkia myös ajallisen taajuuden funktiona, mutta koska suurin osa lääketieteellisistä kuvista on staattisia, keskitytään tässä työssä kontrastiherkkyuden spatiaalitaajuuden ilmiöihin [11].

Tyypillinen aikuisen CSF (kuva 7) on kaistanpäästösuotimen kaltainen. Se saavuttaa huippunsa noin kohdassa neljä sykliä per aste ja vaimenee piikin kummallakin puolella (kuva 8). Tämä tarkoittaa, että ihmisen näköjärjestelmä havaitsee kaikkein pienimmät kontrastierot taajuudella neljä sykliä per aste. [11]

Ihmisen kontrastiherkkyys on rajoittunut korkeilla taajuuksilla. Nostettaessa kohteen spatiaalitaajuutta tulee vaihe, jossa kohdetta ei voi enää erottaa, vaikka sen kontrasti olisi 100 %. Terveillä ihmisillä korkeilla taajuuksilla näkemistä rajoittavat silmän optiset virheet ja verkkokalvon valoreseptoreiden pakkaustiheys. Nuorilla,

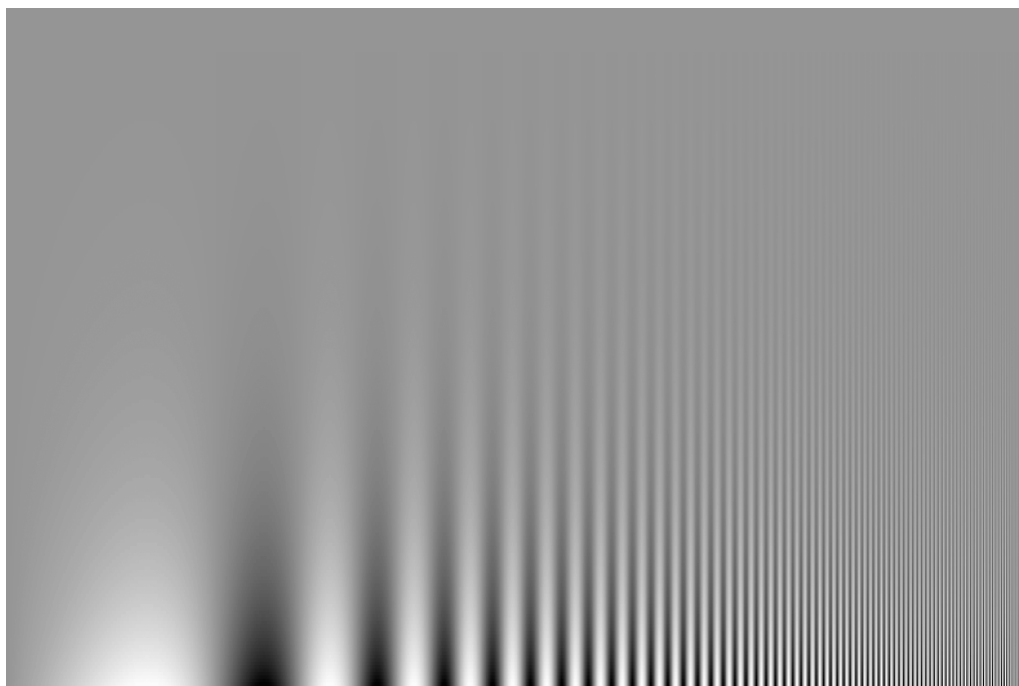


Kuva 7: Tyypillinen aikuisen ihmisen kontrastiherkkyysfunktio. Sininen viiva osoittaa suurimman kontrastiherkkyuden. [5]

terveillä aikuisilla leikkaustaajuus on n. 60 sykliä per aste, mikä vastaa näöntarkkuutta 2,0. Matalilla taajuuksilla kontrastiherkkyyttä rajoittaa gangliosolujen lateraalinen inhibitio. Luminanssin muutokset on niin pieniä, että gangliosolun reseptiivisen kentän keski- ja reunaosalle saapuu yhtä paljon valoa, minkä seurauksena gangliosolu ei anna selkeää signaalia. [3, 5]

Kontrastiherkkyyttä voidaan arvioida useilla tavoilla. Kattavissa arvioinneissa määritetään havainnoijan kontrastiherkkyysfunktio (CSF) käyttäen jaksollisia kohteita, kuten sini- ja kanttiaaltoja. Kohteiden näyttämiseen käytetään monitoreja ja erityisiä ohjelmia, joilla saadaan tuotettua halutun kaltaisia testikuvioita. Havaitsemiskynnyksen määrittämisessä voidaan käyttää esimerkiksi kahden vaihtoehdon pakkovalintaa (2-Alternative Forced Choice, 2-AFC). Tällöin havainnoijan on aina valittava kahdesta vaihtoehdosta se, jossa hän uskoo kohteen olevan. Tämänkaltaisessa mittauksessa ei ole mahdollista vastata “en tiedä”. Tekemällä riittävä määrä toistoja ja vaihtelemalla samalla kohteen kontrastia saadaan tietää havainnoijan kontrastikynnys kullakin spaatialitaajuudella. [5, 9]

Kliinisessä käytössä riittävä tieto kontrastiherkkyydestä saadaan usein ilman CSF:n mittaamista. Tällöin käytetään esimerkiksi matalakontrastisia (1,25 – 2,5 %) näöntarkkuustestejä. Näissä testitauluissa kuvioiden kontrasti on vakio, mutta koko (spatialitaajuus) muuttuu. Tällöin liikutaan kontrastiherkkyuden kuvaajassa (kuva 7) vaaka-akselin suuntaisesti, kunnes kohteen koko on niin pieni, ettei sitä havaita. Testaus voidaan toteuttaa myös kohteiden kontrastia muuttaen, jolloin kohteiden koko on vakio ja kontrastiherkkyuden kuvaajalla liikutaan pystysuunnassa. Näillä menetelmillä määritetään muutama piste CSF:n laskevalta osalta. Vertaamalla tuloksia aikaisempiin testauksiin saadaan selville, onko kontrastiherkkyudessa tapahtunut muutoksia. [5, 9]



Kuva 8: Ihmisen kontrastiherkkyysfunktion muodon demonstraatio. Kuvassa kontrasti kasvaa ylhäältä alaspäin ja spatiaalinen taajuus vasemmalta oikealle. Viivasto havaitaan korkeampana kuvan keskialueella kuin reunoilla. Kohta, jossa viivasto havaitaan korkeimpana, riippuu katseluetäisyydestä. [12]

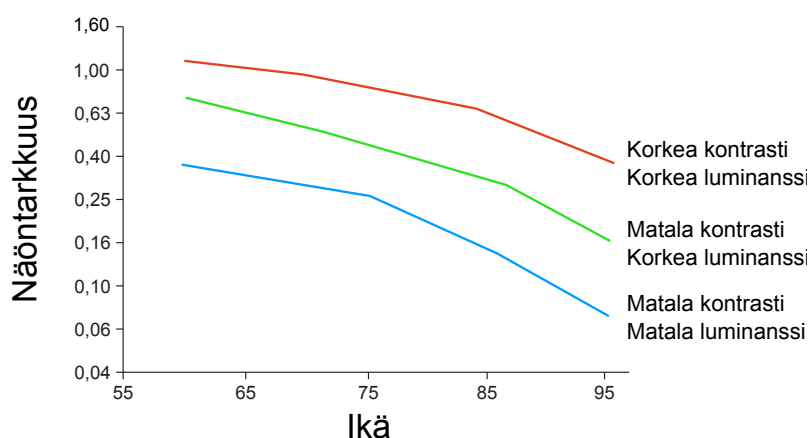
2.1.4 Ikääntymisen vaikutus näkökykyyn

Ihmisen silmien ja näköjärjestelmän osien vanheneminen alkaa jo lapsuusiässä. Suurin muutos näköjärjestelmässämme tapahtuu mykiössä eli silmän linssissä. Se paksuntuu sekä kovettuu iän myötä ja menettää näin mukautumiskykyään. Mykiön paksuntuessa sen valontaitto-ominaisuudet heikkenevät ja usein mykiö vanhetessaan muuttuu kellertäväksi. Mykiön muutokset ovat nopeimpia alle 20-vuotiailla, mutta niitä ei huomata, koska ne eivät vaikuta lähityöskentelyyn. Vanhenemisen aiheuttamat muutokset tiedostetaan vasta, kun silmän mukautumiskyky on heikentynyt niin paljon, että lähityöskentely muuttuu hankalaksi. Hyvin usein mykiöön kehittyy iän myötä myös samentumia. Niitä on lähes kaikilla yli 65-vuotiailla. Pienet samentumat sijaitsevat tyypillisesti mustuaisreunan takana, jolloin ne häiritsevät näkemistä vain, kun mustuainen on suuri. Samentumat voivat kuitenkin laajeta niin tiiviiksi, ettei niiden läpi näe. Tällöin on kyseessä harmaakaihi. Mykiösamentumia esiintyy myös nuorilla ihmisillä. Tällöin syynä ovat aineenvaihduntasairaudet, joista yleisin on diabetes. [9]

Ikääntyminen aiheuttaa muutoksia myös verkkokalvolla. Muutokset johtuvat pääasiassa hiussuonistojen hitaasta sulkeutumisesta ja näkötietoja välittävien solujen vähenemisestä. Keski-ikäen ylittäneillä tarkan näön alueen rakenne muuttuu ja näöntarkkuus heikkenee. Tavallisesti vaikutukset ovat kuitenkin vähäisiä ja niiden seurauksia voidaan kompensoida lisäämällä lukulasien vahvuutta. Mykiön ja verkkokalvon muutokset lisäävät valon tarvetta. [9]

Mykiön ja verkkokalvon muutosten myötä silmän optiset virheet ja sisäinen sironta kasvavat. Silmän sisäinen valon sironta tuottaa verkkokalvolle yhtenäisen valoharson, minkä seurauksena kontrastiherkkyys laskee. Kontrastiherkkyyttä heikentävät

myös mustuaisen koon pieneneminen ja sen vähentynyt herkkyys reagoida muutoksiin. Pienentynyt pupilli päästää verkkokalvolle vähemmän valoa. Kontrastiherkkyiden lasku alkaa nopeutua noin 65-vuotiaana, minkä jälkeen muutoksia havaitaan varsinkin korkeilla ja keskitäajuuksilla. [5, 13]



Kuva 9: Iän vaikutus näöntarkkuuteen [5].

Osa tekijöistä, jotka vaikuttavat kontrastiherkkyteen, vähentää myös näön tarkkuutta. Korkeakontrastisilla kohteilla ja hyvässä valossa näöntarkkuus säilyy yleensä hyvänä aina 65 – 70 vuoteen asti, mutta heikommassa valaistuksessa tai matalakontrastisilla kohteilla havaitaan merkittävää näöntarkkuuden heikkenemistä jo aiemmin, kuva 9. Ikääntyneillä ihmisillä näköjärjestelmä myös toipuu häikäisevästä valosta hitaammin. [5]

2.2 Ympäristön vaikutus havainnointikykyyn

Havaitsemistilanteessa on aina läsnä myös katselu ympäristö. Ympäristön valaistus ja näkökentässä olevat kohteet vaikuttavat silmän adaptaatioon, ja kirkkaat kohteet voivat jopa aiheuttaa häikäisyä. [5]

Näyttöpäätetyöskentelyssä ympäristön valo heikentää havaitsemista, jos sen kirkkaus poikkeaa merkittävästi tutkittavan kohteen kirkkaudesta. Haitta ilmenee esimerkiksi kontrastiherkkyiden laskemisena. [14] Kontrasti tutkittavan kohteen ja katselu ympäristön välillä ei kuitenkaan saa olla liian suuri, sillä se rasittaa silmiä. [15] Käytännössä katselu ympäristön valaistus voi klinikoilla olla liian kirkas ja radiologeilla liian himmeä. Optimaalisissa katseluolosuhteissa ympäristön valo on epäsuoraa, jolloin ei synny häikäisyä.

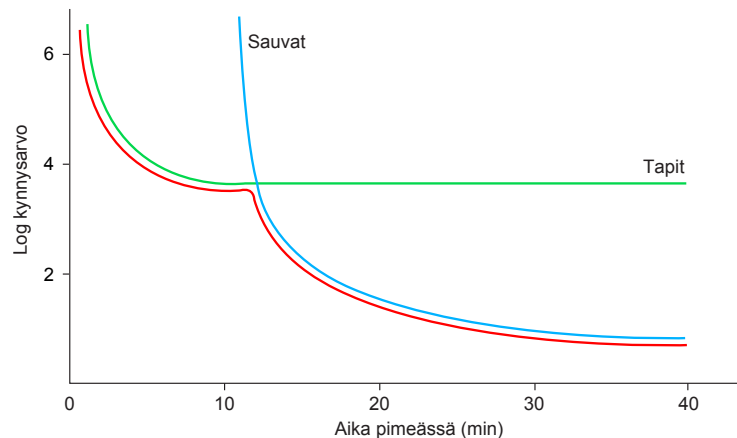
Myös katselutilan seinien heijastavuudella on merkitystä. Ideaalitalanteessa seinien luminanssi on sama kuin näytön keskimääräinen luminanssi. Kontrastiherkkyys on parhaimmillaan, kun kohteen kirkkaus on hieman taustaa suurempi. [15] Kaikki poikkeamat ideaalisista luminanssiolosuhteista saavat silmien herkkyiden heikentymään, mutta vaikutuksen suuruutta havainnointiin ei tiedetä. Vaikutus on kuitenkin merkittävä silloin, kun ympäristön seinien luminanssi on suuri ja tutkitaan tummia kohteita, kuten radiologisissa kuvissa usein tehdään. Tällöin kontrastikynnys nousee huomattavasti. [16]

2.2.1 Hämärä- ja valoadaptaatio

Absoluuttisilla luminanssimittauksilla ei saada selville, kuinka kirkaalta valo näyttää katsojasta. Silmä adaptoituu eli mukautuu vallitsevaan valaistustasoon pupillin koon muuttumisella ja reseptorien väriaineiden valokemiallisilla muutoksilla. Ihminen pystyy näkemään $10^{-2} - 10^5$ luxin valaistuksessa. [5]

Kirkaasta valosta hämäärään siirtynyt henkilö ei näe aluksi juuri mitään. Hämäräadaptaation eli hämäärään mukautumisen ansiosta näkökyky kuitenkin pian paranee. Nopeinta hämääräadaptaatio on ensimmäisten 5 – 10 minuutin aikana, ja lähes täydellinen adaptaatio saavutetaan n. 35 min kuluttua. Hämäräadaptaatio perustuu kolmeen ilmiöön: (1) verkkokalvolle pääsevän valon määrän kasvattamiseen, (2) verkkokalvon herkkyyden kasvattamiseen ja (3) valoa keräävien alueiden koon kasvattamiseen. Näiden ansiosta silmän valoherkkyys voi kasvaa jopa miljoonakertaiseksi. [3, 5]

Verkkokalvolle pääsevän valon määrän kasvattamisesta vastaa värikalvo eli iiris. Se toimii silmässä kameran objektiivin himmentimen tavoin, jossa säädettävänä aukkona on mustuainen. Hämärässä valaistuksessa mustuainen suurenee, ja verkkokalvolle pääsevän valon määrä kasvaa jopa 15 – 30 kertaiseksi. Verkkokalvon herkkyyden kasvu kasvaa aistinsolujen pilkkoutumattoman näköpigmentin lisääntymisen myötä. Mitä enemmän reseptorissa on näköpigmenttiä, sitä todennäköisempää on, että fotoni osuu pigmenttimolekyylisiin ja saa aikaan valokemiallisen reaktion. Tappien näköpigmentti uusiutuu hämärässä lähes täydellisesti 5 – 10 minuutissa, sauvojen rodopsiini hitaammin. Valoa keräävien alueiden koon kasvaminen johtuu neuroniyhteyksissä tapahtuvista uudelleenjärjestymistä. Jotkut gangliosolut keräävät verkkokalvon poikittaisyhteyksien avulla impulssit yhä suuremmasta sauvajoukosta. Seurauksena on verkkokalvon valoherkkyyden kasvu ja heikentynyt yksityiskohtien erotuskyky. [3, 5]



Kuva 10: Tappien, sauvojen sekä niiden yhteisvaikutuksen tyypilliset hämääräadaptaatiokäyrät. Kuvaaja esittää alimman havainnoimiskynnyksen kullakin hetkellä. [5]

Silmien valoadaptaatio on huomattavasti hämääräadaptaatiota nopeampaa. Ihminen näkee hämärästä kirkaaseen siirtymisen jälkeen hyvin jo muutamassa kymmenessä sekunnissa. Valoadaptaatioissa mustuaiset supistuvat ja verkkokalvon valoherkkyys laskee. Voimakkaassa valossa aistinsolut sisältävät vain vähän pilkkoutumatonta näköpigmenttiä, jolloin verkkokalvon valoherkkyys on vähäinen. Aistinsolut siis sopeutuvat valon määrään. Aistinsolujen reaktio valoon ei kyllästy, vaan valoisuuserot voidaan havaita myös kirkaassa valossa. [3, 5]

2.2.2 Häikäisy

Arkikielessä häikäisyllä tarkoitetaan liiallisen valon näkökyvylle aiheuttamaa haittaa [17]. Häikäisevä valo voi olla joko suoraa tai epäsuoraa. Suoria valonlähteitä ovat esimerkiksi lamput ja aurinko, epäsuoria esimerkiksi vaaleat, peilimäiset pinnat, joista valo heijastuu.

Kansainvälisen valaistuskomission (Commission Internationale de L'Eclairage, CIE) sanakirjassa [18] sana häikäisy jaetaan kahteen eri tyyppiin: kiusahäikäisyyn (Discomfort Glare) ja estohäikäisyyn (Disability Glare). Estohäikäisy heikentää näkemistä, mutta ei välttämättä aiheuta epämiellyttävää tunnetta. Kiusahäikäisy taas aiheuttaa epämiellyttävän tunteen, mutta ei välttämättä heikennä näkemistä. [18, 17] Kiusahäikäisy on näistä vaikeammin mitattavissa, koska itse epämiellyttävän tunteen määrittäminen on vaikeaa. Kiusahäikäisy riippuu havainnoijan silmien adaptaatiotilasta sekä valonlähteiden koosta, lukumäärästä, luminanssista ja paikasta näkökentässä. Joissain tutkimuksissa onkin havaittu, että tutkittavan suhde häikäisyyn riippuu enemmän tutkittavan tunnetilasta kuin valonlähteestä itsestään. [19] Radiologisten kuvien tarkastelun kannalta merkittävämpää on estohäikäisy, koska se vaikuttaa havainnoimiseen.

Estohäikäisy johtuu silmän sisällä tapahtuvasta valon sironnasta. Kun valo saapuu silmään, se kulkee useiden silmän osien, kuten sarveiskalvon, mykiön ja lasiaisen läpi. Siroamista tapahtuu, koska valoa taittavat osat eivät ole optisesti täydellisiä. Sironnut valo synnyttää näkökenttään haitallisen valoharson. Tyypillisessä silmässä kolmannes siroamisesta syntyy sarveiskalvolla, kolmannes mykiössä ja kolmannes iiriksellä, kovakalvolla ja silmänpohjalla. Haitallisen valoharson voimakkuuteen vaikuttavat myös ikä, silmän pigmentaation määrä, patologiset muutokset ja mahdollisesti taittovirhekirurgia. Lasiaisen samentumat voivat lisätä haitallista valoharsoa ilman, että näöntarkkuus heikkenee. Myös silmänpohjan pigmentaatio vaikuttaa haitallisen valoharson määrään. [19]

Silmässä tapahtuvan estoheijastuksen voimakkuus riippuu silmän väliaineiden optisista häiriöistä. Hajavalon määrä silmässä kasvaa iän myötä myös terveessä silmässä. Sironneen valon määrä on kuitenkin huomattavasti suurempi, jos ihmisellä on kaihi. Myös piilolinssien käyttäminen voi aiheuttaa sarveiskalvon turvotusta, jolloin valo siroaa samaan tapaan kuin kaihissa. Estoheijastus vaikuttaa näkökykyyn erityisesti heikentämällä kontrastiherkkyyttä. Näöntarkkuuteen sillä ei ole juurikaan vaikutusta. [5, 20]

Haitallisen valoharson voi synnyttää myös valon siroaminen silmän ulkopuolisessa väliaineessa, kuten auton tuulilasissa tai silmälasien linsseissä [20]. Puhtaissa silmälasissa valon siroaminen on kertaluokkaa pienempää kuin silmissä, mutta sironta kasvaa samalle tasolle silmien kanssa, jos silmälasit liataan yhdellä tai kahdella sormenjäljellä. [21]

3 Nestekidenäyttöjen kuvanlaatu

Näyttölaitteen kuvanlaatu muodostuu näytön suorituskyvyn ja katseluolosuhteiden yhteisvaikutuksesta. Lääketieteellisten kuvien katsomiseen käytetään nykyään pääasiallisesti nestekidenäyttöjä (Liquid Crystal Display, LCD) [1]. Aikaisemmin vallitsevassa asemassa olleet putkinäytöt (Cathode Ray Tubes, CRT) ovat tulleet syrjäytetyksi LCD-näyttöjen parempien ominaisuuksien takia. Näitä ovat mm. pienempi syvyysuuntainen koko, suurempi maksimiluminanssi ja geometrinen virheettömyys. [22]

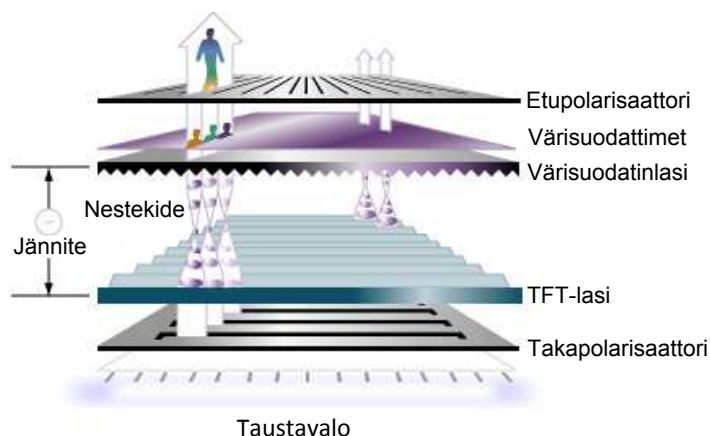
Lääketieteellisessä käytössä olevat näytöt jaetaan usein käyttötarkoituksen mukaan kahteen ryhmään. Näyttöjä, joita radiologi tai muu erikoislääkäri käyttää radiologisesta kuvasta annettavan lausunnon tekemiseen, kutsutaan primäärinäytöiksi tai diagnostisiksi näytöiksi. Näyttöjä, joilla katsotaan lääketieteellisiä kuvia, mutta joita käytetään muuhun kuin kuvasta annettavan lausunnon tekemiseen, kutsutaan sekundääri- tai kliinikkonäytöiksi. Tähän ryhmään kuuluvat tyypillisesti ne näytöt, joilla tarkastellaan potilaan kuvia yhdessä sairauskertomuksen kanssa, kuten myös kuvausjärjestelmien yhteydessä olevat monitorit, joilla varmistetaan kuvauksen onnistuminen ennen kuvan jatkokäsittelyä. [1, 2, 23]

Lääketieteellisessä käytössä olevien näyttöjen kuvalaadun ja suorituskyvyn arvioimiseksi on kehitetty useita standardeja, esim. SMPTE RP 133-1991, NEMA-DICOM Standard (PS 3), DIN V 6868-57, ISO 9241 ja 13406 sarjat, VESA Flat Panel Display Measurement (FPDM) -standardi, IEC 62563-1 ja AAPM TG18 -ryhmän raportti. Myös STUK on Terveystieteiden tutkimuskeskuksen laadunvalvontaoppaassa (2008) antanut kuvamonitoren laadunvalvontaan ohjeet, jotka noudattelevat AAPM:n TG18 -ryhmän ohjeita. [2, 23] Standardeista laajin on juuri AAPM TG18 -raportti (Report of the American Association of Physicists in Medicine, Task Group 18, Samei et al. [23]), jossa esitetään jokaiselle suorituskyvyn osa-alueelle visuaalinen, kvantitatiivinen sekä edistyksellinen mittausten menetelmä. Standardin laajuuden ja kattavuuden vuoksi sen visuaalisia arviointimenetelmiä hyödynnetään runsaasti tämän työn kuvanlaadun osa-alueiden esittelyssä sekä itse tutkimuksen toteuttamisessa.

3.1 Nestekidenäytön toiminta

Nestekidenäytön toiminta perustuu nimensä mukaisesti nestekiteisiin, joilla moduroidaan näytettävää valoa. Nestekide tarkoittaa tilaa, jossa aineella on sekä kiinteän aineen että nesteen ominaisuuksia. Tässä tilassa aine on koostumukseltaan juoksevaa, mutta jossain määrin järjestäytyneenä. Nestekiteet pystyvät myös liikkumaan rajoittuneesti. Nestekidemateriaali on anistrooppista, mikä tarkoittaa, että sen optiset, magneettiset ja sähköiset ominaisuudet ovat suunnasta riippuvaisia. Anistrooppisista ominaisuuksista seuraa, että nestekiteet ovat sähköisiä dipoleja. Ne reagoivat erittäin herkästi pieniinkin sähkökentän muutoksiin, mikä mahdollistaa kiteiden kääntelemisen sähkökentän avulla. [23, 24] Kun nestekiteeseen kohdistetaan sähkökenttä, alkaa dipoli kääntyä sähkökentän suuntaiseksi. Lopulliseen suuntaan vaikuttaa sähkökentän suunnan lisäksi sen jännitteen voimakkuus. Nestekidenäytössä nestekiteet ovat ohuena kerroksena kahden lasipinnan välissä. Lasipintojen sisäpuolella ovat urat, jotka ohjaavat nestekiteiden suuntaa silloin, kun niihin ei kohdisteta sähkökenttää eli kite on lepotilassa. [25]

Kiteen suunnan muuttuessa myös sen optiset ominaisuudet muuttuvat. Pikselin läpäisevä valo taittuu, hajoaa tai heijastuu riippuen nestekiteen orientaation suunnasta. Näin nestekiteellä voidaan esimerkiksi kääntää valon polarisaatiosuuntaa. [25]

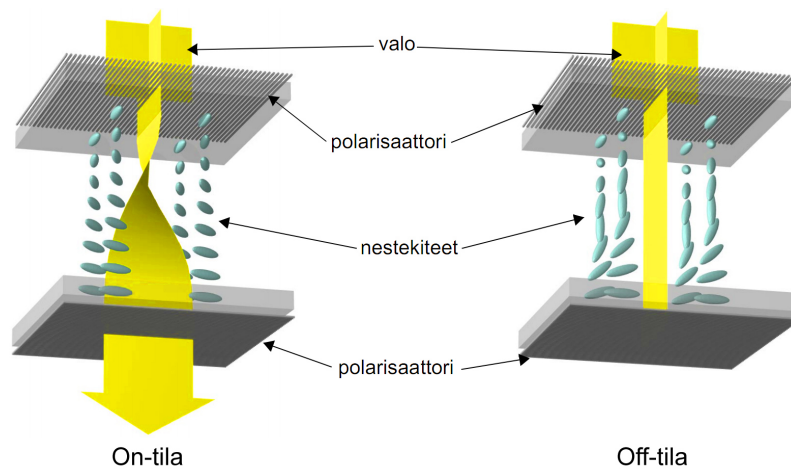


Kuva 11: LCD-näytön kerrosrakenne. [26]

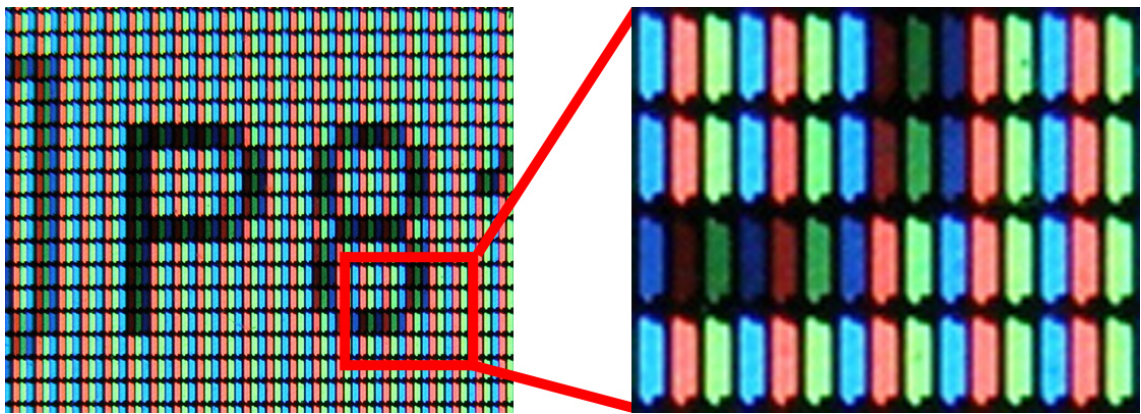
Nestekidenäyttö rakentuu nestekidematriisista, etu- ja takapolarisaattoreista sekä taustavalosta, kuva 11. Taustavaloa tarvitaan, koska nestekiteet eivät itse tuota valoa, eli LCD-näyttö on ns. transmissiivinen. Taustavalon tuottama valo polarisoidaan takapolarisaattorilla ja polarisoituneen valon suuntaa ohjataan nestekiteillä. Valon polarisaation suunta muuttuu nestekidekerrosta läpäistessä. Etummaisen polarisaattorin läpäisee valo, jolla on sama polarisaatiosuunta kuin sillä. Kuva muodostuu siis säätelämällä nestekidematriisin läpäisevän valon polarisaatiosuuntaa. Polarisaattorit voivat olla toisiinsa nähden samansuuntaisia tai 90° :een kulmassa riippuen siitä, kumman tilan halutaan olevan lepotila. Jos näytön etu- ja takapaneelin polarisaattorien polarisaatiosuunnat ovat kohtisuorassa toisiinsa nähden, ja nestekide tilassa, jossa se ei käännä valon polarisaatiosuuntaa, pikseli näkyy mustana (off-tila). Vastaavasti jos pikselin nestekidettä kierretään jännitteellä siten, että valon polarisaatiosuunta kääntyy 90 astetta, näkyy pikseli valkoisena (on-tila), ks. kuva 12. Kun valon polarisaatiosuuntaa muutetaan edellä mainittujen tilojen välille, läpäisee osa valosta etupolarisaattorin, ja tuloksena on harmaasävyjä. [25]

LCD-näytön jokainen osoitettavissa oleva pikseli (addressable pixel) koostuu kolmesta alipikselistä (subpixel) riippumatta siitä, onko näyttö tyypiltään väri- vai harmaasävyinäyttö. Värinäyttöillä alipikseleiden päälle on asetettu värisuodattimet ja jokainen alipikseli liittyy omaan värikanavaansa, joita ovat punainen, vihreä ja sininen, kuva 13. Harmaasävyinäytöissä värisuodattimia ei ole. [23]

Useimmat LCD-näytöt kykenevät toistamaan jokaisen kolmesta osaväristä 256 -tasoisena, eli 8 bitin tarkkuudella. Koska harmaa väri syntyy, kun jokaisen osaväriin arvo on sama, on harmaasävyjen määrä tällöin 256 . Värien määrä puolestaan on 256^3 eli n. $16,7$ miljoonaa. [23, 25] Värien tuottamiseen käytetään useimmiten additiivista eli lisäävää järjestelmää, jossa eri värejä muodostetaan yhdistelemällä punaista, vihreää ja sinistä. Se perustuu ihmisen näköjärjestelmään, jossa on kolmenlaisia väri näkeviä tappisoluja. [5]



Kuva 12: Nestekidenäytön kaksi tilaa. On-tilassa nestekiteet kääntävät lineaarisesti polarisoituneen valon suuntaa ja valo läpäisee kummatkin polarisaattorit. Off-tilassa valon polarisaation suunta ei muutu ja siksi valo ei läpäise jälkimmäistä polarisaattoria. [27]



Kuva 13: LCD-näytön pikselirakenne. [28]

Taustavalona näytöissä käytetään useimmiten kylmäkatodiloisteputkia (Cold-Cathode Fluorecent Lamp, CCFL). Muita LCD-näytöissä käytettyjä valonlähteitä ovat LED-valot, OLED-paneelit ja elektroluminenssivalot. Valonlähteet voivat sijaita näytön reunoilla tai takana. Tasaisen luminanssin tuottamiseksi käytetään useita valonlähteitä, valonohjaimia ja heijastimia. [25] Viime vuosina televisioissa ja kuluttajataason näytöissä yleistyneet LED-taustavalot eivät ole vielä tavallisia lääketieteellisissä näytöissä, vaikka niiden avulla voitaisiin saavuttaa suurempi, kirkkaus, pienempi energiankulutus ja mahdollisesti pidempi elinikä [29]. LED-valojen yleistymistä hidastaa niillä tuotetun valon epätasaisuus, tasaisuuden muuttuminen ajan ja lämpötilan mukaan (jokainen LED ikääntyy omaa nopeuttaan) sekä tekniikan uutuus. [29, 30]

3.2 Näyttöjen kuvanlaatuun vaikuttavat tekijät

Näyttölaitteen kuvanlaatuun vaikuttavista tekijöistä osa on täysin näytön suorituskyvystä riippuvaisia, mutta osaan vaikuttaa merkittävästi katseluympäristö [23]. Tässä luvussa esitellään tekijät, joita pidetään nestekidenäytön suorituskyvyn ja

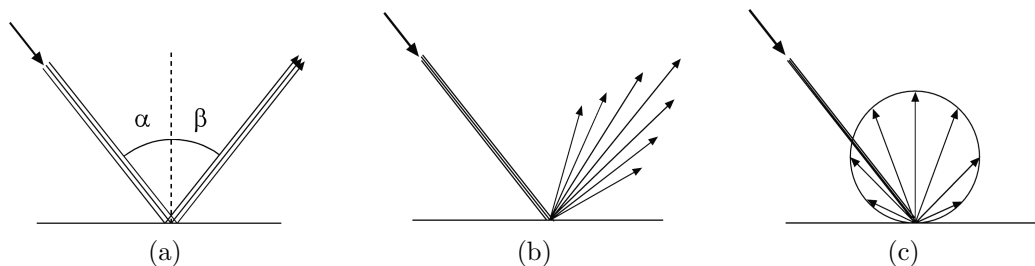
kuvanlaadun kannalta merkittävänä [1] sekä AAPM visuaaliset menetelmät niiden arvioimiseksi [23].

3.2.1 Heijastukset

Määritelmä Ideaalisella näytöllä kaikki emittoituva valo on näytön tuottamaa eli osa kuvainformaatiota. Todellisuudessa kuvankatseluympäristön valaistus aiheuttaa aina heijastuksen sekä lisää luminanssia näytettyyn kuvaan. Näytön suorituskyky riippuukin suuresti näytön heijastusominaisuuksista. Heijastusominaisuuksien kautta määritetään, kuinka kirkas katselutila voi olla ilman, että siitä on haittaa diagnostisten kuvien katseluun. Aikaisemmissa tutkimuksissa on havaittu, että katselutilan illuminanssin nosto yhdestä luxista 50 luxiin ei vaikeuta kohteiden havaitsemista mammografiakuvissa [31]. Vastaavia tuloksia on saatu myös kontrasti-detaljitestiä käyttämällä: huoneen valaistusvoimakkuutta voidaan ilman merkittäviä haittoja nostaa 20 luxista 480 luxiin, kun näytön luminanssi on $330 - 450 \text{ cd/m}^2$ [32].

Katselutilan valaistus vaikuttaa myös havainnoijan silmien visuaaliseen adaptatioon [23]. Haittavaikutuksia alkaa syntyä, jos ympäristön valaistus on kirkkaampi kuin näytön keskimääräinen luminanssi. Ympäristön kirkas valaistus heikentää etenkin tummien kohteiden havainnointia. [16]

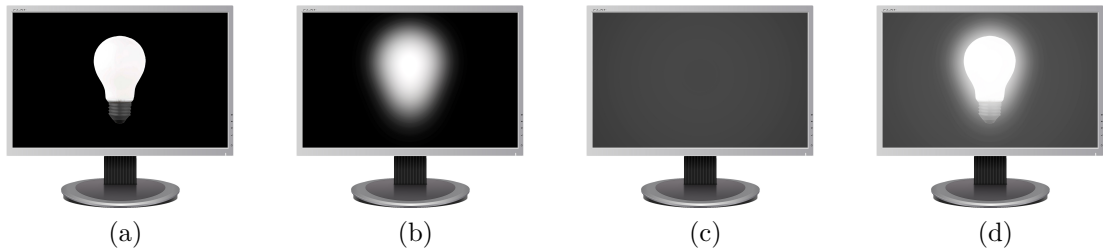
Heijastuksilla on kaksi pääilmenemismuotoa: peiliheijastus eli spekulaarinen heijastus ja hajaheijastus eli diffuusi heijastus, kuva 14. Peiliheijastus syntyy, kun heijastus tapahtuu geometrisen optiikan mukaisesti, eli valon tulokulma on sama kuin heijastuskulma. Tuloksena on peilimäinen kuva heijastuneesta kohteesta. Hajaheijastuksissa valo siroaa pinnasta satunnaisesti kaikkiin suuntiin, jolloin kohteesta ei synny havaittavaa kuvaa. [23]



Kuva 14: (a) Peili-, (b) huntu- ja (c) hajaheijastus [27]

Hajaheijastukset voidaan edelleen jakaa kahteen luokkaan. Lambertiaanisisessa hajaheijastuksessa saapuva valo siroaa pinnasta Lambertin lakia noudattaen useisiin kulmiin, jolloin heijastuskulmat korreloivat heikosti tulokulman kanssa. Tällöin valon tulokulmalla on vain vähän vaikutusta havaitun heijastuksen luminanssiin. Esimerkkinä tästä voi käyttää mattapintaista paperia: paperi näyttää yhtä vaalealta joka suunnasta riippumatta valon tulokulmasta. Näytön pinnalle lambertiaaninen heijastus tuottaa tasaisen luminanssin ilman havaittavaa hahmoa. [23, 27]

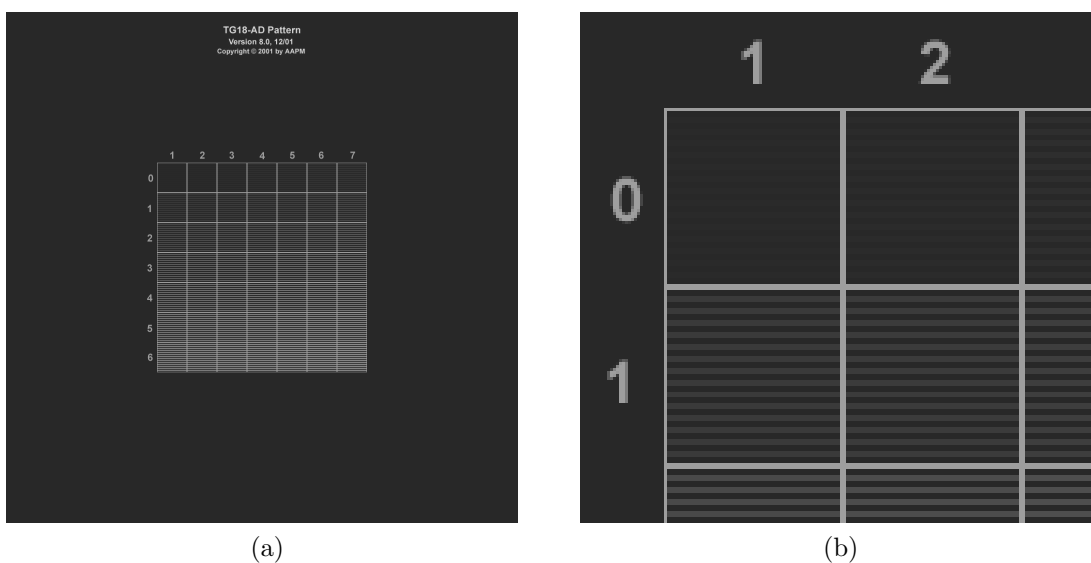
Huntuheijastukseksi tai heijastusuduksi kutsutaan hajaheijastusta, jossa valon heijastuminen tapahtuu geometrisen optiikan mukaisesti, mutta valo siroaa laajempaan kulmien joukkoon. Tämä näkyy tavallisimmin peiliheijastuksen ympärillä vaaleampana, epätarkkana alueena, ks. kuva 15. Tyypillisesti huntuheijastuksesta on havaittavissa kohteen muoto. [23, 27]



Kuva 15: Heijastustyyppit sammutetulta näytöllä havaittuna. (a) Peiliheijastus. Heijastuvasta kohteesta nähdään peilimäinen kuva näyttöruudulla. (b) Huntuheijastus. Heijastuksen voimakkuus on suurin spekulaarisen heijastuksen suunnassa, kohteesta ei muodostu selkeää kuvaa. (c) Lambertiaaninen heijastus. Heijastuskulma korreloi heikosti tulokulman kanssa. (d) Kaikki heijastustyyppit nähtynä yhtä aikaa.

Arviointi Tehokas ja yksinkertainen testi peilimäisten heijastusten havaitsemiseksi on tutkia sammutettua näyttöä tavanomaiselta kuvienkatsomispaikalta. Myös huoneen valaistuksen tulee olla tavanomainen. Näyttölaitteen pintaa tutkitaan spekulaaristen heijastusten varalta n. 30 – 60 cm etäisyydeltä ja katselusuuntaa näytön pinnan normaalin suhteen vaihdellaan vaaka- ja pystysuunnassa välillä $\pm 15^\circ$. Näytön pinnassa ei saisi näkyä spekulaarisia heijastuksia. Jos näytöstä heijastuu ikkunoita tai muita valolähteitä, näytön sijainti huoneessa on epäsopiva. Jos heijastuksina havaitaan ympäristön esineitä, on valaistuksen voimakkuus huoneessa liian suuri ja sitä tulisi himmentää. [23]

Diffuusien heijastusten arvioimisessa käytetään TG18-AD testikuvaa, kuva 16. Testikuvaa tulee tutkia vuoroin huoneen normaalissa valaistuksessa ja täysin pimennetyssä huoneessa, ja testikuvan tutkimisetäisyyden tulee olla n. 30 cm. Kummassakin tapauksessa testikuvasta määritetään matalakontrastisten kohteiden havaitsemiskynnys. Jos kohteiden havaitsemiskynnys on huoneen normaalivalaistuksessa suurempi kuin pimennetyssä huoneessa, on huoneen valaistus liian kirkas ja sitä tulisi vähentää. [23]



Kuva 16: (a) TG18-AD testikuva, (b) osasuurennos testikuvasta. Kuvan kirkkautta ja kontrastia on muokattu kuvan tulkinnan helpottamiseksi. [23]

3.2.2 Luminanssi, kontrasti ja luminanssivaste

Määritelmä Luminanssi eli valovoima, L (cd/m^2), on eräs merkittävimmistä kuvanhavainnointiin vaikuttavista näytön ominaisuuksista [33]. Luminanssi kuvaa näyttöruudulta säteilevän valon määrää. Maksimiluminanssi riippuu taustavalosta, polarisaattoreiden ominaisuuksista, nestekiteen valonläpäisystä on-tilassa, värisuodattimien läpäisyominaisuuksista (värinäytöt) ja peittoprosentista (pikselin valoa läpäisevän osan suhteellinen osuus koko pikselistä, ks. kuva 13). Minimiluminanssi riippuu pääasiallisesti nestekiteen opasiteetista eli läpinäkyvyydestä sen off-tilassa. [23]

Näytön pinnalta havaittu luminanssi koostuu näytön tuottamasta valosta, joka vaihtelee arvojen L_{min} ja L_{max} välillä, sekä katseluympäristön aiheuttaman lambertiaanisen hajaheijastuksen luminanssista L_{amb} . Näytön tuottaman luminanssin määrää näyttöfunktio $L(p)$, jonka arvo riippuu kohteen esitysarvosta eli P-arvosta. Todellisia havaittuja luminansseja merkitään lisäämällä heittomerkki muuttujan nimeen:

$$\begin{aligned}L'_{min} &= L_{min} + L_{amb} \\L'_{max} &= L_{max} + L_{amb} \\L'(p) &= L(p) + L_{amb}\end{aligned}\tag{4}$$

Maksimi- ja minimiluminanssien suhdetta L_{max}/L_{min} kutsutaan kontrastisuhteeksi LR , kun katseluympäristön valaistuksen vaikutusta ei oteta huomioon, ja luminanssisuhteeksi $L'_{max}/L'_{min} = LR'$ kun ympäröivän valon vaikutus L_{amb} otetaan huomioon. Näytön luminanssisuhde on siis aina kontrastisuhdetta pienempi. [1, 23]

Diagnostiseen käyttöön tarkoitetuilla näytöillä maksimiluminanssi voi parhaimmillaan olla jopa $1000 \text{ cd}/\text{m}^2$, mutta tyypillinen käyttökirkkaus on noin $400 - 500 \text{ cd}/\text{m}^2$ [34, 35]. Käyttökirkkaus määritetään sellaiselle tasolle, jonka näyttö kykenee pitämään viiden vuoden ajan. Myös minimiluminanssia nostetaan pienintä mahdollista suuremmaksi, jotta vallitsevan valon haittavaikutukset vähenisivät. Tällöin tyypillinen kontrastisuhte diagnostisilla harmaasävynäytöillä on 600 ja värinäytöillä 250 – 400 [25].

Näytön maksimiluminanssilla on havaittu olevan suuri merkitys kohteiden havaitsemiselle [33, 36]. Keuhkokuvia tutkittaessa on havaittu, että maksimiluminanssin vaikutus kuvanhavainnointiin on suurempi kuin näytön erotuskyvyn, kun pikselikoko on $400 \mu\text{m}$ tai pienempi. Riittävänä voidaan pitää $260 \text{ cd}/\text{m}^2$ tai sitä suurempaa luminanssia. [33] Kuluttajanäyttöjen maksimiluminanssit eivät ole yhtä korkeita kuin diagnostisilla näytöillä ja niiden kirkkaus myös laskee nopeammin. Tavanomaisen kuluttajanäytön maksimiluminanssi on jo vuoden käytön jälkeen laskenut alle $250 \text{ cd}/\text{m}^2$:n. Tämän vuoksi niitä ei suositella diagnoosien tekemiseen. [37]

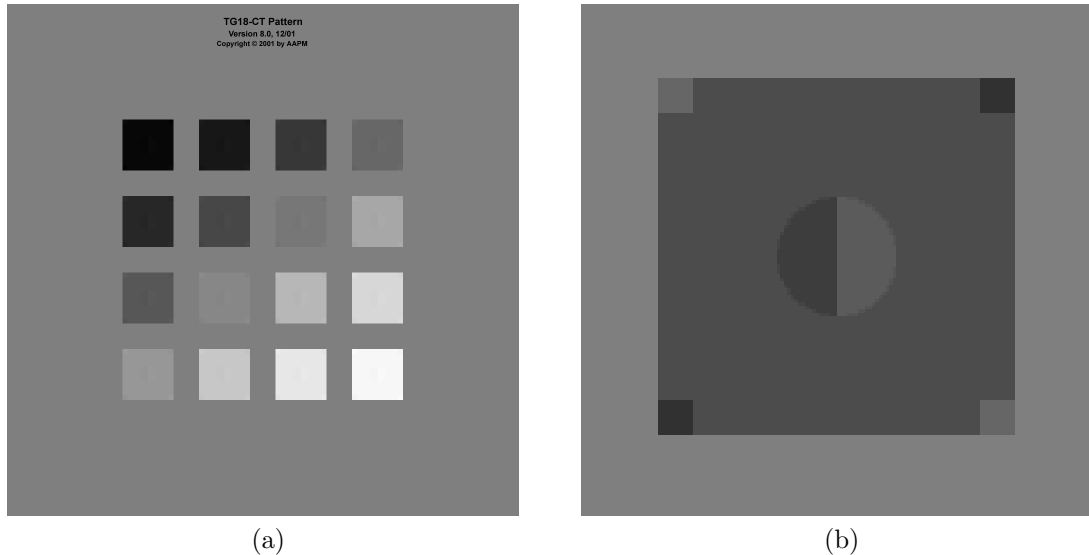
Koska ihmisen näköjärjestelmä adaptoituu yleisen luminanssitason mukaan, kuva voi näyttää samankaltaiselta kahdella näyttölaitteella, joilla on eri maksimiluminanssi L_{max} . Tällöin luminanssisuhteen LR' ja näyttöfunktion $L'(p)$ on kuitenkin oltava näytöillä samat. AAPM ja STUK suosittavat käytettäväksi DICOM GSDF -näyttöfunktioita, joka varmistaa kuvan näkymisen samankaltaisena eri näytöillä edellä mainittujen ehtojen toteutuessa. Lisäksi DICOM GSDF -näyttöfunktioilla saadaan tuotettua kullakin näyttölaitteella maksimaalinen määrä toisistaan erottuvia harmaasävyjä. [2, 23] Näin ollen se parantaa myös diagnostista tarkkuutta [38]. Näytön

luminanssivaste tarkoittaa näytetyn luminanssin ja standardisoidun näyttöjärjestelmän syötearvojen välistä suhdetta [23]. Hyvä luminanssivaste on siis sellainen, jossa kaikki sävyt ovat toisistaan erotettavissa.

Arviointi Näytön minimi- ja maksimiluminanssia sekä kontrasti- ja luminanssi-suhdetta ei voida määrittää visuaalisesti, koska ihmisen näköaisti adaptoituu kulloiseenkin valon määrään. Niiden arviointiin tulee käyttää luminanssimittaria. Luminanssivasteenkin arvioinnissa tulisi ensisijaisesti käyttää luminanssimittaria, mutta jos mittaria ei ole saatavilla, voidaan käyttää visuaalisia menetelmiä.

Visuaalinen arviointi tehdään AAPM:n mukaan käyttämällä TG18-CT-testikuvaa, kuva 17. Testikuvaa arvioidaan tutkimalla sitä 30 cm:n etäisyydeltä. Kuvasta tutkitaan matalakonstrastisten kohteiden erottumista kussakin 16:ssa eri luminanssia kuvaavassa ruudussa. Ruutujen keskellä olevien, vastakkaisten puolikuuiden pikseliarvoiset kontrastit suhteessa taustana olevaan ruutuun ovat ± 2 (vasen $-$, oikea $+$). Ruutujen kulmissa olevien pienten neliöiden kontrastit ovat ± 4 (vasen yläkulma $-$, vasen alakulma $-$, vasen alakulma ja oikea yläkulma $+$). [23]

TG18-CT testikuvasta tulisi havaita matalakonstrastiset kohteet jokaisesta 16:sta ruudusta. Koska testikuvaa katsotaan tietyssä näköjärjestelmän adaptaatiotilassa, on oletettavaa, että kohteiden havaitseminen on helpompaa taustan sävyä lähellä olevilla sävyillä, joiden luminanssiin näköjärjestelmä on adaptoitunut, kuin tummilla tai vaaleilla sävyillä. Tästä huolimatta matalakonstrastisten kohteiden tulisi olla havaittavissa jokaisessa ruudussa. [23]



Kuva 17: (a) TG18-CT testikuva luminanssivasteen arviointiin. (b) Suurennos yhdestä ruudusta, kontrastia kasvatettu. [23]

3.2.3 Luminanssin tasaisuus ja katselukulmariippuvuus

Määritelmä Luvun 3.2.2 luminanssivasteen arvioinnissa keskitytään luminanssivasteen arviointiin vain näytön yhdessä kohdassa, ja kun näyttöä katsotaan kohtisuoraan. Näyttöjen luminansseissa on kuitenkin usein spatiaalista epätasaisuutta

ja kontrastin riippuvuutta katselusuunnasta [23]. Katselukulmariippuvuus heikentää myös diagnostista tarkkuutta. Esimerkiksi verrattaessa diagnostista tarkkuutta kohtisuoraan ja 45 asteen kulmasta katsottaessa tulos oli jälkimmäisen kohdalla selkeästi heikompi. [39]

Luminanssin epätasaisuudella tarkoitetaan muutosta luminanssissa näytön pinnalla, kun tutkitaan tasasävystä kuvaa. LCD-näytöillä luminanssin epätasaisuutta voi aiheuttaa taustavalon epätasaisuus, "mura" eli näytön pikselimatriisin virheistä johtuva epätasaisuus [40], latenttikuva eli esim. aikaisemmista näytetyistä kuvista näytölle jäänyt haamukuva ja nestekide-elementtien paksuuden vaihtelut [23].

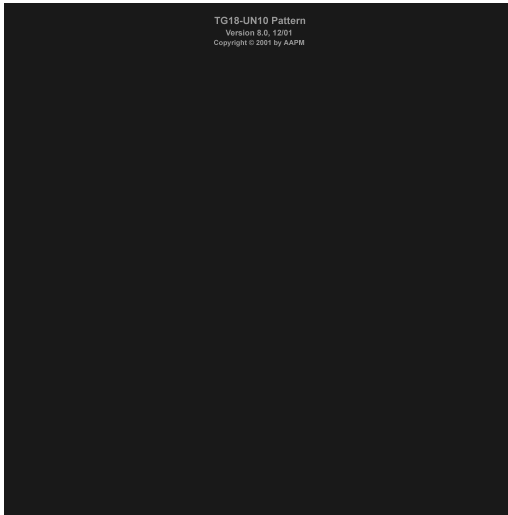
Ihmisen näköjärjestelmä ei yleisesti ottaen ole herkkä matalille taajuuksille. Tästä johtuen koko näytön kattava asteittainen luminanssin muutos ei ole ongelma, ellei muutos ole hyvin suurta. Pienemmällä luminanssien epätasaisuuksilla, jotka ovat senttimetrin kokoluokkaa, on enemmän vaikutusta kuvan tulkintaan eikä niitä saisi näkyä luminanssin tasaisuuden testikuvaa tutkittaessa. Tätä pienemmät luminanssin muutokset luokitellaan kohinaksi ja niitä käsitellään luvussa 3.2.4. [23]

Ideallisella näytöllä luminanssi ja kontrasti eivät riipu katselusuunnasta. LCD-näytöille ominainen piirre on kuitenkin niiden tuottaman valon ei-lambertiaaninen jakautuminen, minkä seurauksena katselukulma vaikuttaa näytön luminanssiin ja kontrastiin. Valon ei-lambertiaaninen luonne johtuu ensisijaisesti siitä, että valo joutuu läpäisemään nestekidematriisin. Ongelmaa ei esiinny näyttötekniikoissa, joissa pikselit itse tuottavat valoa. Tällöin valo emittoituu näytön uloimmasta kerroksesta ja pääsee vapaasti etenemään laajaan katselukulmaan. [23]

Katselukulmaa laajentamaan on kehitetty useita tekniikoita. (1) Kahtaistaittava kalvo (Birefringence Film) lisätään näytön uloimpaan kerrokseen vähentämään optista anistrooppisuutta eli optisten ominaisuuksien suuntariippuvuutta. Kalvo sirottaa valon laajalle katselukulmalle, mikä vähentää luminanssin epäsymmetrisyyttä. (2) IPS-tekniikassa (In-Plane Switching) nestekiteet sijoitetaan tavallisen pystysuunnan sijaan vaakasuuntaan tai vinoon. Tällöin niiden optiset ominaisuudet paranevat tyypillisellä katselukulma-alueella. (3) Monialuetekniikassa (Multidomain LCDs) jokaisen pikselin nestekidefaasi jaetaan osiin, joiden välillä nestekiteiden orientaatio vaihtelee. Tällöin luminanssin symmetrisyysvirhe poistuu keskiarvoistumalla, ja saavutetaan laajempi katselukulma. Useimmiten IPS-tekniikkaa ja monialuetekniikkaa käytetään yhdessä kahtaistaittavan kalvon kanssa. [23, 27]

Tekniikat, joilla katselusuunnan vaikutusta luminanssiin ja kontrastiin voidaan minimoida, lisäävät näytön hintaa. Diagnoosin tekemiseen tarkoitetuissa näytöissä käytetään tyypillisesti IPS-tekniikkaa, jossa on laajin katselukulma, ja kuluttajille suunnatuissa näytöissä halvempia tekniikoita, kuten kierrenemaattista (Twisted Nematic, TN) sekä monialuetekniikoita, kuten MVA (Multiple Vertical Alignment) ja PVA (Patterned Vertical Alignment). [37] Lääketieteellisten näyttöjen käyttämisen onkin havaittu parantavan diagnoosin tarkkuutta [41].

Arviointi Visuaalisesti luminanssin epätasaisuutta voidaan arvoida TG18-UN10- ja TG18-UN80- testikuvilla (kuvat 18a ja 18b), jotka vastaavat 10 %:n ja 80 %:n harmaita. Testikuvista arvioidaan kuvan tasaisuutta n. 30 cm etäisyydeltä. Kuvissa ei saisi näkyä karkeita epätasaisuuksia, kuten luminanssin muutoksia, jotka ovat kooltaan 1 cm tai suurempia. [23]



(a)



(b)

Kuva 18: Testikuvat luminanssin tasaisuuden arvioimiseen. (a) TG18-UN10, (b) TG18-UN80. [23]

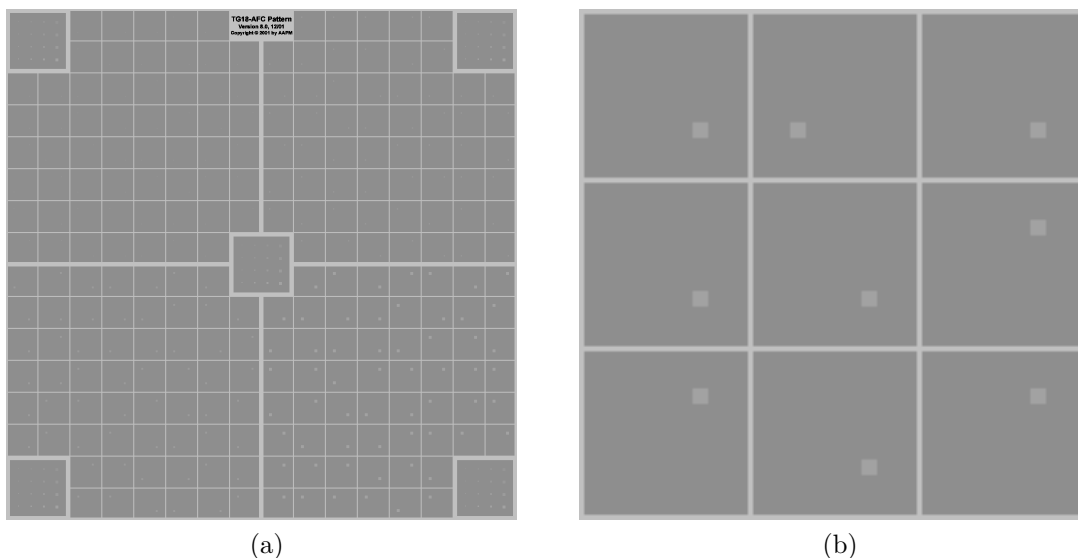
Luminanssin katselusuuntariippuvuutta arvioidaan TG18-CT-testikuvasta (kuva 17) samaan tapaan kuin luminanssivasteen kohdalla. Tässä tapauksessa katselusuuntaa kuitenkin vaihdellaan vaaka- ja pystysuunnassa. Näytölle hyväksyttävästä katselukulmasta tulee kaikkien TG18-CT-testikuvan kohteiden (puolipallot ja ruutujen kulmien neliöt) olla näkyvissä. [23]

3.2.4 Kohina

Määritelmä Pienten kohteiden ja matalakontrastisten kohteiden havaittavuus ei riipu ainoastaan kohteiden koosta, muodosta ja kontrastista, vaan myös niiden päälle tulevan kohinan summautumisesta ja kohteiden lähiympäristön kohinasta. Tässä työssä kohinalla tarkoitetaan mitä tahansa suuritaajuisia vaihteluita tai kuvioita, joiden koko on pienempi kuin 1 cm, ja jotka vaikuttavat todellisen signaalin havaitsemiseen. Matalataajuuksinen kohina, jonka taajuus on suurempi kuin 1 cm, koetaan ennemmin luminanssin epätasaisuutena kuin kohinana, ks. luku 3.2.3 [23]. LCD-näytöissä havaitaan sekä ajasta riippuvaa eli temporaalista että paikasta riippuvaa eli spatiaalista kohinaa. Kohinaa aiheuttavat esimerkiksi pikselin sisäisen sähkökentän epätasaisuus ja jännitteen vaihtelut signaalissa. LCD-näyttöjen jokaisen pikselin ympärillä on myös alue, joka ei tuota valoa. Valoa tuottamattomat alueet muodostavat kuvaan rakenteellisen kuvion (ks. kuva 13 (b)). [23] Kohinaa voidaan vähentää useilla eri keinoilla. Tekniikalla, jossa näytön kohinaa vähennetään pikselikohtaisesti, on saatu merkittävää parannusta diagnostiseen tarkkuuteen erityisesti mammografiakuvia tulkittaessa [22].

Arviointi Visuaalinen keino näytössä esiintyvän spatiaalisen kohinan määrittämiseksi pohjautuu koon funktiona olevien, juuri havaittavien luminanssierojen määrittämiseen TG18-AFC-testikuvasta, kuva 19. Testikuvaa tulee tutkia 30 cm etäisyydeltä. Jokainen testikuvan neljännes on jaettu pienempiin ruutuihin, ja jokaisessa ruudussa on neliönmallinen kohde. Kohteen paikka ruudun sisällä vaihtelee. Kontrasti ja kohteiden koko ovat vakiot jokaisen neljänneksen sisällä. Kohteiden sivujen

pituuudet ovat pikseleissä (px) mitattuina 2 px (vasen yläkulma), 3 px (oikea yläkulma), 4 px (vasen alakulma) ja 6 px (oikea alakulma). Kohteiden pikseliarvot eroavat taustasta 2, 3, 4 ja 6 harmaasävyä vastaavassa järjestyksessä. Testikuvasta tutkitaan, minkä neljänneksien sisällä olevat kohteet voidaan luotettavasti havaita. Primääriluokan näytöillä kaikki, paitsi vasemman yläkulman kohteet tulisivat olla havaittavissa, kun taas sekundääriluokan näytöillä tulisi havaita kaksi suurinta kohdekokoja. [23]



Kuva 19: (a) TG18-AFC testikuva, (b) osasuurennos oikean alakulman neljänneksestä. Kuvien kontrastia kasvatettu visualisoinnin helpottamiseksi. [23]

3.2.5 Bittisyvyys

Määritelmä Bittisyvyydellä tarkoitetaan näyttöön saatavien harmaasävyjen määrää [2]. Nykyiset lääketieteelliseen käyttöön suunnitellut LCD-näytöt kykenevät toistamaan sävyt 8 – 12 bitin ($2^8 - 2^{12}$ eli 256 – 4096 eri harmaasävyä) tarkkuudella [34, 35, 42]. Kuluttajatasoilla harmaasävyjen bittisyvyys on tyypillisesti kahdeksan. Värinäytöissä toistettavien värisävyjen määrä muodostuu päävärien (punainen, vihreä, sininen) bittisyvyyksistä. Useimmiten jokaisella värikanavalla on käytössään 8 bittiä (256 sävyä), jolloin näyttö kykenee toistamaan yhteensä 16,7 miljoonaa väriä. [1]

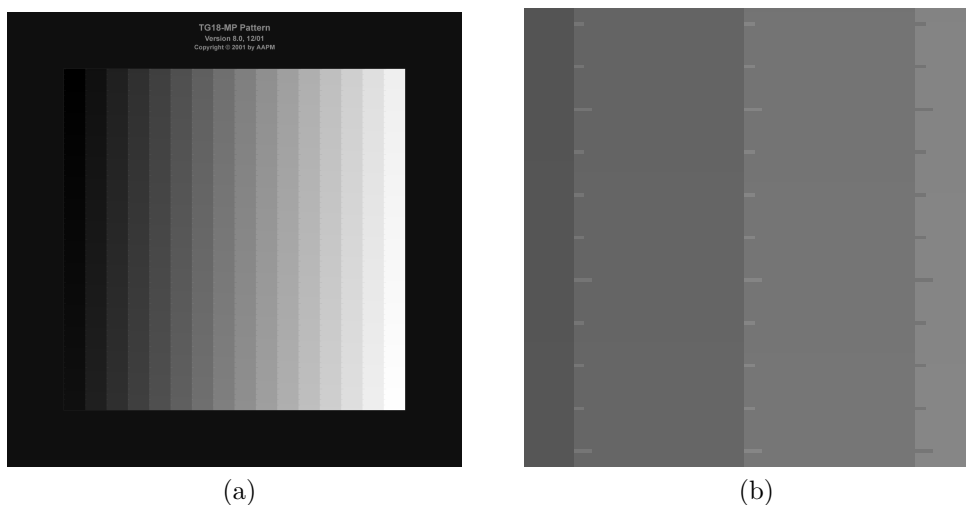
Eri modaliteettien (esim. CR, CT ja MRI) tuottamissa radiologisissa kuvissa harmaasävyjen määrä on 12 – 16 bittiä ($2^{12} - 2^{16}$ eli 4096 – 65536 harmaasävyä). Näytettyjen harmaasävyjen määrään vaikuttavat radiologisen kuvan ja näytön lisäksi myös käyttöjärjestelmä, kuvankatseluohjelma (PACS) ja näytönohjain. Näytettävien sävyjen bittisyvyuden määrää prosessin heikoin osa. Jos esimerkiksi kuvankatseluohjelma tarjoaa vain 8-bittiset harmaasävyt, ei 10 bitin näytöstä ja näytönohjaimesta ole hyötyä. [37] Tyypillisimmin esitettävien harmaasävyjen määrä on 256 [43].

Tyypillisen natiiviröntgenkuvien tulkinnessa käytettävän diagnostisen näytön luminanssialue on $0,8 - 600 \text{ cd/m}^2$ [43], mutta esimerkiksi KSKS:ssa käytettävien näyttöjen luminanssialue on $0,8 - 450 \text{ cd/m}^2$ (ks. esim. Hiwasa 2009 [42]), mikä vastaa n. 630:a JND-indeksillä mitattua harmaasävyeroa. DICOM GSDF on määritetty

luminanssialueelle $0,05 - 4000 \text{ cd/m}^2$, jonka JND-indeksien määrä on 1023, eli luminanssialueelta kyetään erottamaan toisistaan n. 1000 harmaasävyä. [44]

Idealiselta näytöltä (luminanssialue $0,5 - 2000 \text{ cd/m}^2$) ihminen pystyy havaitsemaan korkeintaan 900 harmaasävyä. Näin ollen diagnostisille näytöille riittävänä voidaan pitää 10 bittistä järjestelmää, jolla voidaan esittää 1024 harmaasävyä. [42, 43] Käytännössä kuitenkin 256 harmaasävyä, eli kahdeksan bittiä, on useimmiten riittävä määrä [45]. Silmä adaptoituu kullakin hetkellä tiettyyn luminanssiin, joten kaikkia harmaasävyjä ei ole mahdollista erottaa kerralla. Katseen liikkuesssa kuvan eri osien välillä silmä sopeutuu kulloiseenkin luminanssiin, jolloin katsoja pystyy havaitsemaan suhteellisen tasaisessa kuvassa noin 100 harmaasävyä. On havaittu, että radiologin päätöksenteko ja työnkulku on nopeampaa 11-bittisellä kuin 8-bittisellä näytöllä. Diagnoosin tarkkuuteen bittisyvyyden ei kuitenkaan ole havaittu vaikuttavan. [43, 45] Toisaalta radiologit ovat myös kokeneet kahdeksan bitin näytöllä esitetyt kuvat tarkemmiksi kuin 11 bitin näytöllä esitetyt [45].

Arviointi Näytetyn kuvan bittisyvyyttä voidaan visuaalisesti arvioida TG18-MP-testikuvalla (kuva 20), jonka bittisyvyys on 12 (4096 harmaasävyä). Kuvaa tutkitaan n. 30 cm:n etäisyydeltä. Kuvassa on 16 harmaasävykiilaa, joiden luminanssi kasvaa kiilan alalaidasta kohden. Kunkin kiilan alalaidassa luminanssi on sama kuin seuraavan kiilan ylälaidassa. Kiilojen sävy vaalenee vasemmalta oikealle ja jokaisen kiilan vasemmassa laidassa on vaakaviivoja tasaisin välimatkoin. Jos näyttöjärjestelmän bittisyvyys on pienempi kuin esitettävän kuvan bittisyvyys, osa kuvan toisistaan eroavista harmaasävyistä kuvautuu näytöllä samoiksi. Testikuvasta kiiloista tutkitaan samoiksi harmaasävyiksi kuvautuneiden osuuksien pituuksia. Pituuksia verrataan kiilan vasemman reunan viivojen välimatkoihin. Lyhyempien viivojen välit osoittavat harmaasävyalueiden pituutta 10 bitin järjestelmässä, pidempien viivojen välit puolestaan näyttävät alueiden pituuden kahdeksan bitin järjestelmässä. Samaksi harmaasävyiksi kuvautuneiden kiilojen alueiden pituus ei saisi olla suurempi kuin kahdeksan bitin resoluutiota osoittavien vaakaviivojen väli. Kiiloissa ei saisi olla havaittavissa myöskään kontrastin kääntymistä, eli luminanssin täytyy kasvaa kuljettaessa kiilaa alaspäin. [23]

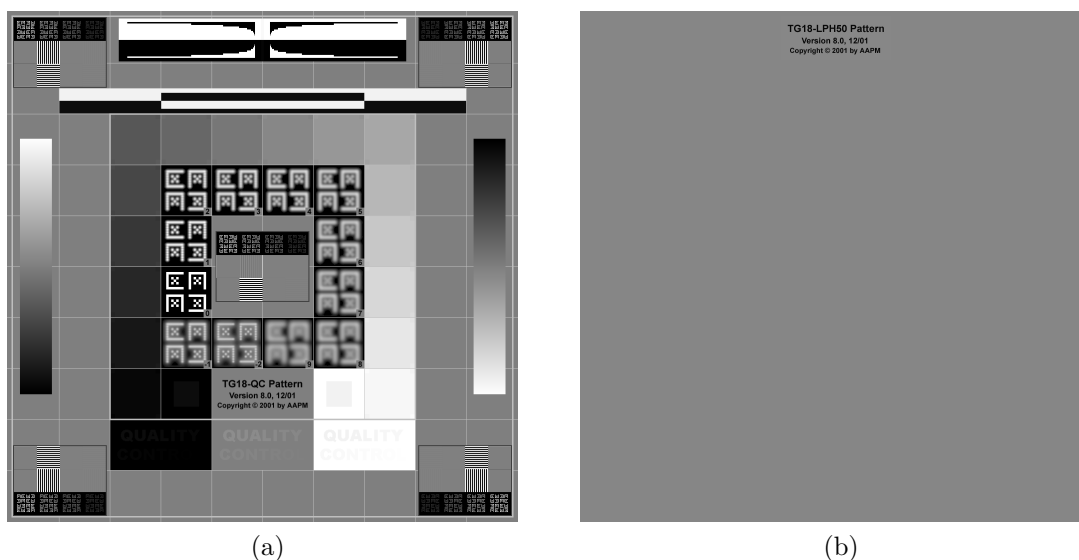


Kuva 20: (a) TG18-MP testikuva, (b) osasuurennos kuvasta. [23]

3.2.6 Geometriset poikkeamat

Määritelmä Kuvavääristymiä, jotka aiheuttavat näytetyn kuvan eroamisen alkuperäisestä kuvasta geometrisesti, kutsutaan geometrisiksi poikkeamiksi. Nestekidenäyttöillä geometrisia poikkeamia ilmenee vain, jos näytönohjaimella asetettu kuvasuhde ei vastaa näytön kuvasuhdetta. Virhe kuvasuhteissa muuntaa ympyrät elliptiseksi ja neliöt suorakaiteiksi. [2, 23]

Arviointi Visuaalisesti näytön geometrisia poikkeamia voidaan arvioida käyttämällä TG18-QC- tai TG18-LPV/LPH-testikuvaa, kuvat 21a ja 21b. Testikuva asetetaan näytön keskelle ja sen tulee täyttää mahdollisimman suuri osa näytöstä. Suorakaiteen muotoisilla näytöillä testikuvan olisi syytä olla vähintään näytön lyhemmän sivun kokoinen. Testikuvaa arvioidaan 30 cm:n katseluetäisyydeltä. Kuvassa tasavälisten etäisyyksien tulee olla yhtä pitkiä koko kuvan alalla ja suorien viivojen näkyä suorina. [2, 23]



Kuva 21: Testikuvat geometristen poikkeamien arvioimiseen. (a) TG18-QC, (b) TG18-LPV50. [23]

3.2.7 Paikkaerotuskyky ja osoitettavuus

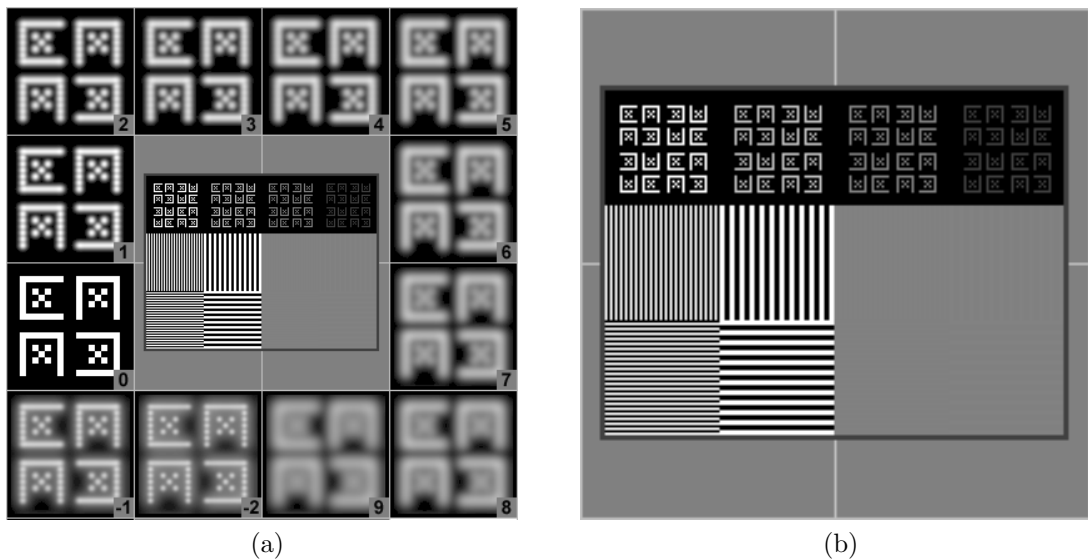
Määritelmä Paikkaerotuskyvyllä tarkoitetaan näytön kykyä toistaa kuva tietyllä tarkkuudella. Radiologisten kuvien tulkinnessa riittävä paikkaerotuskyky on tärkeä, koska riittämätön erotuskyky heikentää kuvien sisältämien yksityiskohtien havaitsemista. Normaalilta katseluetäisyydeltä (60 cm) voidaan erottaa pikseleitä, jotka ovat kooltaan 0,19 – 0,22 mm. Suurella paikkaerotuskyvyllä voidaan näyttää kookkaitakin kuvia ilman, että yksittäiset pikselit erottuvat kuvasta. [1, 41]

Osoitettavuudella tarkoitetaan näytön pikselien lukumäärää vaaka- ja pystysuunnassa ja se ilmoitetaan esimerkiksi 1280x1024 px. Arkikielessä osoitettavuuden synonyminä käytetään virheellisesti resoluutiota, joka tosiasiaassa mittaa sitä, kuinka hyvin ihminen pystyy erottamaan kaksi kohdetta toisistaan. Osoitettavuuden rinnalla käytetään myös käsitettä pikselimäärä, joka muodostuu vaaka- ja pystysuun-

taisten pikselien tulona. Tulokset ilmoitetaan yleensä megapikseleinä (MP). Esim. näytössä, jonka osoitettavuus on 1280x1024 px, pikselimäärä on 1,3 MP [27].

Arviointi Visuaalisesti näytön paikkaerotuskykyä voidaan arvioida tutkimalla “Cx”-kuvioita TG18-QC-testikuvasta, kuva 21a. Testikuva tulisi esittää näytöllä niin, että kuvan yhtä pikseliä vastaa näytöllä yksi pikseli. Paikkaerotuskykyä arvioidaan vertaamalla näytön kulmien ja keskiosan “Cx”-kuvioita (kuva 22b) TG18-QC-testikuvan keskiosan reunoilla oleviin, numeroituihin vertailukuviin, kuva 22a. Primäärinäytöillä Cx-kuvioiden arvojen tulisi olla 0 – 4 ja sekundäärinäytöillä 0 – 6.

Siirtyminen CRT-näytöistä LCD-näyttöihin on vähentänyt paikkaerotuskyvyn mittaamisen merkitystä [23, 27], sillä nestekidenäytöillä modulaation siirtofunktio (MTF) määräytyy pääasiallisesti pikselikoon perusteella [46]. LCD-näytöillä saadaankin hyvä arvio näytön paikkaerotuskyvystä pikselikoon perusteella.



Kuva 22: TG18-QC-testikuvan (a) keskiosa, (b) suurennos keskiosasta.

3.2.8 Värien vakioisuus

Määritelmä Työasemalla, johon on liitetty useita näyttöjä, näyttöjen värien olisi tärkeä vastata toisiaan. Suuri väriero näyttöjen välillä voi häiritä kuvien tulkin-
taa, vaikkakaan kliinistä merkitystä näyttöjen välisellä värierolla ei ole havaittu. Harmaasävynestekidenäytöillä näytön väri riippuu taustavalon spektristä ja katse-
lusuunnasta. Värinäytöillä harmaasävyn sävyyn vaikuttaa näiden lisäksi primää-
rivärien välinen tasapaino. [23]

Arviointi Näytön pinnan ja näyttöjen välisen värin visuaaliseen arviointiin käytetään TG18-UN80-testikuvaa (kuva 18b). Testikuva asetetaan näkymään kaikilla työaseman näytöillä. Kuvasta tutkitaan värin tasaisuutta näytön pinnalla ja näyttöjen välillä. Primääriluokan laitteilla ei värissä saisi näkyä havaittavia eroja näytön pinnan eri osien ja eri näyttöjen välillä. Sekundääriluokan näytöille ei ole asetettu ehtoja värin tasaisuuden suhteen. [23]

3.3 Kuvanlaadun parantaminen

Nestekidenäytön kuvanlaadua voidaan parantaa optimoimalla näytön suorituskykyä kalibroimalla ja vaikuttamalla ympäristön valaistusolosuhteisiin. Näillä keinoilla saadaan parannettua näytön sävyjen toistoa ja vähennettyä heijastuksia. [23] Näytöt kalibroidaan useimmiten DICOM-standardin mukaisiksi, koska sen on havaittu lisäävän diagnostista tarkkuutta [38, 47]. Katselukulmariippuvuuteen, luminanssin tasaisuuteen, kohinaan, maksimiluminanssiin, bittisyvyyteen, geometrisiin poikkeamiin, paikkaerotuskykyyn ja värien vakioisuuteen niillä ei kuitenkaan ole vaikutusta. Näiden osa-alueiden ongelmat voidaan korjata vain vaihtamalla näyttö standardit täyttävään. [23]

3.3.1 DICOM-kalibrointi

DICOM-standardi lääketieteellisten kuvien esittämisessä NEMA (National Electrical Manufacturers Association) ja ACR (American College of Radiology) ovat yhteistyössä kehittäneet lääketieteellisten kuvien esittämiseen DICOM-standardin (Digital Imaging and Communication in Medicine). DICOM on informaatioteknologiastandardi, jota käytetään sairaaloissa ympäri maailmaa. Se on kehitetty varmistamaan lääketieteellisten kuvien tuottamiseen, tallentamiseen, esittämiseen, prosessointiin, lähettämiseen, hakemiseen, tulostamiseen ja kyselyiden tekemiseen käytettävien järjestelmien yhteistoiminta. Standardi mahdollistaa useiden eri valmistajien modaaliteettien, palvelimien, työasemien ja tulostimien liittymisen PACS:iin. [48]

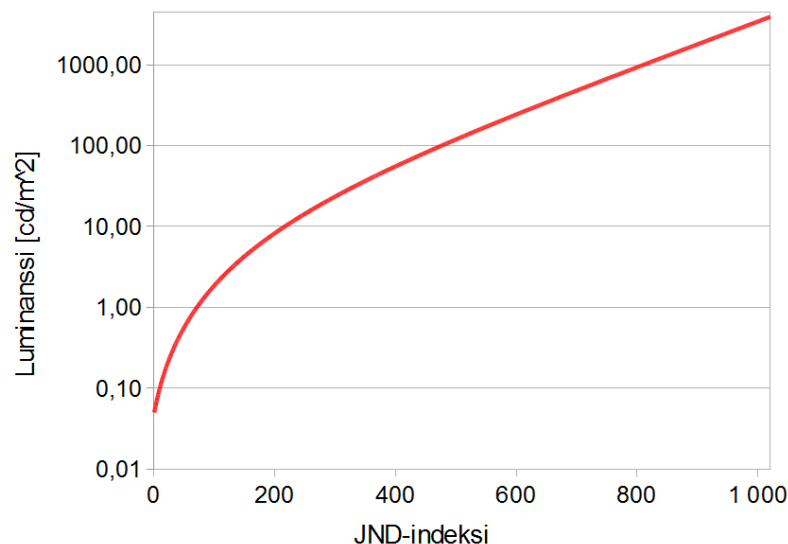
DICOM standardin nykyinen rakenne on kehitetty vuonna 1996 ja sen versionumero on 3. Standardiin kuuluu useita osioita, joita merkitään versionumeron jälkeisellä numerolla. Standardin päivityksien yhteydessä versionumeroa ei ole muutettu, vaan eri versioita kutsutaan vuosinumeron mukaan, esim. DICOM PS 3.1-2009. [48]

DICOM-standardin lääketieteellisten kuvien esittämistä kuvaava osio on PS 3.14. Standardin tämän osuuden avulla varmistetaan, että näyttöjen eri maksimiluminansseista ja luminanssisuhteista huolimatta esitetyt kuvat näyttävät samankaltaisilta DICOM-kalibroiduilla näytöillä. Standardin matemaattinen harmaasävynäyttöfunktio (Grayscale Standard Display Function, GSDF) määrittää pikseliarvojen ja esitetyn luminanssin välisen suhteen kaikille kuvannäyttöjärjestelmille, kuva 23. Standardissa on kaava niin näytöllä esitettävälle kuin tulostettavillekin kuville. Kuvia esittävä sovellus tietää GSDF:n avulla, kuinka pikseliarvot (P-Values) muunnetaan luminanssiarvoiksi standardisoidussa näyttöjärjestelmässä (Standardized Display System). [23, 44]

DICOM-standardin harmaasävyinäyttöfunktio GSDF pohjautuu Bartenin malliin ihmisen näköjärjestelmän kontrastikynnyksestä [44]. Bartenin malli on kehitetty mittaamalla ihmisen näköjärjestelmän (Human Visual System, HVS) herkkyys matalakontrastiselle sinimuotoiselle signaalille, joka on esitetty tasasävyisellä taustalla. Testit suoritettiin luminanssialueella $0,05 - 4000 \text{ cd/m}^2$. Sinimuotoisen kohteen luminanssin eroa suhteessa taustaan varioitiin, kunnes löydettiin luminanssiero, jolla kohde oli juuri havaittavissa. Tällä tavoin määritettiin jo edellä mainittu luminanssin pienin havaittavissa oleva muutos (Just Noticeable Difference, JND), jonka keskimääräinen havainnoija tarvitsee kohteen havaitsemiseen kullakin taustaluminanssilla. [23, 44]

Bartenin käyttämältä luminanssialueelta ihminen erottaa 1023 JND-indeksiä. JND on suurena ennen kaikkea tilastollinen. Luminanssin muutos, jonka henkilö havaitsee, vaihtelee kokeiden välillä, joten tarvitaan useita testejä tarkan havainnointikynnyksen määrittämiseksi. Tyypillisesti JND ilmoitetaan eroksi jonka henkilö havaitsee 50%:ssa testeistä. [11, 43, 44] Kun kyse on lääketieteellisistä näytöistä, JND tarkoittaa pienintä harmaasävyjen välistä luminanssieroa, jonka keskiverto havaitsija pystyy havaitsemaan. Jos kahden harmaasävyyn luminanssiero on suurempi kuin 1 JND, sävyt on mahdollista erottaa toisistaan. Vastaavasti eron ollessa pienempi kuin 1 JND, keskiverto havaitsija näkee sävyt samana. [43]

Ihmisen silmä on herkempi luminanssien suhteellisille muutoksille kuvan kirkkailla kuin tummilla alueilla, mikä on nähtävissä myös GSDF:n kuvaajasta [44]. Matalan luminanssin alueella $0,1 - 10 \text{ cd/m}^2$ havaitaan n. 200 JND-indeksiä, kun korkeamman luminanssin alueella $10 - 1000 \text{ cd/m}^2$ havaitaan n. 600 JND-indeksiä. Matalan luminanssin alueella suhteellisen muutoksen täytyy siis olla suurempi, että silmä kykenee havaitsemaan sen. Kun luminanssi on suurempi kuin 10 cd/m^2 , silmän vaste on lähes puhtaan logaritminen. [43]



Kuva 23: Luminanssin ja JND-indeksi arvojen suhde DICOM GSDF:llä [44].

Käytännössä GSDF vaikuttaa kuvan harmaasävyjen esittämiseen sen jälkeen, kun kuvan harmaasävyihin tehtävät muunnokset, kuten polariteetti ja ikkunointi, on määritelty muissa kuvan tuottamis- ja esittämisketjun osissa. Kuvannäyttöjärjestelmä muuntaa kuvien esitysarvot eli P-arvot GSDF:n mukaisiksi digitaalisiksi syötteiksi eli DDL:ksi (Digital Driving Level), minkä jälkeen kuvan luminanssit esitetään näytöllä. [44]

DICOM-kalibroinnin suorittaminen DICOM-harmaasävykalibroinnissa on tarkoituksena liittää luminanssi jokaiseen DDL:iin niin, että yhden DDL:n muutos tuottaa vakiomuutoksen JND-indeksillä. Näytettyjen harmaasävyjen muuttamista tasavälisiksi kutsutaan usein havainnoinnin linearisoimiseksi. Jokaisella näyttöjärjestelmällä on sille ominainen DDL:n ja luminanssin välistä suhdetta kuvaava vastekäyrä. Kalibroimattoman näytön vastekäyrä on useimmiten S-kirjaimen muotoinen ja eroaa merkittävästi kuvassa 23 esitetystä DICOM GSDF:stä. Kalibroimattomalla

näytöllä peräkkäisten harmaasävyjen välillä havaittava ero ei ole vakio mitattuna juuri havaittavissa olevina eroina (JND). Joidenkin harmaasävyjen välinen ero voi olla pienempi kuin yksi JND, jolloin havaitsija ei tunnista niitä erillisiksi sävyiksi. Vastaavasti joidenkin harmaasävyjen välinen ero voi olla niin suuri, että tuloksena on porrastumisartefakta. Näytön DICOM-kalibroinnissa luodaan harmaasävyjen hakutaulu (Look-up Table, LUT), joka kytkee DDL-arvon GSDF:n mukaiseksi arvoksi. Kalibroinnissa luotu uusi LUT sijaitsee joko näytönohjaimessa tai näytössä [25, 43].

Tavanomaisissa näytönohjaimissa LUT:n koko ja DDL:ien määrä on 8 bittiä (256 eri tasoa). Erikoisnäytönohjaimissa LUT:n koko on 10 – 13 bittiä ja DDL:iä on käytettävissä 10 bittiä [49]. Lääketieteellisissä näytöissä LUT:n koko on 10 – 13 bittiä ja harmaasävyjä on käytössä 10 – 12 bittiä (DDL) [34, 35]. Kuluttajatasoissa näytöissä ei tavallisesti ole käyttäjän ohjelmoitavissa olevaa LUT:ia, joten kalibrointiin täytyy käyttää näytönohjaimen LUT:ia. Kun näyttö kalibroidaan 8-bittisen näytönohjaimen avulla, näytettävien harmaasävyjen määrä laskee alle 256:n. Tämä johtuu siitä, että kalibrointi poistaa LUT-taulukon sopimattomat harmaasävyt esittääkseen kuvan GSDF:n mukaisesti [25].

DICOM-kalibrointi suoritetaan mittaamalla LUT-arvoja vastaavat luminanssit näytön pinnalta luminanssimittarilla. Vähimmäismääränä voidaan pitää AAPM TG18 -raportin suosittelemaa 18:a mittapistettä. LCD-näyttöjen kalibroinnissa suositellaan kuitenkin käytettävän huomattavasti useampia mittauspisteitä, koska luminanssi voi vaihdella epäjatkovasti LUT-arvojen välillä. Varminta on tehdä laaja mittaus, jossa mitataan koko harmaasävyalue. Luminanssin mittaus suoritetaan näyttöön nähden kohtisuoraan, jotta LCD-näyttöjen luminanssin ja kontrastin katselusuuntariippuvuus ei vaikuttaisi tuloksiin. Kalibrointi voidaan tehdä harmaasävyntäyttöjen lisäksi värinäytöille. Värinäytöillä määritetään harmaasävyjen lisäksi myös värisävyt, jotta kalibrointujen näyttöjen välillä ei olisi värieroja. [23, 25]

Nykyään lääketieteelliseen käyttöön tarkoitetuissa näytöissä on sisäinen taustavalon luminanssimittari, jonka avulla näytön taustavalo saadaan pidettyä halutulla tasolla taustavalon himmenemisestä huolimatta. Tämän ansiosta näytön luminanssivaste pysyy DICOM-standardin mukaisena pidempään. [34, 35]

3.3.2 Katseluympäristön optimointi

Katseluympäristön optimoinnin tavoitteena on minimoida silmän adaptaatiotilan vaihtelut siirrettäessä katsetta näytön ja ympäristön välillä [15]. Suuret vaihtelut luminanssissa johtavat havainnoinnin heikentymiseen ja silmien rasittumiseen [15, 16]. Reunaehdot optimoinnille asettaa TG18-ohjeistus [23].

Radiologisten kuvien tulkintaan käytettävissä huoneissa valaistusvoimakkuus asetetaan niin, että TG18-raportissa määritetyn näytön minimiluminanssin L_{min} ja vallitsevan valon näytölle aiheuttaman luminanssin L_{amb} suhde $L_{amb} \leq 0,6 \cdot L_{min}$ pätee, ja näytön luminanssisuhte on suurempi kuin 250. Tämän perusteella katselutilan valaistusvoimakkuudeksi asetetaan tyypillisesti 2 – 60 lux. Tässä lähestymistavassa ei kuitenkaan oteta huomioon, että luminanssi L_{adp} , johon katsojan silmä adaptoituu radiologisia kuvia katseltaessa, eroaa himmeissä katselutiloissa merkittävästi ympäristön pintojen luminanssista L_s . Kalibroidulla nestekidenäytöllä, jolla L_{max} ja LR ovat kummatkin 300 – 600, voi ero olla jopa 35 cd/m^2 . Seurauksena on silmien rasittuminen. [15]

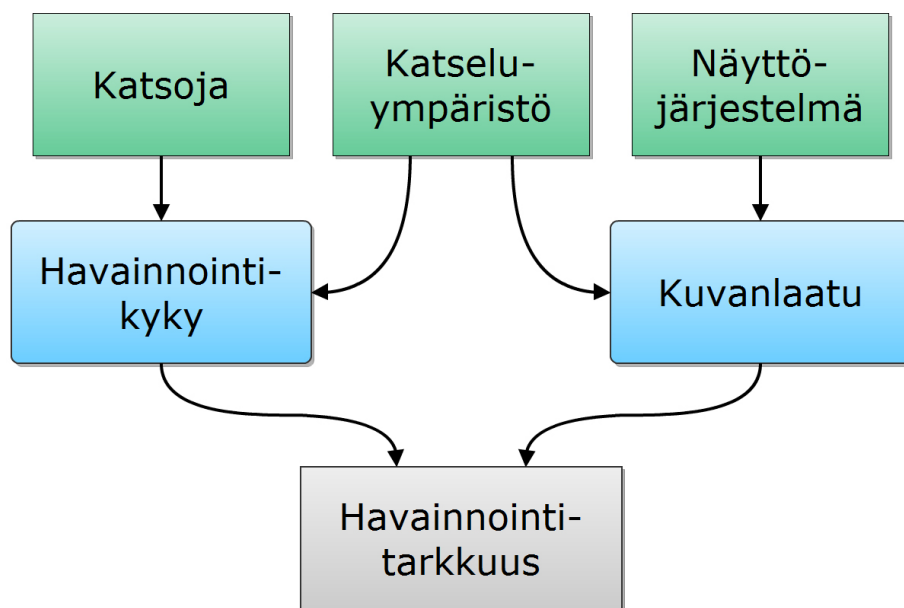
Kasvattamalla katselutilan illuminanssia ja/tai ympäristön pintojen heijastavuutta, lähenyvät L_{adp} ja L_s tiettyyn pisteeseen saakka, jonka jälkeen ne eroavat taas. Tila, jossa adaptaatiotasojen vaihtelut minimoituvat, riippuu ympäristön pintojen ja näytön pinnan diffuuseista heijastustekijöistä sekä näytön kontrastisuhteesta ja maksimiluminanssista. Kasvattamalla katselutilojen pintojen heijastavuutta ja illuminanssia voidaan vähentää silmien rasittumista pitäen kuitenkin kiinni TG18-raportissa annetuista ehdoista. Esimerkiksi katselutilan valaistus 75 – 150 lux ja ympäristön pintojen diffuusien heijastustekijöiden $0,13 - 0,22 sr^{-1}$ tuottavat ideaalisen ympäristön tyyppiselle diagnostiselle nestekidenäytölle. [15] Lisäksi radiologisien kuvien katsomiseen käytettävän työaseman ympäristö tulisi järjestää sellaiseksi, ettei näytöltä heijastu kirkkaita kohteita tai valonlähteitä [23].

4 Havainnointitarkkuus

Kuvanhavainnointia on tutkittu lähinnä näyttölaitteen yksittäisten parametrien vaikutusten kautta. On selvitetty esimerkiksi luminanssin (esim. Herron ym. 2000 [33]) tai näytön harmaasävyjen määrään (esim. Kimpe & Tuyschaever 2007 [43]) vaikutusta kuvanhavainnointiin. Toisaalta on tutkittu myös näyttöjen teknisiä ominaisuuksia, laadunvalvontaa ja kuvankatseluolosuhteita sekä tehty vertailua radiologisten yksiköiden ja terveystieteiden välillä, mutta ei tutkittu eri tekijöiden vaikutusta havainnointituloksiin (esim. Liukkonen 2010 [1]).

Kuvanhavainnointiin liittyvä suomenkielinen termistö on tutkimuksen vähyydestä johtuen vielä vakiintumatonta. Tässä työssä käytetty käsite havainnointitarkkuus kuvaa sitä tarkkuutta, jolla katsoja havaitsee esitetystä kuvasta kohteet. Havainnointitarkkuus muodostuu luvuissa 2 ja 3 käsitellyjen havainnointikyvyn ja kuvanlaadun pohjalta, ks. kuva 24. Nämä kaksi liittyvät toisiinsa niin kiinteästi, että jo toisen heikko laatu voi romuttaa havainnointitarkkuuden. Tämä korostuu erityisesti haastavien kohteiden tulkinnessa.

Havainnointitarkkuus on radiologisen kuvan tulkitsemisen kannalta olennainen tekijä, sillä se vaikuttaa kuvasta tehdyn diagnoosin herkkyyteen eli sensitiivisyyteen (kyky havaita ominaisuuden olemassaolo) ja tarkkuuteen eli spesifisyyteen (kyky havaita ominaisuuden puuttuminen) [50]. Havainnointitarkkuutta voidaankin pitää diagnostisen tarkkuuden ja varmuuden lähikäsitteenä.



Kuva 24: Havainnointitarkkuus

Katsojan havainnointikykyyn vaikuttavia tekijöitä ovat luvussa 2 esitellyn näkökyvyn lisäksi mm. koulutus, työkokemus, kohteiden etsintäkuviot (katseen liikeradat kussakin tutkimustyyppissä), kuvankatsomisetaisyys ja havainnointiaika. [51] Ne ovat merkityksellisiä diagnoosin tekemisen kannalta, sillä kuvista saatava tieto on merkityksellistä vain silloin, kun katsojalla on hallussaan tietoa, jonka avulla havaitut kuvan piirteet saavat merkityssisällön. Tällaista tietoa ovat esimerkiksi faktat, mallit ja teorit, jotka liittyvät havaintokohteeseen. Havainnoijakeskeisestä näkökulmasta havainnointitarkkuuden määrää se, kuinka hyvin asiantuntija kykenee löytämään

kuvasta tarvitsemansa tiedot. Onkin mahdollista tehdä täysin oikea diagnoosi epätäydellisestä kuvasta, kunhan siinä on havaittavissa piirre, jonka havainnoitsija yhdistää oikeaan diagnoosiin. [6]

Näyttölaitteen kuvanlaatua voidaan fysikaalisesti pitää hyvänä silloin, kun kuvassa toistuvat mahdollisimman tarkasti kaikki ne piirteet, jotka esiintyvät alkuperäisesäkin kuvakohteessa, ks. tarkemmin luku 3.2. Tällöin kuvan laatu voidaan mitata puhtaasti fysikaalisena tai matemaattisena ominaisuutena, joka on jokin funktio kuvan tärkeimmistä ominaisuuksista, kuten harmaasävyjen määrästä, luminanssivasteesta ja kohinasta. [6] Kooste kuvanlaatua käsittelevistä tutkimuksista ja sen havainnointitarkkuuteen vaikuttavista osa-alueista on liitteessä 1 (taulukko 27).

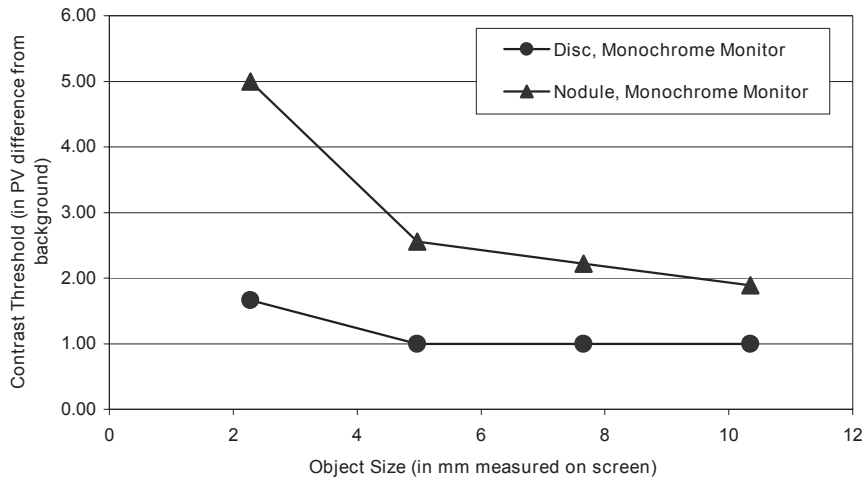
Näyttöjärjestelmän ja katseluympäristön ominaisuuksien perusteella kliinikkolääkäreiden kuvanhavainnoinnin lähtökohdat ovat usein heikommät kuin radiologien. Pääsyitä ovat, että (1) yleensä kliinikoiden näytöt ovat DICOM-kalibroimattomia perusvärinäyttöjä, (2) katselutilojen valaistus on tyypillisesti liian kirkas ja näyttöjen sijoittelu monesti epäedullinen, mikä johtaa heijastuksiin näytöllä ja (3) laadunvalvontaa ei tehdä, joten edellä mainittuja seikkoja ei korjata tai edes tiedosteta.[1]

KSKS:n tilanne noudattelee edellä kuvattua. Radiologien työasemien näytöt ovat kalibroituja ja näyttöjen tekninen laatu vastaa kullakin työasemalla lausuttavien modaaliteettien vaativuutta. Kliinikkolääkäreiden näytöt ovat pääasiassa tavanomaisia toimistokäyttöön tarkoitettuja näyttöjä eikä niitä kalibroida. Näyttöjen laadunvalvontaa tehdään ainoastaan radiologisella osastolla. Myös radiologien katseluolosuhteet ovat kontrolloidummat: suurimmassa osassa tiloja valaistus on himmeä ja ulkopuolisen valon pääsy tilaan on estetty.

4.1 Arviointi

4.1.1 Kontrasti-detalji-testi

Näyttölaitteiston kontrasti-detalji-ominaisuuksien määrittäminen on tehokas työkalu havainnointitarkkuuden arvioimiseen [52]. Se ottaa huomioon näyttöpäätteen fysikaaliset ominaisuudet, havainnoijan psykofyysiset ominaisuudet sekä katseluolosuhteet. Kontrasti-detalji-testeissä (Contrast-detail test, C-D test) katsojalle esitetään tavallisimmin ympyrän tai neliön muotoinen kohde, joka on sijoitettu tasasävyiselle taustalle. Testi pohjautuu oletukseen, että mitä suurempi kohde, sitä pienempi kontrasti tarvitaan sen havaitsemiseen. Vastaavasti pienemmän kohteen havaitsemiseen vaaditaan suurempi kontrasti. Kohde voi sijaita taustalla satunnaisessa paikassa tai tausta voi olla jaettu osiin, joista yhdessä kohde sijaitsee. Havainnoijan tehtävänä on paikantaa kohde. Jos havainnoija paikantaa kohteen oikein, hänelle esitetään uusi kohde, jonka kontrasti suhteessa taustaan on edellistä matalampi. Kohteiden esittämistä katsojalle jatketaan niin pitkään, kunnes katsoja ei enää saa riittävän luotettavasti paikannettua kohdetta. Tämän jälkeen katsojalle esitetään uusi kohde, jonka koko poikkeaa edellisestä. Menetelmää kutsutaan pakkovalinnaksi. Testistä saatava kontrasti-detalji-kuvaaja esittää sekä näyttöjärjestelmän kykyä esittää matalakontrastisia kohteita että havainnoitsijan kykyä tunnistaa näitä kohteita, ks. kuva 25. Pisteet kuvaajalla esittävät pienintä havaittavaa kontrastia kullakin kohdekoolla. Tyypillisesti vaaka-akselilla on kohteen koko ja pystyakselilla kohteen kontrasti suhteessa taustaan. Kuvaajan viiva erottaa ylä- ja alapuolelleen kohteet, jotka voidaan havaita ja kohteet, joita ei voida havaita. [53, 52]



Kuva 25: Tasasävyisen (disk) ja epäterävän kohteen (nodule) Kontrasti-detallikuvaajat Wangin ym. (2009) tutkimuksessa [52].

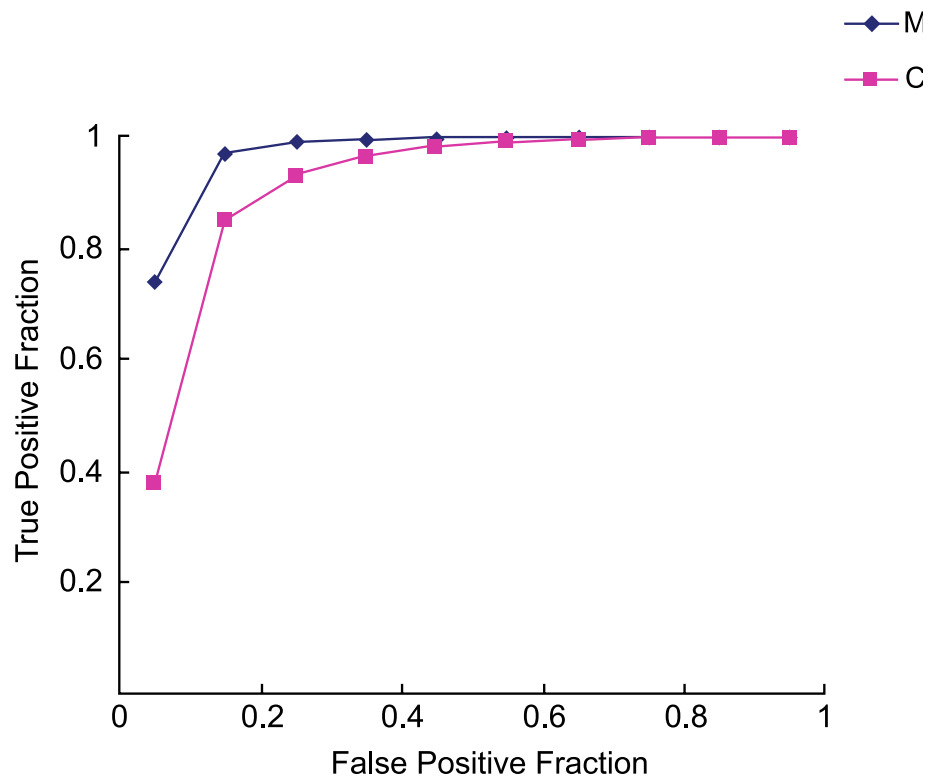
Kontrasti-detallikuvaajan tiedetään riippuvan useista tekijöistä, kuten luminanssista ja testin kohteen tyypistä. Teräväreunaiset testikohteet, joissa pikseliarvo on sama koko kohteen alalla, ovat helpommin havaittavissa kuin epäterävät kohteet. Epäterävillä kohteilla kontrasti suhteessa taustaan kasvaa vähitellen saavuttaen maksimin kohteen keskellä. Epäterävät, ympyränmuotoiset kohteet ovat mahdollisesti parempia näyttölaitteiden välisten laatuerojen havaitsemiseen, koska ne ovat haastavimpia kohteita havaita. [52]

4.1.2 ROC-käyrä

Toinen tyypillinen havainnointitarkkuuden tutkimismenetelmä on ROC-käyrä (Receiver Operating Characteristic curve, ROC-curve) [54]. Menetelmää käytetään yleisesti diagnostisten testien hyvyden arvioimisessa. Se on X-Y koordinaatistoon piiretty kuvaaja missä X-akselilla on väriin positiivisten tulosten osuus (1-spesifisyys) ja Y-akselilla oikeiden positiivisten tulosten osuus (sensitiivisyys) kaikilla mahdollisilla kynnsarvoilla laskettuna. Käyrä esittää, kuinka sensitiivisyys muuttuu väriin positiivisten tulosten funktiona. [55, 56]

Käyrän alle jäävän pinta-alan (area under curve, AUC) mittauksessa saatava numeroarvo asettuu aina välille 0,5 - 1. Numeroarvo ilmoittaa sen todennäköisyyden, millä kaksi satunnaisesti valittua tapausta asettuvat testissä oikeaan järjestykseen. Jos testin AUC-arvo on esim. 0,95, tulkitaan että 95 %:ssa tapauksista satunnaisesti valitun sairaan henkilön mitta-arvo on suurempi kuin satunnaisesti valitun terveen henkilön arvo, mikäli suuri arvo merkitsee sairautta. Näin ollen täysin erottelukyvön testi saa arvon 0,5 ja erottelukyvyltään täydellinen testi arvon 1. Pinta-alan tulkinnassa arvot $> 0,7$ kertovat yleensä varsin hyvästä erottelukyvystä. [55, 56]

Optimaalinen ROC-käyrä kulkee koordinaatiston vasemman yläkulman kautta (0, 1), tarkoittaen 100 % sensitiivisyyttä ja spesifisyyttä. Tällöin kaikki positiiviset tulokset tulkitaan positiivisiksi ja negatiiviset negatiivisiksi. Käyrän alle jäävä pinta-ala on sama kuin todennäköisyys sille, että havainnoija arvioi satunnaisen positiiv-



Kuva 26: Radiologin ROC-kuvaajat lääketieteelliseen käyttöön tarkoitetulla monitorilla (M) ja kuluttajatason monitorilla (C) Liangin ym. (2006) tutkimuksessa [54].

visen tuloksen mittausarvon korkeammalle kuin satunnaisesti valitun negatiivisen löydöksen, mikäli suuri arvo indikoi positiivista tulosta. [55, 56]

5 Metodit

5.1 Aineiston keruu

Keväällä 2010 tutkimuksen aiheeksi päätettiin Keski-Suomen keskussairaalan (KSKS) lääkäreiden havainnointitarkkuus. Tutkimusongelmiksi valittiin seuraavat kysymykset: 1. Mitkä tekijät vaikuttavat havainnointitarkkuuteen eniten? 2. Voisiko havainnointitarkkuutta merkittävästi parantaa teknisin toimenpitein?

Aineiston kerääminen päätettiin toteuttaa sähköisenä kyselynä internetissä käyttäen Webropol-ympäristöä. Webropol on www-selaimella käytettävä sovellus, jolla on helppo suunnitella ja toteuttaa kyselyitä. Valmista ympäristöä hyödyntämällä vältettiin oman kyselyjärjestelmän vaatima ohjelmointityö.

Kyselyä toteutettaessa pidettiin tärkeänä, että siihen vastaaminen olisi helppoa eikä kestäisi yli 10:tä minuuttia. Tällä pyrittiin minimoimaan kyselyyn vastaamisen keskeyttäminen. Kysely rakennettiin niin, että se toimii parhaiten näytöillä, joiden osoitettavuus on 1280x1024 px, koska ne ovat KSKS:n klinikoilla kaikkein yleisimpiä. Menetelmän erottelevuutta ja käytettävyyttä testattiin ennakkoon pienellä lääkäreiden ja fyysikoiden joukolla kesäkuussa 2010. Testijoukon vastausten perusteella kysely oli sopivan mittainen, mutta jotkut kysymykset ja tehtävänannot vaativat pientä tarkentamista. Testikäyttö osoitti, että kysely on myös erottelukykyinen eli testijoukon vastauksissa oli riittävästi hajontaa.

Kysely toteutettiin Keski-Suomen keskussairaalassa kesäkuussa 2010. Vastaamisaikajankohda haluttiin sellaiseksi, ettei suurin osa lääkäreistä vielä olisi ehtinyt lähteä kesälomille, joten kysely julkaistiin 7.6.2010 ja se sulkeutui 31.6.2010. Kyselyyn vastaamisesta muistutettiin sähköpostiviestillä viikko ennen kyselyn sulkeutumista. Käytetty kysely on kokonaisuudessaan liitteessä 3. Kyselyssä käytetty termi kuvanhavainnointikyky muutettiin raportointivaiheessa paremmin asiaa kuvaavaksi havainnointitarkkuudeksi.

Ensimmäistä pyyntöä vastata kyselyyn jaettiin sekä sähköisesti että paperilla. Sähköisesti pyyntö lähetettiin klinikkolääkäreiden sähköpostilistoilla oleville. Kliinikkolääkäreiksi katsottiin seuraavat henkilöstöryhmät: anestesiayksikön lääkärit, hammaslääkärit, ihotautilääkärit, keuhkolääkärit, kirurgit, korvalääkärit, lastenlääkärit, lasten neurologit, gynekologit, neurologit, onkologit, ortopedit, silmälääkärit ja sisätautilääkärit sekä kaikkien näiden ryhmien erikoistuvat lääkärit. Näillä listoilla oli kesäkuun 2010 alussa yhteensä 403 nimeä, mutta koska osa lääkäreistä kuului useammalle listalle, todellisuudessa henkilöitä oli 272. Noin viikon kuluttua kyselyn avaamisesta saatiin tietää, etteivät kaikki KSKS:n klinikot olleet saaneet pyyntöä vastata tutkimukseen, koska esimerkiksi klinisen fysiologian ja neurofysiologian lääkärit eivät olleet em. listoilla. Näille klinikkolääkäreille jaettiin kyselyynvastaamispyyntö paperilla. Pyyntö jaettiin paperilla myös radiologeille, koska useimmiten he eivät lue sähköpostiaan radiologisten kuvien lausuntotyöasemilla. Sähköisesti lähetetty linkki kyselyyn oli yksilöllinen jokaiselle vastaajalle, joten Webropol-järjestelmä pystyi pitämään kirjaa vastanneista ja vastaamatta jättäneistä henkilöistä. Sähköpostilla lähetettyä linkkiä käyttäen kyselyyn pystyi siis vastaamaan vain kerran. Paperilla jaettu linkki kyselyyn oli kaikille vastaajille sama. Periaatteessa on siis mahdollista, joskin hyvin epätodennäköistä, että yksi henkilö on vastannut kyselyyn useamman kerran.

Luotettavuuden ja mielekkään tilastollisen analyysin mahdollistamiseksi pyyntöä vastata kyselyyn jaettiin mahdollisimman monelle lääkärille. KSKS:n tilastollisten menetelmien asiantuntija piti riittävän vastausmäärän alarajana 30:ä. Aiemmissa KSKS:ssa tehdyissä sähköisissä käyttäjätyytyväisyyskyselyissä on vastausprosentti ollut n. 20, joten oletettiin, että 272 olisi riittävä otoskoko. Kyselyyn vastasi 52 kliinikkolääkärinä ja 12 radiologia. Sähköiseen kyselyyn saatiin 52 vastausta, jolloin vastausprosentti oli 19 %.

5.2 Testausmenetelmät

5.2.1 Havainnointikyky

Havainnointikykyä kartoitettiin katsojan taustatietojen perusteella. Taustatietoina haluttiin kysyä tekijöitä, joiden tiedettiin vaikuttavan havainnointitarkkuuteen. Taustoittaviksi muuttujiksi valittiin niistä sellaiset, jotka oli mahdollista selvittää testin tavoiteajassa ja kyselyjärjestelmän puitteissa, ks. taulukko 1. Näkökyvyn tiedetään heikkenevän ihmisen vanhetessa [5], joten vastaajilta kysyttiin heidän ikänsä. Silmälasien käyttöä kysyttiin, koska niiden tiedetään voivan vaikuttaa näkökyvyn sekä heikentävästi että parantavasti, ks. tarkemmin luku 2.2.2. Ihmisen näköjärjestelmän kontrastiherkkyys voi parantua sopivalla toistuvalla stimulaatiolla [57], joten vastaajilta kysyttiin myös työkokemuksen pituutta. Arvio omasta näkökyvystä pyydettiin, jotta voitaisiin vertailla koettua ja testeillä havaittua havainnointitarkkuutta. Lisäksi vastaajilta kysyttiin, ovatko he kliinikkolääkäreitä vai radiologeja. Vastaajien jako näihin ryhmiin on merkityksellinen, koska (1) radiologeilla on käytössään paremmat kuvannäyttölaitteet, (2) radiologeilla kuvankatselutilojen valaistus on optimoitu ja (3) radiologit ovat kokeneita kuvien katsojia. Kysymyksiin vastaaminen toteutettiin alasetovalikoilla ja valintanapeilla.

Taustatietona käsiteltiin myös kyselyn vastaamiseen kulunutta aikaa, joka selvitettiin vastaamisen aloitus- ja lopetusajan perusteella.

Taulukko 1: Katsojan ominaisuuksiin liittyvät muuttujat

Muuttuja	Vastausvaihtoehdot
Sukupuoli	Mies, Nainen
Ikä (vuosissa)	20-24, 25-29, 30-34, 35-39, 40-44, 45-49, 50-54, 55-59, 60-64, 65 ja yli
Työkokemus (vuosissa)	0-1, 2-5, 6-10, 11-20, 21-30
Toimenkuva	Kliinikko, Radiologi
Käytätkö silmälaseja	Kyllä, Ei
Arvio omasta näkökyvystä	Likert asteikko, 1 (Heikko), 2, 3, 4, 5, 6 (Erinomainen)
Vastausaika	aika minuuteissa

5.2.2 Kuvanlaadun mittaaminen

Näyttöjärjestelmän ominaisuudet Näytön tekniset ominaisuudet selvitettiin työaseman yksilöllisen tunnisteiden eli isäntänimen kautta. Näyttölaitteen suorituskykyä eli luminanssivastetta, luminanssin kulmariippuvuutta ja heijastuksia puoles-

taan tutkittiin vastaajan suorittamilla visuaalisilla testeillä. Geometrisia poikkeamia, luminanssin spatiaaliriippuvuutta ja näytön väriä ei mitattu, koska niiden ei katsottu merkittävästi vaikuttavan havainnointitarkkuutta mittaavan testin tulokseen. Bittisyvyyttä ei mitattu, koska sen tiedettiin olevan kaikilla näytöillä kahdeksan tai vähemmän. Kohinaa ei mitattu, koska se olisi pidentänyt testin kestoja.

Näytön teknisten ominaisuuksien selvittäminen on vastaajalle työlästä, joten nämä tiedot selvitettiin KSKS:n tietohallinnon tietokannoista jälkikäteen isäntänimen perusteella. Sen avulla saatiin useimmista työasemista merkittävästi tietoa. Osa näyttöjen teknisistä ominaisuuksista selvitettiin mallinimen perusteella valmistajien www-sivuilta.

Isäntänimen selvittämiseksi esitettiin kaksi tapaa. (1) Avaamalla työpöydältä osoitteet.txt ja katsomalla isäntänimi sieltä. (2) Avaamalla “Järjestelmän ominaisuudet” -ikkuna ja katsomalla isäntänimi sieltä. Menetelmän testauksessa kävi kuitenkin ilmi, etteivät kaikki lääkärit tienneet käsitettä “työpöytä”. Ongelma ratkaistiin tekemällä opetusvideo, jossa näytetään vaihe vaiheelta, kuinka avataan “Järjestelmän ominaisuudet” -ikkuna ja katsotaan isäntänimi sieltä. Video pysähtyi jokaisessa käyttäjän toimintaa vaativassa kohdassa. Aina, kun käyttäjää pyydettiin tekemään jotain, näytettiin myös näppäimistön kuvalla, mitä näppäimiä käyttäjän tuli painaa. Opetusvideon seuraavaan vaiheeseen pääsi painamalla kyselylomakkeessa olevaa painiketta.

Isäntänimen perusteella työasemista pyydettiin tietohallintokeskukselta seuraavat tiedot: työaseman asennuspäivä, näytönohjain ja näyttömalli. Näytön mallinumeron avulla selvitettiin näytön paikkaerotuskyky, näytön maksimikirkkaus ja paneelityyppi, taulukko 2.

Taulukko 2: Näytön tekniset ominaisuudet

Muuttuja	Vastausvaihtoehdot / tyyppi
Näytön malli	Mallin nimi
Näytön maksimikirkkaus	cd/m^2
Näytön paneelityyppi	TN, PVA, IPS
Paikkaerotuskyky	mm/px

Heijastukset Heijastuksia tutkittiin muuttujilla, jotka kuvaavat (1) näytön pinnassa havaittuja heijastuksia ja (2) ympäröivän valon vaikutuksia tummien matalakonstrastisten kohteiden havaitsemiseen. Näytön pinnan heijastuksia havainnoitiin näyttämällä näytöllä musta kuva, jonka kohdalla heijastuksia on helpointa havaita. Heijastustyyppit on esitelty taulukossa 3 ja kuvassa 14 (luku 3.2.1).

Ympäristön valaistuksen voimakkuutta arvioitiin matalakonstrastinen viivoituksen avulla. Testikuva on muuten TG18-AD-testikuvan kaltainen (kuva 16), mutta jokaisen ruudun viereen on lisätty järjestysnumero, jonka mukaisesti kontrasti kasvaa. Ruudukossa on 49 ruutua jaettuna seitsemään sarakkeeseen seitsemälle riville. Ruutujen koko on 71x71 px. Ruutujen reunassa on yhden pikselin paksuinen viiva, jonka pikseliarvo on 49. Ruudun sisällä on kahden pikselin paksuisia vaakaviivoja. Joka toinen viiva on musta (pikseliarvo 0) ja joka toinen viiva on harmaa. Harmaiden viivojen pikseliarvo kasvaa ruudun järjestysnumeron myötä ollen ensimmäisessä ruudussa 1, seuraavassa 2 ja viimeisessä 49.

Testissä katsojan tuli valita järjestyksessä ensimmäinen ruutu, jossa hän havaitsee vaakaviivoitusta. AAPM:n ohjeesta poiketen testissä kuvaa tutkittiin ainoastaan valitsevassa valaistuksessa, koska kaikki testihenkilöt eivät välttämättä olisi pystyneet vaikuttamaan työtilan valaistukseen.

Taulukko 3: Näytön heijastusten karakterisoinnin muuttujat

Heijastustyyppi	Muuttuja	Vastausvaihtoehdot
Peiliheijastus	Peilimäisiä heijastuksia	Kyllä, Ei
Huntuheijastus	Epäteräviä valoheijastuksia	Kyllä, Ei
Huntuheijastus	Lääkärintakki tai henkilökortti heijastuu	Kyllä, Ei
Ei heijastuksia	Ei heijastuksia näytössä	Kyllä, Ei
Hajaheijastus	Matalakontrastinen viivoitus	1 - 49

Luminanssivaste Luminanssivastetta päätettiin tutkia ainoastaan näytön tummimmilla ja vaaleimmilla sävyillä, koska keskisävyjen toistossa ei yleensä ole ongelmia [1]. Näytön tumman ja vaalean pään sävyjen toiston mittaus toteutettiin kahdella ruudukolla, joissa taustan päällä oli numeroituja ruutuja. Mustalla taustalla (pikseliarvo 0) ruudut vaalenivat ja valkoisella taustalla (pikseliarvo 255) tummenivat. Katsojan tuli valita kummastakin kuvasta ensimmäinen ruutu, joka erottuu taustasta. Ruutujen kontrastit taustaan nähden olivat pikseliarvoiltaan 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 15, 20, 25, 30 ja 40, ja nämä numerot oli myös kirjoitettu ruutujen päälle. Ruutujen kontrastit valittiin siten, että asteikko oli hienojakoisempi lähimpänä mustaa ja etäännyttäessä se harveni. Näin saatiin katettua laajempi vaadittavien pikseliarvojen joukko pitäen kohderuudut kohtuullisen suurina. Sekä mustalle että valkoiselle taustalle asetettujen ruutujen kirkkaus poikkesi taustasta ruudun päällä olevan numeroarvon verran, eli mustalla taustalla neljäntenä olevan ruudun pikseliarvo on 4 ja valkoisella taustalla neljännen ruudun pikseliarvo on 251. Muuttujat ja niiden vastausvaihtoehdot on esitelty taulukossa 4.

Ruutujen havaitsemiseen vaikuttavat näytön lisäksi myös katsoja ja etenkin tummimmilla ruuduilla myös ympäristön valaistus. Katsojan näönterävyyden vaikutusta pyrittiin minimoimaan käyttämällä suuria kohderuutuja. Jotta vallitsevan valon vaikutus tummimpien ruutujen havaitsemiseen olisi voitu sulkea pois, olisi testi pitänyt tehdä pimennetyssä tilassa. Kaikilla vastaajilla ei kuitenkaan olisi ollut mahdollisuutta pimentää katselutilaa, joten testi päätettiin suorittaa normaaleissa valaistusolosuhteissa.

Koska kyselyn taustaväriksi oli valittu musta, testiruudukko täytyi käytännössä rakentaa yhdestä kuvasta, jossa mustalle (vaalean pään ollessa kyseessä valkoiselle) taustalle oli asetettu vaalenevia (vaalean pään toistoa mitattaessa tummenevia) ruutuja, ks. liitteen 2 kuvat 38 ja 39. Testikuvan koko oli 1000x600 px ja ruudut olivat kooltaan 125x125 px. Koska kaikki kohderuudut olivat osa yhtä kuvaa, ei oikeaa ruutua voinut valita painamalla sitä. Tämän takia kuvan alle lisättiin ruutujen numeroita vastaavat painikkeet, joista vastaajan tuli valita tummimman/vaaleimman havaitsemansa ruudun numeroa vastaava.

Luminanssin kulmariippuvuus Luminanssivasteen ja luminanssin katselukulmariippuvuuden selvittämiseen visuaalisesti käytetään usein AAPM:n TG18 -rapor-

Taulukko 4: Näytön äärisävyjen toisto

Muuttuja	Vastausvaihtoehdot / tyyppi
Tummin erottuva ruutu	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 15, 20, 25, 30, 40
Vaalein erottuva ruutu	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 15, 20, 25, 30, 40

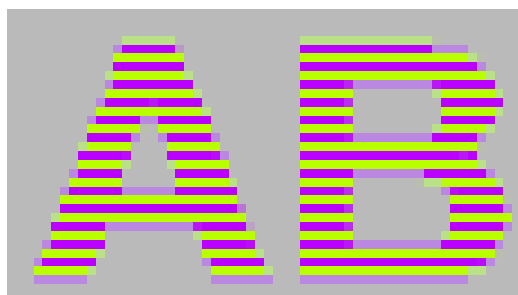
tissa esiteltyä testikuvaa TG18-CT (kuva 17). TG18-CT -testikuvasta on kuitenkin ilman apuvälineitä vaikea päätellä kulmaa kovinkaan tarkasti. Koska suuri osa vastaajien näytöistä on kalibroimattomia, voidaan olettaa, etteivät kaikki puolipallokohteet olisi erottuneet edes optimitilanteessa eli kuvaa kohtisuoraan katsottaessa. Tämän takia kuvankatselukulman testaus päätettiin toteuttaa yksinkertaisemmalla testillä, jonka avulla saadaan selville, onko näytön luminanssin toisto katselukulmalle herkkä, eli vaikuttaako katselukulma sävyjen toistumiseen.

Käytettäväksi valittiin testi, jossa katsotaan harmaalla taustalla olevaa tekstiä. Tekstin sävy suhteessa taustaan muuttuu katselukulman mukaan, jos näyttö on herkkä katselukulmalle. Näytöllä, jonka sävyjen toistoon katselukulma ei juurikaan vaikuta, teksti näkyy samansävyisenä kaikkialla näytön alueella, eikä katselukulman vaihtaminen vaikuta sävyjen toistoon. Näytöllä, joiden sävyjen toistoon katselukulma vaikuttaa, teksti näkyy erisävyisenä näytön eri osissa. Kohtisuoraan näyttöä katsottaessa teksti saattaa esimerkiksi keskellä näyttöä näkyä harmaana, lähestyttäessä näytön yläreunaa muuttua vihreäsävyiseksi ja kohti näytön alareunaa mentäessä vaihtua violetinsävyiseksi. Katselukulmaa vaihdeltaessa myös kohta, jossa teksti näkyy harmaana, voi liikkua. Jotta testi toimisi, täytyy näytön ja näytönohjaimen osoitettavuuksien vastata toisiaan. [58]

Testistä tehtiin tähän tutkimukseen oma versio Photoshop CS2 -ohjelmalla, kuva 27. Harmaalla pohjalla toistuva ABCDEF-teksti näyttää kohtisuoraan katsottaessa koostuvan vaaleista ja tummista vaakasuuntaisista viivoista. Todellisuudessa teksti rakentuu kuitenkin yhden pikselin paksuisista vihreistä ja violeteista viivoista, kuva 27b. Vastaajaa pyydettiin valitsemaan kahdesta väittämästä sopivampi: “Tekstin sävy on erilainen näytön eri osien välillä ja/tai sävy muuttuu, kun päätä liikuttaa” tai “Tekstin sävy on sama koko näytön alalla ja se ei muutu päätä liikuttaessa”.



(a) Testikuvassa toistuva kuvio



(b) Suurennos tekstistä

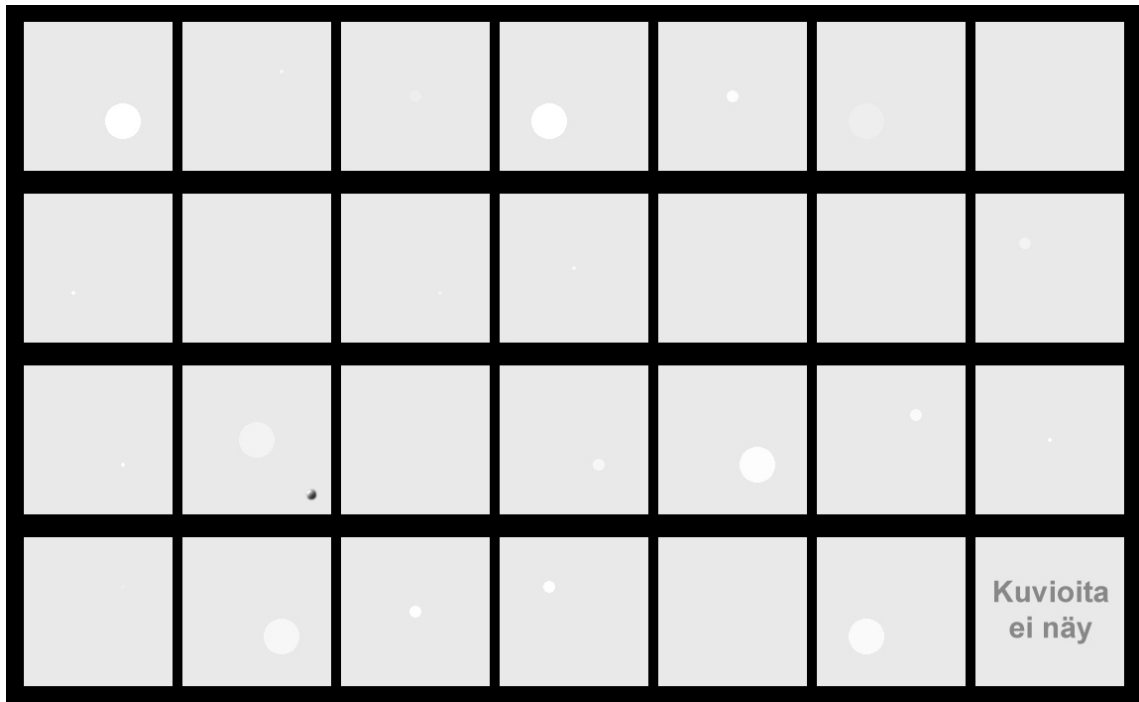
Kuva 27: Katselukulman vaikutusten tutkimiseen käytetty testikuva.

5.2.3 Havainnointitarkkuuden mittaaminen

Valtaosa lääketieteellisistä kuvista on staattisia harmaasävykuvia, joten havainnointitarkkuuden testien on tärkeä mitata luminanssin muutosten eli kirkkauserojen havaitsemista [52]. Kaikki mittaukset haluttiin suorittaa todellisissa kuvankatseluolosuhteissa, joissa ympäristön ominaisuudet, kuten valonlähteet ja heijastukset vaikuttavat suoritukseen. Vastaaajia ei myöskään pyydetty parantamaan suoritustaan millään keinoilla, kuten silmälasien puhdistamisella, valaistuksen himmentämisellä tai näytön asetusten säätämällä. Näin pyrittiin saamaan mahdollisimman hyvin todellista käyttötilannetta vastaavat tulokset.

Myös vastaajien eri koulutustaustojen vaikutus haluttiin sulkea pois, joten havainnointitarkkuuden mittaamiseen ei käytetty lääketieteellisiä kuvia. Lääketieteellisiä kuvia on vaikea käyttää laajakirjoisen lääkärijoukon havainnointitarkkuuden testauksessa ilman, että osa hyötyisi kuvien liittymisestä omaan erikoistumisalaansa. Jos mittarina käytettäisiin esimerkiksi diagnoosin tekemistä keuhkokuvista, radiologit ja keuhkolääkärit saisivat varmasti parhaita tuloksia. Synteettisillä testikuvilla, jotka perustuvat esimerkiksi tasaiselta taustalta havaittaviin geometrisiin kohteisiin tai kirjaimiin, voidaan vähentää kokemuksen ja koulutuksen vaikutusta testituloksiin. Testikuvista havainnoitavien kohteiden tulee kuitenkin olla luonteeltaan samankaltaisia kuin lääketieteellisten kuvien kohteiden, eli matalakontrastisia ja vaihtelevan kokoisia.

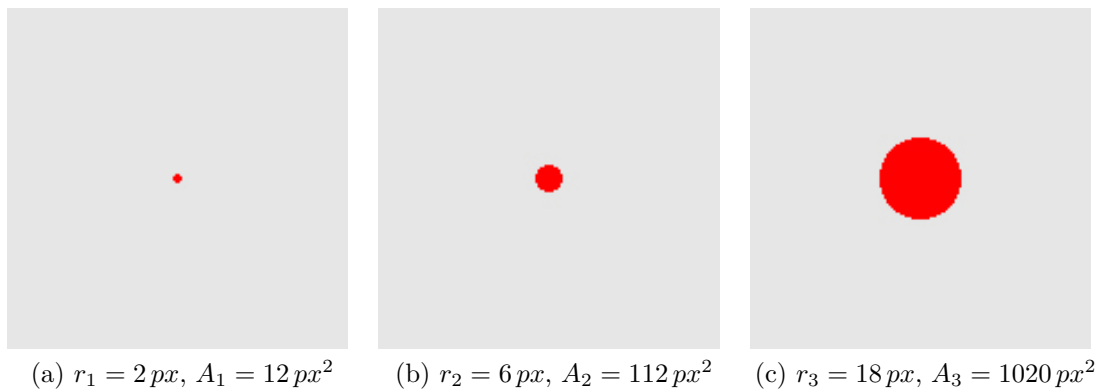
Parhaiten edellä mainitut ehdot täyttää kontrasti-detalji-testi, ks. tarkemmin luku 4.1.1. Webropol-ympäristössä ei ollut mahdollista toteuttaa testiä, joka muuttuisi annetun vastauksen perusteella. Näin ollen pienimmän havaittavan kontrastin määrittämiseen kullakin kohdekoolla ei voitu käyttää kontrasti-detalji-testeille tyypillistä pakkovalintamenetelmää.



Kuva 28: Kontrasti-detalji testiruudukko, kuvassa kohteiden kontrastia lisätty havainnoimisen helpottamiseksi. Ruutujen taustasävyn pikseliarvo 230.

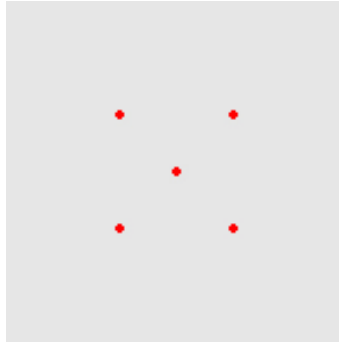
Tässä työssä testi toteutettiin ruudukoilla, joissa osassa ruuduista oli havaittava ympyrän muotoinen kohde ja osa ruuduista oli tyhjiä, kuva 28. Testissä ruutu, jossa on havaittu kohde, valittiin klikkaamalla sitä hiirellä, jolloin ruudun oikeaan alakulmaan ilmestyi pieni, pallonmuotoinen merkki osoittamaan valintaa. Esim. kuvassa 28 ruudukon kolmannen rivin toinen ruutu on valittu.

Kohteiden kokoa ja luminanssikontrastia suhteessa taustaan varioitiin. Kohteiden kontrasti suhteessa taustaan oli 1 - 7 harmaasävyaskelta, ja kohteita oli kolmea eri kokoa. Kohdeympyröiden säteet ja pinta-alat olivat pikseleinä mitattuina $r_1 = 2 \text{ px}$ ala $A_1 = 12 \text{ px}^2$, $r_2 = 6 \text{ px}$ ala $A_2 = 112 \text{ px}^2$ ja $r_3 = 18 \text{ px}$ ala $A_3 = 1020 \text{ px}^2$, ks. kuva 29. KSKS:ssa yleisesti käytössä olevilla 19":n näytöillä osoitettavuus on 1280x1024 px ja pikselikoko 0,294x0,294 mm, jolloin kohteiden halkaisijat ovat n. 1,2 mm, 3,5 mm ja 10,6 mm. Kohteiden säteet valittiin sen mukaan, että kohteiden pinta-alojen välillä olisi noin kertaluokan ero siirryttäessä suurempaan kohteeseen. Kutakin kohdekoon (3) ja kontrastin (7) yhdistelmää oli vain yksi, eli havaittavia kohteita oli yhteensä 21. Kohteen sävy oli koko kohteen alueella sama ja kohteen reuna oli aliasoimaton, eli kohteen ja taustan raja oli mahdollisimman terävä.



Kuva 29: Kontrasti-detalji-kohteiden koot suhteessa toisiinsa ja ruutuun.

Kohteet oli sijoitettu neliön mallisten, tasasävyisten ruutujen sisään. Ruutujen sivujen pituus oli 150 px , eli 44,1 mm. Ruutujen sisällä oli viisi kohtaa, joihin ympyränmuotoisten kohteiden keskipisteitä sijoitettiin: ruudun kolmanneksien leikkauskohdat ja ruudun keskikohta, kuva 30. Kun origo on ruudun vasemmassa alakulmassa, ovat sijoituspaikat kohdissa: (50, 50), (50, 100), (100, 50), (100, 100) ja (75, 75). Kohteita ei haluttu sijoittaa aivan ruudun reunaan, koska silloin ruutujen ympäristön sävy voisi vaikuttaa havaitsemiseen. Kohteiden sijoituspaikat ruutujen sisällä ja ruutujen paikat koko näytön kattavassa ruudukossa arvottiin. Ainoastaan "Kuvioita ei näy" -ruutu sijoitettiin aina ruudukon oikeaan alakulmaan.



Kuva 30: Punaiset pisteet osoittavat kontrasti-detelji kohteiden mahdolliset sijoituspaikat ruudussa.

Testiruudukoita oli kolmea eri sävyä: tumma (pikseliarvo 25), keskiharmaa (pikseliarvo 127) ja vaalea (pikseliarvo 230). Kaikkien ruudukoiden tausta oli musta (pikseliarvo 0). Mustan taustan valinta johtui kyselyn rakentamiseen käytetystä Webropol-ympäristöstä. Webropol:ssa ei ole mahdollista asettaa kyselyn taustan sävyä sivukohtaisesti, vaan taustasävy määritetään koko kyselylle. Musta sävyyn päädyttiin, koska näytöstä heijastuvien kohteiden tarkkailussa tarvitaan mahdollisimman tummaa näyttöpintaa. Näköjärjestelmän adaptaation kannalta optimaalisempaa olisi ollut, että ruutujen taustalle olisi saatu sävy, joka olisi lähempänä ruutujen sävyä. Musta sävy ruutujen taustalla voi vaikuttaa silmien adaptoitumiseen ja heikentää näin erityisesti vaaleiden kohteiden havainnoimista.

Testiruudukko luotiin Adobe PhotoShop CS2 -ohjelmalla ja tallennettiin GIF-muotoon. Ruutujen sävyjen oikein tallentuminen varmistettiin avaamalla kuvat Internet Explorer 8 -selaimella ja ottamalla näkymästä ruutukaappaus. Ruutukaappauksella otettu kuva vietiin takaisin PhotoShop-ohjelmaan, missä sävyjen oikeellisuus tarkistettiin.

Tällä testillä saatujen tulosten pohjalta laskettiin varsinaiset havainnointitarkkuutta mittaavat muuttujat myöhemmin aineiston analysointivaiheessa.

5.3 Aineiston käsittely

Kyselyistä kerättyjen vastauksien tilastolliseen analysoimiseen käytettiin PASW Statistics 18 (IBM, USA) -analyysiohjelmaa, joka tunnetaan myös SPSS 18:na. Dikotomisista (kaksiarvoisia) ja nominaalisia (luokitteluasteikollisia) muuttujia tarkasteltiin frekvenssi- ja prosenttijakaumin. Järjestys- ja välimatka-asteikollisten muuttujien jakaumat selvitettiin keskiarvon, keskihajonnan, mediaanin ja vaihteluvälin avulla. Muuttujien välisten tilastollisten merkitsevyyksien arvioimiseen käytettiin parametritonta Spearmanin ρ -testiä. Tutkimuksessa käytettiin parametrittomia testejä, koska aineiston pienuudesta johtuen välimatka-asteikollisten muuttujien jakaumat eivät olleet normaaleja, ja useat tutkittavista muuttujista olivat järjestysasteikollisia. [59]

Ryhmien välisiä eroja tarkasteltiin parametrittomalla Kruskal–Wallisin testillä (K–W-testi). K–W-testin perusteella saadaan tietää onko ryhmien välillä tilastollisesti merkittävää eroa. Testi ei kuitenkaan selvitä, minkä ryhmien välillä mahdolliset erot ovat, joten sen tulosten tarkentamisessa sekä muissa kahden ryhmän vertailuissa käytettiin parametritonta Mann-Whitneyn U-testiä (M–W-testi). Kahden dikotomisen muuttujan välisten erojen tarkasteluun käytettiin Fisherin tarkkaa testiä.

Käytetyt tilastolliset menetelmät on esitelty osa-alue- ja muuttujakohtaisesti taulukossa 5. [59, 60]

Taulukko 5: Tilastolliset analyysimenetelmät

Osa-alue	Muuttujat	Menetelmät
Havainnointikyky	sukupuoli, silmälasit, toimenkuva	frekvenssi- ja prosenttijakaumat, ristiintaulukoinnit, ryhmien välisten erojen tarkastelussa Mann-Whitney
	arvio omasta näkökyvystä, ikä, työkokemus, vastaamiseen kulunut aika	frekvenssi- ja prosenttijakaumat, tunnusluvut, parametriton Spearmanin ρ , ryhmien välisten erojen tarkastelussa Kruskal-Wallis
LCD-näyttöjen kuvanlaatu	luminanssivaste (tumma tausta), luminanssivaste (vaalea tausta), huntuheijastus, maksimiluminanssi, pikselikoko	frekvenssi- ja prosenttijakaumat, tunnusluvut, parametriton Spearmanin ρ
	epäteräviä heijastuksia, peilimäisiä heijastuksia, lääkärintakin heijastus, katselukulman vaikutus	frekvenssi- ja prosenttijakaumat, ristiintaulukoinnit, Mann-Whitney / kahden dikotomisen muuttujan välisissä eroissa Fisherin tarkka testi
	näytön malli, paneelityyppi	frekvenssi- ja prosenttijakaumat, ristiintaulukoinnit, χ^2 -testi
	kontrasti-detelji tumma, kontrasti-detelji harmaa, kontrasti-detelji vaalea	tunnusluvut, parametriton Spearmanin ρ
Havainnointitarkkuus	kontrasti-detelji pieni (2), kontrasti-detelji, keskikoko (6), kontrasti-detelji suuri (18)	tunnusluvut, parametriton Spearmanin ρ
	kontrasti-detelji kaikki	tunnusluvut, parametriton Spearmanin ρ , lineaarinen regressio

Kontrasti-detelji-testin tuloksista laskettiin kolme summamuuttujaa taustan sävyjen (HT_T, HT_H ja Ht_V) ja kolme kohdekoon perusteella (HT_2, HT_6 ja HT_18). Nämä muuttujat muodostettiin laskemalla havaittujen kohteiden määrä kunkin sävyn ja kohdekoon kohdalla. Lisäksi laskettiin havainnointitarkkuutta kokonaisuudessaan kuvaava muuttuja (HT). Tässä otettiin havaittujen kohteiden lukumäärän lisäksi huomioon virheellisesti valitut tyhjä ruudut, jotka laskettiin tulosta heikentäviksi. Tulokset voidaan ilmaista joko suhteellisina osuuksina maksimista tai havaittujen kohteiden lukumäärinä. Summamuuttuja rakennettiin kaavalla

$$HT = \frac{A - 3,5 \cdot B}{63} \cdot 100\%, \quad (5)$$

missä A merkitsee havaittujen kohteiden lukumäärää ja B virheellisesti valittujen tyhjien ruutujen lukumäärää. Vastaaaja, joka havaitsee kaikki kohteet jokaisella ruudukolla (yht. 63 kpl) eikä valitse yhtään tyhjää ruutua, saa tulokseksi 100%. Valit-

taessa jokaisesta testistä kaikki ruudut saadaan tulokseksi 0%. Kerroin 3,5 saadaan kohteen sisältävien ruutujen (21) ja tyhjien ruutujen (6) suhteesta.

Analyysin johtoajatuksena oli selvittää katsojan ja näyttöjärjestelmän ominaisuuksien yhteyttä havainnointitarkkuuteen, joten näiden osa-alueiden muuttujien vaihtelevuutta sekä ryhmien välisiä eroja tarkasteltiin pääasiassa suhteessa havainnointitarkkuuden muuttujiin.

Ratkaisu siihen, mitkä tekijät vaikuttavat eniten havainnointitarkkuuteen, pyrittiin löytämään lineaarisen regression avulla (ks. luku 5.3.2).

5.3.1 Puuttuvien ja poikkeuksellisten havaintojen korjaaminen

Alustavassa tarkastelussa aineisto käytiin läpi etsien poikkeuksellisia ja puuttuvia havaintoja. Poikkeukselliseksi havainnoiksi luokiteltiin sellaiset tapaukset, joissa kaksi tai useampi testiä mittaa samaa ilmiötä ja tulokset eroavat toisistaan radikaalisti, tai syötteen arvot ovat ristiriitaisia, esim. on valittu toisensa poissulkevia vaihtoehtoja monivalintatestissä. Jatkuva-arvoisten ja diskreettien välimatka-asteikollisten muuttujien puuttuvat ja poikkeukselliset havainnot korvattiin toimenkuvan mukaisen ryhmän keskiarvolla. Diskreeteillä muuttujilla arvot lisäksi pyöristettiin asteikon lähimpään validiin arvoon. Numeerisilla luokitteluasteikollisilla muuttujilla poikkeukselliset ja puuttuvat arvot korvattiin toimenkuvan mukaisen ryhmän mediaaniarvolla. [59]

Vastaamiseen käytetty aika Kyselyyn vastaamiseen käytetyt ajat vaihtelivat suuresti ollen lyhimmillään 3,6 minuuttia ja pisimmillään yli 21 vuorokautta. Huomattavan pitkien vastausaikojen aikana vastaaja on erittäin todennäköisesti tehnyt muutakin kuin keskittynyt kyselyyn. Tehtiin oletus, että vastausajat, jotka ovat pidempiä kuin 40 minuuttia, ovat virheellisiä. 40 minuutin pitäisi riittää kyselyyn vastaamiseen, koska kyselyn testauksessa testiryhmäläisten vastausajat olivat keskimäärin n. 10 minuuttia ja kyselyssä saatujen vastauksien mediaani 16,2 minuuttia. Virheelliset arvot korvattiin alle 40 minuuttia vastaamiseen käyttäneiden keskiarvolla, joka oli 14,4 minuuttia

Havainnoimisen kontrastikynnykset mustalle taustalle asetetuilla kohteilla Näytön tummimpien sävyjen havainnointia kartoittavat muuttujat luminanssivaste (tumma tausta) ja huntuheijastus mittaavat kumpikin kohteen kontrastia suhteessa mustaan taustaan. Testeissä vain havainnoitavien kohteiden tyyppi eroaa, joten normaalisti testien tulokset korreloivat vahvasti. Virheellisten havaintojen etsimiseen käytettiin kontrasti-detalji tumma -summamuuttujaa (HT_T). Se kertoo havaittujen kohteiden lukumäärän taustalla, jonka pikseliarvo on 25. Jos katsoja väittää havainneensa tumman taustan luminanssivasteessa ruudun 1 (pienin kontrasti), on oletettavaa, että hän saa hyvän tuloksen myös kontrasti-detalji-testissä. Jos taas katsoja väittää havaitsevansa tummalta taustalta vain suurikontrastisia kohteita, hän ei vastaavasti voi saada hyvää tulosta myöskään kontrasti-detalji-testissä. Virheelliset arvot (2 kpl) korvattiin toimenkuvan mukaisen ryhmän keskiarvolla pyöristettynä lähimpään kokonaislukuun. Tilastolliset testit tehtiin käyttäen korjattuja muuttujia.

Heijastukset näytön pinnalla Näytön pinnalta havaitut heijastukset karakterisoiitiin neljään ryhmään: (1) peilimäisiä heijastuksia, (2) epäteräviä valoheijastuksia, (3) lääkärintakin tai henkilökortin heijastus ja (4) ei heijastuksia näytössä. Vaihtoehtoista tuli valita vähintään yksi. Kahden henkilön vastaukset olivat ristiriitaiset, sillä he olivat valineet sekä (2) epäteräviä valoheijastuksia että (4) ei heijastuksia näytössä. Havainnot korjattiin toimenkuvan mukaisen ryhmän edeltävän vastauksen mukaisiksi, koska dikotomisilla muuttujilla mediaanin käyttäminen olisi pienellä ryhmällä johtanut tulosten vääristymiseen [59].

5.3.2 Lineaarinen regressio

Lineaarisen regression avulla voidaan tutkia yhden tai useamman selittävän muuttujan vaikutusta selitettävään muuttujaan. Tällöin tulokset kertovat, mikä on kunkin yksittäisen selittävän muuttujan osuus, kun muiden vaikuttavien tekijöiden vaikutus selitettävään muuttujaan on otettu huomioon. Linearisessa regressioanalyysissä lineaarisuus tarkoittaa sitä, että selitettävä muuttuja Y voidaan kirjoittaa selittävien muuttujien X_1, \dots, X_n lineaarisena lausekkeena. Tapauksessa, jossa muuttujien välinen yhteys ei ole lineaarinen, etsitään muuttujille muunnos, jolla malli linearisoituu. Regressioanalyysi perustuu oletukselle, että selittävät tekijät korreloivat selitettävän muuttujan kanssa, mutta eivät toistensa kanssa. Selitettävän muuttujan täytyy olla vähintään välimatka-asteikollinen eli muuttujan arvot ovat säännöllisen välimatkan päässä toisistaan. Myös selittävät muuttujat ovat tavallisesti vähintään välimatka-asteikollisia, mutta analyysiin voidaan sisällyttää myös luokittelu- ja järjestysasteikollisia muuttujia ns. dummy-muuttujina. [59]

Tässä työssä selitettävänä muuttujana oli havainnointitarkkuus (summamuuttuja kontrasti-detalji kaikki, HT) ja selittävinä muuttujina havainnointitarkkuutta taustoittavat katsojan ja näyttöjärjestelmän ominaisuudet. Regressioanalyysin avulla haluttiin selvittää, mitkä tekijöistä ovat merkittäviä havainnointitarkkuuden tuloksen kannalta, joten käytettiin eksploraatiivista regressioanalyysia. Tällöin selittävien muuttujien joukkoon otetaan useita tekijöitä ja tutkitaan, mitkä näistä selittävät ilmiötä parhaiten. [59]

Mallin rakentamisessa käytettiin askeltavaa stepwise-metodia, koska ei ollut tiedossa teoriaa, jonka pohjalta tiedettäisiin, kuinka valitut muuttujat muodostavat havainnointitarkkuutta kuvaavan muuttujan tuloksen. Menetelmä jakautuu kolmeen vaiheeseen. Ensimmäisessä vaiheessa valitaan muuttujat. Muuttujista yksi tai useampi asetetaan selitettäväksi ja muut ovat selittäviä muuttujia. Toisessa vaiheessa tehdään itse analyysi. Kolmannessa vaiheessa saatua mallia arvioidaan tarkastelemalla sen oikeellisuutta. [59]

6 Tulokset

Tulosten tilastollisen merkitsevyyden arvioinnissa on käytetty kolmea merkitsevyyssarvoa (p): 0,05, 0,01 ja 0,001, joiden sanalliset kuvaukset on esitelty taulukossa 6. Merkitsevyyssarvo kuvaa sitä todennäköisyyttä, jolla nollassa nollahypoteesin hylkääminen olisi virheellistä. Jotta tuloksia voidaan pitää merkitsevinä, niiden p -arvon on oltava pienempi kuin 0,05. Merkitsevyys voidaan ilmaista myös riskitason kautta: riskitaso 1,0 % ($p = 0,01$) tarkoittaa, että nollassa nollahypoteesi pitää paikkansa 1 %:n todennäköisyydellä. Nollahypoteesin hylkäävien merkitsevyystasojen ($p < 0,05$) lisäksi tuloksia voidaan pitää suuntaa antavina, jos p on välillä 0,05 – 0,10. Kun $p > 0,10$ katsotaan aineiston olevan kohtuullisesti sopusoinnussa nollassa nollahypoteesin kanssa. [59]

Taulukko 6: Merkitsevyyssarvot ja niiden sanalliset kuvaukset [59]

Todennäköisyys	Riskitaso	Sanallinen kuvaus	Merkintä
$p < 0,001$	0,1 %	Erittäin merkitsevä	***
$p < 0,01$	1,0 %	Merkitsevä	**
$p < 0,05$	5,0 %	Melkein merkitsevä	*

6.1 Havainnointikyky

Vastaaajista ($N=64$) miehiä oli 35 (55 %) ja naisia 29 (45 %). Vaikka toimenkuvien sisäiset sukupuolijakaumat näyttävät eroavan jonkin verran, ks. taulukko 7, erot eivät ole tilastollisesti merkittäviä (Fisherin tarkka testi).

Taulukko 7: Sukupuolen ja toimenkuvan ristiintaulukointi

		Sukupuoli		Kaikki
		Mies	Nainen	
Kliinikot	Lkm	31	21	52
	%	60	40	100
Radiologit	Lkm	4	8	12
	%	33	67	100
Kaikki	Lkm	35	29	64
	%	55	45	100

Vastaaajat edustivat lähes kaikkia vastausvaihtoehtoina olleita ikäryhmiä, vain 65-vuotiaat ja sitä vanhemmat puuttuivat. Suurin ikäryhmä oli 30-34 vuotiaat (22 %) ja pienin yli 60-vuotiaat (5 %). Mediaaniryhmä oli 40-44 vuotiaat. Kliinikoiden ja radiologien välillä ei havaittu tilastollisesti merkitsevää eroa ikäryhmissä ($p = 0,774$, M-W -testi).

Vastaaajien työkokemuksen määrä painottui asteikon (0-30 vuotta) loppupäähän. Tyypillisin työkokemus oli 21-30 vuotta, jonka osuus oli 36 %. Kliinikoiden suurin ryhmä olivat 21-30 vuotta työssä olleet (42 %) ja radiologien 11-20 vuotta työssä

olleet (58 %). Ryhmien välillä ei kuitenkaan ollut tilastollisesti merkitsevää eroa (M-W-testi, $p = 0,458$).

Kaikista vastaajista silmälaseja ilmoitti käyttävänsä 69 %. Kliinikoista silmälasien käyttäjien osuus oli 73 % ja radiologeista 50 %, taulukko 8. Silmälasien käytön ja toimenkuvan välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää yhteyttä (Fisherin tarkka testi, $p = 0,168$).

Taulukko 8: Silmälasien käytön ja toimenkuvan ristiintaulukointi

		Käyttää silmälaseja		Kaikki
		Kyllä	Ei	
Kliinikot	Lkm	38	14	52
	%	73	27	100
Radiologit	Lkm	6	6	12
	%	50	50	100
Kaikki	Lkm	44	20	64
	%	69	31	100

Kaikki vastaajat pitivät omaa näkökykyään vähintään kohtalaisena. Kuusiportaisella arviointiasteikolla, jolla 1 on heikko ja 6 erinomainen, vastauksia tuli vain kategoriioihin 3-6, taulukko 9. Kaikkien vastaajien oman näkökyvyn arvioiden mediaani oli 5. Sama mediaani oli myös klinikoilla, kun taas radiologeilla oman näkökyvyn arvion mediaani oli 4,5. Ryhmien välistä eroa ei voida kuitenkaan pitää tilastollisesti merkitsevänä (M-W-testi, $p = 0,145$).

Taulukko 9: Oman näkökyvyn arvion ja toimenkuvan ristiintaulukointi

		Arvio omasta näkökyvystä				Kaikki
		3	4	5	6	
Kliinikot	Lkm	1	12	27	12	52
	%	2	23	52	23	100
Radiologit	Lkm	1	5	4	2	12
	%	8	42	33	17	100
Kaikki	Lkm	2	17	31	14	64
	%	3	27	48	22	100

Korjaamattomat vastausajat vaihtelivat 3,6 minuutista aina 21 vuorokauteen asti. Vastausaikojen mediaani oli 16,2 min ja keskiarvo 1474 min, taulukko 10. 23 % vastaajista käytti vastaamiseen enemmän kuin 40 min ja viisi suurinta vastausaikaa olivat välillä 9877,9 - 30362 min. Poikkeavimmat vastausajat katsottiin virheellisiksi ja korjattiin, mikä on selvitetty tarkemmin luvussa 5.3.1

Korjattujen vastausaikojen keskiarvo on 14,4 min ja mediaani 11,0 min. Kliinikoiden ja radiologioiden väliset korjatut vastausajat erosivat toisistaan tilastollisesti melkein

merkitsevästi ($p = 0,043$, M-W -testi). Kliinikoiden vastausaikojen mediaani oli yli 5 min (52 %) suurempi kuin radiologisten.

Taulukko 10: Korjattujen vastausaikojen tunnusluvut minuuteissa

	Keskiarvo	Mediaani	Keskihajonta	Vaihteluväli
Kliinikot (N = 52)	14,8	15,2	7,2	3,6 - 35,9
Radiologit (N = 12)	11,1	10,0	5,4	4,5 - 23,8
Kaikki (N = 64)	14,4	11,0	7,1	3,6 - 35,9

6.2 Kuvanlaatu

6.2.1 Näytön tekniset ominaisuudet

Näyttöjärjestelmän teknisten ominaisuuksien selvittämiseen käytetty isäntänimi saatiin selville yhteensä 47 laitteelta. Kuten ennakkoon oletettiin, kliinikoiden ja radiologisten käyttämä näyttökanta eroaa toisistaan tilastollisesti merkitsevästi (χ^2 -testi, $p = 0,007$). Kolmannes radiologeista käytti vastaamiseen lääketieteellisten kuvien katsomiseen tarkoitettuja näyttöjä (Barco, Eizo) ja puolella oli käytössään kuluttajatasoisen näyttö (IBM, LG ja NEC). Kliinikoilla oli käytössään ainoastaan kuluttajatasoisen näyttöjä. Vastajien käyttämät näyttömallit on esitelty tarkemmin taulukossa 11.

Taulukko 11: Näyttöjen mallit, lääketieteelliseen käyttöön suunnitellut mallien nimet lihavoitu

Mallin nimi	Kliinikot		Radiologit		Yhteensä	
	Kpl	%	Kpl	%	Kpl	%
Barco MFGD-5621	0	0	2	17	2	3
Eizo GS320	0	0	1	8	1	2
Eizo MX210	0	0	1	8	1	2
HP Compaq 6830s	1	2	0	0	1	2
HP L1720	2	4	0	0	2	3
HP L1950g	11	21	0	0	11	17
HP L2245wg	1	2	0	0	1	2
HP LA1951g	4	8	0	0	4	6
IBM L170	4	8	0	0	4	6
IBM L171	3	6	0	0	3	5
IBM T860	0	0	2	17	2	3
Lenovo T61	1	2	0	0	1	2
LG L1942P	1	2	0	0	1	2
LG L1953HR	7	14	2	17	9	14
NEC LCD1990SX	1	2	1	8	2	3
NEC LCD2470WXN	1	2	0	0	1	2
NEC MD VIEW 193	3	6	0	0	3	5
Ei tietoa	12	23	3	25	15	23
Kaikki	52	100	12	100	64	100

Tilastollisesti merkitsevä ero havaittiin myös kliinikoiden ja radiologien käyttämien työasemien näyttöjen paneelityyppien välillä (χ^2 -testi, $p = 0,001$). Kliinikoiden näytöistä valtaosa (64 %) oli TN-paneelillisia, kun radiologeilla yleisin paneelityyppi oli IPS (33 %), taulukko 12.

Taulukko 12: Näyttöjen paneelityypit

		Paneeli				Kaikki
		TN	PVA	IPS	Ei tietoa	
Kliinikot	Lkm	33	4	1	14	52
	%	64	8	2	27	100
Radiologit	Lkm	2	1	4	5	12
	%	17	8	33	42	100
Kaikki	Lkm	35	5	5	19	64
	%	55	8	8	30	100

Kliinikoiden ja radiologien näyttöjen pikselikoot erosivat toisistaan tilastollisesti merkitsevästi (M-W testi, $p = 0,055$), taulukko 13. Radiologien näyttöjen pikselikoko oli kliinikoiden näyttöjä pienempi, joten niiden tarkkuus oli myös parempi.

Taulukko 13: Pikselikoko (mm/px)

	Keskiarvo	Mediaani	Keskihajonta	Vaihteluväli
Kliinikot (N = 38)	0,283	0,294	0,016	0,237 - 0,294
Radiologit (N = 9)	0,250	0,280	0,055	0,165 - 0,294
Kaikki (N = 47)	0,278	0,294	0,030	0,165 - 0,294

Näyttöjen nimellisissä maksimiluminansseissa ei ollut tilastollisesti merkittävää eroa toimenkuvien välillä (M-W-testi, $p = 0,149$), vaikka radiologien käyttämien näyttöjen nimellinen maksimiluminanssi olikin suurempi, taulukko 14. Radiologeilla näyttöjen maksimiluminansseissa oli kliinikoita suurempaa hajontaa.

Taulukko 14: Maksimiluminanssi (cd/m^2)

	Keskiarvo	Mediaani	Keskihajonta	Vaihteluväli
Kliinikot (N = 38)	288,8	300	43,0	250-500
Radiologit (N = 9)	474,4	300	300,4	250-1000
Kaikki (N = 47)	322,8	300	150,8	250-1000

6.2.2 Heijastukset

Yleisin heijastustyyppi oli epäterävät valoheijastukset, joita havaitsi lähes puolet vastaajista. Lääkärintakin tai henkilökortin heijastuksen havaitsi noin viidennes. Noin kolmannes vastaajista ilmoitti, ettei näytöllä näy heijastuksia. Toimenkuvien välillä ei ollut tilastollisesti merkitseviä eroja epäterävien valoheijastusten (Fisher tarkka testi, $p = 0,351$), lääkärintakin tai henkilökortin heijastuksien (Fisher tarkka testi, $p = 0,351$) ja heijastuksettomien näyttöjen välillä (Fisherin tarkka testi,

$p = 0,185$), taulukko 15. Peilimäisiä heijastuksia havaitsi vain kaksi radiologia ja hekin samalla työasemalla.

Taulukko 15: Havaitut heijastustyyppit

		Peilimäisiä heijastuksia	Epäteräviä valoheijastuksia	Lääkärintakki heijastuu	Ei heijastuksia
Kliinikot (N = 52)	Lkm %	0 0	26 50	13 25	15 29
Radiologit (N = 12)	Lkm %	2 17	4 33	0 0	6 50
Kaikki (N = 64)	Lkm %	2 3	30 47	13 20	21 33

Hajaheijastuksen voimakkuutta mittaavassa testissä radiologit saivat selvästi kliinikoita parempia tuloksia. Tumman, matalakonstrastisen viivoituksen havaitsemiseen tarvittava kontrastikynnys oli radiologeilla kliinikoita pienempi, ja tilastollisesti ero oli erittäin merkitsevä (M-W-testi, $p < 0,001$). Esimerkiksi havaitsemiskynnyksien mediaanien ero oli 8 pikseliarvoa, mikä tarkoittaa, että kliinikoiden havaitsemiskynnys oli kolme kertaa korkeampi kuin radiologeilla, ks. taulukko 16.

Taulukko 16: Havainnoinnin pikseliarvoinen kontrastikynnys mustalle taustalle asetetulle matalakonstrastiselle kohteelle

	Keskiarvo	Mediaani	Keskihajonta	Vaihteluväli
Kliinikot (N = 52)	13,1	12	7,0	2 - 40
Radiologit (N = 12)	3,8	4	1,6	1 - 6
Kaikki (N = 64)	11,3	10,5	7,4	1 - 40

6.2.3 Luminanssivaste

Erot radiologioiden ja kliinikoiden välillä olivat selkeitä kaikissa luminanssivasteen testeissä. Mustasta taustasta erottuvan ruudun havaitsemiseen tarvittavan kontrastin mediaani oli radiologeilla 2 pikseliarvoa ja kliinikoilla 6 pikseliarvoa, eli ero on jälleen kolminkertainen, taulukko 17. Toimenkuvien väliset erot tuloksissa ovat tilastollisesti erittäin merkitseviä (M-W-testi, $p < 0,001$).

Taulukko 17: Havainnoinnin pikseliarvoinen kontrastikynnys mustalle taustalle asetetulle ruudulle

	Keskiarvo	Mediaani	Keskihajonta	Vaihteluväli
Kliinikot (N = 52)	8,3	6	6,6	2 - 40
Radiologit (N = 12)	1,7	2	0,6	1 - 3
Kaikki (N = 64)	7,1	5,5	6,5	1 - 40

Myös valkoisesta taustasta ruudun erottamiseen vaadittava kontrasti oli radiologeilla klinikoita pienempi, taulukko 18. Ero toimenkuvien mediaanien välillä oli yksi pikseliarvo ja tilastollisesti ero oli melkein merkitsevä (M-W -testi, $p = 0,037$). Keskiarvosta, -hajonnasta ja vaihteluvälistä nähdään, että radiologien suoriutuminen on huomattavasti tasaisempaa.

Taulukko 18: Havainnoinnin pikseliarvoinen kontrastikynnys valkoiselle taustalle asetetulle ruudulle

	Keskiarvo	Mediaani	Keskihajonta	Vaihteluväli
Kliinikot (N = 52)	4,9	3	7,0	1 - 40
Radiologit (N = 12)	2,0	2	0,9	1 - 4
Kaikki (N = 64)	4,3	2	6,4	1 - 40

Valtaosa klinikoista (87 %) ilmoitti katselukulman vaikuttavan näytön toistamiin sävyihin, kun taas radiologeista vastaavaa raportoi vain neljännes. Ryhmien väliset erot ovat tilastollisesti erittäin merkitsevät (Fisherin tarkka testi, $p < 0,001$).

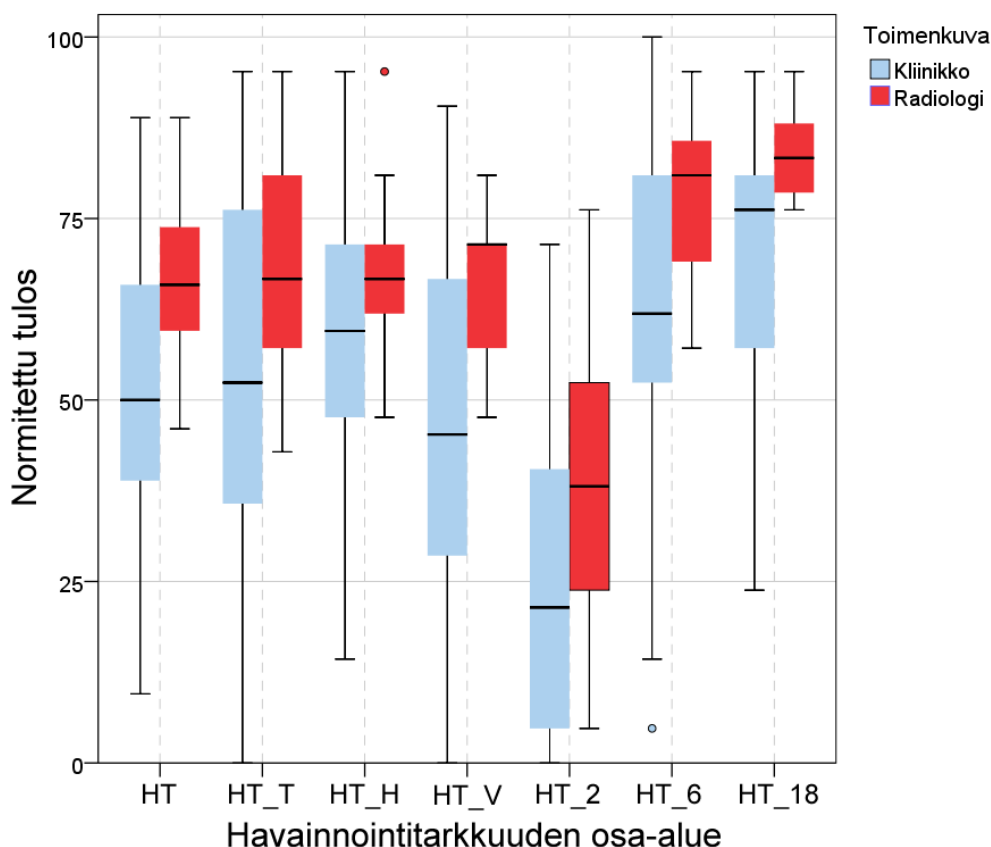
Taulukko 19: Näytön sävyjen toiston katselukulmariippuvuus

		Katselukulma vaikuttaa		Kaikki
		Kyllä	Ei	
Kliinikot	Lkm	45	7	52
	%	87	13	100
Radiologit	Lkm	3	9	12
	%	25	75	100
Kaikki	Lkm	48	16	64
	%	75	25	100

6.3 Havainnointitarkkuus

Havainnointitarkkuutta tarkasteltiin kokonaishavainnointitarkkuuden (HT) lisäksi kontrasti-detalji-testin eri osa-alueiden kautta. Osa-alueet ovat kohteiden havaitseminen tummalta (HT_T), harmaalta (HT_H) ja vaalealta taustalta (HT_V), sekä pienten (HT_2), keskikokoisten (HT_6) ja suurten (HT_18) kohteiden havaitseminen.

Kuten aikaisemman tutkimuksen [1] pohjalta ennakkoon oletettiin, radiologien tulokset olivat kliinikoiden tuloksia paremmat, kuva 31. Tilastollisesti ero oli merkitsevä kaikissa muissa paitsi tummalta (HT_T) ja harmaalta (HT_H) taustalta havaittujen kohteiden määrissä. Erityisen selkeästi erot näkyivät pienten kohteiden ja vaalealta taustalta havaittujen kohteiden määrissä. Myös kokonaishavainnointitarkkuuden tulokset olivat radiologeilla merkittävästi parempia. Toimenkuvien välisten erojen merkitsevyydet on esitelty taulukossa 20. Taulukossa ilmoitetaan myös prosentuaalisesti, kuinka paljon radiologien tulosten mediaanit olivat kliinikoiden mediaaneja korkeampia.



Kuva 31: Kliinikoiden ja radiologien normitetut tulokset havainnointitarkkuuden eri osa-alueilta. (HT = havainnointitarkkuus, T = tumma tausta, H = harmaa tausta, V = vaalea tausta, 2 = kohteen säde 2 px, 6 = kohteen säde 6 px ja 18 = kohteen säde 18 px.) Normitettujen tuloksien minimi on 0 ja maksimi 100.

Taulukko 20: Tilastolliset merkitsevyydet toimenkuvien välillä havainnointitarkkuuden eri osa-alueilla (M-W-testi) sekä se, kuinka paljon parempia radiologien tulosten keskiarvot olivat kullakin osa-alueella.

Osa-alue	p	%
Kokonaishavainnointitarkkuus (HT)	0,007**	29,7
Kohteiden havaitseminen tummalta taustalta (HT_T)	0,096	26,9
Kohteiden havaitseminen harmaalta taustalta (HT_H)	0,135	12,8
Kohteiden havaitseminen vaalealta taustalta (HT_V)	0,002**	43,9
Pienten kohteiden havaitseminen (HT_2)	0,042*	54,8
Keskikokoisten kohteiden havaitseminen (HT_6)	0,018*	22,5
Suurten kohteiden havaitseminen (HT_18)	0,002**	19,8

** $p < 0,01$, * $p < 0,05$

6.3.1 Katsojan ominaisuuksien vaikutus havainnointitarkkuuteen

Katsojan taustamuuttujista sukupuolen, iän, työkokemuksen ja vastaamiseen käytetyn ajan ei havaittu olevan yhteydessä havainnointitarkkuuteen. Sen sijaan silmä-

lasien käyttäminen näyttäisi heikentävän havainnointitarkkuutta, kun tarkastellaan kaikkien vastaajien tuloksia, taulukko 21.

Silmälasien käyttämisen vaikutuksessa ero toimenkuvien välillä oli kuitenkin selkeä. Kliinikoilla silmälasien käyttäminen heikensi havainnointitarkkuutta kaikilla muilla osa-alueilla, paitsi kohteiden havaitsemisessa vaalealta taustalta (HT_V) ja suurten kohteiden havaitsemisessa (HT_18). Korrelaatio voimistui kohteiden pienentyessä tai taustan tummentuessa. Radiologeilla silmälasien käytön ja havainnointitarkkuuden väliset korrelaatiot eivät olleet merkitseviä millään osa-alueella.

Taulukko 21: Silmälasien käytön korrelaatiot havainnointitarkkuuden kanssa

	HT	HT_T	HT_H	HT_V	HT_2	HT_6	HT_18
Kliinikot	-0,464**	-0,509**	-0,370**	-0,132	-0,475**	-0,409**	-0,239
Radiologit	0,048	-0,049	0,099	-0,077	-0,049	0,049	-0,025
Kaikki	-0,421**	-0,472**	-0,318*	-0,170	-0,433**	-0,371**	-0,251*

** $p < 0,01$, * $p < 0,05$

Vastaajien arvio omasta näkökyvystään oli yhteydessä havainnointitarkkuuteen vain radiologiensa kohdalla. Heidän arvionsa omasta näkökyvystään korreloi merkitsevästi kokonaishavainnointitarkkuuden (HT, $\rho = 0,611$, $p = 0,035$) ja pienten kohteiden havaitsemisen kanssa (HT_2, $\rho = 0,617$, $p = 0,032$).

Sukupuolen, iän, silmälasien ja työkokemuksen jakaumat olivat samankaltaiset kummassakin toimenkuvaryhmässä.

6.3.2 Näyttöjärjestelmän ominaisuudet

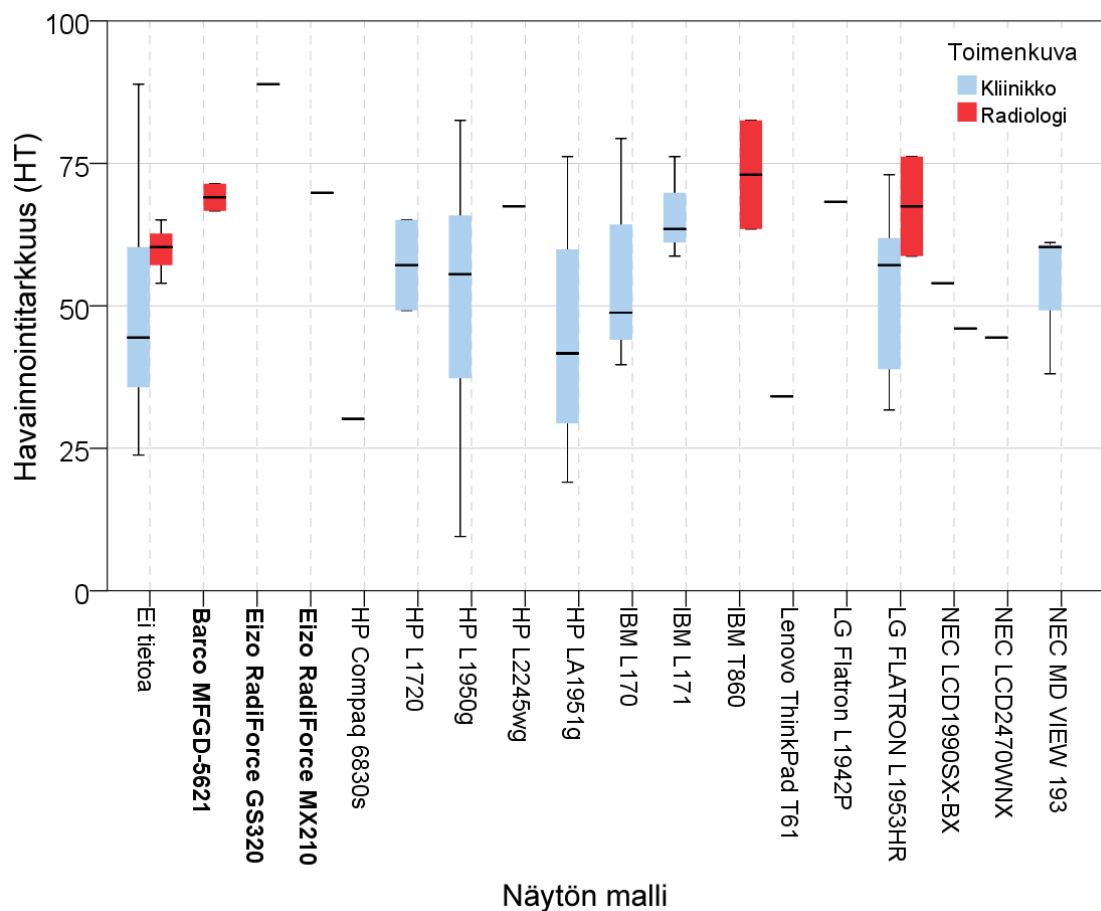
Tekniset ominaisuudet Tutkimuksessa havainnointitarkkuuden kannalta tärkeimmiksi teknisiksi ominaisuuksiksi havaittiin näytön paneelityyppi ja pikselikoko. Kumpikaan näistä ei kuitenkaan vaikuttanut kokonaishavainnointitarkkuuteen, vaan korrelaatioita esiintyi vain yksittäisillä osa-alueilla ja toimenkuvasta riippuen. Tarkasteltaessa kaikkien vastaajien tuloksia paneelityypin vaikutukset havainnointitarkkuuteen näkyivät tilastollisesti lähes merkitsevinä kohteiden havaitsemisessa vaalealta taustalta (K-W -testi, $p = 0,030$). Paneelityyppinä vertailemalla havaittiin, että IPS-paneelia käyttävät havaitsivat vaaleita kohteita helpommin ($\rho = 0,315$, $p = 0,011$). Muiden paneelityyppien kohdalla ei havaittu yhteyksiä havainnointitarkkuuteen.

Toimenkuvia erikseen tarkasteltaessa havaittiin, että radiologeilla näytön paneelityyppi ei vaikuttanut havainnointitarkkuuteen millään osa-alueella merkitsevästi. Kliinikoilla huomattiin kohteiden havaitsemisessa tummalta taustalta (HT_T) eroja eri paneeli tyyppien välillä melkein merkitsevästi (K-W -testi, $p = 0,054$). Selvittämällä tarkemmin eri paneelityyppien korrelaatioita havainnointitarkkuuden (HT_T) kanssa huomattiin tummalta taustalta erottamisen korreloivan tilastollisesti melkein merkittävästi PVA-paneelin käytön ($\rho = -0,285$, $p = 0,041$) ja TN-paneelin ($\rho = 0,269$, $p = 0,054$) kanssa. TN-paneelin käyttäminen siis paransi tummien kohteiden havaitsemista ja PVA-paneelin käyttäminen heikensi sitä.

Näytön pikselikoon, eli näytön erotuskyvyn vaikutus havainnointitarkkuuteen oli melkein merkitsevää radiologeilla keskikokoisten kohteiden havaitsemisessa. Yllättävää on, että pikselikoon kasvu heikensi keskikokoisten kohteiden havaitsemista ($\rho = -0,671$, $p = 0,048$), sillä vaikutuksen pitäisi olla päinvastainen: käytetyssä testissä havaittavien kohteiden koko riippuu näytön pikselikoosta, ja suurempien kohteiden pitäisi olla helpommin havaittavissa. Muihin havainnointitarkkuuden osa-alueisiin ei radiologeilla havaittu tilastollisesti merkitsevää yhteyttä, klinikoilla yhteyttä ei havaittu millään kuvanhavainnointikyvyn osa-alueella.

Koska lukuisissa tutkimuksissa, esim. [22, 41, 54] on havaittu näyttömallien ja sen myötä näyttöjen ominaisuuksien vaikuttavan merkittävästi kuvanhavainnointiin, aineiston analyysissä tarkasteltiin myös näyttötyypin mahdollisia vaikutuksia havainnointitarkkuuteen. Kruskal-Wallis testin mukaan näyttöjen väliset erot eivät kuitenkaan olleet merkitseviä yhdelläkään havainnointitarkkuuden osa-alueella. Tulosta ei voida pitää täysin luotettavana, sillä osaa näyttötyypeistä on vain muutamia (ks. taulukko 11).

Kuten kuvasta 32 nähdään, eri näyttöjen välillä on huomattavaa eroa kuvanhavainnoinnista saaduissa pisteissä. Lääketieteellisillä näytöillä on saatu erittäin hyviä tuloksia (esim. Eizo RadiForce GS320). Myös joillakin kuluttajatasoilla on saatu hyviä tuloksia, mutta hajonta on suurta. Kaikkein heikoimmat tulokset ovat kannettavilta tietokoneilta (HP Compaq 6830s, Lenovo ThinkPad T61).



Kuva 32: Kokonaishavainnointitarkkuuden tulokset näyttömalleittain. Jotain malleja oli vain yksi, jolloin boxplot-kuvaaja pelkistyy mediaaniviivaksi. Lääketieteelliseen käyttöön suunniteltujen mallien nimet lihavoitu.

Heijastukset Merkittävin havainnointitarkkuuteen vaikuttava heijastustyyppi oli hajaheijastus, joka oli yhteydessä useisiin havainnointitarkkuuden osa-alueisiin kummankin toimenkuvan vastaaajilla. Hajaheijastuksen merkittävyyttä havainnointitarkkuutta selittävänä tekijänä nostaa entisestään se, että radiologien tulokset olivat tällä alueella selvästi kliinikoiden tuloksia paremmat, ks. luku 3.2.1. Näytön pinnalta havaittuja peili- ja huntuheijastuksia puolestaan ei voida pitää havainnointitarkkuuden kannalta kovinkaan merkityksellisinä.

Kun tarkasteltiin kaikkien vastaajien tuloksia, todettiin mustalle taustalle asetetun viivoituksen havaitsemiseen tarvittavan kontrastin korreloivan kaikkien havainnointitarkkuuden osa-alueiden kanssa tilastollisesti merkitsevästi (ks. taulukko 22). Kontrasti-detalji-testin taustasävyn vaikutus näkyi siten, että korrelaatio oli voimakain tummalla taustalla ja heikkeni taustan vaaleudessa. Sävyn vaikutus noudattelee AAPM-TG18:ssa esiteltyä mekanismia [23].

Kliinikoilla kontrastikynnyksen havaittiin olevan yhteydessä havainnointitarkkuuteen kaikilla muilla osa-alueilla, paitsi kohteiden havaitsemisessa harmaalta (HT_H) ja vaalealta taustalta (HT_V). Radiologeilla merkittäviä korrelaatioita havaittiin ainoastaan kohteiden erottamisessa harmaalta taustalta (HT_H) sekä suurten kohteiden (HT_18) havaitsemisessa.

Taulukko 22: Hajaheijastuksen korrelaatiot havainnointitarkkuuden osa-alueiden kanssa

	HT	HT_T	HT_H	HT_V	HT_2	HT_6	HT_18
Kliinikot	-0,408**	-0,594**	-0,266	-0,087	-0,356**	-0,431**	-0,389**
Radiologit	-0,536	-0,564	-0,685*	-0,395	-0,510	-0,367	-0,922**
Kaikki	-0,514**	-0,560**	-0,337**	-0,331**	-0,439**	-0,491**	-0,525**

** $p < 0,01$, * $p < 0,05$

Luminanssivaste Näytön kyky toistaa tummia ja vaaleita sävyjä osoittautui merkittäväksi havainnointitarkkuuteen vaikuttavaksi tekijäksi. Havainnolle painoarvoa tuo se, että radiologien ja kliinikoiden suoriutumisessa tällä osa-alueella oli huomattava ero, ks. luku 6.2.3. Luminanssin kulmariippuvuuden puolestaan ei havaittu olevan yhteydessä havainnointitarkkuuteen.

Kaikkien vastaajien tuloksia tarkasteltaessa havaittiin sekä tummien että vaaleiden sävyjen luminanssivasteiden korreloivan kaikkien havainnointitarkkuuden osa-alueiden kanssa. Kliinikoilla mustalle taustalle asetetun ruudun havaitsemiseen tarvittavan kontrastin suuruus korreloi merkitsevästi kaikkien muiden osa-alueiden, paitsi vaalealta taustalta havaittujen kohteiden (HT_V) kanssa, taulukko 23. Radiologeilla merkitseviä korrelaatioita oli ainoastaan kohteiden havaitsemisessa vaalealta taustalta (HT_V) ja suurten kohteiden havaitsemisessa (HT_18).

Taulukko 23: Näytön tummien sävyjen luminanssivasteen korrelaatiot havainnointitarkkuuden osa-alueiden kanssa

	HT	HT_T	HT_H	HT_V	HT_2	HT_6	HT_18
Kliinikot	-0,425**	-0,533*	-0,287*	-0,242	-0,344*	-0,453**	-0,450**
Radiologit	-0,401	-0,221	-0,235	-0,603*	-0,504	-0,096	-0,585*
Kaikki	-0,515**	-0,498**	-0,328**	-0,430**	-0,416**	-0,498**	-0,557**

** $p < 0,01$, * $p < 0,05$

Valkoiselle taustalle asetetun ruudun havaitsemiseen tarvittavan kontrastin suuruus korreloi kliinikoilla kaikkien havainnointitarkkuuden osa-alueiden kanssa merkitsevästi (taulukko 24).

Taulukko 24: Näytön vaaleiden sävyjen luminanssivasteen korrelaatiot havainnointitarkkuuden osa-alueiden kanssa

	HT	HT_T	HT_H	HT_V	HT_2	HT_6	HT_18
Kliinikot	-0,451**	-0,293*	-0,406**	-0,456**	-0,435**	-0,427**	-0,304*
Radiologit	-0,370	-0,184	-0,238	-0,647*	-0,437	-0,235	-0,455
Kaikki	-0,499**	-0,317*	-0,442**	-0,513**	-0,477**	-0,456**	-0,376**

** $p < 0,01$, * $p < 0,05$

6.3.3 Havainnointitarkkuuden malli

Muuttujien valinta Muuttujien valinta tapahtuu korrelaatiomatriisin kautta, liite 3. Havainnointitarkkuuden lineaarisen regressioanalyysin ensimmäiseen vaiheeseen valittiin näistä muuttujista vain ne, joiden korrelaation itseisarvo havainnointitarkkuuden kanssa oli vähintään 0,1 ja/tai tilastollinen merkitsevyys $p < 0,1$. Näitä lukuja käytettiin muuttujien alustavassa valinnassa sillä perusteella, että jos kumpikaan ehdoista ei täyty, muuttujaa ei voida millään kriteerillä pitää merkityksellisenä. Analyysiin valitut muuttujat on esitelty taulukossa 25. Peilimäisiä heijastuksia -muuttuja jätettiin pois, vaikka sen korrelaatiokerroin oli 0,168, koska peilimäisiä heijastuksia oli havainnut vain kaksi vastaajaa, ja kummatkin havainnot olivat samalta työasemalta.

Analyysi Varsinainen analyysi toteutettiin hierarkisesti kahdessa osassa. Ensiksi analysoitavaksi otettiin taulukon 25 muuttujat. Toiseksi malliin lisättiin yhdysvaikutustermit, jotka oli saatu kertomalla päämuuttujat dikotomisten päämuuttujien (dummy-muuttujien) kanssa. Malliin lisättävältä muuttujalta vaadittiin merkitsevyys $p < 0,05$ ja muuttuja poistettiin mallista, jos sen merkitsevyys oli heikompi kuin 0,1. Ensimmäisellä analysointikierröksellä huomattiin, etteivät jäännökset olleet täysin normaalisti jakautuneita. Analyysiin otetuille muuttujille etsitiin muunnos, jolla saatiin luotua normaali tai vähintään symmetrinen jakauma. Muuttujat muunnoksineen ovat taulukossa 26. Muuttujien normaaliuuden tarkasteluun käytettiin Shapiro-Wilk-testiä ja symmetrisyyden arviointiin jakauman vinoutta. [59]

Taulukko 25: Analyysiin valitut muuttujat ja niiden korrelaatiot havainnointitarkkuuden kanssa

Muuttuja	ρ	p
Ikä (IKA)	-0,148	0,243
Hajaheijastus (H_HAJA)	-0,513**	< 0,001
Luminanssivaste, tumma tausta (TUMR)	-0,513**	< 0,001
Luminanssivaste, vaalea tausta (VAAR)	-0,498**	< 0,001
Työkokemus (TYOK)	-0,151	0,234
Toimenkuva ¹ (TOIMK)	0,343**	0,006
Silmälasit ¹ (SILM)	0,420**	0,001
Katselukulman vaikutus (KATSK)	-0,136	0,285
Paikkaerotuskyky (N_PKOK)	-0,196	0,177

¹Dikotominen muuttuja

Taulukko 26: Lineaariseen regressianalyysiin otettujen muuttujien muunnokset

Alkuperäinen jakauma			Muunnettu jakauma			
Muuttuja	Normaalisti jakautunut		Muunnos	Muuttuja	Normaalisti jakautunut	
	Vinous				Vinous	
IKA	Ei	0,166	IKA ^{0,8}	IKA_08	Ei	0,034
H_HAJA	Ei	1,388	H_HAJA ^{0,3}	H_HAJA_03	Kyllä	-0,046
TUMR	Ei	2,528	ln(TUMR)	LN_TUMR	Ei	-0,077
VAAR	Ei	3,816	ln(VAAR)	LN_VAAR	Ei	1,248

Luminanssivastetta vaaleilla sävyillä mittaavan VAAR-muuttujan jakauman muodon takia myös muunnettu LN_VAAR jakauma on oikealle vino. Paikkaerotuskyvyn muuttujan PKOK:n jakauman muoto oli niin ongelmallinen, ettei sille voitu tehdä mielekästä muunnosta.

Mallin arviointi Mallin hyvyyden mittana käytettiin selitystasetta R^2 sekä kullakin askeleella selitystason muutosta ΔR^2 . Multikollineaarisuutta tarkasteltiin mallin muuttujien ominaisarvojen sekä kuntoisuusindeksin kautta. Lisäksi tapaukset, joiden standardoitu residuaali oli itseisarvoltaan suurempi kuin 3,0, tarkasteltiin erikseen poikkeavuuden selvittämiseksi. Residuaalien normaalisuutta arvioitiin histogrammin sekä havaittujen ja odotettujen residuaalien kuvaajan (P-P Plot) avulla. Mallin nollahypoteesin testaukseen käytettiin ANOVA-taulua.

Mallissa ei havaittu muuttujien välillä multikollineaarisuutta, koska muuttujien ominaisarvot olivat selkeästi nolaa suurempia ja kuntoisuusindeksit pienempiä kuin 15. Havaintoja ei myöskään ollut tarvetta poistaa mallista, koska standardisoutujen residuaalien ja standardisoutujen ennustearvojen sirontakuviosta (kuva 46 (b)) nähtiin, että kaikkien havaintoja residuaalien itseisarvo on alle 2,5. Mallin residuaalit näyttävät histogrammin (kuva 46 (a)) sekä P-P kuvaajan (kuva 46 (c)) perusteella olevan normaalisti jakautuneita. Kuvat ovat liitteessä 4. Mallin diagnostiset tarkastelut eivät siis anna syytä hylätä mallia.

Havainnointitarkkuutta selittävät tekijät Aineiston korrelaatiotarkasteluissa havaittiin, että toimenkuva, silmälasien käyttö, hajaheijastukset sekä tummien ja vaaleiden sävyjen luminanssivasteet ovat yhteydessä havainnointitarkkuuteen. Kokonaishavainnointitarkkuuden (HT) mallin rakentamisen tarkoituksena oli selvittää tarkemmin, mitkä osatekijät selittävät havainnointitarkkuutta voimakkaimmin ja mitkä niiden suhteelliset selitysosuudet ovat. Malli rakennettiin käyttäen eteenpäin askeltavaa lineaarista regressioanalyysiä. Mallin rakentamisen vaiheet on esitelty liitteessä 4. Malli selittää havainnointitarkkuudesta n. 47 % ($R^2 = 0,468$). Selitysosuutta voidaan pitää vähintäänkin kohtalaisena, kun otetaan huomioon, että havainnointitarkkuuteen vaikuttaa lisäksi useita muuttujia, joita ei tässä tutkimuksessa voitu mitata (ks. luku 5.2) [5, 23].

Havainnointitarkkuuden (HT) malliksi saatiin

$$HT = 97,236 - 8,572 \cdot \ln(VAAR) - 14,238 \cdot H_HAJA^{0,3} - 8,445 \cdot SILM \quad (6)$$

Mallin mukaan havainnointitarkkuutta selittävät parhaiten luminanssivaste vaalealla taustalla (VAAR), hajaheijastus (H_HAJA) ja silmälasien käyttö (SILM). Malli kertoo, että mitä suurempi kontrasti vaaditaan kohteiden erottamiseen tummalta ja vaalealta taustalta, sitä heikompi on havainnointitarkkuus. Myös silmälasien käyttö vaikuttaa havainnointitarkkuuteen heikentävästi. Standardisoituja kertoimia vertailemalla nähtiin, että suurin merkitys oli vaalean taustan luminanssivasteella ($\beta_{LN_VAAR} = -0,394$), jonka osuus oli noin kaksinkertainen verrattuna silmälasien käytön vaikutukseen ($\beta_{H_HAJA} = -0,223$). Hajaheijastuksen standardisoitu regressiokerroin asettui suuruudeltaan näiden väliin ($\beta_{SILM} = -0,326$).

Malli vahvistaa korrelaatiotarkasteluissa saatuja havaintoja, sillä viidestä niissä tärkeäksi havaitusta osatekijästä kolme oli mukana mallissa. Mallin ulkopuolelle jäänyt luminanssivaste tummalta taustalta korreloi hajaheijastuksen kanssa niin voimakkaasti, että niitä voidaan pitää lähes samana asiana. Tästä syystä vain toinen, voimakkaammin havainnointitarkkuutta selittävä muuttuja voi olla mukana mallissa. Mallissa merkityksellisimpiä tekijöitä ovat näytön ominaisuudet, joten tämän tutkimuksen perusteella ne selittävät havainnointitarkkuutta merkittävästi enemmän kuin katsojan ominaisuudet.

7 Pohdinta

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, mitkä tekijät vaikuttavat havainnointitarkkuuteen eniten ja voitaisiinko havainnointitarkkuutta parantaa teknisin toimenpitein.

Aikaisemman tutkimuksen perusteella ei pystytty muodostamaan kokonaiskuvaa havainnointitarkkuuteen vaikuttavista tekijöistä tai eri tekijöiden, kuten katsojan havainnointikyvyn ja näytön kuvanlaadun merkittävydestä. Aikaisemmat tutkimukset ovat antaneet viitteitä siitä, että katsojan ominaisuuksista iällä [5] ja likaisien silmälasien käyttämisellä [21] olisi vaikutusta havainnointitarkkuuteen. Useiden tutkimusten perusteella katsoja on olennainen havainnointitarkkuuteen vaikuttaja tekijä. [51, 61]

Näyttöjen teknisten ominaisuuksien suhteen oletettiin, ainakin näytön maksimiluminanssilla [16, 33, 36] ja käyttötarkoituksella (lääketieteellinen vs. kuluttajanäyttö) [41, 61] olisi vaikutusta havainnointitarkkuuteen. Odotettiin myös, että AAPM:n ohjeistuksen noudattamisella ja näyttöjen DICOM-kalibroinnilla olisi positiivinen vaikutus havainnointitarkkuuteen [23, 44, 38]. Liukkosen (2010) tutkimustulosten perusteella radiologien näytöt ja kuvankatseluolosuhteet vastaavat AAPM:n kriteereitä paremmin kuin kliinikkolääkäreiden, joten myös radiologien havainnointitarkkuuden tulosten odotettiin olevan kliinikoiden tuloksia parempia.

Tutkimustulokset osoittivat, että näyttöjärjestelmän kuvanlaatu on havainnointitarkkuuden kannalta merkityksellisempi kuin katsojan havainnointikyky. Eniten kuvanhavainnointikykyyn vaikuttivat näytön ominaisuuksista luminanssivaste ja katseluympäristön vaikutuksista hajaheijastuksen voimakkuus. Tulokset toivat havainnointitarkkuuden eri osa-alueiden merkityksellisyydestä uutta tietoa, sillä aikaisempi, kokoava tutkimus on hyvin vähäistä tai olematonta. Tulokset antavat viitteitä siitä, että teknisillä toimenpiteillä, kuten näyttöjen DICOM-kalibroinnilla, voitaisiin parantaa havainnointitarkkuutta merkittävästi.

Tuloksia verrataan kansainvälisiin artikkeleihin jotka ovat käsitelleen eri havainnointitarkkuuden eri osa-alueiden vaikutusta havainnointitarkkuuteen. Radiologien ja kliinikoiden laitekannan vertailussa korostuvat Liukkosen (2010) [1] tutkimuksen tulokset, sillä muita vastaavia kotimaisia tutkimuksia ei ole tehty.

7.1 Havainnointikyky

Aikaisemmat tutkimukset [5, 9] osoittavat, että ihmisen näkökyky ja sen myötä havainnointitarkkuus heikkenevät iän myötä, mutta tässä tutkimuksessa vastaavalaista yhteyttä ei havaittu. Näkökyvyn heikkeneminen kuitenkin voimistuu vasta n. 65-vuotiaana, joten on loogista, että iän tuoma vaikutus havainnointitarkkuuteen on pientä tämän tutkimuksen kohdejoukolla, vielä työssä olevilla lääkäreillä.

Silmälasien käytöllä havaittiin olevan yhteys heikentyneeseen havainnointitarkkuuteen, mutta vain kliinikoiden osalta. Silmälasien käytön negatiivisia vaikutuksia voi selittää sillä, että likaisissa silmälasissa tapahtuu huomattavaa valon siroamista, mikä heikentää matalakonstrastisten kohteiden havaitsemista [20, 21]. Toimenkuvien välisiä eroja voidaan selittää myös sillä, että radiologien katseluympäristöä kontrolloidaan. Työtilojen valaistus on himmeä ja epäsuora, ja ulkopuolisen valon pääsy tilaan on estetty. Tällöin haitallista siroamista ei pääse tapahtumaan. [1, 16, 23]

Silmälasien käyttämisen vaikutusta heikentyneeseen havainnointitarkkuuteen ei kuitenkaan tule tulkita siten, että silmälaseja käyttävien vastaajien olisi ollut parempi tehdä testi ilman laseja.

Radiologien kohdalla myös vastaajien arvio omasta näkökyvystään oli tilastollisesti merkitsevästi yhteydessä havainnointitarkkuuteen. Mitä paremmaksi radiologit arvioivat näkökykynsä, sitä parempia tuloksia he saivat kokonaishavainnointitarkkuuden ja pienten kohteiden havaitsemisen osa-alueilla. Yhteys voidaan käsittää niin, että radiologit tietävät, kuinka hyvä heidän näköaistinsa terävyys on.

7.2 Kuvanlaatu

Näytön tekniset ominaisuudet Näyttöjärjestelmän teknisistä ominaisuuksista vain näytön paneelityypin ja pikselikoon havaittiin olevan yhteydessä eräisiin havainnointitarkkuuden osa-alueisiin, mutta mikään teknisistä ominaisuuksista ei vaikuttanut kokonaishavainnointitarkkuuteen. Yllättävää oli, ettei näyttömallilla ja näytön nimellisellä maksimiluminanssilla ole tämän tutkimuksen mukaan yhteyttä havainnointitarkkuuteen.

IPS-paneelin käyttämisen havaittiin parantavan kohteiden havaitsemista vaalealta taustalta. Tulos ei ole yllättävä, koska IPS-paneelia pidetään laadukkaimpana paneelityyppinä [37], ja lääketieteellisten kuvien diagnostiikkaan tarkoitetut näytöt käyttävät poikkeuksetta tätä paneeliteknologiaa [34, 35]. Tulos saattaa kuitenkin olla hieman harhaanjohtava, sillä IPS-paneelia käyttäneistä vastaajista valtaosa oli radiologeja. Heillä on käytössään korkeatasoiset diagnostiset näytöt, joten paremmat tulokset lienevät yhteydessä DICOM-kalibrointiin ja AAPM:n muiden ohjeiden noudattamiseen. Päätelmää tukee se, että tarkasteltaessa pelkästään radiologeja paneelityypillä ei ollut yhteyttä havainnointitarkkuuteen.

Näytön pikselikoon vaikutus havainnointitarkkuuteen oli radiologien osalta hieman yllättävä. Havaittiin, että näytön pikselikoon kasvu heikensi radiologeilla keskikokoisen kohteiden havaitsemista, vaikka vaikutuksen voisi olettaa olevan päinvastainen. Kyselytutkimuksen testikuvat olivat bittikarttoja, joten näytöllä esitetyn testikuvan koko riippui näytön pikselikoosta. Suuripikselisellä näytöllä testikuva oli suurempi, joten kohteiden pitäisi loogisesti olla helpompia havaita. Pikselikoon kasvun negatiivinen vaikutus johtuneekin siitä, että radiologien suuripikseliset näytöt olivat ns. kuluttajatasoisen näyttöjä. Nämä näytöt eivät ole yhtä laadukkaita kuin pienempi-pikseliset, lääketieteelliseen käyttöön tarkoitetut näytöt [41, 61]. Lääketieteellisissä näytöissä on myös kuluttajanäyttöjä suurempi maksimiluminanssi, jonka mm. Herron, Bender, Campbell, Sumkin, Rockette & Gur (2000) ovat havainneet olevan havainnointitarkkuudelle pikselikokoa merkittävämpi tekijä [33].

Vaikka aikaisempien tutkimusten (esim. Herron et al 2000, Hidano et al 2005) perusteella maksimiluminanssin vaikutus kuvanhavainnointikykyyn on suuri [33, 36], tässä tutkimuksessa ei havaittu yhteyttä nimellisen maksimiluminanssin ja kuvanhavainnointikyvyn välillä. Tulos johtunee siitä, ettei näyttöjen todellista luminanssia voitu mitata. Maksimiluminanssiin vaikuttavat näytön ikä ja näytön säädöt, joten vastaajien käyttämien näyttöjen todelliset maksiluminanssit voivat olla merkittävästi alempia kuin uuden näytön maksimiluminanssia kuvaava nimellinen maksimiluminanssi.

Myöskään näyttömallilla ei havaittu olevan yhteyttä mihinkään havainnointitarkkuuden osa-alueeseen. Kuvaa 32 tutkittaessa kuitenkin nähdään, että eri mallien välillä on huomattavaa hajontaa havainnointitarkkuuden tuloksissa. Tilastollisten merkitsevyyksien puuttuminen johtuneekin aineiston pienuudesta: useilta näyttömalleilta vastauksia saatiin vain yksi tai muutamia. Radiologien paras tulos saatiin lääketieteelliseen käyttöön tarkoitetulla näytöllä, mutta he saivat hyviä tuloksia myös kuluttajatasoilla näytöillä. Tätä selittänee se, että kaikki radiologien käyttämät näytöt on kalibroitu. Tulokset tukevat Averbukhin, Channin ja Homhualin (2005) havaintoja: kalibroidut kuluttajatasoilla näytöt pärjäsivät heidän kontrastidetaali-testeissään lähes yhtä hyvin kuin lääketieteelliseen käyttöön tarkoitetut näytöt. Tarvittaisiin kuitenkin lisää tutkimusta, jotta tiedettäisiin, soveltuvatko ne yhtä hyvin myös diagnoosin tekemiseen. [62] Kliinikoilla eroja eri näyttötyyppien välillä ei havaittu.

Mielenkiintoista on, että klinikoiden ja radiologien käyttäessä samaa näyttömallia radiologien tulokset olivat parempia. Tämä antaa viitteitä siitä, että teknisillä toimenpiteillä, kuten katseluympäristön kontrolloimisella ja näytön kalibroimisella, voidaan parantaa havainnointitarkkuutta.

Heijastukset Kuvanhavainnointikyvyn kannalta merkittävimmäksi heijastustyyppiä osoittautui hajaheijastus. Vaikutus kuvanhavainnointikykyyn oli suuri varsinkin klinikoiden kohdalla, mutta havaittavissa myös radiologeilla. Toimenkuvien välistä eroa selittänee osaltaan se, että radiologien näyttökanta koostuu suurimmalta osin lääketieteellisistä näytöistä [1], jotka ovat tyyppillisesti kuluttajanäyttöjä kirkkaampia [37]. Näin ollen myös katseluympäristön valaistus voi olla kirkkaampi ilman, että siitä syntyy häiritseviä vaikutuksia [16, 32]. Toisaalta radiologien katseluympäristöt ovat pääsääntöisesti hämärä, jolloin hajaheijastus on hyvin vähäistä. Klinikoiden katseluympäristöjä ei useinkaan kontrolloida, jolloin valaistus voi olla hyvin epäsuotuisa kuvien katselulle ja se voi aiheuttaa voimakkaankin hajaheijastuksen näytön pinnalle. [1, 16, 53] Oletusta tukee se, että radiologit havaitsivat hajaheijastusta huomattavasti klinikoita vähemmän ja vaihtelu hajaheijastuksen arvoissa oli selkeästi pienempää.

Luminanssivaste Näytön tummimpien ja vaaleimpien sävyjen luminanssivasteet osoittautuivat tärkeiksi havainnointitarkkuutta ennustaviksi tekijöiksi. Äärisävyjen havaitsemiseen vaadittavat kontrastit olivat klinikoilla huomattavasti radiologeja suurempia ja luminanssivasteen vaikutus havainnointitarkkuuden osa-alueisiin laajempi (ks. taulukot 23 ja 24). Tuloksia voi selittää se, että radiologien kontrastikynnysarvot ovat erittäin matalia ja hajonta hyvin pientä.

Luminanssivasteen osalta tulokset asettuvat linjaan Liukkosen [1] tulosten kanssa. Hänen käyttämänsä menetelmä oli erilainen kuin tässä työssä käytetty, mutta tälläkin mittarilla klinikkolääkäreiden suoriutuminen oli kuitenkin selvästi radiologeja heikompaa ja erot näkyivät varsinkin tummilla pikseliarvoilla.

7.3 Havainnointitarkkuus

Tutkimustulokset toivat uutta tietoa paitsi havainnointitarkkuuteen vaikuttavista tekijöistä, myös niiden merkityksellisyydestä. Korrelaatiotarkastelujen ja regressio-

mallin perusteella merkittävimpiä havainnointitarkkuutta selittäviä tekijöitä olivat kuvanlaadun osa-alueet, erityisesti luminanssivaste ja hajaheijastuksen voimakkuus. Näillä alueilla myös radiologien ja klinikoiden väliset erot olivat suurimpia. Havaittiin myös, että klinikoilla silmälasien käyttö heikentää havainnointitarkkuutta. Näiden tulosten vertaaminen aikaisempiin tutkimustuloksiin on lähes mahdotonta, sillä vastaavaa tutkimusta ei ole tehty.

Vaikka radiologien testitulokset olivat kautta linjan parempia kuin klinikoiden, toimenkuva ei kuitenkaan ole regressiomallissa mukana havainnointitarkkuutta selittävä tekijänä. Syy tähän on se, että radiologien parempiin tuloksiin johtavat tekijät liittyvät ennen kaikkea näytön ja katselu ympäristön ominaisuuksiin, jotka näkyvät luminanssivastetta ja hajaheijastusta käsittelevissä muuttujissa. Ainoa katsojan ominaisuuskin, silmälasien käyttö, liittyy todennäköisimmin valaistusolosuhteisiin, koska sillä ei ollut vaikutusta radiologien havainnointitarkkuuteen, ks. luku 6.3.1. Lopputulokseksi saadaan, ettei katsojan havainnointikykyä voida nykyisessä tilanteessa pitää havainnointitarkkuuden kannalta kovinkaan merkityksellisenä, vaan kuvanlaatu määrittää havainnointitarkkuutta selvästi enemmän.

Tuloksista ei voida kuitenkaan suoraan päätellä, onko tilanne samanlainen klinikoiden ja radiologien kohdalla. Klinikoilla heikko kuvanlaatu rajoittaa selkeästi havainnointia, mikä näkyy vaikeuksina havaita pieniä ja/tai matalakontrastisia kohteita. Tätä päätelmää tukee se, että radiologien tulokset ovat klinikoita parempia myös siinä tapauksessa, että molemmat ovat käyttäneet samaa näyttömallia. Klinikoiden tulosten hajonta on suurta, mikä selittyy ainakin osittain näyttöjärjestelmien heterogeenisuudella ja sillä, etteivät näytöt ole radiologisten kuvien tutkimiseen suunniteltuja. Radiologienkaan käyttämistä näytöistä kaikki eivät ole diagnostiseen käyttöön tarkoitettuja, mutta koska näytöt ovat kalibroituja ja katselu ympäristöt kontrolloituja, radiologien tulokset ovat parempia ja hajonta pienempää. Onkin hyvin mahdollista, etteivät näyttöjen väliset erot selitä radiologien havainnointitarkkuutta yhtä vahvasti kuin klinikoiden. Tämän tutkimuksen aineiston pienuus estää pelkästään radiologien tuloksille pohjautuvan mallin rakentamisen, joten jatkotutkimuksessa olisi syytä selvittää tarkemmin, mitkä tekijät selittävät radiologien tulosten hajontaa.

Tässä tutkimuksessa rakennettu malli selittää vain hieman alle puolet havainnointitarkkuudesta, joten tarvittaisiin jatkotutkimusta selvittämään muita havainnointitarkkuuteen vaikuttavia tekijöitä. Mittausjärjestelmän rajoitusten vuoksi useita näkökykyyn ja kuvan havainnointiin vaikuttavia muuttujia ei voitu mitata. Esimerkiksi näöntarkkuuden ja kontrastiherkkyuden selvittäminen olisi vaatinut testikuvien adaptoitumista kunkin näyttöjärjestelmän ominaisuuksiin ja katsomisetäisyyden mittaamista. Etsintäkuvioiden tutkiminen puolestaan olisi edellyttänyt testihenkilön ulkoista tarkkailua. Onkin mahdollista, että sellaisilla havainnoijan ominaisuuksilla, joita tässä tutkimuksessa ei selvitetty, on merkittäväkin vaikutus. Voisi olla tarpeen selvittää esimerkiksi katsojan silmien adaptaatiotilaa vaikkapa pyytämällä katsojaa vertaamaan näytön kirkkautta näytön takana olevan alueen kirkkauteen.

Tämän tutkimuksen tulosten perusteella voidaan kuitenkin päätellä, että teknisillä toimenpiteillä saavutettaisiin merkittävää hyötyä. Koska radiologien ja klinikoiden tulosten eroja ei voida selittää muulla kuin näyttöjärjestelmien kuvanlaadun eroilla, voidaan kuvanlaadun teknisellä parantamisella parantaa myös klinikoiden havainnointitarkkuutta. Kalibroimalla näytöt DICOM-standardin mukaisiksi saa-

taisiin näyttöjen sävyt erottumaan toisistaan optimaalisesti, jolloin luminanssivaste paranisi. Muokkaamalla katselu ympäristö AAPM-standardin mukaiseksi pystyttiin vähentämään hajaheijastusta. Vaikka mallin ulkopuolelta löytyisi muita merkittäviä, esimerkiksi katsojan ominaisuuksiin liittyviä selittäjiä, pelkästään jo tämän mallin selityksasteen perusteella teknisten interventioiden tarvetta ja merkitystä voidaan pitää selvänä.

7.4 Tutkimuksen luotettavuus

Tutkimuksen luotettavuutta pyrittiin parantamaan käyttämällä kyselylomaketta, jossa oli valmiit vastausvaihtoehdot. Kyselylomake esitettiin kysymysten ymmärrettävyyden ja lomakkeen käytettävyyden varmentamiseksi. Esitestauksen suoritti kolme fyysikkoo ja kolme lääkäriä. Esitestauksen perusteella joitakin kysymyksiä muutettiin selkeämmiksi ja tehtävänäntoja parannettiin mm. lisäämällä video-ohje yhden testin osa-alueen suorittamiseen.

Validiteetti Validiteetti jaetaan usein sisäiseen ja ulkoiseen validiteettiin. Sisäinen validiteetti kuvaa tutkimuksen kykyä mitata haluttua asiaa, kuten sitä, ovatko käytetyt käsitteet teorian mukaiset ja kattavatko ne ilmiön riittävän laajasti. Ulkoinen validiteetti puolestaan viittaa tutkimuksen yleistettävyyteen. [59]

Sisäiselle validiteetille asettaa haasteensa se, että tutkimuksen kohteena oleva havainnointitarkkuus on ilmiönä monitahoinen ja käsitteenä vielä vakiintumaton. Tämän työn teoriaosan luvussa 4 esitettiin mahdollisimman yksityiskohtaisesti, mitä termillä tässä tutkimuksessa tarkoitetaan, jotta varmistettaisiin käsitteen yksiselitteisyys. Havainnointitarkkuuden mittariksi valittiin visuaalinen testi, joka ottaa huomioon teoriassa määritellyt havainnointitarkkuuden osa-alueet mahdollisimman monipuolisesti. Mittarilla selvitetiin myös kattavasti katsojan näkökyvyn ja työaseman näyttöjärjestelmän ominaisuuksia, koska niiden tiedettiin vaikuttavan havainnointitarkkuuteen (luvut 2 ja 3). Mittarin heikkoutena voidaan pitää sitä, että se käsittelee ainoastaan synteettisten kuvien havainnoimista eikä näin anna tietoa todellisten, lääketieteellisten kuvien havainnoinnista. Synteettisten kuvien käyttö oli kuitenkin perusteltua, jotta pystyttiin sulkemaan pois lääkärin ammattitaidon, kokemuksen ja erikoistumisalan vaikutus kuvien arviointiin. Muutoin nämä ominaisuudet olisivat voineet muodostua testissä havainnointitarkkuutta vahvasti määrittäviksi tekijöiksi [63]. Havainnointitarkkuuden testauksen luotettavuutta parantaa myös se, että mittana käytettiin summamuuttujia, jotka muodostettiin useasta testin osasta. Tällöin yhden virheellisen valinnan vaikutus on vähäinen.

Suurin osa vastaajan ominaisuuksia käsittelevistä kysymyksistä oli luonteeltaan hyvin arkipäiväisiä, jolloin väärinymmärryksen mahdollisuus on lähes olematon. Tällaisia ovat esim. ikä, toimenkuva, työkokemus vuosina ja silmälasien käyttö. Luotettavuudeltaan heikompana muuttujana voidaan pitää vastausaikaa, jonka laskentamenetelmä antoi virheellisen tuloksen, jos vastaaja ei täyttänyt kyselyä kerralla loppuun asti, vaan palasi siihen myöhemmin. Tällöin vastausajaksi muodostui ensimmäisen avaamiskerran ja kyselyn lähettämisen välinen aika, joka saattoi olla esim. kolme viikkoa. Tällaiset äärimmäisen poikkeavat havainnot pystyttiin kuitenkin jättämään huomiotta tilastollisissa analyysissa. On myös mahdollista, että vastaaja on kyselyä sulkematta käyttänyt osan vastausajasta johonkin muuhun toimintaan, jolloin tulos ei anna todellista kuvaa havainnointiin käytetystä ajasta.

Näytön teknisten ominaisuuksien selvittäminen olisi voinut olla asiaan perehtymätömälle vastaajalle haastavaa, joten virheiden välttämiseksi ne selvitettiin jälkikäteen työaseman isäntänimen perusteella. Näytön suorituskykyä ja näytön pinnasta havaittavia heijastuksia mitattiin yksinkertaisilla visuaalisilla testeillä, joissa oli valmiit vastausvaihtoehdot. Katselukulman vaikutusten selvittämiseen käytetty testi on luotettavuudeltaan heikompi, koska se toimi vain, jos näytönohjaimen ja näytön osoitettavuudet vastasivat toisiaan. Myös kyselyssä käytetyt termit, kuten epäterävä valoheijastus, saattoivat olla vastaajille tuntemattomia. Ymmärtämisen varmistamiseksi jokaiselle termille annettiin sanallinen kuvaus, mutta esimerkkikuva olisi saattanut havainnollistaa asiaa paremmin.

Ulkoinen validiteetti eli tutkimuksen yleistettävyyttä otettiin huomioon jo muuttujien valinnassa. Kaikkien kuvanlaatua ja havaitsemista käsittelevien muuttujien lainalaisuudet pätevät myös muiden kuin kyselyyn vastanneiden kohdalla niin KSKS:n sisällä kuin muissakin sairaaloissa. Kyselyn vastaajamäärää pyrittiin kasvattamaan lähettämällä vastaamatta jättäneille muistutus viikkoa ennen vastausajan päättymistä. Tulosten yleistettävyyttä parantaa myös se, että kaikki testaukset suoritettiin todellisissa kuvankatseluolosuhteissa.

KSKS:ssa tuloksia voidaan pitää yleistettävänä varsinkin radiologien osalta, sillä heistä kyselyyn vastasi noin puolet. Kliinikoiden kohdalla yleistettävyyttä on heikompi pienemmän vastausprosentin (20 %) johdosta. Tutkimuksen tulosten yleistämistä muihin sairaaloihin heikentää se, että sairaaloiden laitekannat ja laadunvalvontakäytännöt eroavat toisistaan.

Reliabiliteetti Reliabiliteetilla tarkoitetaan tutkimuksen luotettavuutta ja toimintavarmuutta, ja sen määrittämiseen usein koostuvan stabiliteetista ja konsistenssista. Stabiliteetti viittaa tutkimuksen toistettavuuteen, eli käytännössä mittarin pysyvyyteen ajassa. Stabiili mittari ei ole herkkä olosuhteiden ja vastaajan motivaation vaihtelulle tai muille satunnaisvirheille. Konsistenssi tarkoittaa mittarin sisäistä yhtenäisyyttä, eli sitä, mittaako mittari kokonaisuudessaan samaa asiaa. [59]

Tämän tutkimuksen toistettavuus on mittarin toteutuksen puolesta hyvä, koska sähköisenä mittarina se on toistettavissa täysin samanlaisena. Katsojan ominaisuuksia koskevat muuttujat (ikä, sukupuoli, työkokemus, toimenkuva, silmälasien käyttö) ovat sisältönsä puolesta varsin pysyviä. Osa katsojan ominaisuuksista on kuitenkin herkempiä vastaajan motivaatiolle ja vireystilalle sekä ympäristön häiriöille. Tällaisia ovat esim. arvio näkökyvystä ja vastausaika. Näyttöjärjestelmän teknisten ominaisuuksien selvittämiseen olosuhteiden vaikutus on olematon, sillä ne selvitettiin mekaanisesti. Näyttöjärjestelmän suorituskykyä ja havainnointitarkkuutta arvioivat osuudet ovat herkempiä ulkoisille häiriöille ja vaihteluille. Niihin voivat vaikuttaa niin katsojan motivaatio, katselu ympäristön muutokset kuin näytön asetuksetkin. Esimerkiksi katselutiloissa, joihin paistaa aurinko, valaistus vaihtelee voimakkaasti vuorokauden ja vuodenaajan mukaan. Tämän tutkimuksen mittaukset suoritettiin valoisana kesäaikana, joten tulokset voisivat olla erilaisia pimeänä vuodenaikana mitattuna, erityisesti heijastusten osalta.

Mittarin konsistenssia on hyvin vaikea arvioida, koska näin suppean mittarin tarkasteluun ei voida käyttää keinotekoisia puolittamisen menetelmiä (Cronbachin alfa, Spearman-Brownin Rho) [59]. Viitteitä sisäisestä yhtenäisyydestä saadaan samankaltaisten muuttujien välisistä korrelaatioista. Vahvasti keskenään korreloivat esim.

hajaheijastuksen vaikutus tummimpien sävyjen toistoon ja luminanssivaste tummilla sävyillä.

Eettisyys Tehdyn tutkimuksen eettiset kysymykset keskittyvät vastaajien tunnistettavuuteen annetuista vastauksista. Webropol- järjestelmällä lähetettiin jokaiselle klinikolle henkilökohtainen pyyntö vastata kyselyyn, joten pyyntöihin vastanneiden nimet ja heidän tuloksensa olivat nähtävissä järjestelmässä. Radiologien vastaukset olivat anonyymejä. Tutkimustulokset on kuitenkin esitetty niin, ettei niistä ole mahdollista selvittää vastaajien henkilöllisyyttä tai henkilötietoja. Katsojan henkilökohtaisia ominaisuuksia käsitellään ainoastaan ryhmittäin.

8 Johtopäätökset

- i. Kliinikoiden ja radiologien tulosten välisiä eroja pystyttäisiin kaventamaan teknisillä interventioilla. Sävyjen toisto pystytään yleensä korjaamaan kalibroimalla näyttö DICOM GSDF:n mukaiseksi, jolloin jokainen sävy on yhtä helposti erotettavissa toisistaan. Kalibroinnin voi tehdä myös kuluttajatason näytölle ja KSKS:ssa on olemassa välineet sen suorittamiseen. Hajaheijastuksen haittavaikutuksia voidaan pienentää katseluympäristön valaistusvoimakkuutta vähentämällä. Mikäli se ei ole mahdollista, tulisi käyttää näyttöä, jonka luminanssi on mahdollisimman suuri. Vallitsevan valon vaikutus voidaan myös ottaa huomioon kalibroinnissa, jolloin haitta jaetaan kaikkien harmaasävyjen kesken. Tällöin tummimpien sävyjen kontrastia kasvatetaan valon vaikutuksen kompensoimiseksi.
- ii. Laadunvalvonnan ulottaminen kliinikoiden näyttöihin ja katseluolosuhteisiin ei ole nykyisillä resursseilla (välineet, henkilöstö, näytöt) mahdollista kovin laajassa mittakaavassa. Tämän takia olisikin parempi, että myös kliinikoiden käytössä olisi lääketieteellisiä näyttöjä, jotka pysyvät kalibroituina oman taustavaloanturinsa avulla. Toisaalta markkinoilla on myös DICOM-standardin mukaisia näyttöjä, jotka eivät ole merkittävästi kuluttajatason näyttöjä kaliliimpia. Jatkossa kliinikoiden näyttöhankinnoissa tulisikin suosia tämäntyyppisiä näyttöjä.
- iii. Teknisten parannusten ja mahdollisten laitehankintojen lisäksi olisi tärkeää kouluttaa lääkäreitä ymmärtämään katseluympäristön ja silmälasien puhtauden vaikutus kuvanlaatuun ja sen myötä diagnoosin tekemiseen. Lääkäreiden tulisi osata havainnoida, milloin kuvanlaatu on heikentynyt ja reagoida siihen esimerkiksi vähentämällä vallitsevan valon määrää kaihtimilla. Mikäli kuvanlaatua ei saada korjattua katseluympäristöön vaikuttamalla, tulisi lääkäriellä olla tiedossa ohjeistus, miten asiaan kussakin yksikössä (sairaala, osasto, terveysasema) puututaan. Tämä edellyttäisi yksikkökohtaisen, selkeän toimintamallin ja resurssien luomista näyttöjen kuntoon saattamiseksi ja laadun hallitsemiseksi. Lääkäriin tulisi nähdä näyttöjärjestelmä yhtenä työkalunaan, jonka kunnosta huolehtimisesta hänellä on vastuu. Näin vahvistettaisiin diagnostista varmuutta ja potilasturvallisuutta.
- iv. Tutkimuksessa käytettyä mittaria voisi jatkossa kehittää niin, että se olisi riippumaton näytön pikselikoosta. Yleistettävyyden ja vertailtavuuden kannalta olisi myös mielekästä käyttää mahdollisimman paljon valmiita testipohjia, kuten AAPM:n visuaalisia testejä. Ideaalista olisi, että mittari olisi dynaaminen, eli jatkokysymykset riippuisivat havainnoijan vastauksista. Esimerkiksi kontrasti-detalji-testi voitaisiin toteuttaa kahden vaihtoehdon pakotetulla valinnalla, jolloin kunkin kohdekoon kontrastikynnyksen määrittäminen olisi luotettavampaa. Jatkotutkimuksessa voisi myös käyttää enemmän patologisilta löydöksiltä vaikuttavia, reunoiltaan pehmenettyjä ympyrän muotoisia kohteita. Tällaiset kohteet ovat vaikeammin havaittavissa, jolloin testi olisi eroittelukykyisempi. Samalla parannettaisiin tutkimuksen luotettavuutta, koska havaitseminen vaatisi sen tyyppisiä valmiuksia, joita todellistenkin radiologisten kuvien tarkastelussa tarvitaan.

Viitteet

- [1] Esa Liukkonen. *Radiologisten kuvien katselussa käytettävien näyttöjen laatu*. PhD thesis Lääketieteellinen tiedekunta, Diagnostiikan laitos, Radiologia, Oulun yliopisto; Tarton yliopisto; Sosiaali- ja terveysalan yksikkö, Oulun seudun Ammattikorkeakoulu (2010). <http://herkules.oulu.fi/isbn9789514262180/isbn9789514262180.pdf>.
- [2] H. Järvinen, J. Karppinen, T. Komppa, A. Miettinen, K. Nieminen, T. Parviainen, M. Pirinen, P. Tenkanen-Rautakoski, M. Tapiovaara, P. Toroi et al. Terveydenhuollon röntgenlaitteiden laadunvalvontaopas. *Säteilyturvakeskus* (2008). http://www.stuk.fi/julkaisut_maaraykset/fi_FI/stuk_tiedottaa/_files/1222632510022273/default/STUK-tiedottaa-2-2008.pdf.
- [3] Egil Haug, Olav Sand ja Öysten V. Sjaastad. *Ihmisen fysiologia*. WSOY (1995).
- [4] Harold L. Kundel. How to minimize perceptual error and maximize expertise in medical imaging. *Proceedings of SPIE—the International Society for Optical Engineering* **6515**, 651508 (2007).
- [5] Steven H. Schwartz. *Visual Perception: A Clinical Orientation*. The McGraw-Hill Companies, Inc (2010).
- [6] Göte Nyman ja Pentti Laurinen. Näköhavainto kuvankäsittelyprosessina. Teoksessa *Digitaalinen kuvankäsittely lääketieteessä*. Valtion teknillinen tutkimuskeskus (1984).
- [7] Risto Näsänen. Visuaalisen käytettävyyden opas (2007). <http://www.nasanen.net/Opas2007.pdf>.
- [8] P. J. Robinson. Radiology's Achilles' heel: error and variation in the interpretation of the Röntgen image. *Br J Radiol* **70**(839), 1085–1098 (Nov 1997).
- [9] Lea Hyvärinen. Silmät ja näkeminen. *Kirjayhtymä* (2001). <http://www.lea-test.fi/>. viitattu 6.2.2011.
- [10] Näkövammaisten keskusliitto. Näöntarkkuus (). <http://www.nkl.fi/fi/etusivu/tietoa/aistimus>. viitattu 21.2.2011.
- [11] Peter G. J. Barten. *Contrast Sensitivity of the Human Eye and its Effects on Image Quality*. SPIE Publications (1999).
- [12] Izumi Ohzawa. Make Your Own Campbell-Robson Contrast Sensitivity Chart (2006). http://neurovision.berkeley.edu/Demonstrations/VSOC/izumi/CSF/A_JG_RobsonCSFchart.html. viitattu 17.2.2011.
- [13] A. Guirao, C. González, M. Redondo, E. Geraghty, S. Norrby ja P. Artal. Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population. *Invest Ophthalmol Vis Sci* **40**(1), 203–213 (Jan 1999).
- [14] Patrik Sund, Magnus Båth, Linda Ungsten ja Lars Gunnar Månsson. A comparison between 8-bit and 10-bit luminance resolution when generating low-contrast sinusoidal test pattern on an LCD. *Proceedings of SPIE—the International Society for Optical Engineering* **6515**, 651500 (2007).
- [15] Amarpreet S Chawla ja Ehsan Samei. Ambient illumination revisited: a new adaptation-based approach for optimizing medical imaging reading environments. *Med Phys* **34**(1), 81–90 (Jan 2007).

- [16] Patrik Sund, Magnus Båth ja Lars Gunnar Månsson. Investigation of the effect of ambient lighting on contrast sensitivity using a novel method for conducting visual research on LCDs. *Radiat Prot Dosimetry* **139**(1-3), 62–70 (2010). doi: 10.1093/rpd/ncq067. <http://dx.doi.org/10.1093/rpd/ncq067>.
- [17] Johannes J Vos. Reflections on glare. *Lighting Research and Technology* **35**, 163–175 (2003). <http://dx.doi.org/10.1191/1477153503li083oa>.
- [18] Commission Internationale de L’Eclairage, the International Commission on Illumination (CIE). International lighting vocabulary (1987).
- [19] Ronald B. Gibbons ja Christopher J. Edward. A review of disability and discomfort glare research and future direction. Teoksessa *18th Biennial TRB Visibility Symposium* (2007).
- [20] Thomas J T P Van Den Berg, L. J René Van Rijn, Ralph Michael, Christian Heine, Tanja Coeckelbergh, Christian Nischler, Helmuth Wilhelm, Günther Grabner, Martin Emesz, Rafael I Barraquer, Joris E Coppens ja Luuk Franssen. Straylight effects with aging and lens extraction. *Am J Ophthalmol* **144**(3), 358–363 (Sep 2007). doi: 10.1016/j.ajo.2007.05.037. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajo.2007.05.037>.
- [21] Gerard C De Wit ja Joris E Coppens. Stray light of spectacle lenses compared with stray light in the eye. *Optom Vis Sci* **80**(5), 395–400 (May 2003).
- [22] Klaus Bacher, Peter Smeets, An De Hauwere, Tony Voet, Philippe Duyck, Koenraad Verstraete ja Hubert Thierens. Image quality performance of liquid crystal display systems: influence of display resolution, magnification and window settings on contrast-detail detection. *Eur J Radiol* **58**(3), 471–479 (Jun 2006). doi: 10.1016/j.ejrad.2005.12.016. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2005.12.016>.
- [23] Ehsan Samei, Aldo Badano, Dev Chakraborty, Ken Compton, Craig Cornelius, Kevin Corrigan, Michael J. Flynn, Brad Hemminger, Nick Hangiandreou, Jeff Johnson, Donna M. Moxley-Stevens, William Pavlicek, Hans Roehrig, Lois Rutz, Jeff Shepard, Robert A. Uzenoff, Jihong Wang ja Charles E. Willis. Assessment of display performance for medical imaging systems, Report of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 18. *Madison, WI: Medical Physics Publishing, AAPM On-Line Report* (2005). http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18_files/tg18.pdf.
- [24] D. Demus. *Physical Properties of Liquid Crystals*. Wiley-VCH (1999).
- [25] Kenneth A Fetterly, Hartwig R Blume, Michael J Flynn ja Ehsan Samei. Introduction to grayscale calibration and related aspects of medical imaging grade liquid crystal displays. *J Digit Imaging* **21**(2), 193–207 (Jun 2008). doi: 10.1007/s10278-007-9022-y. <http://dx.doi.org/10.1007/s10278-007-9022-y>.
- [26] What is TFT LCD? (2010). http://www.plasma.com/classroom/images/What_is_TFT-LCD.jpg. viitattu 30.1.2011.
- [27] Ville Silvekoski. Litteiden näyttöjen mittausproseduurien kehittäminen. Master’s thesis Teknillinen korkeakoulu, Sähkö- ja tietoliikennetekniikan osasto (2001). http://media.tkk.fi/GTTS/Suomi/dt&raportit/DI_V_Silvekoski.pdf.
- [28] A photograph of sub-pixel display elements on a laptop’s LCD screen (2008). http://en.wikipedia.org/wiki/File:Closeup_of_pixels.JPG.

- [29] Eero Mässeli. Monitorien ja työasemien laadunvalvonta, säteilyturvallisuus ja laatu röntgendiagnostiikassa seminaari. (2010).
- [30] White light leds - importance of accepted measurement standards (Nov/Dec 2008). http://www.instrumentsystems.de/fileadmin/editors/downloads/Products/LpR10_Instrument_Systems_web.pdf.
- [31] Benjamin J Pollard, Ehsan Samei, Amarpreet S Chawla, Jay Baker, Sujata Ghatte, Connie Kim, Mary S Soo ja Noriyuki Hashimoto. The influence of increased ambient lighting on mass detection in mammograms. *Acad Radiol* **16**(3), 299–304 (Mar 2009). doi: 10.1016/j.acra.2008.08.017. <http://dx.doi.org/10.1016/j.acra.2008.08.017>.
- [32] Hideyuki Muramoto, Kazuhiro Shimamoto, Mitsuru Ikeda, Kazuyuki Koyama, Hiromichi Fukushima ja Takeo Ishigaki. Influence of monitor luminance and room illumination on soft-copy reading evaluation with electronically generated contrast-detail phantom: comparison of cathode-ray tube monitor with liquid crystal display. *Nagoya J Med Sci* **68**(3-4), 115–120 (Jun 2006).
- [33] J. M. Herron, T. M. Bender, W. L. Campbell, J. H. Sumkin, H. E. Rockette ja D. Gur. Effects of luminance and resolution on observer performance with chest radiographs. *Radiology* **215**(1), 169–174 (Apr 2000).
- [34] Barco medical display systems, product catalog (2011). http://www.barco.com/ebooks/Medical/Medical_display_catalog/index.html. viitattu 29.1.2011.
- [35] Eizo medical monitor solutions (2011). <http://radiforce.com/en/products/index.html>. viitattu 29.1.2011.
- [36] Satoshi Hidano, Mitsuru Ikeda, Takeo Ishigaki, Hisashi Usami, Kazuhiro Shimamoto ja Katsuhiko Kato. Effects of monitor luminance change on observer detection performance. *Comput Med Imaging Graph* **29**(1), 35–41 (Jan 2005). doi: 10.1016/j.compmedimag.2004.09.011. <http://dx.doi.org/10.1016/j.compmedimag.2004.09.011>.
- [37] Albert Xthona. Barco white paper: Medical displays give radiologist an edge (2008). http://www.barco.com/barcoview/downloads/Medical-displays_give_radiologists_an_edge.pdf. viitattu 29.1.2011.
- [38] E. A. Krupinski ja H. Roehrig. The influence of a perceptually linearized display on observer performance and visual search. *Acad Radiol* **7**(1), 8–13 (Jan 2000).
- [39] Elizabeth A Krupinski, Jeffrey Johnson, Hans Roehrig, John Nafziger ja Jeffrey Lubin. On-axis and off-axis viewing of images on CRT displays and LCDs: observer performance and vision model predictions. *Acad Radiol* **12**(8), 957–964 (Aug 2005). doi: 10.1016/j.acra.2005.04.015. <http://dx.doi.org/10.1016/j.acra.2005.04.015>.
- [40] Suk I Yoo Jae Y Lee. Automatic detection of region-mura defect in TFT-LCD. *IEICE TRANSACTIONS on Information and Systems* **87**(10), 2371–2378 (2004).
- [41] Elizabeth A Krupinski. Medical grade vs off-the-shelf color displays: influence on observer performance and visual search. *J Digit Imaging* **22**(4), 363–368 (Aug 2009). doi: 10.1007/s10278-008-9156-6. <http://dx.doi.org/10.1007/s10278-008-9156-6>.

- [42] Takeshi Hiwasa, Junji Morishita, Shiro Hatanaka, Masafumi Ohki, Fukai Toyofuku ja Yoshiharu Higashida. Need for liquid-crystal display monitors having the capability of rendering higher than 8 bits in display-bit depth. *Radiol Phys Technol* **2**(1), 104–111 (Jan 2009). doi: 10.1007/s12194-008-0051-0. <http://dx.doi.org/10.1007/s12194-008-0051-0>.
- [43] Tom Kimpe ja Tom Tuytschaever. Increasing the number of gray shades in medical display systems—how much is enough? *J Digit Imaging* **20**(4), 422–432 (Dec 2007). doi: 10.1007/s10278-006-1052-3. <http://dx.doi.org/10.1007/s10278-006-1052-3>.
- [44] Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Part 14: Grayscale Standard Display Function (2004).
- [45] Stephan Bender, Kai Lederle, Christel Weiß, Stefan O Schoenberg ja Gerald Weisser. 8-bit or 11-bit monochrome displays—which image is preferred by the radiologist? *Eur Radiol* (Dec 2010). doi: 10.1007/s00330-010-2014-1. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-010-2014-1>.
- [46] Amarpreet S. Chawla, Hans Roehrig, Jiahua Fan ja Kunal Gandhi. Real-time MTF evaluation of displays in the clinical arena. *Proc SPIE* **5029**, 734–745 (2003).
- [47] Elizabeth A Krupinski ja Kevin S Berbaum. The medical image perception society update on key issues for image perception research. *Radiology* **253**(1), 230–233 (Oct 2009). doi: 10.1148/radiol.2531090237. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2531090237>.
- [48] DICOM General Info Brochure (2010). <http://medical.nema.org/dicom/geninfo/Brochure.pdf>. viitattu 25.5.2011.
- [49] Graphics solutions for radiography and PACS (2010). http://www.matrox.com/graphics/en/solutions/medical_imaging/radpacs/. viitattu 29.1.2011.
- [50] Wendla Paile, editor. *Säteilyn terveysturvallisuus* Säteily- ja ydinturvallisuus. Säteilyturvakeskus (2002). http://www.stuk.fi/julkaisut_maaraykset/kirjasarja/fi_FI/kirjasarja4/.
- [51] W. H. Straub, D. Gur ja B. C. Good. Visual acuity testing of radiologists—is it time? *AJR Am J Roentgenol* **156**(5), 1107–1108 (May 1991).
- [52] Jihong Wang, Jun Xu ja Veera Baladandayuthapani. Contrast sensitivity of digital imaging display systems: contrast threshold dependency on object type and implications for monitor quality assurance and quality control in pacs. *Med Phys* **36**(8), 3682–3692 (Aug 2009).
- [53] J. Wang, J. Anderson, T. Lane, C. Stetson ja J. Moore. Contrast-detail characteristic evaluations of several display devices. *J Digit Imaging* **13**(2 Suppl 1), 162–167 (May 2000).
- [54] Zhigang Liang, Kuncheng Li, Xiaolin Yang, Xiangying Du, Jiabin Liu, Xin Zhao ja Xiangdong Qi. ROC analysis for diagnostic accuracy of fracture by using different monitors. *J Digit Imaging* **19**(3), 276–278 (Sep 2006). doi: 10.1007/s10278-006-0265-9. <http://dx.doi.org/10.1007/s10278-006-0265-9>.
- [55] Nancy A Obuchowski. Receiver operating characteristic curves and their use in radiology. *Radiology* **229**(1), 3–8 (Oct 2003). doi: 10.1148/radiol.2291010898. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2291010898>.

- [56] Jari Forsström. Testien diagnostisen arvon mittaaminen ROC-käyrän avulla. *Duo-decim* **111**, 237 (1995).
- [57] Renjie Li, Uri Polat, Walter Makous ja Daphne Bavelier. Enhancing the contrast sensitivity function through action video game training. *Nat Neurosci* **12**(5), 549–551 (May 2009). doi: 10.1038/nn.2296. <http://dx.doi.org/10.1038/nn.2296>.
- [58] Han-Kwang Nienhuys. The Lagom LCD monitor test pages (2008). http://www.lagom.nl/lcd-test/viewing_angle.php. viitattu 23.4.2010.
- [59] Jari Metsämuuronen. *Tutkimuksen tekemisen perusteet ihmistieteissä*, 2. uudistettu painos. laitos. International Methelp Ky (2003).
- [60] Martin Bland. *Introduction to Medical Statistics*. English Language Book Society/Oxford University Press (1989).
- [61] Steve Langer, Ken Fetterly, Jay Mandrekar, Scott Harmsen, Brian Bartholmai, Charles Patton, Alan Bishop ja Colin McCannel. ROC study of four LCD displays under typical medical center lighting conditions. *J Digit Imaging* **19**(1), 30–40 (Mar 2006). doi: 10.1007/s10278-005-8149-y. <http://dx.doi.org/10.1007/s10278-005-8149-y>.
- [62] Alice N Averbukh, David S Channin ja Prasobsook Homhual. Comparison of human observer performance of contrast-detail detection across multiple liquid crystal displays. *J Digit Imaging* **18**(1), 66–77 (Mar 2005). doi: 10.1007/s10278-004-1035-1. <http://dx.doi.org/10.1007/s10278-004-1035-1>.
- [63] A. C. Offiah, L. Moon, C. M. Hall ja A. Todd-Pokropek. Diagnostic accuracy of fracture detection in suspected non-accidental injury: the effect of edge enhancement and digital display on observer performance. *Clin Radiol* **61**(2), 163–173 (Feb 2006). doi: 10.1016/j.crad.2005.09.004. <http://dx.doi.org/10.1016/j.crad.2005.09.004>.
- [64] Kristina Hellén-Halme, Mats Nilsson ja Arne Petersson. Effect of monitors on approximal caries detection in digital radiographs—standard versus precalibrated DICOM part 14 displays: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **107**(5), 716–720 (May 2009). doi: 10.1016/j.tripleo.2008.12.011. <http://dx.doi.org/10.1016/j.tripleo.2008.12.011>.
- [65] Steve Langer, Brian Bartholmai, Ken Fetterly, Scott Harmsen, William Ryan, Brad Erickson, Kathy Andriole ja John Carrino. SCAR R&D Symposium 2003: comparing the efficacy of 5-MP CRT versus 3-MP LCD in the evaluation of interstitial lung disease. *J Digit Imaging* **17**(3), 149–157 (Sep 2004). doi: 10.1007/s10278-004-1013-7. <http://dx.doi.org/10.1007/s10278-004-1013-7>.
- [66] Kumiko Yoshimura, Kazuhiro Shimamoto, Mitsuru Ikeda, Katsuhiko Ichikawa ja Shinji Naganawa. A comparative contrast perception phantom image of brain CT study between high-grade and low-grade liquid crystal displays (LCDs) in electronic medical charts. *Phys Med* (Jun 2010). doi: 10.1016/j.ejmp.2010.06.001. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2010.06.001>.
- [67] Håkan Geijer, Mats Geijer, Lillemor Forsberg, Susanne Kheddache ja Patrik Sund. Comparison of color LCD and medical-grade monochrome LCD displays in diagnostic radiology. *J Digit Imaging* **20**(2), 114–121 (Jun 2007). doi: 10.1007/s10278-007-9028-5. <http://dx.doi.org/10.1007/s10278-007-9028-5>.

Liitteet

- Liite 1: Kuvanlaadun osa-alueiden vaikutus havainnointitarkkuuteen
Liite 2: Kyselylomake
Liite 3: Muuttujien järjestyskorrelaatiot havainnointitarkkuuden kanssa
Liite 4: Lineaarisen regressiomallin rakentaminen ja tarkastelu

Kuvat

1	Silmän poikkileikkaus. [5]	4
2	(a) Mykiö kaukaisia kohteita katsottaessa. (b) Mykiö lähellä olevia kohteita katsottaessa. [3]	5
3	Verkkokalvon kerrosrakenne. Kuvassa valon suunta on ylhäältä alas. Kuva muokattu lähteestä [5].	6
4	Gangliosolun reseptiivisen kentän ON-tyyppiselle keskiosalle osunut valopiste aiheuttaa impulssitiheyden kasvun. Reuna-alueelle osuessaan sama valopiste aiheuttaa impulssitiheyden laskun. [5]	7
5	Alentuneen kontrastiherkkyuden ja näöntarkkuuden vaikutus havaittavaan visuaaliseen informaatioon [7].	8
6	Sinimuotoinen kontrastikohde (ylhällä) ja sen luminanssin profiili (alhaalla). Profilissa katkoviiva merkitsee kohteen keskimääräistä luminanssia L_{ave} , ja ΔL osoittaa eron huippujen ja keskimääräisen luminanssin välillä. [5]	10
7	Tyypillinen aikuisen ihmisen kontrastiherkkyysfunktio. Sininen viiva osoittaa suurimman kontrastiherkkyuden. [5]	11
8	Ihmisen kontrastiherkkyysfunktion muodon demonstraatio. Kuvassa kontrasti kasvaa ylhäältä alaspäin ja spatiaalinen taajuus vasemmalta oikealle. Viivasto havaitaan korkeampana kuvan keskialueella kuin reunoilla. Kohta, jossa viivasto havaitaan korkeimpana, riippuu katseluetäisyydestä. [12]	12
9	Iän vaikutus näöntarkkuuteen [5].	13
10	Tappien, sauvojen sekä niiden yhteisvaikutuksen tyypilliset hämärä-adaptaatiokäyrät. Kuvaaaja esittää alimman havainnoimiskynnyksen kullakin hetkellä. [5]	14
11	LCD-näytön kerrosrakenne. [26]	17
12	Nestekidenäytön kaksi tilaa. On-tilassa nestekiteet kääntävät lineaarisesti polarisoituneen valon suuntaa ja valo läpäisee kummatkin polarisaattorit. Off-tilassa valon polarisaation suunta ei muutu ja siksi valo ei läpäise jälkimmäistä polarisaattoria. [27]	18
13	LCD-näytön pikselirakenne. [28]	18
14	(a) Peili-, (b) huntu- ja (c) hajaheijastus [27]	19
15	Heijastustyyppit sammutetulta näytöllä havaittuna. (a) Peiliheijastus. Heijastuvasta kohteesta nähdään peilimäinen kuva näyttöruudulla. (b) Huntuheijastus. Heijastuksen voimakkuus on suurin spekulaarisen heijastuksen suunnassa, kohteesta ei muodostu selkeää kuvaa. (c) Lambertiaaninen heijastus. Heijastuskulma korreloi heikosti tulokulman kanssa. (d) Kaikki heijastustyyppit nähtynä yhtä aikaa.	20

16	(a) TG18-AD testikuva, (b) osasuurennos testikuvasta. Kuvan kirkkautta ja kontrastia on muokattu kuvan tulkinnan helpottamiseksi. [23]	20
17	(a) TG18-CT testikuva luminanssivasteen arviointiin. (b) Suurennos yhdestä ruudusta, kontrastia kasvatettu. [23]	22
18	Testikuvat luminanssin tasaisuuden arvioimiseen. (a) TG18-UN10, (b) TG18-UN80. [23]	24
19	(a) TG18-AFC testikuva, (b) osasuurennos oikean alakulman neljänneksestä. Kuvien kontrastia kasvatettu visualisoinnin helpottamiseksi. [23]	25
20	(a) TG18-MP testikuva, (b) osasuurennos kuvasta. [23]	26
21	Testikuvat geometrysten poikkeamien arvioimiseen. (a) TG18-QC, (b) TG18-LPV50. [23]	27
22	TG18-QC-testikuvan (a) keskiosa, (b) suurennos keskiosasta.	28
23	Luminanssin ja JND-indeksi arvojen suhde DICOM GSDF:llä [44].	30
24	Havainnointitarkkuus	33
25	Tasasävyisen (disk) ja epäterävän kohteen (nodule) Kontrasti-detaljikuvaajat Wangin ym. (2009) tutkimuksessa [52].	35
26	Radiologin ROC-kuvaajat lääketieteelliseen käyttöön tarkoitetulla monitorilla (M) ja kuluttajatason monitorilla (C) Liangin ym. (2006) tutkimuksessa [54].	36
27	Katselukulman vaikutusten tutkimiseen käytetty testikuva.	41
28	Kontrasti-detalji testiruudukko, kuvassa kohteiden kontrastia lisätty havainnoimisen helpottamiseksi. Ruutujen taustasävyyn pikseliarvo 230.	42
29	Kontrasti-detalji-kohteiden koot suhteessa toisiinsa ja ruutuun.	43
30	Punaiset pisteet osoittavat kontrasti-detalji kohteiden mahdolliset sijoituspaikat ruudussa.	44
31	Kliinikoiden ja radiologien normitetut tulokset havainnointitarkkuuden eri osa-alueilta. (HT = havainnointitarkkuus, T = tumma tausta, H = harmaa tausta, V = vaalea tausta, 2 = kohteen säde 2 px, 6 = kohteen säde 6 px ja 18 = kohteen säde 18 px.) Normitettujen tuloksien minimi on 0 ja maksimi 100.	54
32	Kokonaishavainnointitarkkuuden tulokset näyttömalleittain. Jotain malleja oli vain yksi, jolloin boxplot-kuvaaja pelkistyy mediaanivivaksi. Lääketieteelliseen käyttöön suunniteltujen mallien nimet lihavoitu.	56
33	Sivu 1	80
34	Sivu 2	80
35	Sivu 3	80
36	Sivu 4	81
37	Sivu 5, kuvan ruutujen kontrastia kasvatettu havainnollistamisen helpottamiseksi.	81
38	Sivu 6, kuvan ruutuja vaalennettu havaitsemisen helpottamiseksi.	82
39	Sivu 7	82
40	Sivu 8, ruutuja vaalennettu havaitsemisen helpottamiseksi	83
41	Sivu 9	83
42	Sivu 10, kohteiden kontrastia lisätty havainnoimisen helpottamiseksi.	84
43	Sivu 11	85

44	Sivu 12	86
45	Sivu 13	86
46	Mallin standardisoitujen residuaalien (a) histogrammi, (b) sirontaku- vio ja (c) P-P kuvaaja.	90

Taulukot

1	Katsojan ominaisuuksiin liittyvät muuttujat	38
2	Näytön tekniset ominaisuudet	39
3	Näytön heijastusten karakterisoinnin muuttujat	40
4	Näytön äärisävyjen toisto	41
5	Tilastolliset analyysimenetelmät	45
6	Merkitsevyysarvot ja niiden sanalliset kuvaukset [59]	48
7	Sukupuolen ja toimenkuvan ristiintaulukointi	48
8	Silmälasien käytön ja toimenkuvan ristiintaulukointi	49
9	Oman näkökyvyn arvion ja toimenkuvan ristiintaulukointi	49
10	Korjattujen vastausaikojen tunnusluvut minuuteissa	50
11	Näyttöjen mallit, lääketieteelliseen käyttöön suunnitellut mallien nimet lihavoitu	50
12	Näyttöjen paneelityypit	51
13	Pikselikoko (mm/px)	51
14	Maksimiluminanssi (cd/m^2)	51
15	Havaitut heijastustyytit	52
16	Havainnoinnin pikseliarvoinen kontrastikynnys mustalle taustalle asetetulle matalakontrastiselle kohteelle	52
17	Havainnoinnin pikseliarvoinen kontrastikynnys mustalle taustalle asetetulle ruudulle	52
18	Havainnoinnin pikseliarvoinen kontrastikynnys valkoiselle taustalle asetetulle ruudulle	53
19	Näytön sävyjen toiston katselukulmariippuvuus	53
20	Tilastolliset merkitsevyydet toimenkuvien välillä havainnointitarkkuuden eri osa-alueilla (M-W-testi) sekä se, kuinka paljon parempia radiologioiden tulosten keskiarvot olivat kullakin osa-alueella.	54
21	Silmälasien käytön korrelaatiot havainnointitarkkuuden kanssa	55
22	Hajaheijastuksen korrelaatiot havainnointitarkkuuden osa-alueiden kanssa	57
23	Näytön tummien sävyjen luminanssivasteen korrelaatiot havainnointitarkkuuden osa-alueiden kanssa	58
24	Näytön vaaleiden sävyjen luminanssivasteen korrelaatiot havainnointitarkkuuden osa-alueiden kanssa	58
25	Analyysiin valitut muuttujat ja niiden korrelaatiot havainnointitarkkuuden kanssa	59
26	Lineaariseen regressianalyysiin otettujen muuttujien muunnokset	59
27	Keskeisiä tutkimuksia havainnointitarkkuuteen vaikuttavista tekijöistä	78
28	Muuttujien lyhenteiden selitykset	87
29	Spearmanin järjestyskorrelaatiot havainnointitarkkuuden kanssa	88
31	Askeltava mallin rakentaminen. Malliin lisättävältä muuttujalta vaadittiin $p < ,05$, muuttuja poistettiin mallista jos $p > 0,10$	89
32	Regression kertoimet	89

Liite 1. Kuvanlaadun osa-alueiden vaikutus havainnointitarkkuuteen

Taulukko 27: Keskeisiä tutkimuksia havainnointitarkkuuteen vaikuttavia tekijöistä

Osa-alue	Tutkimus	Tulos
DICOM-kalibrointi	Krupinski & Roehrig 2000 [38]	Havainnointitarkkuus on selkeästi parempi kalibroidulla kuin kalibroimattomalla näytöllä.
	Hellén-Halme, Nilsson & Petersson 2009 [64]	Kalibroimattomien ja kalibroitujen näyttöjen välillä ei havaittu eroa kariesleesioiden havaitsemisessa.
Luminanssi	Herron, Bender, Campbell, Sumkin, Rockette & Gur 2000 [33]	260 cd/m^2 tai sitä suurempi maksimiluminanssi on riittävä keuhkokuvien tutkimisessa.
	Hidano, Ikeda, Ishigaki, Usami, Shimamoto & Kato 2005 [36]	Luminanssin aleneminen heikentää kohteiden havaitsemista.
	Muramoto, Shimamoto, Ikeda, Koyama, Fukushima & Ishigak 2006 [32]	Luminanssin muutos 330 cd/m^2 :stä 450 cd/m^2 ei vaikuta havainnointiin merkittävästi K-D-testissä.
Resoluutio	Herron, Bender, Campbell, Sumkin, Rockette & Gu 2000 [33]	400 μ m pikselikoko tai pienempi on riittävä keuhkokuvien tutkimiseen. Resoluution vaikutus havainnoimiseen on pienempi kuin luminanssin.
	Bacher, Smeets, Hauwere, Voet, Duyck, Verstraete & Thierens 2006 [22]	3 MP:n LCD-näyttö on yhtä hyvä kuin 5 MP:n CRT-näyttö tavallisten radiologisten kuvien tulkinassa. Pikselikohtainen kohinan poisto (PPU) parantaa tuloksia mammografiassa.
	Langer, Bartholmai, Fetterly, Harmsen, Ryan, Erickson, Andriole & Carrino 2004 [65]	Sensitiivisyys on yhtä hyvä 3 MP:n LCD-näytöllä kuin 5-MP:n CRT-näytöllä keuhkokuvien tulkinassa.
Lääketieteellinen näyttö vs. kuluttajanäyttö	Yoshimura, Shimamoto, Ikeda, Ichikawa & Naganawa 2010 [66]	Näyttöfunktio on näytön laatua merkittävämpi aivojen CT-tutkimuksissa.
	H. Geijer, M. Geijer, Forsberg, Kheddache & Sund 2007 [67]	2 MP:n kuluttajanäytön ja 2 MP:n lääketieteellisen näytön kuvanlaadussa ei ole merkittävää eroa K-D-testeissä.
	Krupinski 2009 [41]	Lääketieteelliseen käyttöön suunnitellulla näytöllä kohteiden etsiminen ja päätöksen tekeminen on tehokkaampaa ja diagnostinen tarkkuus parempi.
	Langer, Fetterly, Mandrekar, Harmsen, Bartholmai, Patton, Bishop & McCannel 2006 [61]	Lääketieteellisten ja kuluttajatasoisten DICOM-kalibroitujen näyttöjen välillä on sensitiivisyydessä pieniä, mutta tilastollisesti merkittäviä eroja. Suurempi vaikutus sensitiivisyyteen ja spesifisyyteen on havainnoijalla.
Bittisyvyys	Kimpe & Tuytschaever 2007 [43]	Havainnoijat kykenivät erottamaan 700-900 harmaan-sävyä, joten 10 bitin tarkkuuteen pystyvä näyttö on riittävä.

Osa-alue	Tutkimus	Tulos
	Hiwasa, Morishita, Hatanaka, Ohki, Toyofuku & Higashida 2009 [42]	Diagnoosin tekemiseen käytettävien näyttöjen bittisyvyyden tulisi olla 10 tai suurempi.
	Bender, Lederle, Weiß, Schoenberg & Weisser 2010 [45]	Radiologit kokevat esitetyt kuvat terävämmiksi 8 bitin kuin 11 bitin näytöllä.
Katselukulma-riippuvuus	Krupinsk, Johnson, Roehrig, Nafziger & Lubin 2005 [39]	Diagnostinen tarkkuus heikkenee, kun mammografiakuvia katsotaan 45° kulmassa.
Katseluympäristö	Sund, Båth & Månsson 2010 [16]	Näytön keskimääräistä luminanssia kirkaampi valaistus vaikeuttaa tummimpien kohteiden havainnointia.
	Pollard, Samei, Chawla, Baker, Ghate, Kim, Soo & Hashimoto 2009 [31]	Illuminanssin nosto yhdestä luxista 50:een luxiin ei vaikuta leesioiden havaitsemiseen mammografeissa.
	Muramoto, Shimamoto, Ikeda, Koyama, Fukushima & Ishigak 2006 [32]	Huoneen valaistusvoimakkuudella 20-480 lux ei ole merkittävää vaikutusta kohteiden havaitsemiseen 330 - 450 cd/m^2 LCD-näytöillä K-D-testissä.
	Wang, Anderson, Lane, Stetson & Moore 2000 [53]	Illuminanssin kasvattaminen 0 luxista 170 luxiin heikentää keskimääräistä kontrastiherkkyttä 3-47 %.

Liite 2. Kyselylomake

Sivu 1 / 13

Kuvanhavainnointikyky

Kyselyn tarkoituksena on kartoittaa työasemien näyttöjen laatua, kuvankatseluolosuhteita ja katsojan kykyä havaita kohteita kuvasta. Tutkimuksen suorittamiseen menee 3-10 min. Kysymykset joiden perässä on * -merkki ovat pakollisia.]

Siirrä selainikkuna sille näytölle jolla katsot lääketieteellisiä kuvia. Aloita tutkimus painamalla **Seuraava**-näppäintä.

Kuva 33: Sivun 1

Sivu 2 / 13

Taustatiedot

Sukupuoli *

Mies Nainen

Ikä *

20-24

Työkokemus vuosissa *

0-1 2-5 6-10 11-20 21-30

Toimenkuva *

Klinikko Radiologi

Käytätkö silmälasia *

Kyllä Ei

Arvioi näkökykyäsi (silmlasien kanssa jos käytät niitä) *

Heikko * 1 2 3 4 5 6 Erinomainen

1 2 3 4 5 6

Kuva 34: Sivun 2

Sivu 3 / 13

Seuraavissa kysymyksissä on tärkeää, että kysely täyttää koko näytön alan. Paina F11-näppäintä siirtyäksesi koko näytön tilaan.

Kuva 35: Sivun 3

Tutki näytön pintaa. Heijastuuko pinnasta valonlähteitä, kuten valaisin tai jokin vaalea esine? Valitse sopivat väittämät alareunasta. Voit valita useamman vaihtoehdon. *

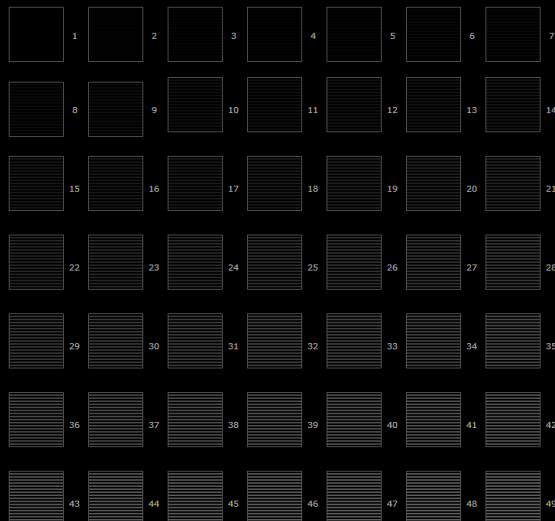
Näytössä näkyy seuraavia:

- peilimäisiä heijastuksia. Heijastuvat kohteet näkyvät terävinä ja helposti tunnistettavina.
- epäteräviä valoheijastuksia. Heijastuvien kohteiden muoto on vaikea hahmottaa ja kohteiden reunat ovat utuiset.
- laskärinhakki tai henkilökortti heijastuksena.
- Näytössä ei näy heijastuksia.

<< Edellinen Seuraava >>

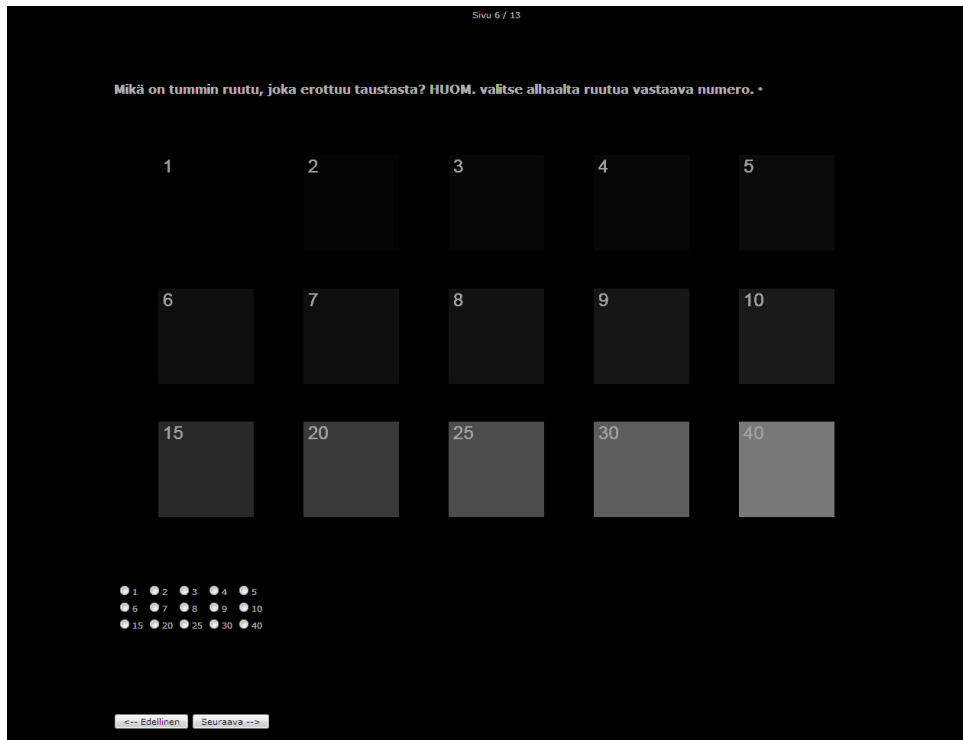
Kuva 36: Sivun 4

Tutki näyttöä 30 cm etäisyydeltä. Valitse ensimmäinen ruutu, jossa pystyt erottamaan vaakaviivostusta. *

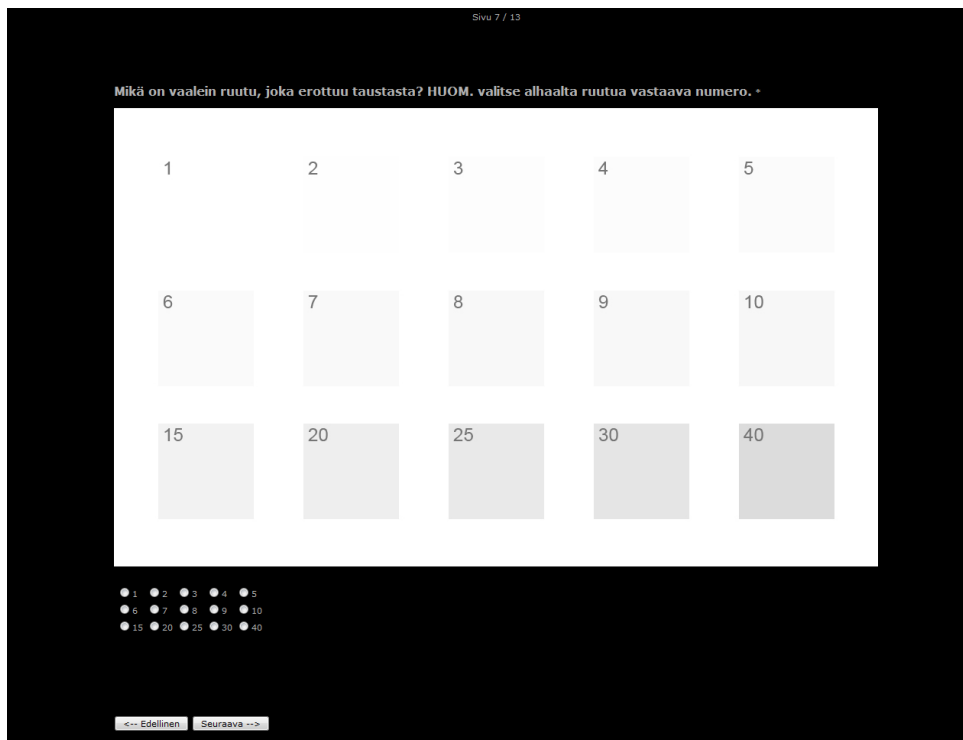


<< Edellinen Seuraava >>

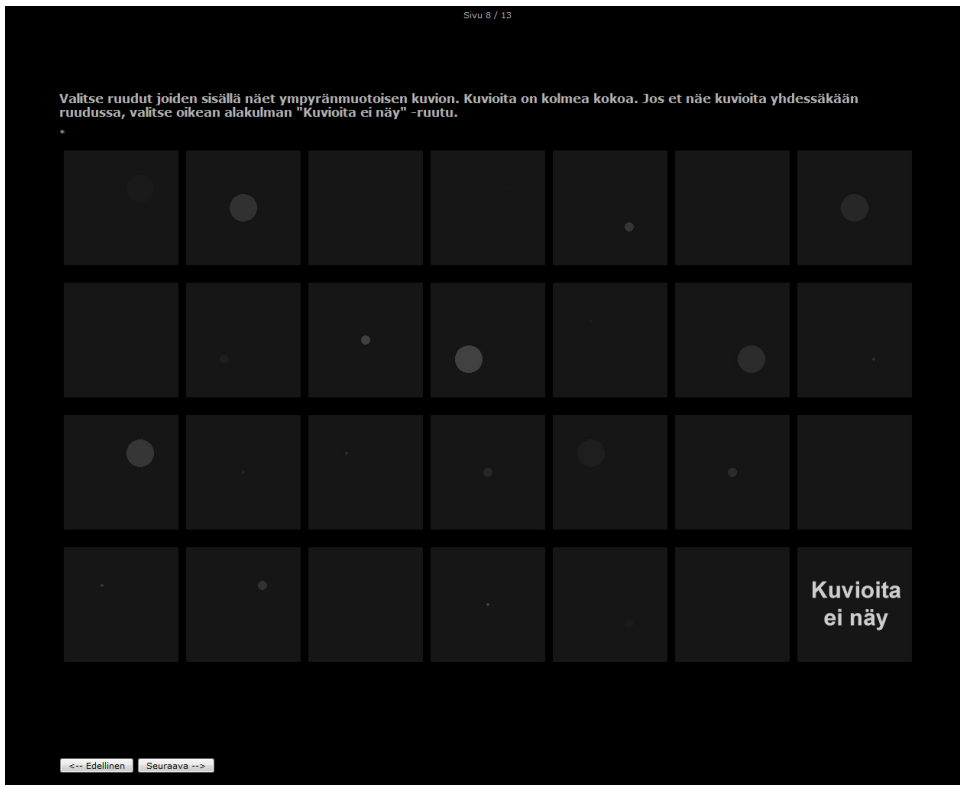
Kuva 37: Sivun 5, kuvan ruutujen kontrastia kasvatettu havainnollistamisen helpottamiseksi.



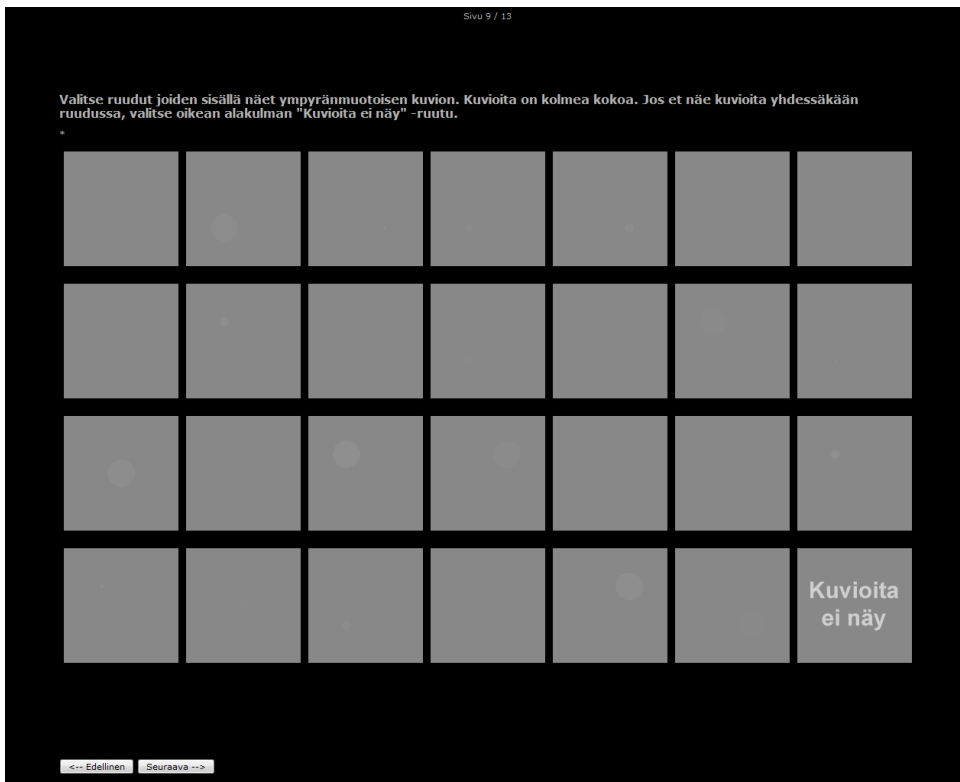
Kuva 38: Sivun 6 ruutuja vaaleennettu havaitsemisen helpottamiseksi.



Kuva 39: Sivun 7

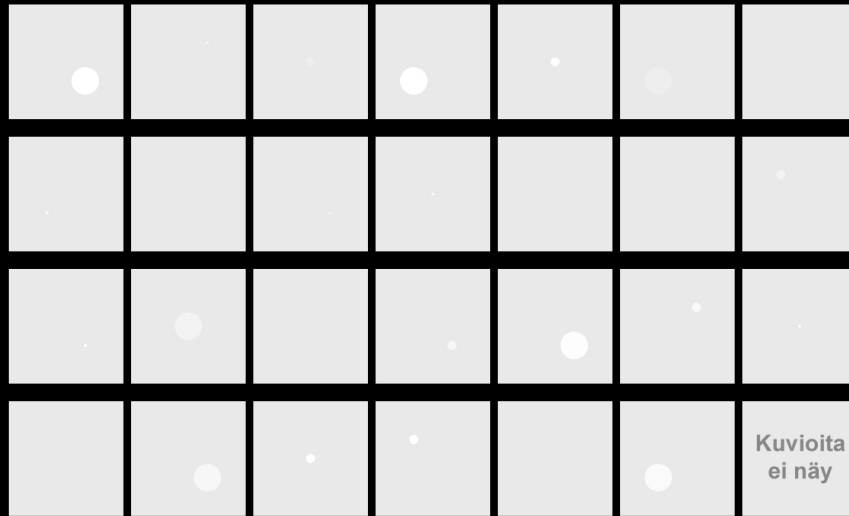


Kuva 40: Sivun 8, ruutuja vaalennettu havaitsemisen helpottamiseksi



Kuva 41: Sivun 9

Valitse ruudut joiden sisällä näet ympyränmuotoisen kuvion. Kuvioita on kolme kokoa. Jos et näe kuvioita yhdessäkään ruudussa, valitse oikean alakulman "Kuvioita ei näy" -ruutu.



<-- Edellinen Seuraava -->

Kuva 42: Sivun 10 kohteiden kontrastia lisätty havainnoimisen helpottamiseksi.

Katselukulman vaikutus kuvaan

Vieritä sivua alas niin, että kuva täyttää koko ruudun. Liikuta päätäsi näytön edessä vaaka- ja pystysuunnassa, n. 30 cm suuntaansa. Tutki ABCDEF-tekstin sävyä näytön eri alueilla. Onko tekstin sävy selvästi erilainen näytön eri osissa tai muuttuuko sävy päätä liikuttaessa? Valitse sivun alareunasta oikea väittämä.



- Tekstin sävy on erilainen näytön eri osien välillä, ja / tai sävy muuttuu kun päätä liikuttaa.
- Tekstin sävy sama koko näytön alalla ja se ei muutu päätä liikuttaessa.

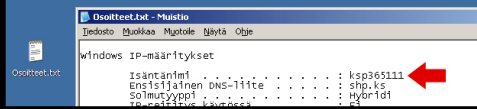
Kuva 43: Sivun 11

Isäntänimi

Tietokoneen isäntänimi alkaa kirjaimilla ksp, joiden jälkeen tulee kuusi tai seitsemän numeroa. Isäntänimi voi olla esim. ksp365111. Joskus nimen perään liitetään myös .shp_ks, jolloin isäntänimi saa muodon ksp365111.shp_ks. Isäntänimi voidaan selvittää useilla tavoilla:

Tapa 1

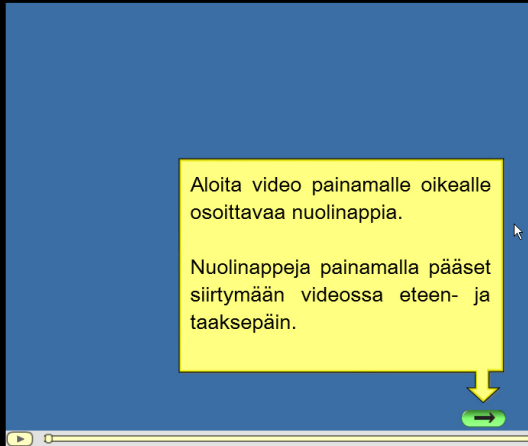
Avaa työpöydältä Osoitteet.txt tiedosto. Isäntänimi on toisen rivin lopussa.



Esimerkki Osoitteet.txt-tiedostosta.

Tapa 2

Katso alla oleva video ja seuraa ohjeita.



Kirjoita isäntänimi alla olevaan kenttään. Jos nimen selvittäminen ei onnistu, siirry seuraavaan kysymykseen.

<- Edellinen Seuraava ->

Kuva 44: Sivu 12

Lopeta kysely painamalla Lähetä-nappia.

<- Edellinen Lähetä

Kuva 45: Sivu 13

Liite 3. Muuttujien järjestyskorrelaatiot havainnointitarkkuuden kanssa

Taulukko 28: Muuttujien lyhenteiden selitykset

Lyhenne	Selitys
SP	Sukupuoli
IKA	Ikä
TYOK	Työkokemus
TOIMK	Toimenkuva
SILM	Silmälasien käyttö
NAKO	Arvio omasta näkykyvystä
VAIK40	Vastaamiseen kulunut aika. Yli 40 min vastausajat korvattu alta 40 min aikojen keskiarvolla.
N_TN	Näytön paneelitekniikan tyyppi on TN
N_PVA	Näytön paneelitekniikan tyyppi on PVA
N_IPS	Näytön paneelitekniikan tyyppi on IPS
N_PKOK	Paikkaerotuskyky, eli pikseleiden koko näytössä
N_MAXL	Näytön maksimiluminanssi
KATSK	Katselukulma vaikuttaa sävyjen toistoon
H_EPAT	Näytön pinnasta havaitaan epäteräviä heijastuksia
H_TAKK	Näytön pinnasta havaitaan takin tai henkilökortin heijastus
H_PEIL	Näytön pinnasta havaitaan peilimäisiä heijastuksia
H_EIHEI	Näytön pinnassa ei havaita epäteräviä, peilimäisiä tai takin heijastuksia
H_HAJA	Hajaheijastusten voimakkuus
TUMR	Näytön tummien sävyjen toisto
VAAR	Näytön vaaleimpien sävyjen toisto
HT	Kokonaishavainnointitarkkuus
HT_T	Havainnointitarkkuus, tummat kohteet
HT_H	Havainnointitarkkuus, harmaat kohteet
HT_V	Havainnointitarkkuus, vaaleat kohteet
HT_2	Havainnointitarkkuus, pienet (säde 2 px) kohteet
HT_6	Havainnointitarkkuus, keskikokoiset (säde 6 px) kohteet
HT_18	Havainnointitarkkuus, suuret (säde 18 px) kohteet

Taulukko 29: Spearmanin järjestyskorrelaatiot havainnointitarkkuuden kanssa

Muuttujat	HT	HT_T	HT_H	HT_V	HT_2	HT_6	HT_18
SP ¹	0,006	-0,082	-0,039	0,124	-0,009	0,002	0,111
IKA	-0,153	-0,181	-0,201	0,053	-0,211	-0,064	0,015
TYOK	-0,155	-0,189	-0,187	0,042	-0,211	-0,059	0,010
TOIMK ¹	0,343**	0,210	0,188	0,394**	0,256*	0,298*	0,397**
SILM ¹	-0,421**	-0,472**	-0,318*	-0,170	-0,433**	-0,371**	-0,251*
NAKO	0,081	0,123	0,057	0,021	0,053	0,074	0,110
VAIK40	-0,010	-0,026	0,136	-0,047	0,024	-0,019	-0,018
N_TN ¹	0,028	0,175	-0,050	-0,189	-0,003	0,012	-0,073
N_PVA ¹	0,003	-0,213	0,185	0,180	0,040	-0,062	0,072
N_IPS ¹	0,169	0,148	0,139	0,315*	0,187	0,284*	0,220
N_PKOK	-0,198	-0,026	-0,147	-0,267	-0,164	-0,201	-0,071
N_MAXL	0,109	0,060	0,166	-0,025	0,081	0,114	-0,027
KATSK ¹	-0,134	-0,048	-0,021	-0,199	-0,035	-0,164	-0,221
H_EPAT ¹	-0,008	0,201	-0,095	-0,230	0,004	-0,043	-0,112
H_TAKK ¹	-0,056	-0,189	0,100	0,102	-0,013	-0,035	0,045
H_PEIL ¹	0,168	0,078	0,112	0,210	0,139	0,225	0,052
H_EIHEI ¹	-0,084	-0,142	-0,090	-0,019	-0,109	-0,094	-0,022
H_HAJA	-0,514**	-0,560**	-0,337**	-0,331**	-0,439**	-0,491**	-0,525**
TUMR	-0,515**	-0,498**	-0,328**	-0,430**	-0,416**	-0,498**	-0,557**
VAAR	-0,499**	-0,317*	-0,442**	-0,513**	-0,477**	-0,456**	-0,376**

** $p < 0,01$, * $p < 0,05$

¹Dikotominen muuttuja

Liite 4. Lineaarisen regressiomallin rakentaminen ja tarkastelu

Taulukko 31: Askeltava mallin rakentaminen. Malliin lisättävältä muuttujalta vaadittiin $p < ,05$, muuttuja poistettiin mallista jos $p > 0,10$.

Muuttujat						
Malli	Lisätyt	Poistetut	R^2	R_a^2	ΔR^2	Estimaatin keskivirhe
1	VAAR_ln	-	,269	,258	,269**	15,262
2	H_HAJA_03	-	,427	,408	,157**	13,629
3	SILM	-	,468	,411	,041*	13,240

** $p < 0,01$, * $p < 0,05$

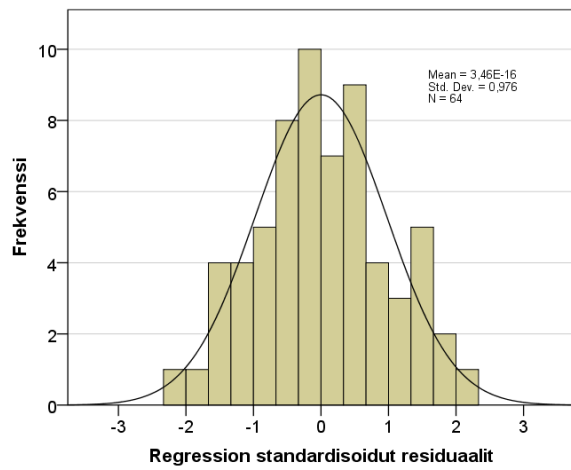
Taulukko 32: Regression kertoimet

Malli	Muuttujat	Kertoimet			t	p	Kollineaarisuus	
		B ¹	δB^2	β^3			Toleranssi	VIF
1	Vakio	65,988	3,070		21,494	<,001		
	VAAR_ln	-11,286	2,361	-,519	-4,780	<,001	1,000	1,000
2	Vakio	99,222	8,571		11,576	<,001		
	VAAR_ln	-9,028	2,179	-,415	-4,143	<,001	,936	1,068
	H_HAJA_03	-17,936	4,383	-,410	-4,092	<,001	,936	1,068
3	Vakio	97,236	8,378		11,607	<,001		
	VAAR_ln	-8,572	2,128	-,394	-4,029	<,001	,927	1,079
	H_HAJA_03	-14,238	4,591	-,326	-3,101	,003	,805	1,242
	SILM	-8,445	3,922	-,223	-2,153	,035	,829	1,206

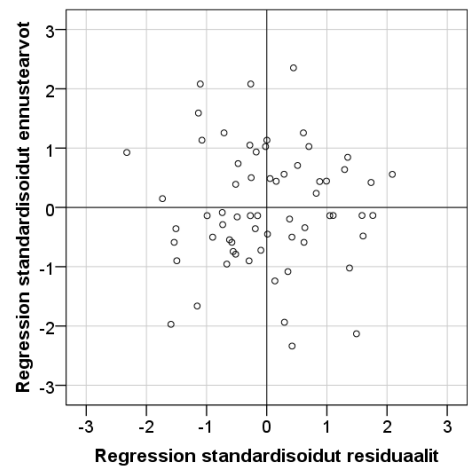
¹B = standardisoimaton kerroin

² δB = standardisoimattoman kertoimen keskivirhe

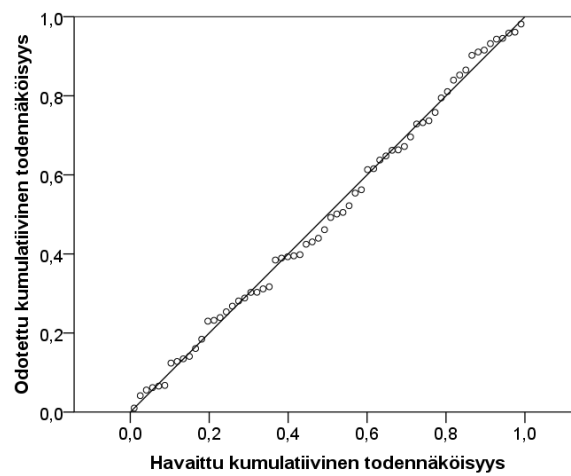
³ β = standardisoitu kerroin



(a)



(b)



(c)

Kuva 46: Mallin standardisoitujen residuaalien (a) histogrammi, (b) sirontakuviio ja (c) P-P kuvaaja.